



UNIVERSIDAD MICHOACANA
DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO
Cuna de héroes, crisol de pensadores

UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS FEMORAL MEDIANTE LA METODOLOGÍA DE TAGUCHI

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería Mecánica para obtener el grado de:

Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Presenta:

Ing. Juan Pablo Aguado Ayala

Asesor y Coasesora de tesis:

M.C. Miguel Villagómez Galindo

Dra. Georgina Carbajal de la Torre



Morelia, Mich., septiembre del 2018



DISEÑO DE UNA PRÓTESIS FEMORAL MEDIANTE LA METODOLOGÍA DE TAGUCHI.

Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Facultad de Ingeniería Mecánica

U. M. S. N. H.

Agradecimientos.

Este trabajo es dedicado y agradecido a las siguientes instituciones, familiares y amigos que colaboraron para que pudiera ser realizada esta tesis y obtener el grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica:

- Al CONACYT mi más grande agradecimiento por el apoyo económico para la realización de esta tesis.
- A mi asesor y coasesora mi más grande agradecimiento, por su guía, ayuda y colaboración importante en la elaboración del presente trabajo tanto en la parte académica como económica.
- A la Facultad de Ingeniería Mecánica y a los profesores que imparten en la institución mi más grande agradecimiento, por enseñarme a ver lo maravilloso que es nuestra ciencia.
- A mi familia, sobre todo a mis padres y hermanos, mi más grande agradecimiento por guiarme a lo largo de mi vida, apoyarme en todo momento tanto emocional como económicamente y enseñarme que todo se puede lograr con esfuerzo y dedicación.
- A mi mesa de sinodales, gracias por apoyarme, mostrándome los detalles y correcciones que realice en este trabajo de investigación.
- A mis amigos, gracias por el apoyo moral, por su amistad y por todo el apoyo que recibí de ustedes durante este tiempo.

Resumen.

Los diseños en prótesis femorales han tenido mucha importancia hoy en día, debido al envejecimiento de la población las lesiones en la cadera han ido en aumento, por lo que tener diseños óptimos de prótesis ayuda a que la longevidad de estas sea mayor y así también poder evitar algunos otros problemas como lo es la pérdida ósea.

Como mencionan algunos autores en tiempos futuros se necesitará cambiar de los estudios comparativos y paramétricos al análisis probabilístico y el diseño de experimentos, los cuales ayudaran a maximizar el potencial de los análisis por elemento finito.

Muchos autores se han dedicado a la mejora y optimización de diseños de prótesis de cadera, esto con fin de mejorar y reducir problemas relacionados con los implantes, como lo es la pérdida ósea, la durabilidad y funcionalidad de las prótesis.

En esta investigación se seleccionó la geometría de una prótesis femoral. De la cual se realizó un modelado solido en un software llamado SolidWorks, con la geometría definida se realizó un análisis por elemento finito para conocer el comportamiento de la prótesis bajo cargas y conocer las concentraciones de esfuerzos.

Con la ayuda del método de diseños de experimentos de Taguchi se pudo conocer el diseño óptimo de la geometría seleccionada.

Palabras clave: Prótesis femoral, Metodología de Taguchi, Diseño de experimentos, Elemento finito, Apantallamiento de tensiones.

Abstract.

The designs in femoral prosthesis have been very important nowadays, due to the aging of the population the hip injuries have been increasing, so they need optimal designs of prostheses for help the longevity of these larger and thus also be able to avoid some other problems as is the bone loss.

As some authors mention in future times, the change from comparative and parametric studies to probabilistic analysis and design of experiments, which helped maximize the potential of finite element analysis.

Many authors have dedicated themselves to the improvement and optimization of data prosthesis designs, this leads to improve and reduce problems related to implants, such as bone loss, durability and functionality of the prosthesis.

In this research, the geometry of a femoral prosthesis is selected. Of which a solid modeling was done in a software called SolidWorks, with the geometry defined an analysis by finite element was carried out to know the behavior of the prosthesis under loads and to know the stress levels.

With the help of Taguchi's experiment design method, the optimal design of the selected geometry can be known.

Key words: Femoral prosthesis, Taguchi Methodology, Design of experiments, Finite element, Stress shielding.

Contenido.

Agradecimientos.	i
Resumen.	ii
Abstract.	iii
Índice de figuras.	vi
Índice de tablas.	viii
Glosario.	x
Nomenclatura.	xii
Capítulo 1. Introducción.	1
1.1 Planteamiento del problema.	2
1.2 Justificación.	2
1.3 Hipótesis.	3
1.4 Objetivos.	3
1.4.1 Objetivo general.....	3
1.4.2 Objetivos particulares.	3
Capítulo 2. Antecedentes.	4
2.1 Introducción.	4
2.2 Diseño Robusto y metodología de Taguchi.	5
2.3 Antecedentes.	5
Capítulo 3. Modelación de hueso femoral y prótesis femoral.	9
3.1 Obtención de geometría.	9
3.2 Diseño de prótesis femoral.	12
3.2.1 Modelo de prótesis 1. (72 mm).....	14
3.2.2 Modelo de prótesis 2. (36 mm).	15
3.2.3 Modelo de prótesis 3. (18 mm).	15
3.3 Modelo de hueso femoral sin cuello	16
3.3.1 Corte de cuello femoral.	16
3.3.2 Ensamble de hueso y prótesis	17
3.3.3 Contraste de hueso y prótesis.	18
Capítulo 4. Diseño robusto (metodología de Taguchi).	19
4.1 Pasos para realizar la metodología de Taguchi	22
4.2 Descripción de la metodología de Taguchi.	23
4.2.1 Obtención de factores de control.	23

Capítulo 5. Análisis y resultados de los experimentos.....	26
5.1 Obtención de fuerzas.	26
5.1.1 Esquema de fuerzas caso 1: 50 kg.....	27
5.1.2 Esquema de fuerzas caso 2: 64 kg.....	27
5.1.3 Esquema de fuerzas caso 3: 70 kg.....	28
5.2 Simulación por elemento finito de hueso femoral.	28
5.2.1 Análisis hueso para una persona de 50 kg de peso:.....	29
5.2.2 Análisis hueso para una persona de 64 kg de peso:.....	31
5.2.3 Análisis hueso con 70 kg:.....	32
5.3 Mallado de prótesis y hueso.	34
Capítulo 6. Simulación de experimentos.	35
6.1 Primer experimento.	35
6.2 Segundo experimento.	37
6.3 Tercer experimento.	38
6.4 Cuarto experimento.	39
6.5 Quinto experimento.	40
6.6 Sexto experimento.	41
6.7 Séptimo experimento.	42
6.8 Octavo experimento.	43
6.9 Noveno experimento.....	44
Capítulo 7. Obtención de diseño óptimo por medio de la metodología de Taguchi.	45
7.1 Análisis de señal-ruido.	45
7.2 Análisis de varianza.	47
7.3 Determinación del experimento óptimo.	48
Capítulo 8. Mecanoregulación de hueso femoral.	50
8.1 Modelos de Mecanoregulación.	50
8.2 Análisis de Reabsorción ósea.	51
Capítulo 9. Conclusiones y recomendaciones.....	53
9.1 Conclusiones.	53
9.2 Recomendaciones y/o trabajos futuros.	53
Referencias.	54

Índice de figuras.

Figura 2.1 Prótesis de cadera comerciales [25] [26].....	4
Figura 3.1. Metodología utilizada para poder realizar una reconstrucción geométrica del hueso.	9
figura 3.2. Imagen medica de hueso femoral.....	9
Figura 3.3. Imagen medica de hueso femoral segmentada.	10
Figura 3.4. Imagen de modelo hueso femoral en 3D.....	11
Figura 3.5. Exportado de geometría de hueso femoral.	12
Figura 3.6. Diseño de prótesis femoral.	13
Figura 3.7. Modelo de prótesis femoral.....	13
Figura 3.8. Modelo prótesis 1 (vástago 72 mm).	14
Figura 3.9. Modelo prótesis 2 (vástago 36 mm).	15
Figura 3.10. Modelo prótesis 3 (vástago 18 mm).	15
Figura 3.11. Hueso sin cuello femoral.....	16
Figura 3.12. Proceso para el ensamble de hueso y la prótesis.	17
Figura 3.13. Contraste de hueso con y sin prótesis.	18
Figura 5.1. Esquemas de fuerza aplicados en el implante.	28
.....	29
Figura 5.2. Mallado de hueso femoral.....	29
Figura5.3. Esquema de fuerzas en hueso femoral (para una persona de 50 kg de peso).....	29
Figura 5.4. Esfuerzo equivalente (para una persona de 50 kg de peso).....	30
Figura 5.5. Deformación total (para una persona de 50Kg de peso).....	30
Figura 5.6. Esquema de fuerzas en hueso femoral (para una persona de 64 Kg de peso).	31
Figura 5.7. Esfuerzo equivalente (para una persona de 64 Kg de peso).	31
Figura 5.8. Deformación total (para una persona de 64 Kg de peso).	32
Figura 5.9. Esquema de fuerzas en hueso femoral (para una persona de 70Kg de peso).	32
Figura 5.10. Esfuerzo equivalente (para una persona de 70Kg de peso).....	33
.....	33
Figura 5.11. Deformación total (para una persona de 70Kg de peso).	33
Figura 5.12. Mallado del modelo implante.....	34
Figura 6.1. Resultados Esfuerzo equivalente primer experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante.....	35
Figura 6.2. Resultados de deformación total (primer experimento).....	36

Figura 6.3. Resultados Esfuerzo equivalente segundo experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante.	37
Figura 6.4. Resultados deformación total (segundo experimento).	37
Figura 6.5. Resultados Esfuerzo equivalente tercer experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante.	38
Figura 6.6. Resultados deformación total (tercer experimento).	38
Figura 6.7. Resultados Esfuerzo equivalente cuarto experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante.	39
Figura 6.8. Resultados deformación total (cuarto experimento).	39
Figura 6.9. Resultados Esfuerzo equivalente quinto experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante	40
Figura 6.10. Resultados deformación total (quinto experimento).	40
Figura 6.11. Resultados Esfuerzo equivalente sexto experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante.	41
Figura 6.12. Resultados deformación total (sexto experimento).	41
Figura 6.13. Resultados Esfuerzo equivalente séptimo experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante.	42
Figura 6.14. Resultados deformación total (séptimo experimento).	42
Figura 6.15. Resultados Esfuerzo equivalente octavo experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante	43
Figura 6.16. Resultados deformación total (séptimo experimento).	43
Figura 6.17. Resultados Esfuerzo equivalente noveno experimento: a) Prótesis b)conjunto de implante.	44
Figura 6.18. Resultados deformación total (noveno experimento).	44
Gráfica 7.1. Grafica de respuesta para factores significativos.	47
Figura 8.1. Rango de valores propuestos por Hanna Isaksson para la deformación deviatorica.	50
Figura 8.2. Reabsorción ósea en hueso.	51
Figura 8.3. Hueso maduro.	51
Figura 8.4. Hueso inmaduro.	52

Índice de tablas.

Tabla 4.1. Arreglo ortogonal estándar.	21
Tabla 4.2. Factores de control.	24
Tabla 4.3. Selección de matriz ortogonal.	24
Tabla 4.4. Combinaciones de matriz de experimentos L9.	25
Tabla 4.5. Combinaciones con valores de matriz de experimentos L9.	25
Tabla 5.1. Esquemas de fuerzas para los diferentes pesos.	26
Tabla 5.2. Tabla de resultados para una persona de 50 kg de peso.	30
Tabla 5.3. Tabla de resultados para una persona de 64 Kg de peso.	31
Tabla 5.4. Tabla de resultados carga para una persona de 70Kg de peso.	33
Tabla 6.1. Datos para el primer experimento.	35
Tabla 6.2. Resultados para primer experimento.	35
Tabla 6.3. Datos para el segundo experimento.	37
Tabla 6.4. Resultados para segundo experimento.	37
Tabla 6.5. Datos para el tercer experimento.	38
Tabla 6.6. Resultados para tercer experimento.	38
Tabla 6.7. Datos para el cuarto experimento.	39
Tabla 6.8. Resultados para cuarto experimento.	39
Tabla 6.9. Datos para el quinto experimento.	40
Tabla 6.10. Resultados para quinto experimento.	40
Tabla 6.11. Datos para el sexto experimento.	41
Tabla 6.12. Resultados para sexto experimento.	41
Tabla 6.13. Datos para el séptimo experimento.	42
Tabla 6.14. Resultados para séptimo experimento.	42
Tabla 6.15. Datos para el octavo experimento.	43
Tabla 6.16. Resultados para octavo experimento.	43
Tabla 6.17. Datos para el noveno experimento.	44
Tabla 6.18. Resultados para noveno experimento.	44
Tabla 7.1. Resultados de arreglo ortogonal L9.	46
Tabla 7.2. Tasa de señal-ruido.	46
Tabla 7.3. Designación de letras para factores.	46
Tabla 7.4. Identificación de factores y niveles.	48

Tabla 7.5. Resultados de análisis de varianza	48
Tabla 7.6. Experimento óptimo.	49

Glosario.

Apantallamiento de tensiones

Es una causa mecánica de la pérdida ósea y está caracterizada por los cambios aditivos de remodelación en el hueso femoral tras la implantación del vástago. La redistribución de esfuerzos resulta en una disminución en la densidad mineral del hueso cerca del fémur proximal, la cual puede influir en la longevidad de la prótesis, la osteólisis es otra causa de pérdida ósea.

Esfuerzo equivalente

Es un criterio de resistencia estática, aplicado a materiales dúctiles, según el cual, el material no fluirá en el punto analizado siempre que la energía de distorsión por unidad de volumen en el punto no supere la energía de distorsión por unidad de volumen que se da en el momento de la fluencia en el ensayo de tracción.

Elemento finito

Es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales muy complejas utilizado en diversos problemas de ingeniería y física.

Fémur

Es el hueso del muslo, el segundo segmento del miembro inferior. Es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo humano y de la mayor parte de los mamíferos. El fémur se encuentra en la parte inferior de nuestro cuerpo.

Mecanobiología

Es conocer la respuesta celular bajo una acción mecánica, mediado, a su vez, por otros factores que inhiben o ayudan a la reacción celular ante un determinado nivel tenso-deformacional.

Módulo de Young

Parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

Optimización

En matemáticas e informática, método para determinar los valores de las variables que intervienen en un proceso o sistema para que el resultado sea el mejor posible.

Prótesis

Es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas razones.

Reabsorción ósea

Es el proceso por el cual los osteoclastos eliminan tejido óseo liberando minerales, resultando en una transferencia de ion calcio desde la matriz ósea a la sangre.

Nomenclatura.

s/n	Tasa de señal-ruido.
n	Número de niveles para experimentación.
S	Desviación estándar.
Y_i	Número de factores para la experimentación.
N	Numero de experimentos.
F	Fuerza total.
F_x	Componente en x de F.
F_y	Componente en y de F.
F_z	Componente en z de F.
Y_o	Deformación deviatorica.
ϵ_1	Deformación principal dirección x.
ϵ_2	Deformación principal dirección y.
ϵ_3	Deformación principal dirección z.

Capítulo 1. Introducción.

Actualmente se tienen pocos trabajos de investigación para la optimización de prótesis femorales, y son muy escasos los trabajos de investigación que utilizan la metodología de Taguchi para realizar la optimización, algunos de estos incluyen la geometría de la prótesis, los materiales, utilizando algunas técnicas de optimización como lo son: La optimización multi-objetivo, la optimización por metodología numérica y la optimización topológica.

La presente tesis muestra una investigación para realizar la optimización de una prótesis femoral, desde la obtención de la geometría del hueso, la obtención de la geometría de la prótesis, la utilización de la metodología de Taguchi para diseñar los experimentos y el análisis por elemento finito para el estudio de los experimentos y encontrar el diseño óptimo de la prótesis, dejando un aporte en el estudio biomecánico para la optimización de las prótesis femorales.

El presente trabajo está estructurado en 8 capítulos, los cuales se describen a continuación:

El capítulo 1 aborda la justificación del trabajo, la hipótesis y los objetivos, general y particulares, que sirve como base para el desarrollo de este trabajo de investigación.

Dentro del capítulo 2 se establecen los antecedentes de los trabajos realizados sobre las prótesis femorales, los materiales utilizados para los implantes, así como técnicas de optimización que se han realizado en prótesis femorales; también se expone el estado del arte actual para el desarrollo de este trabajo de investigación.

En el capítulo 3 se presenta la obtención de la geometría del hueso femoral utilizando imágenes médicas y llevando la geometría a un programa de modelado, de acuerdo a las medidas de este hueso se propuso un diseño de prótesis en este capítulo se muestra el diseño de la prótesis usada durante la presente investigación.

En el capítulo 4 se muestra el diseño de experimentos usado en la presente investigación, se da una descripción del uso de la metodología de Taguchi para realizar la optimización de la prótesis femoral, se aborda cuáles son los factores de control que se eligieron para la realización de los experimentos.

En el capítulo 5 se presenta cuáles son los esquemas de fuerzas que se utilizarán para la realización de los experimentos y cómo van colocados en la prótesis, además se muestra el análisis por elemento finito de un hueso femoral utilizando los esquemas de fuerzas.

Dentro del capítulo 6 se aborda la realización de todos los experimentos que se diseñaron en el capítulo 4, se muestran todas las simulaciones por elemento finito, así como sus resultados de las mismas para esfuerzo equivalente y para deformación total.

En el capítulo 7 se presenta la metodología de Taguchi para encontrar el diseño óptimo de la prótesis femoral, se muestra cómo encontrar la tasa de señal-ruido y con esta poder encontrar un experimento óptimo.

En el capítulo 8 se muestra un estudio de mecanoregulación en el hueso femoral con la prótesis seleccionada como óptima para poder encontrar en que partes del hueso ocurrirá reabsorción ósea, y en que partes se tendrá hueso maduro y hueso inmaduro.

Y finalmente en el capítulo 9 se presentan las conclusiones de este trabajo de investigación, así como recomendaciones y trabajos futuros.

1.1 Planteamiento del problema.

Con el incremento en el reemplazo de huesos, la necesidad del diseño de implantes más duraderos se ha incrementado. También adicionalmente los reemplazos de cadera son más comunes en personas jóvenes con un estilo de vida más activo. Con este incremento la longevidad y la funcionalidad de las prótesis de cadera son cada vez más críticas lo que ha conducido a la necesidad de optimizar los diseños de las prótesis de cadera. Muchas áreas son importantes para la optimización del diseño de la prótesis de cadera porque todas estas contribuyen en la mejora de la longevidad y funcionalidad, dentro de estas áreas se incluyen la distribución de esfuerzo, los materiales utilizados y la geometría [1].

El análisis por elemento finito ha sido usado por más de cuatro décadas para estudiar y evaluar el comportamiento mecánico en reemplazos articulares. El análisis por elemento finito se ha utilizado para la predicción de un ambiente mecánico inicial hasta simulaciones avanzadas, incluyendo la adaptación ósea [2].

Como se mencionó antes la importancia de tener diseños óptimos en las prótesis es muy importante en la actualidad, para poder mejorar en gran medida la durabilidad y funcionalidad de las prótesis. Para esto en esta investigación se realizó un modelado sólido de la geometría del fémur seleccionado además se realizó un análisis por elemento finito para conocer la distribución de esfuerzos en la prótesis y ver el comportamiento de esta bajo cargas además se usó técnicas de optimización para conocer el diseño óptimo de la geometría seleccionada como lo es el diseño robusto (método de Taguchi).

1.2 Justificación.

La incidencia de la fractura de cuellos femorales, es una de las lesiones traumáticas más comunes en las personas mayores y aumenta continuamente debido al envejecimiento en la población del planeta [7], por lo que es necesario que los diseños y los materiales para la realización de prótesis de fémur sean mejores, optimizando los diseños ya realizados, así como la búsqueda de diferentes materiales que ayuden a que las prótesis tengan mayor durabilidad y funcionalidad.

El diseño de experimentos es una poderosa herramienta que ha sido usada en la mecánica experimental y en la ingeniería de producción, pero ha sido poco utilizada en la biomecánica computacional, un ejemplo del diseño de experimentos es el método de

Taguchi. Por otra parte algunos investigadores que son un referente en el ámbito de la biomecánica como lo son Pendergrast y Taylor han expresado que: en la próxima década será necesario pasar de los estudios comparativos y paramétricos a los estudios del diseño de experimentos y análisis probabilísticos para poder maximizar las simulaciones por elemento finito utilizadas en el ámbito biomecánico y biomédico [2]. Inspirado en la anterior aseveración se encuentra inscrita la presente tesis y como se expresó el método de Taguchi que está orientado al diseño de experimentos y que casi no ha sido utilizado en el ámbito de la biomecánica, está acorde con las sugerencias de Pendergrast y Taylor entorno al futuro de la investigación en biomecánica. Por lo que se utilizó para la optimización del diseño de una geometría de prótesis femoral, contribuyendo con ello al estado del arte entorno al diseño óptimo de prótesis.

1.3 Hipótesis.

Es posible optimizar el diseño de una prótesis femoral utilizando los principios del diseño robusto a través de la metodología de Taguchi.

1.4 Objetivos.

1.4.1 Objetivo general.

- Diseñar y optimizar una prótesis femoral mediante la metodología de Taguchi.

1.4.2 Objetivos particulares.

- Estudiar el método de diseño de experimentos de Taguchi.
- Investigar sobre prótesis femorales.
- Selección y diseño conceptual de una prótesis femoral.
- Realizar el modelado sólido de la prótesis a analizar.
- Realizar el diseño de experimentos mediante la metodología de Taguchi para el análisis de la prótesis por elemento finito.
- Obtener el diseño óptimo de la prótesis.

Capítulo 2. Antecedentes.

2.1 Introducción.

Las prótesis y las ortesis son dispositivos que ayudan a las personas con discapacidades. Las ortesis soportan y modifican las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromusculares. Las ortesis se utilizan para aplicar fuerzas en el cuerpo para necesidades biomecánicas. Las prótesis son dispositivos que remplazan partes faltantes del cuerpo, como lo pueden ser una prótesis de mano. Las prótesis y las ortesis son nombradas de acuerdo a la parte del cuerpo involucrado [3]. En el presente trabajo se analizara una prótesis de cadera para obtener las medidas y el material que nos den un mejor comportamiento y una mejor funcionalidad en el hueso.

El fémur es el hueso más largo y resistente del humano. Que se localiza en el muslo. Asegura la unión entre los huesos de la pelvis y la articulación de la rodilla y juega un papel muy importante en el movimiento de la pierna [4]. En el presente trabajo se realizó un estudio sobre el hueso femoral en donde se utilizo la prótesis, para conocer cuál será la reabsorción ósea que se presenta en este debido a la prótesis (como se puede observar en las figuras 25 y 26).

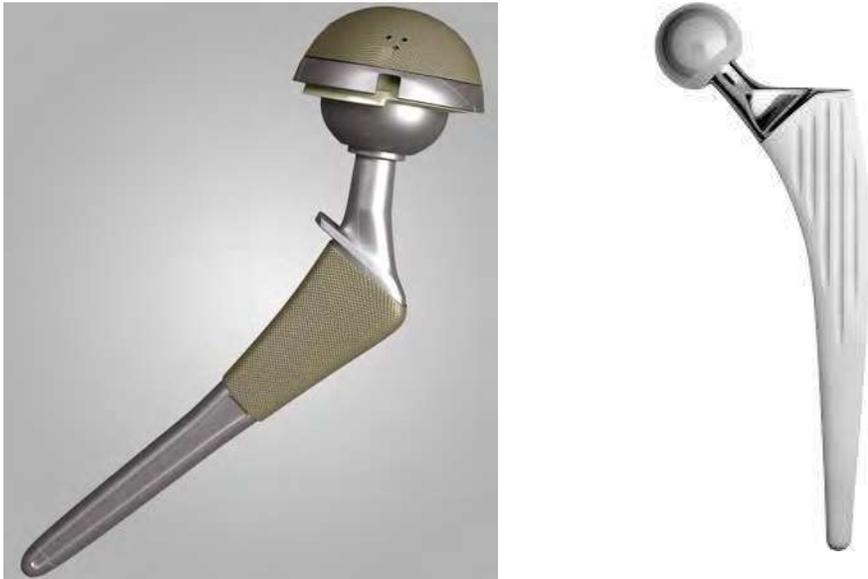


Figura 2.1 Prótesis de cadera comerciales [25] [26]

En esta investigación se realizó el diseño conceptual de una prótesis femoral y la optimización de su diseño por medio de la metodología de experimentos de Taguchi, también se hizo un análisis de la prótesis usando el método de elemento finito.

2.2 Diseño Robusto y metodología de Taguchi.

El diseño robusto es comúnmente llamado el método de Taguchi, esta metodología es diferente a la metodología tradicional usada por los diseñadores. Los métodos actuales desarrollados por Taguchi se basan en experimentos más que en análisis y requieren un historial en la reducción de datos estadísticos [5].

Un diseño de Taguchi es un experimento diseñado que permite elegir un producto o proceso que funciona con mayor consistencia en el entorno operativo. Los diseños de Taguchi reconocen que no todos los factores que causan variabilidad pueden ser controlados. Estos factores que no se pueden controlar se denominan factores de ruido. Los diseños de Taguchi intentan identificar factores controlables (factores de control) que minimicen el efecto de los factores de ruido. Durante el experimento, usted manipula los factores de ruido para hacer que haya variabilidad y luego determina la configuración óptima de los factores de control para que el proceso o producto sea robusto o resistente ante la variación causada por los factores de ruido. Un proceso diseñado con esta meta producirá una salida más consistente. Un proceso diseñado con esta meta producirá una salida más consistente, independiente mente del entorno que se utilice [6].

Los diseños de Taguchi utilizan arreglos ortogonales, que estiman los efectos de los factores en la media y la variación de la respuesta. Un arreglo ortogonal significa que el diseño es balanceado, así que los niveles de los factores se ponderan equitativamente. Por eso, cada factor puede evaluarse independientemente de todos los demás factores, de modo que el efecto de un factor no afecta la estimación de otro factor [6].

2.3 Antecedentes.

Desde la introducción de la prótesis de cadera de Charnley a principios de los años 60, la artroplastia de cadera ha demostrado ser un procedimiento quirúrgico exitoso debido a las mejoras del diseño de prótesis, los biomateriales y las técnicas quirúrgicas. Sin embargo, todavía hay una gran preocupación de la pérdida ósea asociada con la protección contra sobrecarga (stress shielding) y la osteólisis [7].

El apantallamiento de tensiones (stress shielding) es una causa mecánica de la pérdida ósea y está caracterizada por los cambios aditivos de remodelación en el hueso femoral tras la implantación del vástago. La redistribución de esfuerzos resulta en una disminución en la densidad mineral del hueso cerca del fémur proximal, la cual puede influir en la longevidad de la prótesis, la osteólisis es otra causa de pérdida ósea, por lo que nuevos diseños de prótesis sin vástago que fueron diseñados a mediados de la de los noventa solucionen problemas clínicos de protección de sobrecarga (stress shielding) y osteólisis con la reducción de la interface de esfuerzos [7].

Anthony L. Sabatini et al (2008). Uso el análisis por elemento finito para diferentes secciones transversales en los vástagos. Hizo una comparación en los esfuerzos equivalentes para cada uno de los vástagos que analizo, usaron tres diferentes materiales para realizar el análisis y estos fueron; Cr-Co-Mo, acero inoxidable SS316L y una aleación de titanio Ti-6Al-4V y encontró que la aleación de titanio fue la que exhibió un menor esfuerzo. La sección transversal circular y elíptica produjo una distribución uniforme de esfuerzo a lo largo del vástago. Este análisis puede explicar las condiciones favorables para la protección de sobrecarga (stress shielding) o apantallamiento de tensiones en los implantes de cadera que deben evitarse [8].

Chanyaphan Virulsri et al. En su estudio utilizaron un fémur de talla pequeña como modelo de referencia para un nuevo diseño de una prótesis femoral, los materiales principales que usaron para la prótesis fueron acero inoxidable 316L y polimetilmetacrilato, además de cemento de hueso. Se hizo una optimización del diseño usando un programa de optimización de formas multi-objetivo, que es una interface entre un programa de optimización llamado NSGA-II y un programa de elemento finito llamado ANSYS, los cuales fueron usados para optimizar la longevidad de la prótesis femoral con la variación de parámetros en la sección transversal por la geometría seleccionada [9].

Monan Wang en su trabajo realizo la optimización de la estructura de una prótesis femoral la cual fue determinada por análisis biomecánico, y los materiales que coinciden con el modelo de la prótesis, los cuales fueron determinados por evaluación multi-objetivo usando el método de los elementos de materia difusa. El material que se determinó a usar fue el poliéter-cetona reforzado con fibras de carbono. El estudio que realizo demostró exitosamente el potencial del método usado para la selección de la mejor estructura y materiales para la fabricación de una prótesis personalizada [10].

Leandro L. Corso et al. En su trabajo presentaron una metodología numérica para minimizar la pérdida ósea en un fémur humano sometido a un procedimiento de remplazo total de cadera enfocado en un vástago de fémur cementado. Modelos computacionales en tres dimensiones fueron usados para describir el comportamiento del hueso femoral. Un procedimiento de optimización usando un algoritmo genético fue usado para minimizar la pérdida ósea considerando la geometría y el material de la prótesis, así como se diseñó el vástago. Con este método numérico que se usó podría reducirse en un 24% la pérdida de masa ósea cambiando los parámetros de diseño [11].

M. Fraldi et al. Realizaron un estudio de optimización topológica en el diseño de una prótesis de cadera, en el cual emplearon la optimización de una prótesis ortopédica para minimizar la probabilidad de que el implante fallara o maximizar la confiabilidad de la prótesis. Este objetivo es comúnmente identificado con la reducción en la concentración de esfuerzos de la interface entre el hueso y los implantes. Se utiliza una estrategia basada en la optimización topológica de rigidez máxima para el análisis de elemento finito estático no

lineal del implante de fémur, con el objetivo de reducir la protección de sobrecarga (stress shielding) en el fémur, para proporcionar las directrices en el rediseño de prótesis de cadera [12].

En el proceso de optimización uno de los métodos usados es la metodología de Taguchi, que se ha usado con anterioridad en la optimización de diferentes investigaciones.

Los diseños experimentales de Taguchi, están basados en arreglos ortogonales y se hicieron populares por el ingeniero Genichi Taguchi. Normalmente se identifican con un nombre como L_8 , que indica un arreglo con 8 corridas. Los diseños experimentales clásicos también están basados en arreglos ortogonales, pero se identifican con un exponente para indicar el número de variables - así un diseño experimental clásico 2^3 también tiene 8 corridas [13].

La metodología de Taguchi se enfatiza en, el diseño robusto, en la minimización de la función de pérdida económica, en la maximización de la señal razón a ruido y de la selección del diseño experimental para examinar graficas lineales [13].

La metodología clásica se enfatiza en la experimentación secuencial para modelar el comportamiento del proceso, la predicción del comportamiento futuro del proceso, incluyendo los efectos óptimos de los modelos empíricos, investigación y el aislamiento de factores que afectan a la media y a la varianza independientemente y la selección del diseño experimental, considerando las salidas, esto en corridas de una fracción de un diseño factorial completo [13].

Mustafa Kurt et al. Uso el método de Taguchi para optimizar el acabado superficial y la precisión del diámetro del orificio en la perforación en seco de una aleación de Al 2024. Los ajustes de los parámetros de perforación fueron determinados usando el método de diseño de experimentos de Taguchi, Para determinar los niveles óptimos y analizar el efecto de los parámetros de perforación sobre el acabado superficial y los valores de exactitud del diámetro del orificio se emplean matrices ortogonales de Taguchi, relación señal / ruido, análisis de varianza y análisis de regresión. Por lo que nos mencionan que la validez del enfoque de Taguchi para la optimización de procesos está bien establecida [14].

Saurav Datta et al. En su trabajo de optimización de la geometría del talón en soldadura de arco sumergido sobre una placa, encuentran las funciones objetivo por medio de un arreglo ortogonal L_{25} del método de diseños de Taguchi, obteniendo un resultado óptimo indicando así la aplicación viable de la técnica para la mejora continua de productos en la industria [15].

Kai Yang et al. En su trabajo realizo la optimización por medio de la metodología de Taguchi en un anillo cervical, se utilizó esta metodología para encontrar las medidas óptimas de un anillo cervical, hicieron uso de un arreglo ortogonal de nueve experimentos, teniendo cuatro factores y tres niveles como factores controlables y cuatro factores y dos

niveles como factores incontrolables, realizaron todos los experimentos haciendo uso de un análisis por elemento finito para cada uno de los experimentos. Utilizando la tasa de señal-ruido y un enfoque más pequeño es el mejor y utilizando como señal de salida el esfuerzo equivalente, pudieron encontrar el experimento óptimo, del cual obtuvieron las medidas óptimas del anillo cervical que produjeron un menor esfuerzo equivalente. En este trabajo se pronuncia que la metodología de Taguchi tiene grandes alcances en el ámbito de la biomecánica y puede utilizarse en este campo [16].

A pesar de que la metodología de Taguchi ha sido utilizada en el campo energético, de manufactura y en el diseño, su empleo en el área de biomecánica es reducido.

Capítulo 3. Modelación de hueso femoral y prótesis femoral.

3.1 Obtención de geometría.

La metodología utilizada para poder realizar una reconstrucción geométrica del hueso y así poder llevarlo a un análisis por elemento finito es la siguiente:

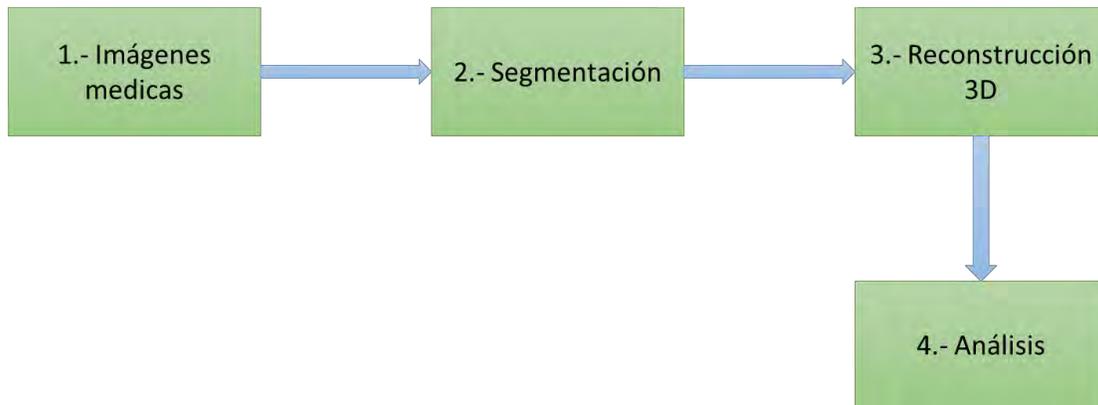


Figura 3.1. Metodología utilizada para poder realizar una reconstrucción geométrica del hueso.

1. Las imágenes médicas son realizadas a partir de tomografías computarizadas, en la zona del cuerpo que se requiera. Para este estudio se utilizó la imagen médica, de dominio público, de la zona femoral de la persona, para poder realizar el modelado del hueso femoral. En la figura 3.2 se muestran las imágenes médicas que se utilizaron para obtener el modelo del hueso femoral.

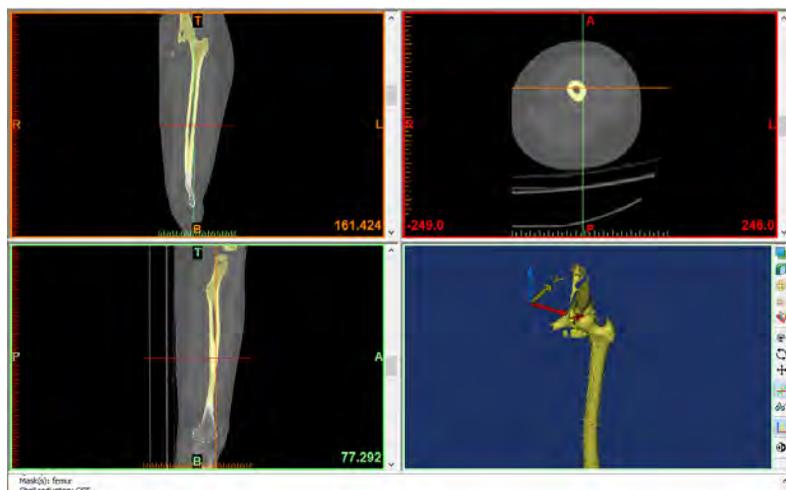


figura 3.2. Imagen medica de hueso femoral.

- Ya que se tienen las imágenes médicas se procede con la segmentación, lo que se realiza es quitar todo aquello que no sea hueso y dejar la parte que se requiere analizar. Para este estudio se requiere la parte superior del fémur, en la cual se realizó los análisis correspondientes para encontrar la distribución de esfuerzos. Como se muestra en la figura 3.3.

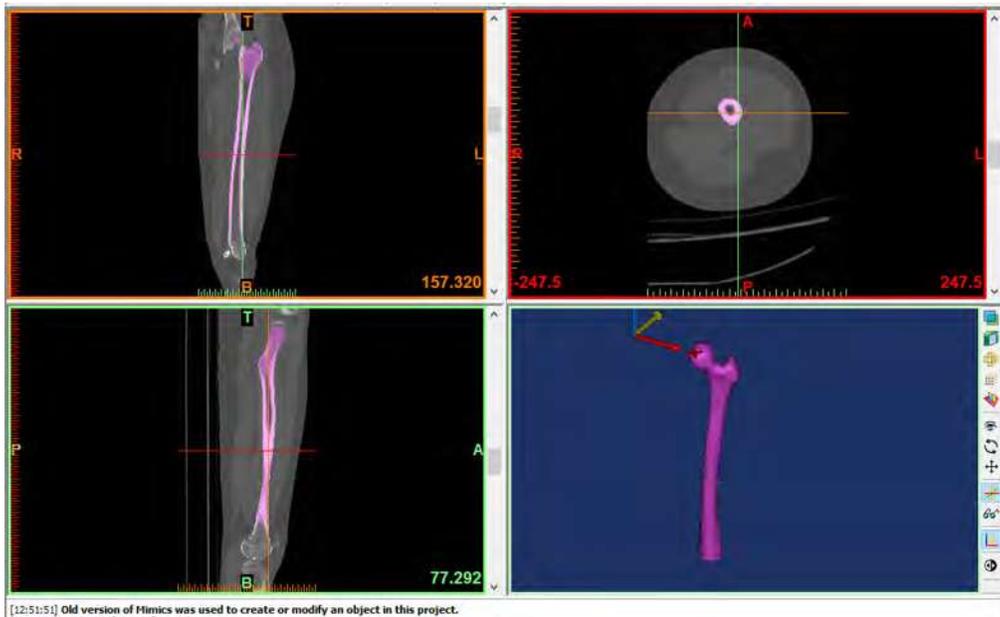


Figura 3.3. Imagen médica de hueso femoral segmentada.

- Ya que se tiene lista la segmentación de la parte requerida, se procede a la reconstrucción en 3D, para esto se debe de realizar un mallado de volumen de la pieza con el fin de reconocer la geometría de esta y poder exportarlo a diferentes softwares de análisis y diseño (figura 3.4).

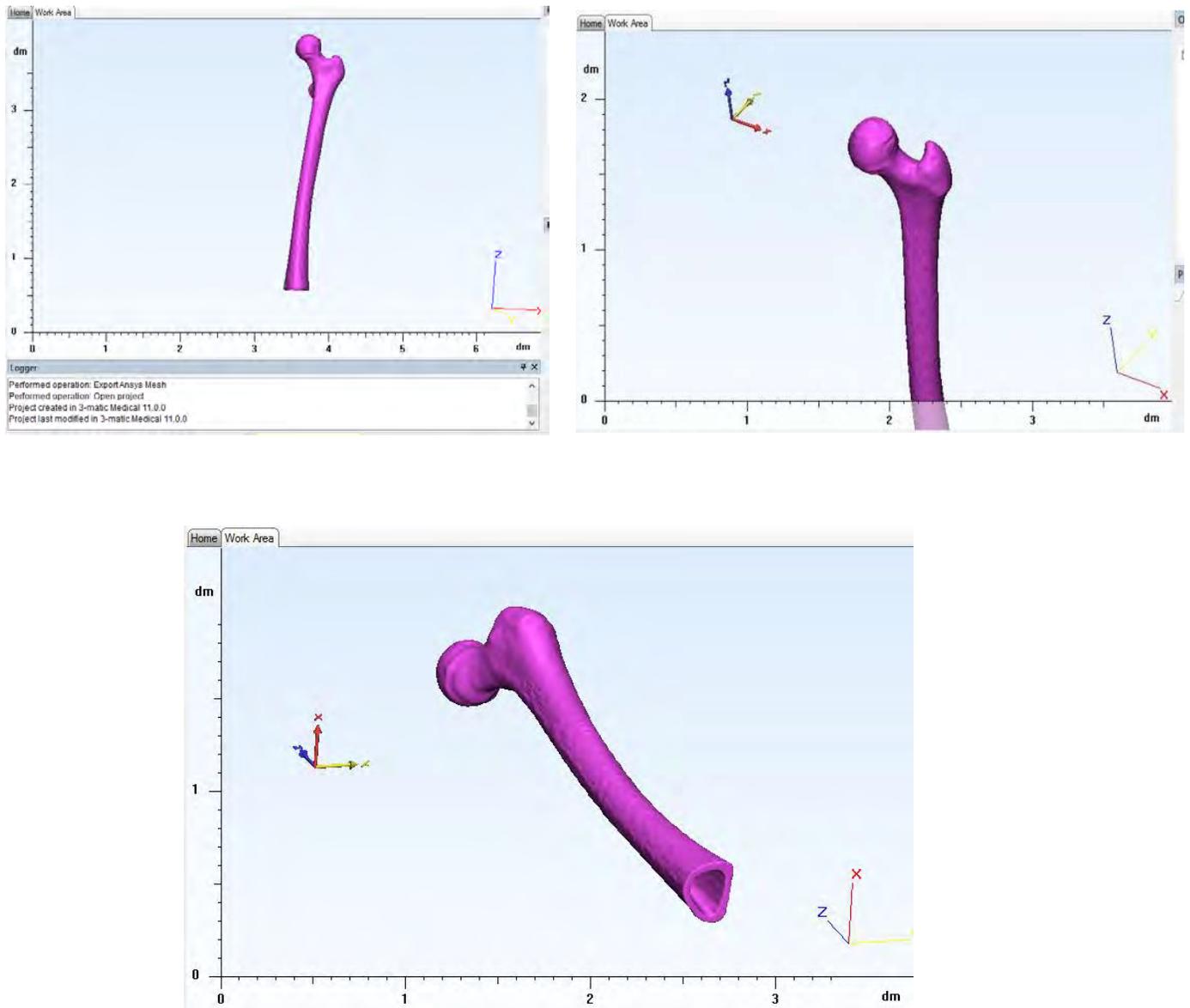


Figura 3.4. Imagen de modelo hueso femoral en 3D.

4. Ya que se ha realizado la malla de volumen y se tiene la geometría del hueso bien definida, se procede a exportarlo en un tipo de archivo que sea compatible con el software de diseño que se utilizara para su tratamiento y posterior análisis (figura 3.5).

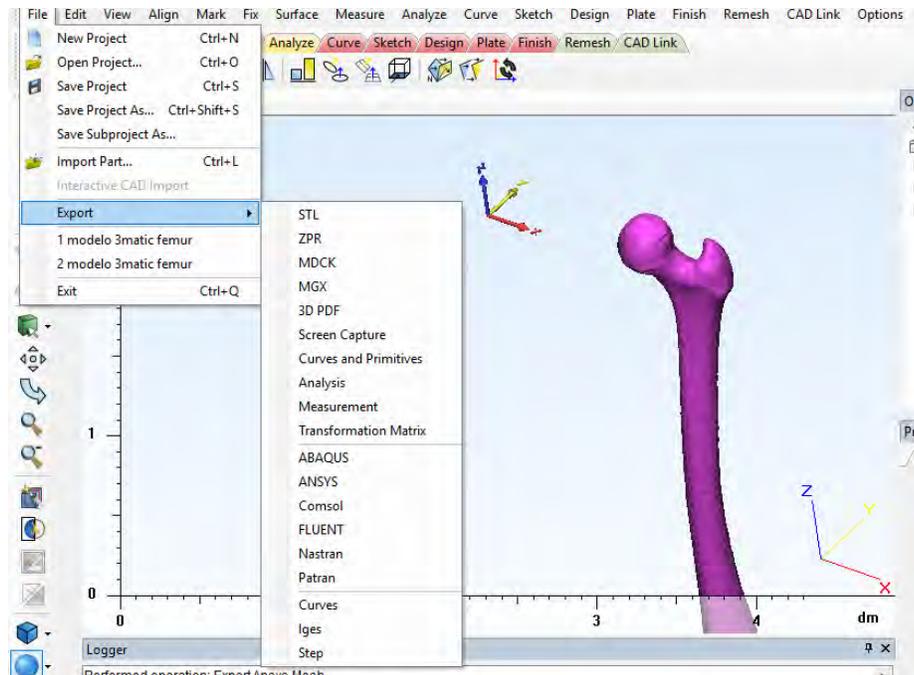


Figura 3.5. Exportado de geometría de hueso femoral.

3.2 Diseño de prótesis femoral.

El diseño de prótesis femoral se realizó en base a las medidas del hueso obtenido de la imagen médica, el diseño y el modelado solido de la prótesis se realizó en el software de diseño SolidWorks (figuras 3.6, 3.7).





Figura 3.6. Diseño de prótesis femoral.

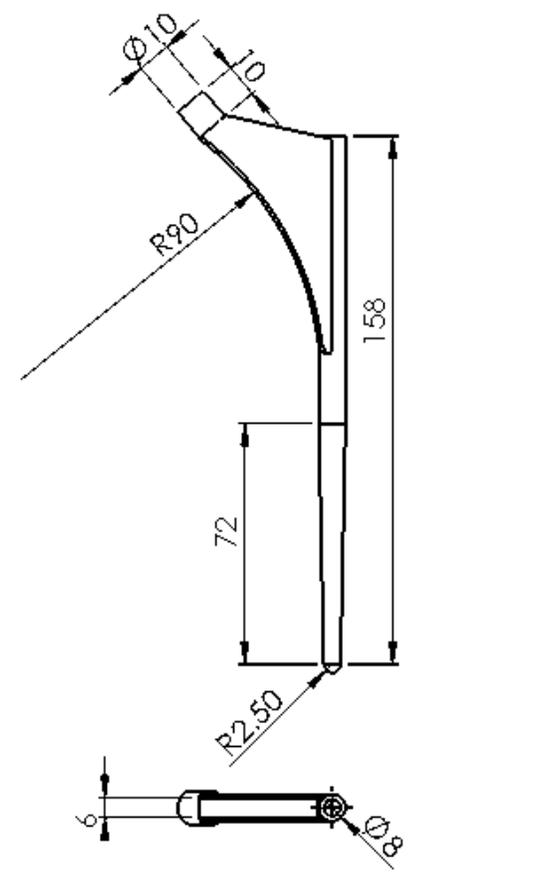


Figura 3.7. Modelo de prótesis femoral.

Para realizar la metodología propuesta en el presente trabajo de tesis se requiere conocer cuál es el esfuerzo equivalente en el hueso sin la prótesis y en el hueso con la prótesis, para esto es necesario tener en conjunto los dos modelos para poderlos llevar a un software de análisis y poder realizar una simulación y conocer el esfuerzo equivalente de este. Los modelos de las prótesis que se usaron para la aplicación de la metodología de Taguchi son tres, en las cuales se modificó el largo del vástago, tomando los valores de 72 mm, 36 mm y 18 mm.

3.2.1 Modelo de prótesis 1. (72 mm)



Figura 3.8. Modelo prótesis 1 (vástago 72 mm).

En la figura 3.6 se puede apreciar cual es la parte del modelo que cambiara para la aplicación de la metodología de diseño por Taguchi.

3.2.2 Modelo de prótesis 2. (36 mm).



Figura 3.9. Modelo prótesis 2 (vástago 36 mm).

3.2.3 Modelo de prótesis 3. (18 mm).

Se propone un tercer modelo de prótesis de 18 mm.

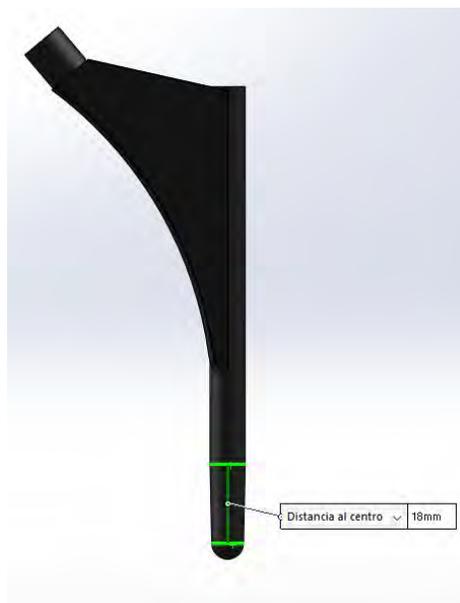


Figura 3.10. Modelo prótesis 3 (vástago 18 mm).

Teniendo estos modelos de las prótesis que se usaran para la metodología de Taguchi, se procede a la colocación de la prótesis dentro del hueso.

Para esto se debe de realizar una modificación al hueso, quitando el cuello, quedando solamente la parte donde se colocará la prótesis no cementada en el hueso femoral.

3.3 Modelo de hueso femoral sin cuello

3.3.1 Corte de cuello femoral.

Se utilizo el software SolidWorks para realizar esta operación, en la cual se retiró el cuello del hueso femoral. Utilizando las herramientas del software se cortó esta parte para posteriormente colocar la prótesis dentro del hueso (figura 3.11).

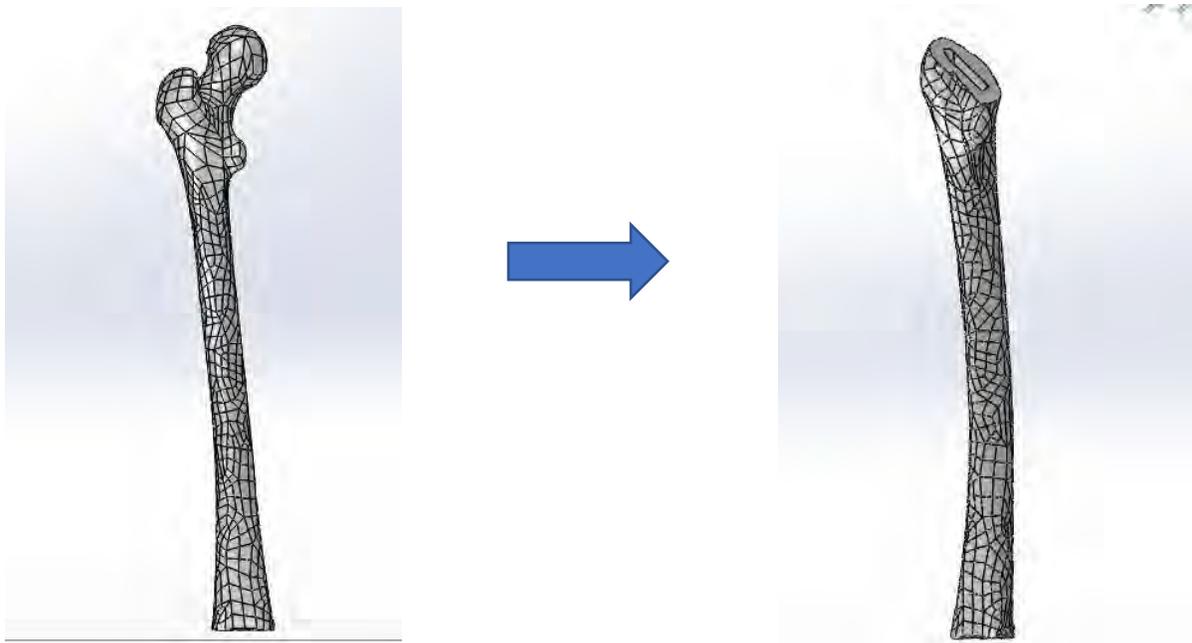


Figura 3.11. Hueso sin cuello femoral.

Una vez teniendo el hueso sin el cuello se procede a la colocación de la prótesis dentro del hueso, como la prótesis se hizo en base a las medidas del hueso, esta se ajusta a la forma que tiene el hueso.

Para esta operación también se hizo uso del software SolidWorks, ensamblando el hueso femoral sin cuello y la prótesis para el posterior análisis por elemento finito.

3.3.2 Ensamble de hueso y prótesis

Para esta operación también se hizo uso del software SolidWorks, ensamblando el hueso femoral sin cuello y la prótesis para el posterior análisis por elemento finito. La prótesis se ensambló dentro del hueco del hueso quedando esta firme en su posición, es decir, sin holguras ya que al ser una prótesis sin cemento esta no puede tener movimiento, de lo contrario se saldrá de su posición (figura 3.12).

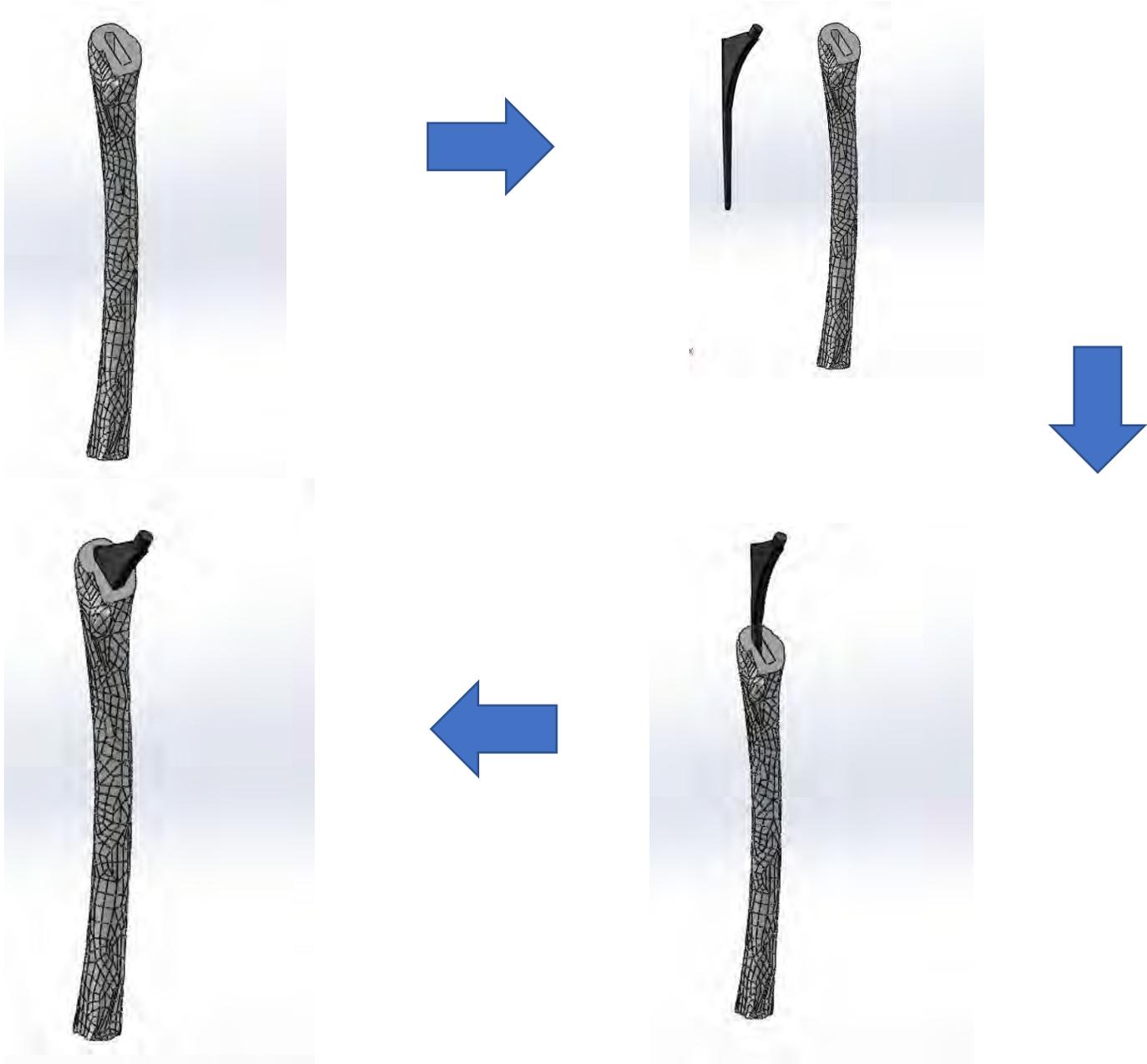


Figura 3.12. Proceso para el ensamble de hueso y la prótesis.

3.3.3 Contraste de hueso y prótesis.

En la figura 3.13 se puede observar un contraste con el hueso con cuello y el hueso con prótesis.

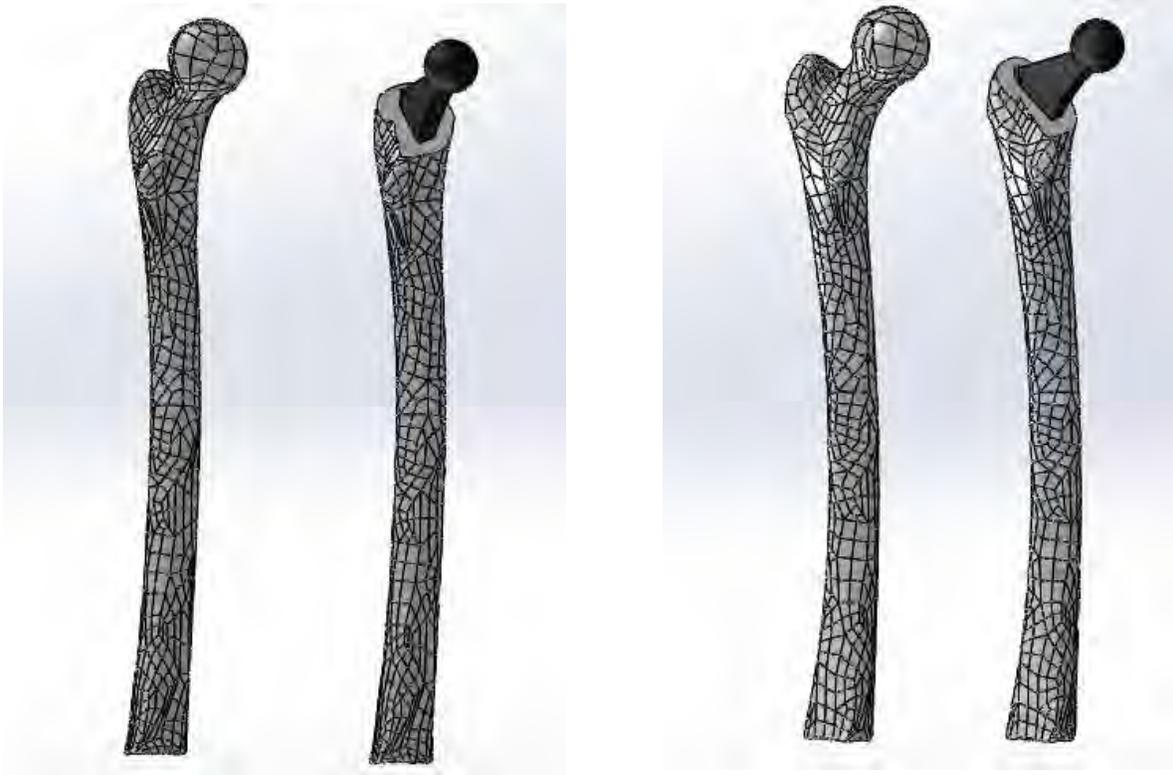


Figura 3.13. Contraste de hueso con y sin prótesis.

Teniendo el conjunto de hueso con prótesis, se procede al análisis por elemento finito del conjunto y poder determinar cuál es el diseño óptimo.

Capítulo 4. Diseño robusto (metodología de Taguchi).

El método de diseño robusto Taguchi es una técnica que ha sido utilizada para la mejora de calidad de productos y procesos en la industria, El Dr. Genichi Taguchi, desarrollo el método basado en una matriz ortogonal de experimentos que proporciona una variación muy reducida para el experimento con ajuste óptimo de los parámetros de control del proceso. Por lo tanto, la Integración de diseño de experimentos (DOE) con una optimización paramétrica del proceso para obtener los resultados deseados, se ha logrado con en el método de Taguchi [17].

Los arreglos ortogonales nos proporcionan un conjunto de experimentos y señales de señal-ruido bien balanceados y que son funciones logarítmicas de la salida deseada que sirven como funciones objetivo de optimización, esta técnica ayuda en el análisis de datos para poder predecir resultados óptimos Para evaluar la configuración óptima de los parámetros, el método de Taguchi utiliza una medida estadística de rendimiento denominada relación señal-ruido (S/N). La relación S/N tiene en cuenta la media y la variabilidad. La relación S/N es la relación entre la media (señal) y la desviación estándar (ruido). La relación depende de las características de calidad del producto o proceso a optimizar. Las relaciones de S/N que se utilizan son: nominal es el mejor, más grande es el mejor y más pequeño es el mejor [17].

Las ecuaciones para poder calcular las relaciones de S/N son:

- Nominal es el mejor:

$$\frac{S}{N} = -10 \text{ Log} \left(\frac{Y^2}{S^2} \right) \dots\dots\dots \text{Ec.1}$$

- El más grande es el mejor:

$$\frac{S}{N} = -10 \text{ Log} \left(\frac{1}{n} \sum_1^n \frac{1}{Y_i^2} \right) \dots\dots\dots \text{Ec.2}$$

- El más pequeño es el mejor:

$$\frac{S}{N} = -10 \text{ Log} \left(\frac{1}{n} \sum_1^n Y_i^2 \right) \dots\dots\dots \text{Ec.3}$$

Donde:

- S/N es la relación señal-ruido.
- n es el número de niveles con los que se va a experimentar.
- S es la desviación estándar.
- Y_i es el número de factores que se usaran en el experimento.

El uso de estas técnicas varía según la respuesta que se desea del sistema. La relación nominal es el mejor se usa cuando se requiere que una reducción en la variabilidad alrededor del objetivo. La relación el más grande es el mejor, se usa cuando se requiere que la respuesta del sistema sea lo más grande posible y la relación el más pequeño es el mejor, se usa cuando se requiere que la respuesta del sistema sea lo más pequeña posible.

Para poder construir el arreglo ortogonal que se utilizara, se debe de conocer el número de factores y niveles que se va a analizar en la experimentación. Con estos datos se podrá conocer cuál es la cantidad de experimentos que se deben realizar.

Se conoce una notación en la cual se puede saber cuál será el número de experimentos que se realizaran, en la cual se obtiene el número de experimentos a partir del número de niveles y de factores como se ve en la Ec. 4.

$$N = (n - 1) * Y + 1 \dots\dots\dots \text{Ec.4}$$

Donde:

- N es el número de experimentos.
- n es el número de niveles.
- Y es el número de factores.

La notación usada para identificar el número de experimentos es la siguiente:

$$L_N = (n^Y) \dots\dots\dots \text{Ec.5}$$

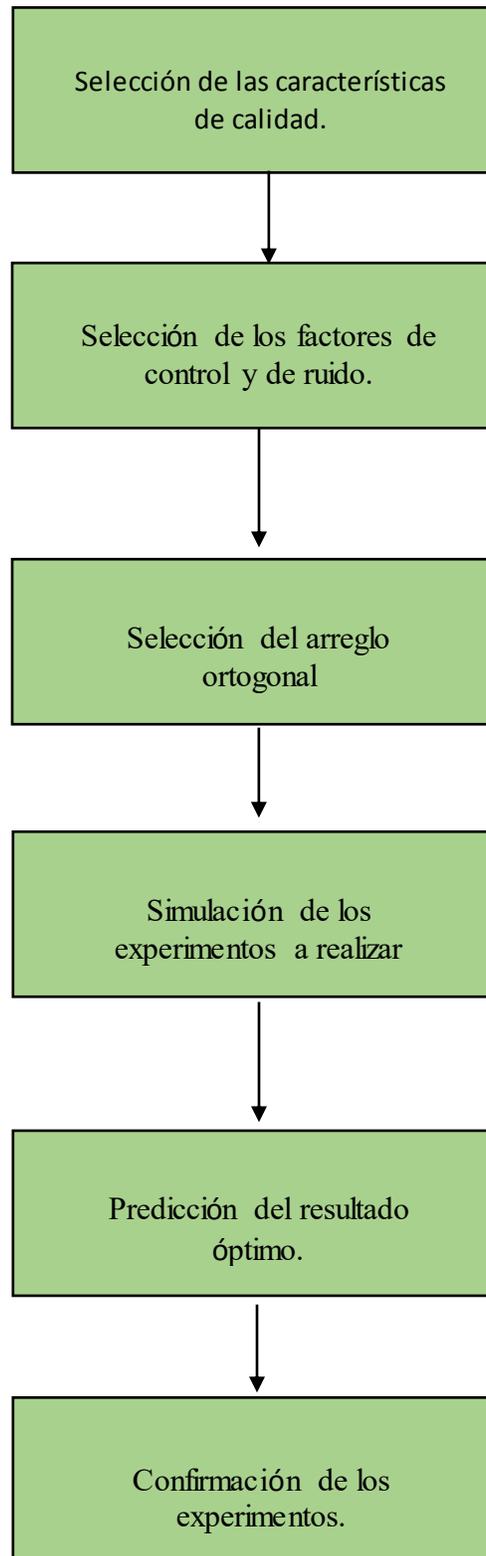
Otra forma de conocer el número de experimentos requeridos, de acuerdo con el número de factores y el número de niveles que se tienen en el sistema a analizar, es un arreglo ortogonal estándar. Haciendo uso de la siguiente tabla se puede conocer el número de experimentos.

Tabla 4.1. Arreglo ortogonal estándar.

Orthogonal Array	Number of Rows	Maximum Number of Factors	Maximum Number of Columns at These Levels			
			2	3	4	5
L_4	4	3	3	-	-	-
L_8	8	7	7	-	-	-
L_9	9	4	-	4	-	-
L_{12}	12	11	11	-	-	-
L_{16}	16	15	15	-	-	-
L'_{16}	16	5	-	-	5	-
L_{18}	18	8	1	7	-	-
L_{25}	25	6	-	-	-	6
L_{27}	27	13	1	13	-	-
L_{32}	32	31	31	-	-	-
L'_{32}	32	10	1	-	9	-
L_{36}	36	23	11	12	-	-
L'_{36}	36	16	3	13	-	-
L_{50}	50	12	1	-	-	11
L_{54}	54	26	1	25	-	-
L_{64}	64	63	63	-	-	-
L'_{64}	64	21	-	-	21	-
L_{81}	81	40	-	40	-	-

4.1 Pasos para realizar la metodología de Taguchi [18]:

En el siguiente diagrama se presenta el proceso para realizar la optimización por la metodología de Taguchi.



4.2 Descripción de la metodología de Taguchi.

La aplicación de la metodología de Taguchi en el actual proyecto, va encaminado a la optimización del diseño de una prótesis femoral, el objetivo es disminuir el apantallamiento de tensiones (stress shielding) en el hueso y con esto evitar la pérdida ósea del mismo.

El enfoque que se utilizó en esta investigación es el más pequeño es el mejor, ya que la respuesta que se requiere, necesita ser lo más pequeña posible.

Para poder reducir el apantallamiento de tensiones, se requiere que la distribución de esfuerzos en el hueso con el implante sea lo más cercana a la distribución de esfuerzos del hueso sin el implante, se espera que la metodología de Taguchi de un resultado en el cual se pueda obtener esa relación.

Una de las causas principales para que se produzca apantallamiento de tensiones es el alto módulo de Young que tienen los implantes en comparación con el módulo de Young del hueso, por lo que se busca que los implantes no tengan un elevado módulo de Young [19]. Otras causas que ayudan a que exista apantallamiento de tensiones en hueso es la forma del implante, se ha encontrado que el uso de implantes de cadera que tengan un vástago más corto da mayores beneficios que un implante de cadera que tenga un vástago largo [20]. El peso de la persona a la cual se le colocara el implante también es un factor que contribuye en el apantallamiento de tensiones en hueso [21].

De acuerdo con esta información se puede analizar algunas de las causas más comunes por las que se produce apantallamiento de tensiones y estas causas ayudan a poder identificar cuáles serán los factores utilizados dentro de la metodología de Taguchi.

4.2.1 Obtención de factores de control.

Los factores de control que se escogieron para aplicar la metodología son los siguientes:

- Módulo de Young del material del implante.
- Módulo de Young del hueso.
- Peso de la persona.
- Largo del vástago del implante.

Teniendo estos factores se decidió usar tres niveles para este análisis, por lo que se usarán tres materiales diferentes para el implante (aleación de Titanio {Ti-6Al-4V}, aleación de cromo {Cr-Co-Mo} y acero inoxidable {316L}), tres diferentes módulos de Young del hueso (hueso maduro, hueso persona adulta, hueso de persona joven), tres diferentes pesos de las personas y tres largos de vástago del implante.

La metodología de Taguchi se implementó en una hoja de cálculo de Microsoft Excel, que a continuación se muestra:

Tabla 4.2. Factores de control.

Factores de control				
niveles	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
Nivel 1	110	6	50	72
Nivel 2	200	17	70	36
Nivel 3	220	21	64	18

Al tener cuatro factores y tres niveles, la matriz ortogonal que le corresponde a esa cantidad de factores y de niveles es L9. Este dato se obtuvo después de analizar la tabla 1 de matriz ortogonal estándar y verificar de acuerdo al número de factores y niveles la cantidad de experimentos mínimos a realizar.

Tabla 4.3. Selección de matriz ortogonal.

Orthogonal Array	Number of Rows	Maximum Number of Factors	Maximum Number of Columns at These Levels			
			2	3	4	5
L_4	4	3	3	-	-	-
L_8	8	7	7	-	-	-
L_9	9	4	-	4	-	-
L_{12}	12	11	11	-	-	-
L_{16}	16	15	15	-	-	-
L'_{16}	16	5	-	-	5	-
L_{18}	18	8	1	7	-	-
L_{25}	25	6	-	-	-	6
L_{27}	27	13	1	13	-	-
L_{32}	32	31	31	-	-	-
L'_{32}	32	10	1	-	9	-

Se seleccionó la matriz ortogonal L9, ya que el máximo número de factores que acepta es cuatro y el máximo número de columnas que acepta en tres niveles es de cuatro también, por lo que se ajusta perfectamente a la cantidad de factores y niveles que se tienen en el análisis.

No	factor 1	factor 2	factor 3	factor 4
1	Nivel 1	Nivel 1	Nivel 1	Nivel 1
2	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 2	Nivel 2
3	Nivel 1	Nivel 3	Nivel 3	Nivel 3
4	Nivel 2	Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3
5	Nivel 2	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 1
6	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 1	Nivel 2
7	Nivel 3	Nivel 1	Nivel 3	Nivel 2
8	Nivel 3	Nivel 2	Nivel 1	Nivel 3
9	Nivel 3	Nivel 3	Nivel 2	Nivel 1

Las combinaciones que se tiene que realizar para la matriz ortogonal L9 son los siguientes:

Tabla 4.4. Combinaciones de matriz de experimentos L9.

Cambiando los valores que se tienen en cada uno de los niveles de la matriz obtenemos:

Tabla 4.5. Combinaciones con valores de matriz de experimentos L9.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	117	6	50	72
2	117	17	70	36
3	117	21	64	18
4	205	17	64	18
5	205	21	50	72
6	205	6	70	36
7	220	21	70	36
8	220	6	64	18
9	220	17	50	72

Teniendo estas combinaciones de los diferentes factores se deberá proceder para la realización de las simulaciones de cada uno de los experimentos, esto con el fin de encontrar la distribución de esfuerzos para cada caso y así poder encontrar el diseño óptimo.

Capítulo 5. Análisis y resultados de los experimentos.

5.1 Obtención de fuerzas.

Para obtener cuales son las fuerzas que se aplican en el hueso para los diferentes pesos que se utilizaran en la metodología de Taguchi, se utilizaron los datos de un plato de fuerzas tridimensional de tres diferentes personas, las cuales tienen pesos de 50, 64 y 70 kg [22].

Se utilizó el proceso de marcha para poder determinar cuál es la fuerza que actúa durante la marcha con la ayuda del plato de fuerzas tridimensional, se tomó la medida de fuerza más grande que se registra al estar una pierna apoyada y la otra en el aire, que es el punto donde se registra la fuerza mayor.

En la siguiente tabla se muestra el esquema de fuerzas para cada uno de los pesos:

Tabla 5.1. Esquemas de fuerzas para los diferentes pesos.

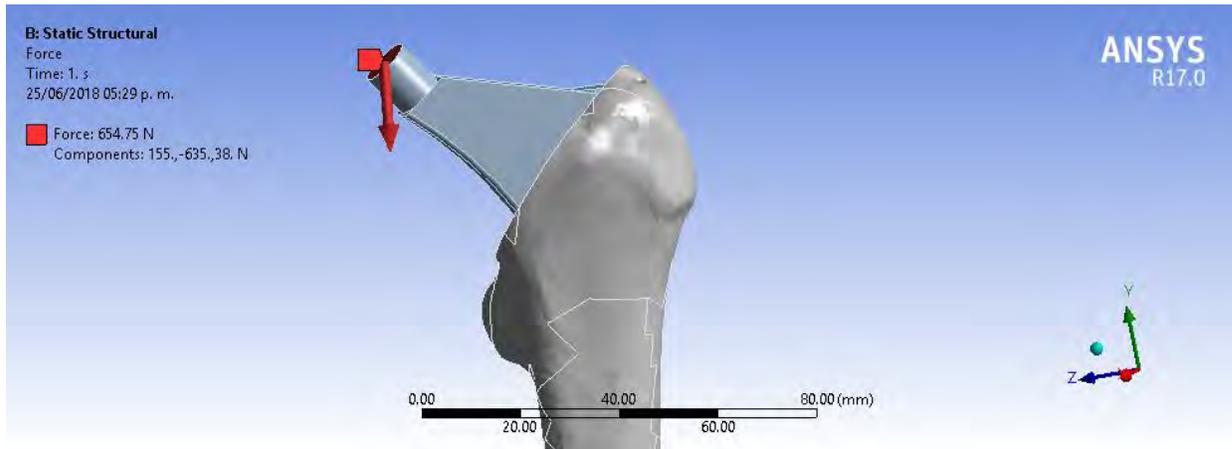
Esquema de fuerzas			
F	50 kg	64 kg	70 kg
F _x	155 N	108 N	103 N
F _y	-635 N	-647 N	-842 N
F _z	38 N	-28 N	-47 N

Cada uno de estos esquemas será usado en las simulaciones por elemento finito, para poder encontrar cual es la distribución de esfuerzos en el hueso con la prótesis, y posteriormente poder encontrar con la ayuda de la metodología de Taguchi el diseño óptimo de la prótesis.

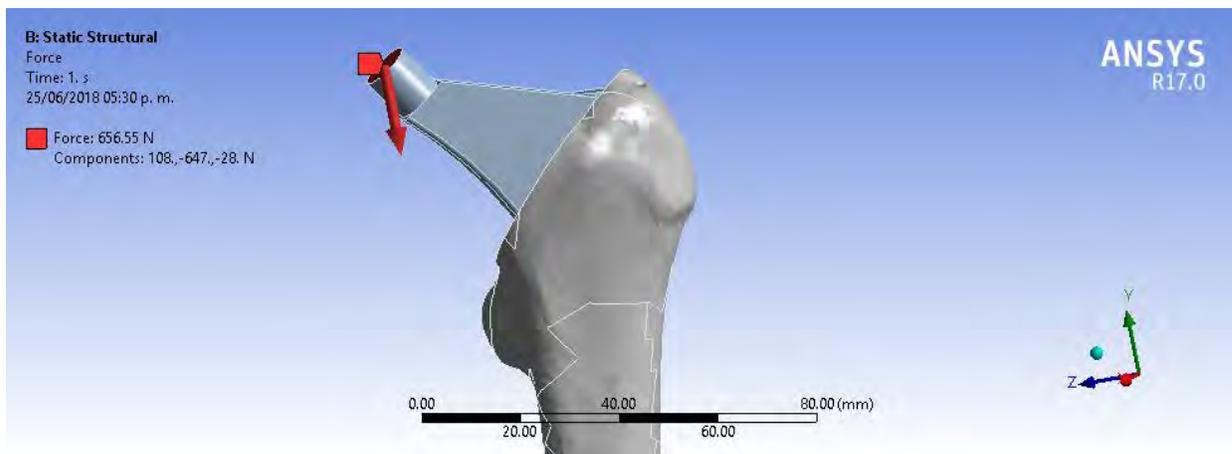
En las siguientes figuras se muestran cómo se aplican los esquemas de carga a los modelos en el software de análisis ANSYS. Para esto se debe exportar el modelo de la prótesis y el hueso en el programa de análisis.

Para realizar este análisis se utilizaron los esquemas de fuerza de las tres personas para encontrar cual es la distribución de esfuerzos en la interacción del hueso con la prótesis, para posteriormente encontrar el diseño óptimo por medio de la metodología de Taguchi. En las siguientes figuras se muestran los esquemas de fuerza aplicados al modelo implante.

5.1.1 Esquema de fuerzas caso 1: 50 kg



5.1.2 Esquema de fuerzas caso 2: 64 kg



5.1.3 Esquema de fuerzas caso 3: 70 kg

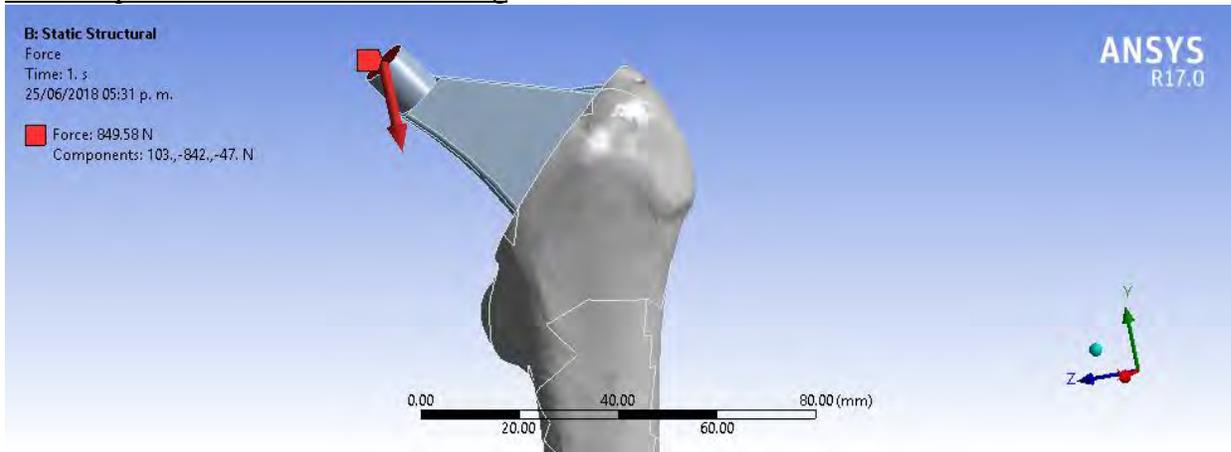


Figura 5.1. Esquemas de fuerza aplicados en el implante.

5.2 Simulación por elemento finito de hueso femoral.

Se realizó la simulación por elemento finito del hueso femoral usando el peso de las tres personas. Para este análisis se utilizó una malla de 462835 elementos y 659762 nodos, utilizando el método de mallado “patch independent” usando un tamaño de elemento de 2 mm dando como resultado la siguiente malla:

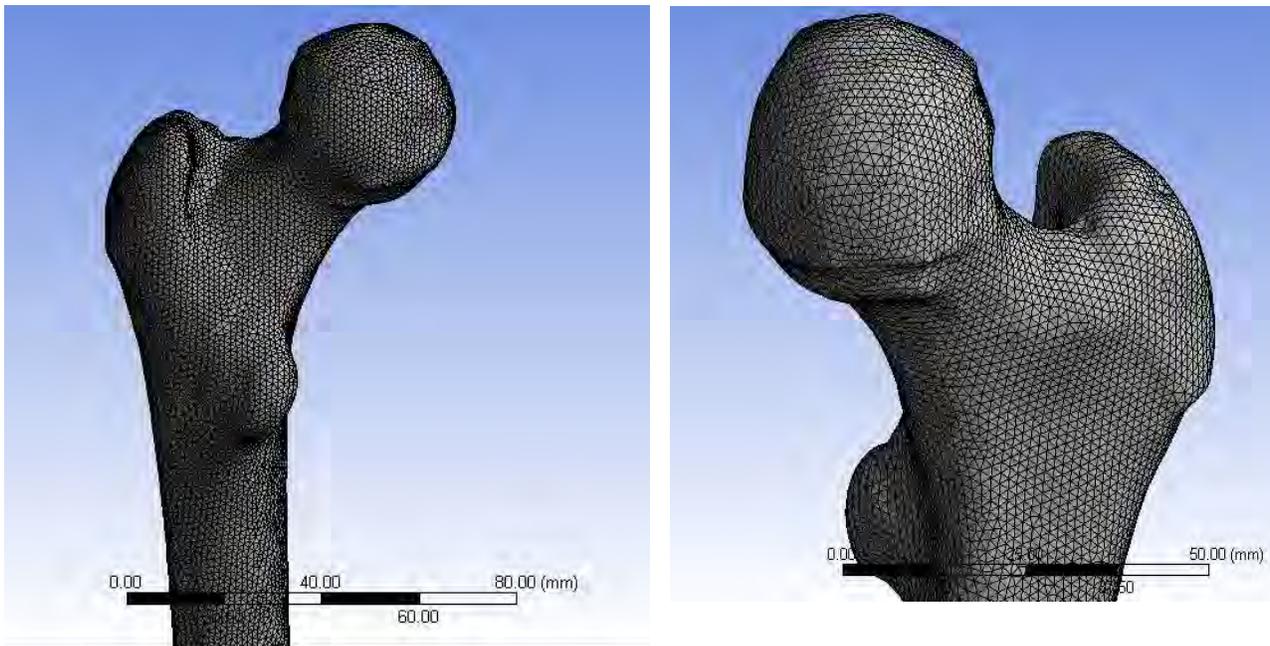




Figura 5.2. Mallado de hueso femoral.

5.2.1 Análisis hueso para una persona de 50 kg de peso:

Una vez que se tiene la malla, se procede a realizar la simulación, colocando las fuerzas que actúan en hueso.

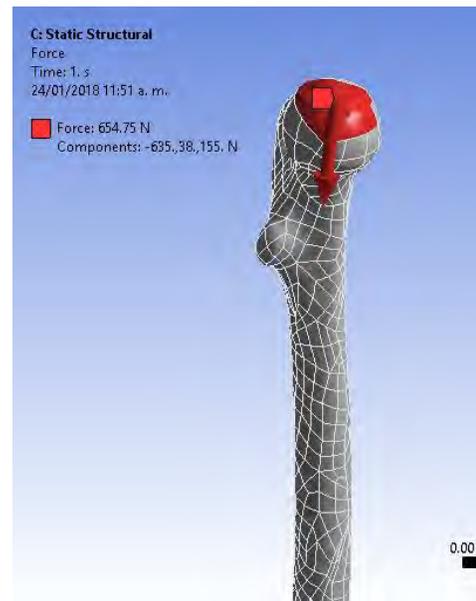
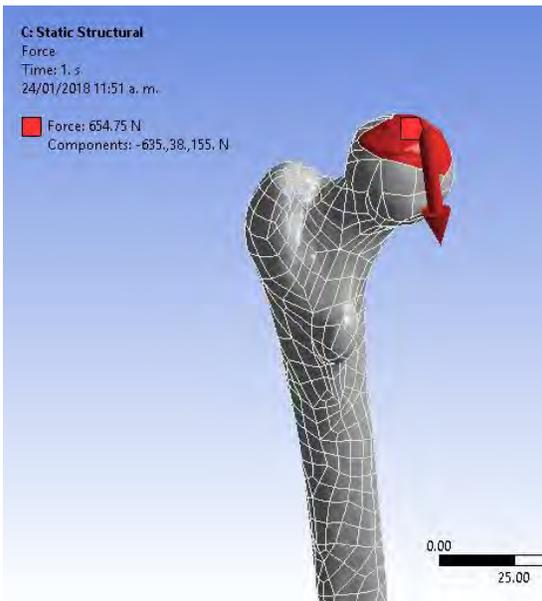


Figura 5.3. Esquema de fuerzas en hueso femoral (para una persona de 50 kg de peso).

Teniendo el esquema de fuerzas que se utilizara, se procede a realizar el análisis en el cual se encontrara el esfuerzo equivalente (Von-Mises) y la deformación total, teniendo como resultado lo siguiente:

Tabla 5.2. Tabla de resultados para una persona de 50 kg de peso.

Número de elementos	Von mises (Mpa)	Deformación (mm)
462835	104.03	10.586

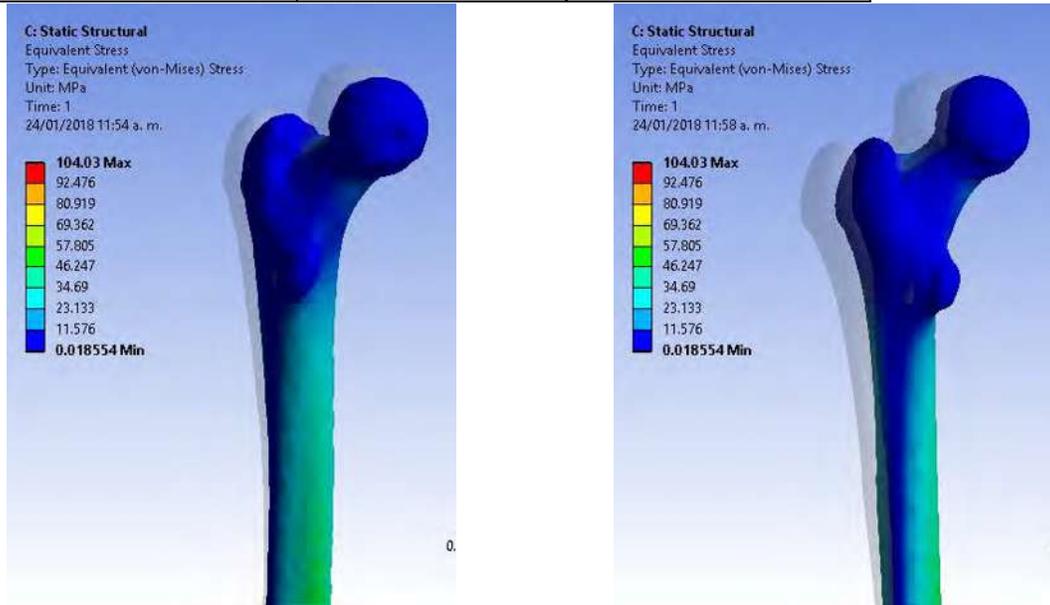


Figura 5.4. Esfuerzo equivalente (para una persona de 50 kg de peso)

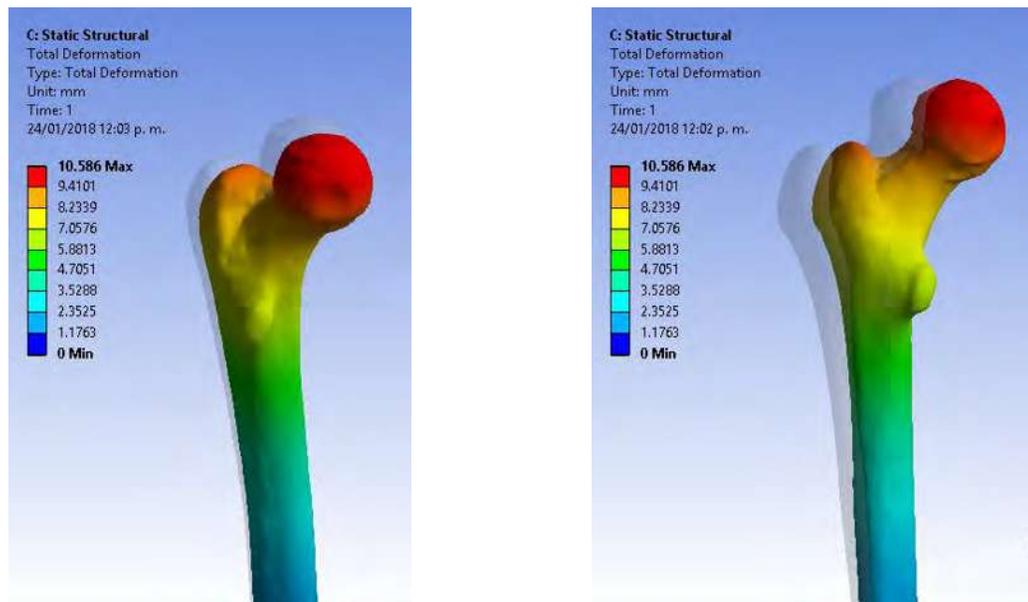


Figura 5.5. Deformación total (para una persona de 50Kg de peso)

5.2.2 Análisis hueso para una persona de 64 kg de peso:

Una vez que se tiene la malla, se procede a realizar la simulación, colocando las fuerzas que actúan en hueso.

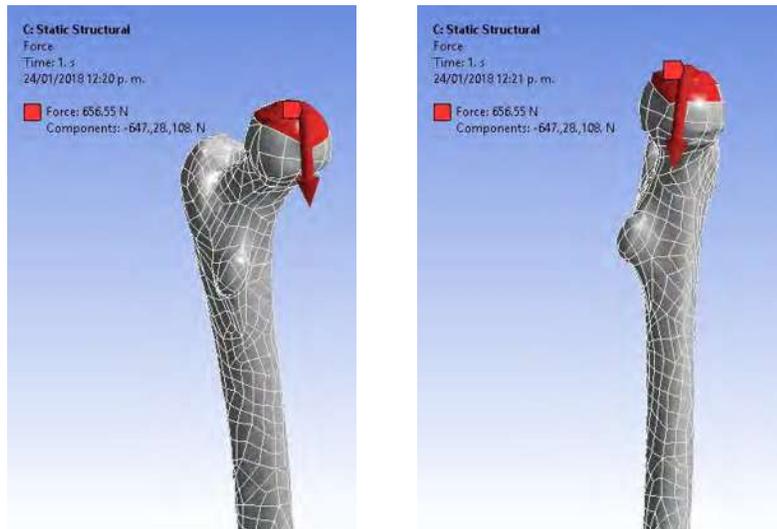


Figura 5.6. Esquema de fuerzas en hueso femoral (para una persona de 64 Kg de peso).

Teniendo el esquema de fuerzas que se utilizara, se procede a realizar el análisis en el cual se encontrara el esfuerzo equivalente (Von-Mises) y la deformación total, teniendo como resultado lo siguiente:

Tabla 5.3. Tabla de resultados para una persona de 64 Kg de peso.

Número de elementos	Von mises (Mpa)	Deformación (mm)
462835	74.536	7.7682

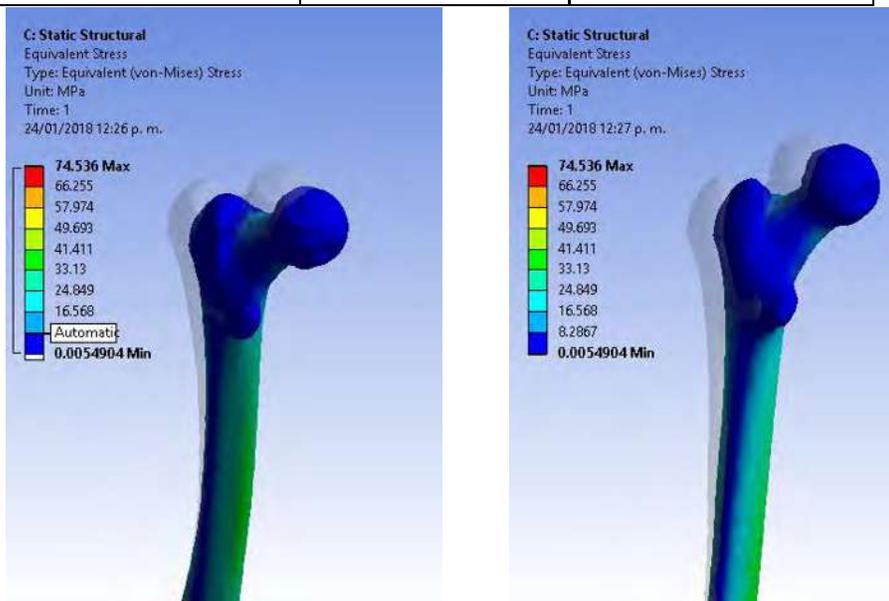


Figura 5.7. Esfuerzo equivalente (para una persona de 64 Kg de peso).

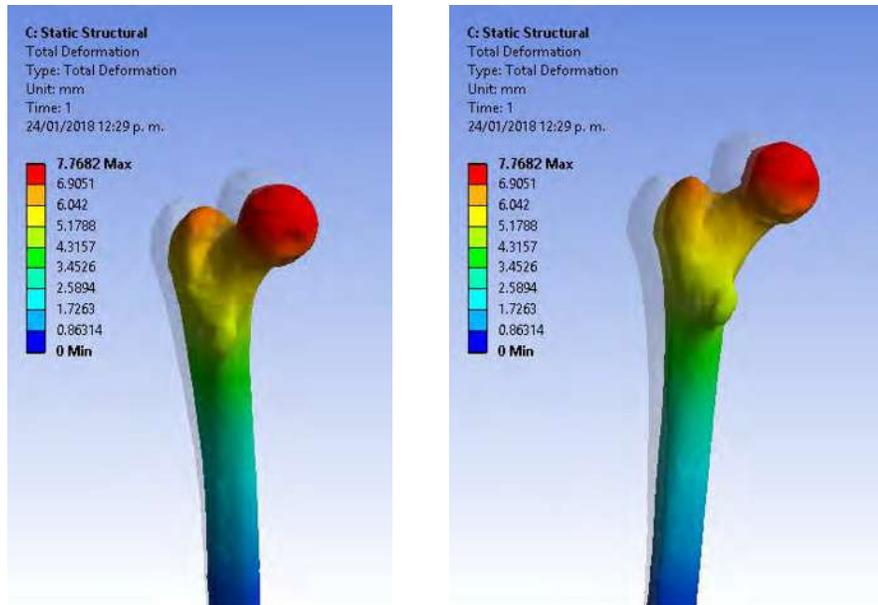


Figura 5.8. Deformación total (para una persona de 64 Kg de peso).

5.2.3 Análisis hueso con 70 kg:

Una vez que se tiene la malla, se procede a realizar la simulación, colocando las fuerzas que actúan en hueso.

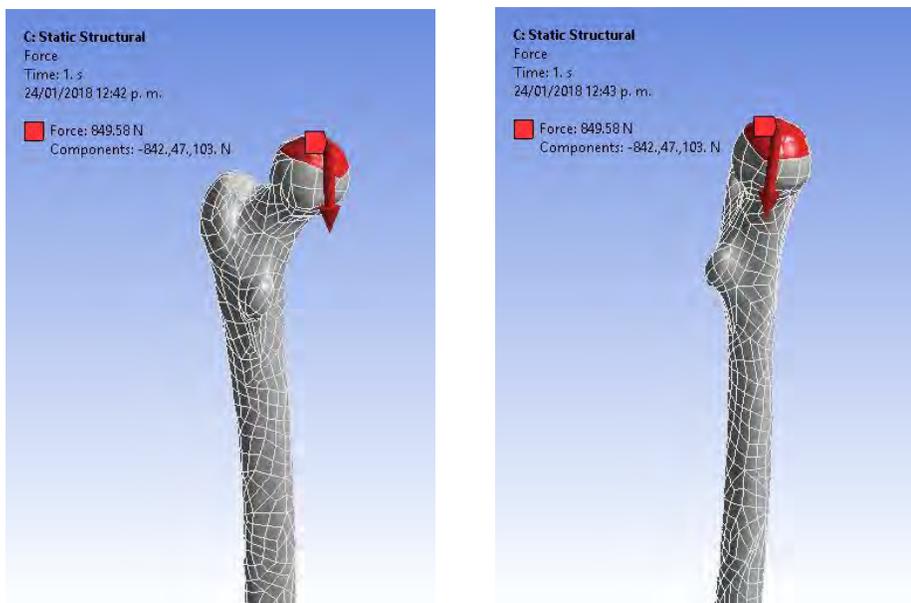


Figura 5.9. Esquema de fuerzas en hueso femoral (para una persona de 70Kg de peso).

Teniendo el esquema de fuerzas que se utilizara, se procede a realizar el análisis en el cual se encontrara el esfuerzo equivalente (Von-Mises) y la deformación total, teniendo como resultado lo siguiente:

Tabla 5.4. Tabla de resultados carga para una persona de 70Kg de peso.

Número de elementos	Von mises (Mpa)	Deformación (mm)
462835	74.536	7.7682

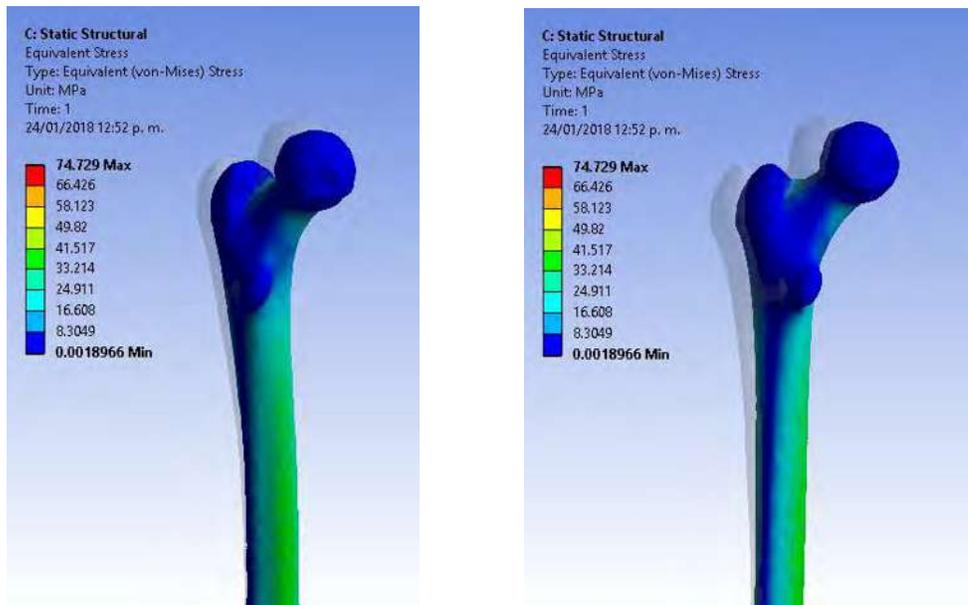


Figura 5.10. Esfuerzo equivalente (para una persona de 70Kg de peso).

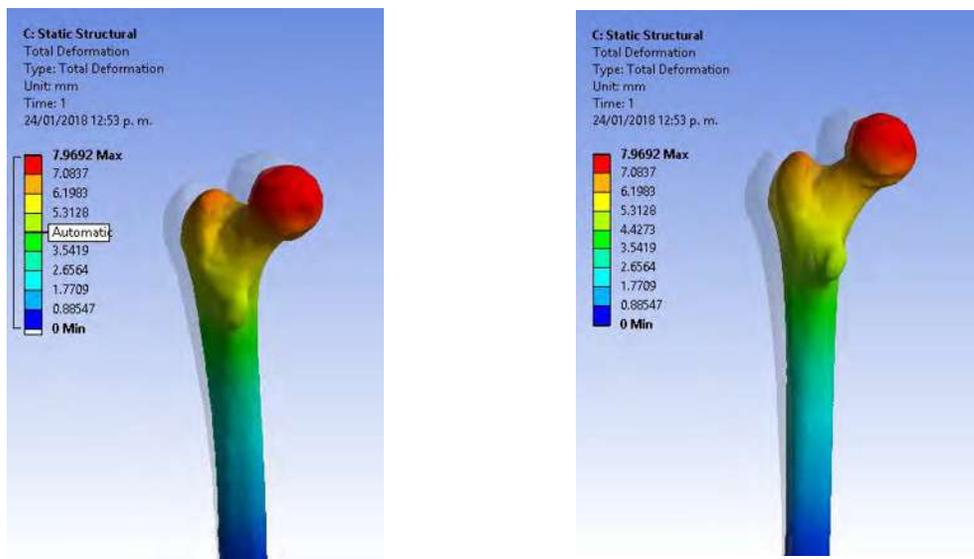


Figura 5.11. Deformación total (para una persona de 70Kg de peso).

5.3 Mallado de prótesis y hueso.

Una vez que se tiene las fuerzas aplicadas en el modelo se procede a aplicar el material que se usara para cada una de las simulaciones, teniendo en cuenta cada uno de los materiales que se van a utilizar en la metodología de Taguchi. Para asociar los materiales a cada una de las simulaciones, se usó el software ANSYS, en los datos de ingeniería del programa se introdujeron las propiedades de los materiales a utilizar, posteriormente se procede con la construcción de la malla, para este estudio se utilizó una malla con elementos tetraedros y con tamaño de elemento de 0.85 mm, utilizando las herramientas de refinado de transición y suavizado dando como resultado una malla de 1757517 elementos y 2558215 de nodos.

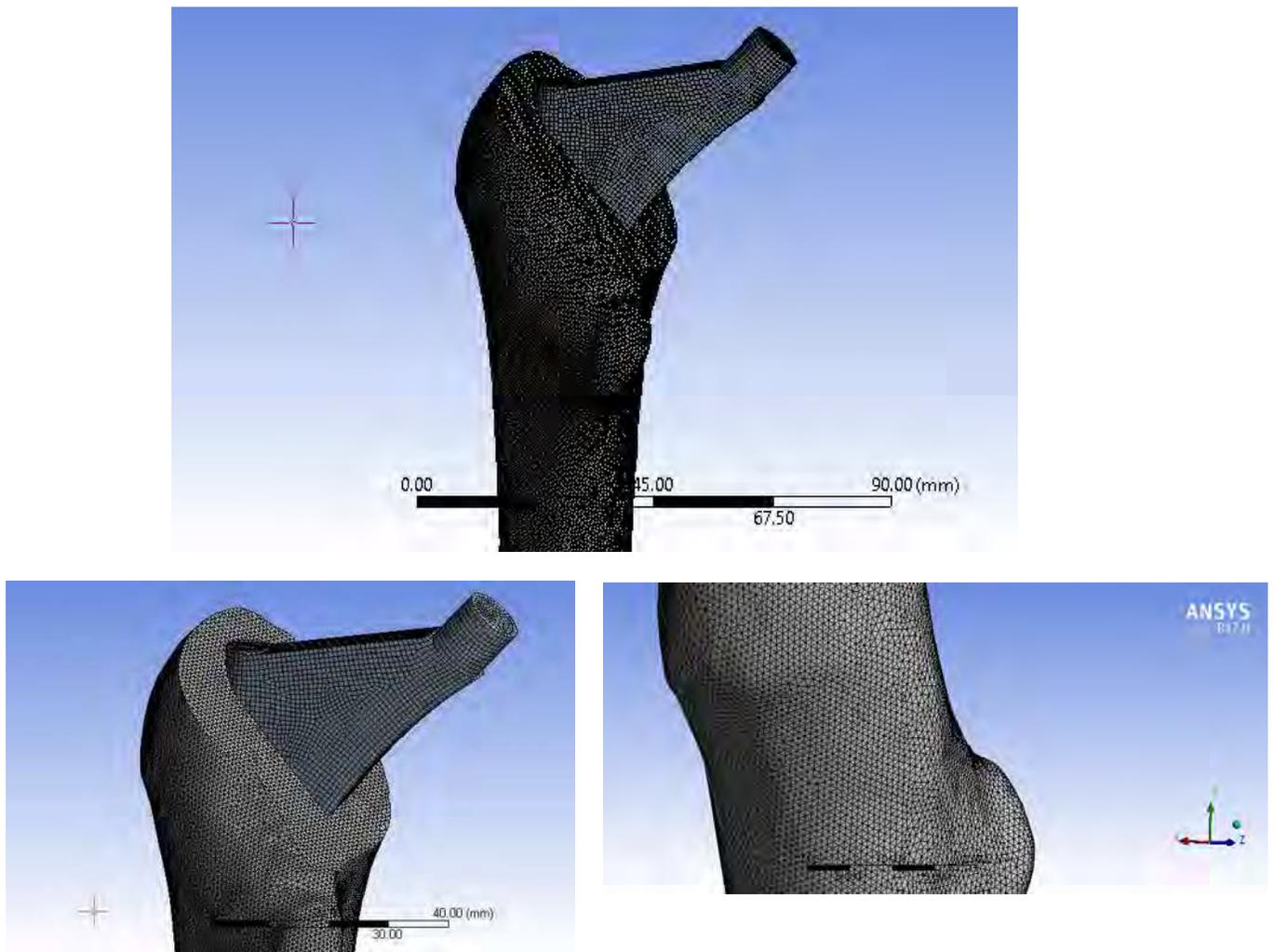


Figura 5.12. Mallado del modelo implante 7.

Capítulo 6. Simulación de experimentos.

Se realizaron cada uno de los experimentos de acuerdo a el arreglo ortogonal, que se produjo por medio del método de Taguchi, dando los siguientes resultados al realizar las simulaciones correspondientes.

6.1 Primer experimento.

El primer experimento de la metodología de Taguchi comprende las siguientes características:

Tabla 6.1. Datos para el primer experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	117	6	50	72

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.2. Resultados para primer experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	231.79	8.2605

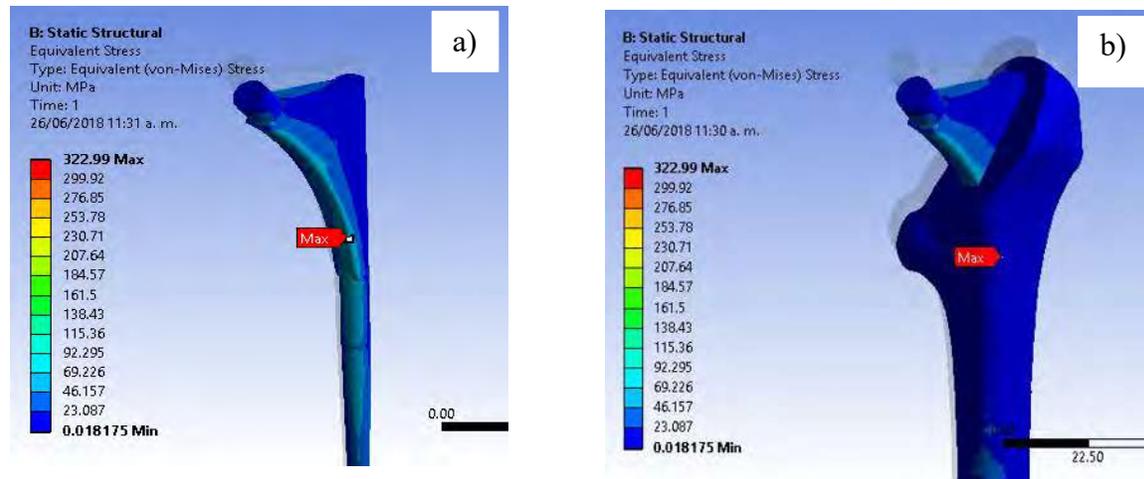


Figura 6.1. Resultados Esfuerzo equivalente primer experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

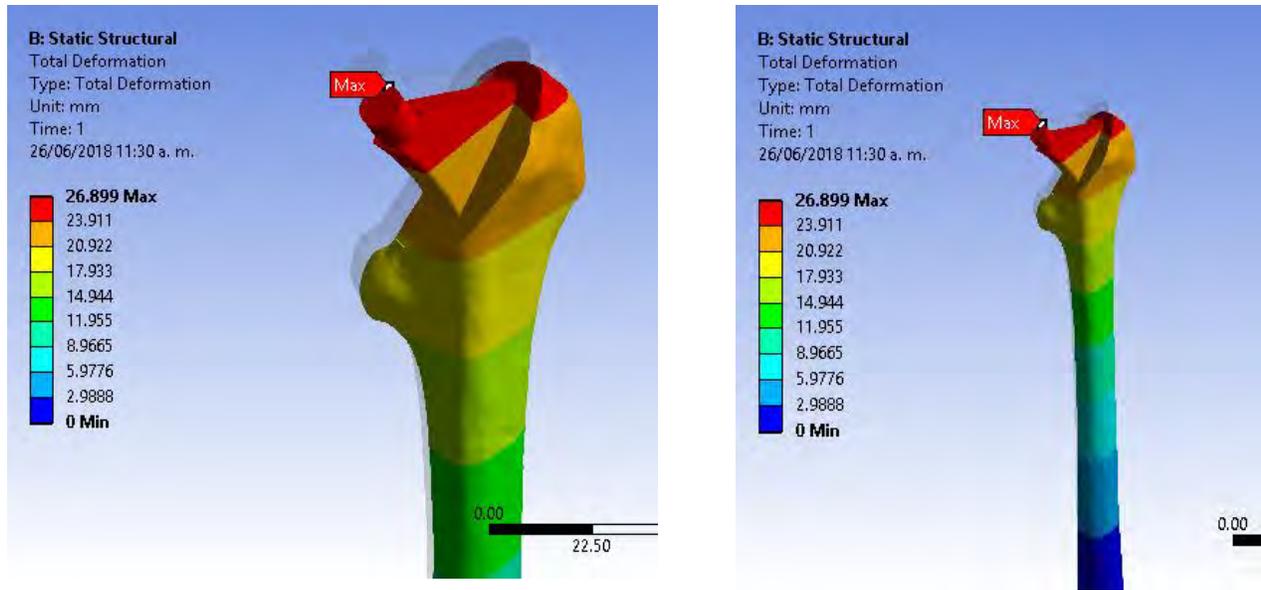


Figura 6.2. Resultados deformación total (primer experimento).

6.2 Segundo experimento.

Tabla 6.3. Datos para el segundo experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	117	17	70	36

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.4. Resultados para segundo experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	223.68	7.7938

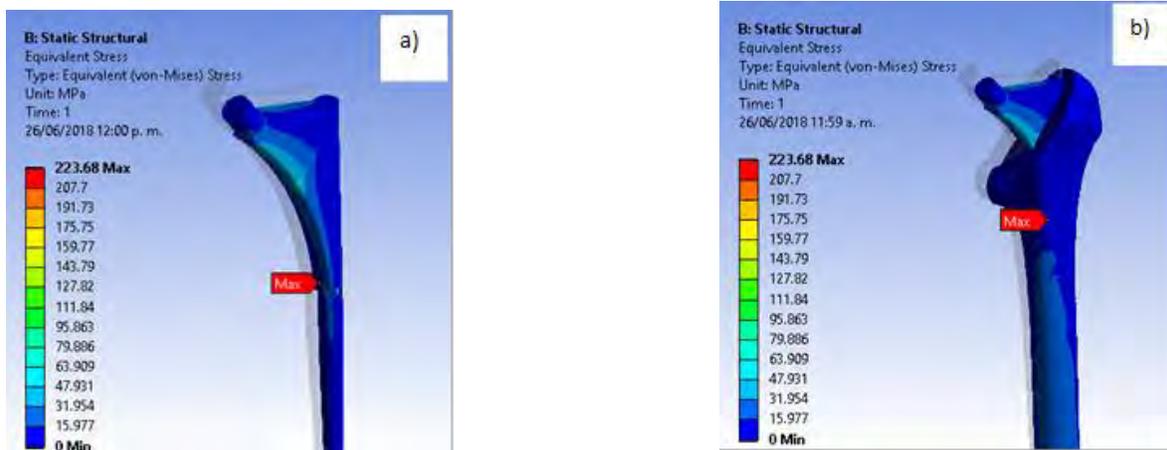


Figura 6.3. Resultados Esfuerzo equivalente segundo experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

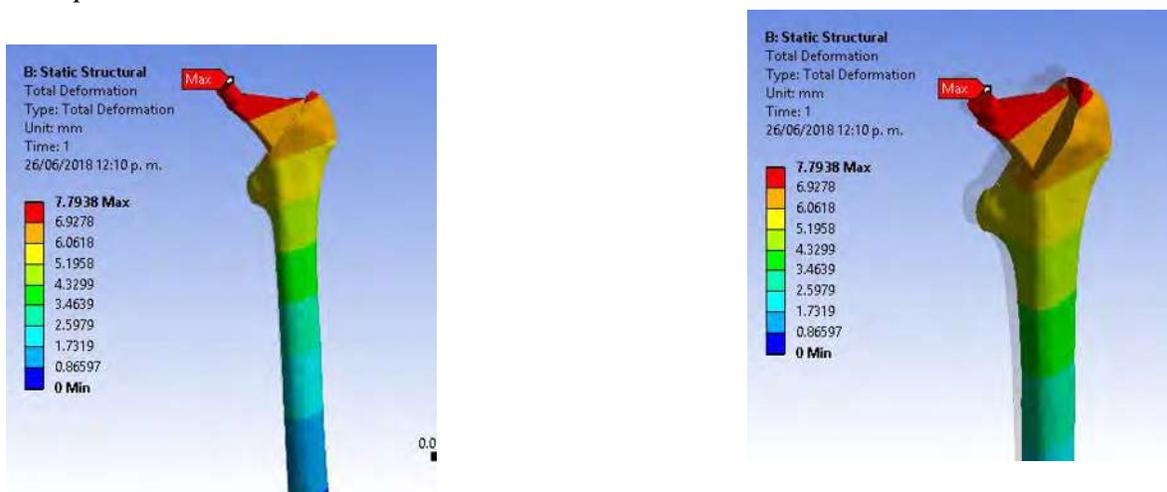


Figura 6.4. Resultados deformación total (segundo experimento).

6.3 Tercer experimento.

Tabla 6.5. Datos para el tercer experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	117	21	110	18

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.6. Resultados para tercer experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	249.32	6.9921

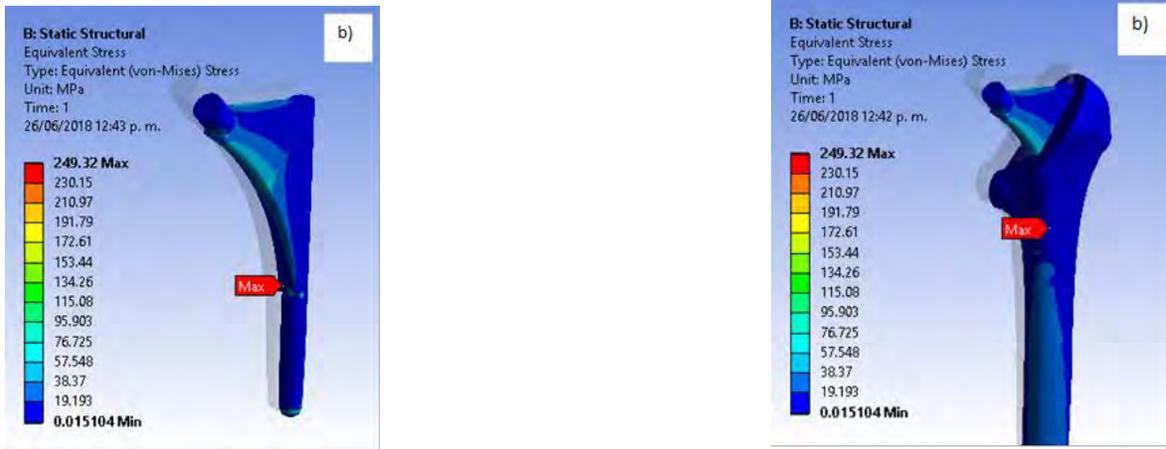


Figura 6.5. Resultados Esfuerzo equivalente tercer experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

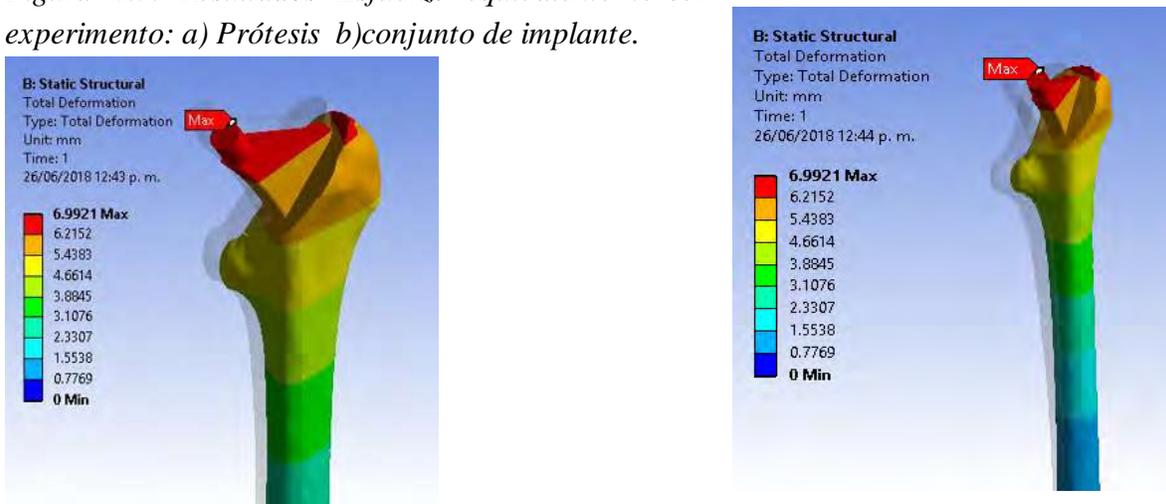


Figura 6.6. Resultados deformación total (tercer experimento).

6.4 Cuarto experimento.

Tabla 6.7. Datos para el cuarto experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	200	17	110	18

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.8. Resultados para cuarto experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	228.2	8.5763

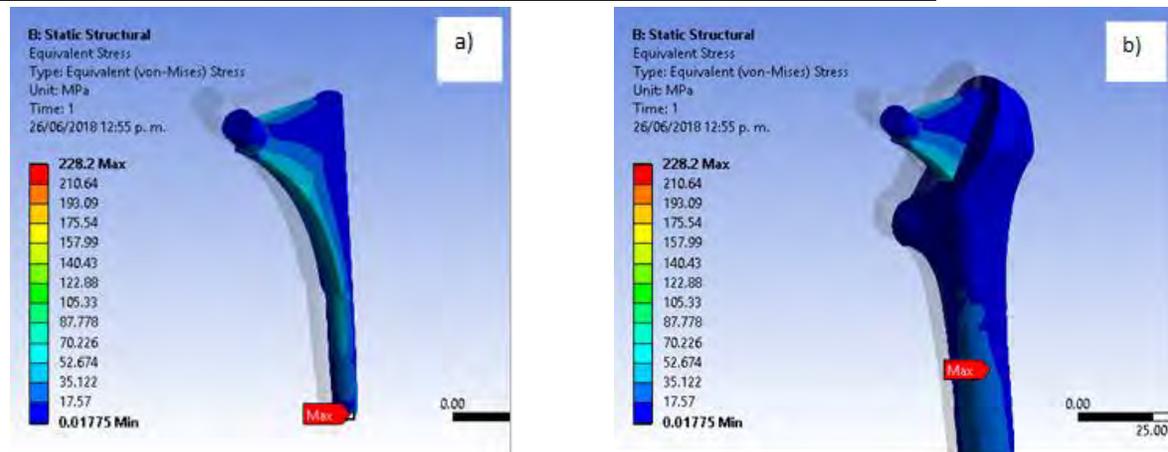


Figura 6.7. Resultados Esfuerzo equivalente cuarto experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

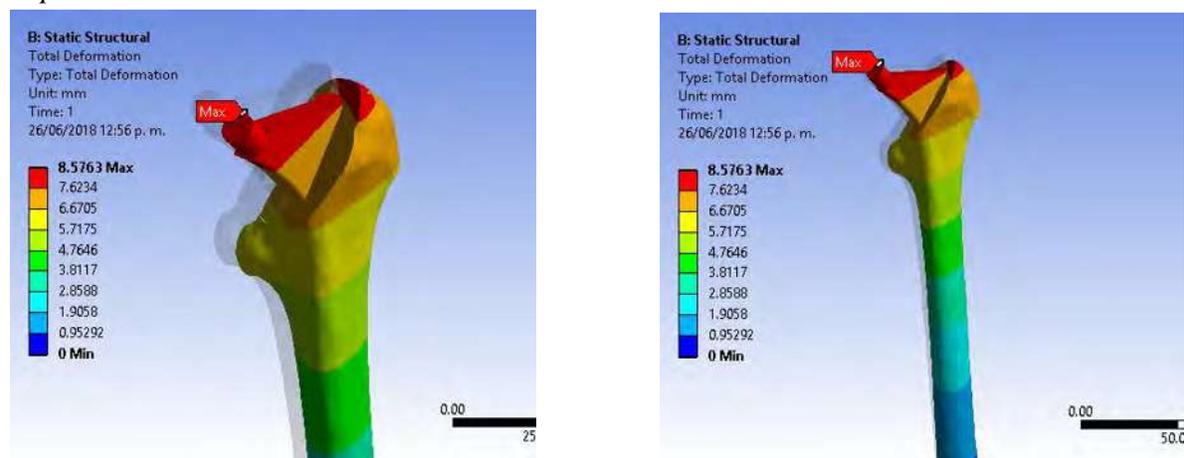


Figura 6.8. Resultados deformación total (cuarto experimento).

6.5 Quinto experimento.

Tabla 6.9. Datos para el quinto experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	200	21	50	72

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.10. Resultados para quinto experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	229.76	7.8294

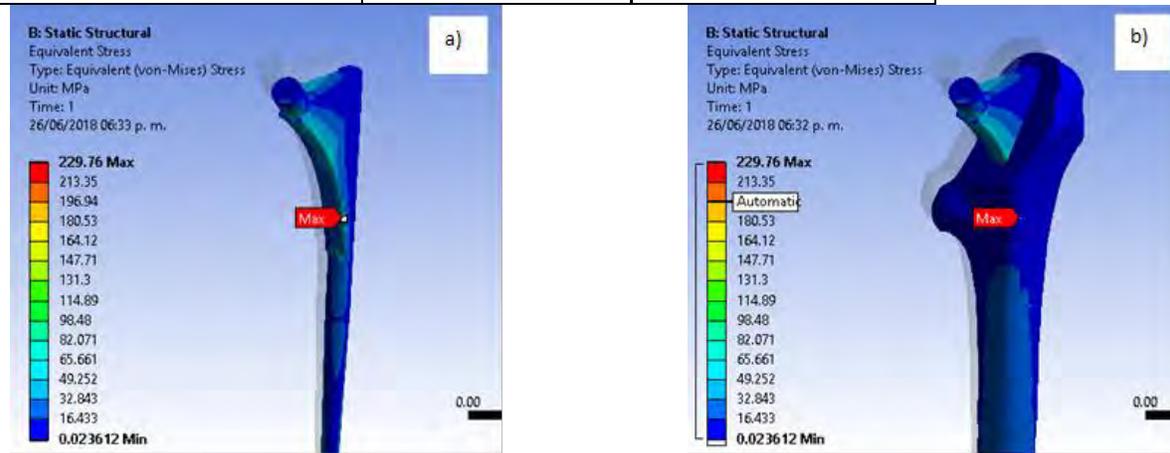


Figura 6.9. Resultados Esfuerzo equivalente quinto experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

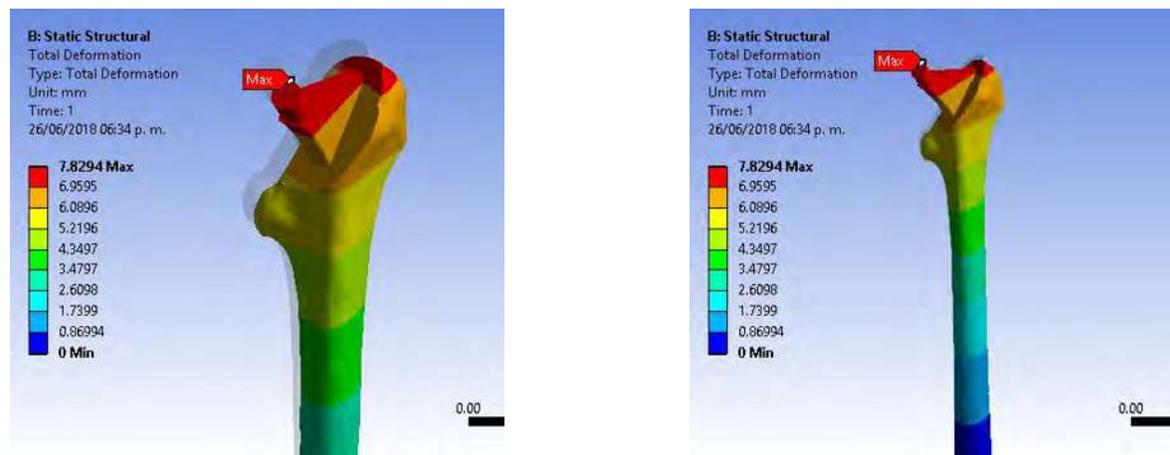


Figura 6.10. Resultados deformación total (quinto experimento).

6.6 Sexto experimento.

Tabla 6.11. Datos para el sexto experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	200	6	70	36

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.12. Resultados para sexto experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	297.84	21.633

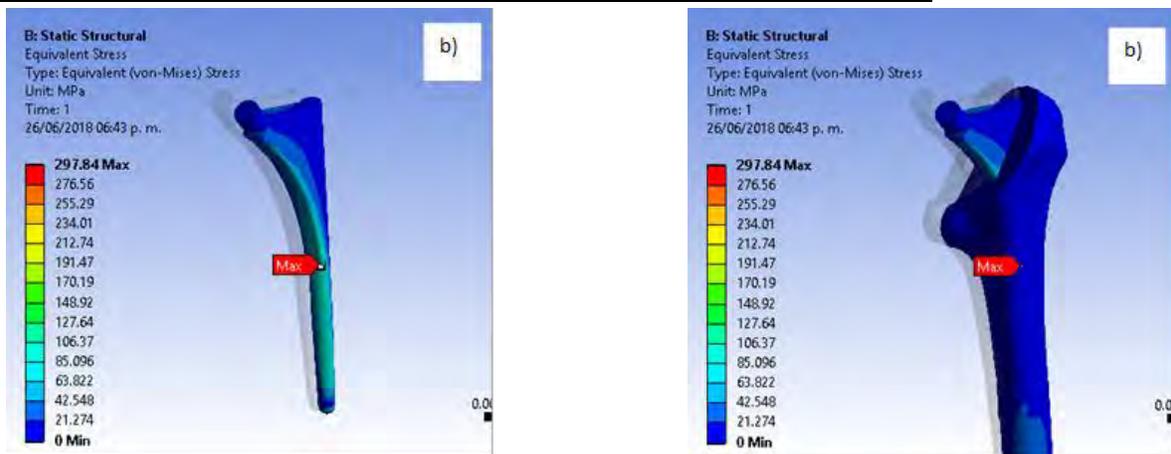


Figura 6.11. Resultados Esfuerzo equivalente sexto experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

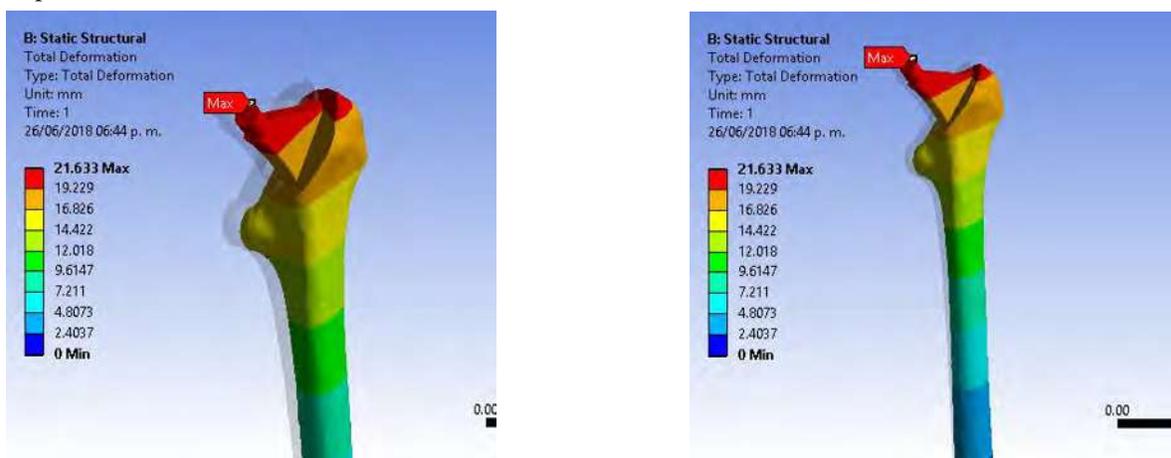


Figura 6.12. Resultados deformación total (sexto experimento).

6.7 Séptimo experimento.

Tabla 6.13. Datos para el séptimo experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	220	21	70	36

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.14. Resultados para séptimo experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	162.92	6.2808

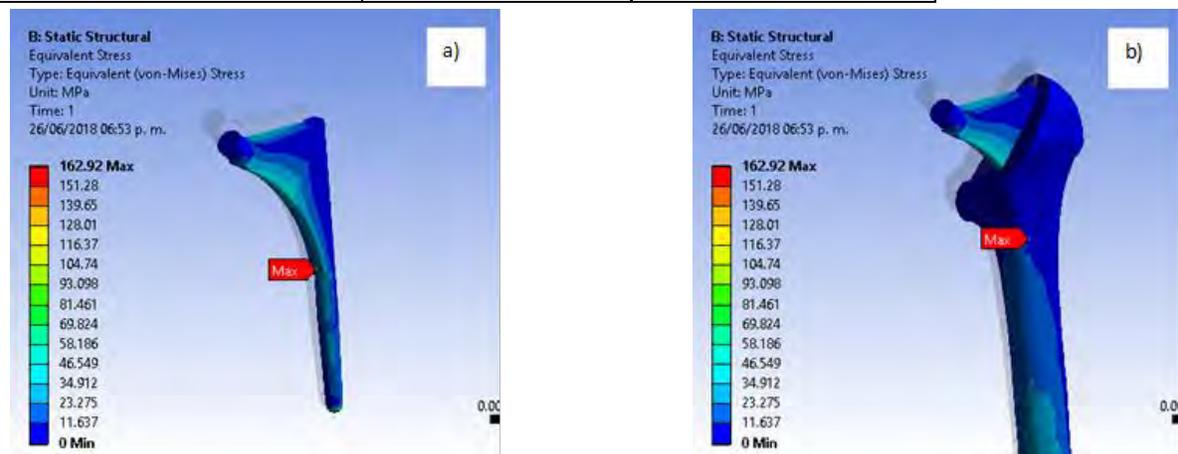


Figura 6.13. Resultados Esfuerzo equivalente séptimo experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

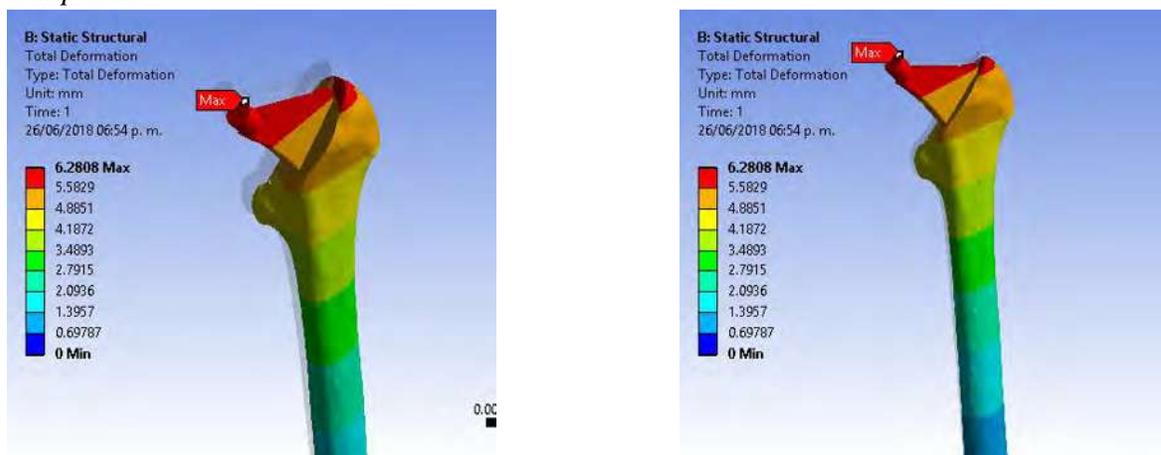


Figura 6.14. Resultados deformación total (séptimo experimento).

6.8 Octavo experimento.

Tabla 6.15. Datos para el octavo experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	220	6	110	18

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.16. Resultados para octavo experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855	215.12	24.065

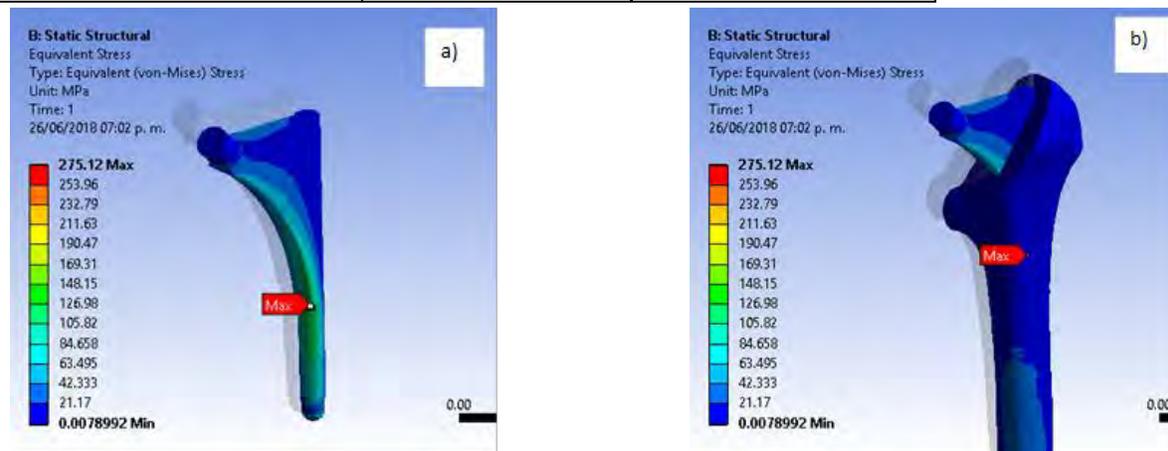


Figura 6.15. Resultados Esfuerzo equivalente octavo experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

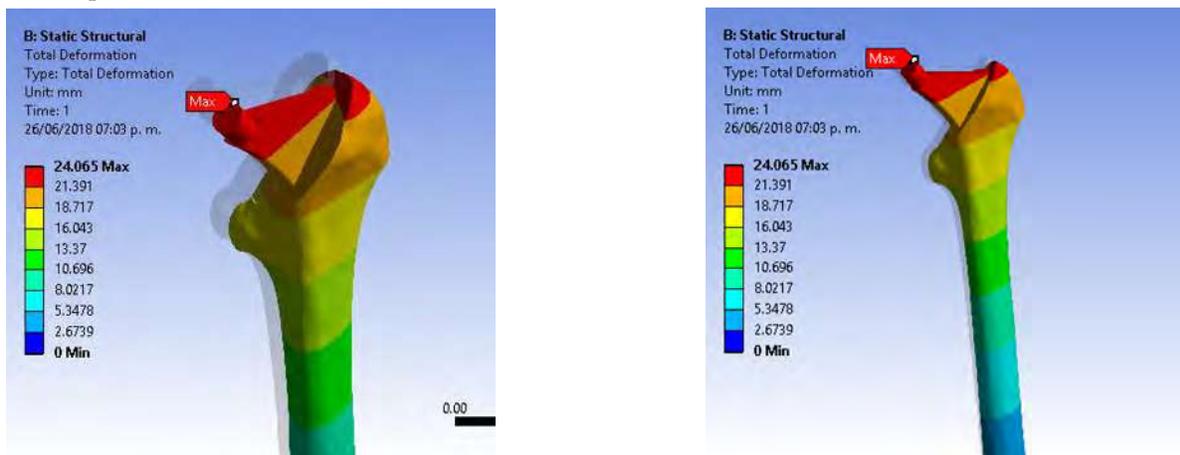


Figura 6.16. Resultados deformación total (séptimo experimento).

6.9 Noveno experimento.

Tabla 6.17. Datos para el noveno experimento.

Resultados del arreglo ortogonal L9				
No	E prótesis (GPa)	E hueso (GPa)	peso (kg)	largo del vástago (mm)
1	220	17	50	72

Utilizando estos datos se procede a la realización del análisis. Obteniendo como resultados el esfuerzo equivalente en el implante y la deformación total.

Tabla 6.18. Resultados para noveno experimento.

número de elementos	Von mises (Mpa)	deformación (mm)
1502855		

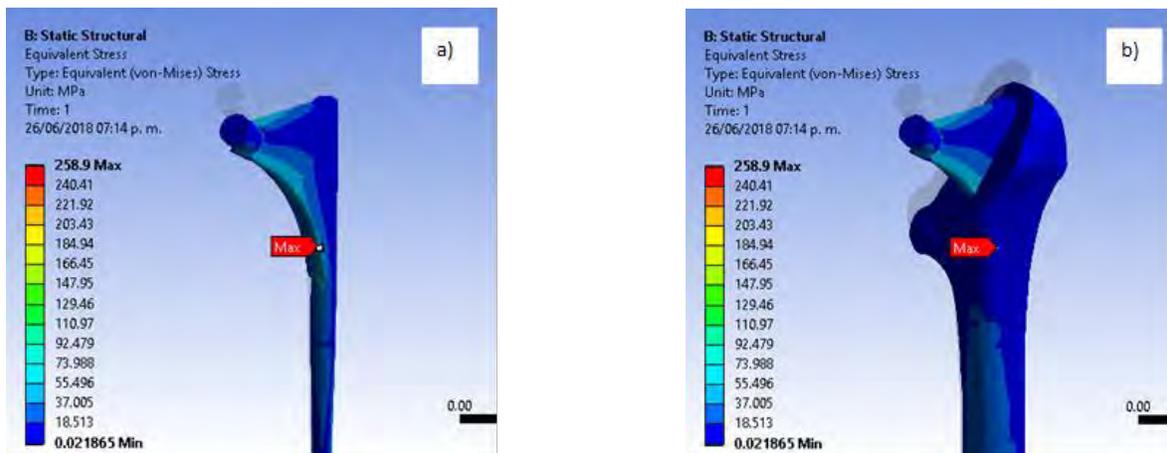


Figura 6.17. Resultados Esfuerzo equivalente noveno experimento: a) Prótesis b) conjunto de implante.

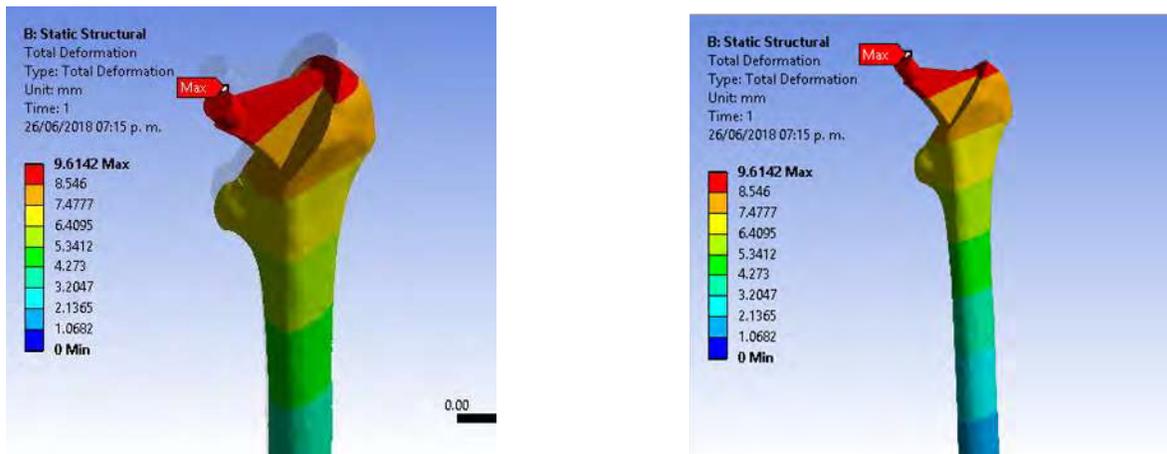


Figura 6.18. Resultados deformación total (noveno experimento).

Capítulo 7. Obtención de diseño óptimo por medio de la metodología de Taguchi.

7.1 Análisis de señal-ruido.

Una vez realizados los experimentos que se presentaron en el arreglo ortogonal y teniendo los resultados correspondientes se procede con la obtención de un diseño óptimo, para esto debemos de llevar a cabo las siguientes operaciones, teniendo en cuenta que para este estudio se usó la forma de más pequeño es mejor, utilizando la fórmula Ec.3 para obtener cual es la tasa de señal ruido que se obtiene de cada uno de los experimentos de acuerdo a los resultados obtenidos de la simulación.

- El más pequeño es el mejor:

$$\frac{S}{N} = -10 \text{ Log} \left(\frac{1}{n} \sum_1^n Y_i^2 \right) \dots\dots\dots \text{Ec.3}$$

El método de Taguchi utiliza la tasa de señal-ruido (S/N) para expresar la dispersión alrededor de un valor objetivo. Un valor alto de S/N implica que la señal es mucho más alta que los efectos aleatorios de los factores de ruido [16].

Haciendo de la fórmula (Ec.3) se calculan las tasas de señal-ruido para cada uno de los niveles que se tienen en los factores, de acuerdo a los resultados de la tabla 7.1, se realizara el ejemplo del nivel 1 para mostrar el uso de la Ec. 3. En la tabla 7.2 se muestran los resultados de tasa señal-ruido de cada uno de los niveles.

- Tasa señal-ruido factor 1 (A).
 - Módulo de Young de prótesis (E prótesis)

$$\begin{aligned} \frac{S}{N} &= -10 \text{ Log} \left(\frac{1}{3} \sum_1^3 (A_i)^2 \right) = -10 \text{ Log} \left(\frac{1}{3} ((A_1)^2 + (A_2)^2 + (A_3)^2) \right) \\ &= -10 \text{ Log} \left(\frac{1}{3} ((322.99)^2 + (223.68)^2 + (249.32)^2) \right) = -48.58368229 \end{aligned}$$

Realizando el mismo procedimiento para cada uno de los niveles restantes obtenemos la tasa de señal-ruído.

Tabla 7.1. Resultados de arreglo ortogonal L9.

Resultados de arreglo ortogonal L9					
No	E prótesis	E hueso	peso (kg)	largo del vástago	Esfuerzo Von Mises (MPa)
1	117	6	50	72	322.99
2	117	17	70	36	223.68
3	117	21	110	18	249.32
4	200	17	110	18	228.2
5	200	21	50	72	229.76
6	200	6	70	36	297.84
7	220	21	70	36	162.92
8	220	6	110	18	275.12
9	220	17	50	72	258.9

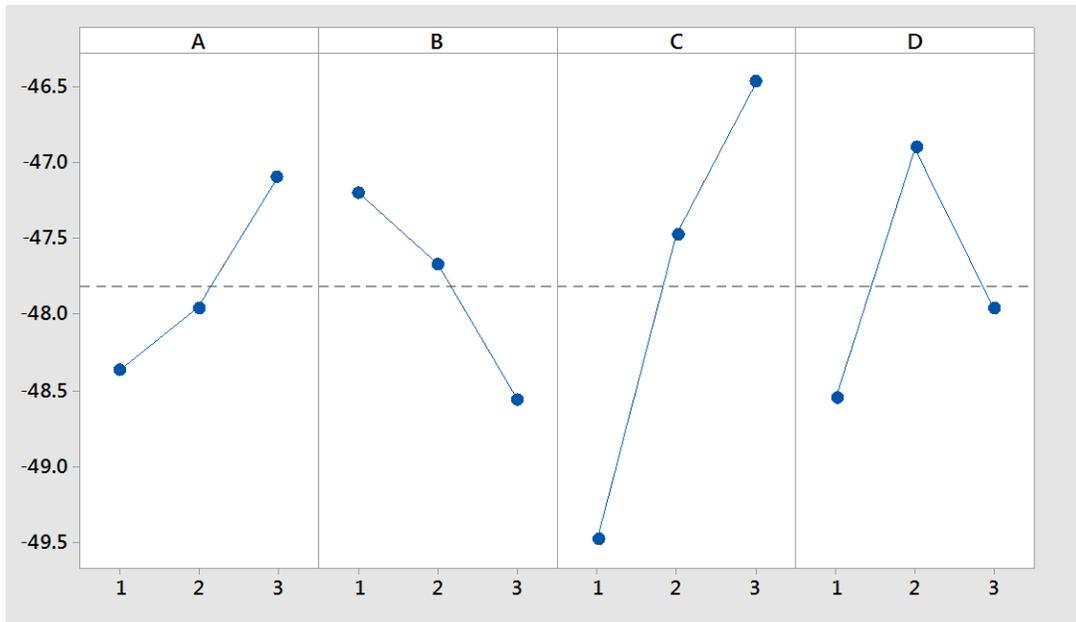
Tabla 7.2. Tasa de señal-ruído

Nivel	E prótesis	E hueso	peso (kg)	largo del vástago
1	-48.58368229	-49.52182324	-48.7340084	-48.7340084
2	-48.0972479	-47.51117863	-47.41110439	-47.41110439
3	-47.51441166	-46.73613842	-48.01464806	-48.01464806
delta	96.09809395	96.25796167	96.14511279	96.14511279
Rank	4	1	2	2

Realizado lo anterior se procede a obtener el gráfico de respuesta (Figura 7.1) el cual nos proporciona información sobre la tendencia de cada factor con respecto a diferentes niveles. Con este gráfico se podrá identificar dentro de los cuatro factores y sus respectivos niveles, cual es el experimento óptimo, es decir la combinación que nos produzca una menor tasa de señal-ruído. En la figura 7.1 se muestran estos resultados. Teniendo en cuenta la siguiente designación de letras para cada uno de los factores.

Tabla 7.3. Designación de letras para factores

factor	Designación
Factor 1	A (A1, A2, A3)
Factor 2	B (B1, B2, B3)
Factor 3	C (C1, C2, C3)
Factor 4	D (D1, D2, D3)



Gráfica 7.1. Gráfica de respuesta para factores significativos.

En la figura 7.1 se pueden observar cuál es la respuesta de cada uno de los factores utilizados en la metodología, en el eje horizontal se observan los diferentes niveles de cada factor, en el eje vertical se puede observar el valor de la tasa señal-ruido y las líneas dentro del gráfico representan la tendencia de cada factor con respecto a los diferentes niveles.

Analizando la figura 7.1 se observan cuatro niveles en los que los valores de la tasa de señal-ruido es menor en comparación con los otros niveles, dentro de la metodología de Taguchi para este estudio, se utilizó la forma más pequeña es mejor, por lo que los resultados buscados en los valores de la tasa señal-ruido son los menores. Estos resultados nos implican una menor variación de los factores objetivos con los factores de ruido.

7.2 Análisis de varianza.

El análisis de varianza (ANOVA) es una técnica estadística común para determinar el porcentaje de contribución de cada factor en los resultados de la experimentación, con este análisis se determinan parámetros conocidos como la suma de cuadrados (SS), los grados de libertad (DF), la varianza y el porcentaje de cada factor (P) [17].

Para realizar el estudio ANOVA para la experimentación descrita anteriormente, se hizo uso del programa Minitab® Statistical Software, el cual nos provee un ambiente estadístico para la realización de este análisis. En la tabla 7.4 se muestra el resultado del análisis ANOVA de una vía, en el cual se puede observar cada uno de los parámetros antes descritos y así poder visualizar cuál de los factores utilizados en la metodología es el que tiene mayor relevancia con los resultados y cuál es el factor menos significativo respecto a los resultados.

Tabla 7.4. Identificación de factores y niveles.

Factor	Niveles	Valores
C1	3	117, 200, 220
C2	3	6, 17, 21
C3	3	50, 70, 110
C4	3	18, 36, 72

Tabla 7.5. Resultados de análisis de varianza.

Análisis de varianza					
Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
C1	2	1655	827.3	0.31	0.742
C2	2	11501	5750.5	5.76	0.04
C3	2	2702	1351	0.55	0.604
C4	2	2702	1351	0.55	0.604

De acuerdo a la tabla 7.5, se puede observar los valores de grados de libertad de los factores, la suma de cuadrados (SS), la media de los cuadrados (MS) y el valor de F (tasa de varianza) y P (probabilidad de significancia), para este caso se analizara el valor de P que nos indica la probabilidad de significancia de los factores en relación a los resultados, de acuerdo con la teoría, nos dice que el factor más significativo es el que tenga un menor valor de P, como se puede observar en la tabla 7.4. El factor C2, que corresponde al módulo de elasticidad del hueso, es el que presenta un menor valor de P y por lo tanto se puede decir que es el factor más significativo de la experimentación realizada.

7.3 Determinación del experimento óptimo.

De acuerdo a toda la metodología realizada y teniendo en cuenta que se usó la forma más pequeño es el mejor y de acuerdo a la figura 7.1, podemos observar cuales son los niveles de los factores que generan una menor tasa de señal-ruido son: $A_3B_1C_3D_2$ la cual corresponde, del arreglo ortogonal propuesto por la metodología, a el experimento 7 en el cual se usó un material para la prótesis de acero inoxidable, un módulo de elasticidad de hueso de 21 Gpa, con un peso de 70 kg aplicado la prótesis y un largo de vástago de la prótesis de 36 mm.

Tabla 7.6. Experimento óptimo.

Experimento óptimo					
No	E prótesis	E hueso	peso (kg)	largo del vástago	Von Mises Stress (MPa)
7	220	21	70	36	162.92

En la tabla 7.6 se muestra cual es la combinación óptima del diseño de una prótesis femoral utilizando la metodología de Taguchi, teniendo en cuenta que esta optimización se basó en encontrar un diseño de prótesis femoral, en el que el esfuerzo equivalente fuera el más pequeño posible y de acuerdo al arreglo ortogonal propuesto en esta metodología, el experimento número siete fue el que obtuvo una menor tasa de señal-ruido respecto a los resultados de las simulaciones.

Con esta metodología se logró obtener las dimensiones y el material óptimo de una prótesis femoral, comprobando así la hipótesis de la presente investigación, que es la siguiente, es posible optimizar el diseño de una prótesis femoral utilizando los principios del diseño robusto a través de la metodología de Taguchi.

Capítulo 8. Mecanoregulación de hueso femoral.

8.1 Modelos de Mecanoregulación.

El objetivo de la Mecanobiología es precisamente entender la respuesta celular bajo una acción mecánica, mediado, a su vez, por otros factores que inhiben o ayudan a la reacción celular ante un determinado nivel tenso-deformacional. La característica esencial es el acoplamiento fuerte entre Biología y Mecánica, produciéndose una comunión inseparable entre ambas e influyendo una sobre otra [23].

En mecanobiología, los modelos matemáticos se han desarrollado y usado junto con experimentos in vivo e in vitro para determinar cuantitativamente las normas que rigen los efectos de la carga mecánica en las células, la diferenciación en tejidos, el crecimiento, la adaptación y el mantenimiento de los huesos. Las perturbaciones mecánicas son aplicadas a la geometría del modelo, y el medio ambiente mecánico es calculado usando el método de elementos finitos [23].

Utilizando el modelo de mecanoregulación de Hanna Isaksson [24], en el cual se utiliza la deformación deviatorica calculada a partir de las deformaciones principales de acuerdo a la ecuación Ec. 4.

$$y_0 = \frac{1}{3} \sqrt{(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)^2 + (\varepsilon_2 - \varepsilon_3)^2 + (\varepsilon_3 - \varepsilon_1)^2} \dots\dots\dots \text{Ec.4}$$

Donde: y_0 es la deformación deviatorica, y ε es la deformación principal en las direcciones 1(x), 2(y) y 3(z).

Tomando en cuenta los límites del algoritmo, que se muestran en la figura 8.1, en el cual se establecen rangos para la reabsorción, hueso maduro, hueso inmaduro, cartilago y tejido conectivo y con la ayuda de este modelo se puede verificar las partes del hueso en donde se encuentran cada uno de los rangos, utilizando elemento finito para realizar la simulación de los resultados del algoritmo, se obtuvieron los siguientes resultados, los cuales se muestran en la figura 8.2, 8.3 y 8.4.

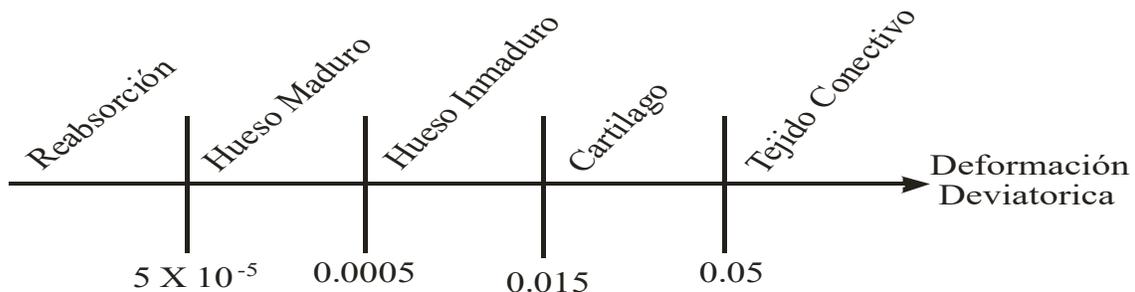


Figura 8.1. Rango de valores propuestos por Hanna Isaksson para la deformación deviatorica (adaptado de [24]).

8.2 Análisis de Reabsorción ósea.

En la figura 8.2 se puede observar en que parte ocurrirá la reabsorción ósea en el hueso.

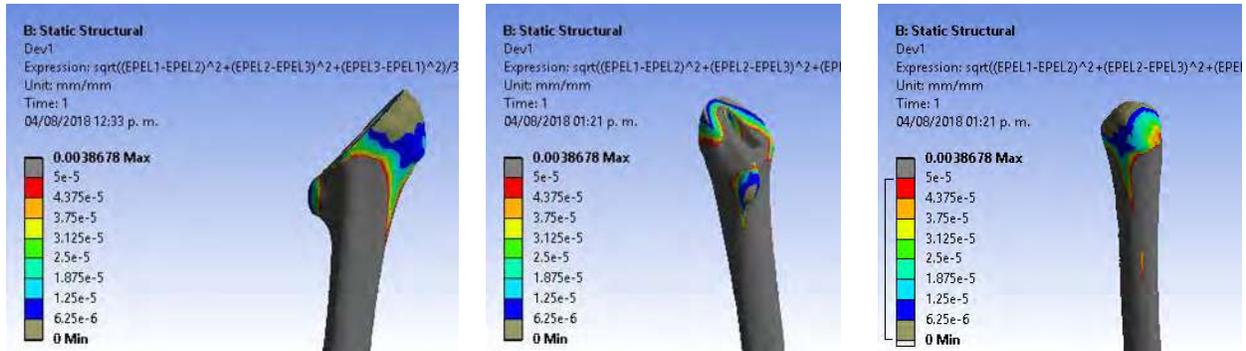


Figura 8.2. Reabsorción ósea en hueso.

En la figura 8.3 se puede observar en que parte se tiene hueso maduro.



Figura 8.3. Hueso maduro.

En la figura 8.4 se puede observar en que parte se tiene hueso inmaduro.

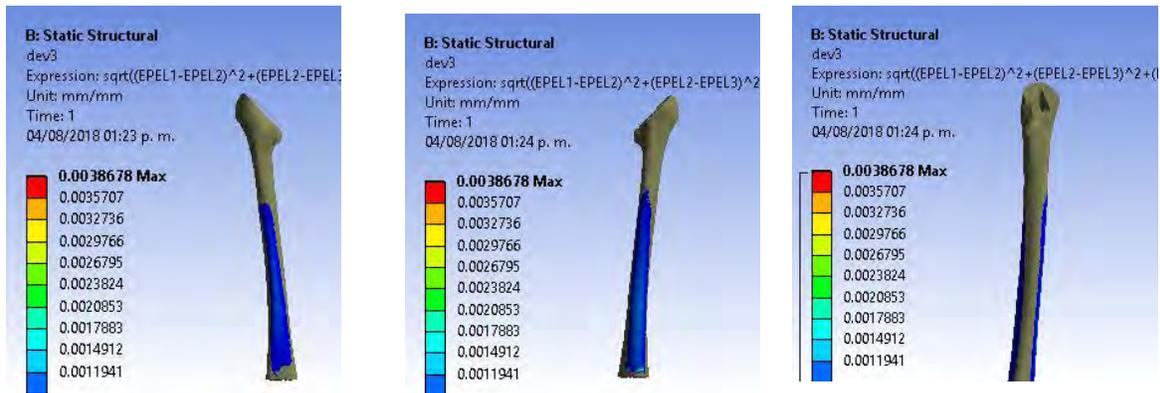


Figura 8.4. Hueso inmaduro.

De acuerdo a estos resultados, podemos observar que en su mayoría existe hueso maduro y que la reabsorción ósea ocurre en la cabeza del fémur que es en la parte donde se concentran los esfuerzos, ya que, debido a la prótesis, en esa parte las fuerzas caen sobre la prótesis y no sobre el hueso, lo que ayuda a que en el hueso los esfuerzos sean menores y ocurra reabsorción ósea.

Capítulo 9. Conclusiones y recomendaciones.

9.1 Conclusiones.

Como conclusiones derivadas del presente trabajo de tesis, se pueden mencionar las siguientes:

- La metodología que se propone en este trabajo de investigación para la optimización de una prótesis femoral es válida ya que nos arrojó un resultado de diseño óptimo para la prótesis en cuanto a la geometría y el material de ésta, reduciendo así el esfuerzo equivalente que se produce en el hueso debido a la prótesis.
- Se probó una metodología para la obtención de la geometría de un hueso femoral a partir de imágenes médicas obtenidas por tomografías computarizadas, para después exportarlas a un programa de diseño en donde se realizó un tratamiento para su posterior exportación a un programa de análisis, obteniendo así el hueso femoral que se utilizó para la presente investigación. .
- Para la realización de la metodología de optimización se realizó un diseño de experimentos en cual se fijaron factores de control y con estos se encontró el número de experimentos a realizar y conocer las características de cada uno de ellos y así realizar las simulaciones de los experimentos haciendo uso del análisis por elemento finito.
- Gracias a la metodología de Taguchi propuesta en esta investigación se logro analizar los resultados del análisis por elemento finito y así poder encontrar cual experimento se podía considerar como optimo, esto con ayuda del análisis de la tasa de señal-ruido y así dar un resultado optimo para el diseño de la prótesis femoral propuesta en la presente investigación. Con esta metodología es posible optimizar los diseños de prótesis conociendo los factores de control que se deseen usar y llevarlos a un análisis para encontrar el diseño óptimo.
- Las características para el diseño óptimo de la prótesis son las siguientes: una prótesis de acero inoxidable con un largo del vástago de 36 milímetros.

9.2 Recomendaciones y/o trabajos futuros.

- Realizar un diseño de experimentos mas grande, utilizando mas factores de control y factores incontrolables.
- Llevar acabo la manufactura de la prótesis femoral para una aplicación real y comprobar su funcionalidad.
- Probar con materiales diferentes para encontrar un mejor diseño.

Referencias.

- [1] A. L. Sabatini y T. Goswami, «Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections,» *Materials and Design*, vol. 29, pp. 1438-1446, 2008.
- [2] M. Taylor y P. J. Prendergrast, «Four Deacades of finite element analysis of orthopaedic devices: Where are we now and what are the oportunites?,» *Journal of Biomechanics*, vol. 48, pp. 767-778, 2015.
- [3] R. K. Chen, Y.-a. Jin, J. Wensman y A. Shih, «Additive manufacturing of custom orthoses an prosthesis,» *Additive Manufacturing*, vol. 12, pp. 77-88, 2016.
- [4] Christelle.b, «CCM benchmark group,» Agosto 2014. [En línea]. Available: <http://salud.ccm.net/faq/12898-femur-definicion>. [Último acceso: Enero 2017].
- [5] D. G. Ullman, *The Mechanical Design Process*, New York : McGraw-hill, 2010.
- [6] «soporte de Minitab 17,» 2016. [En línea]. Available: <http://support.minitab.com/es-mx/minitab/17/topic-library/modeling-statistics/doe/taguchi-designs/taguchi-designs/>. [Último acceso: Enero 2017].
- [7] C.-L. Tai, C. H. Shih, W.-P. Chen, S.-S. Lee, Y.-L. Lui, P.-H. Hsieh y W.-J. Chen, «Finite element analysis of the cervico-trochanteric stemless femoral prosthesis,» *Clinical Biomechanics*, vol. 18, pp. 53-58, 2003.
- [8] A. L. Sabatini y T. GosWami, «Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections,» *Materials and Design*, vol. 29, pp. 1438-1446, 2008.
- [9] C. Virulsri, P. Tangpornpraset y P. Romtrairat, «Femoral hip prosthesis design for Thais using multi-objective shape optimization,» *Materials and Design*, vol. 68, pp. 1-7, 2015.
- [10] M. Wang, «optimization of femoral prosthesis based on comprehensive evaluation of structure and material properties,» *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 17, nº 3, pp. 1-13, 2016.
- [11] L. L. Corso, L. d. F. Spinelli, F. Schnaid, C. D. Zanrosso y R. J. Marczak, «Optimization of a Cemented Femoral Prosthesis Considering Bone Remodeling,» *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 138, pp. 01102-1-011002-7, 2016.
- [12] M. Fraldi, L. Esposito, G. Perrella y A. Cutolo, «Topological optimization in hip prosthesis design,» *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 9, pp. 389-402, 2010.

- [13] C. Kavanaugh, «Los diseños de Taguchi contra los diseños clásicos de experimentos,» *Conciencia Tecnológica*, n° 19, 2002.
- [14] M. Kurt, E. Bagci y Y. Kaynak, «Application of Taguchi methods in the optimization of cutting parameters for surface finish and hole diameter accuracy in dry drilling processes,» *Int J Adv Manuf Technol*, vol. 40, pp. 458-469, 2009.
- [15] «Grey-based taguchi method for optimization of bead geometry in submerged arc bead-on-plate welding,» *Int J Adv Manuf Technol*, vol. 39, pp. 1136-1143, 2008.
- [16] K. Yang, T. Ee-Chon y F. Franz Konstantin, «Application of Taguchi method in optimization of cervical ring cage,» *Journal of Biomechanics*, vol. 40, p. 3251–3256, 2007.
- [17] S. Datta, A. Bandyopadhyay y P. K. Pal, «Grey-based taguchi method for optimization of bead geometry in submerged arc bead-on-plate welding,» *Int J Adv Manuf Technol*, vol. 39, pp. 1136-1143, 2008.
- [18] M. Kurt, E. Bagci y Y. Kaynak, «Application of Taguchi methods in the optimization of cutting parameters for surface finish and hole diameter accuracy in dry drilling processes.,» *Int J Manuf Technol.*, vol. 40, pp. 458-469, 2009.
- [19] G. Anthony, R. James, A. B. Liggins y A. A., «Contribution of loading conditions and material properties to stress shielding near the tibial component of total knee replacements,» *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 1410-1416, 2007.
- [20] M. G. Joshi, S. G. Advani, F. Miller y M. H. Santare, «Analysis of a femoral hip prosthesis designed to reduce stress shielding,» *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 1655-1662, 2000.
- [21] R. Huiskes, «Stress shielding and bone resorption in tha: clinical versus computer-simulation studies,» *acta ortipedica belgica*, vol. 59, pp. 118-129, 1993.
- [22] B. D. a. J. O. C.L. Vaughan, «Dynamics of Human Gait,» de *3-D software and data accompanying the book*, Human Kinetics Publishers, 1992.
- [23] O. Marín Espinosa, Tesis. Simulacion de interaccion fluido-estructura y mecanoregulación en ing. de tejidos óseos.
- [24] H. E. Isaksson, Mechanical and mechanobiological influences, 2007.
- [25] «turbosquid,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.turbosquid.com/3d->

models/max-femoral-prosthesis/955912. [Último acceso: enero 2017].

[26] «amplitude-ortho,» [En línea]. Available: <http://www.amplitude-ortho.com/old/p98-total-hip-arthroplasty-tha-.php>. [Último acceso: enero 2017].

[27] M. Ridzwan, S. Shuib, A. Y. Hassan, A. A. Shokri y M. M. Ibrahim, «Problem of stress shielding and improvement to the hip implant designs.,» *Journal of Medical Sciences.*, vol. 7, nº 3, pp. 460-467, 2007.