



INSTITUTO TECNOLÓGICO DE BUENOS AIRES
ESCUELA DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA

**DISEÑO ESTRUCTURAL Y
ELECTRÓNICO DE UN REEMPLAZO
ARTICULAR TIBIO-ASTRAGALINO CON
SENSORES DE FLEXO-COMPRESIÓN
PARA EVALUACIÓN DE LA
OSTEOINTEGRACIÓN**

Espínola, Juan Manuel - 56.211

Martinez, José Emanuel - 57.342

Trabajo final presentado para la obtención del título de Bioingeniero

14 de diciembre de 2021

Tutora: Dra. Ing. Wray, Sandra

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar queremos agradecer a la Dra. Ing. Sandra Wray quién fue nuestra tutora y nos brindó su conocimiento y recursos durante el desarrollo de este trabajo en cada una de las etapas del mismo.

Queremos agradecer también al Instituto Tecnológico de Buenos Aires (ITBA) por la formación académica otorgada durante estos años que terminaron por reflejarse en herramientas indispensables para afrontar un trabajo final de grado y futuros desafíos de ingeniería en la práctica profesional. Así mismo queremos agradecer en particular al Centro de Materiales de la universidad (CEMAT) donde haciendo uso de sus instalaciones y disposición de su personal, en especial Responsable del CEMAT Ing. Anibal Rodriguez, fue posible ensayar el prototipo diseñado.

Por otra parte, agradecemos al Ing. Facundo Pedemonte quién junto al Ing. Wilber Rosales nos proveyeron diseños comerciales de prótesis y nos asesoraron durante el proceso de simulación computacional.

Finalmente, nos gustaría agradecer a nuestros amigos, compañeros y familia por ser un pilar durante estos años en todo momento brindándonos palabras de apoyo y aliento en todo este largo trayecto.

Muchas gracias a todos.

RESUMEN

Esta tesis describe el proceso de diseño de un prototipo de implante para la artrodesis de la articulación tibio-astragalina instrumentado electrónicamente para monitorear el crecimiento óseo luego de una cirugía. El proyecto se engloba dentro de los campos de la biomecánica, la electrónica, la anatomía y la fisiología.

Se partió de un modelo de prótesis provisto por una empresa interesada en este desarrollo, y se modificó para alojar la electrónica necesaria para la instrumentación. Para estas modificaciones se siguieron ciertos lineamientos:

- Garantizar la seguridad del paciente.
- No afectar la función mecánica de la prótesis ni su procedimiento quirúrgico.
- Integrar dentro de la prótesis los elementos electrónicos no biocompatibles de manera que queden herméticamente sellados.
- Ubicar a los sensores de deformación en locaciones relevantes de manera de capturar datos que sean de interés.

Se desarrolló un circuito de alimentación inalámbrica compuesto por un sistema transmisor de energía y otro receptor basado en el principio de inducción magnética. El circuito provee energía a un sistema de adquisición de datos de deformación compuesto por galgas extensiométricas y un sistema de comunicación por radiofrecuencia. A futuro, este sistema integrado en la prótesis permitiría evaluar indirectamente la osteointegración del implante según cómo cambia el mapa de deformaciones unitarias a través del tiempo.

Para validar nuestra hipótesis en esta etapa de diseño se realizaron simulaciones computacionales y ensayos mecánicos.

A través de un modelo de elementos finitos se evaluó la deformación de la prótesis en cinco estadios evolutivos de crecimiento óseo que buscan simular el proceso de osteointegración.

En la fase de ensayos mecánicos se buscó validar el prototipo de circuito electrónico, adhiriendo las galgas a una probeta cilíndrica de titanio y sometiendo a un ensayo de compresión, para luego comparar los registros de las galgas con los de la máquina universal de ensayos.

La simulación por elementos finitos indicaría que el crecimiento óseo disminuye las deformaciones unitarias en las zonas de sensado del implante, lo que podría indicar que la osteointegración contribuye a la redistribución de las tensiones en la artrodesis.

Los datos adquiridos mediante el circuito electrónico fueron consistentes con los resultados del ensayo de compresión, lo que podría indicar que el circuito diseñado para la comunicación inalámbrica de datos y la transferencia inalámbrica de energía es adecuado.

| | | |
|------------|--|------------|
| 3.1.1.1. | Evaluación de cargas sobre el modelo original . . . | 43 |
| 3.1.1.2. | Rediseño del modelo original | 46 |
| 3.1.2. | Biomecánica de la artrodesis de tobillo | 50 |
| 3.1.2.1. | Orientación de la prótesis | 52 |
| 3.1.2.2. | Modelo de crecimiento óseo | 54 |
| 3.1.2.2.1. | Estadio 0 | 55 |
| 3.1.2.2.2. | Estadio 1 | 57 |
| 3.1.2.2.3. | Estadio 2 | 57 |
| 3.1.2.2.4. | Estadio 3 | 59 |
| 3.1.2.2.5. | Estadio 4 | 60 |
| 3.2. | Electrónica | 60 |
| 3.2.1. | Sistema de adquisición y transmisión de datos de flexo- compresión | 61 |
| 3.2.1.1. | Transductor de deformación: Galgas extensiométricas | 61 |
| 3.2.1.2. | Amplificación y digitalización de la señal: Puente de Wheatstone y módulo HX711 | 64 |
| 3.2.1.3. | Procesamiento y codificación de las mediciones: ATMEGA328 | 68 |
| 3.2.1.4. | Tecnología de transmisión de datos por NRF . . . | 71 |
| 3.2.2. | Sistema de recepción de datos de flexo-compresión | 73 |
| 3.2.2.1. | Tecnología de recepción de datos por NRF | 73 |
| 3.2.2.2. | Procesamiento y decodificación de las mediciones: ATMEGA328 | 74 |
| 3.2.3. | Sistema de alimentación inalámbrica | 75 |
| 3.3. | Prototipado para instrumentación y ensayo | 78 |
| 3.3.1. | Probeta de ensayo | 79 |
| 3.3.2. | Simulación virtual sobre probeta | 80 |
| 3.3.3. | Calibración del puente de Wheatstone | 80 |
| 3.3.4. | Adherencia de los sensores a la probeta de Titanio | 81 |
| 3.3.4.1. | Prototipo físico | 81 |
| 3.3.5. | Ensayo mecánico | 83 |
| 4. | RESULTADOS | 89 |
| 4.1. | Resultados de las simulaciones computacionales | 89 |
| 4.1.1. | Evolución del diseño de la prótesis | 89 |
| 4.1.1.1. | Estructura Original | 90 |
| 4.1.1.2. | Incorporación de columnas | 91 |
| 4.1.1.3. | Incorporación del Cilindro Central | 92 |
| 4.1.2. | Modelo Biomecánico | 94 |
| 4.1.2.1. | Convergencia de malla y simulaciones computacionales sobre el modelo de artrodesis . . . | 94 |
| 4.2. | Resultados del ensayo de compresión | 102 |
| 5. | DISCUSIÓN | 107 |
| 5.1. | Fases de diseño y ensayos computacionales | 108 |

| | |
|---|------------|
| 5.1.1. Convergencia de Malla | 108 |
| 5.1.2. Diseño de prótesis | 109 |
| 5.1.3. Modelo Biomecánico | 111 |
| 5.1.3.1. Evolución de la deformación de cada sensor a lo largo de los estadios | 111 |
| 5.1.3.2. Comparación de la deformación unitaria entre placas en un estadio | 112 |
| 5.2. Prototipado | 114 |
| 5.2.1. Probeta y ensayos físicos como método de validación de la instrumentación | 114 |
| 5.3. Alcances y limitaciones del trabajo propuesto | 116 |
| 6. CONCLUSIÓN | 119 |
| Referencias | 121 |
| Apéndices | 125 |
| A. Fases de diseño | 125 |
| A1. Conexión de las galgas y compensación de temperatura | 125 |
| A1.1. Criterios físicos de diseño | 125 |
| A1.2. Modelo físico de la conexión elegida | 131 |
| A2. Simulaciones computacionales sobre los estadios de crecimiento . . | 135 |
| B. Prototipado | 195 |
| B1. Diseño conceptual de la electrónica y prototipos reales | 195 |
| B1.1. Unidad transmisora implantable | 196 |
| B1.1.1. Diseño modular | 196 |
| B1.1.2. Circuito electrónico | 196 |
| B1.2. Unidad receptora externa | 199 |
| B1.2.1. Diseño modular | 199 |
| B1.2.2. Circuito electrónico | 199 |
| B2. Pruebas físicas de la instrumentación | 202 |
| B2.1. Prototipo de prótesis impresa en 3D | 202 |
| B3. Simulaciones computacionales de la probeta | 203 |

Índice de tablas

| | |
|---|-----|
| 2.3.1.Tecnologías de transmisión inalámbrica de energía. | 40 |
| 3.2.1.Tensión de salida como función de la deformación unitaria. | 66 |
| 3.2.2.Tensión de salida como función de la amplificación. | 67 |
| 3.2.3.Características técnicas del microcontrolador ATMEGA328. | 68 |
| 3.3.1.Dimensiones y propiedades mecánicas de la probeta instrumentada. | 79 |
| 4.1.1.Tensiones de von Mises: Modelo original. | 91 |
| 4.1.2.Tensiones de von Mises: Modelo de placas y columnas internas. | 92 |
| 4.1.3.Tensiones de von mises: Modelo final | 94 |
| 4.1.4.Convergencia de Malla | 95 |
| 4.1.5.Deformaciones unitarias medias para las 5 placas en el estadio 0. | 97 |
| 4.1.6.Calidades de las mallas para los modelos de los 5 estadios. | 98 |
| 4.1.7.Deformaciones unitarias registradas por sensor. | 99 |
| 4.1.8.Deformación unitaria para cada sensor en cada estadio. | 100 |
| 4.1.9.Tensiones de von Mises para cada sensor en cada estadio. | 100 |
| 4.2.1.Resultados de la simulación sobre la probeta cilíndrica | 105 |
| 4.2.2.Comparativa de deformación unitaria para valores puntuales de tensión. | 106 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| 2.1.1. Anatomía ósea de la tibia y peroné. | 6 |
| 2.1.2. Anatomía ósea del hueso astrágalo. | 7 |
| 2.1.3. Modelo óseo de la articulación tibio-astragalina. | 7 |
| 2.1.4. Modelo óseo y ligamentos de la articulación tibio-astragalina. | 8 |
| 2.1.5. Modelo óseo y ligamentos de la articulación. | 9 |
| 2.1.6. Estructura interna de la tibia. | 10 |
| 2.1.7. Fases de la consolidación ósea. | 12 |
| 2.1.8. Componentes hidrostática y desviadora de la deformación. | 13 |
| 2.1.9. Diferenciación de tejido óseo | 14 |
| 2.2.1. Curva de Tensión-Deformación | 17 |
| 2.2.2. Modelo cúbico de un material. | 18 |
| 2.2.3. Cargas sobre modelo cúbico del hueso. | 19 |
| 2.2.4. Mallado de un modelo por elementos finitos. | 20 |
| 2.2.5. Relación de aspecto en un tetraedro | 21 |
| 2.2.6. Forma de los elementos en el Análisis por Elementos Finitos | 22 |
| 2.2.7. Convergencia de malla | 23 |
| 2.2.8. Esfuerzos sobre un diferencial de volumen | 24 |
| 2.2.9. Detección de osteointegración por espectroscopía por impedancia eléctrica (EIS). | 26 |
| 2.2.10. Prótesis de reemplazo total de articulación glenohumeral instrumentada. | 27 |
| 2.2.11. Prótesis de reemplazo vertebral instrumentada. | 28 |
| 2.2.12. Prótesis de reemplazo total de cadera instrumentada sobre vástago femoral. | 29 |
| 2.2.13. Diagrama de imán y magnetoreceptores en una prótesis de reemplazo total de rodilla. | 30 |
| 2.2.14. Sensor dentro de la prótesis de reemplazo total de rodilla. | 30 |
| 2.2.15. Modelo de macroestructura. | 31 |
| 2.2.16. Estructura del fullereno C60. | 32 |
| 2.2.17. Modelo de microestructura. | 33 |
| 2.3.1. Modelo conceptual de una galga extensiométrica. | 34 |
| 2.3.2. Puente de Wheatstone. | 35 |
| 2.3.3. Puente de Wheatstone (cuarto de puente). | 36 |
| 2.3.4. Puente de Wheatstone (medio puente). | 37 |
| 2.3.5. Puente de Wheatstone (puente completo). | 38 |

| | |
|--|----|
| 2.3.6.Sistema básico de inducción electromagnética | 40 |
| 3.1.1.Comparativa del diseño base original vs. el diseño concebido. | 42 |
| 3.1.2.Modelo base del interior de la macroestructura. | 44 |
| 3.1.3.Modelo base del exterior de la macroestructura. | 44 |
| 3.1.4.Ensamble de la macroestructura. | 45 |
| 3.1.5.Macroestructura cargada. | 46 |
| 3.1.6.Modificación con placas de medición externas. | 47 |
| 3.1.7.Modificación con placas de medición internas. | 48 |
| 3.1.8.Detalle de las placas internas. | 49 |
| 3.1.9.Diseño de prótesis final. | 50 |
| 3.1.10Modelo biomecánico de la articulación tibio-astragalina. | 51 |
| 3.1.11Modelo de fresado propuesto. | 51 |
| 3.1.12Detalle del modelo de artrodesis propuesto en corte. | 52 |
| 3.1.13Corte sagital del modelo de artrodesis. | 53 |
| 3.1.14Corte transversal del modelo de artrodesis. | 53 |
| 3.1.15Detalle del espacio interno de la prótesis. | 55 |
| 3.1.16Estadio 0. | 56 |
| 3.1.17Estadio 1. | 57 |
| 3.1.18Estadio 2. | 58 |
| 3.1.19Estadio 3. | 59 |
| 3.1.20Estadio 4. | 60 |
| 3.2.1.Detalle de sensores montados sobre placa de instrumentación. | 63 |
| 3.2.2.Galgas extensiométricas empleadas. | 64 |
| 3.2.3.Circuito del puente de Wheatstone propuesto para el prototipo. | 65 |
| 3.2.4.Transmisión de datos seriales desde el HX711. | 69 |
| 3.2.5.Tiempos asociados a un ciclo de lectura. | 69 |
| 3.2.6.Circuito electrónico del tranceptor nRF24L01. | 71 |
| 3.2.7.Diagrama de bloques del tranceptor nRF24L01. | 72 |
| 3.2.8.Comparación de las versiones comerciales de los módulos nRF24L01. | 73 |
| 3.2.9.Arduino Nano. | 75 |
| 3.2.10Módulo Qi comercial adquirido. | 77 |
| 3.2.11Bobina receptora del módulo Qi. | 78 |
| 3.3.1.Probeta utilizada para los ensayos de compresión. | 79 |
| 3.3.2.Probeta de aleación de Titanio simulada. | 80 |
| 3.3.3.Detalle de la probeta de Ti6Al4V instrumentada. | 81 |
| 3.3.4.Prototipo de la unidad transmisora montada sobre una placa multiperforada. | 82 |
| 3.3.5.Prototipo de la unidad receptora. | 83 |
| 3.3.6.Máquina de ensayos. | 85 |
| 3.3.7.Amplificador y conversor analógico digital Quantum X MX1601B. | 85 |
| 3.3.8.Detalle del ensamble listo para el ensayo de compresión. | 87 |
| 3.3.9.Detalle del ensamble listo para el ensayo de compresión junto a la electrónica. | 88 |
| 4.1.1.Modelo base sometido a una carga de 1000 N (vista lateral). | 90 |

| | |
|--|-----|
| 4.1.2. Modelo base sometido a una carga de 1000 N (vista en planta). | 91 |
| 4.1.3. Modelo con placas internas sometido a una carga de 1000 N (vista lateral). | 92 |
| 4.1.4. Modelo final protésico sometido a una carga de 1000 N (mapa de tensiones). | 93 |
| 4.1.5. Modelo final sometido a una carga de 1000 N (mapa de deformaciones). | 93 |
| 4.1.6. Evolución de la deformación unitaria esperada para los sensores en los 5 estadios. | 99 |
| 4.1.7. Deformación unitaria zona sensor 1. Estadio 0. | 101 |
| 4.2.1. Registros de deformación tomados en el ensayo de compresión. | 103 |
| 4.2.2. Curva de Tensión-deformación a partir de los datos del ensayo. | 104 |
| 4.2.3. Simulación de ensayo de carga estática de 1000N sobre probeta cilíndrica: Mapa de deformación unitaria. | 105 |
| 4.2.4. Curva de deformación unitaria vs. fuerza aplicada. | 106 |
| 5.1.1. Comparativa de cargas entre el estadio inicial y el final. | 112 |
| 5.1.2. Incidencia del maléolo en la distribución de cargas. | 113 |
| 5.1.3. Vista lateral izquierda del modelo de artrodesis. Detalle de cargas. | 114 |
| A1.1. Circuito de cuarto de puente. | 126 |
| A1.2. Circuitos de medio puente. | 126 |
| A1.3. Circuito de puente completo. | 127 |
| A1.4. Detalle de sensores montados sobre placa de instrumentación. | 128 |
| A1.5. Modelo de deformación bajo fuerza de compresión. | 131 |
| A1.6. Circuito del puente de Wheatstone empleado. | 132 |
| A2.1. Deformación unitaria zona sensor 1. Estadio 0. | 187 |
| A2.2. Deformación unitaria zona sensor 2. Estadio 0. | 187 |
| A2.3. Deformación unitaria zona sensor 3. Estadio 0. | 188 |
| A2.4. Vista frontal. Tensiones de von Mises, estadio 0. | 188 |
| A2.5. Vista izquierda. Tensiones de von Mises, estadio 0. | 189 |
| A2.6. Deformación unitaria zona sensor 1. Estadio 2. | 189 |
| A2.7. Deformación unitaria zona sensor 2. Estadio 2. | 190 |
| A2.8. Deformación unitaria zona sensor 3. Estadio 2. | 190 |
| A2.9. Vista frontal. Tensiones de von Mises, estadio 2. | 191 |
| A2.10. Vista izquierda. Tensiones de von Mises, estadio 2. | 191 |
| A2.11. Deformación unitaria zona sensor 1. Estadio 4. | 192 |
| A2.12. Deformación unitaria zona sensor 2. Estadio 4. | 192 |
| A2.13. Deformación unitaria zona sensor 3. Estadio 4. | 193 |
| A2.14. Vista frontal. Tensiones de von Mises, estadio 4. | 193 |
| A2.15. Vista izquierda. Tensiones de von Mises, estadio 4. | 194 |
| B1.1. Diseño modular de la unidad transmisora. | 196 |
| B1.2. Captura de la placa implantable diseñada. | 198 |
| B1.3. Diseño modular de la unidad receptora. | 199 |
| B1.4. Captura de la placa externa receptora. | 201 |
| B2.1. Diseño de implante final impreso en 3D con PLA. | 203 |

| | |
|---|-----|
| B3.1.Simulación de ensayo de carga estática de 1000N sobre probeta cilíndrica: Mapa de deformación unitaria. | 234 |
| B3.2.Simulación de ensayo de carga estática de 1000N sobre probeta cilíndrica: Tensiones de von Mises. | 234 |
| B3.3.Simulación de ensayo de carga estática de 5000N sobre probeta cilíndrica: Mapa de deformación unitaria. | 235 |
| B3.4.Simulación de ensayo de carga estática de 5000N sobre probeta cilíndrica: Tensiones de von Mises. | 235 |
| B3.5.Simulación de ensayo de carga estática de 10000N sobre probeta cilíndrica: Mapa de deformación unitaria. | 236 |
| B3.6.Simulación de ensayo de carga estática de 1000N sobre probeta cilíndrica: Tensiones de von Mises. | 236 |

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción

Ante diversas situaciones en las que un hueso no cumple su función anatómica y fisiológica de soporte estructural, puede ser necesario un implante protésico. Por ejemplo, en eventos oncológicos en los que se requiere la remoción de una importante porción de hueso para la extracción del tumor o en traumatismos graves en los que se ve comprometida una articulación y no es posible la restauración de la misma mediante el proceso natural del cuerpo. La necesidad de reemplazo en estos episodios tiene como riesgo asociado la infección de la articulación, la formación de coágulos, el daño a los nervios, la dislocación de la articulación y el desprendimiento del implante [1]. Esto puede comprometer la calidad de vida del paciente y por tanto, en función de la localización y tipo de afección, deben evaluarse cuidadosamente varios elementos, entre ellos, el material, el diseño y el procedimiento a utilizar [2]. De todos estos factores depende el éxito o el fracaso del tratamiento. En lo que a diseño se refiere, se desea replicar en la mayor medida posible las propiedades biomecánicas de la sección reemplazada. Para esto hay que tener en cuenta parámetros mecánicos como el módulo de Young del material, así como también las tensiones y deformaciones a los que se someterá el implante a fin de minimizar riesgos de fractura por un diseño que no cumpla con las sollicitaciones biomecánicas a las cuales va a estar sometido. En relación al material, es necesario que no provoque reacciones inflamatorias o que ponga en riesgo la salud del paciente. Se deben evaluar materiales biocompatibles o bioinertes que no comprometan el éxito del implante.

Como se mencionó anteriormente, un problema que se desea abordar en el presente trabajo es el desprendimiento asociado a la implantación: Esto generalmente incurre en un nuevo proceso quirúrgico para reacomodar o reemplazar la prótesis. Los métodos convencionales hacen uso de diversos polímeros que se utilizan como cemento para la fijación de la prótesis de interés como por ejemplo en la fijación del componente acetabular en la artroplastía total de cadera donde se emplea Poli-metil-meta-acrilato (PMMA) [3]. Sin embargo, métodos más innovadores están aprovechando la regeneración ósea por medio de diseños mallados y porosos que posibilitan que el tejido óseo proliferen y se entrelace dentro logrando mejorar la fijación mediante la osteointegración [4].

La artrodesis de tobillo es una intervención frecuente [5] y el desprendimiento de las prótesis está entre las principales causas de falla de la implantación [1]. Las prótesis no cementadas dependen de la regeneración ósea para su fijación [6], pero ninguna de las soluciones existentes contempla dimensionar este crecimiento óseo. Por eso surge la necesidad de cuantificar la regeneración del hueso al mismo tiempo que se garantiza el éxito de la implantación de la prótesis. A nuestro saber y entender, actualmente no existe un método cuantitativo *in vivo* capaz de evaluar la regeneración ósea mediante el análisis de la distribución de cargas sobre un implante de reemplazo óseo. Sería deseable entonces conocer el grado de regeneración de la zona afectada y también tener información para evaluar posibles focos de fractura con los cuales optimizar diseños comerciales. En este sentido, en base a mediciones recolectadas *in vivo* de la flexo-compresión del implante se podría realizar una estimación de la respuesta ósea a diferentes diseños al estudiar los mapas de magnitudes y distribuciones de las cargas que ocurren durante el proceso de regeneración ósea.

Durante los capítulos de esta tesis se detallan los pasos a lo largo del diseño y creación de un módulo de telemetría integrado a un implante y para lo cual se parte de la hipótesis que sienta las bases y delimita los objetivos y alcances de este trabajo:

“Es posible integrar sensores de deformación a un diseño protésico articular tibio-astragalino para la adquisición inalámbrica de datos que cuantifiquen la flexo-compresión de dicha estructura a fines de evaluar la osteointegración del mismo”.

1.2. Objetivos

A fin de evaluar el éxito de este proyecto, se plantearon como metas:

- Comprobar mediante simulaciones computacionales una variación en las deformaciones unitarias del implante a medida que el proceso de osteointegración toma lugar y,
- Diseñar y desarrollar un circuito electrónico inalámbrico para la adquisición de dichas deformaciones.

Para alcanzar dichas metas se hizo foco en los siguientes objetivos específicos:

- Diseñar un implante instrumentable a partir de una estructura preliminar de un modelo prostético.
- Diseñar un modelo anatómico en el que se integre dicho implante con la articulación tibio-astragalina.
- Modelar computacionalmente un crecimiento óseo en cinco estadios que representen la osteointegración del implante.
- Someter los distintos estadios de crecimiento a simulaciones virtuales para evaluar las deformaciones unitarias del modelo.
- Diseñar un sistema inalámbrico de alimentación y adquisición de deformación.
- Instrumentar una probeta de ensayos con la electrónica diseñada.
- Simular un ensayo mecánico sobre un modelo virtual de dicha probeta.
- Validar la instrumentación y la simulación mediante la obtención de datos en un ensayo de compresión de la probeta instrumentada.
- Extrapolar los resultados a las simulaciones computacionales de los diferentes estadios propuestos y sacar conclusiones.

Capítulo 2

MARCO TEÓRICO

En este capítulo se introducen ciertos aspectos teóricos y conceptos que ayudan a enmarcar la metodología de pensamiento y las decisiones tomadas a lo largo del proyecto. Se hará también referencia a prototipos existentes e investigaciones previas relacionadas al campo de los implantes instrumentados que permitan tener una noción del estado del arte a la vez que una base sobre la cual interpretar los resultados obtenidos y formular conclusiones para reconocer el alcance del trabajo de cara al futuro.

2.1. Anatomía y fisiología

Dado que el proyecto comprende un reemplazo de la articulación tibio-astragalina, es necesario conocer la anatomía y la fisiología de los tejidos involucrados. La anatomía dará noción de los diversos huesos, músculos, tendones, ligamentos y cartílagos involucrados en la distribución de cargas y en los movimientos de flexión dorsal y plantar del pie. A su vez es necesario conocer la fisiología del crecimiento óseo, para comprender el comportamiento de los tejidos en el proceso de osteointegración del implante.

2.1.1. Anatomía de la articulación del tobillo

La articulación del tobillo es una articulación del tipo sinovial que involucra a los extremos distales de la tibia y del peroné y al hueso astrágalo del pie. El extremo distal del peroné está firmemente anclado al extremo distal mayor de la tibia por

fuertes ligamentos (Figura 2.1.3).

El extremo distal de la tibia tiene forma de caja rectangular con una protuberancia ósea en el lado medial llamado el maléolo medial. La parte superior de la caja se continúa con la diáfisis de la tibia mientras que la superficie inferior y el maléolo medial se articulan con el astrágalo, uno de los huesos del tarso, generando gran parte de la articulación del tobillo. La superficie posterior del extremo distal en forma de caja de la tibia está delimitada por un surco vertical que continúa en sentido inferior y medial hacia la superficie posterior del maléolo medial. El surco sirve de alojamiento para el tendón del músculo tibial posterior. La superficie lateral del extremo distal de la tibia está ocupada por la escotadura peronea, donde se ancla la cabeza distal del peroné. Cabe destacar que el peroné no soporta el peso del cuerpo y que se articula con la tibia mediante la membrana interósea, la cuál está formada principalmente por tejido conectivo. Presenta en el extremo distal una abertura para el paso de los vasos entre los compartimentos anterior y posterior de la pierna. Los extremos distales del peroné y de la tibia se mantienen unidos también por los ligamentos tibioperoneos anterior y posterior, esenciales para conseguir la estructura esquelética para la articulación del pie al nivel de la articulación del tobillo.

La tibia y el peroné crean un hueco profundo en forma de paréntesis para la parte superior expandida del cuerpo del astrágalo. El techo del hueco lo forma la superficie inferior del extremo distal de la tibia, la cara medial lo forma el maléolo medial de la tibia y la cara lateral la forma el maléolo lateral del peroné. Las superficies articulares están cubiertas por cartílago hialino (Figura 4.1.3).

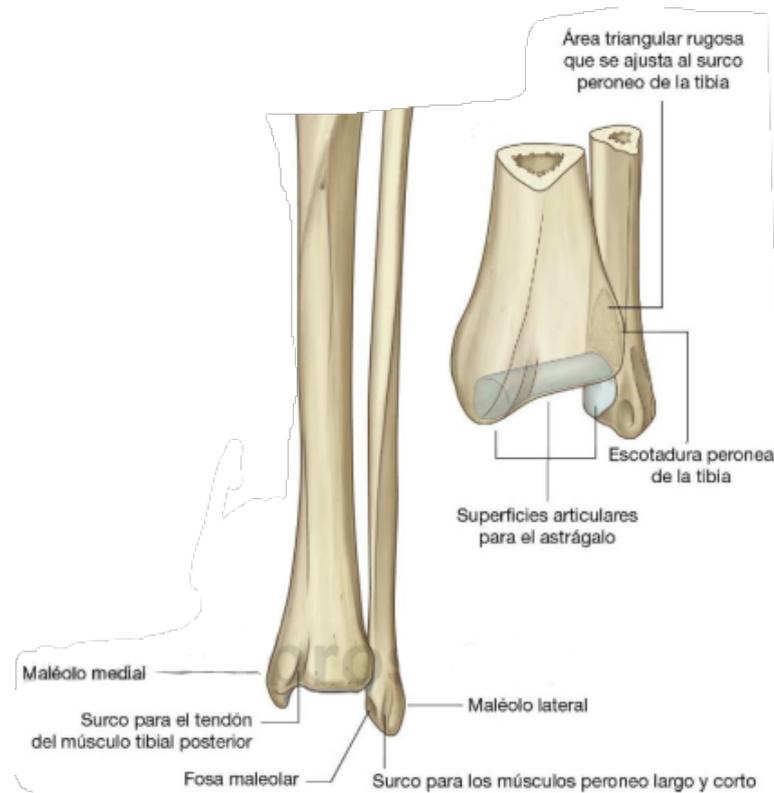


Figura 2.1.1: Anatomía ósea de la tibia y peroné. Detalle de la tibia, el peroné y la superficie articular para la articulación del hueso astrágalo [7].

La superficie articular del astrágalo es más ancha a nivel anterior que posterior, lo que la hace más estable en flexión dorsal. La parte articular del astrágalo tiene forma de medio cilindro corto cuyo lado plano tiene un extremo en sentido lateral y otro en sentido medial. La superficie superior curva del medio cilindro y los dos extremos están cubiertos también por cartílago hialino y se ajustan al hueco con forma de paréntesis descrito formado por los extremos distales de la tibia y el peroné (Figuras 2.1.2 y 2.1.3).

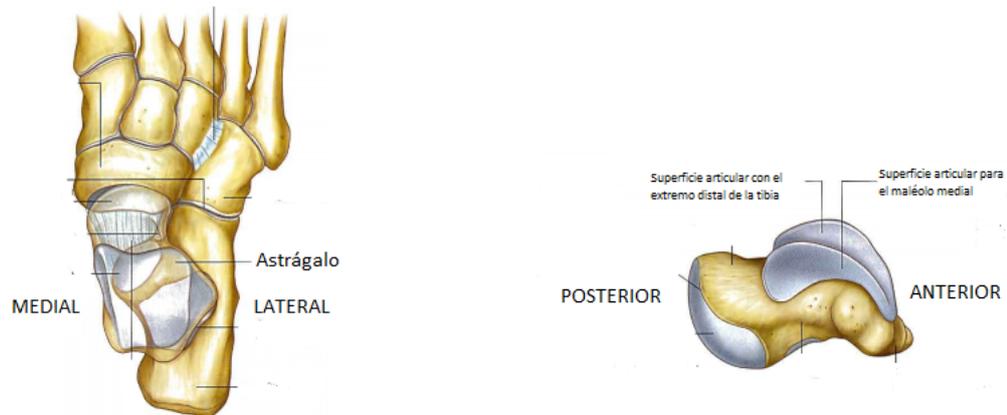


Figura 2.1.2: Anatomía ósea del hueso astrágalo. **Panel izquierdo)** Vista superior. Detalle de la superficie articular del astrágalo, más ancha a nivel anterior que posterior. **Panel derecho)** Vista lateral. Puede verse la superficie articular del astrágalo con la tibia [7].

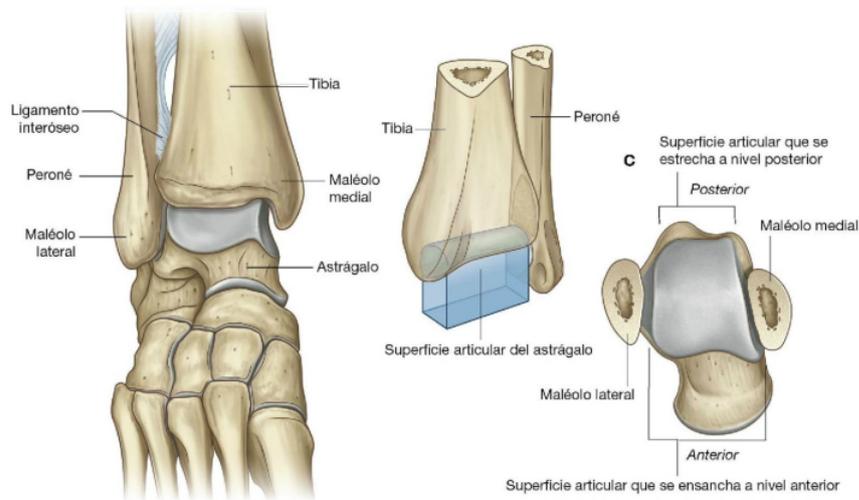


Figura 2.1.3: Modelo óseo de la articulación tibio-astragalina. Detalle de la articulación entre los extremos distales de la tibia, del peroné y del astrágalo [7].

La cavidad articular está delimitada por una membrana sinovial que se inserta en los bordes de las superficies articulares y por una membrana fibrosa que cubre la membrana sinovial y se inserta también en los huesos adyacentes.

La articulación del tobillo está estabilizada por los ligamentos medial y lateral. El ligamento medial o deltoideo tiene forma triangular. Su vértice se inserta por encima del maléolo medial y su base se inserta a una línea que se extiende desde la tuberosidad del hueso navicular por delante hasta el tubérculo medial

del astrágalo por detrás. Se lo puede subdividir en cuatro porciones en función de su inserción distal: una porción tibio navicular, una porción tibio calcánea, una porción tibio-astragalina anterior y por último, una porción tibio-astragalina posterior. El ligamento lateral a su vez, esta compuesto por tres ligamentos separados. El ligamento astragaloperoneo anterior, el astragaloperoneo posterior y el calcaneoperoneo (Figuras 2.1.5 y 2.1.4) [7].



Figura 2.1.4: Modelo óseo y ligamentos de la articulación tibio-astragalina de la pierna derecha. Detalle del ligamento medial del tobillo [7].

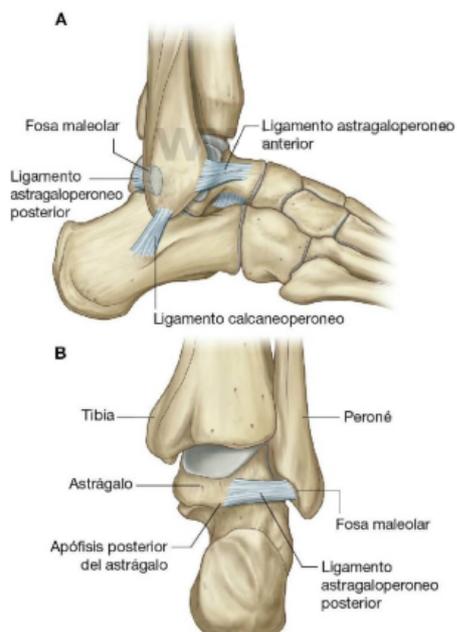


Figura 2.1.5: Modelo óseo y ligamentos de la articulación tibio-astragalina de la pierna derecha [7]. **A)** Vista lateral. **B)** Vista posterior.

2.1.2. Fisiología del crecimiento óseo

Dado que el presente proyecto se basa en el crecimiento y la reestructuración ósea y su incidencia en la deformación unitaria del reemplazo articular, es importante tener un conocimiento general del proceso fisiológico involucrado.

El hueso está compuesto por una matriz orgánica fortalecida estructuralmente por sales de calcio. En promedio, el hueso cortical está constituido por un 70 % de sales y un 30 % de matriz orgánica en peso. Esta última está a su vez compuesta en un 95 % por fibras de colágeno las cuáles se alinean primordialmente en las líneas de distribución de tensión y le otorgan la estabilidad estructural de soporte. El 5 % restante está compuesto por matriz extra-celular y proteoglicanos como el ácido hialurónico. Las sales cristalinas que se depositan en la matriz orgánica son principalmente calcio y fosfato en forma de hidroxapatita en su mayor proporción. Los cristales de hidroxapatita se encuentran adyacentes a las estructuras de colágeno, unidas fuertemente proporcionándole resistencia a las fuerzas de corte. Los segmentos de fibras de colágeno adyacentes se superponen entre sí, lo que también hace que los cristales de hidroxapatita se superpongan unidos entre sí. Las fibras de colágeno del hueso tienen una gran resistencia a la tracción, mientras

que las sales de calcio tienen una gran resistencia a la compresión. Este tejido compuesto tiene entonces propiedades afines a la compresión y a la tracción [8].

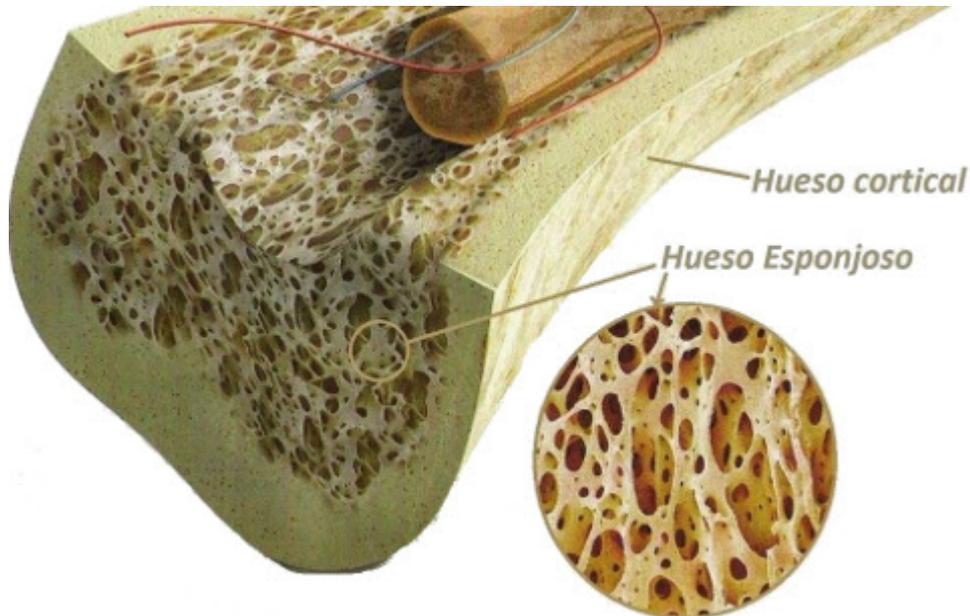


Figura 2.1.6: Detalle de la estructura anatómica del tejido óseo de la tibia distal. Se aprecia la estructura trabecular o esponjosa en el centro y la cortical o compacta en la periferia [8].

El proceso de calcificación ósea en la regeneración de hueso está dada por los osteoblastos. La fase inicial en la producción de hueso es la secreción de moléculas de colágeno (monómeros de colágeno) y de proteoglicanos y matriz extra-celular. Los monómeros de colágeno se polimerizan rápidamente para formar fibras de colágeno en las cuales se depositan las sales de hidroxapatita. [9].

Bajo un proceso de absorción y depósito de hueso por medio de la actividad de osteoblastos y osteoclastos se logra mantener la masa de hueso total, destacándose en este proceso fisiológico:

- Primero, la fuerza que el hueso es capaz de soportar está íntimamente relacionada con la tensión mecánica a la que está sometido; huesos sometidos a cargas más altas tenderán a ensancharse.
- Segundo, la adaptación del trabeculado del hueso está condicionado por la tensión mecánica a la que está sometida. Mediante el proceso de modelado óseo se reorganiza la forma y la estructura en base a los patrones de tensión.

- Tercero, el reemplazo de hueso envejecido (el cuál tiende a volverse mas frágil debido a la degeneración de la matriz extra-celular) ayuda también a mantener la estructura orgánicamente joven y resistente.

En resumen, la tensión cumple un rol fundamental en el depósito de hueso influyendo en la dirección del trabeculado, en la proporción de hueso compacto y esponjoso y en la eficiencia en los ciclos de reabsorción y deposición de nuevo material. Por otro lado, el daño sobre las células del tejido óseo como por ejemplo tras una fractura o una osteotomía, estimula la activación de células madre pluripotenciales en las regiones del periostio y endostio donde un gran número de osteoblastos nuevos son generados para eventualmente desarrollar un callo óseo mediante la actividad osteoblástica y la posterior mineralización del tejido formado. Es así entonces que el desarrollo de este callo resulta fundamental para el proceso de osteointegración que tiene lugar dentro del entramado reticular de la prótesis [9].

A continuación se profundizará un poco más en los conceptos de regeneración ósea dada luego de una resección ósea, o fractura, y en la diferenciación del tejido como consecuencia de las fuerzas a las que éste se encuentra sometido.

Ante una eventual fractura, se pueden distinguir cuatro fases constitutivas (Figura ??) [9]:

Formación del hematoma fracturario: los vasos sanguíneos que atraviesan el trazo de fractura se lesionan. Se presenta extravasación sanguínea por los cabos vasculares, y se acumula sangre (en forma de coágulo) alrededor del trazo de fractura.

Formación del callo fibrocartilaginoso: Se caracteriza por una rápida proliferación de células pluripotenciales que pueden diferenciarse en tejido cartilaginoso, óseo o fibroso para la formación del callo, sujeto a la concentración de factores de crecimiento y factores epi-genéticos químicos, como la tensión de oxígeno local. La distribución espacial de tensiones mecánicas como se mencionó anteriormente afecta fuertemente.

Formación del callo óseo: se produce por la osificación endocondral del cartílago formado en el sitio afectado. Este proceso se dará en tejido que no está sujeto a grandes cargas mecánicas.

Remodelación ósea: consiste en el remodelado del tejido formado, regulado por la adaptación funcional a la carga a la que se ve sujeto.

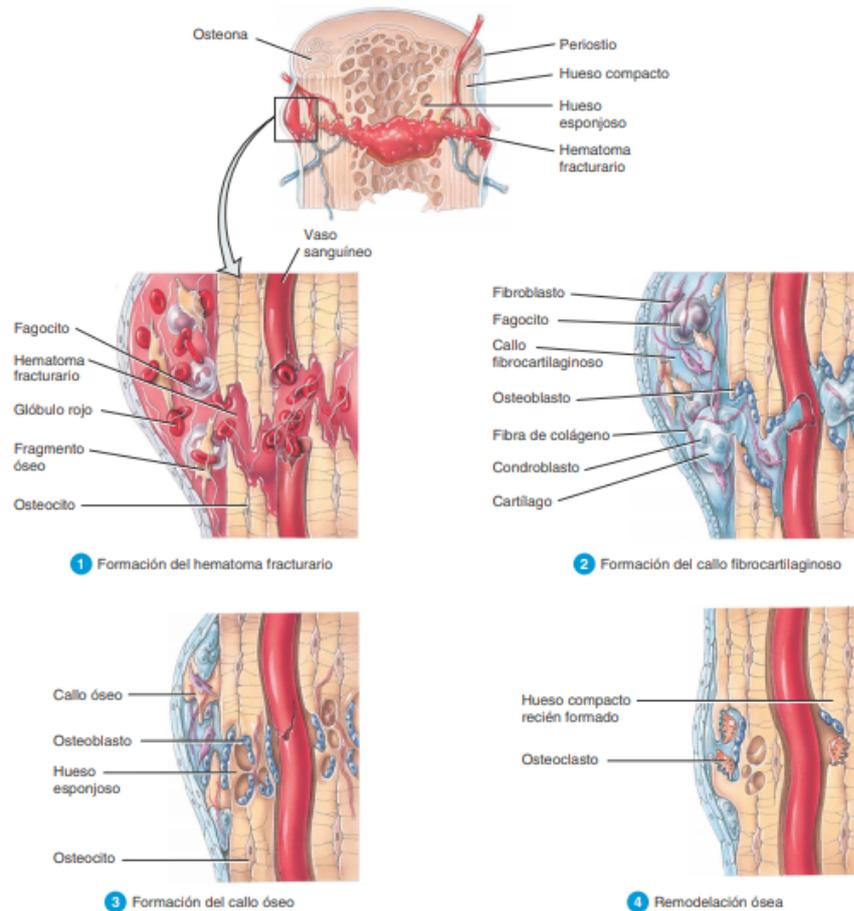


Figura 2.1.7: Fases de la consolidación ósea. Detalle de los 4 estadios que comprende la remodelación y crecimiento del hueso hasta la formación del callo [9].

La segunda fase tendrá un gran impacto en la estructura resultante y es la que se detallará a continuación.

En la mecanobiología del tejido se puede estudiar el rol de los factores mecánicos a diferentes niveles. A nivel tisular, la señalización mecánica en forma de componentes hidrostáticas y desviadoras de la deformación, que sumadas dan la deformación total y tienen relevancia en la diferenciación celular. Para comprender dichos fenómenos físicos se puede ver la Figura 2.1.9. La combinación en diferentes proporciones de dichos factores dará como resultado diferentes tejidos. La formación directa de hueso está permitida en aquellas regiones que no haya altas

tensiones de compresión o a pequeñas fuerzas de tracción sin excesiva deformación (Figura 2.1.9) [10].

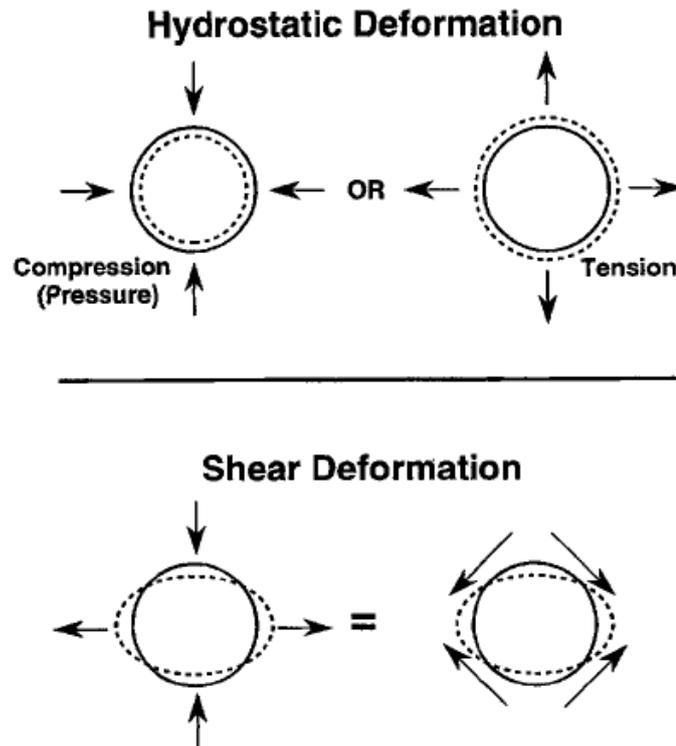


Figura 2.1.8: Representación gráfica de las componentes hidrostática y desviadora de la deformación, que sumadas dan la deformación total. **Panel superior** Deformaciones ocasionadas por tensiones hidrostáticas o esféricas: se observa un cambio de volumen pero sin modificación de la forma. **Panel inferior** Deformación ocasionada por la componente desviadora de la tensión total: no hay cambio en el volumen pero si un cambio en la forma [10].

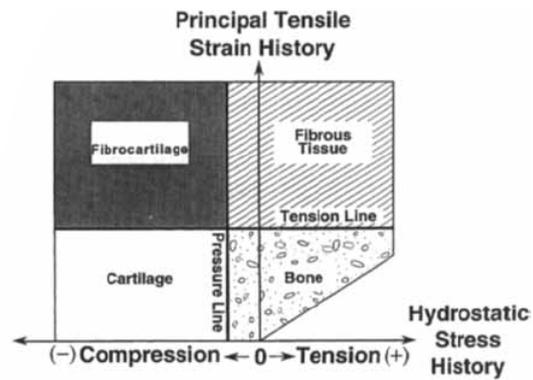


Figura 2.1.9: Diferenciación de las células pluripotenciales según el historial de deformación (*principal tensile strain history*) y tensión (*hydrostatic stress history*). El tejido se diferenciará en hueso en aquellos casos en los que se lo someta a una baja tensión de compresión o a pequeñas fuerzas de tracción, sin excesivas deformaciones [10].

2.2. Biomecánica

En esta sección se definirán y explicarán los conceptos básicos de la Biomecánica necesarios para comprender los términos utilizados a lo largo de este trabajo.

2.2.1. Conceptos Básicos de la Biomecánica

Un reemplazo prostético busca recrear las condiciones anatómicas del hueso cuando este tejido no cumple con su principal función de soporte estructural, debido a cuestiones anormales en su anatomía o fisiología. Es necesario, entonces, hacer un análisis exhaustivo de las propiedades biomecánicas del reemplazo óseo para poder diseñar un modelo funcional que garantice una distribución adecuada de las cargas y que no se vea comprometido en su uso. Para hacer dicho análisis, es necesario mencionar y acercar al lector ciertos conceptos y parámetros a los que se hará referencia a lo largo del trabajo.

La deformación unitaria es el cambio en longitud relativo a la longitud inicial tras someter a un material a una fuerza. Es una magnitud adimensional y se expresa con el símbolo ϵ . La deformación unitaria puede ser tanto positiva (extensión) o negativa (compresión).

Cuando a un objeto se le aplica una fuerza uniaxial, también se generará una deformación en el eje perpendicular a dicha fuerza. La magnitud de dicha deformación en este eje viene determinada por el coeficiente de Poisson ν , que es la razón negativa entre la deformación en la dirección transversal o perpendicular a la fuerza y la deformación axial o paralela a la fuerza aplicada, tal que $\nu = -\frac{\epsilon_T}{\epsilon}$. El coeficiente de Poisson es un valor característico de cada material y suele calcularse como parte de los parámetros mecánicos que definen a cada material.

Para conocer el comportamiento de los materiales es útil estudiar una estructura regular, de forma conocida, (sección constante de área A y longitud l) sometida a unas condiciones de carga bien definidas. El ensayo universalmente aceptado para la determinación de las propiedades mecánicas de un material es el ensayo uniaxial de tracción o compresión. En este ensayo, la muestra es sometida a una fuerza de tracción o compresión de valor F , según el sentido de aplicación, en la dirección de su eje longitudinal hasta deformarse permanentemente o hasta llegar a la rotura. Al aumentar la fuerza F la probeta comienza a alargarse o

comprimirse. La ecuación que define el fenómeno es:

$$F = K.\delta$$

donde F es la fuerza aplicada, δ el alargamiento o compresión y K la rigidez del material de la muestra. La pendiente de la parte inicial de la curvas es lo que se conoce como rigidez estructural de la probeta (de valor K), y depende de la geometría de la misma, representando cuánto se deforma la probeta al aplicarle una carga dada. Así, la probeta será más rígida cuanto menos se deforme. Para eliminar el efecto de la geometría de la pieza se divide la fuerza aplicada por la sección A de la probeta y el alargamiento δ por la longitud original. La curva entonces depende exclusivamente del material. La fuerza dividida por el área de la sección es lo que se conoce como tensión (la misma se representa por la letra griega σ y su unidad en el Sistema Internacional es el Pascal (Pa)) y el alargamiento dividido por la longitud inicial como deformación, como se mencionó anteriormente, obteniendo así la curva de tensión-deformación (Figura 2.2.1). La pendiente de la curva en su tramo inicial se denomina módulo de Young del material y se denota con la letra E . Por tanto:

$$F/A = E.\delta/L$$

como $F/A = \sigma$ y $\delta/L = \epsilon$, luego:

$$\sigma = E.\epsilon$$

La fórmula anterior constituye la “*Ley de Hooke*” y establece que, dentro de unos límites de carga y deformación, la deformación experimentada por un cuerpo es proporcional a la carga que se le aplica y al dejar de aplicarla, el cuerpo vuelve a sus dimensiones originales. Este fenómeno se conoce con el nombre de elasticidad. El valor de tensión a partir del cual la muestra deja de exhibir un comportamiento elástico se denomina límite elástico o punto de fluencia. En general, la curva tensión-deformación de los tejidos biológicos presenta una pendiente variable o incremental en lugar de un único Módulo de Young y el comportamiento es mas complejo, denominado no-lineal [11].

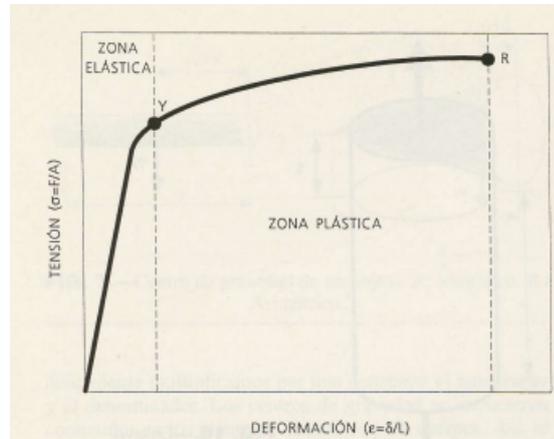


Figura 2.2.1: Modelo simple del comportamiento de un material sometido a un ensayo de tracción. La curva se traza como la tensión en función de deformación, como muestran los ejes. Se puede apreciar el límite elástico Y en el material deja de tener un comportamiento elástico y el punto R de falla o rotura del mismo. La zona comprendida entre dichos puntos es la zona plástica, mientras que la zona de la curva hasta el límite elástico es la zona elástica. [11].

Dentro de los esfuerzos aplicables sobre un fragmento de material existen básicamente tres (Tracción, Compresión y Corte) y a partir de las cuales se derivan combinaciones más complejas (Figura 2.2.2).

La tensión se define como la resistencia interna de una unidad de área de un elemento de cierto material a una carga o fuerza exterior [12], y cuyos patrones pueden ser complejos si la misma es aplicada en cualquier ángulo, dando así combinaciones de deformaciones caracterizables en sus dos formatos: desplazamiento total o deformación unitaria.

La tensión, el desplazamiento y la deformación unitaria son tres parámetros que resultan cruciales a la hora de prototipar y ensayar modelos, ya que el éxito estructural de un diseño depende de la correcta interpretación de los patrones exhibidos de distribución de tensiones y de las magnitudes de las deformaciones.

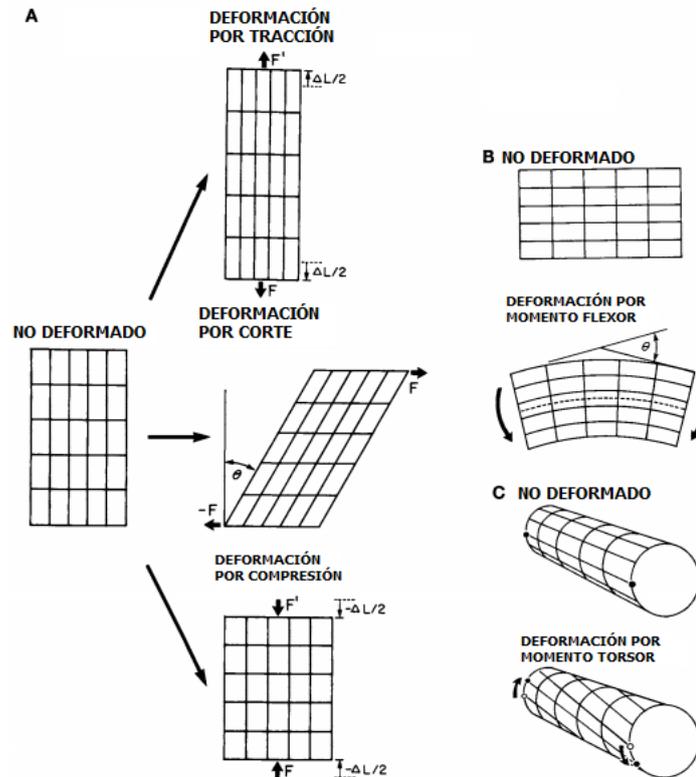


Figura 2.2.2: Modelo cúbico de un material. **A)** Fuerzas de tracción (F) divergentes y colineales originando un aumento en la longitud del material (ΔL). Fuerzas de corte (F) en sentidos opuestos y paralelas originando un desplazamiento con un ángulo (θ) respecto a la vertical. Fuerzas de compresión convergentes y colineales originando una disminución en la longitud del material (ΔL). **B)** Momentos flexores aplicados en los extremos del material provocando un ángulo de flexión (θ), tensión arriba y compresión debajo. **C)** Momentos torsores aplicados en los extremos del material originando tensiones de corte respecto al eje del cilindro (Modificado de [13]).

El complejo comportamiento mecánico de un material puede describirse observando solamente un fragmento del material, por ejemplo un cubo, donde actúan fuerzas que los deforman localmente (Figura 2.2.3). Otras simplificaciones posibles incluyen asumir isotropía en el material, es decir, asumir que en todas las direcciones se conservan las mismas propiedades mecánicas, y por otro lado contemplar un hueso homogéneo constituido por una única especie unificando las propiedades de sus dos fases, esponjosa y cortical. La primera consideración reduce la complejidad en la asignación de propiedades en función de la dirección en todo el volumen y la segunda evita evaluar una función de distribución de masa esponjosa y trabecular con un criterio de estudio previo [13].

Lógicamente, toda simplificación conlleva ventajas a coste de admitir limitaciones en el estudio, y desde luego este trabajo no es la excepción. Las ventajas notables al asumir isotropía y homogeneidad de hueso cortical se fundamentan en las capacidades de cómputo disponibles, ausencia de un modelo de distribución de especies esponjosas y corticales validado y en la premisa que en las proximidades de la tibia distal predominan las proporciones de hueso cortical por sobre la variante esponjosa.

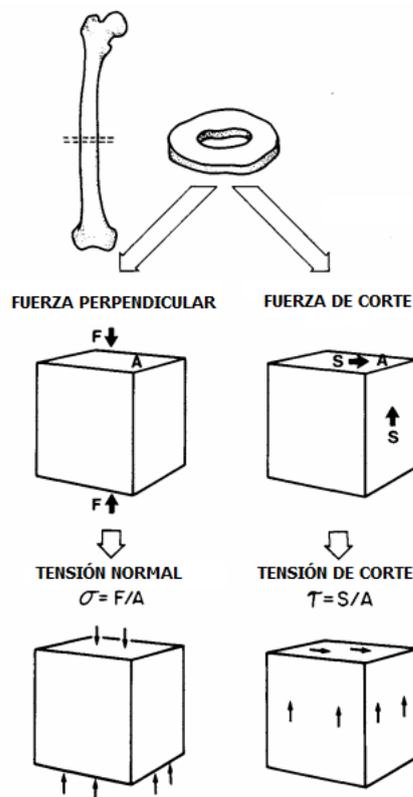


Figura 2.2.3: Panel superior: fragmento de fémur al que se observa luego de considerarlo como un conjunto de cubos infinitesimales (paneles medio e inferior). Panel izquierdo: un par de fuerzas (F) normales (*Fuerza Perpendicular*) a la superficie de sección A del cubo originan una tensión de compresión *Tensión Normal* σ definida como el cociente entre la fuerza F y la sección A . Panel derecho: un par de fuerzas S (*Fuerza de corte*) actuando tangenciales a dos caras de sección A perpendiculares del cubo originan una tensión de corte *Tensión de corte* τ definida como el cociente entre la fuerza S y la sección A (Modificado de [13]).

2.2.2. Análisis por elementos finitos

Para el desarrollo del presente trabajo se necesita tener claro el concepto de Análisis por Elementos Finitos. El FEM (*Finite Element Method*) es una técnica ingenieril

que divide al modelo en subelementos de geometrías sencillas para simplificar el análisis del comportamiento estructural del conjunto. Los subelementos tienen puntos comunes llamados *nodos*, unidos por las aristas, que en conjunto forman una malla del modelo original (Figura 2.2.4). Cada nodo está descrito por un número de parámetros, según el tipo de análisis a realizar. Para este trabajo donde se busca un análisis estructural, la respuesta de un nodo está descrita por tres traslaciones y tres rotaciones, denominadas *grados de libertad*.

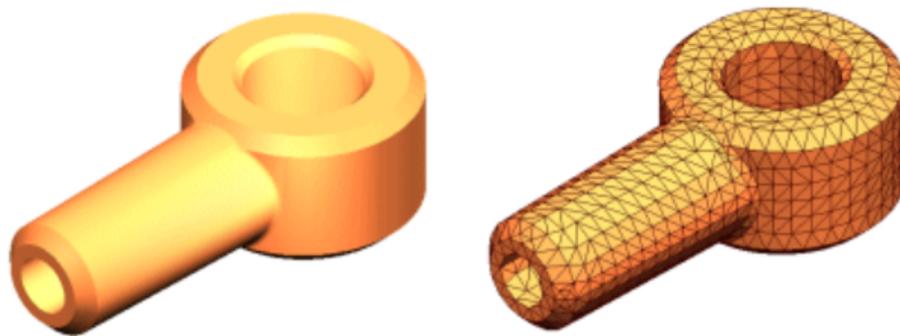


Figura 2.2.4: Panel Izquierdo: CAD del Modelo Original. Panel Derecho: Modelo subdividido en elementos de geometría simple. Los puntos compartidos por los elementos se llaman nodos. Los diversos elementos en conjunto forman la malla del modelo original.

El FEM predice el comportamiento del modelo mediante la combinación de la información obtenida a partir de todos los elementos que lo conforman.

El mallado de una pieza es un paso crucial en el análisis de diseño. El mallado en el software de Solidworks (versión 27, 2019, Dassault Systèmes) utilizado en el proyecto genera una malla basándose en un tamaño de elemento global, una tolerancia y especificaciones locales de control de malla. El control de malla le permite especificar diferentes tamaños de elementos de componentes, caras, aristas y vértices. Se puede evaluar la calidad de la malla mediante un *coeficiente de aspecto* que indica la simetría de los tetraedros del mallado. La relación de aspecto de un elemento se define como la relación entre la arista más larga y la normal más corta colocadas desde un vértice a la cara opuesta normalizada con respecto a un tetraedro perfecto. Cuanto más cercana a 1 es la relación más simétrico es el elemento tetraédrico (Figura 2.2.5). Una malla de buena calidad presenta una proporción alta de tetraedros de coeficiente de aspecto cercano a 1 [14].



Figura 2.2.5: Calidad de mallado: **Panel Izquierdo:** Tetraedro con relación de aspecto 1. **Panel Derecho:** Tetraedro con relación de aspecto de baja calidad.

El software estima un tamaño de elemento global para el modelo tomando en cuenta su volumen, área de superficie y otros detalles geométricos. El tamaño de la malla generada (número de nodos y elementos) depende de la geometría y las cotas del modelo, el tamaño del elemento, la tolerancia de la malla, el control de malla y las especificaciones de contacto. En las primeras etapas del análisis de diseño donde los resultados aproximados pueden resultar suficientes, puede especificar un tamaño de elemento mayor para una solución más rápida. Para obtener una solución más precisa, es posible que sea necesario utilizar un tamaño de elemento más pequeño.

El mallado genera elementos sólidos tetraédricos en 3D, elementos de vaciado triangulares en 2D y elementos de viga en 1D. Una malla está compuesta por elementos de un solo tipo a no ser que se especifique el tipo de malla mixta. Los elementos sólidos son apropiados para modelos de gran tamaño. Los elementos de vaciado resultan adecuados para modelar piezas delgadas (chapas metálicas) y las vigas y cabezas de armadura son apropiados para modelar miembros estructurales.

Respecto al tipo de mallado, existen diferentes formas de elementos tales como cúbicos, prismáticos o tetraedricos y se caracterizan por la disposición de los nodos en el elemento tal como se muestra en la Figura 2.2.6. Por otra parte, la unión de nodos da lugar a las aristas del elemento y estas pueden ser curvadas o rectas según el número de subnodos en la arista [15].

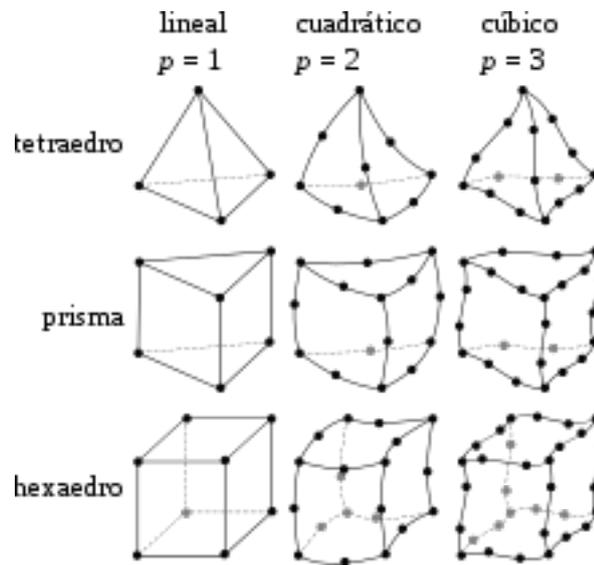


Figura 2.2.6: Geometrías posibles de los subelementos en un Análisis por Elementos Finitos: tetraedro, prisma y hexaedro. De izquierda a derecha aumenta el número de nodos por arista, dando lugar a aristas rectas ($p = 1$) o curvas ($p > 1$) [15].

2.2.2.1. Convergencia de malla

En el FEM, una malla más refinada da como resultado una solución más precisa. Sin embargo, a medida que la malla se vuelve más refinada, el tiempo de cálculo y las exigencias de computo aumentan ya que aumentan la cantidad de elementos y consecuentemente la cantidad de nodos del modelo.

El criterio de convergencia busca obtener una malla que equilibre de manera satisfactoria la exactitud de los resultados de algún parámetro físico de estudio como por ejemplo la deformación unitaria, tensión de von Mises máxima u otra con los recursos informáticos utilizados. El primer paso consiste en crear una malla del modelo con una cantidad de elementos razonable y someterlo al ensayo deseado. Luego se repite el proceso con una densidad de malla mayor y se comparan los resultados con el ensayo de la malla anterior. Este proceso se itera aumentando la densidad de la malla hasta que el error entre los resultados converja dentro de una cota previamente definida. (Figura 2.2.7) [16].

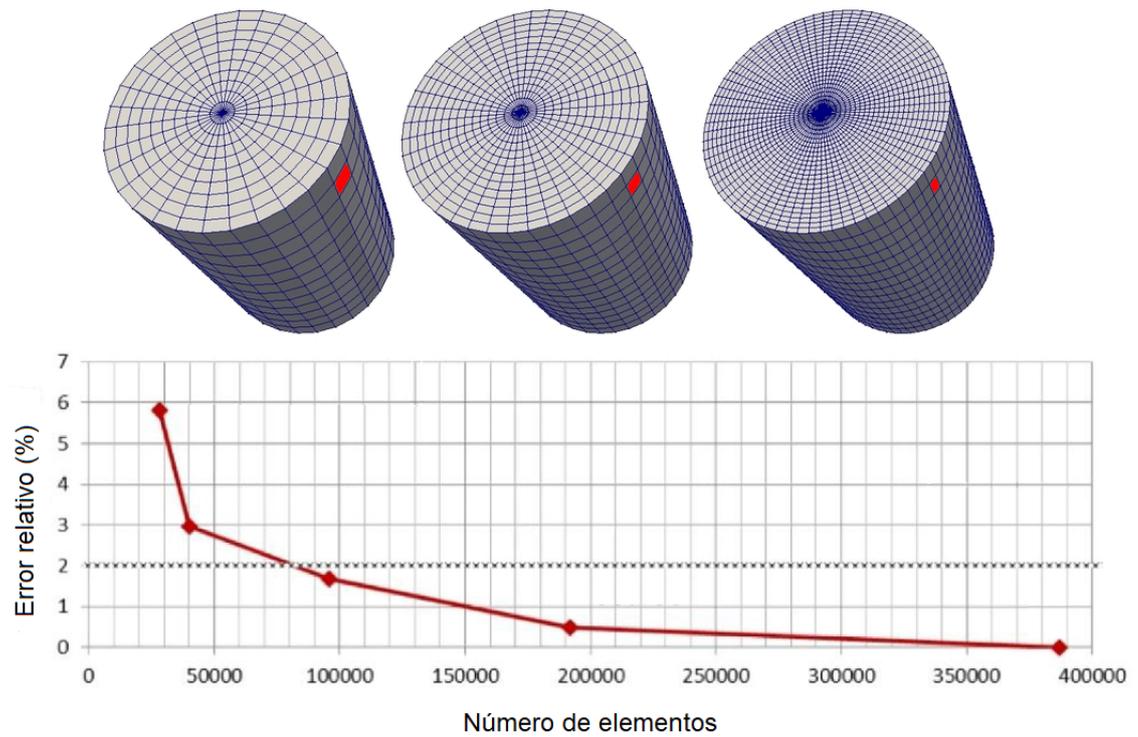


Figura 2.2.7: Comparación del error relativo entre modelos con menos elementos (Cilindro izquierdo) y modelos con una malla mas refinada (Cilindro derecho). La línea punteada muestra el criterio de convergencia, en este ejemplo del 2%. Puede apreciarse como el error relativo converge a una asíntota a medida que se aumenta la cantidad de elementos del modelo (Modificado de [16]).

En la evaluación de los ensayos realizados se utilizará el *criterio de las tensiones de von Mises*. El criterio de von Mises mismo postula que la fluencia ocurre cuando la energía de distorsión llega a un valor crítico, el cual es específico de cada material. La fluencia ocurrirá en aquel cuerpo en que los componentes de la tensión son mayores al criterio establecido para la deformación:

$$T_v \geq S_y$$

donde T_v es el tensor de von Mises (un valor teórico que permite la comparación entre la tensión tridimensional al que está sometido el cuerpo) y S_y es el límite elástico del material para un ensayo uniaxial [17].

La tensión de von Mises para un diferencial de volumen viene dado por la fórmula:

$$\frac{1}{2}[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 2(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2)] = \tau_v^2$$

Donde τ es la tensión de corte en las diferentes direcciones dadas por el subíndice asociado y σ es la tensión normal del subíndice asociado (Figura 2.2.8).

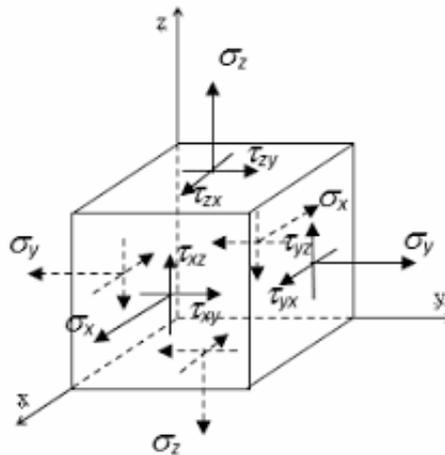


Figura 2.2.8: Un diferencial de volumen cúbico al que se le aplica un esfuerzo presenta tensiones normales a sus caras (σ_i) y tensiones de corte tangenciales a sus caras (τ_{ij}), a partir de las cuales puede calcularse la tensión de von Mises resultante (τ_v) [17]

2.2.3. Prótesis instrumentadas

El concepto de prótesis instrumentada surge de la integración de instrumentación electrónica en el implante, a fines de poder obtener datos *in vivo* que pueden ser de relevancia para conocer el estado del implante y el comportamiento biomecánico asociado a su uso. Se busca que la prótesis tenga una función adicional, la obtención de información, sin comprometer la biomecánica de la pieza. El análisis de los datos obtenidos puede ser utilizado a futuro con fines comerciales, por ejemplo, para la optimización y evaluación de prototipos de prótesis. A fines de la investigación clínica, podría usarse en el estudio biomecánico de la marcha y evolución del desarrollo óseo o en análisis de potenciales áreas con riesgo de fractura en regiones donde la densidad de hueso es más baja.

La siguiente sección detalla el estado actual del campo de los implantes

instrumentados para luego ahondar en la prótesis de tibia distal y su biomecánica, enmarcados en la teoría de su diseño.

2.2.3.1. Estado del arte

En la presente sección se presentan diversos estudios en los que se han desarrollado prototipos de implantes instrumentados que midan fuerzas y momentos *in vivo*. Estos modelos se han diseñado para calcular la posición de la articulación en estudios de marcha o medir las fuerzas a las que está sujeto el implante. Sin embargo, a la fecha no existe un método estandarizado para determinar el avance de regeneración ósea en fracturas o en implantes que buscan osteointegración más allá de técnicas tradicionales de imágenes como rayos X o tomografías.

Lin et al. [18] evaluaron el grado de crecimiento óseo tras una fractura con un sistema de monitoreo que utiliza el principio de espectroscopia por impedancia eléctrica (EIS) para, al medir la impedancia de unas fijaciones metálicas, evaluar el estado del callo óseo. No obstante, los investigadores establecieron que el método resulta poco específico ya que la corriente suministrada a la pieza metálica también está en contacto con el tejido circundante (piel, grasa y músculo) y desde luego la impedancia medida no corresponde únicamente al tejido óseo (Figura 2.2.9).

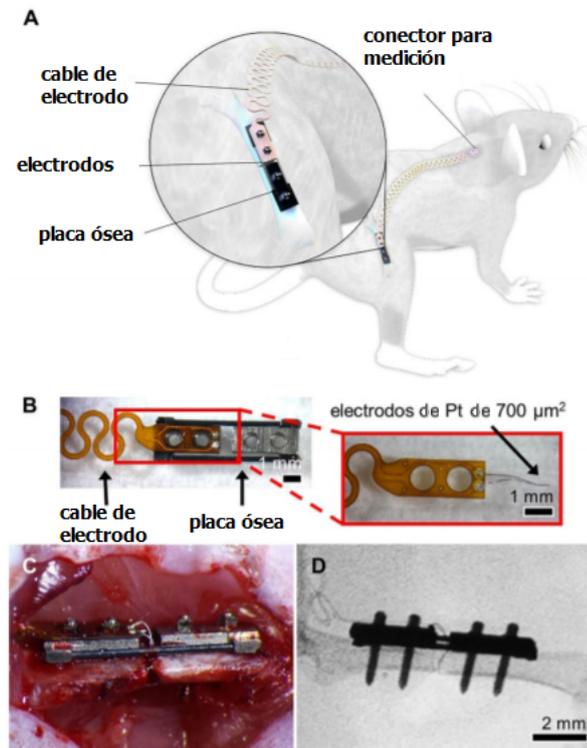


Figura 2.2.9: Detección de osteointegración por espectroscopía por impedancia eléctrica (EIS). Al medir la impedancia de la placa de fijación se obtiene una estimación del volumen de hueso integrado en la placa. **A)** Esquema de la placa ósea instrumentada y su ubicación en el fémur del ratón. **B)** Detalle del electrodo de platino y el cable serpentina. **C)** Detalle de la fijación de la placa sobre el fémur luego de la cirugía. **D)** Radiografía de fémur observándose la placa instrumentada junto a los pernos de fijación. (Modificado de [18]).

Otro tipo de tecnología utilizada involucra sensores de deformación, los cuales cobran relevancia en este proyecto y cuya implementación se explayará en la subsección de “*Electrónica*” en el capítulo de “*Materiales y Métodos*”. Entre los principales prototipos que utilizan esta tecnología se puede destacar varios diseños cuyos desarrollos se basan en cuatro premisas que se listan a continuación y que han sido contempladas en el diseño de nuestro prototipo [19]:

- Garantizar la seguridad del paciente proporcionando la misma estabilidad mecánica sumándole un sistema de transmisión de datos y de alimentación inalámbrico;
- Las modificaciones que sufra el implante para agregar la instrumentación no deben afectar sus función o la de su procedimiento quirúrgico;

- Los elementos electrónicos no biocompatibles deben ser lo suficientemente pequeños como para estar integrados dentro de la prótesis o deben estar herméticamente sellados;
- Los sensores de deformación deben estar ubicados en locaciones relevantes de manera de capturar datos que sean de interés.

El primer diseño a destacar es el propuesto por *Westerhoff et al. [20]* en el cuál se desarrollo un sistema de telemetría inalámbrico con 6 sensores de deformación y una fuente de alimentación basada en inducción, implementados sobre un implante modificado de remplazo completo de hombro para medir las fuerzas y momentos de contacto en la articulación glenohumeral (Figura 2.2.10).

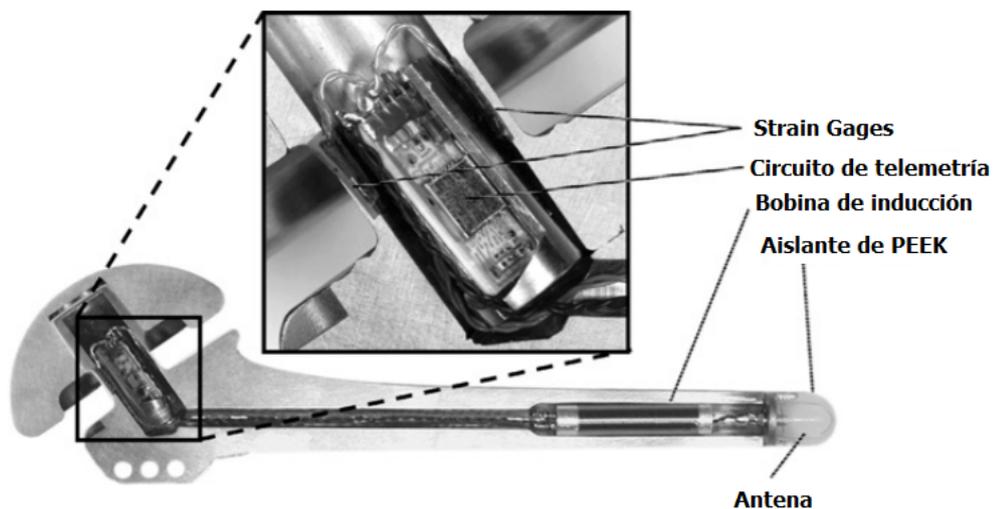


Figura 2.2.10: Prótesis de remplazo total de articulación glenohumeral instrumentada. Se aprecia la electrónica asociada y la antena para comunicación externa con un recubrimiento biocompatible de PEEK (Modificado de [20]).

En segundo lugar, el diseño propuesto por *Rohlmann et al. [21]* en una implementación para remplazo de vértebra para la medición de cargas en la región anterior de la columna. La diferencia radica en la localización anatómica del implante; el remplazo vertebral fue diseñado en base a una adaptación de un implante existente comercial y su instrumentación resultó útil al aportar valiosa información para futuros ensayos pre clínicos para determinar la fisioterapia adecuada del paciente (Figura 2.2.11).

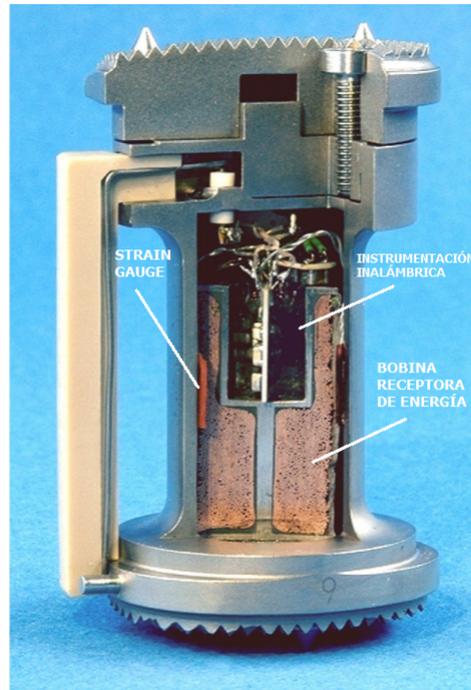


Figura 2.2.11: Prótesis de reemplazo vertebral instrumentada. Detalle de los componentes electrónicos del implante; *Strain gauge*, Electrónica de instrumentación y Bobina receptora de energía (Modificado de [21]).

Dentro de las prótesis de cadera, se puede destacar el trabajo de *Damm et al. [22]*, en el que se instrumenta un vástago de fémur de una prótesis de reemplazo total de cadera en donde, similar al primer ejemplo, se emplean 6 galgas extensiométricas para monitorear la flexocompresión del cuello de la prótesis junto a un módulo de antena integrado en el interior de la prótesis y en contacto con el extremo del vástago instrumentado (Figura 2.2.12).

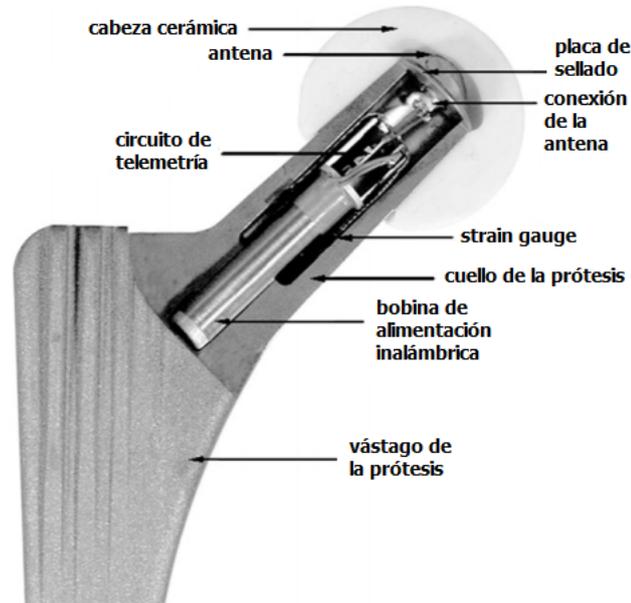


Figura 2.2.12: Prótesis de reemplazo total de cadera instrumentada sobre vástago femoral. Se aprecia en el corte la electrónica de adquisición de datos de flexo-compresión, las galgas extensiométricas y la antena de transmisión de datos (Modificado de (Modificado de [22])).

Arami et al [23] instrumentaron un reemplazo total de rodilla cuyo principal objetivo es el estudio de la cinemática de la articulación. Los autores integraron un imán, con la consiguiente medición del campo magnético mediante magnetoreceptores para inferir la disposición espacial en todo momento (Figuras 2.2.13 y 2.2.14).

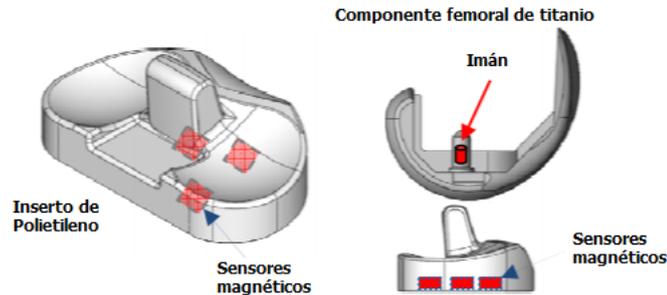


Figura 2.2.13: Diagrama de imán y magnetorreceptores en una prótesis de reemplazo total de rodilla. **Panel izquierdo)** Vista axonométrica del inserto de polietileno y el detalle de los sensores. **Panel derecho)** Vista lateral del componente femoral y del inserto con el detalle del imán y los sensores. El imán adherido al componente femoral de titanio genera un campo magnético variable en función de la marcha que es medido por los magnetorreceptores alojados dentro del inserto de polietileno (Modificado de [23]).



Figura 2.2.14: Detalle de los magnetorreceptores integrados al componente de polietileno en una prótesis de reemplazo total de rodilla. Modificado de [23].

No se ha encontrado bibliografía que muestre la instrumentación de una artrodesis de tobillo. Tampoco se ha encontrado bibliografía referente a la instrumentación de un implante destinado a osteointegrarse a fines de evaluar la regeneración ósea.

2.2.4. Artrodesis de tobillo

La artrodesis es la fijación de una articulación mediante la fusión de dos o más huesos, eliminando el tejido articular; y generalmente tiene indicación en pacientes que padecen artritis [24]. En el caso de una artrodesis de tobillo, los huesos involucrados son la tibia y el astrágalo. Si bien esto elimina el movimiento de la

articulación, hoy en día es la técnica más elegida para el reemplazo articular del tobillo, incluso frente a la artroplastía, que si bien otorga una reconstrucción más funcional, tiene muchas más complicaciones asociadas y una tasa de éxito mucho menor [25]. Para dar cifras respecto a esto último, según un estudio llevado a cabo en California, entre los años 1994 y 2006, las artrodesis de tobillo crecieron un 146% pasando de 8.2 casos cada 100000 a 20.2 casos cada 100000 habitantes [5]. Para la artrodesis en este proyecto se utilizó la estructura natural de un fullereno modificado (Figura 2.2.15. Esta fue provista por el Ing. Pedemonte de la empresa “Raomed” - Interesada en desarrollar a futuro prótesis instrumentadas - para modificarla y culminar en un diseño propio, adoptando el material Ti6Al4V por sus propiedades mecánicas y biocompatibilidad. Hay que aclarar que la misma no es un modelo comercial o un modelo final sino un esqueleto sobre el cual diseñar la macroestructura. El diseño propuesto en este trabajo fue pensado para seguir la línea de trabajo de dicha empresa integrando una macroestructura y una microestructura:

2.2.4.1. Macroestructura

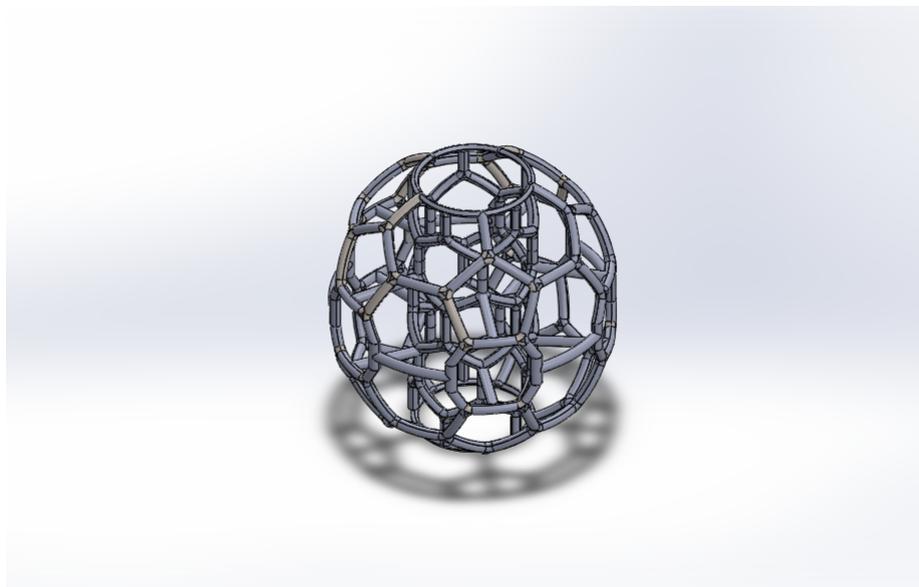


Figura 2.2.15: Modelo de macroestructura para artrodesis de tobillo encargado del soporte estructural.

La Macroestructura hace referencia a la estructura de la prótesis encargada de brindar el soporte necesario para el funcionamiento del implante. El diseño de

fulereno adoptado es el encargado de distribuir las cargas de una manera eficiente minimizando el riesgo de fractura del mismo tal como señaló el Ing. Pedemonte [26]. La macroestructura sería entonces el esqueleto del reemplazo que estará sujeto a la deformación unitaria generada por la flexo-compresión.

La estructura del fulereno aparece naturalmente como un alótropo del carbono conformando una estructura geométrica de icosaedro truncado compuesta de 60 nodos (Figura 2.2.16). Dentro de las variantes existentes de fulerenos, la estructura de 60 carbonos corresponde a la de menor tamaño posible conformable de pentágonos y hexágonos y a nivel molecular presenta excelentes cualidades de resistencia a la compresión (Figura 2.2.16) lo que lo convierte en un excelente modelo para el diseño de prótesis [27].

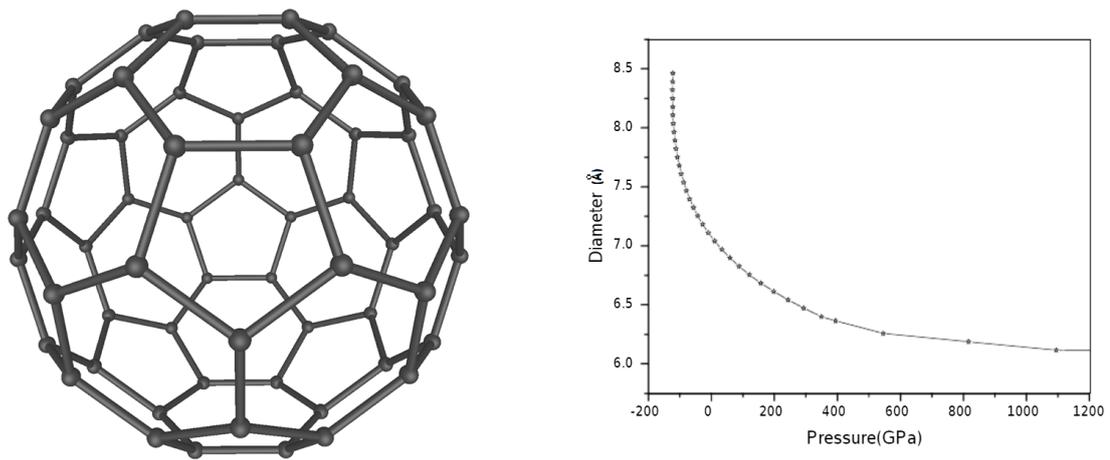


Figura 2.2.16: Panel izquierdo: Estructura de icosaedro truncado del fulereno C60 en un modelo molecular de “Balls and sticks”. **Panel derecho:** Presión necesaria para modificar el diámetro de la molécula de C60 evidenciando una gran resistencia a la compresión. En el eje de ordenadas el diámetro final del fulereno como función la presión en GPa en el eje de abscisas (Modificado de [27]).

2.2.4.2. Microestructura

La microestructura se encuentra alojada internamente, en los huecos de la macroestructura del fulereno que busca brindar el soporte esquelético, tal como se mencionó arriba. La microestructura es un trabeculado fino de titanio tal como puede verse en la Figura 2.2.17 y no tiene una función de soporte mecánico, sino más bien una función estructural. Esta microestructura sirve de matriz para la proliferación, migración y diferenciación de las células en tejido óseo.



Figura 2.2.17: Modelo de implante en donde puede verse la integración de la macroestructura con la microestructura. Dicho modelo tiene pernos de fijación del implante.

2.3. Electrónica

Esta sección describe las tecnologías de diseño para la alimentación y la adquisición y transmisión de datos, para comprender el prototipo implementado que será detallado en profundidad en el capítulo de “*Materiales y métodos*”. Se hará además breve mención de los conceptos teóricos y principios físicos fundamentales de los que se hizo uso para la materialización de los circuitos electrónicos.

2.3.1. Sistema de adquisición de datos de flexo-compresión

2.3.1.1. Transductor de deformación: Galgas extensiométricas

Una galga extensiométrica o *strain gauge* es un dispositivo utilizado para la medición de deformación que sufre un cuerpo sometido a una fuerza, basándose en el cambio nominal de la resistencia del material cuando se lo somete a cierto esfuerzo y se deforman los ejes mecánicos. Una galga extensiométrica metálica como la de la Figura 2.3.1 está diseñada como un alambre o una lámina muy fina metálica dispuesta en un patrón de zigzag o rejilla. Dicha disposición maximiza la cantidad de alambre o lámina sometida a tensión en la dirección paralela y minimiza el efecto que puede inducir la deformación en el eje perpendicular. La cuadrícula está unida a un respaldo delgado, llamado portador, que se une directamente a la muestra de prueba cuya deformación se desea evaluar. Por

lo tanto, la deformación experimentada por la muestra de prueba se transfiere directamente a la galga extensiométrica, que responde con un cambio lineal en la tensión eléctrica, dado que la deformación implica un cambio en la resistividad del material del sensor extensiométrico.

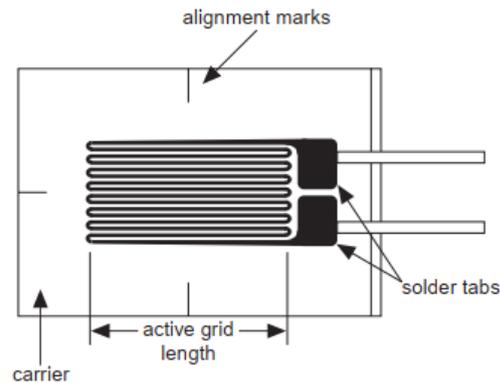


Figura 2.3.1: Modelo conceptual de una galga extensiométrica. En ella se muestra el *carrier* o soporte del filamento metálico, el cual se adhiere a la superficie de interés, mediante las marcas de alineación o *alignment marks*. Puede notarse el patrón del filamento metálico dispuesto para maximizar la deformación sensada en un sentido (*active grid length*). El cambio de Tensión se mide en las aletas soldables (*Solder tabs*). (Modificado de [28]).

La sensibilidad o *Gauge Factor* (GF) es un parámetro que caracteriza a las galgas, calculado como la razón entre el cambio fraccional en la resistencia eléctrica y el cambio fraccional en longitud, tal que:

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = \frac{\Delta R/R}{\epsilon}$$

Generalmente este factor es de 2 para galgas extensiométricas metálicas [28].

En la práctica habitual, la medición de la deformación unitaria es del orden de 10^{-6} mm/mm. Para tener una medición de deformación unitaria relevante es necesario medir una variación muy pequeña en la resistencia. Por ejemplo, una deformación unitaria de 500×10^{-6} mm/mm, con un GF de 2, se traduce en una variación de la resistencia de $2 \times (500 \times 10^{-6}) = 0,1\%$. Considerando una galga de 120Ω , esto implica una variación de 0.12Ω .

Es por esto que es necesario amplificar la señal, lo cual se puede lograr mediante la utilización de un *punte de Wheatstone* por su elevada sensibilidad y además otorga

compensación contra los desbalances de mediciones ocasionados por variaciones en la temperatura.

2.3.1.2. Amplificación de la señal: Puente de Wheatstone

El *Puente de Wheatstone* está diseñado con un total de 4 resistencias configuradas como 2 divisores potenciométricos y posee numerosas aplicaciones en la industria de instrumentación y sensores en general por su elevada sensibilidad.

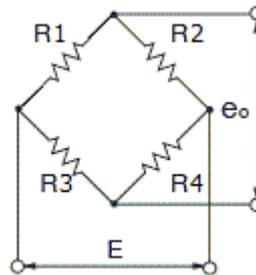


Figura 2.3.2: Esquema de un puente de Wheatstone típico con sus 4 resistencias y la tensión de alimentación E y la salida de tensión e_o (Modificado de [29]).

Para tener una comprensión general de la electrónica involucrada en dicha estructura resistiva es imprescindible tener en cuenta que la tensión medida vendrá dada por la ecuación:

$$e_o = \left(\frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) \cdot E$$

donde, si $\frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4}$, la tensión medida (e_o) será nula bajo una condición en la que se denomina al puente de Wheatstone como balanceado. Mientras que en su estado activo, cuando algún valor de resistencia varía tal que no se cumpla la relación anterior, se tendrá un voltaje de salida medible, distinto de cero. Haciendo uso de esta consideración, si se reemplaza alguna o varias de las resistencias por una galga extensiométrica y considerando disposiciones variadas de las galgas, se obtienen comportamientos interesantes como por ejemplo la medición de deformación y cancelación de deriva térmica o amplificación en una dirección, con atenuación o no medición en otros ejes.

Dentro de los modos de instrumentación básicos se destacan el Cuarto de Puente

(*Quarter Bridge*), Medio Puente (*Half Bridge*) y Puente completo (*Full Bridge*) que se detallan a continuación (suponiendo todas las resistencias de igual valor nominal R):

Cuarto de puente: Este tipo de puente de Wheatstone tiene un único elemento variable. Al modificar el valor de su resistencia se altera la tensión de uno de los 2 divisores potenciométricos; La señal de salida será la variación de tensión de dicho divisor. Hay 4 suposiciones a evaluar, según que resistencia sea un potenciómetro variable (Figura 2.3.3).

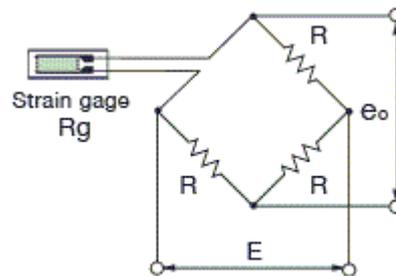


Figura 2.3.3: Una galga extensiométrica Rg y tres resistencias fijas R , alimentación E y tensión de salida e_0 (Cuarto de puente). Esta configuración no ofrece compensación térmica. (Modificado de [29]).

Medio puente: Esta disposición presenta dos elementos variables ($Rg1$ y $Rg2$) permitiendo, en función de la disposición dentro del puente (6 conexiones en total), obtener diferentes comportamientos que explotamos en este trabajo en el Apéndice A1.2 “Modelo físico de la conexión elegida” (Figura A1.2).

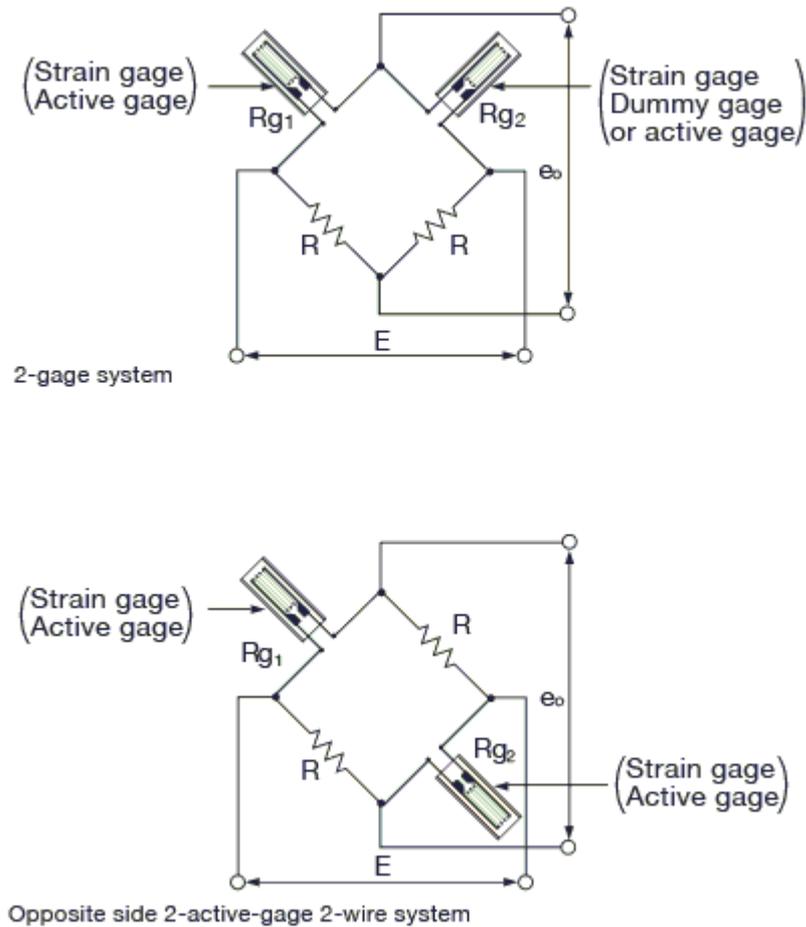


Figura 2.3.4: Dos galgas extensiométricas y dos resistencias fijas (Medio puente). (Modificado de [29]).

Puente completo: La última disposición tiene todos los elementos variables (única conexión de elementos) y se pueden obtener en función de la disposición de los sensores sobre la pieza a instrumentar compensación térmica y/o amplificación de tensión (Figura 2.3.5).

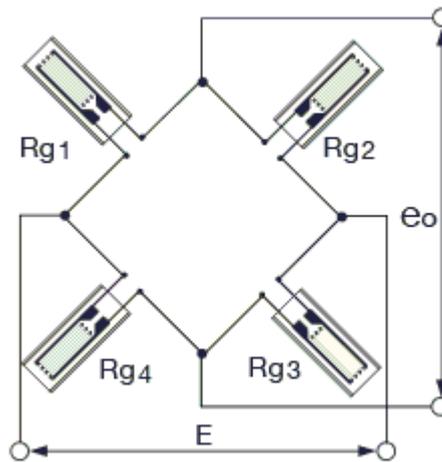


Figura 2.3.5: Cuatro galgas extensiométricas (Puente completo). (Modificado de [29]).

Además de la conexión electrónica, las disposiciones geométricas de los sensores rotados en diferentes ejes sobre la pieza a instrumentar agregan una complejidad extra: los sensores aumentan o disminuyen su resistencia en función de si son sometidos a tracción o compresión respectivamente mientras que no traducen en un cambio de resistencia las deformaciones transversales. Esto último combinado con las diferentes variantes de conexión electrónica dentro del puente, potencian las capacidades de la instrumentación que se estudian con mayor detenimiento en el siguiente capítulo y se amplían en el Apéndice A. Todo esto termina por justificar la elección de la instrumentación de medio puente o también conocida como *Half Bridge*, que entre sus ventajas más remarcables está la compensación de la deriva térmica y con el conexionado propuesto en este trabajo se logra una amplificación de tensión adicional por efecto de la deformación transversal (factor de Poisson).

2.3.2. Sistema de comunicación inalámbrica

2.3.2.1. Tecnología de transmisión de datos en la banda ISM

En el presente diseño de instrumentación se tomó como base para el prototipado del sistema de telemonitoreo al módulo comercial nRF24L01, el cual integra en un solo chip un transceptor de radio para la banda 2.4-2.5 GHz. Dicha banda corresponde al rango de frecuencias destinadas a aplicaciones industriales, científicas y medicinales

y se encuentran definidos sus alcances y usos previstos bajo la Unión Internacional de Telecomunicaciones (ITU, en inglés International Telecommunication Union) en su ley de alcance internacional: *ITU Radio Regulations* en el artículo 5 [30].

2.3.3. Sistema de alimentación inalámbrica

2.3.3.1. Inducción magnética

El principio de operación básica de la alimentación inalámbrica y los fundamentos teóricos de dicha tecnología se explican a través de las leyes de *Faraday* y de *Ampere* [31]. La circulación de corriente eléctrica a través de un conductor genera un campo magnético que puede inducir una tensión en una bobina que se encuentre atravesada por éste.

La alimentación inalámbrica consiste básicamente en transmitir entonces energía eléctrica de un punto (transmisor) a otro (receptor) a través de un campo magnético, sin necesidad de un medio físico. El sistema de transmisión de energía inalámbrica estará compuesto entonces por dos módulos: un **módulo transmisor** compuesto por una fuente de corriente continua, un generador de corriente alterna y una antena transmisora (bobina transmisora), y un **módulo receptor** compuesto por una antena receptora que tendrá asociada la resistencia de carga del circuito a alimentar inalámbricamente. En la bobina transmisora la energía eléctrica se convierte en energía magnética, que es transformada en energía eléctrica en la bobina receptora. En base a la frecuencia utilizada y la distancia de transmisión se pueden distinguir diversos tipos de transmisión inalámbrica de energía que se detallan en la tabla 2.3.1 [30].

El método de transmisión de energía inalámbrica elegida para este proyecto es el acople inductivo en resonancia. Como bien se explica en el artículo de Hekal et al. [32], si el circuito receptor no está en resonancia con el circuito emisor, la transferencia de energía es muy ineficiente y puede ser utilizado en distancias muy próximas, y únicamente bajo una correcta orientación de las bobinas. El acople inductivo en resonancia puede ser utilizado en distancias medias sin perder demasiada eficiencia. En base a la frecuencia específica de resonancia se puede maximizar la transferencia de energía. Sumando un capacitor y creando un circuito resonador LC en la bobina receptora y en la emisora, se pueden lograr altos porcentajes de transmisión de energía de hasta 4 veces el diámetro de la bobina

utilizada. La Figura 2.3.6 muestra un esquema básico de un circuito en resonancia.

Tabla 2.3.1: Tecnologías existentes para la transmisión inalámbrica de energía. Las diversas tecnologías difieren en el alcance de transmisión de energía y en la frecuencia de resonancia para su funcionamiento.

| Tecnología | Rango | Frecuencia |
|-------------------------|---------------|------------|
| Acoplamiento Inductivo | Corto Alcance | Hz - MHz |
| Resonancia Inductiva | Medio Alcance | MHz - GHz |
| Acoplamiento Capacitivo | Corto Alcance | KHz - MHz |
| RF y microondas | Largo Alcance | GHz |

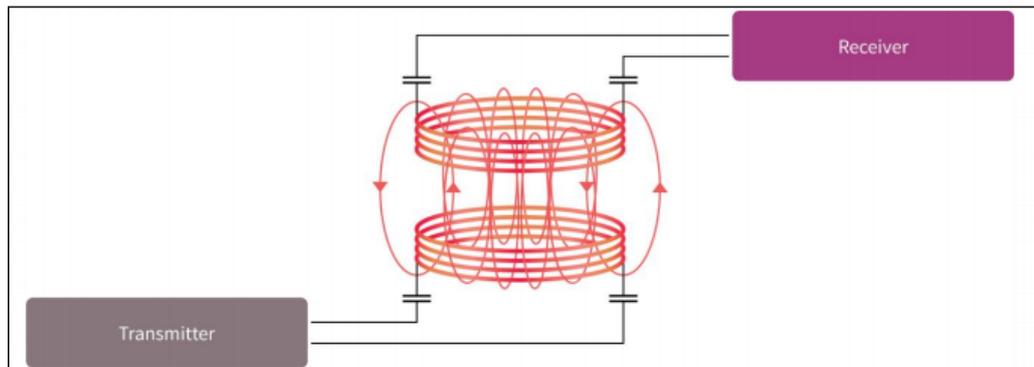


Figura 2.3.6: Modelo conceptual de un sistema de inducción electromagnética. La corriente que circula por la bobina del transmisor (transmitter) induce un campo magnético y una fuerza electromotriz en la bobina del receptor (*receiver*), que alimenta el circuito

Capítulo 3

MATERIALES Y MÉTODOS

3.1. Biomecánica del modelo

En el capítulo previo se detallaron los conceptos básicos de la biomecánica que son de interés para el avance de este proyecto y se presentó el marco teórico correspondiente a la concepción de la prótesis. Sin embargo al apreciar la macroestructura (Figura 3.1.3), se puede ver que la integración de la instrumentación resulta imposible con el diseño del que se parte ya que no hay espacios donde alojar los componentes electrónicos de alimentación y transmisión; y no hay un lugar físico donde adherir los sensores.

Por lo tanto fue necesario, en primera instancia, modificar el implante para crear una región en la que fuese posible adherir las galgas para medir las deformaciones unitarias. Al tomar en cuenta la información relacionada con el estado del arte de los implantes instrumentados y el diseño inicial, se generó una simetría radial de cinco elementos planos en las que posicionar las galgas.

En el desarrollo del prototipo, se buscó conservar la estructura del fullereno de la prótesis original con un cilindro interno hueco de 20 mm de diámetro alineado con el eje de la tibia y unos nervios colocados estratégicamente para maximizar la deformación unitaria en el centro de la prótesis donde se situarían los sensores (Figura 3.1.1). Con esta idea en mente, se encontró un prototipo de prótesis que permite:

- Garantizar la seguridad del paciente proporcionando la misma estabilidad mecánica sumándole un sistema de transmisión de datos y de alimentación inalámbrico.
- Alojarse sensores de deformación en áreas del implante que sean relevantes.

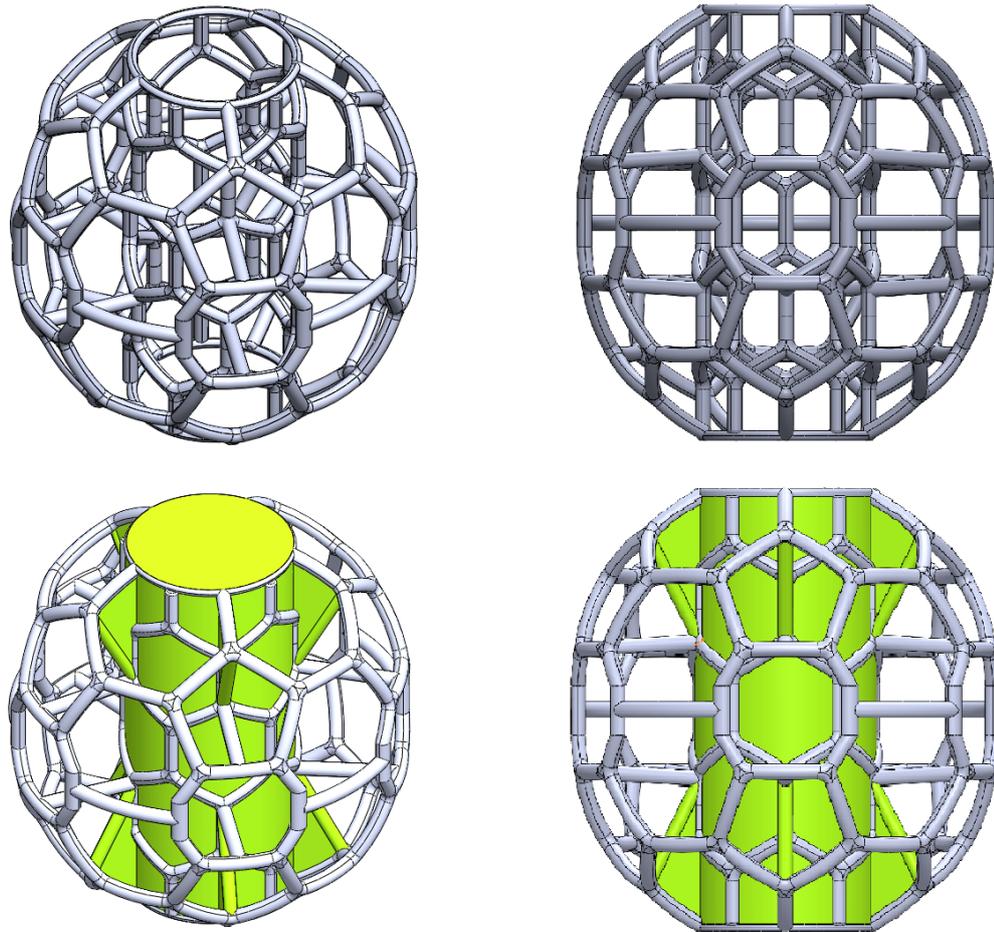


Figura 3.1.1: Comparativa del diseño base original vs. el diseño concebido. **Panel superior izquierdo:** Diseño original, vista isométrica. **Panel superior derecho:** Diseño original, vista frontal. **Panel inferior izquierdo:** Diseño modificado, vista isométrica. **Panel inferior derecho:** Diseño modificado, vista frontal. Se agregaron al diseño original nervios y columnas oblicuas con el fin de concentrar las cargas en la región central donde se aloja la instrumentación.

3.1.1. Biomecánica del implante: Fases de modificación del diseño original

En esta sección se detallan las consideraciones tomadas en el proceso de diseño de la prótesis y su proceso evolutivo. Se realizaron simulaciones estructurales, cuyos resultados se pueden encontrar en el próximo capítulo, que sentaron las bases sobre las cuales definir criterios biomecánicos y espaciales que permitieron dimensionar y localizar las deformaciones permitiendo diseñar y adaptar la localización de la instrumentación.

El diseño final de prótesis se alcanzó en dos etapas, cada una con una finalidad bien acotada y que se amplía en cada subsección por separado:

- En primer lugar, se buscó conocer el comportamiento mecánico del modelo de prótesis original con el fin de tener la distribución de tensiones a lo largo de la estructura, posibles sitios de concentración de cargas y el orden de deformación unitaria esperado en toda la pieza.
- En segundo lugar, se procedió al rediseño del implante en varias iteraciones. Se simuló cada modificación para llegar a un diseño final que permitiera el alojamiento de la electrónica y de las galgas extensiométricas, sin comprometer la integridad ni la funcionalidad de la prótesis.

Finalmente, se simuló un estado de cargas sobre el diseño final para evaluar la hipótesis *"Diferentes estadios de osteointegración originan cambios en las distribuciones de cargas en las placas de medición"*.

3.1.1.1. Evaluación de cargas sobre el modelo original

El modelo original se compone de 2 piezas base: una macroestructura (Figuras 3.1.2 y 3.1.3) y una microestructura. En el mismo, se usó únicamente la macroestructura, como sugerencia del Ing. Pedemonte, haciendo referencia al hecho de que la microestructura no tiene incidencia en el soporte estructural. Sin embargo, hay que mencionar que la microestructura (que aquí se eliminó para simplificar el análisis) se mantendría en un eventual diseño final, y es clave en la formación ósea.

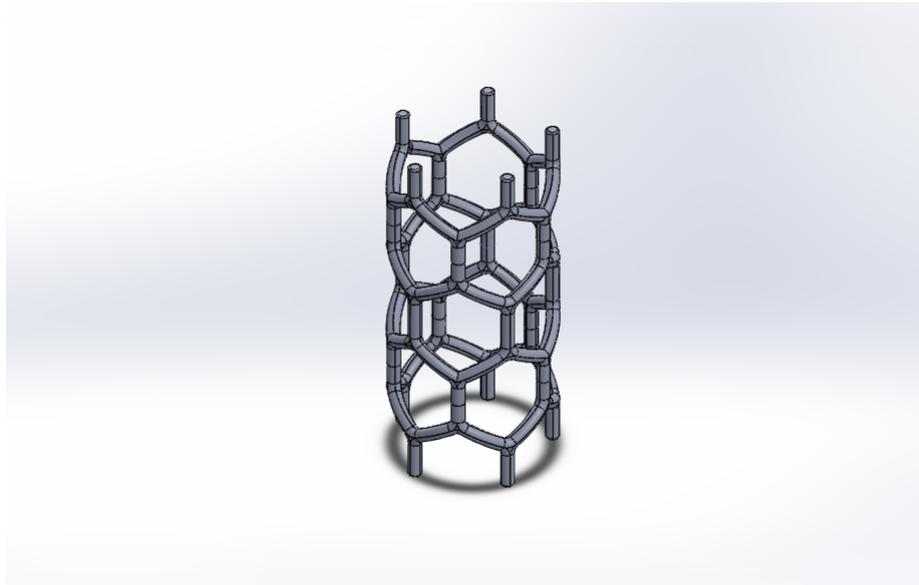


Figura 3.1.2: Modelo base del interior de la macroestructura en vista axonométrica. Se aprecia la estructura del fullereno. Altura total: 50 mm. Diámetro externo: 20 mm.

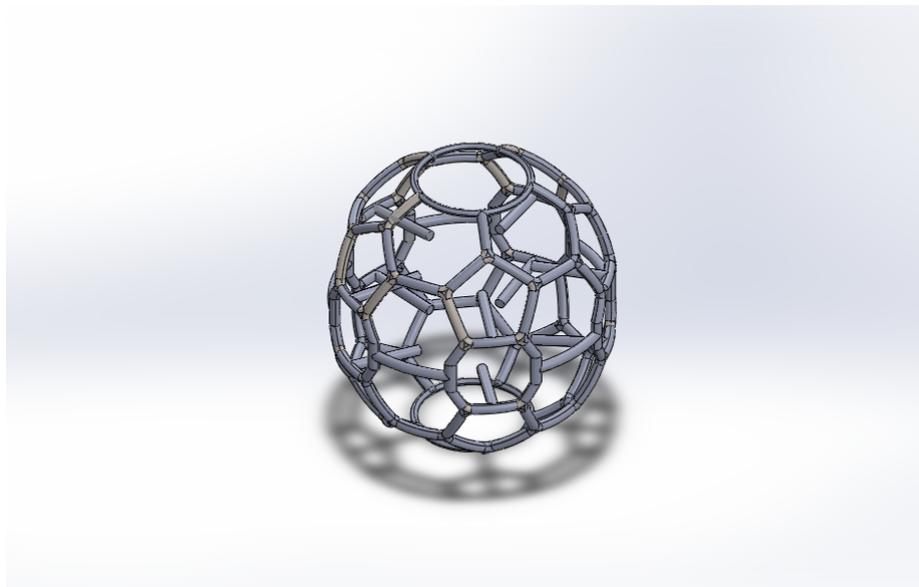


Figura 3.1.3: Modelo base del exterior de la macroestructura en vista axonométrica. Se aprecia la estructura del fullereno. Diámetro: 52 mm.

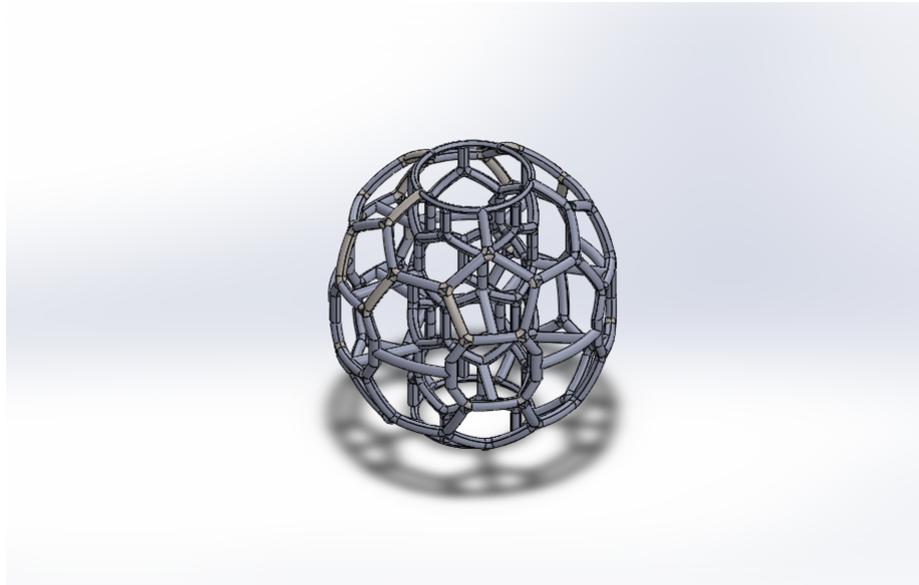


Figura 3.1.4: Ensamble de la macroestructura en vista axonométrica. Se aprecia como ambos mallados conforman la estructura base a modificar. Diámetro externo: 52 mm. Diámetro interno: 18 mm.

Los 2 archivos en formato .IGES originales fueron ensamblados y en la primera simulación se propuso una sujeción de geometría fija en la base del fullereno. Según *Solidworks 2019*, una geometría fija “...restringe las aristas o los vértices seleccionados de moverse a lo largo de las dos direcciones perpendiculares en el plano. No se aplican restricciones a lo largo de la dirección normal con respecto al plano de sección.” [33].

Se sometió el ensamblaje de las dos piezas a una fuerza de compresión de 1000 N distribuida uniformemente sobre las caras de los elementos de la malla elegida que conforman el anillo superior. Si bien el análisis no corresponde a las solicitaciones exactas de la estructura en un ensamblaje con el tejido óseo, es una primera aproximación para ver el orden de deformación del diseño, pudiendo detectar posibles focos de concentración de tensiones, reduciendo el costo computacional (Figura 3.1.4). Se utilizó un modelo de elemento tetraédrico parabólico de 10 nodos. El tamaño de elemento asignado para la construcción de la malla fue determinado automáticamente por el programa y fue de 0.759974 mm. El material asignado fue Ti6Al4V solución tratada y envejecida (Norma ASTM F1472)[34]. Dicho material en el programa utilizado tiene un Módulo de Young de 104.8 GPa.

En este trabajo se utilizó la deformación unitaria como criterio de evaluación

para realizar el análisis de convergencia de malla. Se tomó un valor porcentual del 2.5% de error relativo entre una malla y la anterior tomando como referencia el trabajo de Chen y Pani [16], quienes asumen que más allá de este valor, el aumento de elementos no se traduce en un cambio significativo en la precisión de los resultados de la deformación unitaria en un modelo óseo.

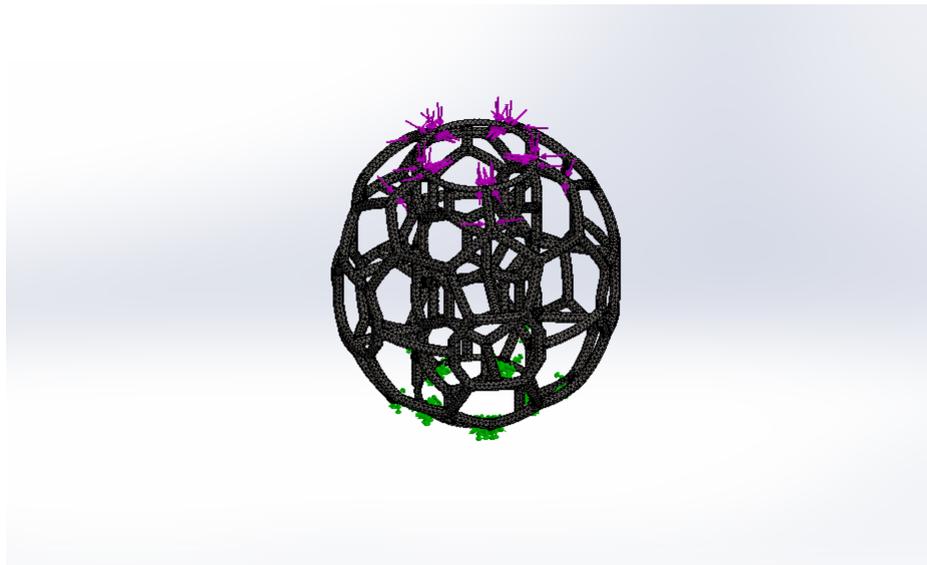


Figura 3.1.5: Macroestructura cargada con 1000 N. Las flechas violetas son perpendiculares a las caras del anillo superior sobre las cuales se distribuye la fuerza. Las flechas verdes muestran las fijaciones en la base del modelo. Vista axonométrica.

Guiados por esta primer experiencia y tras un consenso con el Ingeniero Pedemonte, el siguiente paso fue maximizar el efecto de la deformación en la macroestructura interior (Figura 3.1.2) con el fin de poder hacer mediciones de interés, sin alcanzar altos niveles de deformación o tensiones de von Mises que comprometan el material.

3.1.1.2. Rediseño del modelo original

Analizando las deformaciones del modelo luego de la primera simulación, restaba definir dónde ubicar las placas que contendrían a las galgas extensiométricas para medir la deformación. Una alternativa planteada fue colocar 5 placas en el fullereno de la macroestructura, es decir, en la periferia (Figura 3.1.6). La otra alternativa, colocar las placas en el cilindro interno de la macroestructura (Figura 3.1.7).

Se optó por utilizar la segunda alternativa dado que, según los resultados de las

simulaciones a las que referiremos en los siguientes capítulos, el cilindro interno sufre una mayor deformación unitaria, porque concentra más fuerzas. Además las galgas deben estar interconectadas a una placa de control y de alimentación alojada en el cilindro interno donde aislar la electrónica del tejido circundante.

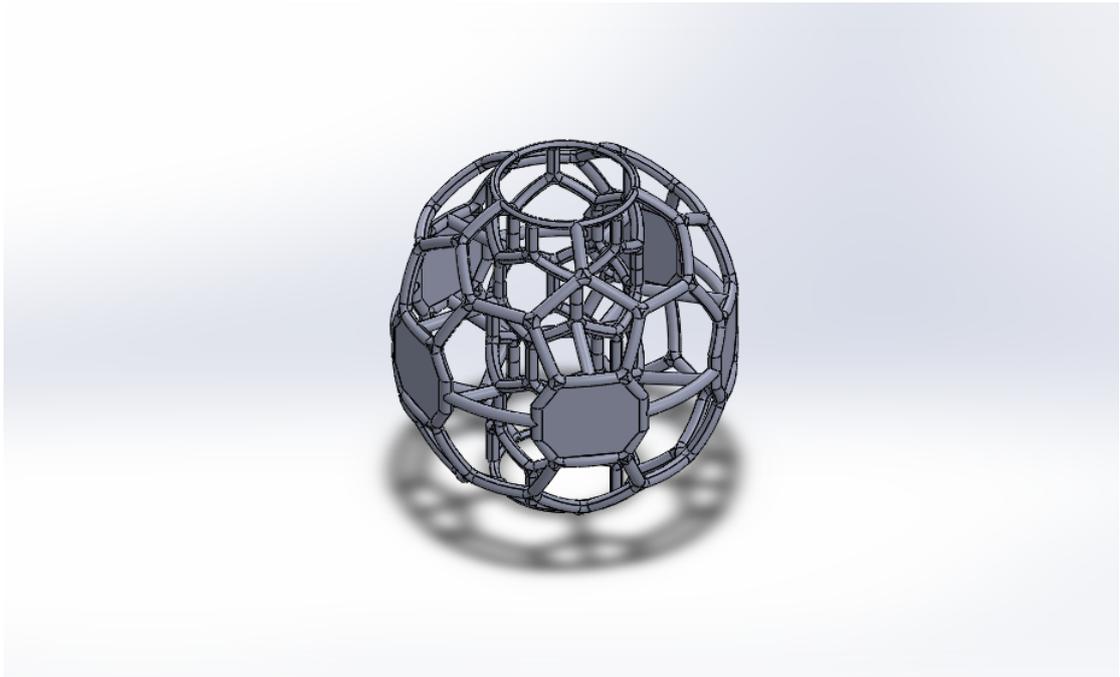


Figura 3.1.6: Modificación con placas de medición externas en vista axonométrica.

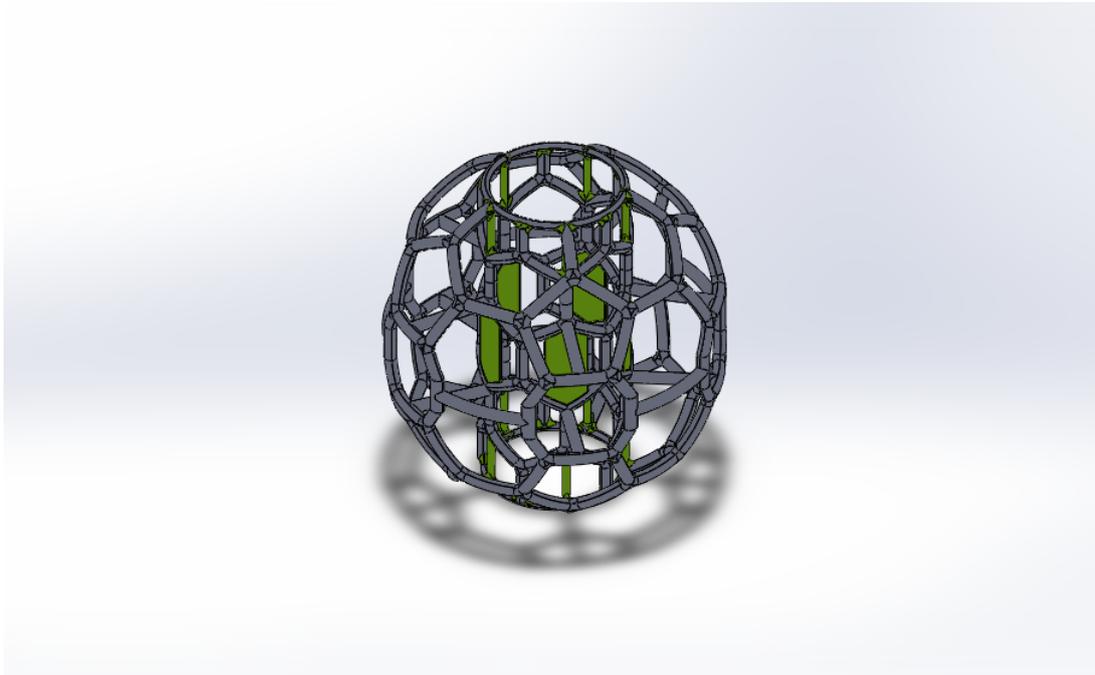


Figura 3.1.7: Modificación con placas de medición internas en vista axonométrica.

En la primera simulación sobre el ensamble original se observó que al cargar el anillo superior con la fuerza compresora, en las regiones donde no presentaba columnas de soporte, este colapsaba lo que sugería diseñar unas columnas que eviten esta deformación no deseada y además redirigir la fuerza hacia las 5 placas centrales.

En la prótesis rediseñada (Figura 3.1.8) se observan las columnas de soporte verticales y las 5 placas curvas centrales destinadas a alojar las galgas extensiométricas, resaltadas en color verde. En esta simulación se cargó la prótesis con 1000 N y se fijó de la misma manera que antes anclando el anillo con sujeción por geometría fija, mismo tamaño de elementos de mallado y misma aleación de Titanio.

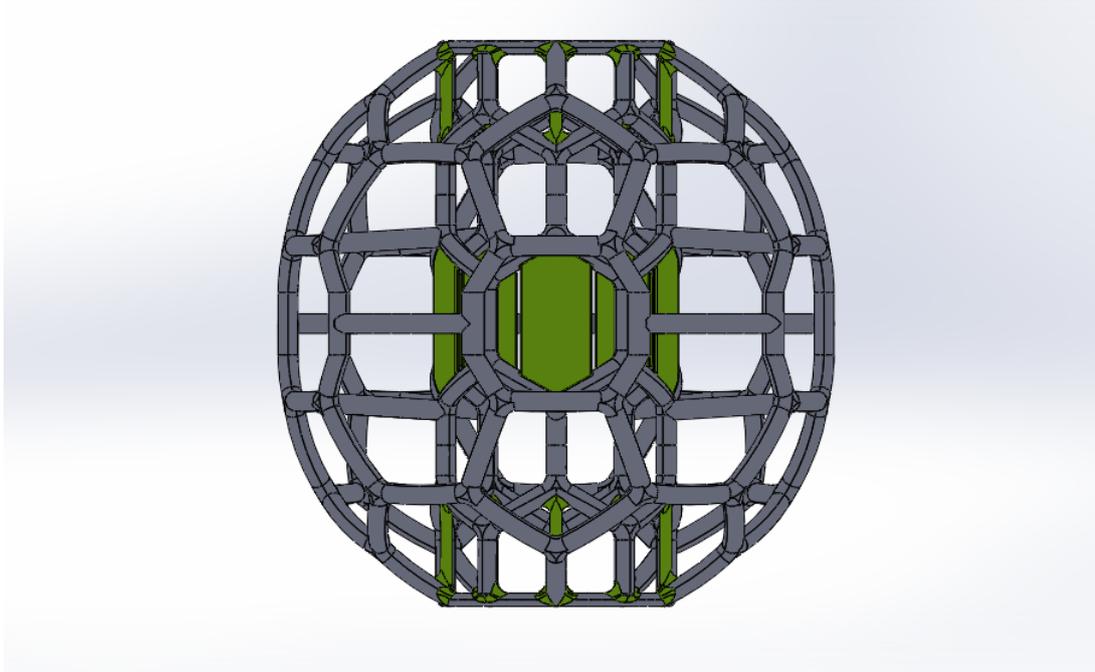


Figura 3.1.8: Detalle de las placas de instrumentación alojadas internamente y columnas de transferencia de carga en verde en vista frontal.

En el último paso, luego de analizar las complicaciones que cada diseño presentó, se optó por fortalecer el cilindro interno cerrándolo con una lámina de 0.5 mm de espesor y reemplazar las columnas de la versión anterior con 10 nervios de un espesor de 1 mm, 5 en la parte superior y 5 en la parte inferior (Figura 3.1.9). Este diseño final proveería el aislamiento de la electrónica deseado y los nervios cumplirían dos funciones, una de ellas es resistir el colapso de los anillos superiores e inferiores ante la compresión y la segunda, redirigir las cargas hacia el centro del cilindro hueco maximizando la deformación en ese lugar.

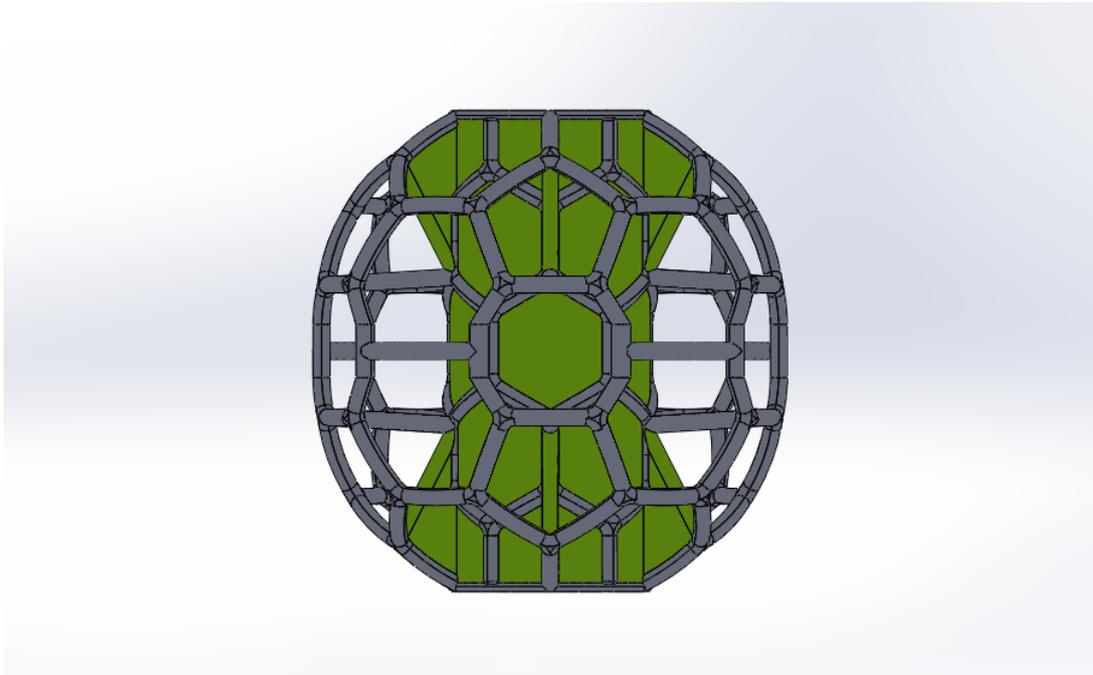


Figura 3.1.9: Diseño final con nervios, lámina cilíndrica y columnas oblicuas en verde en vista frontal. Se aprecia como el cilindro interno está cerrado destinado a aislar la electrónica de instrumentación.

3.1.2. Biomecánica de la artrodesis de tobillo

Este proyecto se desarrolló utilizando un modelo óseo que excluye el peroné, lo que simplifica a fines prácticos las simulaciones al disminuir la cantidad de estructuras y por ende la cantidad de contactos entre ellas y la complejización en la distribución de cargas asociada. Esto a la vez se traduce en un menor tiempo de computo en el análisis por elementos finitos (Figura 3.1.10). Sin embargo, la ausencia del peroné no refleja la distribución de cargas natural e impactará en una mayor densidad de carga sobre la prótesis. Se modeló el tejido óseo como hueso cortical femoral, isotrópico, con un módulo de elasticidad de 15 GPa [35].

La tibia se seccionó transversalmente con un plano XY generando una superficie paralela al piso a 13 cm en donde posteriormente fueron aplicadas las cargas del ensayo biomecánico. Además de proveer una superficie plana donde cargar el modelo, esto disminuyó el tamaño final del ensamble y por consiguiente mejoró el tiempo de generación de mallas y simulación (Figura 3.1.11).

El posicionamiento de la prótesis se realizó en base a la estructura anatómica de la articulación del tobillo, buscando que su plano del ecuador quede paralelo

al plano con el que se seccionó la tibia, y que quede centrada a la altura de la articulación tibio-astragalina (Figura 3.1.12).

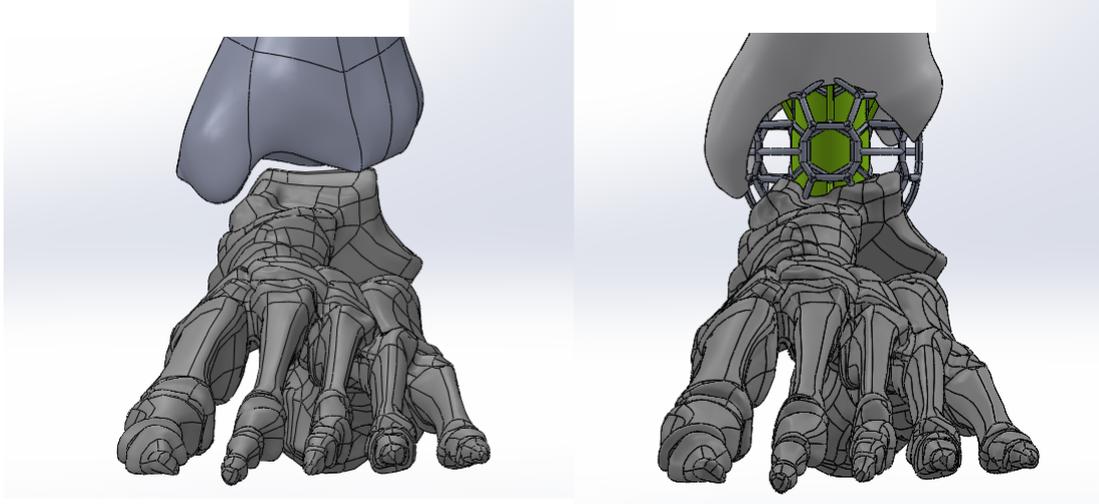


Figura 3.1.10: Modelo biomecánico de la articulación tibio-astragalina. Panel izquierdo: modelo óseo. Panel derecho: modelo de artrodesis. Vista frontal de los ensambles.

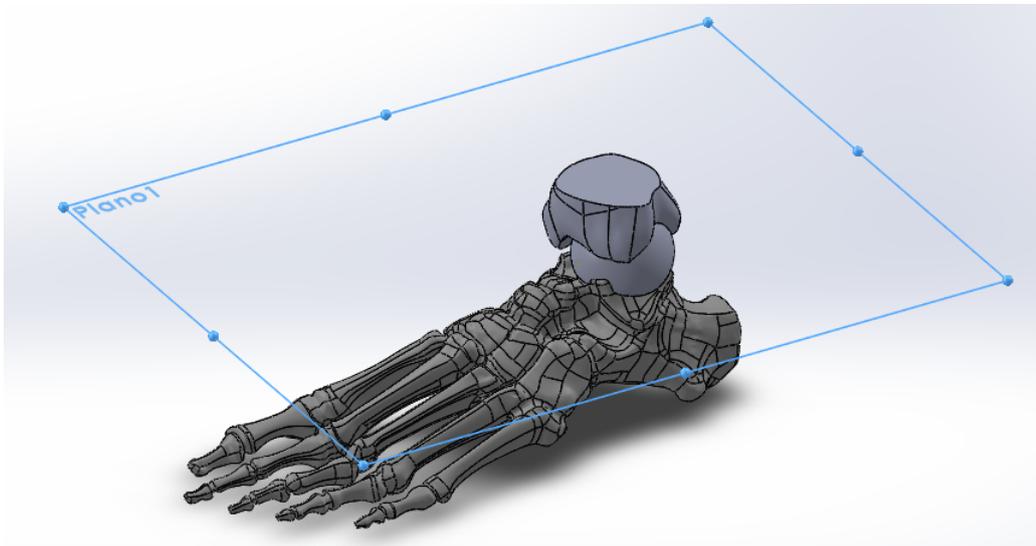


Figura 3.1.11: Modelo biomecánico de la articulación tibio-astragalina. Esfera para fresados de diferentes diámetros y plano de corte de la tibia distal. Vista axonométrica.

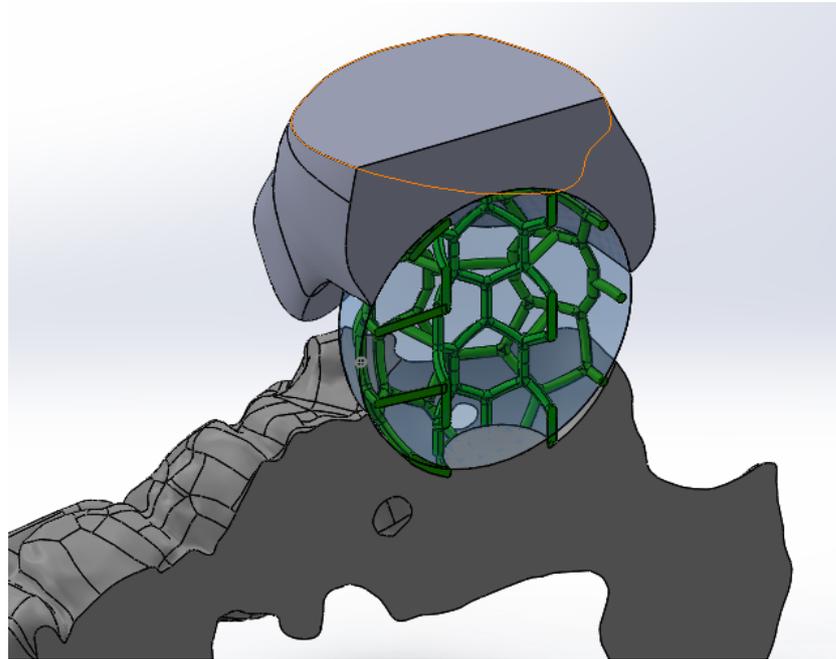


Figura 3.1.12: Modelo biomecánico de la articulación tibio-astragalina. Detalle del fresado esférico para emular los diferentes estadios de crecimiento óseo centrada con la prótesis a la altura de la articulación. Vista axonométrica en corte.

3.1.2.1. Orientación de la prótesis

Para orientar la prótesis espacialmente y obtener una correcta transferencia de cargas en el interfaz hueso-prótesis se simuló un modelo completo para el estado de crecimiento óseo inicial (estadio 0). El posicionamiento inicial consistió en alinear los ejes de la tibia y del implante en el eje Z. El posicionamiento en el plano XY de las placas que alojarán las galgas fue aleatorio. Se alineó la placa del sensor 1 con el eje Y, para tener una simetría respecto a este eje. Posteriormente, se aplicó una carga de 1000 N sobre un plano de la tibia a 13 cm del piso, paralelo al plano XY. Los resultados de la simulación determinaron que las cargas se distribuían mayoritariamente del lado lateral, por lo que era conveniente ubicar dos sensores de ese lado (sensores 2 y 3), y por otra parte era deseable tener una simetría respecto al plano sagital del modelo, con lo cual se decidió ubicar un sensor sobre la placa frontal (sensor 1) determinando así dos placas posteriores (sensores 3 y 4) y tres anteriores (sensores 1, 2 y 3) tal como se aprecia en las Figuras 3.1.13 y 3.1.14.

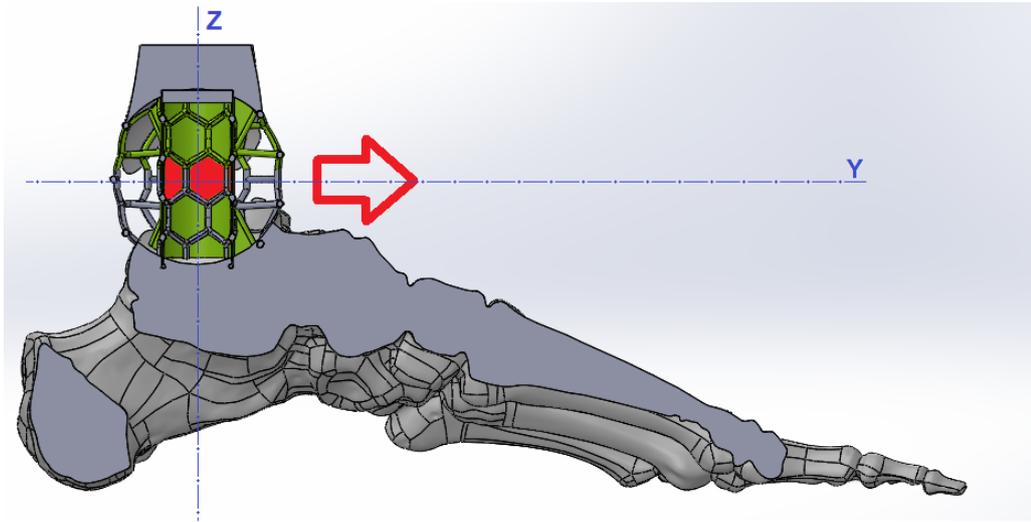


Figura 3.1.13: Ubicación de los sensores en referencia al modelo completo en corte sagital (Vista lateral derecha). La flecha roja indica el posicionamiento en el plano YZ de la prótesis respecto a la anatomía ósea. Puede verse alineado el eje de la tibia con el eje de la prótesis en el eje Z.

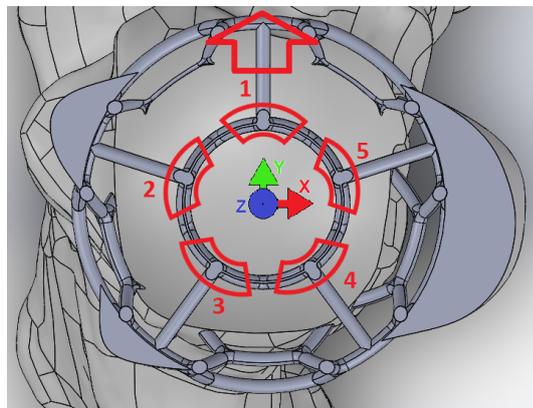


Figura 3.1.14: Corte transversal del modelo de artrodesis de tobillo izquierdo (Plano XY). La flecha Roja indica la orientación del sensor 1 en el plano XY. Puede verse que el mismo se encuentra colineal al eje Y. En la derecha de la imagen se encuentra la zona medial y en la izquierda la zona lateral de la anatomía. Vista de planta.

3.1.2.2. Modelo de crecimiento óseo

Habiendo logrado un modelo de prótesis sobre el cual evaluar simulaciones y apto para instrumentación, se prepararon modelos integrados conformados por la prótesis y modelos de pie y tibia recortada con diferentes diámetros de fresado simulando diferentes estadios de osteointegración. Las limitaciones de esta simplificación se detallan en el capítulo 5. El modelo de integración propuesto busca evaluar la redistribución de las deformaciones unitarias sobre las cinco placas de instrumentación para diferentes volúmenes de hueso osteointegrado en el reticulado de la prótesis, es decir, para los diferentes estadios de crecimiento.

Se modelaron cinco estadios evolutivos de la osteosíntesis para validar la premisa de que la deformación unitaria de la prótesis varía conforme avanza el crecimiento óseo. Para modelar el crecimiento óseo se utilizó una fresa esférica de diferentes diámetros centrada en un mismo punto que la prótesis (Figura 3.1.12). Por otro lado, el cilindro interior de la prótesis fue vaciado en los 5 estadios dado que en este modelo, es el lugar elegido para alojar la electrónica y sería sellado con un material biocompatible (Figura 3.1.15). Los fresados esféricos se realizaron con diámetros de 50, 45, 40, 35 y 30 mm y se numeraron del 0 al 4, de menos a más crecimiento óseo respectivamente. En caso de no realizarse el vaciado con la fresa cilíndrica, después de simular la regeneración ósea con el fresado esférico, se generaría hueso en la estructura interna donde debería alojarse la electrónica.

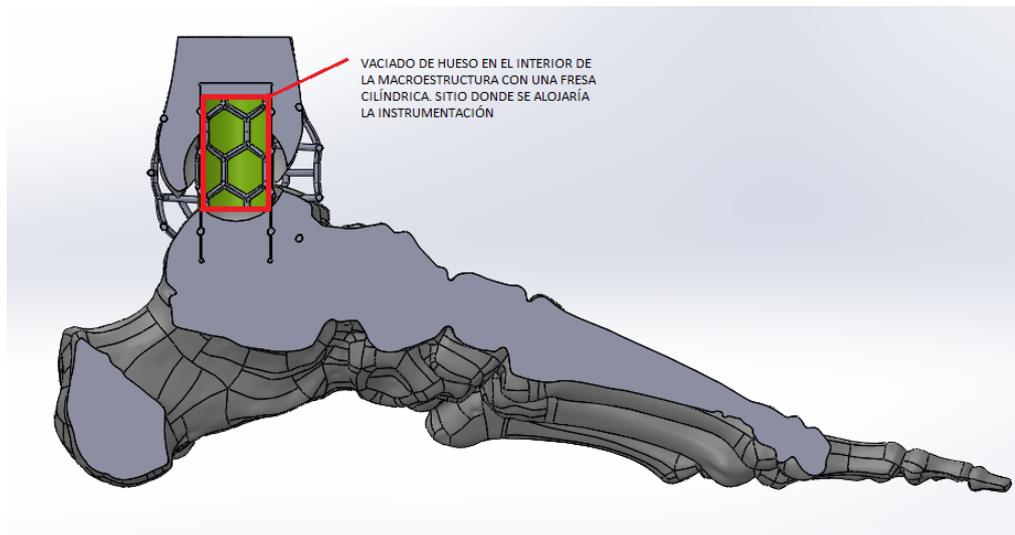


Figura 3.1.15: Detalle del espacio interno de la prótesis. En el espacio delimitado en rojo se aprecia el vaciado de hueso realizado a fin de realizar las simulaciones computacionales en los diferentes estadios. En este sitio se ubicaría la instrumentación diseñada.

3.1.2.2.1. Estadio 0 El estadio 0 representa un estadio de crecimiento nulo, es decir, simula el momento inmediatamente posterior a la implantación de la prótesis como reemplazo de tibia distal. En este estadio se tomó un fresado esférico de diámetro 50 mm con su centro coincidente con el de la prótesis. El diámetro de fresado es ligeramente menor al de la prótesis (52 mm) para que el implante se encastre en su lugar, tal como ocurre tras la cirugía, comprimiendo ligeramente el hueso adyacente.

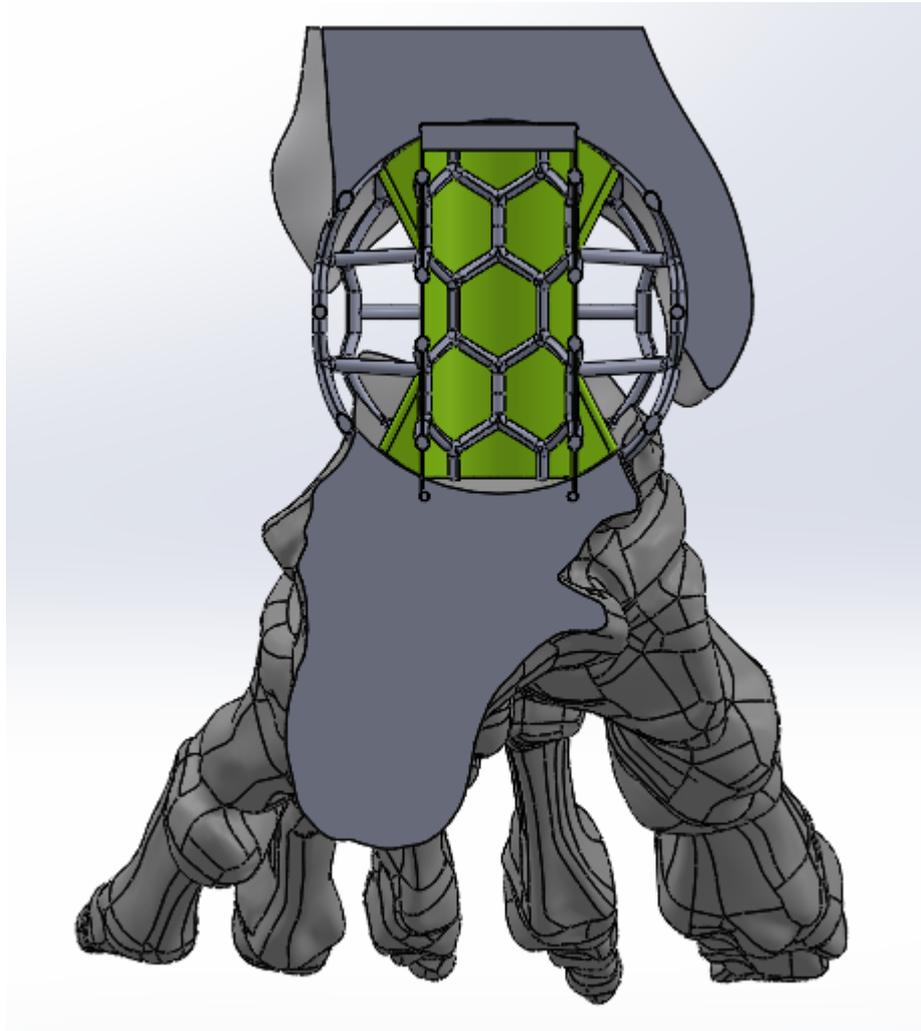


Figura 3.1.16: Estadio 0. Vista en corte posterior del fresado interno de 50 mm y de la prótesis de 52 mm de diámetro máximo.

3.1.2.2.2. Estadio 1 Este estadio fue simulado con un fresado esférico de 45 mm de diámetro conservando las coordenadas de la tibia, prótesis y los huesos del pie. Este estadio intermedio incorpora mayor volumen de hueso dentro del trabeculado emulando un estadio más avanzado de regeneración.

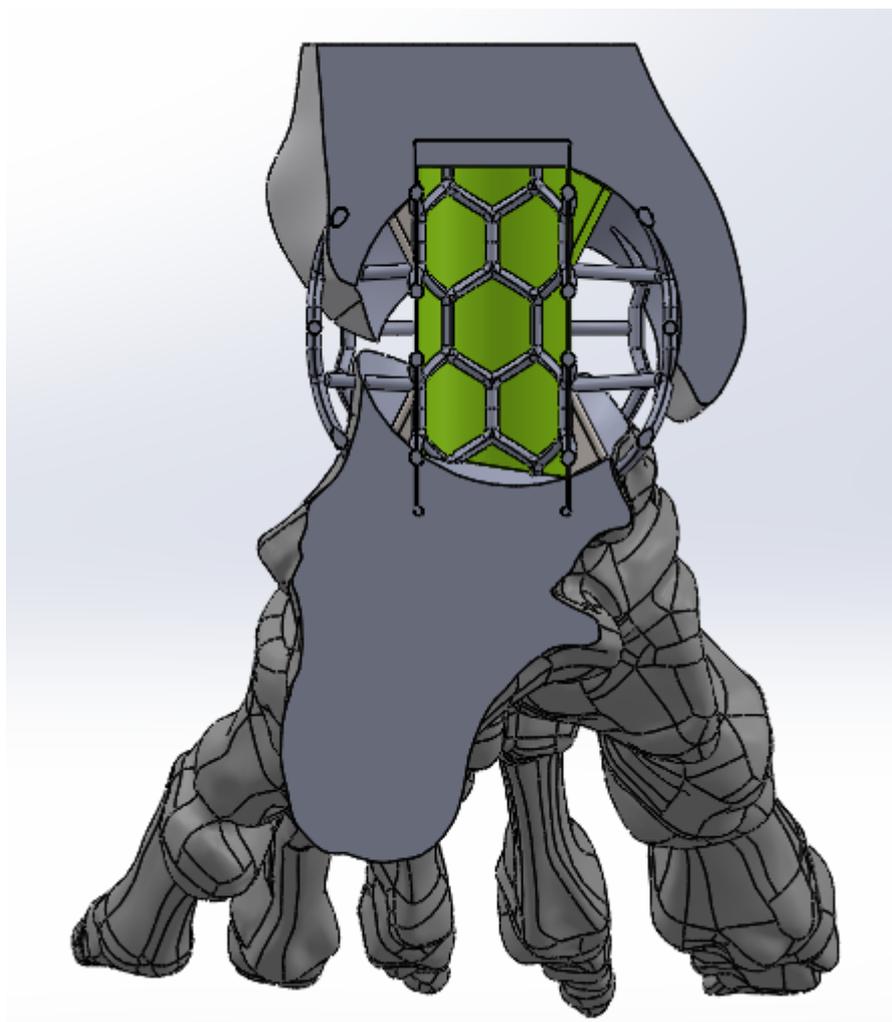


Figura 3.1.17: Estadio 1. Vista posterior del plano XZ del modelo. El fresado utilizado para el vaciado de la tibia es de 45 mm. El diámetro máximo de la prótesis es de 52 mm.

3.1.2.2.3. Estadio 2 Este es un estadio que modela la mayor regeneración del hueso en la articulación para analizar la deformación unitaria de la prótesis conforme aumenta el crecimiento óseo ante la redistribución de cargas. Se realizó un fresado esférico de 30 mm de diámetro y el vaciado del interior del cilindro del implante.

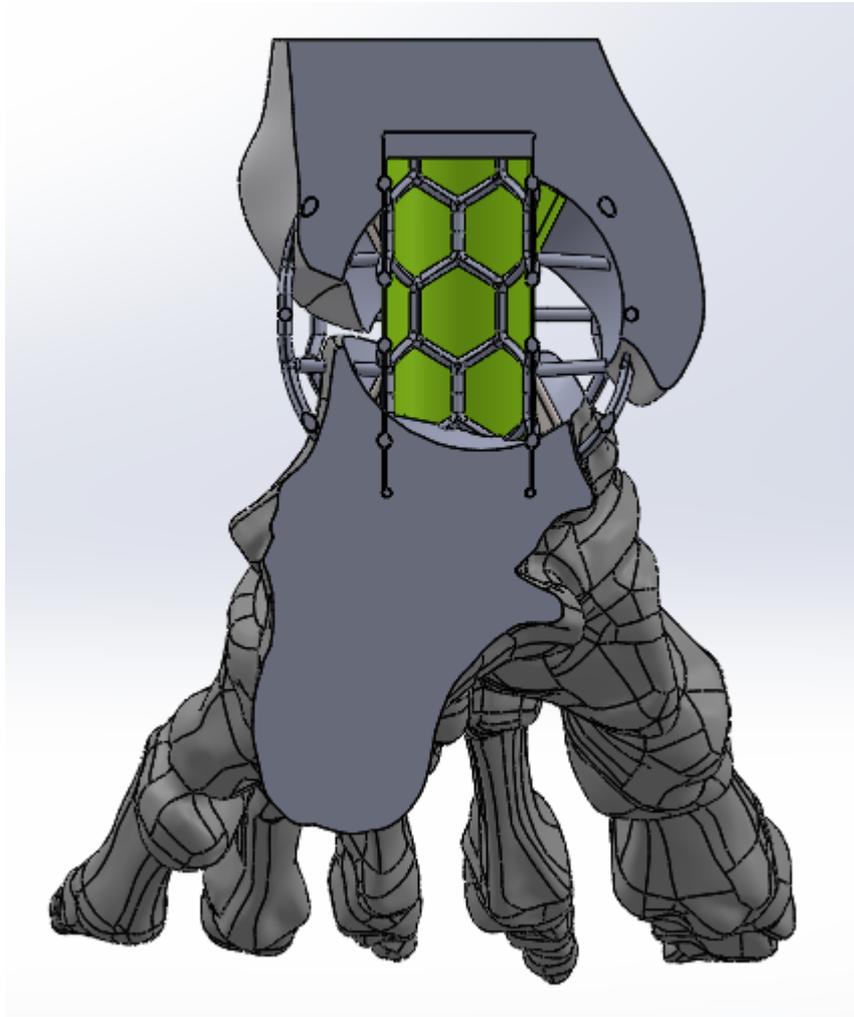


Figura 3.1.18: Estadio 2. Vista en corte posterior del fresado interno de 40 mm.

3.1.2.2.4. Estadio 3 Este estadio (fresado esférico de 35 mm) se sigue incorporando más material de hueso de forma concéntrica tomando parte de la carga provocando que la malla del ensamble se deforme menos.

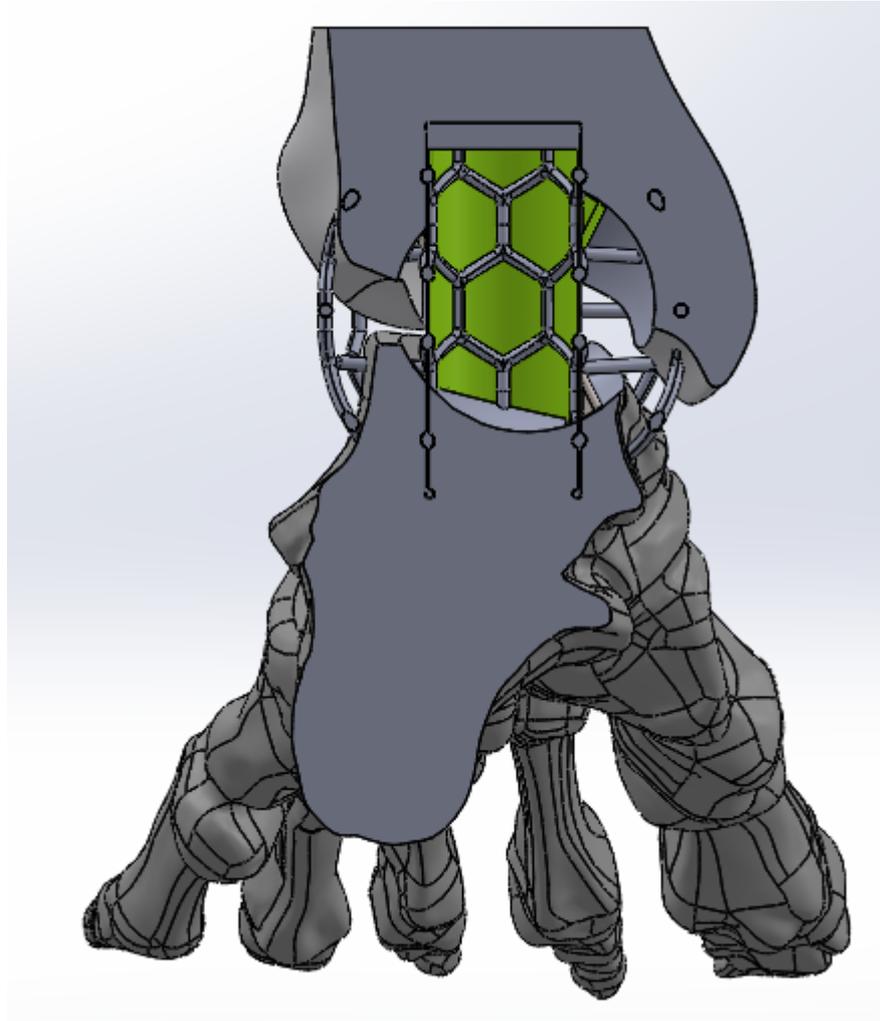


Figura 3.1.19: Estadio 3. Vista posterior del plano XZ del modelo. El fresado utilizado para el vaciado de la tibia es de 35 mm. El diámetro máximo de la prótesis es de 52 mm.

3.1.2.2.5. Estadio 4 Finalmente, se modeló el último estadio de crecimiento, una situación avanzada de crecimiento óseo en la que la fresa utilizada es de 30 mm de diámetro. También se realizó el fresado cilíndrico que modela la imposibilidad de regeneración ósea en el compartimento que aloja el módulo electrónico. Este es el estadio último de regeneración ósea en evaluación.

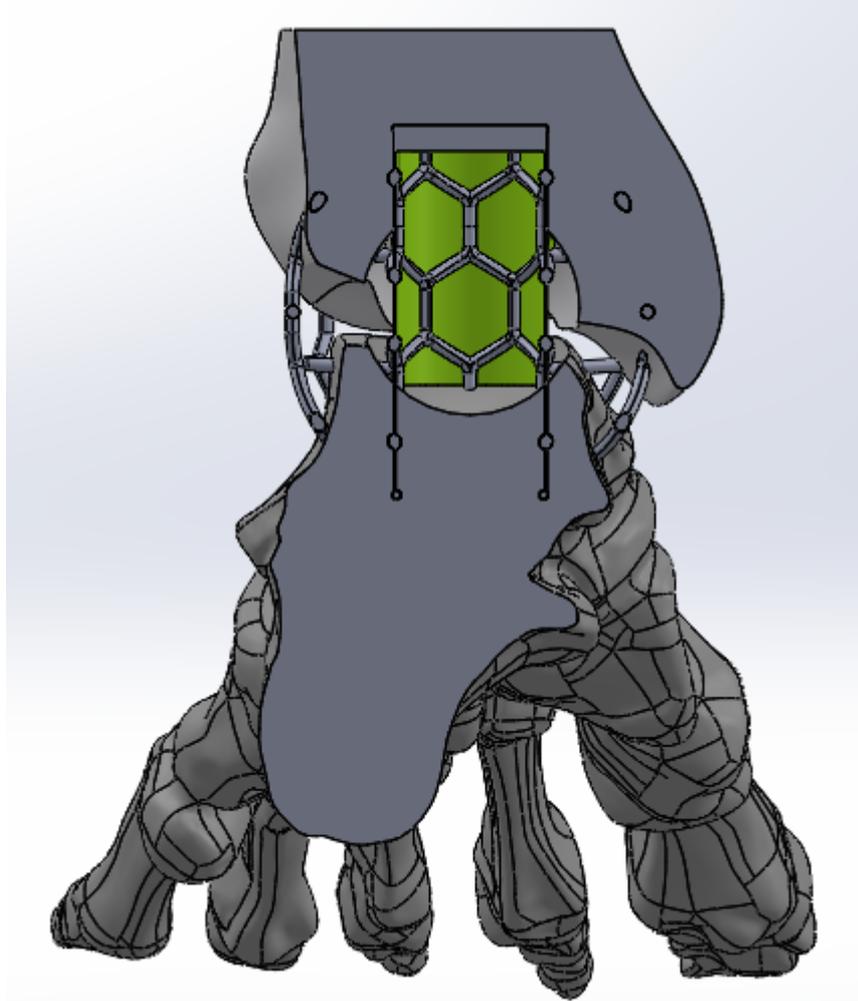


Figura 3.1.20: Estadio 4. Vista posterior del plano XZ del modelo. El fresado utilizado para el vaciado de la tibia es de 30 mm. El diámetro máximo de la prótesis es de 52 mm.

3.2. Electrónica

En esta sección se detallarán los principios físicos y electrónicos contemplados para el diseño electrónico del módulo implantable y de la unidad de comunicación externa.

En primer lugar, se detallará la instrumentación de adquisición, procesamiento y transmisión. Dentro de los criterios de instrumentación se describirán la elección de las galgas, disposición espacial para la medición y la electrónica de amplificación y acondicionamiento de las señales. A continuación, se describirá la electrónica de procesamiento y codificación de la señal para en última instancia describir el protocolo de transmisión de datos hacia la unidad de recepción externa al paciente.

En segundo lugar, se ampliará sobre los contenidos técnicos referentes al protocolo de recepción implementado, decodificación de los datos recibidos y en último lugar, se focaliza en la unidad de alimentación eléctrica inalámbrica.

3.2.1. Sistema de adquisición y transmisión de datos de flexo-compresión

En la concepción de un sistema íntegro de comunicación de datos de flexo-compresión, se contemplan dos módulos. En esta sección se caracterizarán los aspectos técnicos y metodológicos contemplados para el diseño de la unidad transmisora implantable.

3.2.1.1. Transductor de deformación: Galgas extensiométricas

Tal como se mencionó previamente en el capítulo de “*Marco teórico*”, la deformación unitaria es una magnitud adimensional que representa la proporción de cambio en la longitud de un objeto sobre la longitud total inicial tras ser sometido a una fuerza de valor positivo o negativo según la naturaleza de la fuerza: tracción o compresión respectivamente. Para la mayoría de los metales, esta magnitud se relaciona proporcionalmente con el esfuerzo sobre el material en la misma dirección (deformación axial). También existe una deformación del material en sentido perpendicular a la dirección de la fuerza (deformación transversal), la relación entre ambas deformaciones se representa a través del coeficiente de Poisson del material.

Bajo este principio físico, se dispusieron galgas extensiométricas para obtener mediciones de interés. El diseño del prototipo requiere mediciones de deformación axial, dado que las componentes tangenciales pueden calcularse, y que el enfoque es una medición estática de cargas en la dirección vertical del sistema de referencia del modelo.

En la sección 3.1.2 "Biomecánica de la artrodesis de tobillo

del presente capítulo se menciona cómo el prototipo de prótesis tiene una simetría radial de 5 elementos y por consiguiente en un diseño final resultaría conveniente disponer de 5 regiones de medición de cargas axiales equiespaciadas en disposición circular.

En línea con este criterio de medición, se realizó un estudio exhaustivo sobre la elección del número, disposición y conexión de los sensores en cada una de las placas de instrumentación. Los criterios para la instrumentación fueron: **minimizar el tamaño total ocupado por los sensores**, tener una **compensación térmica**, **maximizar la señal de deformación axial**.

Por otra parte, la lámina diseñada dentro del cilindro del implante donde se ubicarían los sensores tenía una superficie de 7 mm × 9.5 mm por lo que resultó evidente que el tamaño era un factor importante a contemplar. Adicionalmente, un factor relevante en la instrumentación es la capacidad de tener mediciones fieles a pesar de la variación de la resistencia por los cambios de temperatura que puede experimentar el material. Para solventar este aparente inconveniente en la instrumentación, se necesita un método de compensación que fácilmente se logra si se utilizan al menos dos galgas en el puente de Wheatstone.

Cumpliendo con ambas condiciones de diseño se continuó con un prototipo instrumentado con dos resistencias variables (sensores extensiométricos) y dos resistencias fijas de montaje superficial de alta calidad, es decir, baja tolerancia (0.5%). Entre las galgas extensiométricas disponibles comercialmente, se contemplaron dos opciones. La primera alternativa fue un sensor único con dos galgas integradas, la segunda alternativa fue usar dos galgas separadas, colocándolas dispuestas perpendicularmente sobre la placa. Finalmente, se optó por la primera alternativa dado que en el contexto de pandemia, no se lograron conseguir galgas individuales (Figura A1.4).

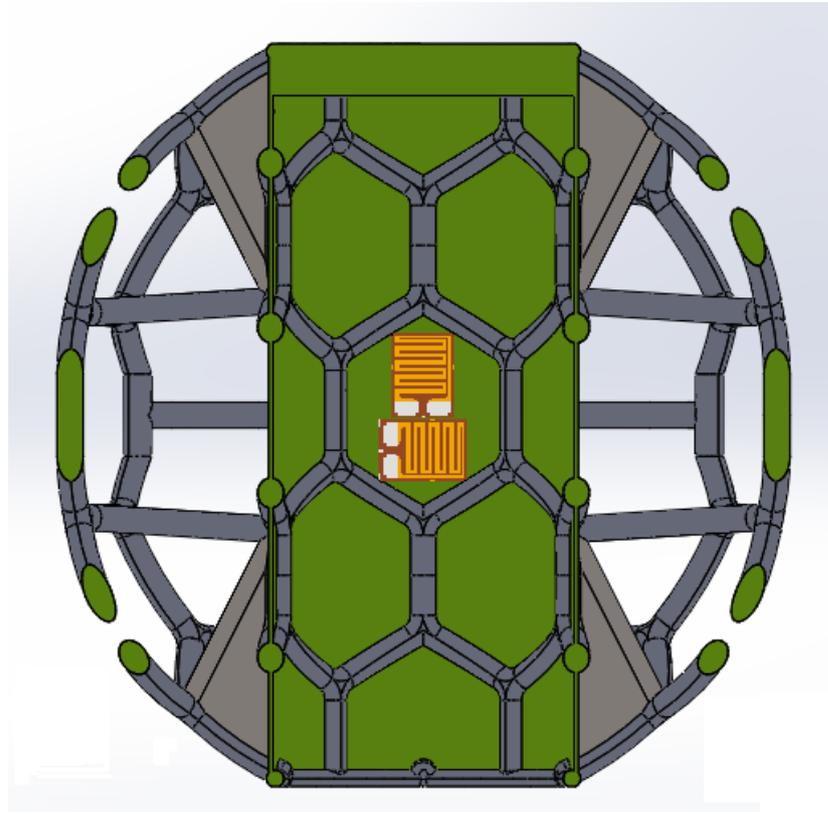


Figura 3.2.1: Vista en corte del modelo de prótesis con el par de galgas dispuestas perpendicularmente entre sí sobre una placa de medición.

Para justificar la elección de la galga y la disposición perpendicular de sus dos sensores, se estudiaron cuantitativamente las diferentes conexiones y orientaciones de dos sensores conformando un medio puente de Wheatstone. Con este análisis se determinó que la orientación perpendicular entre dos sensores resulta útil para aprovechar parte de los efectos de la deformación transversal (registrados por la galga transversal) en la amplificación de la señal de la deformación axial de interés dado por un factor que contempla el coeficiente de Poisson ν . La ecuación 3.2.1 muestra la relación entre el coeficiente de Poisson ν , el factor de ganancia Gf y la tensión de alimentación E .

$$e_0(\epsilon) \approx \frac{Gf \cdot (1 + \nu) \cdot \epsilon}{4} E \quad (3.2.1)$$

Los cálculos y los fundamentos teóricos de la deducción de la ecuación se encuentran en el Apéndice A en la sección “Modelo físico de la conexión elegida”.

Dentro de las opciones comerciales, se eligieron las galgas de la marca alemana

HBM Mod. 6/120 XY 11, por la disponibilidad de un proveedor local y por sus buenas prestaciones: $120 \Omega \pm 0.2\%$, factor de ganancia $G_f = 2.03$ y coeficiente térmico $\alpha = 11,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ (Figura 3.2.2).



Figura 3.2.2: Galgas extensiométricas adquiridas para instrumentar la probeta. Marca HBM Mod. 6/120 XY 11 de $120 \Omega \pm 0.2\%$, $G_f = 2.03$ y $\alpha = 11,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$.

3.2.1.2. Amplificación y digitalización de la señal: Puente de Wheatstone y módulo HX711

Recordando que las deformaciones unitarias son del orden de 10^{-6} mm/mm , resulta evidente que la variación en el valor de resistencia del sensor es pequeña. Consecuentemente, el valor de tensión asociado a dicha deformación también lo es y por tanto se requiere un sistema capaz de detectar esas perturbaciones (idealmente de forma lineal) y un sistema de amplificación anexo para poder procesar dicha señal. Es aquí donde se optó por un puente de Wheatstone por su alta sensibilidad y operación lineal; mínimos cambios en el valor de alguna de las 4 resistencias se traduce en un valor de tensión proporcional medible.

Haciendo referencia a esto último, se implementó finalmente un puente de Wheatstone con dos resistencias variables (galga axial R_{g1} , galga transversal R_{g2}) y dos resistencias fijas R_3 y R_4 (Figura 3.2.3) todas de 120Ω . A fines prácticos, la medición radica en el cambio porcentual que experimenta la galga

y por tanto es independiente del valor de resistencia elegido habiendo fijadas las 4 resistencias en un mismo valor comercial (esto se evidencia en la fórmula 3.2.1).

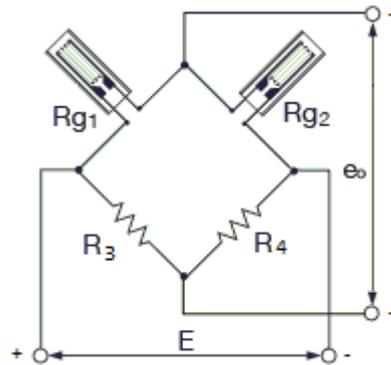


Figura 3.2.3: Circuito del puente de Wheatstone propuesto para el prototipo. Se incluye polaridad en las tensiones de alimentación (E) y de salida (e_0).

Habiendo resuelto la elección de sensores, el siguiente paso fue poder determinar el método de amplificación de la señal registrada.

En una primera consideración, se estudió la viabilidad de emplear un amplificador operacional y un diseño con componentes discretos. Esta alternativa se descartó porque supone la elección de componentes de alta calidad y la elección de un amplificador de instrumentación para maximizar la relación señal ruido además de todo el análisis electrónico adicional que supone un diseño desde cero.

En una segunda consideración, se eligió emplear un módulo que cumpla con la tarea de amplificación y muestreo integrado. Dentro de las alternativas comerciales disponibles, se incorporó al diseño el módulo transmisor de celdas de carga HX711 por el reducido tamaño y número de conexiones para su funcionamiento y por su reducido consumo (1.5 mA en operación y $<1 \mu\text{A}$ en reposo).

Dentro del módulo, el componente principal es el circuito integrado HX711, un conversor analógico a digital (ADC) de alta precisión (24 bits) con capacidad de conectarse a un puente de Wheatstone en cada uno de sus dos canales. Dichos canales (A y B) presentan capacidad de amplificación programable: 128 o 64 veces para el primero, y 32 veces para el segundo.

Para establecer la amplificación necesaria para el prototipo desarrollado, se procedió a evaluar el orden de deformación a medir típicamente para esta

aplicación. Los resultados arrojados por una simulación sobre la prótesis cargada con 1000 N, sugieren que los valores de deformación unitarios en las placas donde se adherirían los sensores estaban en el orden del mm/m. Una primera aproximación en el prototipado fue considerar un rango de medición entre un orden de magnitud menor y uno mayor que este valor estimativo, es decir, poder medir deformaciones entre 0.1 y 10 mm/m. Posteriormente se adaptarían los valores de amplificación en el proceso de calibración con el prototipo ensamblado de forma de garantizar un rango dinámico aceptable.

Dentro de esta aproximación teórica, se hizo uso de la ecuación introducida en la sección anterior reemplazando los valores de las variables conocidas asumiendo que las mediciones serían efectuados sobre una probeta de aleación Ti6Al4V, cuyo coeficiente de Poisson es de 0.31, con el sensor cuyo coeficiente térmico α es de $11,5 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ y su factor de ganancia $G_f = 2.03$ para 3 valores de deformación: 0.1, 1 y 10 $m\epsilon$.

En la tabla debajo se detallan los valores esperables de tensión $e_o(\epsilon)$ como función de la tensión de alimentación E. En filas, se encuentran las 3 deformaciones unitarias propuestas y en columnas los factores de amplificación disponibles en los canales del módulo HX711.

Tabla 3.2.1: Tensión de salida como función de la deformación unitaria y valor de tensión de alimentación para diferentes valores de amplificación.

| $e_o(\epsilon)$ | x1 | x32 (Ch B) | x64 (Ch A) | x128 (Ch A) |
|-----------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|--------------------------|
| 0,1 $m\epsilon$ | $0.12 \times 10^{-3} E$ | $3.84 \times 10^{-3} E$ | $7.68 \times 10^{-3} E$ | $15.36 \times 10^{-3} E$ |
| 1 $m\epsilon$ | $1.2 \times 10^{-3} E$ | $38.4 \times 10^{-3} E$ | $76.8 \times 10^{-3} E$ | $153.6 \times 10^{-3} E$ |
| 10 $m\epsilon$ | $12 \times 10^{-3} E$ | $384 \times 10^{-3} E$ | $768 \times 10^{-3} E$ | $1536 \times 10^{-3} E$ |

Contemplando las capacidades de amplificación del módulo HX711, sujeto a intentar amplificar los valores de tensión medidos sin saturar (valor de tensión de la señal $e_o(\epsilon)$ equivalente a la de alimentación E), se decidió que en esta etapa de prueba, la amplificación del canal A fuese de 64 veces en tanto que el canal B en su única configuración de 32 veces. En la tabla anterior se advierte que mediciones cercanas a 10 $m\epsilon$ para una amplificación de 128 veces, alcanzarían la saturación de la medición: $1536 \times 10^{-3} E = 1.536 E > E$.

Particularmente, el prototipo propuesto en este trabajo fue construido previendo el uso de un módulo de alimentación inalámbrico que se detalla en la siguiente sección, cuya salida de tensión continua en el modulo receptor es $E = 5V$.

En resumen, tras elegir los valores de x64 y x32 para los canales A y B respectivamente los valores de tensión para estos 3 valores de deformación y $E = 5V$, se resumen a continuación:

Tabla 3.2.2: Tensión de salida como función de la deformación unitaria para diferentes valores de amplificación con tensión de alimentación de 5V.

| $V_x(\epsilon)$ | x1 | x32 (Ch B) | x64 (Ch A) |
|-----------------|--------|------------|------------|
| $0,1m\epsilon$ | 0.6 mV | 19.2 mV | 38.4 mV |
| $1m\epsilon$ | 6 mV | 192 mV | 384 mV |
| $10m\epsilon$ | 60mV | 1920 mV | 3840 mV |

Considerando que el módulo presenta un conversor de 24 bits, existen 2^{24} niveles de cuantización de tensión, por lo que la resolución esperada para una alimentación de $V_0 = 5V$, es de $\approx 0.298 \mu V$. Con esta resolución, teóricamente, la mínima deformación unitaria medible es de $\approx 0.049670 \mu\epsilon$. En otras palabras, el número de cuantizaciones disponibles entre la mínima y máxima deformación (0.1 y 10 $m\epsilon$) se obtiene para cada canal:

$$Q_{\text{chA}} = \frac{(3840 - 38,4) \text{ mV}}{5V/2^{24} \text{ pasos}} \approx 12756052 \text{ pasos}$$

$$Q_{\text{chB}} = \frac{(1920 - 19,2) \text{ mV}}{5V/2^{24} \text{ pasos}} \approx 6378026 \text{ pasos}$$

Tal como se observa, el canal A tiene una mejor cuantización, sin embargo, en ambos casos, la resolución esperada para esta aplicación parecería razonable en ambos casos. Por último, cabe remarcar que el diseño final propone el uso de 3 módulos HX711 dejando sin uso uno de los canales B de uno de dichos módulos.

3.2.1.3. Procesamiento y codificación de las mediciones: ATMEGA328

El bloque de procesamiento cumple la tarea de tomar las mediciones registradas de la etapa de adquisición y cuantización y codificarlas para poder transmitir estos registros en paquetes de datos por medio del módulo transmisor. El componente principal de esta etapa corresponde a un microcontrolador ATMEGA328 de la marca ATMEL (*Microchip Technology Inc. Duluth, Georgia 30097, United States of America*), cuyas características técnicas principales se muestran en la tabla debajo.

Tabla 3.2.3: Características técnicas del microcontrolador ATMEGA328.

| Característica | Valor |
|-------------------|--------|
| Arquitectura | RISC |
| Memoria Flash | 32KB |
| Memoria EEPROM | 1KB |
| Memoria SRAM | 2KB |
| Frecuencia máxima | 20 Mhz |
| GIOP | 23 |
| ADC | 6 |

Idealmente se pretendía construir un prototipo con 5 placas instrumentadas sobre un modelo impreso de artrodesis, donde cada una contaría con un medio puente de Wheatstone conectado a uno de los dos canales de un módulo HX711, es decir, se emplearían en total 3 módulos. Lamentablemente por condiciones excepcionales de la pandemia del SARS-CoV-2 (COVID-19), el prototipo final consistió en la instrumentación de una probeta cilíndrica de titanio a fin de evaluar el desempeño del diseño electrónico y con lo cual se hizo uso de un único puente conectado a un solo canal del módulo HX711. De igual manera, la instrumentación se mantuvo similar al concepto original donde cada puente se comunica con el microcontrolador mediante una señal de clock (PD-SCK) y de datos (DOUT) empleados para la recepción de los datos de la medición, configuración de la amplificación de cada canal y para configuraciones de reloj.

El pin PD-SCK controla la transmisión de un paquete de datos por parte del módulo a través del pin DOUT. Un paquete de datos enviado por un canal (una medición) se compone de 24 bits enviados de forma serial bit a bit desde el bit más significativo hacia el menos significativo. En un ciclo de lectura de un canal,

cada pulso enviado desde el pin PD-SCK habilita el envío de un bit desde DOUT. Un ciclo de lectura comienza con el pin DOUT en alto y el pin PD-SCK en estado bajo. El primer pulso de PD-SCK, habilita la transmisión del primer bit desde DOUT hasta que el pulso 25 retorna al estado alto original a DOUT. La selección de qué canal y la amplificación asociada depende del número de pulsos enviados (entre 25 y 27 pulsos) tal como se muestran en las siguientes imágenes provistas por la hoja de datos.

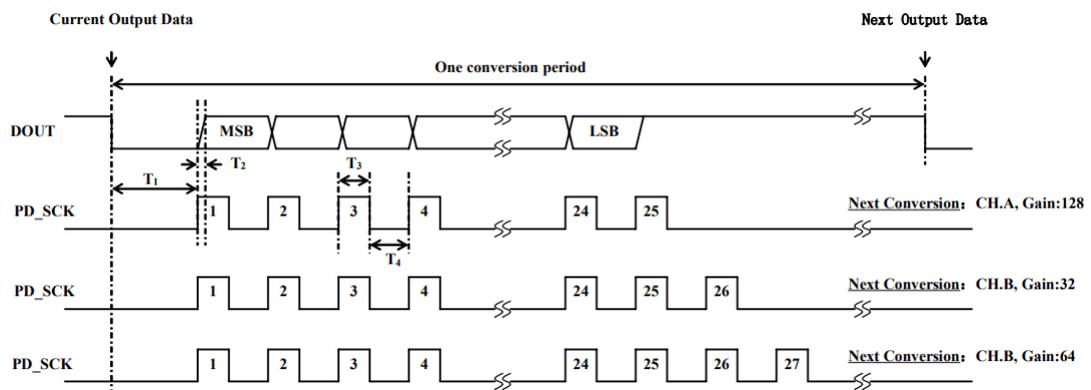


Figura 3.2.4: Transmisión de datos seriales desde el HX711 [36].

| Symbol | Note | MIN | TYP | MAX | Unit |
|----------------|---|-----|-----|-----|------|
| T ₁ | DOUT falling edge to PD_SCK rising edge | 0.1 | | | μs |
| T ₂ | PD_SCK rising edge to DOUT data ready | | | 0.1 | μs |
| T ₃ | PD_SCK high time | 0.2 | 1 | 50 | μs |
| T ₄ | PD_SCK low time | 0.2 | 1 | | μs |

Figura 3.2.5: Tiempos asociados a un ciclo de lectura [36].

La aplicación diseñada preveía el uso de 5 canales para los 5 puentes, 3 de las cuales serían instrumentados por 3 canales A y los restantes 2 por medio de 2 canales B. Los módulos se enlazarían con 6 pines del puerto C del microcontrolador (PC0-PC5). En la aplicación ensayada con la instrumentación de la probeta, se hizo uso únicamente de un solo canal A de un solo módulo HX711 conectado con el microcontrolador a través de PC0 y PC1, donde este último en su operación empleó una señal de reloj externa provista por un cristal de cuarzo de 16 MHz en tanto que la tasa de transmisión de datos desde los módulos se fijó con el reloj interno de los módulos en 10 Hz al colocar físicamente los pines 15 (RATE) de los mismos a 0V.

La selección de la frecuencias de operación del microcontrolador se fundamenta en las recomendaciones del fabricante para aplicaciones de propósito general. Respecto a la elección de la frecuencia de datos desde los módulos, las posibilidades técnicas son 2: 10 Hz y 80 Hz; para mediciones de deformación donde la velocidad de adquisición de datos no es crítica por lo que cualquiera de las dos alternativas era igualmente válida.

La comunicación de los datos al receptor externo al paciente se realiza mediante un módulo transceptor nRF24L01 de la marca NORDIC SEMICONDUCTORS (*Nordic Semiconductor ASA, 7052 Trondheim, Norway*), conectado al microcontrolador empleando el estándar de interfaz periférica serial o SPI por su acrónimo en inglés: Serial Peripheral Interface. En este protocolo, la transmisión y sincronización de los datos se establece por medio de 4 cables:

- SCK (Serial Clock): Señal de reloj serial. En cada pulso se lee o envía un bit de información. Conectado a PB5 del ATMEGA328.
- MOSI (Master Output Slave Input): Salida de señal desde el dispositivo maestro y entrada al dispositivo esclavo. Conectado a PB3 del ATMEGA328.
- MISO (Master Input Slave Output): Entrada desde el dispositivo maestro y salida de señal desde el dispositivo esclavo. Conectado a PB4 del ATMEGA328.
- CSN (Slave Select): Selección del esclavo a comunicar. Conectado a PB0 del ATMEGA328 [37].

En el prototipo, se empleó la unidad transmisora únicamente en vista del diseño y funcionalidad concebida en principio. Sin embargo, en una versión alternativa, el diseño es extensible al uso de la unidad receptora también con fines de poder editar sobre el software parámetros de medición de forma no invasiva. En la siguiente subsección se ampliará sobre lo referente a la transmisión de datos vía NRF.

En el circuito esquemático al final de la subsección “*Sistema de adquisición y transmisión de datos de flexo-compresión*” se aprecian con detalle las conexiones entre el microcontrolador, módulos HX711 y módulo transceptor nRF24L01.

3.2.1.4. Tecnología de transmisión de datos por NRF

La comunicación de las mediciones de flexo-compresión desde la unidad implantada hacia el módulo receptor externo se lleva a cabo por medio de la unidad transmisora del módulo transceptor nRF24L01 de la marca NORDIC SEMICONDUCTORS. Este módulo posibilita comunicación en la banda de operación ISM (industriales, científicas y médicas) en el rango de 2.400-2.4835 GHz por modulación GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying).

Dentro de las características técnicas principales con las que cuenta están:

- Operación en la banda ISM de 2.4 GHz.
- Capacidad de interfaz de hasta 126 módulos entre sí.
- Tasa de transmisión de datos programables: 250 kbps, 1 y 2 Mbps.
- Potencia de emisión programable: 0, -6, -12 y -18 dBm.
- Reducido consumo del transmisor: 11.3 mA a 0 dBm.
- Reducido consumo del receptor: 13.5 mA a 2 Mbps.
- Rango de alimentación: 1.9 a 3.6 V [38].

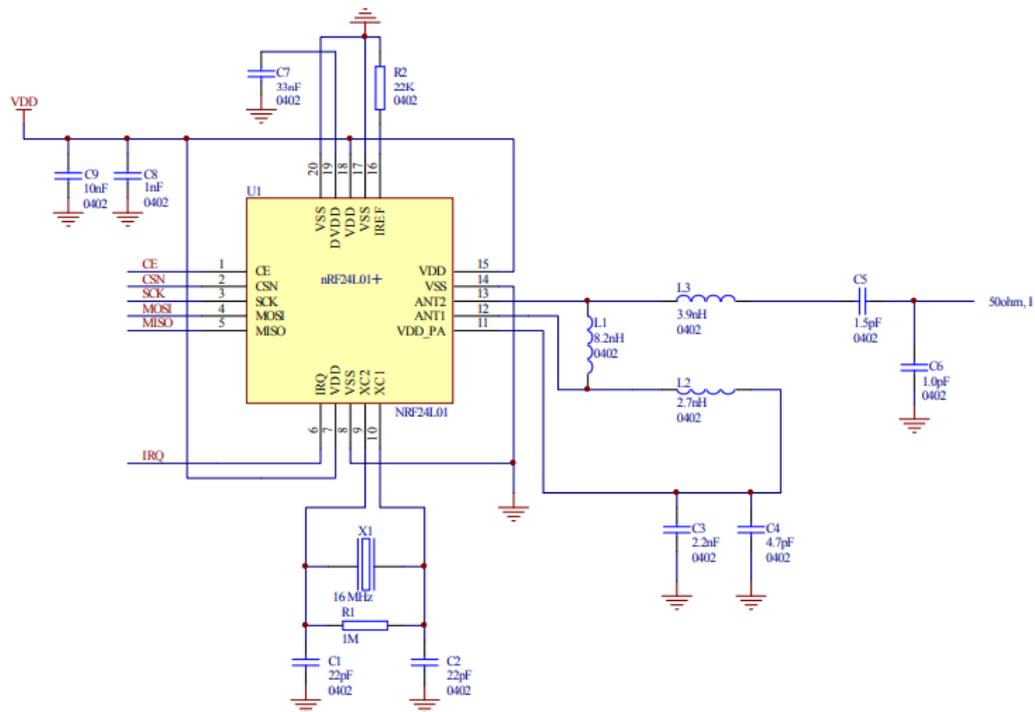


Figura 3.2.6: Circuito electrónico del transceptor nRF24L01 [38].

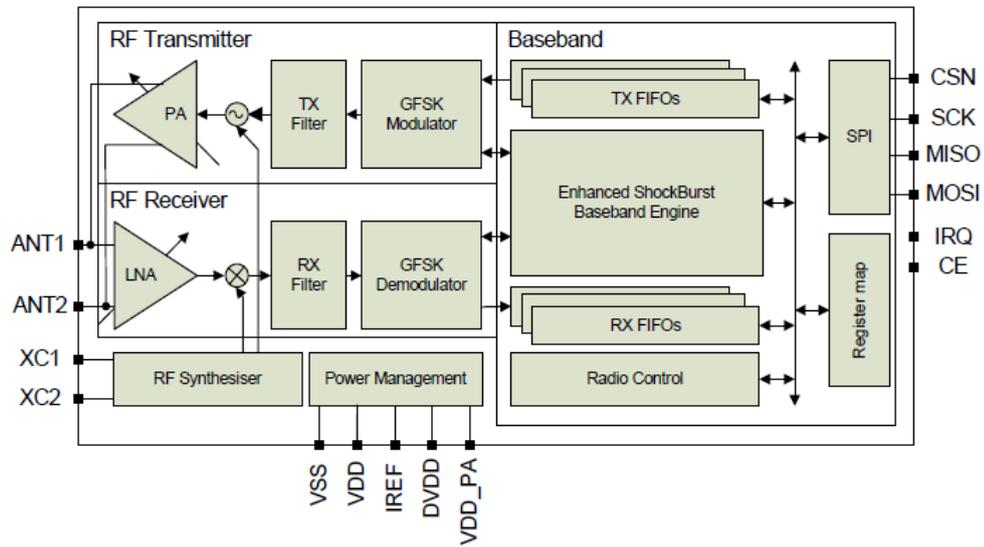


Figura 3.2.7: Diagrama de bloques del transceptor nRF24L01 [38].

En el prototipo propuesto, la tensión de alimentación de este módulo fue de 3.3 V, mientras que la configuración de potencia de transmisión se fijó en 0 dBm y la tasa de transmisión en 250 kbps. En la Figura 3.2.6 se aprecia el circuito electrónico del mismo y en la Figura 3.2.7 el diagrama en bloques de la arquitectura interna del chip.

La elección del modelo responde a su reducido tamaño, reducido costo y por la facilidad de programación y compatibilidad con microcontroladores de la familia ATMEGA. En cuanto a tamaño, los formatos comerciales disponibles de antena compacta son 2: SMD y mini SMD (Figura 3.2.8). Ambos formatos integran el chip nRF24L01, algunos componentes pasivos adicionales y una antena integrada sobre la placa de circuitos. El reducido número adicional de componentes posibilita un diseño compacto, sin embargo, la disposición así como también la tecnología de empaquetados de los componentes podría modificarse a modo de obtener un diseño más reducido aún en una versión final. Por el momento, en el prototipo se hizo uso de una versión comercial a fin de lograr una prueba de concepto.

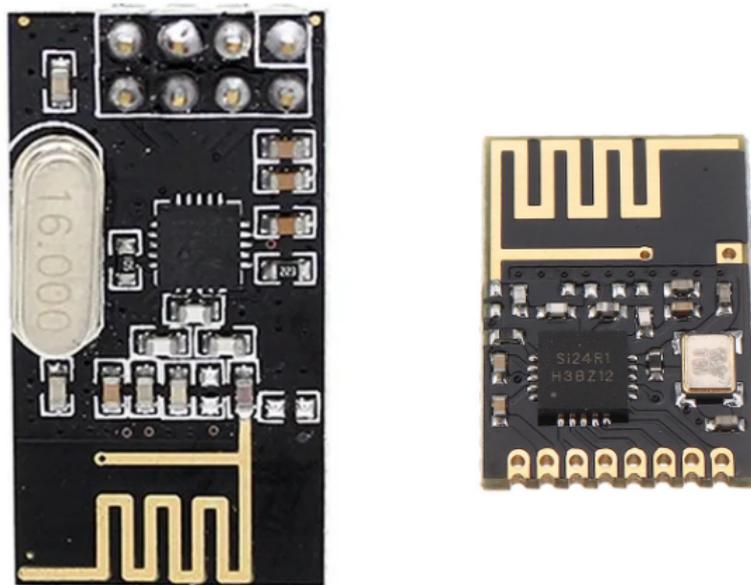


Figura 3.2.8: Comparación de las versiones comerciales. A la izquierda módulo transceptor nRF24L01. A la derecha módulo transceptor nRF24L01 mini.

3.2.2. Sistema de recepción de datos de flexo-compresión

El diseño contempla un dispositivo externo tipo pulsera con la finalidad de comunicarse con la electrónica implantada. El concepto propuesto tiene dos objetivos principales: suministrar la energía eléctrica para el funcionamiento de la unidad transmisora y por otro lado, ser la interfaz entre los datos recopilados y una computadora.

En esta sección se desarrollan los detalles del módulo receptor. Se detallan los aspectos técnicos, metodológicos y criterios de diseño contemplados.

3.2.2.1. Tecnología de recepción de datos por NRF

La recepción de las mediciones de flexo-compresión desde la unidad implantada se lleva a cabo por medio otro módulo transceptor nRF24L01. En este trabajo, a este módulo se lo configura empleando solo la unidad receptora. Nuevamente se insiste en que este modelo brinda la capacidad de transmitir datos o configuraciones a la electrónica del implante, útil en un diseño alternativo.

Dentro de las capacidades adicionales que brindan estos módulos se encuentra la larga distancia de transmisión de aproximadamente 100 m y la capacidad de

interconectar con un protocolo de comunicación apropiado hasta 128 dispositivos a un único módulo receptor. Por otra parte, otro aspecto crítico en el diseño a la hora de obtener un modelo de telemetría funcional es la capacidad de comunicar la información desde el interior del cilindro metálico a través de los tejidos blandos y llegar a la unidad receptora sin sufrir interferencia por parte de la estructura mallada similar a una jaula de Faraday. Esto resultó un punto discutible en el diseño con la electrónica integrada dentro del implante y, si bien este ensayo no pudo ser efectuado con un prototipo real, el funcionamiento teórico se fundamenta en otros implantes de referencia que implementan esta metodología de instrumentación como por ejemplo el reemplazo total de hombro instrumentado propuesto por *Westerhoff et al.* referenciado previamente en el capítulo de “Marco Teórico” [20], donde la antena de la unidad transmisora se encuentra en contacto con el implante metálico haciendo las veces de antena externa.

3.2.2.2. Procesamiento y decodificación de las mediciones: ATMEGA328

Como parte del sistema de procesamiento y control de la unidad receptora se emplea un ARDUINO NANO el cual contiene como componente principal un ATMEGA328 (Figura 3.2.9). La selección de este modelo de Arduino se fundamenta en su reducido tamaño, facilidad de programación con el Entorno de desarrollo integrado, IDE (Integrated development environment) de Arduino y con la disponibilidad de contar con el microcontrolador soldado en la placa en conjunto con componentes adicionales que brindan compatibilidad para conexión serial con una computadora y salida de tensión controlada a 3.3 V para la alimentación del módulo tranceptor. Respecto a esto último, cabe señalar que el proyecto Arduino pone a disposición los circuitos electrónicos a la comunidad porque en su concepción es una iniciativa abierta y son de libre uso. Habiendo mencionado esto, aún así, no se contempló el rediseño de la placa para adaptarlo al proyecto y se optó por emplear la versión comercial en el prototipado.

De forma análoga al caso de la unidad transmisora, el microcontrolador incorporado en la placa tiene en primer lugar el fin de controlar los datos del módulo nRF24L01 para la recepción y por otro lado enlazar los datos de las mediciones con la computadora a través de comunicación serial por USB.

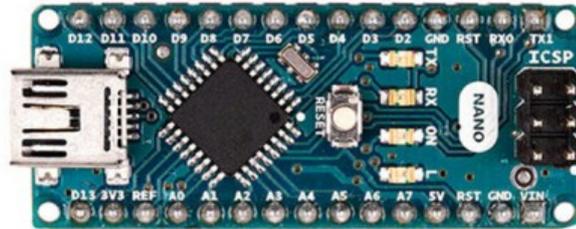


Figura 3.2.9: Arduino Nano. Se empleó su ATMEGA328 como microcontrolador para la unidad receptora [39].

3.2.3. Sistema de alimentación inalámbrica

En una aplicación médica invasiva como la colocación de una prótesis, se exponen los tejidos, se implanta un objeto extraño y por último se requiere un proceso de recuperación largo y doloroso que supone malestar general para el paciente y tiempo y dinero en rehabilitación. Así entonces, es deseable que tras el procedimiento quirúrgico se minimicen los riesgos de reintervenciones correctivas posteriores.

Por otra parte, en un diseño de prótesis instrumentada, la electrónica supone una dificultad extra con la cual lidiar: la alimentación eléctrica.

En una primera aproximación a la solución podría pensarse en una batería implantable junto con la electrónica como suministro de energía, sin embargo, la limitación de esta alternativa es la durabilidad de la misma así como la imposibilidad de realizar un recambio a futuro cuando el tejido óseo ya se haya integrado completamente dentro del reticulado de la prótesis.

Otra alternativa, y de la que efectivamente se hace uso en este trabajo, plantea el uso de un sistema de alimentación externo inalámbrico. El mismo proveería la energía para la electrónica implantada mediante inducción electromagnética entre una bobina alojada en la pulsera receptora externa y otra bobina alojada junto con la instrumentación dentro de la prótesis. Las dos ventajas considerables que supone este método son, por un lado, la capacidad de acceder a mediciones en cualquier momento en la vida del paciente (incluso meses o hasta años luego

de la implantación) y, por otro lado, evitar que el paciente porte una batería alimentando la electrónica de forma continua hasta que esta se agote.

Dentro de las consideraciones adicionales para la aplicación de esta tecnología, están los límites tolerables a la exposición a ondas electromagnéticas. En referencia a los límites tolerables de exposición humanos, los valores se estandarizan bajo las recomendaciones de la OMS (Organización Mundial de la Salud), la Comisión Internacional de Protección a Radiaciones no Ionizantes (ICNIRP) en su guía de exposición eléctrica y campos electromagnéticos desde (1-100KHz) y (hasta 300 GHz) [40], el estándar de seguridad de niveles de exposición humana a radio frecuencia y campos electromagnéticos (RF-EMF) entre 3 kHz y 300 GHz de la IEEE [41]. Además debería analizarse la conformidad del diseño bajo la norma IEC 60601 [42]. Esta última especifica los requisitos y los ensayos relativos a las interferencias electromagnéticas para los equipos electromédicos. Todo esto es un factor no menor a la hora de diseñar un dispositivo médico, aunque excede el alcance de este trabajo.

En general, uno de los aspectos más importantes a resolver en cualquier diseño electrónico es la alimentación, más aún, en un diseño que requiere tomar mediciones a través de sensores, en donde resulta crítico poder asegurar un suministro de tensión y corriente estable con el fin de tener registros fieles.

Como se mencionó anteriormente, la inducción magnética a utilizar requiere una alimentación estable y la misma debe ser provista por lo menos a una distancia de aproximadamente 5 cm si se tiene en cuenta el diámetro de un tobillo promedio. En este punto, se consideró la opción de construir un circuito de alimentación inalámbrica de manera artesanal, basándonos en el trabajo de Fadhel et al. [40], pero la presencia de bobinas en el circuito y la dificultad de conseguir su resonancia sumaba una complejidad extra a los objetivos iniciales del proyecto. Finalmente, dadas las circunstancias, se decidió adquirir un módulo de energía inalámbrico utilizado comúnmente para la carga de celulares (comúnmente conocido como módulo Qi) con un proveedor local. El mismo limita la distancia máxima de alimentación a 1 cm pero no deja de ser una transferencia de energía inalámbrica que a fines de una prueba de concepto resulta satisfactoria.

El módulo comercial adquirido consta de un módulo transmisor de energía alimentado con 5 VDC y 2A y una bobina receptora con una salida regulada a 5 VDC y 1A a una distancia de transmisión máxima de 1 cm. La bobina transmisora

consta de una bobina circular de 69 mm de diámetro y 9.5 mm de alto en tanto que el receptor consta de una bobina rectangular de 42 mm x 66 mm (Figura 3.2.10). En el prototipo diseñado, se procedió a modificar la bobina receptora recortando su adaptador USB micro y soldando directamente los cables de 5VDC a la placa de prototipado (Figura 3.2.11).

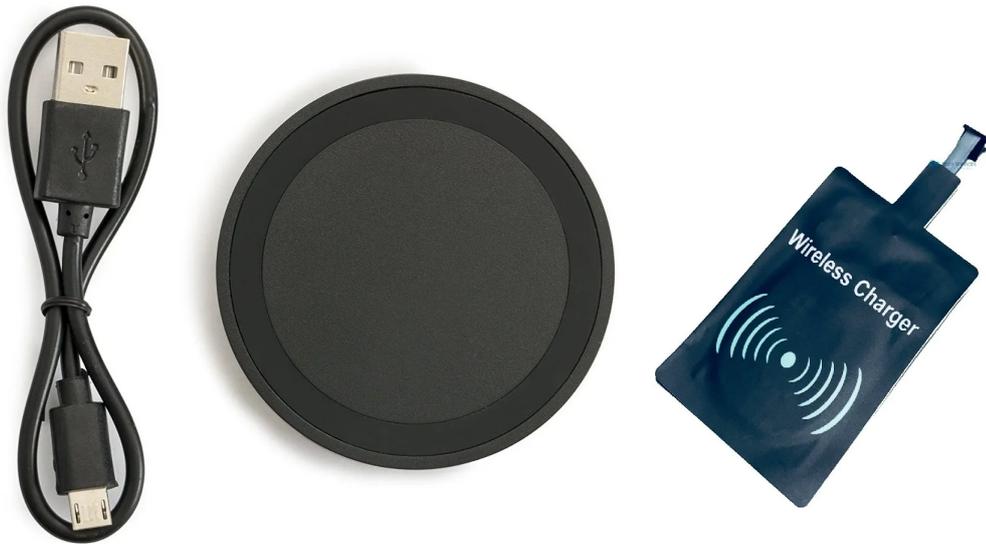


Figura 3.2.10: Módulo Qi comercial adquirido. A la izquierda: bobina transmisora circular junto a cable USB de alimentación de 5VDC. A la derecha: bobina receptora rectangular con salida regulada a 5VDC.

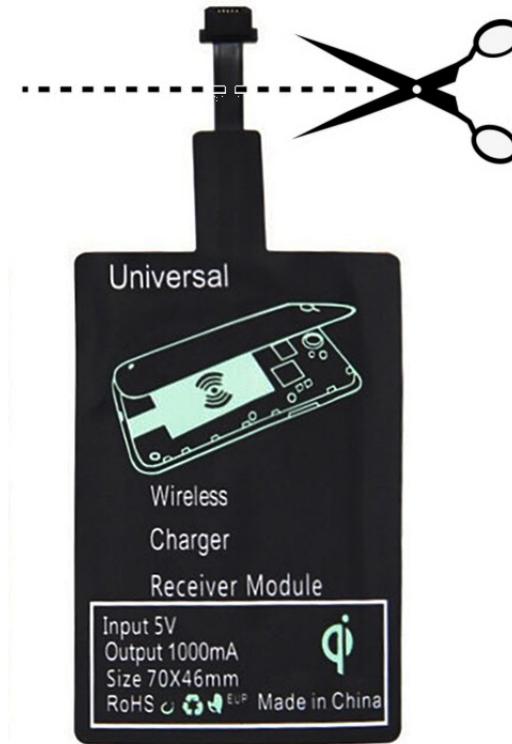


Figura 3.2.11: Bobina receptora del módulo Qi. Corte del conector USB a fin de soldar los cables de alimentación a la electrónica de instrumentación.

3.3. Prototipado para instrumentación y ensayo

En esta sección se pretende explicar los supuestos y elecciones tenidos en cuenta para el diseño y ejecución de los ensayos físicos sobre un modelo instrumentado. Cuando se habla de un modelo instrumentado se hace referencia a un prototipo capaz de representar una situación real donde se esté instrumentando una prótesis implantada y cuyas mediciones tengan significancia clínica. Como no se disponía de un modelo físico del implante y no existía la posibilidad de realizar una impresión 3D en Ti6Al4V del mismo, se optó por una probeta cilíndrica del mismo material para evaluar la funcionalidad de la electrónica y el sistema de adquisición inalámbrica. En el capítulo de “*Discusión*” se contrastan los resultados de las simulaciones computacionales cargando la probeta virtual con los resultados de las deformaciones medidas sobre la probeta real en el CEMAT. En última instancia se discute el alcance y correspondencia de los resultados y se evalúa la fiabilidad de este método para extrapolar las mediciones esperables sobre un diseño de prótesis final.

3.3.1. Probeta de ensayo

La probeta de ensayo fue provista por el CEMAT de la universidad y por tanto se cuenta con una pieza estándar cuyas características físicas son conocidas y se detallan en la tabla.

Tabla 3.3.1: Dimensiones y propiedades mecánicas de la probeta instrumentada.

| | |
|-------------------------|----------|
| Diámetro | 35.4 mm |
| Altura | 19.97 mm |
| Material | Ti6Al-4V |
| Módulo de Young | 115 GPa |
| Coefficiente de Poisson | 0.34 |



(a) Altura



(b) Diámetro

Figura 3.3.1: Probeta utilizada para los ensayos de compresión a fines de validar la instrumentación electrónica y la correlación con la simulación. Panel izquierdo: Altura (19.97 mm). Panel derecho: Diámetro (35.4 mm).

3.3.2. Simulación virtual sobre probeta

Con el fin de obtener un modelo teórico estimativo de las deformaciones que la probeta experimentaría durante los ensayos de carga, se procedió a diseñarla y simularla por elementos finitos con las propiedades mecánicas de la pieza real, se realizaron tres ensayos compresivos con 1000 N, 5000 N y 10000 N. La pieza diseñada se observa en la Figura 3.3.2 en disposición axonométrica junto al detalle de las cotas.

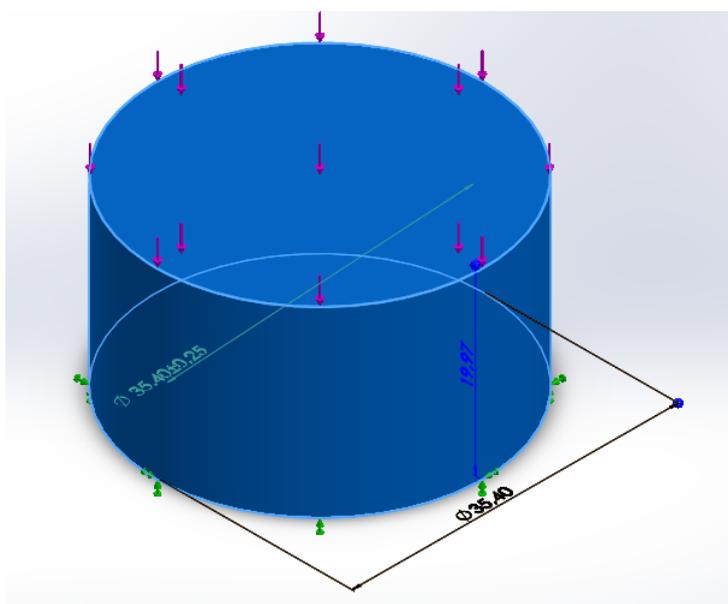


Figura 3.3.2: Probeta de aleación de Titanio simulada. Se observa la pieza en disposición axonométrica con las dimensiones, con la carga superior indicada por las flechas violetas y la sujeción en la base en flechas verdes. Vista axonométrica.

3.3.3. Calibración del puente de Wheatstone

La instrumentación de la probeta consiste en la adhesión de dos galgas conformando un medio puente de Wheatstone junto con dos resistencias fijas. En el modelo ideal de puente para que la tensión de salida sea exactamente nula, las cuatro resistencias deben ser exactas, lo cual es prácticamente imposible.

Dentro de las posibilidades prácticas para efectuar la compensación de este desplazamiento del cero se consideraron dos, la primera, compensar por hardware al incluir una resistencia variable en el lugar de una de las resistencias fijas y, la segunda, compensar por software al tomar la tensión base durante unos segundos y registrar el promedio de las mediciones y restar el desplazamiento a

las subsiguientes mediciones. En este trabajo, en el prototipo de instrumentación con el cual se hizo el ensayo de compresión no se decidió compensar el corrimiento porque por un lado, este era mínimo y por otra parte, el objetivo final de las mediciones es medir las variaciones respecto a la medición inicial (sobre la probeta descargada).

3.3.4. Adherencia de los sensores a la probeta de Titanio

Uno de los puntos claves en el desarrollo de los ensayos físicos sobre la probeta es asegurar que las galgas extensiométricas traduzcan adecuadamente las deformaciones de la pieza y por esto mismo, la adherencia de los sensores resulta crítica. En ese sentido, a la hora de fijar un sensor debe tenerse en cuenta la condición de trabajo y temperatura de operación prevista y en función de esto elegir el adhesivo más indicado. En este trabajo, se empleó como referencia lo establecido por Karl Hoffmann [43]. En particular, en este trabajo para el ensayo de compresión se empleó cianoacrilato para la fijación.

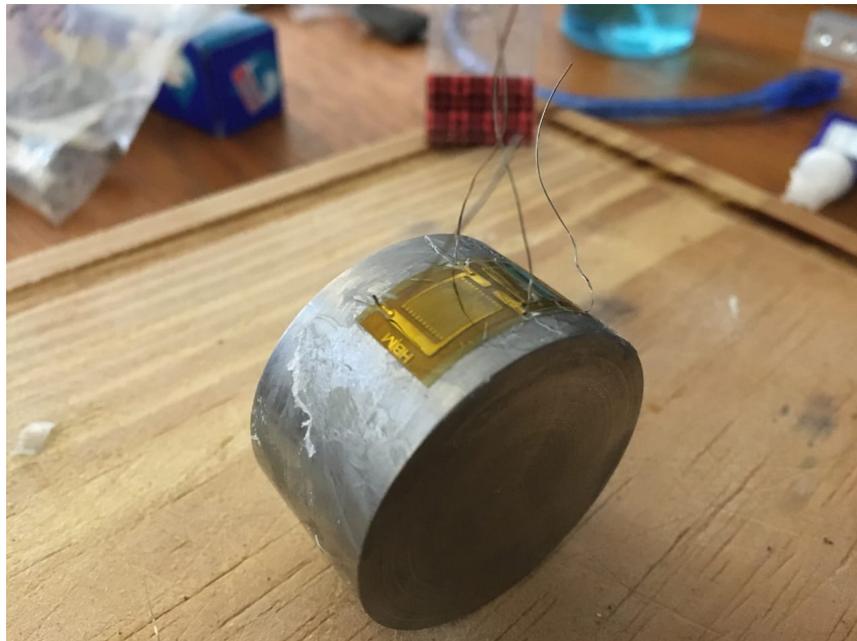


Figura 3.3.3: Detalle de la probeta de Ti6Al4V instrumentada. La galga extensiométrica se adhirió con cianoacrilato.

3.3.4.1. Prototipo físico

El montaje de la unidad transmisora interna se muestra en la Figura 3.3.4. En la misma se incluye el módulo NRF24L01, un módulo HX711, el módulo receptor de

electricidad y finalmente el microcontrolador ATMEGA328 empleando la placa de un Arduino Nano como soporte.

El prototipo físico de la unidad receptora externa fue montado en una primera versión de prueba usando la placa de desarrollo de Arduino Uno (Figura 3.3.5). La misma cuenta con un ATMEGA328 y puerto USB que permite conectarse con la computadora para obtener las mediciones de forma inalámbrica y al mismo tiempo energizar la electrónica del módulo transmisor.

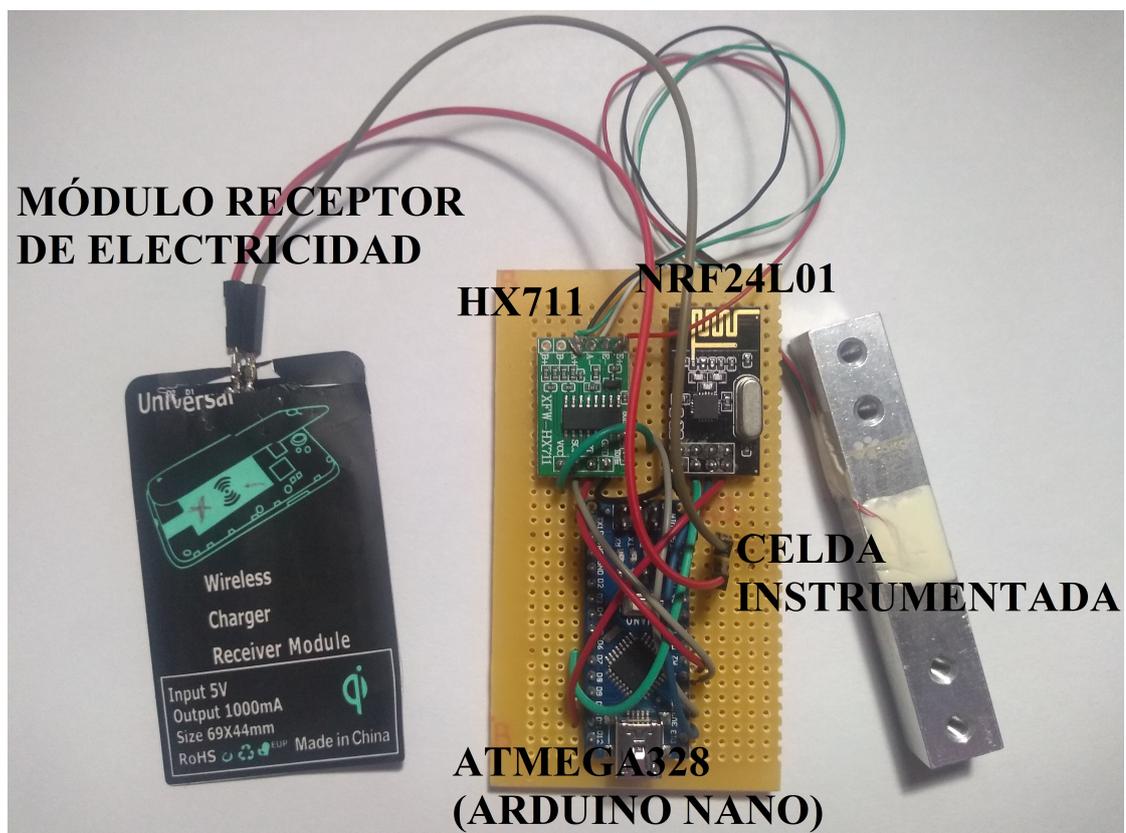


Figura 3.3.4: Prototipo de la unidad transmisora montada sobre una placa multiperforada. Detalle de los módulos que componen la versión de prototipo para el ensayo mecánico.

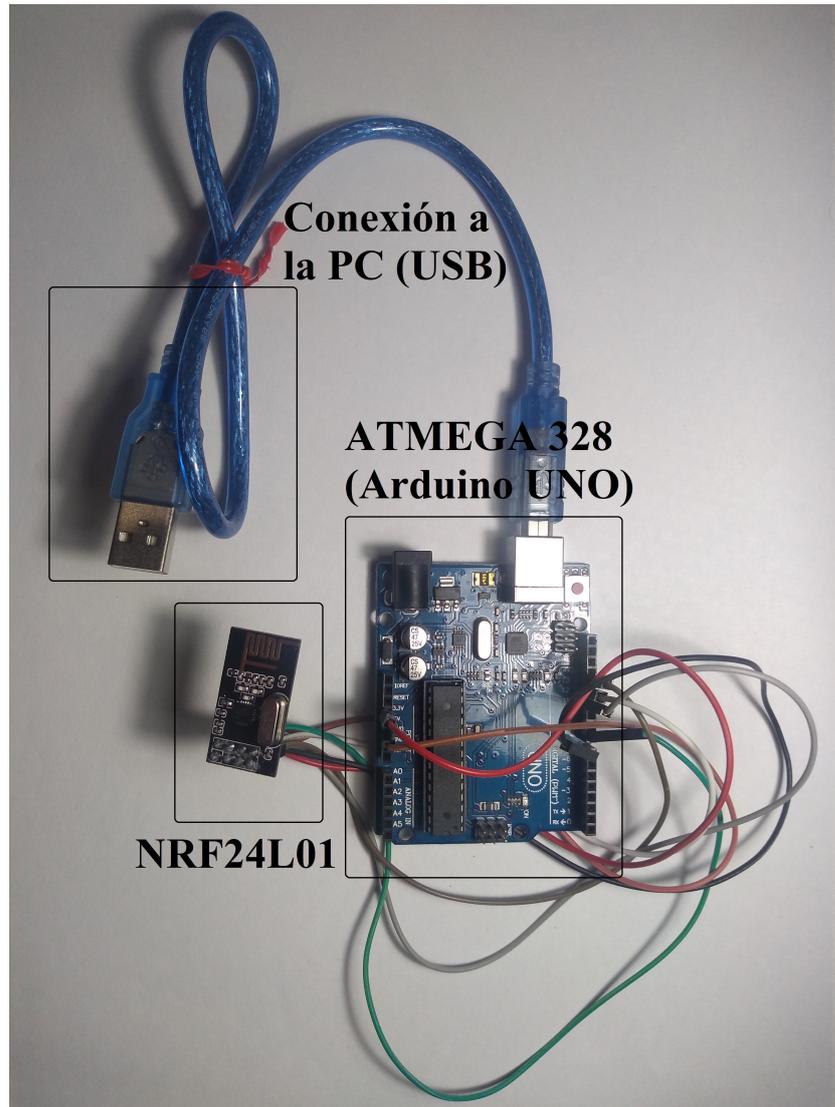


Figura 3.3.5: Prototipo de la unidad receptora. ATMEGA328 montado sobre la placa de desarrollo del Arduino UNO y módulo receptor NRF24L01 conectado.

3.3.5. Ensayo mecánico

Como último paso en el desarrollo metodológico de nuestro trabajo, se realizó un ensayo de compresión sobre la probeta de Ti6Al4V provista por el CEMAT instrumentada tanto por galgas y sistema de adquisición del laboratorio y por el sistema diseñado en este trabajo. El objetivo de este estudio fue establecer una comparativa entre un sistema de instrumentación de referencia y el sistema propuesto; y por otra parte contrastar las deformaciones esperadas en las simulaciones computacionales con las realmente medidas sobre la pieza real.

Para el ensayo de compresión se usó una máquina para ensayos de compresión y tensión de propósitos generales marca INSTRON, modelo 3382A Series Universal Testing Systems (Figura 3.3.6). Dentro de sus especificaciones técnicas se citan a continuación las más importantes:

- Capacidad de carga de 100 kN (22,500 lbf).
- Velocidad máxima 508 mm/min (20 in/min).
- Espacio vertical de 1430 mm (56.3 in).
- Precisión de $\pm 0.5\%$ para cargas de hasta $1/200$ de la capacidad máxima de carga.
- Precisión de $\pm 1\%$ para cargas entre $1/200$ y $1/500$ de la capacidad máxima de carga.
- Tasa de muestreo de 500Hz utilizando el software Bluehill® Universal [44].

Para la adquisición y amplificación de datos se empleó un módulo comercial de la marca HBM modelo Quantum X MX1601B (Figura 3.3.7) con capacidad de medición de hasta 16 canales (16 puentes de Wheatstone en simultáneo) cuyas especificaciones técnicas se detallan a continuación:

- Conversor analógico digital de 24 bits.
- Muestreo configurable individualmente por canal de hasta 20 KHz.
- Alimentación configurable individualmente por canal.
- Corrimiento del cero $< 0.03\%$ del rango de alimentación [44].



Figura 3.3.6: Máquina de ensayos con la cuál se llevó acabo el ensayo de compresión. Marca: Instron. Modelo: 3382A Series Universal Testing Systems.



Figura 3.3.7: Amplificador y convertor analógico digital para galgas extensiométricas de 16 canales. Marca: HBM. Modelo: Quantum X MX1601B.

Para el ensayo de compresión, a fin de lograr una superficie de contacto más

amplia donde apoyar el cabezal de compresión de la máquina, se procedió a ubicar la probeta de titanio entre dos discos de acero inoxidable de aproximadamente 3 kg. Se eligió este material ya que la rigidez es mayor y con lo cual se esperaba que la deformación ocurra principalmente en el titanio (donde realmente se pretendía medir la deformación unitaria) despreciándose la deformación que sufriría el acero. Además con el fin de someter a la probeta a una presión de contacto uniforme, se ubicó una rótula (semiesfera de bronce) entre el cabezal y el disco de acero superior (Figura 3.3.8). Esto último fue una técnica que resultó de una primera experiencia fallida donde tras colocar el cabezal directamente sobre la probeta, se observaba que la presión que se ejercía sobre la probeta no estaba uniformemente distribuida alrededor de su circunferencia.

Habiendo definido el ensamble para el ensayo, el siguiente paso fue establecer la función de carga. Tras un consenso con el Ing. Anibal Rodriguez, se determinó que lo más óptimo con el fin de obtener una medición de la deformación unitaria y contrastarla con el sistema de adquisición de referencia era establecer una carga lineal partiendo de una precarga inicial de 10 kg adicionales a los 3 kg del cilindro de Acero, hasta llegar a una carga máxima de 1000 kg (10000 N) con una velocidad de carga de 1200 N/min.

Las tensiones de von Mises se estimaron al dividir la tensión en Newtons ejercida con la máquina y dividirla por el área circular de la probeta, en tanto que la deformaciones unitarias, se estimaron al dividir los registros de deformaciones de las galgas extensiométricas y dividirlas por la longitud inicial del cilindro.

Las mediciones de las deformaciones durante el ensayo fueron registradas por la instrumentación del laboratorio con el módulo amplificador y ADC Quantum X del laboratorio y por el prototipo del sistema de instrumentación inalámbrico diseñado. La adquisición de datos desde el sistema del laboratorio se realizó empleando el software Bluehill® Universal para controlar la máquina con una tasa de muestreo de 500Hz y el software de toma de datos del módulo Quantum X. La adquisición de datos por parte del sistema diseñado (Figura 3.3.9) se realizó a través de comunicación serial empleando MATLAB 2018a y un script programado para comunicación con el ATMEGA 328 del Arduino Nano con un Baud Rate de 115200 y frecuencia de muestreo de 100 Hz. En este ensayo, la instrumentación del laboratorio empleó un puente de Wheatstone en configuración de cuarto de puente en tanto que nuestro sistema empleó un medio puente con compensación térmica.

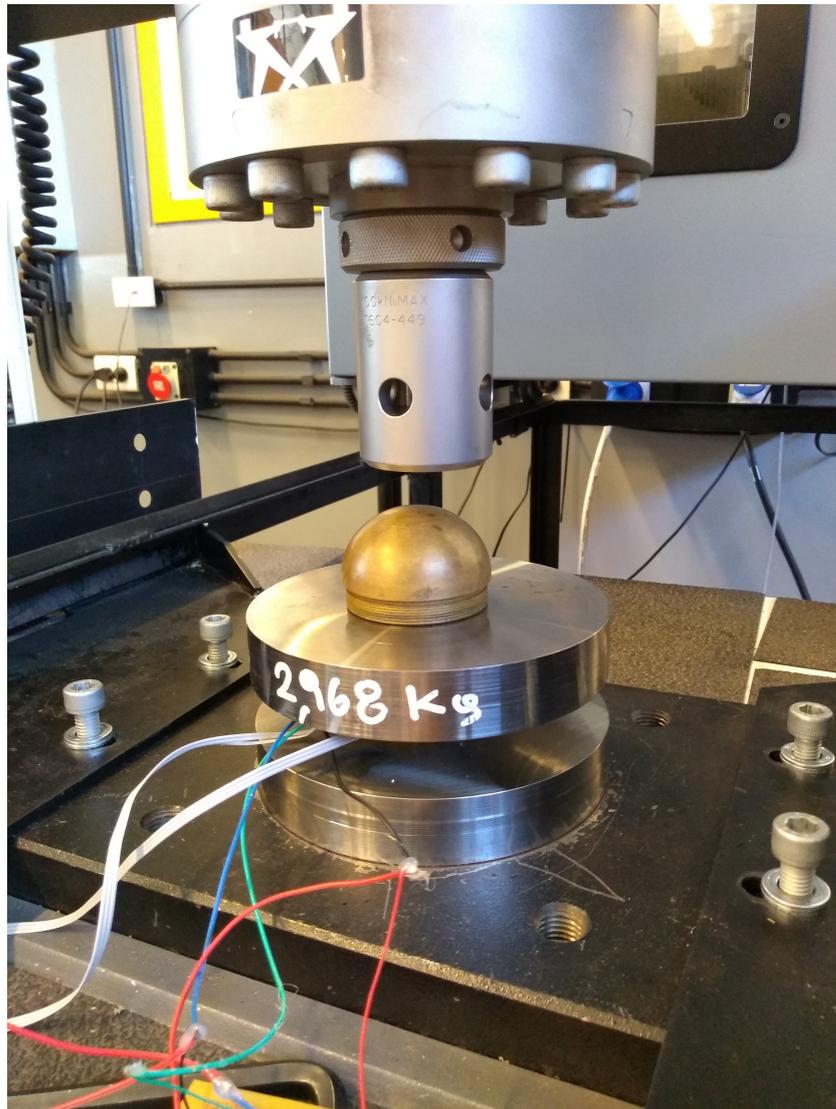


Figura 3.3.8: Detalle del ensamble listo para el ensayo de compresión. Se observa la rótula de bronce para la distribución uniforme de la fuerza de compresión sobre el disco de acero inoxidable.

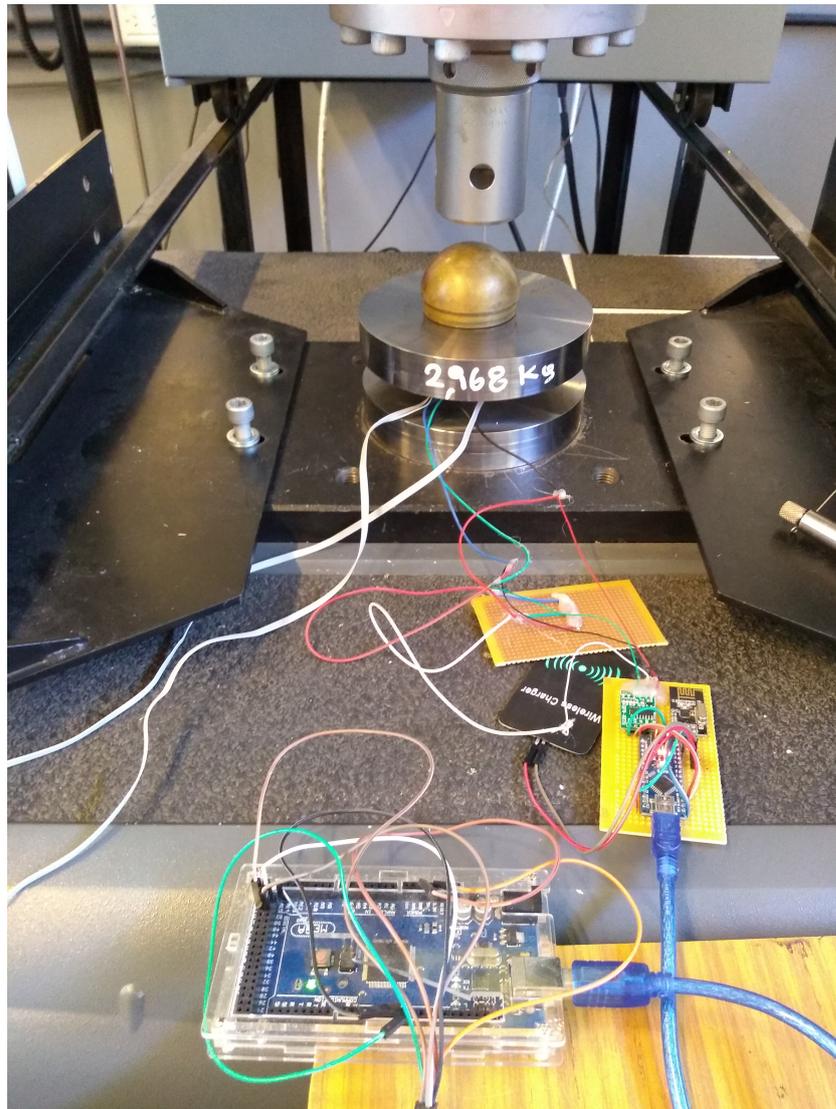


Figura 3.3.9: Detalle del ensamble listo para el ensayo de compresión. Se aprecia el prototipo de comunicación inalámbrica instrumentando la probeta de titanio entre los cilindros de acero. Se visualiza la placa del Arduino Nano como unidad transmisora junto al módulo nRF24L01 transmisor y el Arduino Mega como unidad receptora junto a un nRF24L01 configurado como receptor.

Capítulo 4

RESULTADOS

Este capítulo recopila los resultados de las etapas de simulación computacional sobre el diseño final de prótesis y los modelos de crecimiento e integración ósea y los resultados del ensayo de compresión real sobre la probeta instrumentada. En el Apéndice A se adjuntan los informes con los parámetros utilizados en las simulaciones de cada estadio. En el Apéndice B se adjunta el informe con los parámetros utilizados en la simulación de la probeta cilíndrica de titanio.

4.1. Resultados de las simulaciones computacionales

4.1.1. Evolución del diseño de la prótesis

Tal como describe el capítulo de “*Materiales y Métodos*”, se realizaron algunas modificaciones sobre el modelo base para obtener un modelo de prótesis instrumentable, como la adición de un cilindro interno donde ubicar la electrónica y donde fijar los sensores, así como también la adición de nervios en la base y en la parte superior del cilindro sin comprometer la integridad mecánica de la pieza, es decir, cuidando que las tensiones de von Mises máximas se encuentren por debajo del límite elástico de la aleación de Titanio. A continuación se presentan los resultados de las simulaciones de compresión sobre los diferentes modelos evolutivos de la prótesis. La modificación de diseño original de la prótesis se realizó en etapas. Cada paso se basó en los resultados de los mapas de deformación y

distribución de tensiones de von Mises de la modificación previa, los que pueden verse en las imágenes y tablas subsiguientes.

4.1.1.1. Estructura Original

La Figura 4.1.1 muestra la distribución de las tensiones de von Mises en el primer paso del diseño, sobre la estructura de la cual se partió para llegar al diseño final. Se estableció su base como apoyo fijo y se sometió al anillo superior a una carga de 1000 N, tal como se describió en el capítulo de Materiales y Métodos. La Figura 4.1.2 muestra otra vista de la misma simulación. La tabla 4.1.1 muestra el valor máximo de tensión alcanzado con este diseño y el límite elástico del material elegido.

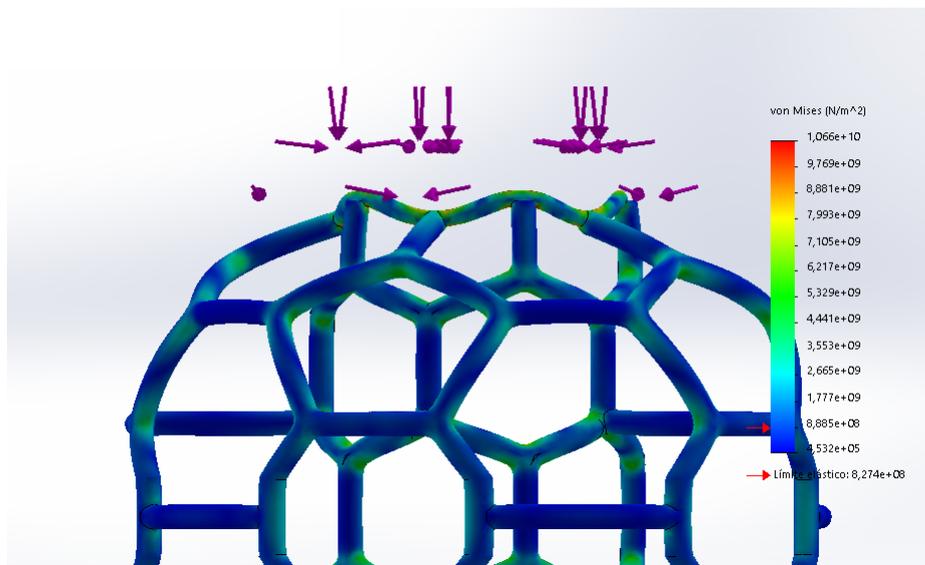


Figura 4.1.1: Modelo base sometido a un análisis por elementos finitos bajo una carga de 1000 N. Vista lateral derecha donde se visualiza como el anillo superior colapsa por la carga ejercida y la tensión máxima sobre el modelo supera el límite elástico del material. La flecha roja indica el valor del límite elástico en la escala de tensiones que se muestra en el mapa de colores.

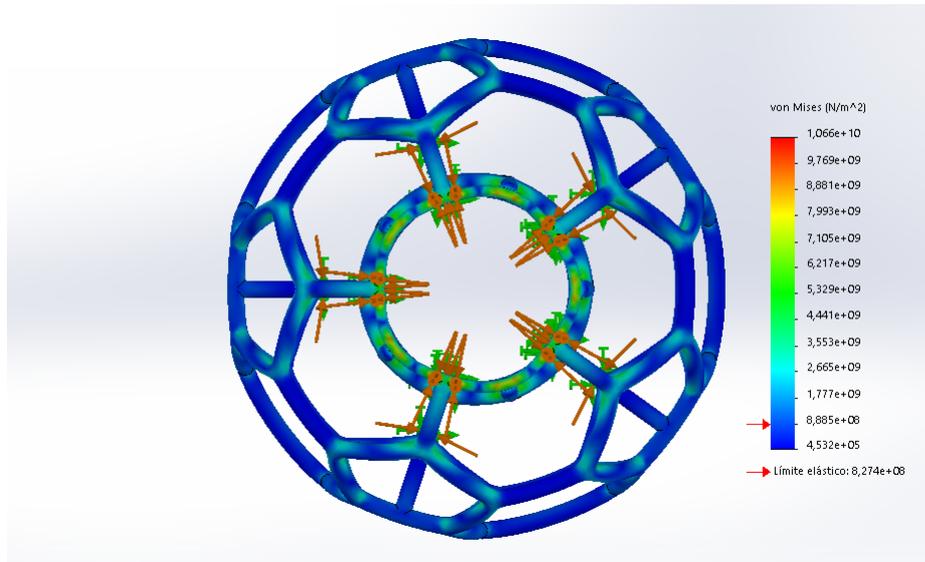


Figura 4.1.2: Modelo base sometido a un análisis por elementos finitos bajo una carga de 1000 N. Vista en planta donde se visualiza la concentración de las tensiones en el cilindro central superando el límite elástico del material. La flecha roja indica el valor del límite elástico en la escala de tensiones que se muestra en el mapa de colores.

Tabla 4.1.1: Límite elástico y tensión de von Mises máxima registrada en el modelo original sometido a una carga de 1000 N.

| | | |
|---------------------------|--------------------------------------|-----------|
| Límite Elástico | $8,274 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ | 827.4 MPa |
| Tensión Máx. de von Mises | $1,066 \times 10^{10} \text{ N/m}^2$ | 10660 MPa |

4.1.1.2. Incorporación de columnas

El siguiente resultado a presentar es la primera modificación de la prótesis basada en los resultados del ensayo inicial. La incorporación de las columnas verticales y el ensayo de dicha modificación muestra el siguiente mapa de tensiones de von Mises y el valor máximo resultante.

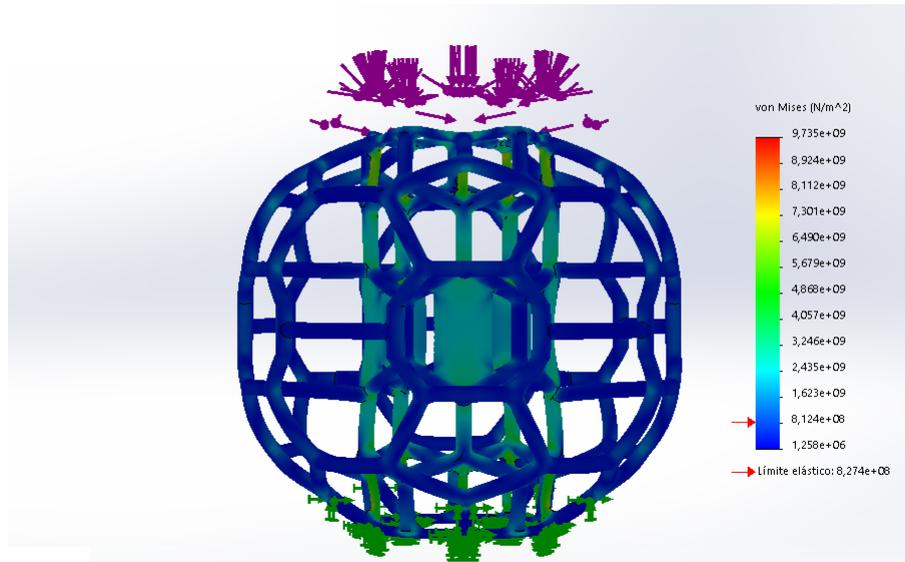


Figura 4.1.3: Modelo con placas y columnas internas sometido a un análisis por elementos finitos bajo una carga de 1000 N. Vista frontal donde se visualiza la acción de las columnas redirigiendo las cargas a las placas y evitando el colapso del anillo superior. La flecha roja indica el valor del límite elástico en la escala de tensiones que se muestra en el mapa de colores.

Tabla 4.1.2: Tensión de von Mises máxima registrada en el modelo con placas internas sometido a una carga de 1000 N.

| | | |
|---------------------------|-----------------------------------|-----------|
| Límite Elástico | $8,274 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ | 827.4 MPa |
| Tensión Máx. de von Mises | $9,735 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ | 9735 MPa |

4.1.1.3. Incorporación del Cilindro Central

El siguiente diseño incorporó el cerramiento del cilindro central para alojar la electrónica y las galgas extensiométricas, además de los nervios. Las tensiones de von Mises y el mapa de deformaciones unitarias se muestran en las Figuras 4.1.4 y 4.1.5 respectivamente.

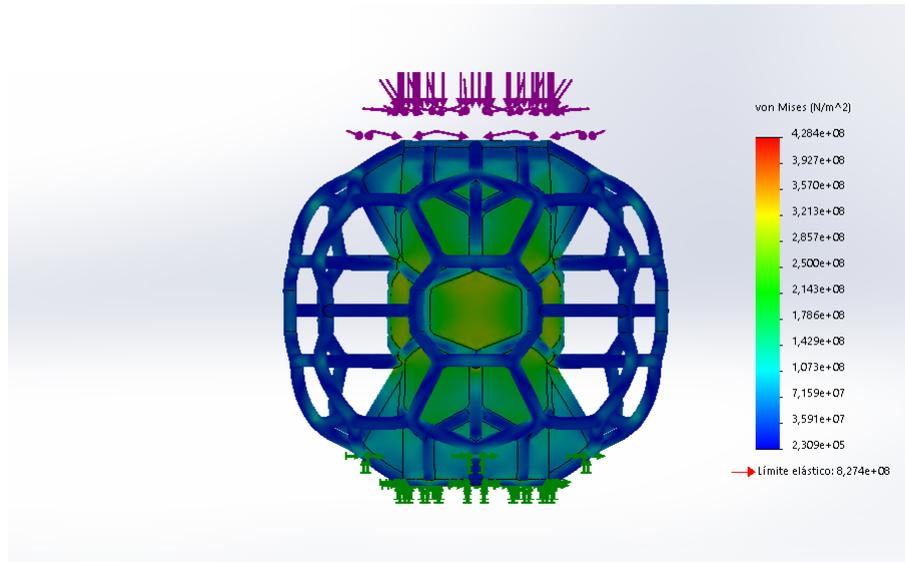


Figura 4.1.4: Modelo final sometido a un análisis por elementos finitos. Vista frontal donde se visualiza la acción de los nervios y el cilindro cerrado redirigiendo las cargas y manteniendo el modelo en su régimen elástico. La flecha roja indica el valor del límite elástico en la escala de tensiones que se muestra en el mapa de colores.

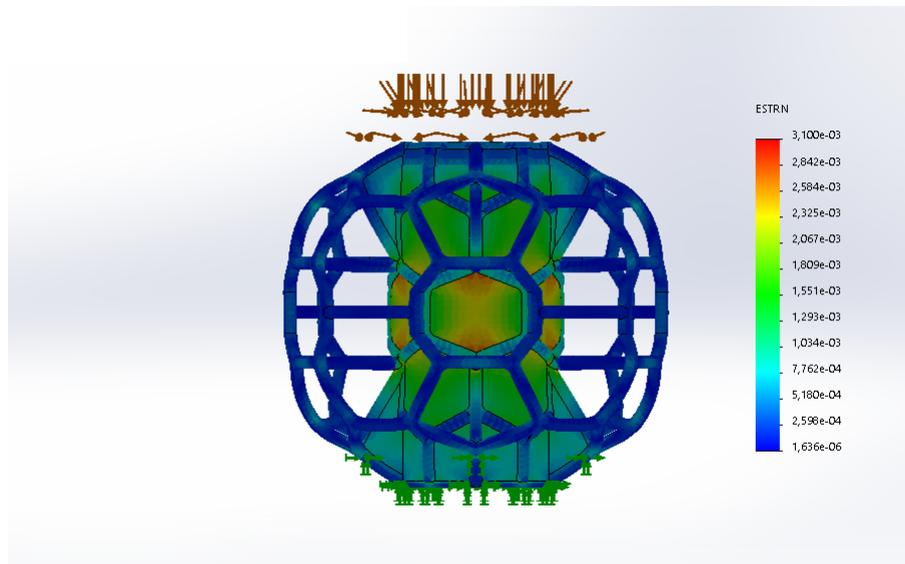


Figura 4.1.5: Modelo final sometido a un análisis por elementos finitos bajo una carga de 1000 N. Vista frontal donde se visualiza que las deformaciones unitarias están en el orden de $\times 10^{-3}$ mm/mm en el centro del cilindro interno.

Tabla 4.1.3: .

Tensión de von Mises máxima registrada en el modelo final sometido a una carga de 1000 N. La última fila muestra la deformación unitaria máxima registrada para el modelo en dicho ensayo.

| | | |
|---------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|
| Limite Elástico | $8,274 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ | 827.4 MPa |
| Tensión Máx. de von Mises | $4,284 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ | 428.4 MPa |
| Deformación unitaria Máx. | | $3,1 \times 10^{-3} \text{ mm/mm}$ |

Llegado al punto en el que las tensiones máximas de von Mises registradas son menores a la mitad del Límite elástico, se dio por concluida la iteración de modificaciones sobre el diseño.

4.1.2. Modelo Biomecánico

4.1.2.1. Convergencia de malla y simulaciones computacionales sobre el modelo de artrodesis

Para validar los estudios de simulación se realizó un estudio de convergencia de malla, incrementando la calidad del mallado en los diversos estadios para optimizar la relación entre un análisis correcto de elementos finitos y el tiempo de cómputo que surge de su complejización. La Tabla 4.1.4 resume el estudio en una tabla de doble entrada, donde se contemplaron cuatro tamaños de malla para los cinco estadios. Se muestra el número de elementos, nodos y calidad general de la malla expresado como el cociente de aspecto de los tetraedros para indicar la calidad de la malla. Además, se resume, para cada una de las cinco placas de medición, la deformación unitaria sobre todos los elementos de esas caras expresando el registro promedio, máximo, mínimo y promedio RMS.

Tabla 4.1.4: Tabla de convergencia de malla para los 5 estadios de crecimiento. Cada uno de los estadios propuestos fue simulado con 4 tamaños de malla (0.85, 0.9, 0.95 y 1 mm). Aquellas columnas no disponibles corresponden a modelos con tamaños de mallas que no pudieron ser simulados exitosamente por superposición de tetraedros por tiempos de computo excesivamente largos. Se tomaron mediciones de la deformaciones unitarias sobre cada una de las placas de instrumentación para cada estadio incluyéndose la medición máxima, mínima, promedio, y media cuadrática encontrada sobre los tetraedros de cada placa. Se señalan en verde las simulaciones realizadas para un tamaño de malla de 0.9mm en todos los estadios.

Tabla 4.1.4: Tabla de convergencia de malla para los 5 estadios de crecimiento. Cada uno de los estadios propuestos fue simulado con 4 tamaños de malla (0.85, 0.9, 0.95 y 1 mm). Aquellas columnas no disponibles corresponden a modelos con tamaños de mallas que no pudieron ser simulados exitosamente por superposición de tetraedros o por tiempos de computo excesivamente largos. Se tomaron mediciones de la deformaciones unitaria (strain) sobre cada una de las placas de instrumentación para cada estadio incluyéndose la medición máxima, mínima, promedio, y media cuadrática encontrada sobre los tetraedros de cada placa. Se señalan en verde las simulaciones realizadas para un tamaño de malla de 0.9 mm en todos los estadios.

| Nombre de estudio | Estadio 0 | | | | Estadio 1 | | | | Estadio 2 | | | | Estadio 3 | | | | Estadio 4 | | | |
|--|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|---------|-----------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|-----------|-------------------------------------|---|---|-----------|-------------------------------------|-------------------------------------|---------|-----------|-------------------------------------|-------------------------------------|-------------------------------------|
| | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm | - | 0.9 mm | - | - | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm |
| Tamaño de elemento | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm | - | 0.9 mm | - | - | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm | 0.85 mm | 0.9 mm | 0.95 mm | 1 mm |
| Tolerancia | 0.0425 mm | 0.045 mm | 0.0475 mm | 0.05 mm | 0.0425 mm | 0.045 mm | 0.0475 mm | 0.05 mm | - | 0.045 mm | - | - | 0.0425 mm | 0.045 mm | 0.0475 mm | 0.05 mm | 0.0425 mm | 0.045 mm | 0.0475 mm | 0.05 mm |
| Calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden | Elementos cuadráticos de alto orden | Elementos cuadráticos de alto orden | - | - | Elementos cuadráticos de alto orden | Elementos cuadráticos de alto orden | Elementos cuadráticos de alto orden | - | Elementos cuadráticos de alto orden | - | - | - | Elementos cuadráticos de alto orden | Elementos cuadráticos de alto orden | - | - | Elementos cuadráticos de alto orden | Elementos cuadráticos de alto orden | Elementos cuadráticos de alto orden |
| Número total de nodos | 3604367 | 3143525 | 2708230 | - | - | 3303287 | 2823420 | 2512779 | - | 3143525 | - | - | - | 3476918 | 2952930 | - | - | 3521283 | 2984894 | 2657462 |
| Número total de elementos | 2531963 | 2206336 | 1895879 | - | - | 2327690 | 1983234 | 1761738 | - | 2347680 | - | - | - | 2461757 | 2083736 | - | - | 2497315 | 2109852 | 1875569 |
| Cociente máximo de aspecto | 192.15 | 164.87 | 192.15 | - | - | 155.75 | 214.19 | 177.25 | - | 155.75 | - | - | - | 155.73 | 155.75 | - | - | 155.75 | 155.73 | 446.5 |
| Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3 | 98.7 | 98.5 | 98.3 | - | - | 98.6 | 98.4 | 98.2 | - | 98.6 | - | - | - | 98.7 | 98.5 | - | - | 98.7 | 98.5 | 98.3 |
| Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10 | 0.0228 | 0.026 | 0.0325 | - | - | 0.0145 | 0.0181 | 0.0167 | - | 0.089 | - | - | - | 0.0144 | 0.0202 | - | - | 0.0152 | 0.0175 | 0.0242 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss) | 0:17:10 | 0:16:43 | 0:13:59 | - | - | 0:17:46 | 0:15:10 | 0:15:07 | - | 0:15:28 | - | - | - | 0:22:36 | 0:13:30 | - | - | 0:15:39 | 0:16:43 | 0:12:41 |
| Placa 1 Media Strain | 2.6310E-04 | 2.6380E-04 * | 2.6550E-04 | - | - | 2.4970E-04 * | 2.5120E-04 | 2.5110E-04 | - | 2.4780E-04 * | - | - | - | 2.4600E-04 * | 2.4760E-04 | - | - | 2.4500E-04 * | 2.4910E-04 | 2.4570E-04 |
| Placa 1 Máx Strain | 3.7060E-04 | 3.7390E-04 | 3.7120E-04 | - | - | 3.4870E-04 | 3.4910E-04 | 3.4920E-04 | - | 3.1690E-04 | - | - | - | 3.3340E-04 | 3.3520E-04 | - | - | 3.4230E-04 | 3.2000E-04 | 3.1390E-04 |
| Placa 1 Min Strain | 1.4750E-04 | 1.4870E-04 | 1.4930E-04 | - | - | 1.5020E-04 | 1.5060E-04 | 1.5050E-04 | - | 1.5300E-04 | - | - | - | 1.4510E-04 | 1.5110E-04 | - | - | 1.4640E-04 | 1.5810E-04 | 1.5550E-04 |
| Valor RMS (media cuadrática) | 2.6690E-04 | 2.6760E-04 | 2.6910E-04 | - | - | 2.5310E-04 | 2.5450E-04 | 2.5350E-04 | - | 2.5040E-04 | - | - | - | 2.4910E-04 | 2.5050E-04 | - | - | 2.4930E-04 | 2.5160E-04 | 2.4830E-04 |
| Placa 2 Media Strain | 3.4770E-04 | 3.4850E-04 * | 3.5050E-04 | - | - | 3.3860E-04 * | 3.4000E-04 | 3.4050E-04 | - | 3.3160E-04 * | - | - | - | 3.3010E-04 * | 3.3410E-04 | - | - | 3.2520E-04 * | 3.2750E-04 | 3.2130E-04 |
| Placa 2 Máx Strain | 4.8510E-04 | 5.0150E-04 | 4.9380E-04 | - | - | 4.6010E-04 | 4.6250E-04 | 4.6520E-04 | - | 4.4250E-04 | - | - | - | 4.6960E-04 | 4.7170E-04 | - | - | 4.5520E-04 | 4.5830E-04 | 4.4640E-04 |
| Placa 2 Min Strain | 1.9830E-04 | 2.0000E-04 | 2.1080E-04 | - | - | 1.9840E-04 | 1.9980E-04 | 2.0450E-04 | - | 2.0430E-04 | - | - | - | 1.9480E-04 | 1.9800E-04 | - | - | 1.8420E-04 | 1.9150E-04 | 1.8470E-04 |
| Valor RMS (media cuadrática) | 3.5250E-04 | 3.5340E-04 | 3.5530E-04 | - | - | 3.4270E-04 | 3.4370E-04 | 3.4440E-04 | - | 3.3530E-04 | - | - | - | 3.3620E-04 | 3.3750E-04 | - | - | 3.2960E-04 | 3.3180E-04 | 3.2580E-04 |
| Placa 3 Media Strain | 3.6670E-04 | 3.6810E-04 * | 3.6690E-04 | - | - | 3.5300E-04 * | 3.5250E-04 | 3.5210E-04 | - | 3.5120E-04 * | - | - | - | 3.4970E-04 * | 3.4170E-04 | - | - | 3.4770E-04 * | 3.4700E-04 | 3.4480E-04 |
| Placa 3 Máx Strain | 5.1560E-04 | 5.1710E-04 | 5.1760E-04 | - | - | 4.6300E-04 | 4.6020E-04 | 4.5980E-04 | - | 6.2960E-04 | - | - | - | 4.5260E-04 | 4.4540E-04 | - | - | 4.7730E-04 | 4.8340E-04 | 4.6480E-04 |
| Placa 3 Min Strain | 2.2270E-04 | 2.2450E-04 | 2.2370E-04 | - | - | 2.1600E-04 | 2.1740E-04 | 2.1840E-04 | - | 2.1560E-04 | - | - | - | 2.2330E-04 | 2.1300E-04 | - | - | 2.1370E-04 | 2.1580E-04 | 2.1590E-04 |
| Valor RMS (media cuadrática) | 3.7200E-04 | 3.7350E-04 | 3.7210E-04 | - | - | 3.5750E-04 | 3.5700E-04 | 3.5640E-04 | - | 3.5790E-04 | - | - | - | 3.5380E-04 | 3.4540E-04 | - | - | 3.5270E-04 | 3.5180E-04 | 3.4990E-04 |
| Placa 4 Media Strain | 2.7810E-04 | 2.7870E-04 * | 2.7980E-04 | - | - | 2.7510E-04 * | 2.7630E-04 | 2.7730E-04 | - | 2.7170E-04 * | - | - | - | 2.6880E-04 * | 2.7090E-04 | - | - | 2.7170E-04 * | 2.7290E-04 | 2.6890E-04 |
| Placa 4 Máx Strain | 3.6600E-04 | 3.6850E-04 | 3.6690E-04 | - | - | 3.6380E-04 | 3.6250E-04 | 3.6250E-04 | - | 3.7010E-04 | - | - | - | 3.5380E-04 | 3.5200E-04 | - | - | 3.4940E-04 | 3.5210E-04 | 3.4610E-04 |
| Placa 4 Min Strain | 1.5410E-04 | 1.5570E-04 | 1.5620E-04 | - | - | 1.5710E-04 | 1.5920E-04 | 1.5920E-04 | - | 1.4620E-04 | - | - | - | 1.4870E-04 | 1.5510E-04 | - | - | 1.5880E-04 | 1.6260E-04 | 1.5930E-04 |
| Valor RMS (media cuadrática) | 2.8180E-04 | 2.8220E-04 | 2.8340E-04 | - | - | 2.7880E-04 | 2.8030E-04 | 2.8070E-04 | - | 2.7650E-04 | - | - | - | 2.7220E-04 | 2.7420E-04 | - | - | 2.7470E-04 | 2.7580E-04 | 2.7200E-04 |
| Placa 5 Media Strain | 2.1060E-04 | 2.1230E-04 * | 2.1380E-04 | - | - | 2.1000E-04 * | 2.1100E-04 | 2.1150E-04 | - | 2.0980E-04 * | - | - | - | 2.0900E-04 * | 2.0690E-04 | - | - | 2.0620E-04 * | 2.0690E-04 | 2.0690E-04 |
| Placa 5 Máx Strain | 2.8850E-04 | 2.9340E-04 | 2.9230E-04 | - | - | 2.9900E-04 | 2.9670E-04 | 2.9470E-04 | - | 2.7830E-04 | - | - | - | 2.9140E-04 | 2.8770E-04 | - | - | 2.8020E-04 | 2.8270E-04 | 2.8290E-04 |
| Placa 5 Min Strain | 1.3820E-04 | 1.3810E-04 | 1.4030E-04 | - | - | 1.3470E-04 | 1.3380E-04 | 1.3380E-04 | - | 1.4370E-04 | - | - | - | 1.2960E-04 | 1.3510E-04 | - | - | 1.3310E-04 | 1.3510E-04 | 1.3560E-04 |
| Valor RMS (media cuadrática) | 2.1410E-04 | 2.1480E-04 | 2.1610E-04 | - | - | 2.1250E-04 | 2.1320E-04 | 2.1380E-04 | - | 2.1170E-04 | - | - | - | 2.1240E-04 | 2.1020E-04 | - | - | 2.0840E-04 | 2.0920E-04 | 2.0940E-04 |

* Se destacan en verde oscuro las mediciones de strain promedio encontrados sobre las 5 placas de instrumentación para los 5 Estadios simulados.

La Tabla 4.1.5 muestra en detalle en cada región de sensado la variación dada por el cociente entre mallados de tamaños consecutivos. Los resultados obtenidos se utilizaron en el posterior análisis de convergencia de malla, al igual que la Tabla 4.1.6 que detalla la calidad de malla evaluada con el coeficiente de aspecto de los tetraedros.

Tabla 4.1.5: Deformaciones unitarias medias registradas en cada una de las 5 placas del modelo biomecánico tras realizar un análisis de carga de 1000 N en el estadio 0. Se muestran los cocientes entre tamaños de mallado consecutivos mostrando que se encuentra dentro del rango establecido del 2.5 %.

| | Malla 0.95mm (mm/mm). | Malla 0.9mm. (mm/mm) | Malla 0.85mm. (mm/mm) | Δ % 0.95-0.9mm. | Δ % 0.9-0.85mm |
|------------|-----------------------------|----------------------------|-----------------------------|---------------------------|--------------------------|
| Placa 1 | 2.655E-04 | 2.638E-04 | 2.631E-04 | 1.013 % | 0.265 % |
| Placa 2 | 3.505E-04 | 3.485E-04 | 3.477E-04 | 0.571 % | 0.230 % |
| Placa 3 | 3.669E-04 | 3.681E-04 | 3.667E-04 | 0.326 % | 0.038 % |
| Placa 4 | 2.798E-04 | 2.787E-04 | 2.781E-04 | 0.393 % | 0.215 % |
| Placa 5 | 2.138E-04 | 2.123E-04 | 2.106E-04 | 0.702 % | 0.801 % |

Tabla 4.1.6: Resumen de las calidades de las mallas para los modelos de los 5 estadios cuyas mallas convergieron. Se muestran en la primera columna el número de tetraedros (densidad de la malla) en cada modelo simulado y en la segunda columna el porcentaje de elementos con relación de aspecto equilátera (calidad de la malla).

| | N de elementos tetraedricos | % de elementos con coef. de aspecto <3 |
|------------------------------|-----------------------------|--|
| estadio 0. Malla 0.95 mm | 1895879 | 98.3 % |
| estadio 0. Malla 0.9 mm. | 2206336 | 98.5 % |
| estadio 0. Malla 0.85 mm. | 2531963 | 98.7 % |
| estadio 1. Malla 1 mm. | 1761738 | 98.2 % |
| estadio 1. Malla 0.95 mm. | 1983234 | 98.4 % |
| estadio 1. Malla 0.9 mm. | 2327690 | 98.6 % |
| estadio 2. Malla 0.9 mm. | 2347680 | 98.6 % |
| estadio 3. Malla 0.95 mm. | 2083736 | 98.5 % |
| estadio 3. Malla 0.9 mm. | 2461757 | 98.7 % |
| estadio 4. Malla 1 mm. | 1875569 | 98.3 % |
| estadio 4. Malla 0.95 mm. | 2109852 | 98.5 % |
| estadio 4. Malla 0.9 mm. | 2497315 | 98.7 % |

La Figura 4.1.6 permite ver la evolución, mostrando las variaciones porcentuales de las deformaciones unitarias de los 5 sensores en los estadios 1 a 4, respecto a la deformación unitaria registrada en el estadio 0.

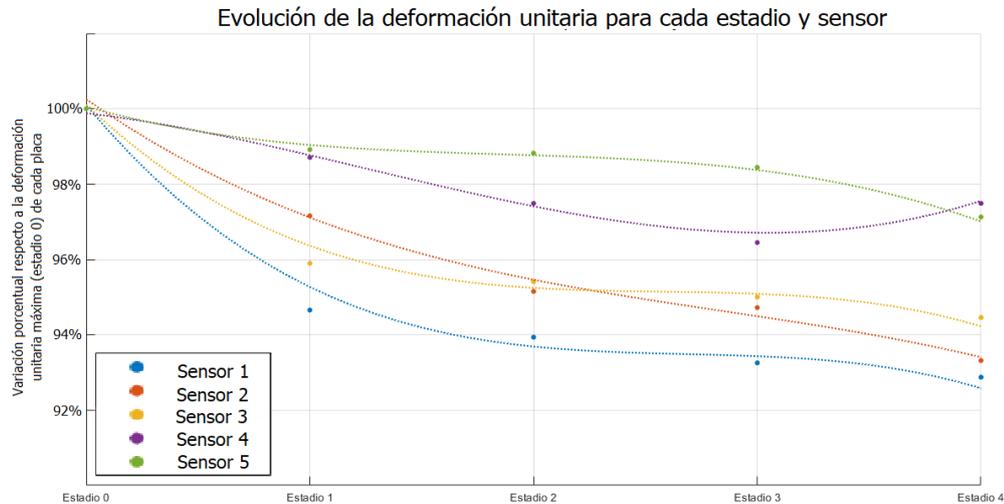


Figura 4.1.6: Evolución de la deformación unitaria para los sensores en los 5 estadios, como variación respecto al estadio 0 (máximo).

La Tabla 4.1.7 muestra los resultados obtenidos haciendo foco en las deformaciones relativas entre estadios, considerando las variaciones máximas, las mínimas, y la variación total respecto al estadio inicial.

Tabla 4.1.7: Deformaciones unitarias registradas por sensor. La primera columna muestra la variación total en $\times 10^{-6}$ mm/mm registrada entre estadios. La segunda columna muestra la variación porcentual en relación a la deformación máxima registrada. La tercera columna muestra la variación mínima registrada entre intervalos consecutivos. La cuarta columna muestra dicha variación porcentual respecto al ΔD . Las columnas 6 y 7 muestran la misma información que la 3 y la 4 pero sujeta a las variaciones máximas registradas en intervalos consecutivos.

| | ΔD (mm/mm) | ΔD % | ΔMin (mm/mm) | $\Delta Min.$ % | Est. | $\Delta Max.$ (mm/mm) | $\Delta Max.$ % | Est. |
|---------|-----------------------|-----------------|-------------------------|--------------------|------|--------------------------|--------------------|------|
| Placa 1 | 18.8 E-06 | 7.1 | 1.0 E-06 | 5.3 | 3-4 | 14.1 E-06 | 75.0 | 0-1 |
| Placa 2 | 23.3 E-06 | 6.7 | 1.5 E-06 | 6.4 | 3-4 | 9.9 E-06 | 42.5 | 0-1 |
| Placa 3 | 20.4 E-06 | 5.5 | 1.8 E-06 | 8.8 | 3-4 | 15.1 E-06 | 74.0 | 0-1 |
| Placa 4 | 9.9 E-06 | 3.6 | 2.9 E-06 | 29.3 | 2-3 | 3.6 E-06 | 36.4 | 0-1 |
| Placa 5 | 6.1 E-06 | 2.9 | 0.2 E-06 | 3.3 | 3-4 | 2.3 E-06 | 37.7 | 0-1 |

En la Tablas 4.1.8 y 4.1.9, por otro lado, se presenta la información de las deformaciones unitarias y las tensiones de von Mises sufridas por cada región de sensado en cada estadio. Los valores presentados resultan de promediar los tetraedros centrales de las placas donde estarían adheridas las galgas

extensiométricas, tal como puede verse en la figura 4.1.7, delimitados por los triángulos rojos. En el Apéndice A se incluyen los mapas de colores de las tensiones de von Mises y de las deformaciones unitarias de los restantes estadios.

Tabla 4.1.8: La tabla muestra la deformación unitaria para cada sensor en cada estadio. La última fila muestra la media de deformación a fines de mostrar comparativamente las deformaciones en el modelo biomecánico. Se resaltan las columnas correspondientes a las placas 1,4 y 5 que sufrieron menor deformación.

| | S1 (mm/mm) | S2 (mm/mm) | S3 (mm/mm) | S4 (mm/mm) | S5 (mm/mm) |
|-----------|-------------------|------------|------------|-------------------|-------------------|
| Estadio 0 | 263.8 E-06 | 348.5 E-06 | 368.1 E-06 | 278.7 E-06 | 212.3 E-06 |
| Estadio 1 | 249.7 E-06 | 338.6 E-06 | 353.0 E-06 | 275.1 E-06 | 210.0 E-06 |
| Estadio 2 | 247.8 E-06 | 331.6 E-06 | 351.2 E-06 | 271.7 E-06 | 209.8 E-06 |
| Estadio 3 | 246.0 E-06 | 330.1 E-06 | 349.7 E-06 | 268.8 E-06 | 209.0 E-06 |
| Estadio 4 | 245.0 E-06 | 325.2 E-06 | 347.7 E-06 | 271.7 E-06 | 206.2 E-06 |
| Media | 250.5 E-06 | 334.8 E-06 | 353.9 E-06 | 273.2 E-06 | 209.5 E-06 |

Tabla 4.1.9: La tabla muestra las tensiones de von Mises para cada sensor en cada estadio. La última fila muestra la media a fines de mostrar comparativamente la distribución de tensiones en el modelo biomecánico.

| | S1 (N/m ²) | S2 (N/m ²) | S3 (N/m ²) | S4 (N/m ²) | S5 (N/m ²) |
|-----------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|------------------------|
| Estadio 0 | 4.54 E+07 | 5.86 E+07 | 5.67 E+07 | 4.23 E+07 | 3.98 E+07 |
| Estadio 1 | 4.31 E+07 | 5.55 E+07 | 5.22 E+07 | 4.15 E+07 | 3.92 E+07 |
| Estadio 2 | 4.24 E+07 | 5.28 E+07 | 5.11 E+07 | 4.09 E+07 | 3.91 E+07 |
| Estadio 3 | 4.07 E+07 | 5.03 E+07 | 5.89 E+07 | 4.02 E+07 | 3.78 E+07 |
| Estadio 4 | 3.90 E+07 | 4.71 E+07 | 4.72 E+07 | 3.81 E+07 | 3.49 E+07 |
| Media | 4.21 E+07 | 5.28 E+07 | 5.32 E+07 | 4.06 E+07 | 3.82 E+07 |

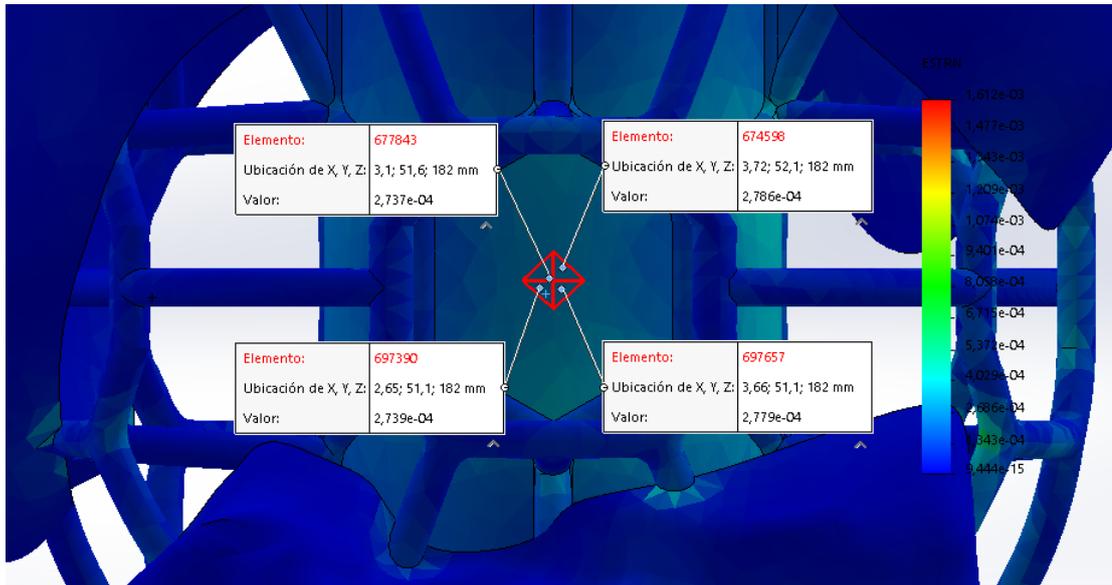


Figura 4.1.7: Deformación unitaria en el estadio 0 (fresado de 50 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 1.

4.2. Resultados del ensayo de compresión

En esta sección se muestran los resultados del ensayo de compresión sobre una probeta de Ti6Al4V llevados a cabo en el Centro de Materiales (CEMAT) del ITBA y los resultados esperables a través de análisis por elementos finitos sobre un modelo de probeta cilíndrica. El objetivo de esta experiencia fue poner a prueba la instrumentación diseñada, metodología de adherencia de los sensores y la validación de las simulaciones virtuales. Se registraron las mediciones del sistema de adquisición de datos del laboratorio, para luego compararlas con la señal registrada por el sistema de instrumentación desarrollado en este trabajo. A partir de la señal cruda obtenida del ensayo completo por ambos sistemas, se escogieron tres gráficos a discutir en el siguiente capítulo:

- Gráfico de deformación unitaria vs. tiempo. Correspondencia entre los sistemas de instrumentación (Figura 4.2.1),
- Gráfica de tensión-deformación unitaria (Figura 4.2.2) y
- Deformación unitaria-Fuerza aplicada, con interés en 3 puntos de medición simulados por Análisis de Elementos Finitos (Figura 4.2.4).

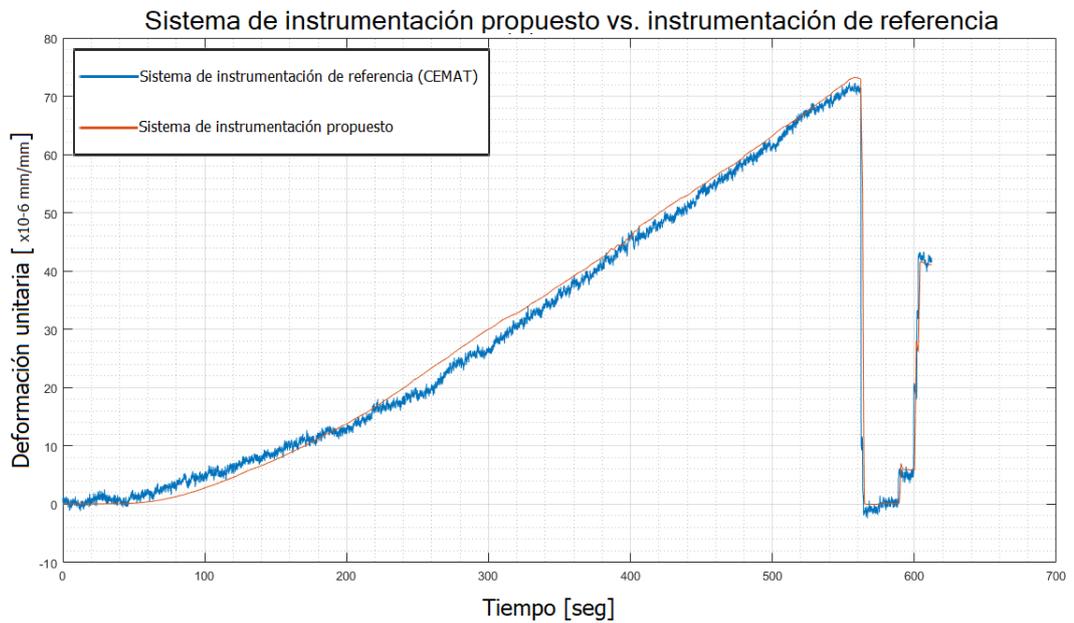


Figura 4.2.1: Gráfica de los registros de deformación tomados por la instrumentación del laboratorio (Linea Azul) y el diseño propuesto en este trabajo durante el ensayo completo de compresión (Linea Roja). En el eje de ordenadas, en $\times 10^{-6}$ mm/mm, las deformaciones absolutas registradas sobre la probeta y en el eje de abscisas el tiempo en segundos.

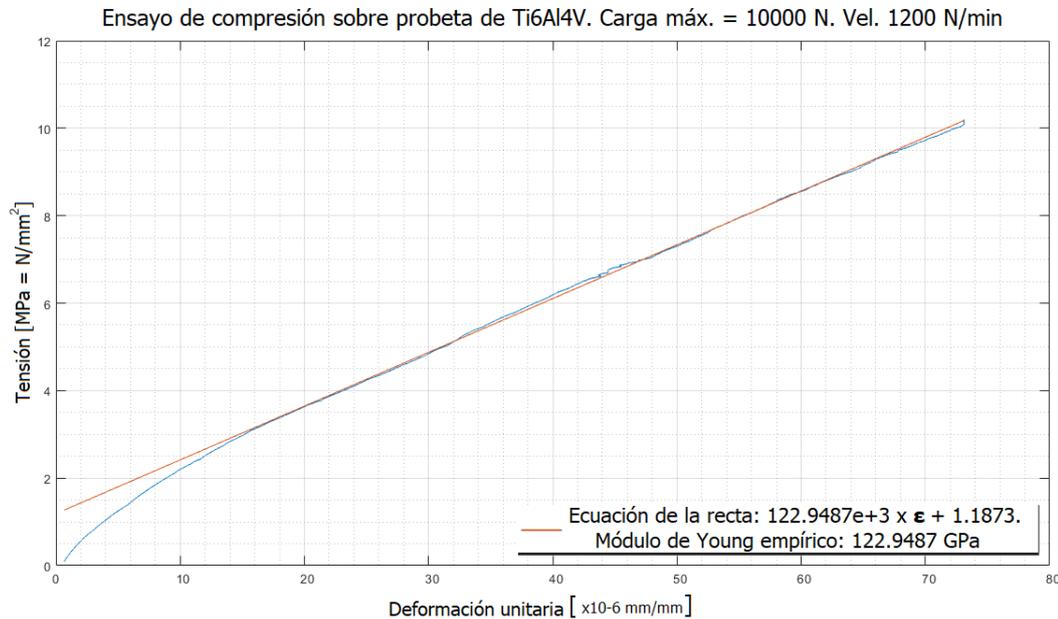


Figura 4.2.2: Curva de Tensión-deformación a partir de los datos del ensayo de compresión medidos con la instrumentación diseñada. Se realizó una regresión lineal para ajustar los datos despreciando la primera fase de carga. Se utilizó el rango de valores comprendido entre la muestra 10000 hasta la 55000, es decir entre el segundo 1 y el segundo 5.5 recordando que la frecuencia de adquisición fue de 100 Hz. Se hizo el ajuste lineal para calcular la pendiente de la recta y de esta manera poder calcular el módulo de Young. El coeficiente de determinación (R^2) entre la interpolación lineal y los datos adquiridos fue de 0.98, calculado en Matlab. La recta obtenida por la interpolación se prolongó hasta el eje de ordenadas.

Por otro lado, se simuló el ensayo de compresión con el diseño de probeta hecho en *Solidworks 2019* de dimensiones idénticas al modelo físico. Se sometió a la pieza a tres simulaciones de cargas: 1000N, 5000N y 10000N. Los resultados se presentan en las tabla 4.2.1, con especial atención a la deformación unitaria y tensión de von Mises esperable en la cara del cilindro. Los mapas de colores de los resultados pueden encontrarse en el Apéndice B. En la imagen B3.1 puede verse los tetraedros elegidos donde estarían adheridas las galgas extensiométricas.

Tabla 4.2.1: Resultados de las deformaciones unitarias y tensiones de von Mises para los ensayos de carga de 1000N, 5000N y 10000N sobre una probeta cilíndrica de Ti6Al4V. Los valores promedian las mediciones sobre 4 tetraedros de la estructura mallada en la zona donde se adhirieron las galgas extensiométricas.

| | Def. Unitaria (mm/mm) | Tensión de von Mises (N/m ²) |
|---------------|--------------------------|---|
| Ensayo 1000N | 3.97 E-06 | 9.32 E+05 |
| Ensayo 5000N | 3.92 E-05 | 4.75 E+06 |
| Ensayo 10000N | 7.98 E-05 | 9.46 E+06 |

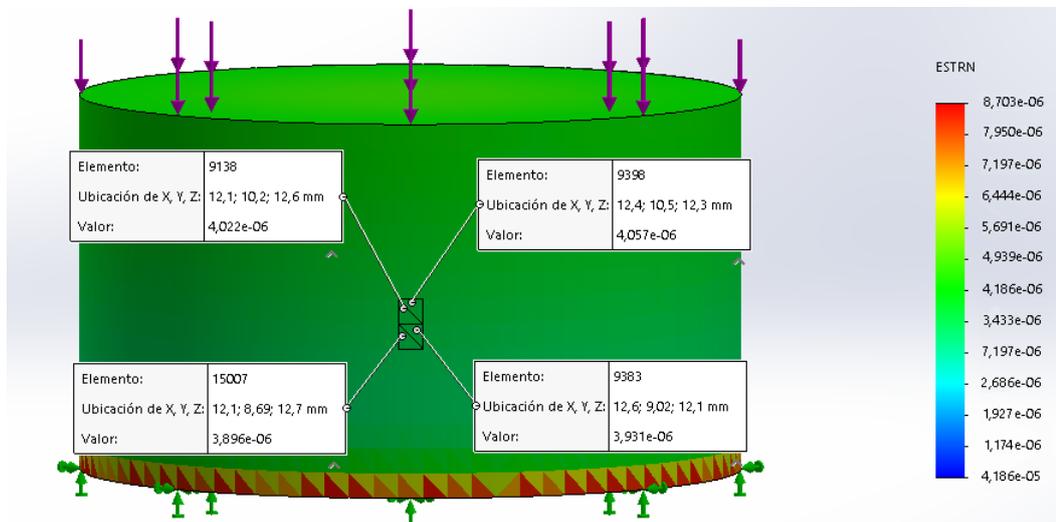


Figura 4.2.3: Mapa de deformación unitaria de una probeta cilíndrica de Ti6Al4V, cargada en su cara superior con 1000N. Se señalan los tetraedros utilizados para la medición de la deformación unitaria. Las flechas violetas indican el sentido y dirección de la carga aplicada, sobre la cara superior del cilindro. Las flechas verdes indican el soporte fijo definido.

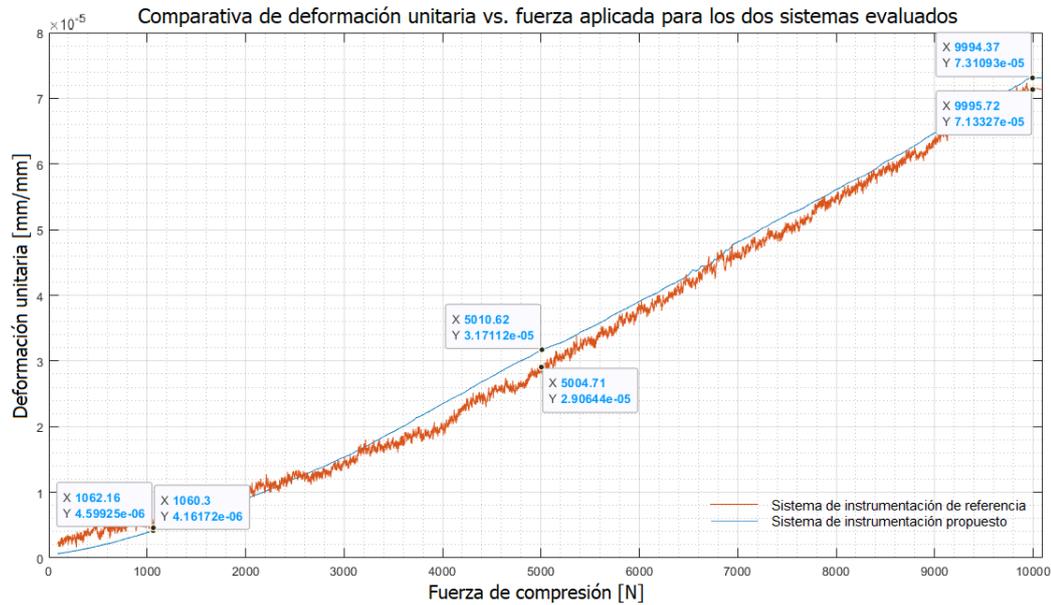


Figura 4.2.4: Curva de deformación unitaria vs. fuerza aplicada. Se muestran los valores de deformación unitaria adquiridos mediante el sistema de instrumentación de referencia (Rojo) y el sistema de instrumentación propuesto (Azul). Se destacan los valores para las fuerzas puntuales de 1000N, 5000N y 10000N, a utilizar para contrastar con las simulaciones de un modelo computacional de la probeta.

Por último, la Tabla 4.2.2 muestra a simple vista la comparación entre los dos sistemas de adquisición de datos y la simulación virtual.

Tabla 4.2.2: La tabla muestra las deformaciones unitarias contrastando los distintos sistemas de instrumentación de la probeta cilíndrica y las simulaciones computacionales de la misma para los valores de 1000N, 5000N y 10000N. El valor correspondiente a la simulación es un promedio de la deformación de los 4 tetraedros seleccionados.

| Deformaciones Unitarias | 1000 N (mm/mm) | 5000 N (mm/mm) | 10000 N (mm/mm) |
|--|-------------------|-------------------|--------------------|
| Sistema de instr. de referencia | 4.599 E-06 | 3.171 E-05 | 7.311 E-05 |
| Sistema de instr. propuesto | 4.162 E-06 | 2.906 E-05 | 7.133 E-05 |
| Diferencia % instr. ref. | -9.502 % | -8.357 % | -2.435 % |
| Simulación Solidworks 2019 | 3.976 E-06 | 3.923 E-05 | 7.976 E-05 |
| Diferencia % instr. ref. | -13.546 % | 23.715 % | 9.096 % |

Capítulo 5

DISCUSIÓN

En este capítulo se analizarán los resultados de las dos grandes fases del prototipo: por un lado las simulaciones computacionales y el diseño del prototipo de electrónica y comunicación, y por el otro, el ensayo de compresión sobre la probeta de Ti6Al4V.

En primer lugar se hará un balance de los objetivos alcanzados en la fase de conceptualización de un modelo de prótesis instrumentable pasando por los siguientes puntos:

- Convergencia de malla
- Diseño de prótesis
- Modelo Biomecánico

En segundo lugar, se tratarán los alcances de la instrumentación de una probeta sometida a un ensayo de compresión y su correspondencia con una simulación computacional. Esta subsección de la discusión busca validar la instrumentación empleada.

Finalmente se realiza una evaluación en retrospectiva de los alcances y limitaciones del trabajo propuesto en vista de los objetivos planteados inicialmente.

5.1. Fases de diseño y ensayos computacionales

5.1.1. Convergencia de Malla

Para determinar la calidad de las mallas se evaluaron las deformaciones unitarias entre mallados progresivamente más densos, es decir, con un mayor número de tetraedros. Esto implica que conforme disminuye el tamaño de los tetraedros, cambia el valor de la deformación media, hasta llegar a una asíntota. El criterio de convergencia se definió al establecer que la variación máxima aceptable entre la deformación media entre un estadio y el siguiente debía mantenerse dentro de una tolerancia del 2.5 % en base a lo establecido por el trabajo de Chen et al. [16]. Asimismo, para asegurar resultados fiables en la simulación, fue importante asegurar una alta proporción de tetraedros con relación de aspecto cercano a 1, es decir, que los triángulos que los forman tengan aspecto equilátero; esto se logra refinando lo suficiente la malla. Sin embargo, aumentar el número de elementos conlleva un mayor costo computacional, e incluso la imposibilidad de concretar el modelado por falla del programa. El análisis de convergencia de malla encuentra un equilibrio entre tener un modelo preciso y representativo, y tener un modelo con el menor costo computacional posible, condicionado por la geometría compleja del mismo.

Dado que el tamaño de los elementos no podía ser superior a 1 mm, por las geometrías del modelo biomecánico que generaba áreas muy pequeñas en la interfaz del implante con el hueso, se decidió iniciar las simulaciones con este tamaño y disminuir progresivamente los valores de tamaño de malla para corroborar que los valores de las deformaciones unitarias en las zonas de instrumentación quedaran dentro del 2.5 % establecido. Por otra parte, tamaños por debajo de 0.8 mm en los elementos en general originaban fallas en la convergencia de las mallas por intersección de tetraedros.

En el estadio 0 fue posible construir mallas convergentes para tamaños de elementos entre 0.95 mm y 0.85 mm, para los estadios 1 y 4 entre 1 mm y 0.9 mm, entre 0.95 mm y 0.9 mm para el estadio 3, en tanto que para el estadio 2 solo fue posible mallar un modelo con tamaño de tetraedros de 0.9 mm. Finalmente entonces, se decidió utilizar los resultados de deformaciones y tensiones para los análisis biomecánicos posteriores a partir de los modelos mallados con tamaño de elementos

de 0.9 mm porque fue el tamaño de malla con el que se pudo mallar en todos los casos.

Al evaluar las deformaciones por ejemplo en el estadio 0, entre las mallas de 0.95 mm y 0.85 mm, como puede verse en la tabla 4.1.5, el porcentaje en todas las placas se mantiene dentro del 2.5 % establecido como criterio de aceptación. Lo mismo se cumple para los estadios 1 y 4 entre los intervalos de 0.9 a 0.8 mm y para el estadio 3 para las mallas de 0.9 y 0.85 mm. Estos resultados se deben a que de por sí, las mallas con tamaño debajo de 1 mm resultan muy precisas en cualquiera de los casos por tener una densidad de elementos muy alta.

Otro análisis importante que se tuvo en cuenta como criterio de calidad fue determinar la homogeneidad de sus tetraedros. Idealmente se buscaría que todos los tetraedros de la malla sean perfectamente idénticos con sus 6 aristas de igual longitud. En la práctica se tomó el registro arrojado por *Solidworks 2019* que indica el porcentaje de elementos cuya arista más larga es menor a 3 veces la longitud de la arista más corta (relación de aspecto <3). En todos los modelos mallados se obtuvieron resultados muy cercanos al 100 % como puede verse en la tabla 4.1.6, lo cual validó nuevamente desde otra perspectiva la calidad de los mallados ensayados.

5.1.2. Diseño de prótesis

Como se mencionó a lo largo de los capítulos, en este trabajo se partió de una estructura preliminar de prótesis y tras modificaciones en su diseño se arribó a un prototipo destinado a alojar sensores y comunicación inalámbrica internamente. En este proceso, la primera simplificación tomada a la hora de poder simular cargas fue tomar solo la estructura externa (macroestructura) ignorando el reticulado delgado (microestructura) por añadir complejidad extra en la simulación sin una ventaja significativa a la hora de analizar las distribuciones de tensiones y deformaciones a lo largo de toda la pieza.

La primera fase de diseño consistió en evaluar la estructura original. Puede verse el colapso sufrido en este primer intento de simulación destinado a evaluar la macroestructura en las Figuras 4.1.2 y 4.1.1. La tensión máxima de von Mises registrada en el ensayo de simulación está dos ordenes de magnitud por encima del límite elástico. Dado que se ensayó sobre una estructura sin optimizar, no

había garantías de que no fuese a colapsar. Fue necesario entonces modificar la estructura de tal manera que cumpliera con las solicitaciones biomecánicas a las que debería estar sometido. Como las tensiones máximas en este modelo se localizan en las intersecciones de los cilindros estructurales que forman el fulereno, se hipotetizó que una eventual estructura que redistribuyera esas cargas solucionaría el problema.

El segundo paso entonces fue la inclusión de las columnas centrales. En la imagen 4.1.3 puede verse que la incorporación de estas estructuras no soluciona el problema dado que las tensiones máximas registradas, si bien son menores al modelo anterior, siguen estando un orden de magnitud por encima del límite elástico. En particular las columnas superiores e inferiores incluidas registran las tensiones mas altas. Se corrige un poco la deformación del anillo superior sobre el cuál recaen las cargas, sin embargo, el problema persistía y fue necesario avanzar con la modificación del modelo.

Contemplando el problema de la primera modificación sumado a la necesidad de un compartimento aislado que aloje la electrónica del implante, se decidió cerrar con placas los hexágonos del cilindro central que en el modelo base son huecos. La inclusión de los nervios superiores también buscó rigidizar la estructura y redirigir las cargas hacia este compartimento en donde estarían integrados los sensores de deformación. De esta forma, la incorporación de los nervios ayuda entonces con el propósito de reducir la concentración de cargas sobre estas columnas superiores e inferiores añadidas en la primera modificación. Puede verse que este último modelo alcanzado sí resulta exitoso, dado que la tensión máxima de von Mises registrada (428.4 MPa) para el mismo ensayo ahora resulta estar dentro del rango deseado, es decir aproximadamente la mitad del valor del límite elástico (827.4 MPa) y a la vez se delimitó con éxito un área aislada en donde se puede incorporar la electrónica (Figura 4.1.4). Las mayores deformaciones unitarias se producen en el sector donde se incorporaron las galgas, es decir en las placas incorporadas del cilindro interno. Dado que las deformaciones unitarias en este trabajo se encuentran en el rango de los 1.4×10^{-3} mm/mm a 3.1×10^{-3} mm/mm, el circuito electrónico diseñado sería capaz de adquirir los datos de deformación.

5.1.3. Modelo Biomecánico

Una vez analizados los resultados del diseño final de la prótesis, es posible avanzar a los resultados del modelo biomecánico ya que se demostró que ya se cuenta con una estructura que podría ser un prototipo implantable. El mismo cumple con las exigencias biomecánicas de distribuir las cargas sin que se vea comprometida su integridad y que tiene un compartimento aislado en el que resultaría plausible incorporar la electrónica.

La osteointegración del implante según el modelo de crecimiento óseo muestra que la deformación unitaria sufrida por el implante varía en función de la distribución ósea. Si se hace referencia a las figuras presentadas de los diferentes estadios simulados, (Figuras A2.1 a A2.5) puede verse claramente la evolución de la deformación de una misma placa en relación al crecimiento óseo. La deformación unitaria en dicha estructura donde estaría alojado el transductor de deformación permite incidir que a medida que la formación ósea aumenta, la deformación disminuye (ver Gráfico 4.1.6). Esto se debe principalmente a que el hueso actúa ahora también como canal de conducción y redistribución de cargas, lo que genera una mejor distribución de las tensiones de von Mises a través de toda la prótesis. Es importante tener en cuenta dos aspectos: la diferencia en la deformación sufrida en cada placa para los diferentes estadios, y la diferencia en la deformación entre placas para un mismo estadio.

5.1.3.1. Evolución de la deformación de cada sensor a lo largo de los estadios

Si se analiza la evolución de las deformaciones de las placas de instrumentación a lo largo de los 5 estadios, se puede ver que la variación de la deformación de las placas es máxima entre los estadios 0 y 1. En la tabla 4.1.7 se observa que la variación entre los primeros dos estadios representa un gran porcentaje de la deformación total registrada en cada placa.

Por otro lado, recordando que el modelo de osteointegración corresponde a fresados esféricos de diámetro progresivamente menor, el volumen de hueso integrado entre estadios consecutivos es máximo entre los estadios 0 y 1 donde se incorpora un volumen de hueso aproximado de 141895 mm^3 , mientras que entre los estadios 3 y 4 el volumen regenerado es de apenas 66497 mm^3 y corresponde al menor cambio relativo.

Además, desde un punto de vista estructural, teniendo en cuenta que el fresado de la articulación se realizó con un diámetro inicial de 50 mm para el estadio 0, similar al diámetro de la prótesis (52 mm), prácticamente todas las cargas se transmiten por el eje central de la artrodesis directamente hacia el astrágalo (y por las placas por su disposición interna) y no tanto en la periferia como sí ocurre en el estadio 4 (Figura 5.1.1).

De esta manera, se estima que podría existir una relación entre el volumen de hueso neoformado y la deformación unitaria medida sobre los sensores. Se podría inferir una redistribución de las tensiones por la estructura externa del fulereno a causa de la formación de nuevo hueso, con la consiguiente descompresión y disminución de las deformaciones unitarias del cilindro interno y las placas de instrumentación.

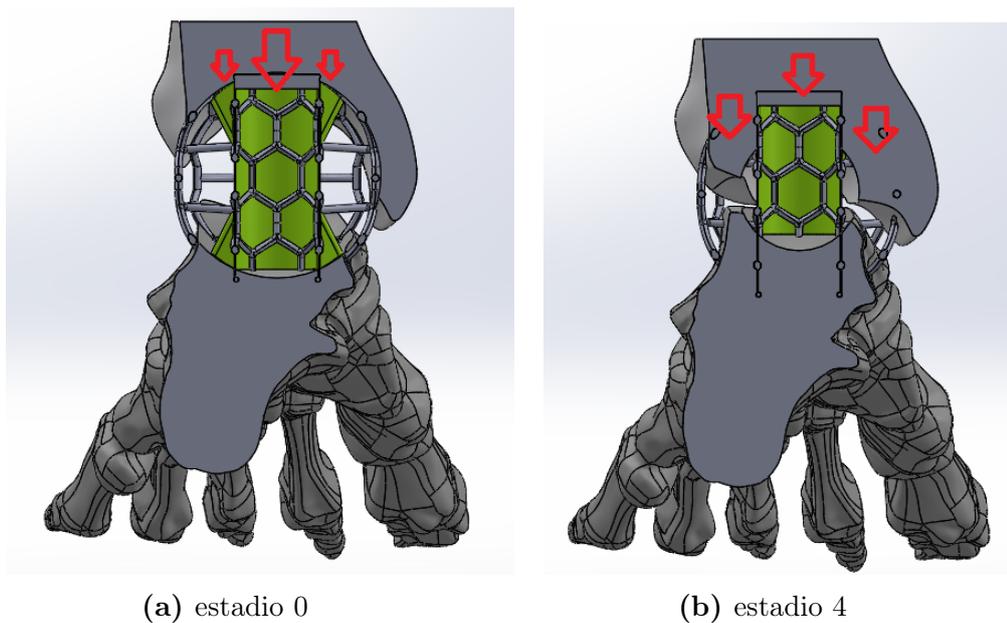


Figura 5.1.1: Comparativa de cargas entre el estadio inicial y el final. En un principio la mayor parte de las cargas se distribuyen por el eje principal de la artrodesis. A medida que evoluciona la osteointegración en la periferia, el hueso distal redistribuye las cargas descomprimiendo las cargas sobre el cilindro central.

5.1.3.2. Comparación de la deformación unitaria entre placas en un estadio

Si comparamos en cada estadio las diferencias en deformación de las 5 placas de instrumentación, podemos apreciar claramente que las placas 1, 4 y 5 son las que

menos deformación sufren. Nuevamente es necesario para comprender el porqué, mirar la distribución ósea y vincularla con la ubicación espacial de cada una de las placas.

Al mirar la Figura 5.1.2 se puede apreciar que el fresado inicial no elimina el maléolo medial de la tibia del modelo biomecánico. Esta estructura anatómica remanente tiene como consecuencia que no todas las cargas se concentren en el eje de la esfera de fresado, sino más bien que algunas se distribuyan hacia la periferia medial de la prótesis. Las placas 1, 4 y 5 reciben así menores tensiones y se deforman menos en cada estadio tal como se corrobora en la tabla 4.1.8.

Por otra parte, en la tabla 4.1.7 se observa que el delta de deformación del sensor 1 supera ampliamente a los sensores 4 y 5. Esto puede explicarse debido al modelo de crecimiento óseo adoptado. En el ensamble, la localización del fresado provoca que la prótesis tenga menor integración en la sección anterior y por otra parte, las cargas se dan principalmente en el eje de la artrodesis y ligeramente hacia la región posterior del modelo tal como se señala en flechas rojas en la Figura 5.1.3. De esta manera, si bien las cargas recibidas en la parte anterior (donde se ubica la placa 1) es menor y explicaría las menores deformaciones promedio en comparación con el resto de placas, por haber menor volumen de hueso integrado en esta región, de explicar por qué también ocurren los mayores desplazamientos unitarios.

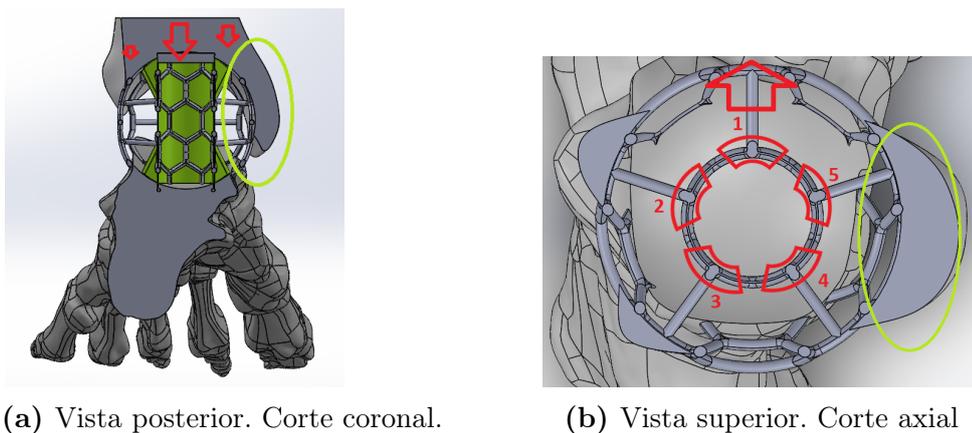


Figura 5.1.2: Dos cortes del modelo biomecánico en el que se ve la incidencia del maléolo en la distribución de cargas. A) Vista posterior donde se visualiza cómo la porción de maléolo (óvalo verde) redistribuye parte de la carga desde el eje principal del modelo hacia la periferia medial. B) Vista de un corte axial de la artrodesis evidenciándose una masa importante de hueso maléolo en la región medial.

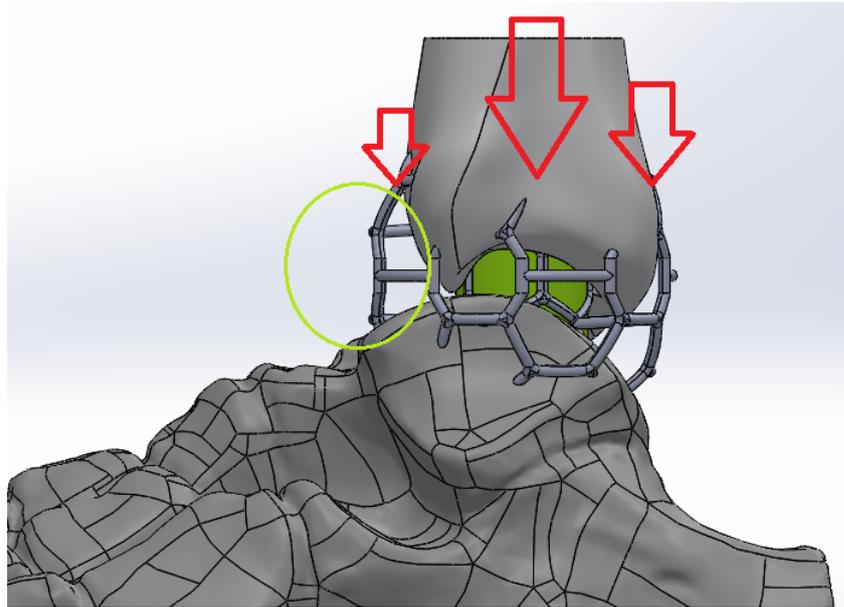


Figura 5.1.3: Vista lateral izquierda del modelo de artrodesis. En flechas rojas se indica cualitativamente la distribución de cargas sobre la prótesis. En verde se destaca la porción anterior con menor integración de hueso.

5.2. Prototipado

Como se explicó anteriormente, el objetivo inicial era replicar los ensayos simulados computacionalmente con una prótesis impresa en 3D, para realizar los ensayos de compresión sobre la misma y capturar mediciones inalámbricamente haciendo uso del circuito diseñado e instrumentando dicho implante tal como se mostró en el capítulo de materiales y métodos. Debido a los altos costos asociados, se decidió hacer uso de una probeta cilíndrica para probar la correspondencia entre un análisis de simulación computacional y el ensayo mecánico.

5.2.1. Probeta y ensayos físicos como método de validación de la instrumentación

Los resultados arrojados en los ensayos de compresión tienen varios puntos a destacar:

En primer lugar, la correcta instrumentación de la probeta. El principal indicador utilizado para determinar dicho éxito es el módulo de Young calculado de manera experimental. El mismo se puede obtener de la curva experimental de Deformación vs Tensión trazada con los datos adquiridos en el ensayo de compresión realizado en

el CEMAT. Haciendo uso de los datos recopilados del ensayo, se pudo interpolar una recta utilizando MATLAB entre las muestras 15000 y 546000 (entre los segundos 150 y 546). Para obtener el módulo de Young se tomó la pendiente de la regresión lineal calculada por mínimos cuadrados (Figura 4.2.2), la cual fue de 122.9487 GPa. Tomando en cuenta que el módulo Elástico de la aleación de Titanio Ti6Al4V es de 115 GPa., podemos ver que la variación porcentual entre el módulo teórico y el módulo calculado es de 6.46 %. Considerando entonces la propagación de errores de variables como el gain factor de las galgas, el error mecánico de la máquina de ensayos utilizada y la pureza de la aleación de titanio utilizada, el resultado obtenido tiene relevancia para determinar el buen funcionamiento del sistema de adquisición de datos y corroborar una buena adhesión de las galgas extensiométricas a la probeta.

En segundo lugar, la adhesión es un punto a destacar. Un fallo de adhesión tendría como resultado que la deformación de la probeta cilíndrica no se reprodujera en las galgas. La medición sería errónea y la curva trazada con los datos adquiridos experimentalmente no tendría validez. Esto se puede observar en la Figura 4.2.1 donde hay una correspondencia prácticamente exacta entre las curvas trazadas por la instrumentación del laboratorio de referencia y por la instrumentación diseñada en este trabajo.

En tercer lugar, en referencia a esta última figura, se puede destacar el funcionamiento del medio puente de Wheatstone implementado. Comparando las mediciones con el cuarto de puente utilizado como control, se aprecia que en nuestro sistema hay menor ruido por la compensación térmica diseñada y puesta a prueba sobre las bases del marco teórico y metodología. Como resultado, esta instrumentación permitió a la vez tener un valor más preciso en el cálculo del módulo de Young experimental.

En cuarto lugar, y de mayor relevancia en lo que al análisis conjunto del proyecto comprende, se puede evidenciar una correspondencia entre los ensayos físicos sobre la probeta de titanio instrumentada y las simulaciones computacionales del modelo de probeta cilíndrica 3D. Dicha correspondencia permite esperar que el comportamiento de un prototipo físico del modelo de prótesis diseñado tendrá el mismo comportamiento que en los análisis por elementos finitos ya realizados. Al contrastar directamente las deformaciones unitarias de la probeta con las simulaciones computacionales comparando la Figura 4.2.4 y las Figuras B3.1, B3.3

y B3.5, se evidencia una correspondencia total entre la deformación prevista y la medida sobre la probeta que también se evidencia resumida en la tabla 4.2.2. Se remarca nuevamente que esto último valida la metodología y los supuestos contemplados para extrapolarlo al comportamiento esperable sobre el modelo de prótesis.

5.3. Alcances y limitaciones del trabajo propuesto

Si bien el resultado ha sido satisfactorio, es necesario destacar las principales limitaciones y posibilidades de mejora. Recorriendo las principales áreas de trabajo se pueden reconocer que:

El modelo final protésico utilizado para el análisis biomecánico no ha contemplado la posibilidad de que la comunicación quede inhabilitada por la de una eventual jaula de Faraday. La física detrás de éste suceso no ha sido contemplada y al no tener el prototipo físico metálico no se ha podido poner a prueba la comunicación exitosa ante una eventual instrumentación de dicho implante. En caso de que resultara un factor inhibitorio para la comunicación, habría que reconsiderar reestructurar el modelo para adaptar una antena recubierta con un material biocompatible en la superficie superior de la prótesis (Anillo/Tapa) que logre el cometido de comunicación.

Se ha excluido el peroné del modelo biomecánico para simplificar el análisis computacional al reducir las superficies en contacto. Si bien este hueso contribuye en la biomecánica de la articulación, el mismo ha sido obviado por el tiempo de cómputo añadido que implicaría en el mallado de estructuras y en la generación de nodos compartidos entre las diferentes estructuras volumétricas. Tampoco se incluyeron las articulaciones en el área de los huesos navicular, astrágalo, calcáneo y escafoides. Otro punto a remarcar en el modelo biomecánico utilizado es que no se ha tenido en cuenta, ni evaluado la fijación del modelo de la prótesis al hueso remanente. La inclusión de tornillos lleva asociada una distribución diferente en las tensiones de von Mises y las deformaciones unitarias resultantes.

Si bien la premisa del proyecto se basa en la regeneración ósea, no hay modelo alguno que recree la regeneración del hueso en torno a un implante. Para simplificar el análisis se incurrió en un modelo arbitrario que ayudara en la fijación de la prótesis y que operacionalmente no fuese complicado. Se utilizó un fresado esférico

para el ensamble inicial de la prótesis y se disminuyó el radio de fresado para restaurar la anatomía de la tibia en los diferentes estadios de crecimiento. En un modelo real, este crecimiento no sería uniforme y en forma esférica. Hay que destacar también que la osteointegración comprende etapas más avanzadas en cuanto a tiempo y procesos de maduración del tejido que el modelo adoptado no contempla, sino que plantea únicamente la formación de hueso nuevo. Quizás a futuro sería conveniente evaluar diferentes modelos de crecimiento y comparar los resultados para evaluar el efecto sobre las distribuciones de tensiones y deformaciones del implante en cada situación.

En el análisis de elementos finitos realizado, sería un gran complemento un análisis de carga dinámico, y no solamente un análisis estático. De esta manera se podría tener una visión general del comportamiento biomecánico. Sin embargo, realizar un análisis dinámico requiere una gran capacidad de cómputo que no se tenía disponible y además, al ser un artrodesis que limita la articulación del tobillo, habría que indagar en la biomecánica asociada a la marcha patológica que esto conlleva y en como replicarla en un estudio dinámico. Además se tiene que tener en cuenta el cambio que se da en la superficie de contacto en la interfaz prótesis hueso a medida que avanza la osteointegración, de la misma manera que se hizo en la simulación estática.

La alimentación inalámbrica del circuito electrónico no es la originalmente planeada. Inicialmente debía ser un módulo inalámbrico para transferencia de energía hasta 10 cm. Al no conseguirlo en Argentina, se contemplaron dos alternativas para su reemplazo: diseñar y crear las bobinas artesanalmente o buscar una alimentación inalámbrica que sacrificara la distancia de transferencia de energía pero que no estuviese sujeta a los errores en la creación de manos inexpertas. Se optó por esta última, y se adquirió un modelo genérico de carga para celulares, que provee 1A y 5V de tensión (suficiente para el circuito en cuestión). El único inconveniente que se presentó fue la reducida distancia de transferencia de energía a un máximo de 10 mm. Si bien la distancia es mucho menor a la alcanzable con el módulo previsto inicialmente, el concepto de alimentación inalámbrica ha sido logrado mostrando la posibilidad de generar un implante instrumentable sin necesidad de incorporar una batería interna implantada para la alimentación del circuito de adquisición de datos de flexo-compresión.

Haciendo uso de una estructura base, se logró un diseño final tras una serie de

modificaciones y simplificaciones, válido para la instrumentación y realización de numerosas simulaciones computacionales, estableciendo cinco estadios en un modelo de regeneración ósea. Se culminó con la validación del diseño electrónico con la medición de la flexo-compresión de una probeta de titanio. La alimentación y la obtención de datos se realizaron por vía inalámbrica. Ante un registro como producto médico implantable, según la normativa vigente de *ANMAT* en la disposición 2318/02, Regla 8, en Argentina este dispositivo sería categorizado como producto médico de clase de riesgo III [45]. Por poseer un sistema de telemetría y consecuentemente comunicación por ondas electromagnéticas, debería disponer de la correspondiente autorización del *Ente Nacional de Comunicaciones (ENACOM)* para su eventual certificación y habilitación para su comercialización [46]. También debe cumplir con las normas IEC 60601 de compatibilidad eléctrica y electromagnética. En esta tesis no se pretende hacer un análisis exhaustivo de la reglamentación y marco legal vigente referido a la certificación de equipamiento médico implantable ya que el desarrollo se enmarca dentro de las primeras fases del diseño y por tanto está sujeto a numerosas modificaciones técnicas y su evolución hasta concebir un modelo final comercializable requiere numerosos pasos posteriores.

Capítulo 6

CONCLUSIÓN

Este trabajo logró integrar distintas áreas de la Bioingeniería. Si bien estuvo orientado a la biomecánica, el diseño de implantes y los ensayos computacionales, también ahondó en la anatomía y la fisiología del crecimiento óseo y de la osteointegración y los avances tecnológicos asociados. También incluyó la instrumentación de implantes y la concepción de una electrónica compatible a una implantación. Se investigó acerca de las tecnologías existentes y se diseñó un circuito propio de instrumentación. Se trabajó también con la utilización de Software para establecer la comunicación y la obtención de datos para desarrollar un modelo de adquisición de datos inalámbricos, destinado a comprender la osteointegración y la redistribución de tensiones y deformaciones.

En la etapa de simulaciones se comprobó que el avance de la osteointegración disminuye las tensiones en el implante de artrodesis de tobillo entre un 2.5 y 7.3 % (Figura 4.1.6). La redistribución de tensiones como producto de la osteointegración es un concepto a estudiar en modelos óseos más avanzados o incluso en ensayos *in vitro* o *in vivo*. Los modelos óseos más representativos pueden incluir las propiedades anisotrópicas e inhomogéneas del hueso y un modelo de crecimiento más preciso del que se presenta en este trabajo.

Por otro lado, es factible adquirir señales de deformación con un prototipo de implante instrumentado con capacidad de comunicación inalámbrica. A través de un ensayo de compresión de una probeta de Ti6Al4V se validaron los valores de dichas señales con los métodos de medición standard, y también se testeó

satisfactoriamente el prototipo electrónico de alimentación, comunicación y adquisición de datos.

Este trabajo plantea varios trabajos a futuro. Desde el punto de vista biomecánico, sería interesante poder estudiar el mapa de deformaciones *in vivo* a partir de la instrumentación de una prótesis real y establecer una correlación con un mapa de crecimiento de hueso tridimensional mediante imágenes médicas. Mediante un análisis computacional mas exhaustivo (*in silico*) se podría evaluar la deformación de la prótesis diseñada con distintos modelos de crecimiento óseo. La adquisición de datos mediante estos mapas de deformación permitiría a futuro optimizar los diseños de prótesis para alargar su vida útil, reducir fallas y mejorar la calidad de vida del paciente. Por otro lado, desde el punto de vista comercial, se podría continuar el desarrollo del prototipo e integrar la electrónica concebida en esta tesis en un producto médico, contemplando otros aspectos de la bioingeniería como son la biocompatibilidad y el marco regulatorio vigente referido a los productos médicos implantables.

Bibliografía

- [1] “Complications in total joint replacement,” <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-joint-replacement/>, 2021, online; accessed 6 December 2021.
- [2] M. Jackson and D. Singh, “Total ankle replacement,” *Current Orthopaedics*, vol. 17, no. 4, pp. 292–298, 2003.
- [3] N. V. Shah and R. Meislin, “Current state and use of biological adhesives in orthopedic surgery,” *Orthopedics*, vol. 36, no. 12, pp. 945–956, 2013.
- [4] A. Overmann and J. Forsberg, “The state of the art of osseointegration for limb prosthesis,” *Biomedical engineering letters*, vol. 10, no. 1, pp. 5–16, 2020.
- [5] M. J. Best, L. T. Buller, and A. Miranda, “National trends in foot and ankle arthrodesis: 17-year analysis of the national survey of ambulatory surgery and national hospital discharge survey,” *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, vol. 54, no. 6, pp. 1037–1041, 2015.
- [6] N. Taniguchi, S. Fujibayashi, M. Takemoto, K. Sasaki, B. Otsuki, T. Nakamura, T. Matsushita, T. Kokubo, and S. Matsuda, “Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: an in vivo experiment,” *Materials Science and Engineering: C*, vol. 59, pp. 690–701, 2016.
- [7] R. L. Drake, H. Gray, W. Vogl, and A. W. Mitchell, *Gray’s anatomy for students*. Elsevier Health Sciences TW, 2005.
- [8] G. J. Tortora, B. Derrickson, K. Tzal, M. de los Ángeles Gutiérrez, and D. Klajn, *Principios de anatomía y fisiología*. OXFORD University press, 2002, vol. 7.
- [9] A. Guyton and J. Hall, “Gut microflora,” *Textbook of Medical Physiology. 11th Ed. Philadelphia, Pa: WB Saunders Company*, vol. 763, 2005.
- [10] D. R. Carter, G. S. Beaupré, N. J. Giori, and J. A. Helms, “Mechanobiology of skeletal regeneration.” *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, vol. 355, pp. S41–S55, 1998.
- [11] M. Comín, R. Dejoz, J. Peris, C. Atienza, J. Prat, and P. Vera, “Conceptos básicos de mecánica en biomecánica,” 1996.
- [12] “Laboratorio de ensayos industriales.”

- [13] D. Cullinane and T. Einhorn, *Biomechanics of Bone*, 12 2002, vol. 1, pp. 17–32.
- [14] 2019. [Online]. Available: http://help.solidworks.com/2019/spanish/SolidWorks/cworks/c_Mesh_Quality_Checks.htm
- [15] “Conceptos básicos del análisis 2016 - Ayuda de SOLIDWORKS.” http://help.solidworks.com/2016/spanish/solidworks/cworks/c_Basic_Concepts_of_Analysis.htm, 2016, online; accessed 3 October 2021.
- [16] Y. Chen, M. Pani, F. Taddei, C. Mazzà, X. Li, and M. Viceconti, “Large-scale finite element analysis of human cancellous bone tissue micro computer tomography data: a convergence study,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 136, no. 10, p. 101013, 2014.
- [17] “What is von mises stress in FEA?” <https://www.simscale.com/docs/simwiki/fea-finite-element-analysis/what-is-von-mises-stress/#:~:text=Von%20Mises%20stress%20is%20a,ductile%20materials%2C%20such%20as%20metals.>, 2021, online; accessed 9 October 2021.
- [18] M. C. Lin, D. Hu, M. Marmor, S. T. Herfat, C. S. Bahney, and M. M. Maharbiz, “Smart bone plates can monitor fracture healing,” *Scientific reports*, vol. 9, no. 1, pp. 1–15, 2019.
- [19] A. Overmann and J. Forsberg, “The state of the art of osseointegration for limb prosthesis,” *Biomedical engineering letters*, vol. 10, no. 1, pp. 5–16, 2020.
- [20] P. Westerhoff, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, and G. Bergmann, “An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in the shoulder joint,” *Medical Engineering Physics*, vol. 31, no. 2, pp. 207–213, 2009.
- [21] A. Rohlmann, U. Gabel, F. Graichen, A. Bender, and G. Bergmann, “An instrumented implant for vertebral body replacement that measures loads in the anterior spinal column,” *Medical Engineering Physics*, vol. 29, no. 5, pp. 580–585, 2007.
- [22] P. Damm, F. Graichen, A. Rohlmann, A. Bender, and G. Bergmann, “Total hip joint prosthesis for in vivo measurement of forces and moments,” *Medical engineering & physics*, vol. 32, no. 1, pp. 95–100, 2010.
- [23] A. Arami, M. Simoncini, O. Atasoy, S. Ali, W. Hasenkamp, A. Bertsch, E. Meurville, S. Tanner, P. Renaud, C. Dehollain *et al.*, “Instrumented knee prosthesis for force and kinematics measurements,” *IEEE transactions on automation science and engineering*, vol. 10, no. 3, pp. 615–624, 2013.
- [24] Y. Yasui, C. P. Hannon, D. Seow, and J. G. Kennedy, “Ankle arthrodesis: a systematic approach and review of the literature,” *World journal of orthopedics*, vol. 7, no. 11, p. 700, 2016.
- [25] Y. Yasui, K. S. Vig, C. D. Murawski, P. Desai, I. Savage-Elliott, and J. G.

- Kennedy, “Open versus arthroscopic ankle arthrodesis: a comparison of subsequent procedures in a large database,” *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, vol. 55, no. 4, pp. 777–781, 2016.
- [26] “F. pedemonte, comunicación privada, jun. 2020.”
- [27] N. Kaur, S. Gupta, K. Dharamvir, and V. Jindal, “Behaviour of a bucky-ball under extreme internal and external pressures,” in *Shock Waves*. Springer, 2009, pp. 1017–1022.
- [28] “Strain Gage National Instruments Tutorial,” https://mars.uta.edu/mae3183/manuals/StrainGage_NI-Tutorial-3642-en.pdf, 2013, online; published 28 October 2013.
- [29] “Direct Industry Strain Gage dosumentation,” <https://pdf.directindustry.com/pdf/kyowa-electronic-instruments-co/strain-gages/160947-615137.html>, 2021, online; accessed 9 October 2021.
- [30] “Radio Regulations,” <https://www.itu.int/pub/R-REG-RR-2020>, 2020, online; accessed 6 April 2021.
- [31] A. Abdolkhani, “Fundamentals of inductively coupled wireless power transfer systems,” *Wireless Power Transfer-Fundamentals and Technologies*, p. 25, 2016.
- [32] S. Hekal, A. Allam, A. B. Abdel-Rahman, and R. K. Pokharel, “Basics of wireless power transfer,” in *Compact Size Wireless Power Transfer Using Defected Ground Structures*. Springer, 2019, pp. 9–31.
- [33] 2019. [Online]. Available: http://help.Solidworks.com/2019/spanish/Solidworks/cworks/c_standard_fixtures.htm?verRedirect=1
- [34] “Standard specification for wrought titanium-6aluminum-4vanadium alloy for surgical implant applications (uns r56400). f1472-20a.”
- [35] “Human Compact Bone, Haversian System,” <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=2a359e5beadb43d48c1cc3fdf04ba865>, 2021, online; accessed 6 December 2021.
- [36] 2019. [Online]. Available: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1132222/AVIA/HX711.html>
- [37] 2019. [Online]. Available: <https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/1132281/ATMEL/ATMEGA328P.html>
- [38] 2006. [Online]. Available: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1243924/ETC1/NRF24L01.html>
- [39] 2021. [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- [40] Y. B. Fadhel, S. Rahmani, and K. Al-Haddad, “General principle of wireless power transmission and its applications in implantable medical devices,” in

IECON 2016-42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. IEEE, 2016, pp. 5216–5221.

- [41] I. std, “Standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic fields, 3 khz to 300 ghz.” IEEE, 2006, p. 95.
- [42] “Normas para la seguridad eléctrica en productos médicos. IEC 60601,” <https://www.intertek.es/equipos-medicos/seguridad-iec-60601/>, 2021, online; accessed 13 December 2021.
- [43] 2012. [Online]. Available: <https://www.hbm.com/en/0112/reference-literature%-on-measurements-using-strain-gauges/>
- [44] 2016. [Online]. Available: <https://www.instron.us/en-us/products/testing-systems/universal-testing-systems/high-force-universal-testing-systems/3380-floor-model>
- [45] 2008. [Online]. Available: http://www.anmat.gov.ar/webanmat/productos_medicos/guias_orientativas.asp
- [46] 2017. [Online]. Available: https://www.enacom.gob.ar/autorizaciones_p997
- [47] 2008. [Online]. Available: https://www.kyowa-ei.com/eng/product/movie/strain_gages/strain_gages_01.html

Apéndice A

Fases de diseño

A1. Conexión de las galgas y compensación de temperatura

En este apéndice se ampliará el análisis de las variantes de conexiones de las galgas extensiométricas en el puente de Wheatstone ya previamente discutido con anterioridad en la sección “*Electrónica*” del capítulo “*Metodología*”.

A1.1. Criterios físicos de diseño

En este análisis se primaron las tres premisas de las cuales partió el diseño de la instrumentación: compensación térmica, área de instrumentación reducida y medición de esfuerzos axiales.

Con el objetivo de tener un sistema compensado por temperatura la alternativa de cuarto puente fue dejada de lado, con lo cual las alternativas disponibles eran dos: un sistema de medio puente o un sistema de puente completo.

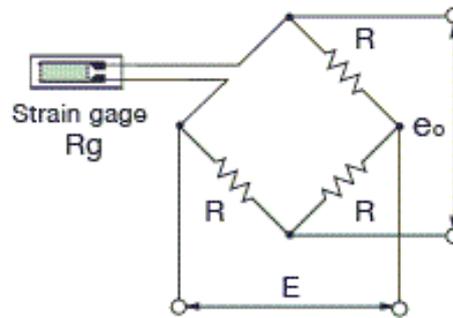


Figura A1.1: Una galga extensiométrica y tres resistencias fijas (Cuarto de puente). No ofrece compensación térmica.

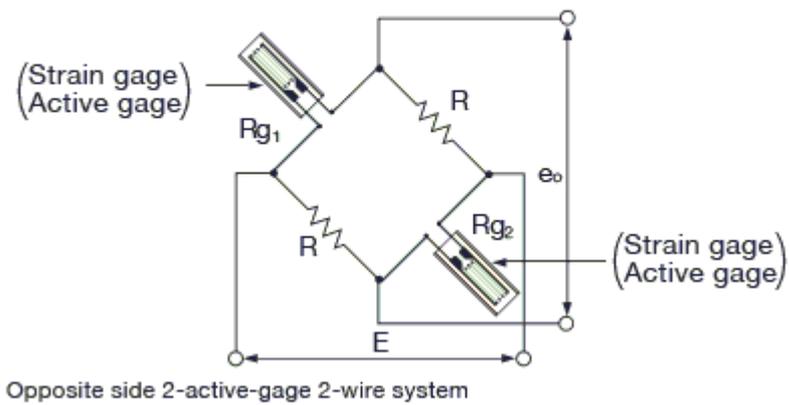
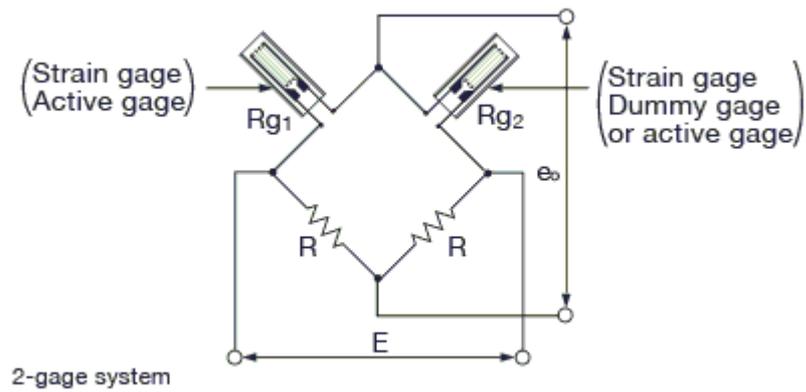


Figura A1.2: Dos galgas extensiométricas y dos resistencias fijas (Medio puente).

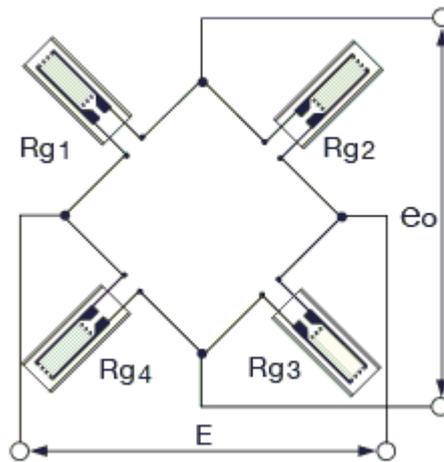


Figura A1.3: Cuatro galgas extensiométricas (Puente completo).

Cumpliendo con el segundo criterio, en busca de la reducción del área ocupada por sensores siempre manteniendo la compensación térmica, se eligió emplear un medio puente con lo cual ocupar dos sensores en vez de cuatro tal como se observa en la Figura A1.4 que ilustra un prototipo de instrumentación situando el conjunto de dos galgas sobre una pared del cilindro interno de la prótesis.

Al observar la Figura A1.3 existen dos variantes de conexión a la hora de emplear la configuración de medio puente. Dichas configuraciones también se observan en el manual técnico extraído de Kyowa Electronic Instruments Co adjunto (modo de conexión 6 y la segunda al 9 respectivamente) [47].

En el diseño final se eligió el modo 6 por ofrecer compensación de temperatura y aprovechando la disposición perpendicular se obtiene un factor de amplificación adicional de $(1 + \nu)$ que involucra el coeficiente de Poisson.

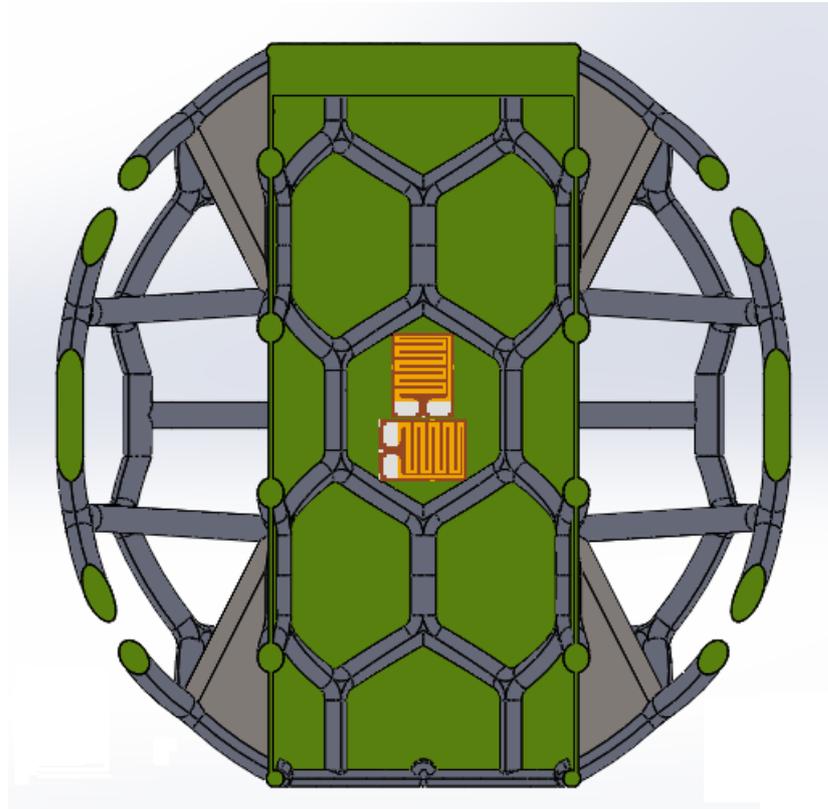


Figura A1.4: Viste en corte del modelo de prótesis con el par de galgas sobre una placa de medición.



How to Form Strain-gage Bridge Circuits

| No. | Names | Sample Application | Circuits | Output | Remarks | Bridge Box DB-120A/350A |
|-----|--|--|----------|--|---|-------------------------|
| 1 | Active quarter-bridge 2-wire system Number of gages: 1 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$ Ks: Gage factor ε _o : Strain E: Excitation voltage e _o : Output voltage Rg: Gage resistance R: Fixed resistance | Suitable for environments with little ambient temperature change; no temperature compensation. x 1 output | |
| 2 | Active quarter-bridge 3-wire system Number of gages: 1 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$ Ks: Gage factor ε _o : Strain E: Excitation voltage e _o : Output voltage Rg: Gage resistance R: Fixed resistance | No temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled. x 1 output | |
| 3 | Active quarter-bridge (Dual series gages) 2-wire system (For cancelling bending strain) Number of gages: 2 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$ Rg ₁ Strain: ε ₁ Rg ₂ Strain: ε ₂ $\epsilon_o = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2}{2}$ R: Fixed resistance R = Rg ₁ + Rg ₂ E.g. Rg ₁ & Rg ₂ are 60-ohm gages, if using a DB-120A. | No temperature compensation; bending strain cancelled. x 1 output | |
| 4 | Active quarter-bridge (Dual series gages) 3-wire system (For cancelling bending strain) Number of gages: 2 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$ Rg ₁ Strain: ε ₁ Rg ₂ Strain: ε ₂ $\epsilon_o = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2}{2}$ R: Fixed resistance R = Rg ₁ + Rg ₂ E.g. Rg ₁ & Rg ₂ are 60-ohm gages, if using a DB-120A. | No temperature compensation; bending strain cancelled; thermal effect of lead wires cancelled. x 1 output | |
| 5 | Active-dummy half-bridge system Number of gages: 2 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$ Ks: Gage factor ε _o : Strain E: Excitation voltage e _o : Output voltage Rg ₁ Strain: ε _o Rg ₂ Strain: 0 R: Fixed resistance | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled. x 1 output | |
| 6 | Orthogonal* active half-bridge system Number of gages: 2 * at a right angle | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{(1+\nu) E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$ ν: Poisson's ratio Rg ₁ , Rg ₂ : Gage resistance Rg ₁ Strain: ε _o Rg ₂ Strain: -ν ε _o R: Fixed resistance | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled. x (1+ν) output | |
| 7 | Active half-bridge system (For bending strain measurement) Number of gages: 2 | Bending stress | | $e_o = \frac{E}{2} K_s \cdot \epsilon_o$ Rg ₁ Strain: ε _o Rg ₂ Strain: -ε _o R: Fixed resistance | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled; compressive/tensile strain cancelled. x 2 output | |
| 8 | Opposite-leg active half-bridge 2-wire system Number of gages: 2 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{E}{2} K_s \cdot \epsilon_o$ Rg ₁ Strain: ε _o Rg ₂ Strain: ε _o R: Fixed resistance | No temperature compensation; x 2 output bending strain cancelled by bonding to the front and rear. | |

| No. | Names | Sample Application | Circuits | Output | Remarks | Bridge Box DB-120A/350A |
|-----|---|---|----------|---|--|-------------------------|
| 9 | Opposite-leg active half-bridge 3-wire system Number of gages: 2 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{E}{2} K_s \cdot \epsilon_o$ $Rg1 \dots\dots$ Strain: ϵ_o $Rg2 \dots\dots$ Strain: ϵ_o R : Fixed resistance | No temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled; x 2 output bending strain cancelled by bonding to the front and rear. | |
| 10 | Active full-bridge system (For bending strain measurement) Number of gages: 4 | Bending stress | | $e_o = K_s \cdot \epsilon_o \cdot E$ $Rg1, Rg3 \dots\dots$ Bending strain: ϵ_o $Rg2, Rg4 \dots\dots$ Bending strain: $-\epsilon_o$ | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled; compressive/tensile strain cancelled. x 4 output | |
| 11 | Orthogonal active full-bridge system Number of gages: 4 | Uniaxial stress (Uniform tension/compression) | | $e_o = \frac{(1+\nu)E}{2} K_s \cdot \epsilon_o$ ν : Poisson's ratio $Rg1, Rg3 \dots\dots$ Strain: ϵ_o $Rg2, Rg4 \dots\dots$ Strain: $-\nu\epsilon_o$ | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled. x 2 (1+ν) output | |
| 12 | Active-dummy full-bridge system Number of gages: 4 | Active gages Uniaxial stress (Uniform tension/compression) Dummy gages | | $e_o = \frac{E}{2} K_s \cdot \epsilon_o$ $Rg1, Rg3 \dots\dots$ Strain: ϵ_o $Rg2, Rg4 \dots\dots$ Strain: 0 | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled; x 2 output bending strain cancelled by bonding to the front and rear. | |
| 13 | Active half-bridge system (For twisting strain measurement) Number of gages: 2 | Twisting strain | | $e_o = \frac{E}{2} K_s \cdot \epsilon_o$ $Rg1 \dots\dots$ Twisting strain: ϵ_o $Rg2 \dots\dots$ Twisting strain: $-\epsilon_o$ R : Fixed resistance | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled. x 2 output | |
| 14 | Active full-bridge system (For twisting strain measurement) Number of gages: 4 | Twisting strain | | $e_o = K_s \cdot \epsilon_o \cdot E$ $Rg1, Rg3 \dots\dots$ Twisting strain: ϵ_o $Rg2, Rg4 \dots\dots$ Twisting strain: $-\epsilon_o$ | Temperature compensation; thermal effect of lead wires cancelled. bending strain cancelled; compressive/tensile strain cancelled. x 4 output | |
| 15 | 4-active quarter-bridge system (For average strain measurement) Number of gages: 4 | Average strain | | $e_o = \frac{E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$ $\epsilon_o = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3 + \epsilon_4}{4}$ R : Fixed resistance $Rg = R$ $R = Rg1 = Rg2 = Rg3 = Rg4$ | No temperature compensation; average strain x 1 output | |

●Relationship between strain and voltage

The output of a strain-gage bridge is expressed as equivalent strain ($\times 10^{-6}$ strain) or an output voltage (mV/V or μ V/V) against the excitation voltage. The strain quantity and the output voltage have the following relation:

$$e_o = \frac{E}{4} K_s \cdot \epsilon_o$$

If the excitation voltage $E = 1$ V and the gage factor $K_s = 2.00$, $2e_o = \epsilon_o$.

Thus, strain output is always 2 times larger than bridge output voltage.

E.g. 1.5 mV/V = 1500 μ V/V $\rightarrow 3000 \times 10^{-6}$ strain

A1.2. Modelo físico de la conexión elegida

En el modelo físico de galga extensiométrica tratado en “Marco teórico” se contemplaron dos deformaciones sobre el sensor de origen diferente: compresión y tensión. Ambas deformaciones refieren al eje principal de la galga el cuál es sensible a la deformación mientras que el eje perpendicular resulta insensible. Habiendo mencionado lo anterior y por otro lado teniendo en cuenta la física de un material bajo compresión o tensión, en el sentido perpendicular existirá un ensanchamiento o reducción de la sección respectivamente dado por el coeficiente de Poisson ν del material (Figura A1.5).

De esta manera, orientando dos galgas convenientemente sobre una de las placas de medición se puede obtener un factor adicional de amplificación aprovechando la deformación transversal del material al mismo tiempo que se logra la compensación térmica deseada.

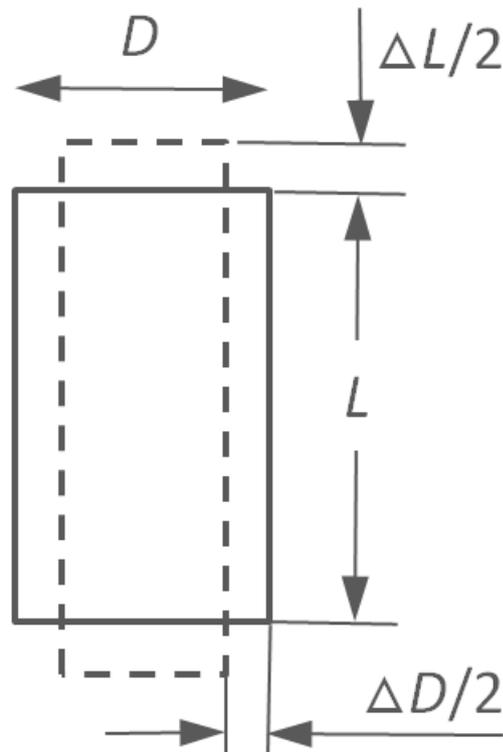


Figura A1.5: Bajo compresión dentro del régimen elástico el material se deforma ΔL , ensanchándose perpendicularmente ΔD de forma proporcional.

Llegado a este punto se demostrará que la conexión número 6 proporciona compensación térmica y un factor de amplificación adicional dado por el coeficiente de Poisson.

En primer lugar, al partir de la ecuación que describe la resistencia eléctrica de una galga dada la deformación unitaria que sufre y la relación mecánica que vincula el coeficiente de Poisson y las deformaciones longitudinales y transversales, se obtienen las expresiones para la variación de la resistencia en las galgas R_{g1} y R_{g2} de la Figura A1.4.

$$\epsilon = \epsilon_{axial} \quad (A1.1)$$

$$\Delta R_{axial}(\epsilon) = Gf.R.\epsilon_{axial} \quad (A1.2)$$

$$\epsilon_{transversal} = \nu.\epsilon_{axial} = \nu.\epsilon \quad (A1.3)$$

$$\Delta R_{transversal}(\epsilon) = Gf.R.\epsilon_{transversal} \quad (A1.4)$$

$$\Delta R_{transversal}(\epsilon) = Gf.\nu.R.\epsilon \quad (A1.5)$$

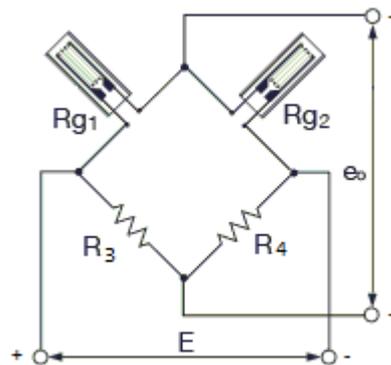


Figura A1.6: Circuito del puente de Wheatstone. Se incluye polaridad en las tensiones de alimentación (E) y de salida (e_0) con el fin de facilitar los cálculos subsiguientes.

En segundo lugar, además de contemplar las variaciones de las resistencias R_{g1} y R_{g2} dadas por las deformaciones mecánicas, se contempló la deriva térmica que afecta por igual a las cuatro resistencias del puente, cuya formulación física sigue un modelo proporcional a la variación de la temperatura respecto a una temperatura de referencia T_0 (A1.6). Así entonces, se obtienen las expresiones para las resistencias en término de los dos efectos en paralelo.

$$\Delta R_{temp} = \alpha \cdot \Delta T \quad (A1.6)$$

$$R_{g1} = R \left(1 + \frac{\Delta R_{axial} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{axial} + \Delta R_{temp}} \right) \quad (A1.7)$$

$$R_{g2} = R \left(1 + \frac{\Delta R_{transversal} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{transversal} + \Delta R_{temp}} \right) \quad (A1.8)$$

$$R_3 = R \cdot (1 + \Delta R_{temp}) \quad (A1.9)$$

$$R_4 = R \cdot (1 + \Delta R_{temp}) \quad (A1.10)$$

$$\epsilon = \epsilon_{axial} \quad (A1.11)$$

$$\Delta R_{axial}(\epsilon) = \Delta R_{g1}(\epsilon) = Gf \cdot R \cdot \epsilon_{axial} \quad (A1.12)$$

$$\epsilon_{transversal} = \nu \cdot \epsilon_{axial} = \nu \cdot \epsilon \quad (A1.13)$$

$$\Delta R_{transversal}(\epsilon) = \Delta R_{g2}(\epsilon) = Gf \cdot R \cdot \epsilon_{transversal} \quad (A1.14)$$

$$\Delta R_{transversal}(\epsilon) = \Delta R_{g2}(\epsilon) = Gf \cdot \nu \cdot R \cdot \epsilon \quad (A1.15)$$

En tercer lugar, contemplando las ecuaciones para un divisor resistivo, se resuelve el circuito del puente de Wheatstone propuesto obteniéndose la tensión de salida medible e_0 en términos de la entrada E , el coeficiente térmico α y coeficiente de Poisson ν , habiendo fijado el valor de resistencia nominal R para el conjunto.

$$e_{0-} = \frac{R_{g2}}{R_{g1} + R_{g2}} E \quad (\text{A1.16})$$

$$e_{0+} = \frac{R_4}{R_3 + R_4} E \quad (\text{A1.17})$$

$$e_0 = e_{0+} - e_{0-} = \left(\frac{R_4}{R_3 + R_4} - \frac{R_{g2}}{R_{g1} + R_{g2}} \right) E \quad (\text{A1.18})$$

Reemplazando A1.7-A1.10 en A1.18, finalmente:

$$e_0 = \left(\frac{1}{2} - \frac{R \left(1 + \frac{\Delta R_{transversal} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{transversal} + \Delta R_{temp}} \right)}{R \left(1 + \frac{\Delta R_{axial} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{axial} + \Delta R_{temp}} \right) + R \left(1 + \frac{\Delta R_{transversal} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{transversal} + \Delta R_{temp}} \right)} \right) E \quad (\text{A1.19})$$

$$e_0 = \left(\frac{1}{2} - \frac{\left(1 + \frac{\Delta R_{transversal} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{transversal} + \Delta R_{temp}} \right)}{\left(1 + \frac{\Delta R_{axial} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{axial} + \Delta R_{temp}} \right) + \left(1 + \frac{\Delta R_{transversal} \cdot \Delta R_{temp}}{\Delta R_{transversal} + \Delta R_{temp}} \right)} \right) E \quad (\text{A1.20})$$

$$e_0 = \left(\frac{1}{2} - \frac{\left(1 + \frac{\alpha \cdot \Delta T \cdot Gf \cdot \nu \cdot \epsilon}{\alpha \cdot \Delta T + Gf \cdot \nu \cdot \epsilon} \right)}{\left(1 - \frac{\alpha \cdot \Delta T \cdot Gf \cdot \epsilon}{\alpha \cdot \Delta T - Gf \cdot \epsilon} \right) + \left(1 + \frac{\alpha \cdot \Delta T \cdot Gf \cdot \nu \cdot \epsilon}{\alpha \cdot \Delta T + Gf \cdot \nu \cdot \epsilon} \right)} \right) E \quad (\text{A1.21})$$

La ecuación anterior (A1.21) expresa la relación de tensión de salida e_0 como función de la deformación ϵ que, mediante una expansión en series de Taylor se termina por demostrar a primer orden (A1.23) el factor adicional dado por el coeficiente de Poisson y la independencia del coeficiente alfa, en otras palabras, la compensación térmica.

$$e_0 = \left(\frac{Gf \cdot (1 + \nu) \cdot \epsilon}{4} + \frac{Gf^2 \cdot (1 - \nu^2) \cdot (2 + \alpha \cdot \Delta T) \cdot \epsilon^2}{8 \cdot \alpha \cdot \Delta T} + O(\epsilon^3) \right) E \quad (\text{A1.22})$$

$$e_0(\epsilon) \approx \frac{Gf \cdot (1 + \nu) \cdot \epsilon}{4} E \quad (\text{A1.23})$$

A2. Simulaciones computacionales sobre los estadios de crecimiento

En el presente apéndice se adjunta en primer lugar la tabla extraída de MATWEB correspondiente a las propiedades mecánicas del hueso cortical femoral empleado como material de simulación para el segmento distal de tibia y los huesos del pie. En este sentido, cabe mencionar que dicha elección obedece a la disponibilidad de la información de los parámetros físicos necesarios para ejecutar la simulación en *Solidworks 2019* con un material personalizado.

Posteriormente se adjuntan los cinco informes de las simulaciones realizadas sobre los estadios de crecimiento previstos en el capítulo de “*Metodología*”. En todos los casos, las condiciones de los estudios fueron ejecutados bajo la misma ubicación de la carga, fijación sobre las mismas superficies del ensamble, temperatura y bajo un ensamble de dos materiales isotrópicos, uno emulando las propiedades del hueso en crecimiento y el otro las características funcionales de una prótesis final. De esta forma, la variable de estudio corresponde a la deformación unitaria conforme la integración ósea toma lugar por dentro del trabeculado protético de estadio en estadio.

En último lugar se añaden algunas capturas correspondientes a los estadios 0, 2 y 4 donde se visualizan los mapas de deformaciones unitarias y de tensiones de von Mises (Figuras A2.1 - A2.15).

Human Compact Bone, Haversian System

Categories: [Wood and Natural Products](#)

Material Notes: Bones have a higher compressive strength than tensile strength. Tendons have a high tensile strength and negligible compressive strength. Therefore a complete body is structured such that the skeletal system sustains compressive loads while tendons bear tensile loads.

Multiple property values result from different studies. See the references for more details.

Vendors: No vendors are listed for this material. Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

| Mechanical Properties | Metric | English | Comments |
|-----------------------------|----------|-----------|--|
| Tensile Strength at Break | 49.0 MPa | 7110 psi | Normal to long axis |
| | 148 MPa | 21500 psi | Parallel to long axis |
| Tensile Strength, Ultimate | 53.0 MPa | 7690 psi | Transverse, Femur Cortical Bone |
| | 135 MPa | 19600 psi | Longitudinal, Femur Cortical Bone |
| Elongation at Break | 0.70 % | 0.70 % | Normal to long axis; in tension |
| | 3.1 % | 3.1 % | Parallel to long axis; in tension |
| Elongation at Yield | 0.40 % | 0.40 % | Normal to long axis; in tension |
| | 0.70 % | 0.70 % | Parallel to long axis; in tension |
| Modulus of Elasticity | 6.90 GPa | 1000 ksi | Radial, from ultrasonic testing |
| | 8.50 GPa | 1230 ksi | Tangential, from ultrasonic testing |
| | 13.0 GPa | 1890 ksi | Radial, from ultrasonic testing |
| | 14.4 GPa | 2090 ksi | Tangential, from ultrasonic testing |
| | 17.0 GPa | 2470 ksi | Longitudinal, from mechanical testing |
| | 18.4 GPa | 2670 ksi | Longitudinal, from ultrasound testing |
| | 21.5 GPa | 3120 ksi | Longitudinal, from ultrasound testing |
| Compressive Strain at Break | 2.6 % | 2.6 % | Parallel to long axis |
| | 2.8 % | 2.8 % | Normal to long axis |
| Compressive Strain at Yield | 1.0 % | 1.0 % | Parallel to long axis |
| | 1.1 % | 1.1 % | Normal to long axis |
| Compressive Strength | 131 MPa | 19000 psi | Transverse, Femur Cortical Bone |
| | 133 MPa | 19300 psi | Normal to long axis |
| | 193 MPa | 28000 psi | Parallel to long axis |
| | 205 MPa | 29700 psi | Longitudinal, Femur Cortical Bone |
| Poissons Ratio | 0.31 | 0.31 | Longitudinal-Tangential, from ultrasonic testing |
| | 0.32 | 0.32 | Longitudinal-Radial, from mechanical testing |
| | 0.33 | 0.33 | Longitudinal-Tangential, from ultrasonic testing |
| | 0.40 | 0.40 | Longitudinal-Radial, from mechanical testing |
| | 0.42 | 0.42 | Tangential-Radial, from ultrasonic testing |
| | 0.62 | 0.62 | Tangential-Radial, from ultrasonic testing |
| Shear Modulus | 2.40 GPa | 348 ksi | Radial-Tangential, from ultrasonic testing |
| | 3.60 GPa | 522 ksi | Radial-Longitudinal, from ultrasonic testing |
| | 4.70 GPa | 682 ksi | Radial-Tangential, from ultrasonic testing |
| | 4.90 GPa | 711 ksi | Tangential-Longitudinal, from ultrasonic testing |
| | 5.80 GPa | 841 ksi | Radial-Longitudinal, from ultrasonic testing |
| | 6.60 GPa | 957 ksi | Tangential-Longitudinal, from ultrasonic testing |
| Shear Strength | 65.0 MPa | 9430 psi | Femur Cortical Bone |

[References](#) for this datasheet.

Some of the values displayed above may have been converted from their original units and/or rounded in order to display the information in a consistent format. Users requiring more precise data for scientific or engineering calculations can click on the property value to see the original value as well as raw conversions to equivalent units. We advise that you only use the original value or one of its raw conversions in your calculations to minimize rounding error. We also ask that you refer to MatWeb's [terms of use](#) regarding this information. [Click here](#) to view all the property values for this datasheet as they were originally entered into MatWeb.

Simulación de Estadio_0

Fecha: sábado, 21 de noviembre de 2020

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 4 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 6 |
| Información de contacto | 6 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 8 |
| Conclusión | 10 |
| Apéndice | 10 |

Descripción

No hay datos

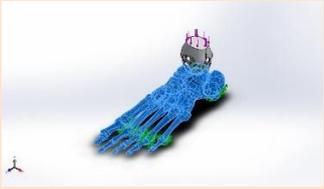
Suposiciones

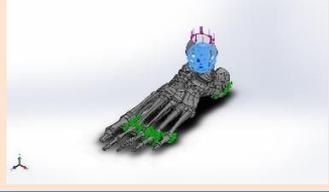
Información de modelo



Nombre del modelo: Estadio_0
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|--|--------------|--|---|
| <p>Pie</p>  | Sólido | <p>Masa:0,538717 kg Volumen:0,000283527 m³ Densidad:1.900,05 kg/m³ Peso:5,27943 N</p> | <p>C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_0\Estadio_0.SLDPRT Nov 20 23:09:55 2020</p> |
| Prótesis | Sólido | <p>Masa:0,0282112 kg Volumen:6,36967e-06 m³ Densidad:4.428,99 kg/m³ Peso:0,27647 N</p> | <p>C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_0\Estadio_0.SLDPRT</p> |

| | | | |
|--|--------|--|--|
|  | | | Nov 20 23:09:55 2020 |
| Tibia  | Sólido | Masa:0,0654462 kg Volumen:3,4443e-05 m ³ Densidad:1.900,13 kg/m ³ Peso:0,641372 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_0\Estadio_0.SLDPR Nov 20 23:09:55 2020 |

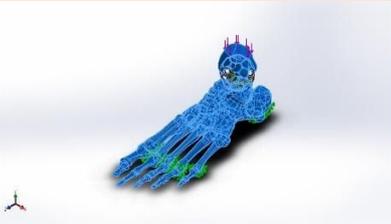
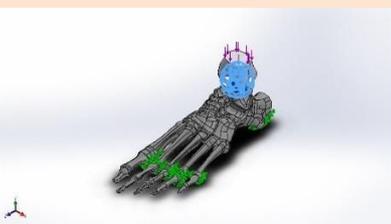
Propiedades de estudio

| | |
|---|-------------------------|
| Nombre de estudio | Análisis estático |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |

Unidades

| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

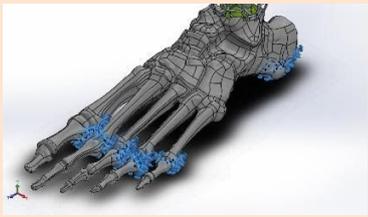
Propiedades de material

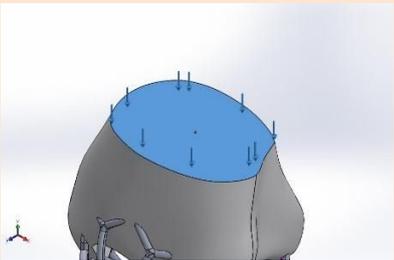
| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|---------------|
|  | <p>Nombre: Predeterminado</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,25e+07 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 9,4e+07 N/m²</p> <p>Límite de compresión: 1,655e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,5e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,4</p> <p>Densidad: 1.900 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,67e+09 N/m²</p> | Pie, Tibia |
| Datos de curva:N/A | | |
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> | Prótesis |

Límite elástico: 8,27371e+08 N/m²
 Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²
 Módulo elástico: 1,048e+11 N/m²
 Coeficiente de Poisson: 0,31
 Densidad: 4.428,78 kg/m³
 Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²
 Coeficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | | |
|--------------------------|--|--|-----------|------------|--|
| Fijo-1 |  | Entidades: 1 arista(s), 60 cara(s) Tipo: Geometría fija | | | |
| Fuerzas resultantes | | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante | |
| Fuerza de reacción(N) | -0,0218813 | 999,99 | 0,0313437 | 999,99 | |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 | |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga | | | |
|-----------------|---|---|--|--|--|
| Fuerza-1 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1.000 N | | | |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

| Contacto | Imagen del contacto | Propiedades del contacto |
|-----------------|---|---|
| Contacto global |  | Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible |

Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 0,9 mm |
| Tolerancia | 0,045 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---------------------------|---------|
| Número total de nodos | 3143525 |
| Número total de elementos | 2206336 |

| | |
|---|----------|
| Cociente máximo de aspecto | 164,87 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 98,5 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0,026 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:16:43 |
| Nombre de computadora: | |



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|------------|--------|-----------|------------|
| Todo el modelo | N | -0,0218813 | 999,99 | 0,0313437 | 999,99 |

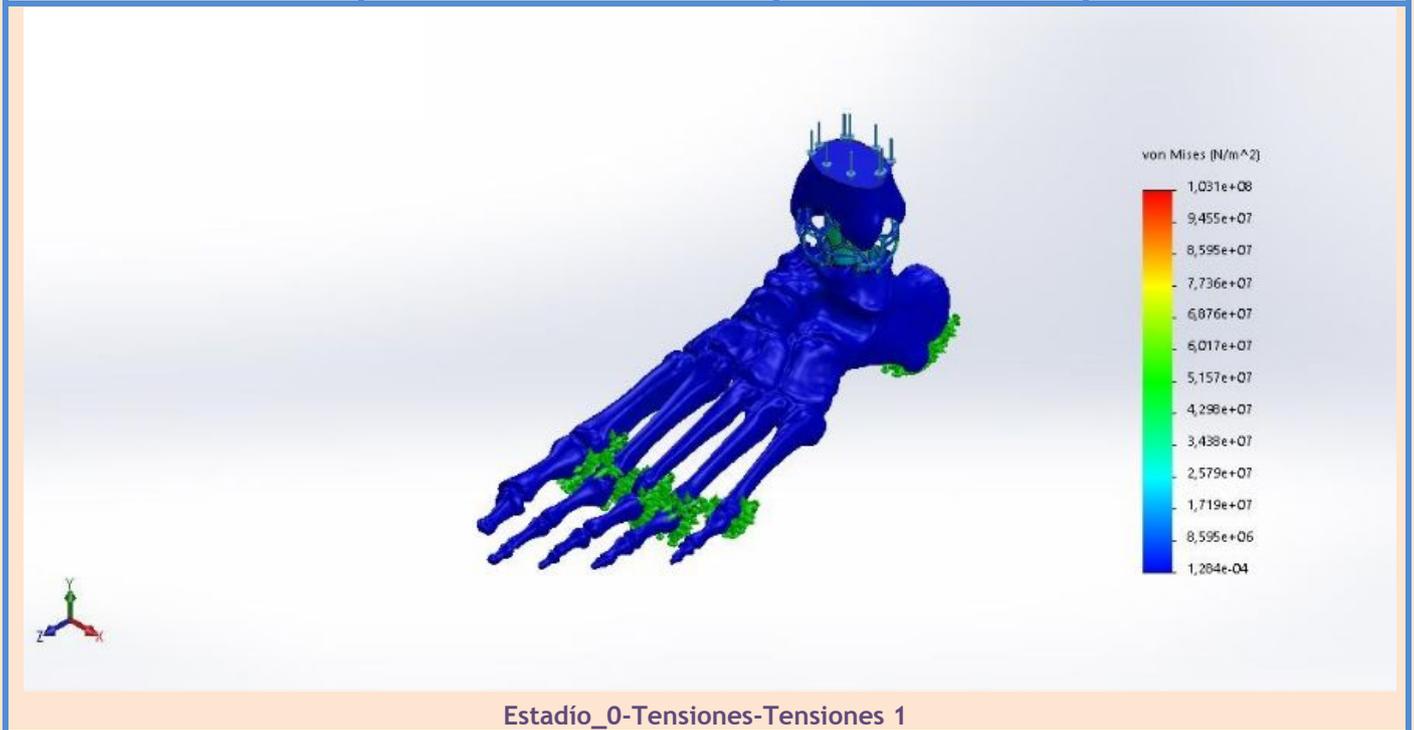
Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

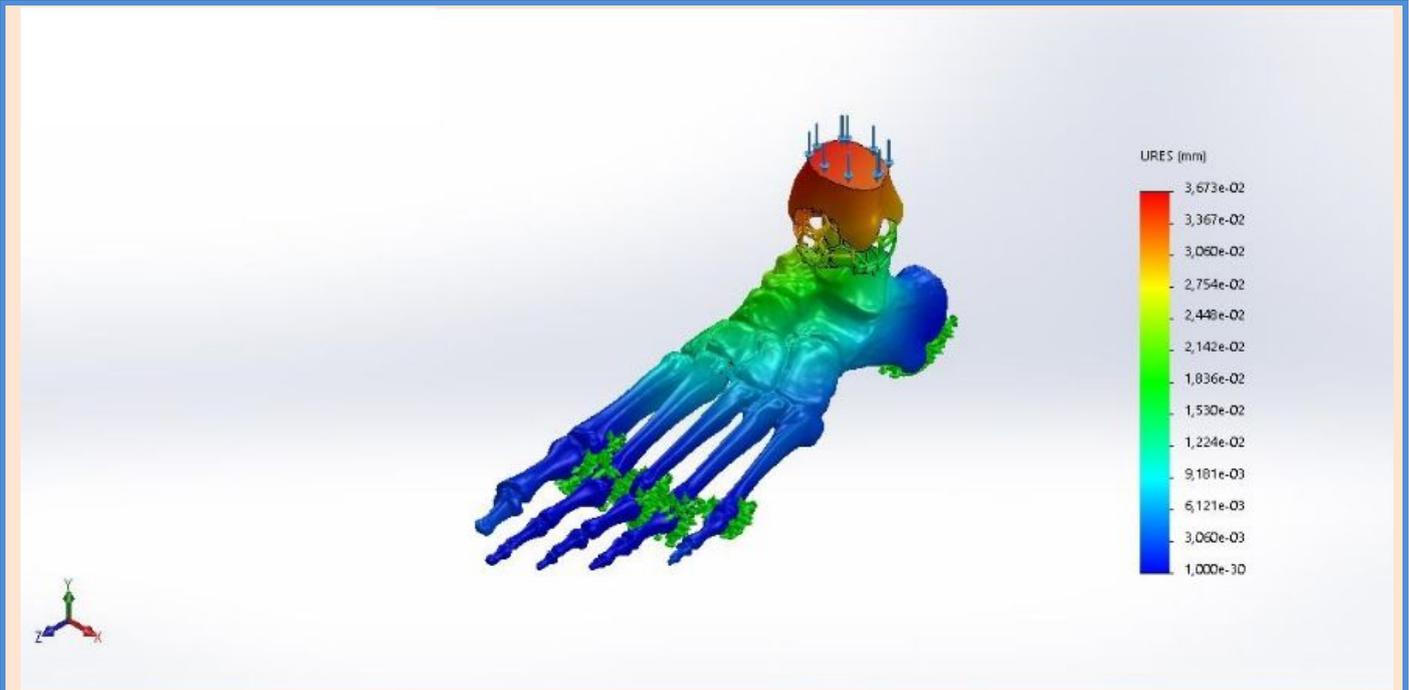
Vigas
No hay datos

Resultados del estudio

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------|---------------------------|---|---|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 1,284e-04 N/m ² Nodo: 2536787 | 1,031e+08 N/m ² Nodo: 2758008 |

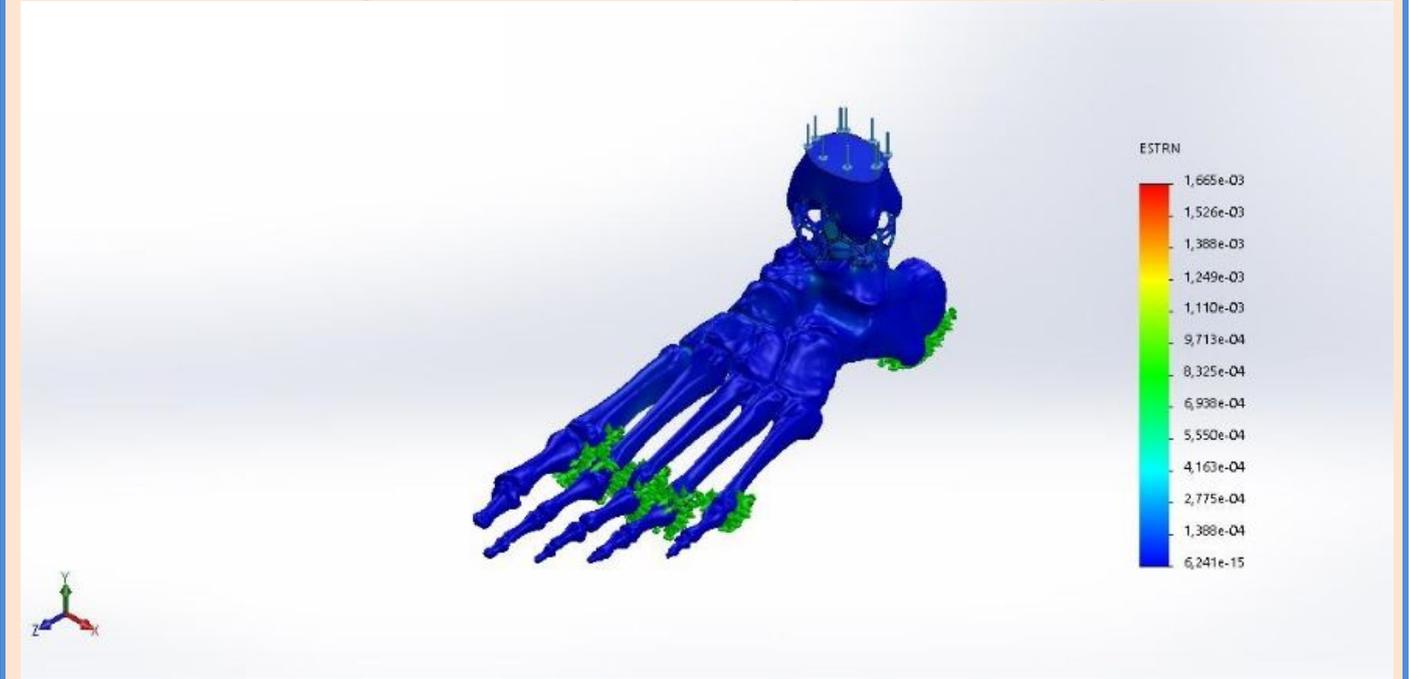


| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|---------------------------|-------------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 794 | 3,673e-02 mm Nodo: 2785520 |



Estadio_0-Desplazamientos-Desplazamientos1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|-------------------------------|--------------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 6,241e-15 Elemento: 300619 | 1,665e-03 Elemento: 2097382 |



Estadio_0-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Conclusión

Apéndice

Simulación de Estadio_1

Fecha: domingo, 22 de noviembre de 2020

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 4 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 6 |
| Información de contacto | 6 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 8 |
| Conclusión | 10 |
| Apéndice | 10 |

Descripción

No hay datos

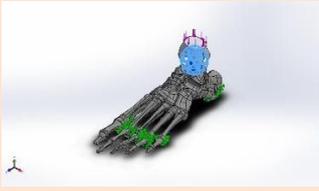
Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: Estadio_1
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|---|--------------|---|---|
| Prótesis  | Sólido | Masa:0,0282112 kg Volumen:6,36967e-06 m ³ Densidad:4.428,99 kg/m ³ Peso:0,27647 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_1.SLDPRT Nov 22 12:15:52 2020 |
| Tibia | Sólido | Masa:0,0779667 kg Volumen:4,10292e-05 m ³ Densidad:1.900,27 kg/m ³ Peso:0,764073 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_1.SLDPRT |

| | | | |
|--|--------|--|--|
|  | | | Nov 22 12:15:52 2020 |
| Pie  | Sólido | Masa:0,54875 kg Volumen:0,000288809 m ³ Densidad:1.900,05 kg/m ³ Peso:5,37775 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_1.SLDPR Nov 22 12:15:52 2020 |

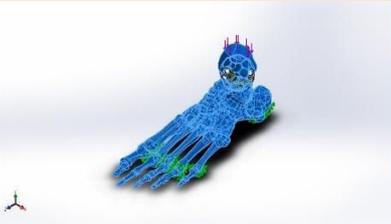
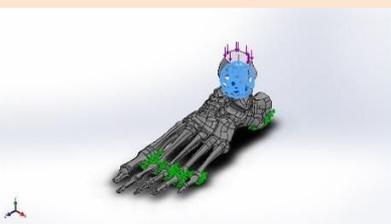
Propiedades de estudio

| | |
|---|-------------------------|
| Nombre de estudio | Análisis estático |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |

Unidades

| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

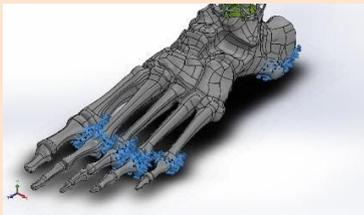
Propiedades de material

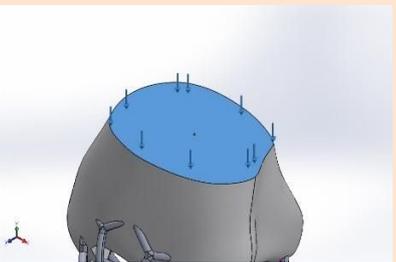
| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|---------------|
|  | <p>Nombre: Predeterminado</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,25e+07 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 9,4e+07 N/m²</p> <p>Límite de compresión: 1,655e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,5e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,4</p> <p>Densidad: 1.900 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,67e+09 N/m²</p> | Pie, Tibia |
| Datos de curva:N/A | | |
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> | Prótesis |

Límite elástico: 8,27371e+08 N/m²
 Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²
 Módulo elástico: 1,048e+11 N/m²
 Coeficiente de Poisson: 0,31
 Densidad: 4.428,78 kg/m³
 Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²
 Coeficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | | |
|--------------------------|--|----------------------|-------------------------|------------|--|
| Fijo-1 |  | Entidades: | 1 arista(s), 60 cara(s) | | |
| | | Tipo: | Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante | |
| Fuerza de reacción(N) | 0,0216726 | 1.000 | -0,0296398 | 1.000 | |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 | |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga | | | |
|-----------------|---|-------------------|-----------------------|--|--|
| Fuerza-1 |  | Entidades: | 1 cara(s) | | |
| | | Tipo: | Aplicar fuerza normal | | |
| | | Valor: | 1.000 N | | |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

| Contacto | Imagen del contacto | Propiedades del contacto |
|-----------------|---|---|
| Contacto global |  | Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible |

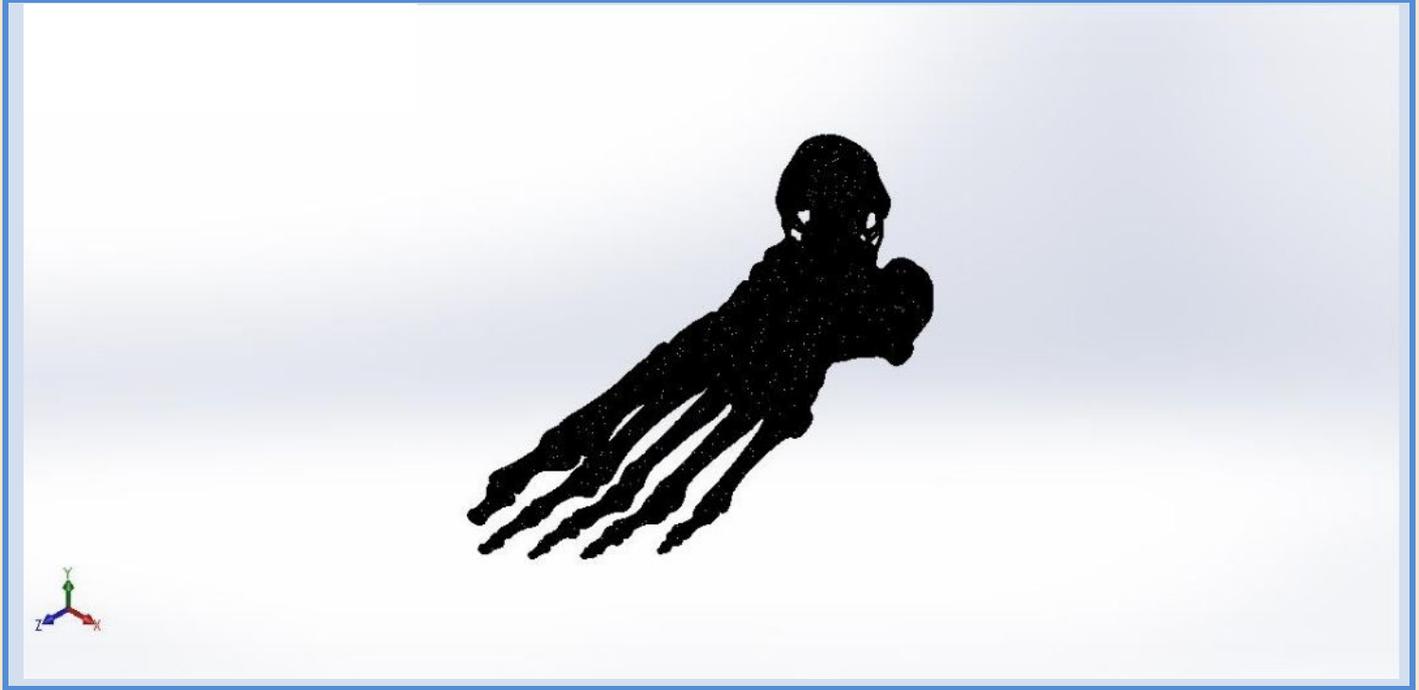
Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 0,9 mm |
| Tolerancia | 0,045 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---------------------------|---------|
| Número total de nodos | 3303287 |
| Número total de elementos | 2327690 |

| | |
|---|----------|
| Cociente máximo de aspecto | 155,75 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 98,6 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0,0145 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:17:46 |
| Nombre de computadora: | |



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-----------|-------|------------|------------|
| Todo el modelo | N | 0,0216726 | 1.000 | -0,0296398 | 1.000 |

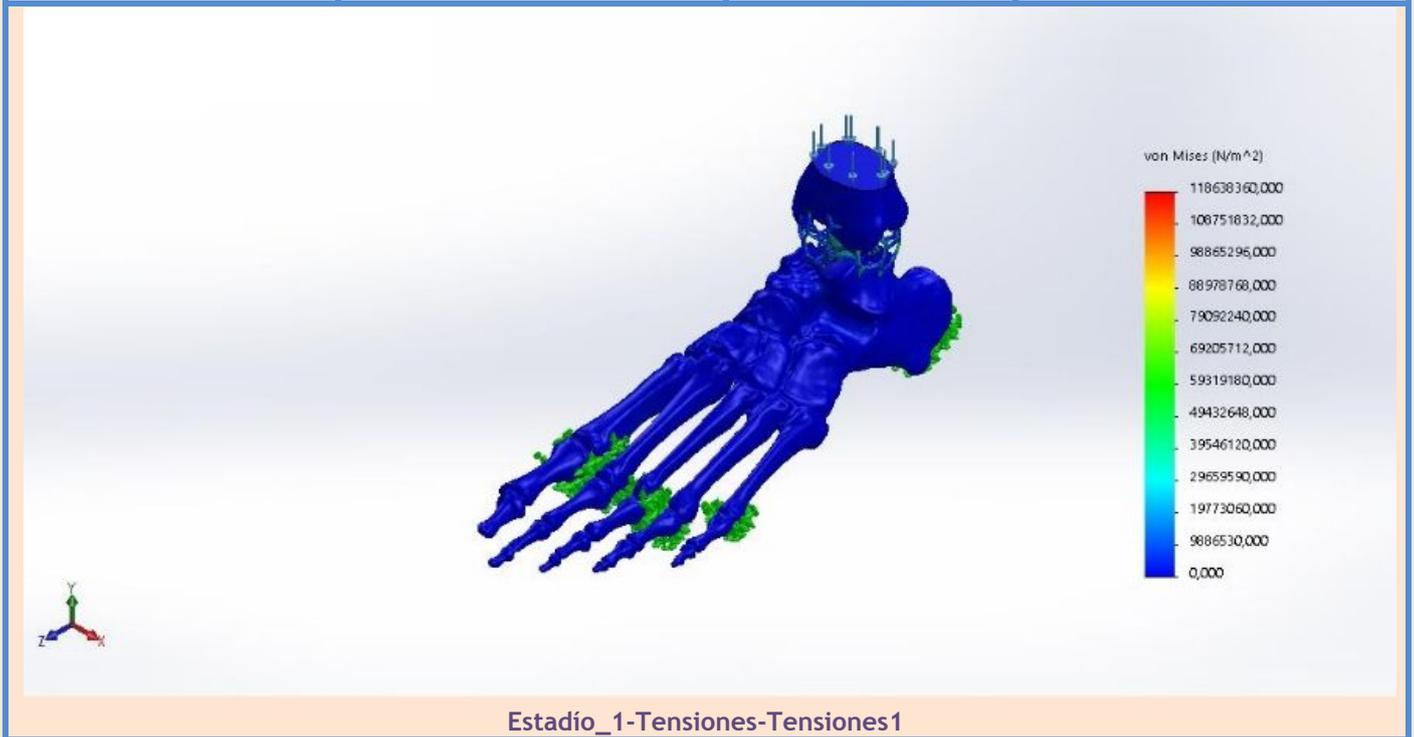
Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

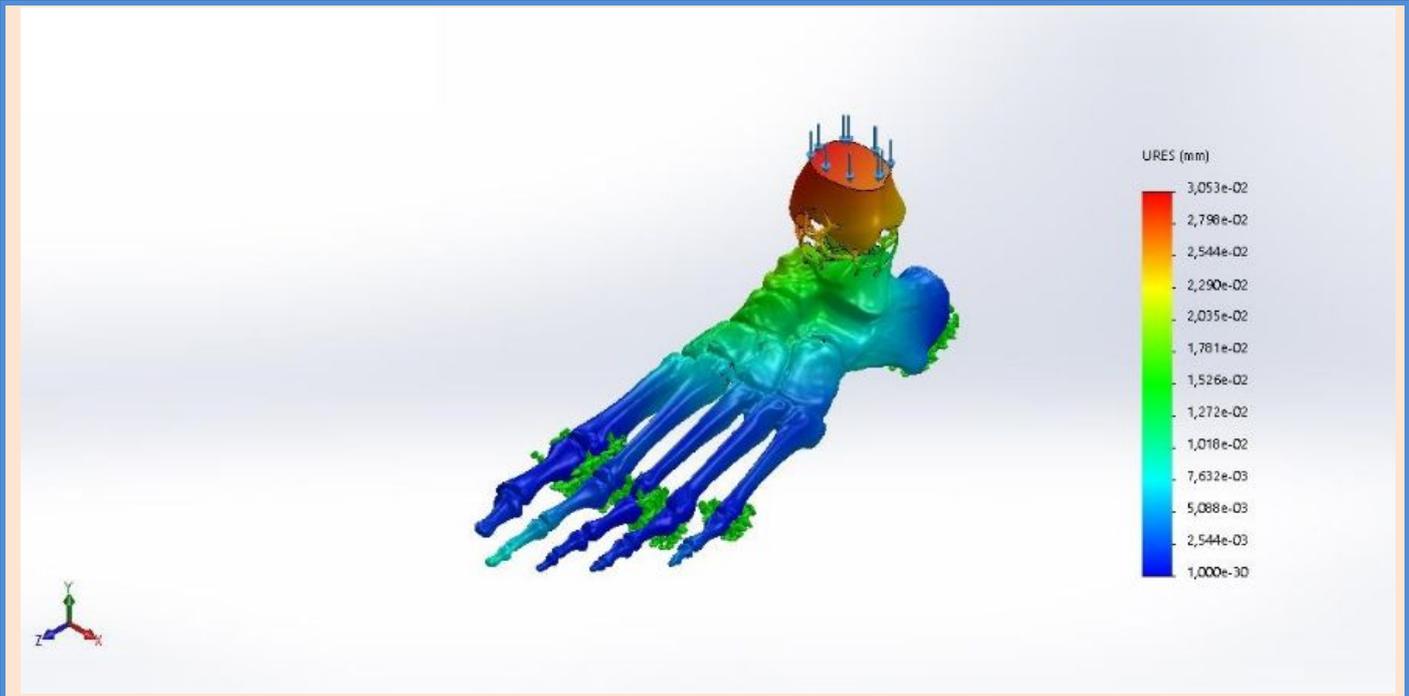
Vigas
No hay datos

Resultados del estudio

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------|---------------------------|---|---|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 0,000 N/m ² Nodo: 2305215 | 118638360,000N/m ² Nodo: 138474 |

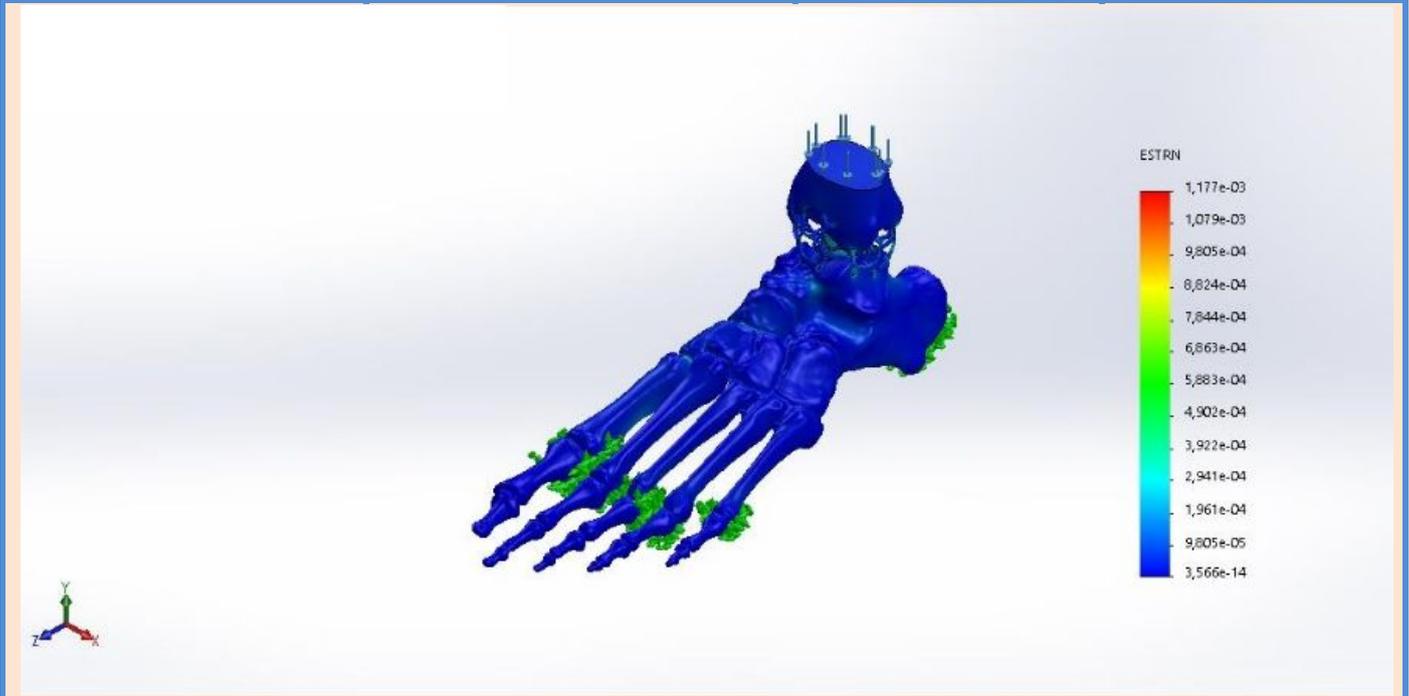


| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 638368 | 3,053e-02 mm Nodo: 182029 |



Estadio_1-Desplazamientos-Desplazamientos1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|-------------------------------|-------------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 3,566e-14 Elemento: 951930 | 1,177e-03 Elemento: 203254 |



Estadio_1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Conclusión

Apéndice

Simulación de Estadio_2

Fecha: viernes, 13 de noviembre de 2020

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

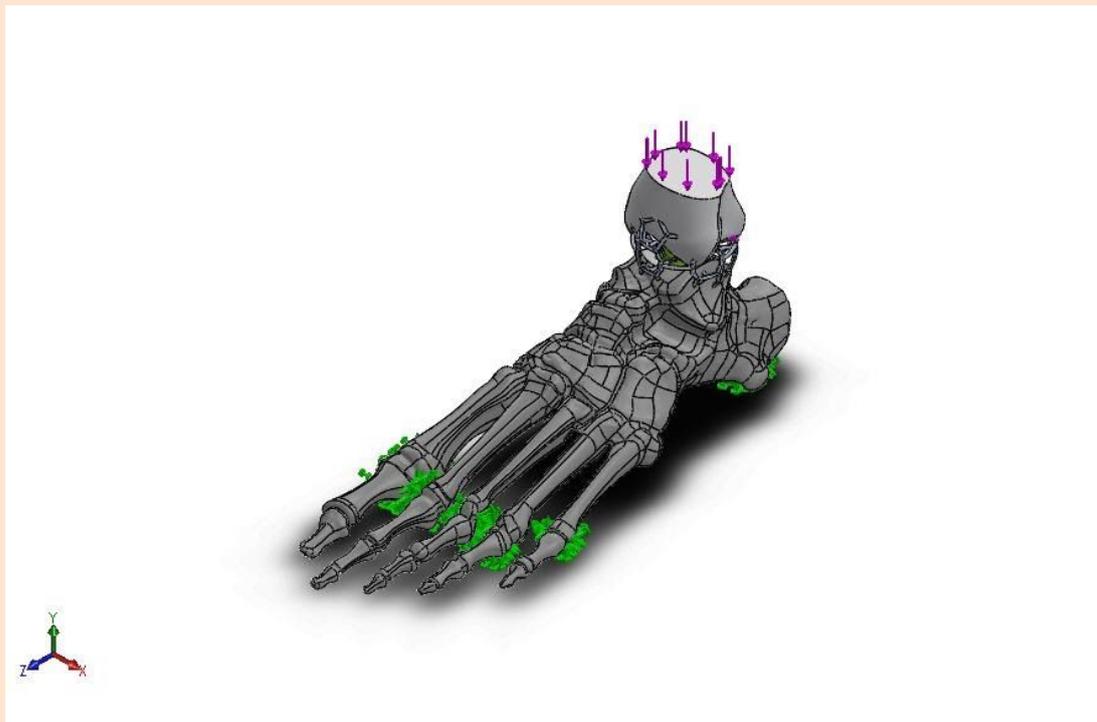
| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 4 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 6 |
| Información de contacto | 6 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 8 |
| Conclusión | 10 |
| Apéndice | 10 |

Descripción

No hay datos

Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: Estadio_2
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|--|--------------|---|--|
| <p>Tibia</p>  | Sólido | <p>Masa:0,0885513 kg Volumen:4,66041e-05 m³ Densidad:1.900,08 kg/m³ Peso:0,867803 N</p> | <p>C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_2.SLDPR Nov 12 15:52:25 2020</p> |
| Prótesis | Sólido | <p>Masa:0,0282112 kg Volumen:6,36967e-06 m³ Densidad:4.428,99 kg/m³</p> | <p>C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de</p> |

| | | | |
|--|--------|---|---|
|  | | Peso:0,27647 N | Crecimiento\Finales\Estadio_2.SLDPRT Nov 12 15:52:25 2020 |
| Pie  | Sólido | Masa:0,554747 kg Volumen:0,000291965 m ³ Densidad:1.900,04 kg/m ³ Peso:5,43652 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_2.SLDPRT Nov 12 15:52:25 2020 |

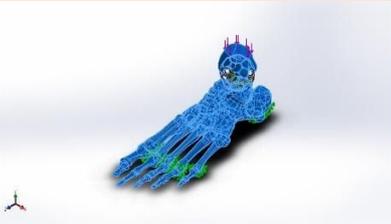
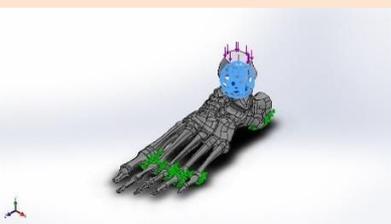
Propiedades de estudio

| | |
|---|-------------------------|
| Nombre de estudio | Análisis estático |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |

Unidades

| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

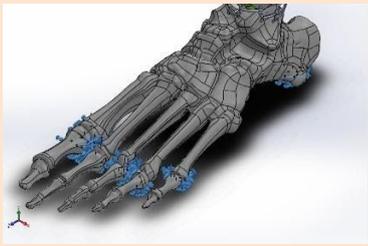
Propiedades de material

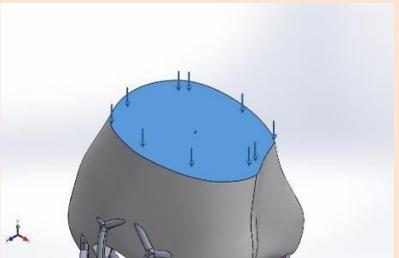
| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|---------------|
|  | <p>Nombre: Predeterminado</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,25e+07 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 9,4e+07 N/m²</p> <p>Límite de compresión: 1,655e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,5e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,4</p> <p>Densidad: 1.900 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,67e+09 N/m²</p> | Pie, Tibia |
| Datos de curva:N/A | | |
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> | Prótesis |

Límite elástico: 8,27371e+08 N/m²
 Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²
 Módulo elástico: 1,048e+11 N/m²
 Coeficiente de Poisson: 0,31
 Densidad: 4.428,78 kg/m³
 Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²
 Coeficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

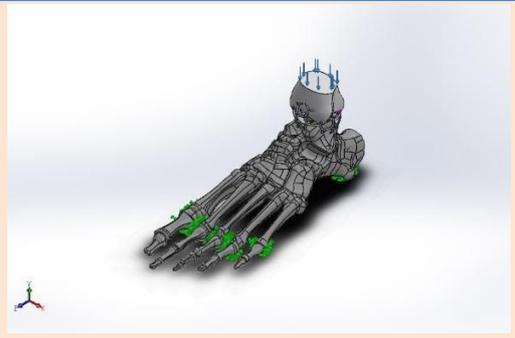
| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | |
|--------------------------|--|--|------------|------------|
| Fijo-1 |  | Entidades: 1 arista(s), 60 cara(s) Tipo: Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | 0,00290278 | 999,996 | -0,0209243 | 999,996 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga |
|-----------------|---|---|
| Fuerza-1 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1.000 N |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

| Contacto | Imagen del contacto | Propiedades del contacto |
|-----------------|--|---|
| Contacto global |  | Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible |

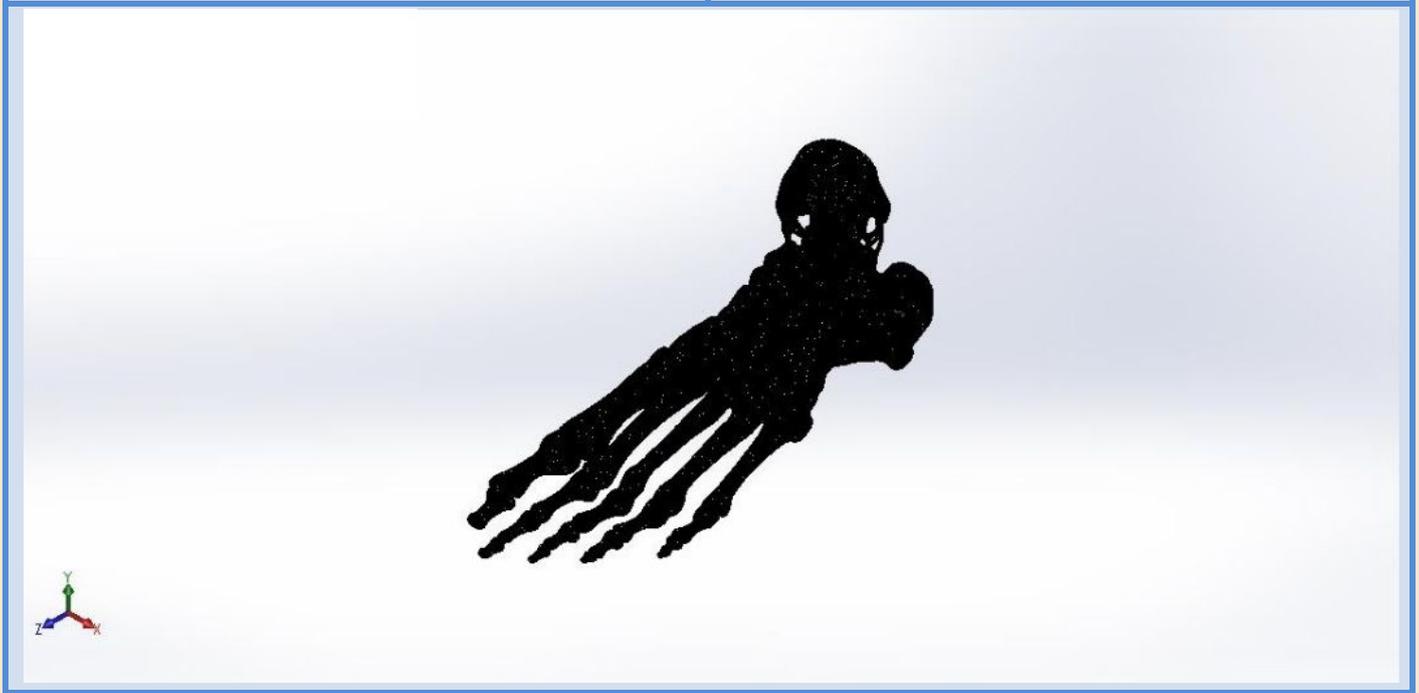
Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 0,9 mm |
| Tolerancia | 0,045 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|-----------------------|---------|
| Número total de nodos | 3143525 |
|-----------------------|---------|

| | |
|---|----------|
| Número total de elementos | 2347680 |
| Cociente máximo de aspecto | 155,75 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 98,6 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0,089 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:15:28 |
| Nombre de computadora: | |



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|------------|---------|------------|------------|
| Todo el modelo | N | 0,00290278 | 999,996 | -0,0209243 | 999,996 |

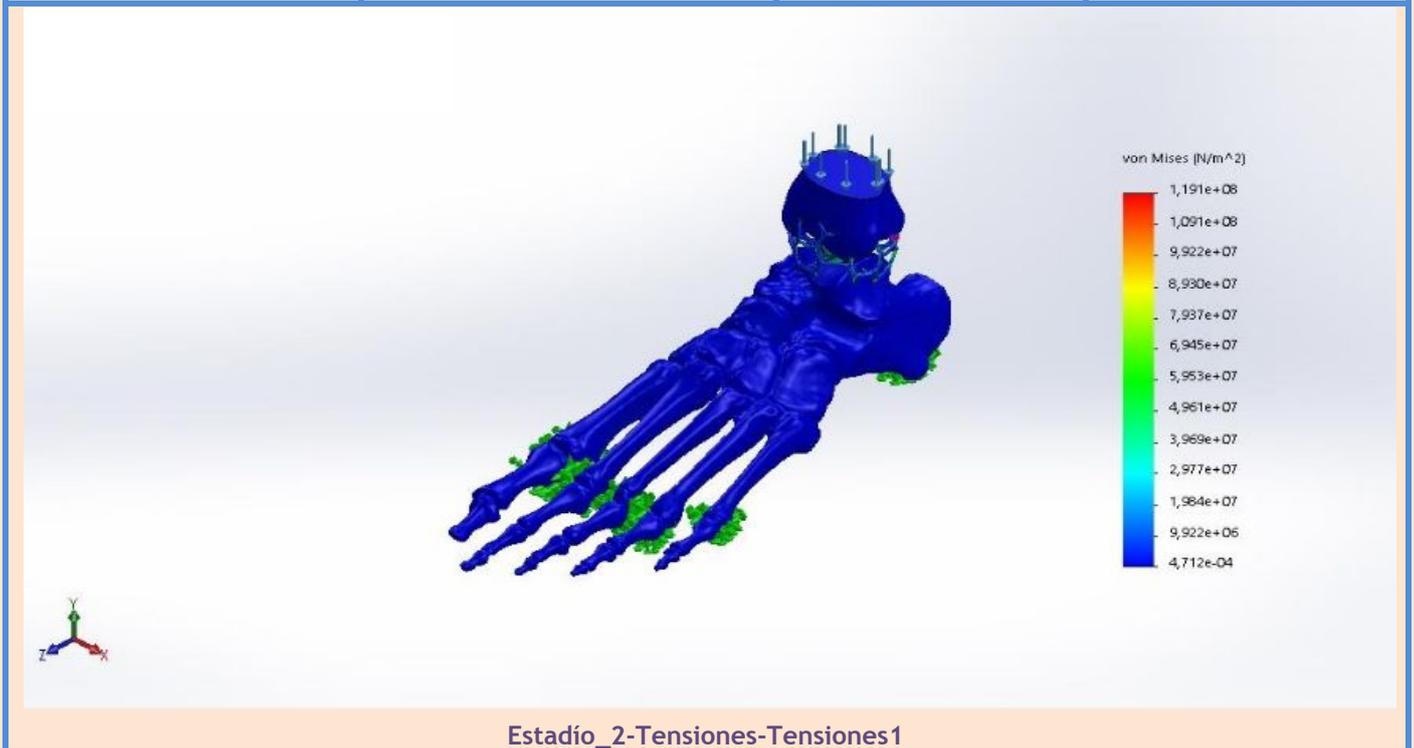
Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

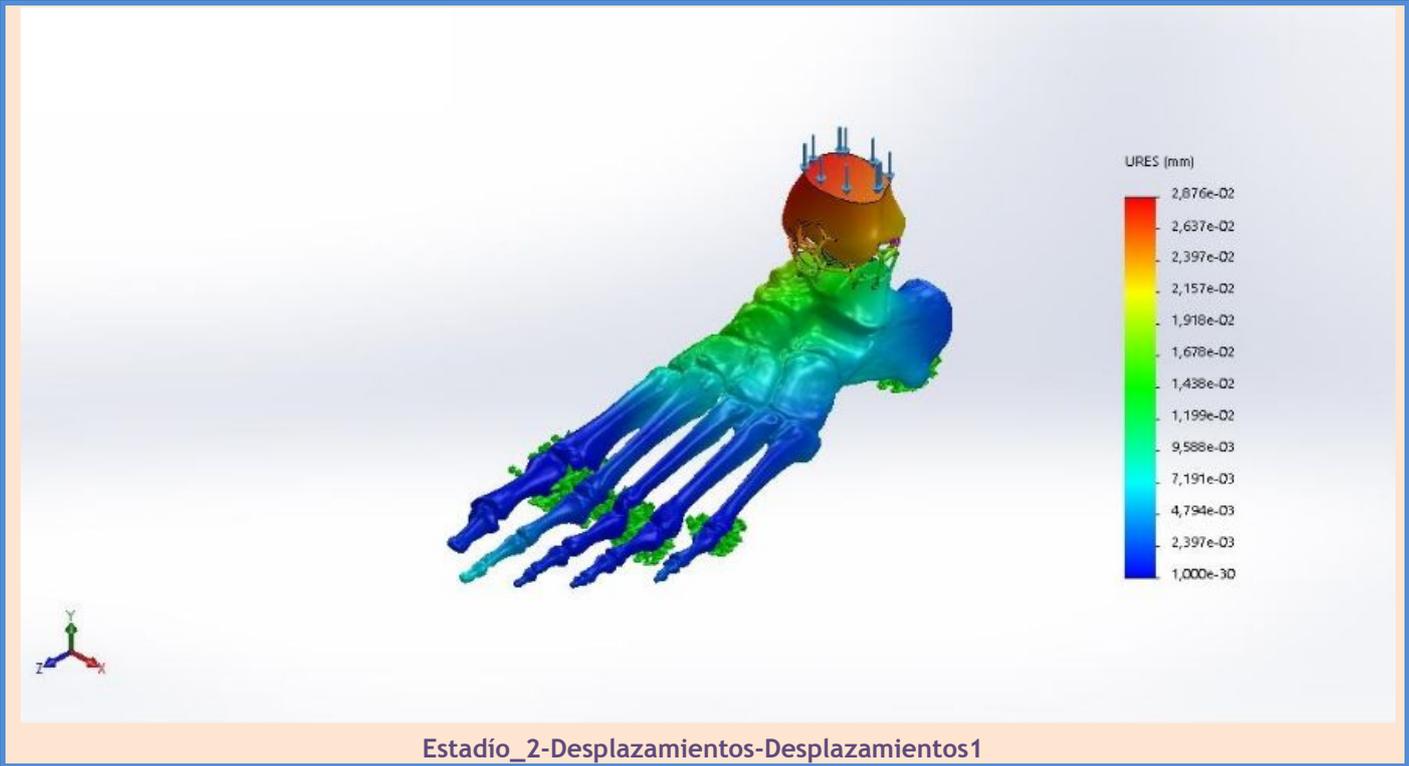
Vigas
No hay datos

Resultados del estudio

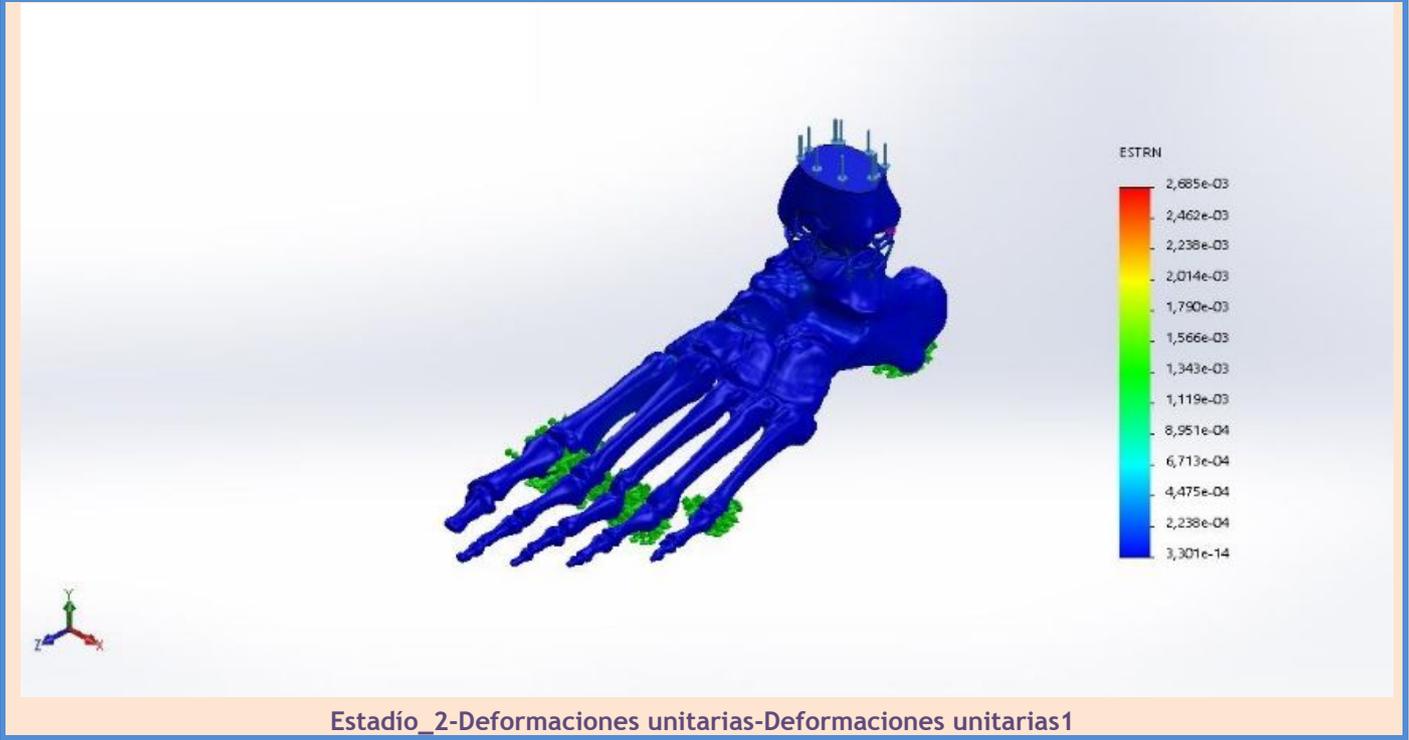
| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------|---------------------------|---|--|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 4,712e-04 N/m ² Nodo: 1224898 | 1,191e+08 N/m ² Nodo: 547548 |



| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|------------------------------|-----------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 807520 | 2,876e-02 mm Nodo: 65868 |



| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|--------------------------------|------------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 3,301e-14 Elemento: 1312186 | 2,685e-03 Elemento: 25096 |



Conclusión

Apéndice

Simulación de Estadio_3

Fecha: sábado, 21 de noviembre de 2020

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

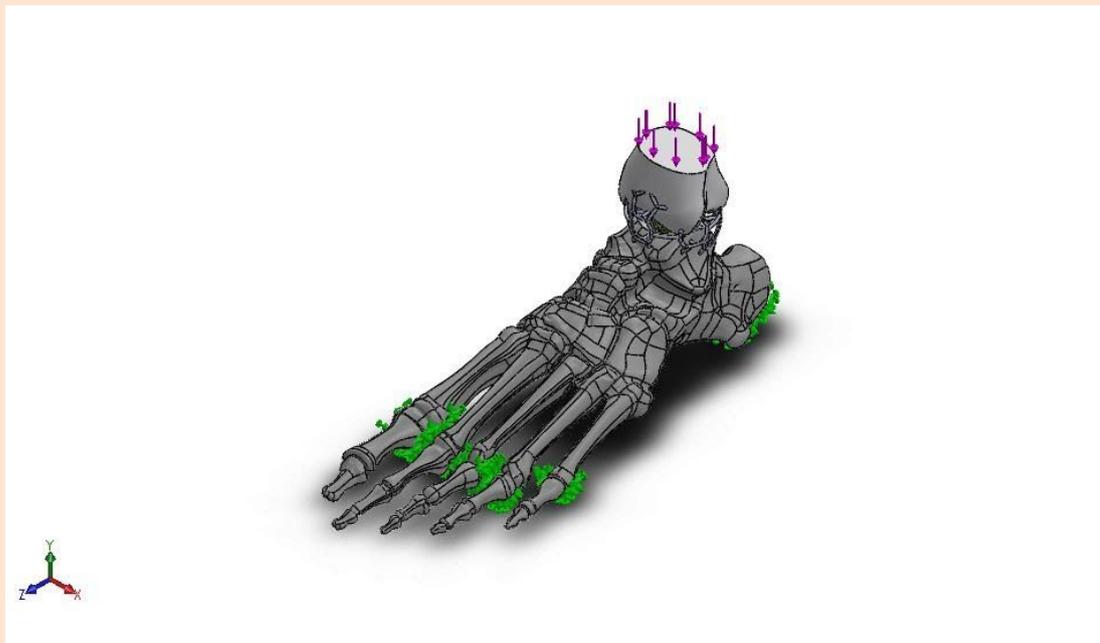
| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 4 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 6 |
| Información de contacto | 6 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 8 |
| Conclusión | 10 |
| Apéndice | 10 |

Descripción

No hay datos

Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: Estadío_3
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|---|--------------|---|---|
|  <p>Prótesis</p> | Sólido | Masa:0,0282112 kg Volumen:6,36967e-06 m ³ Densidad:4.428,99 kg/m ³ Peso:0,27647 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadío_3.SLDPRT Nov 21 18:12:52 2020 |
| Tibia | Sólido | Masa:0,0975027 kg Volumen:5,13157e-05 m ³ Densidad:1.900,06 kg/m ³ Peso:0,955526 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadío_3.SLDPRT |

| | | | |
|--|--------|--|---|
|  | | | Nov 21 18:12:52 2020 |
| Pie  | Sólido | Masa:0,559551 kg Volumen:0,000294493 m ³ Densidad:1.900,05 kg/m ³ Peso:5,4836 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_3.SLDPRT Nov 21 18:12:52 2020 |

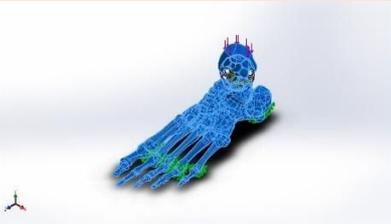
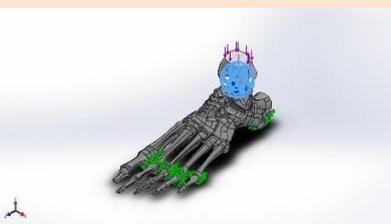
Propiedades de estudio

| | |
|---|-------------------------|
| Nombre de estudio | Análisis estático |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |

Unidades

| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

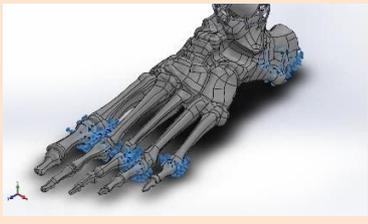
Propiedades de material

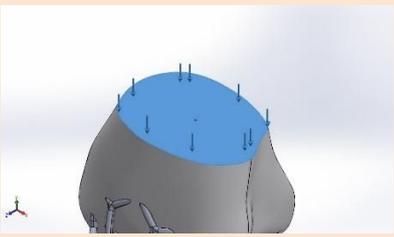
| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|---------------|
|  | <p>Nombre: Predeterminado</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,25e+07 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 9,4e+07 N/m²</p> <p>Límite de compresión: 1,655e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,5e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,4</p> <p>Densidad: 1.900 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,67e+09 N/m²</p> | Pie, Tibia |
| Datos de curva:N/A | | |
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> | Prótesis |

Límite elástico: 8,27371e+08 N/m²
 Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²
 Módulo elástico: 1,048e+11 N/m²
 Coeficiente de Poisson: 0,31
 Densidad: 4.428,78 kg/m³
 Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²
 Coeficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | | |
|--------------------------|--|--|-----------|------------|--|
| Fijo-1 |  | Entidades: 1 arista(s), 60 cara(s) Tipo: Geometría fija | | | |
| Fuerzas resultantes | | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante | |
| Fuerza de reacción(N) | 0,0125151 | 999,997 | 0,0153905 | 999,997 | |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 | |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga | | | |
|-----------------|---|---|--|--|--|
| Fuerza-1 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1.000 N | | | |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

| Contacto | Imagen del contacto | Propiedades del contacto |
|-----------------|---|---|
| Contacto global |  | Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible |

Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 0,9 mm |
| Tolerancia | 0,045 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---------------------------|---------|
| Número total de nodos | 3476918 |
| Número total de elementos | 2461757 |

| | |
|---|----------|
| Cociente máximo de aspecto | 155,73 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 98,7 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0,0144 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:22:36 |
| Nombre de computadora: | |



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-----------|---------|-----------|------------|
| Todo el modelo | N | 0,0125151 | 999,997 | 0,0153905 | 999,997 |

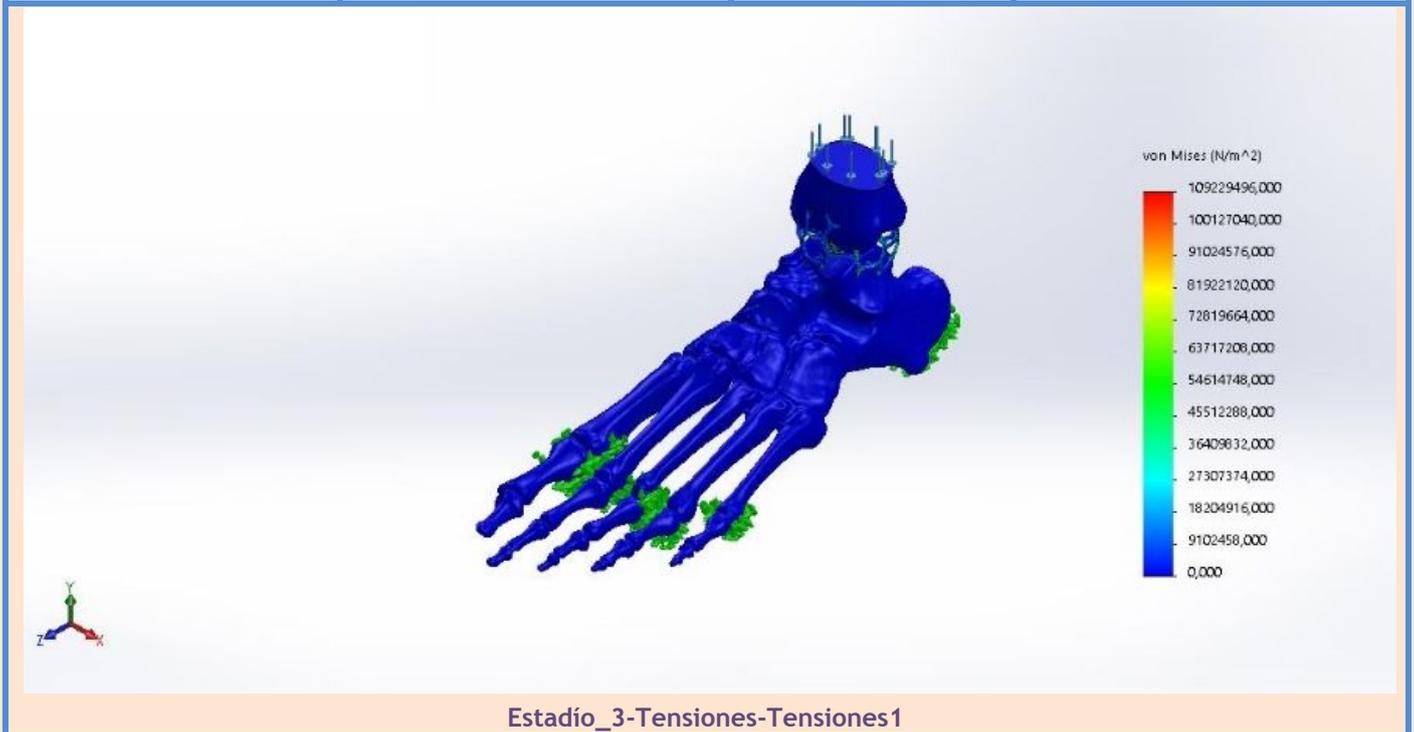
Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

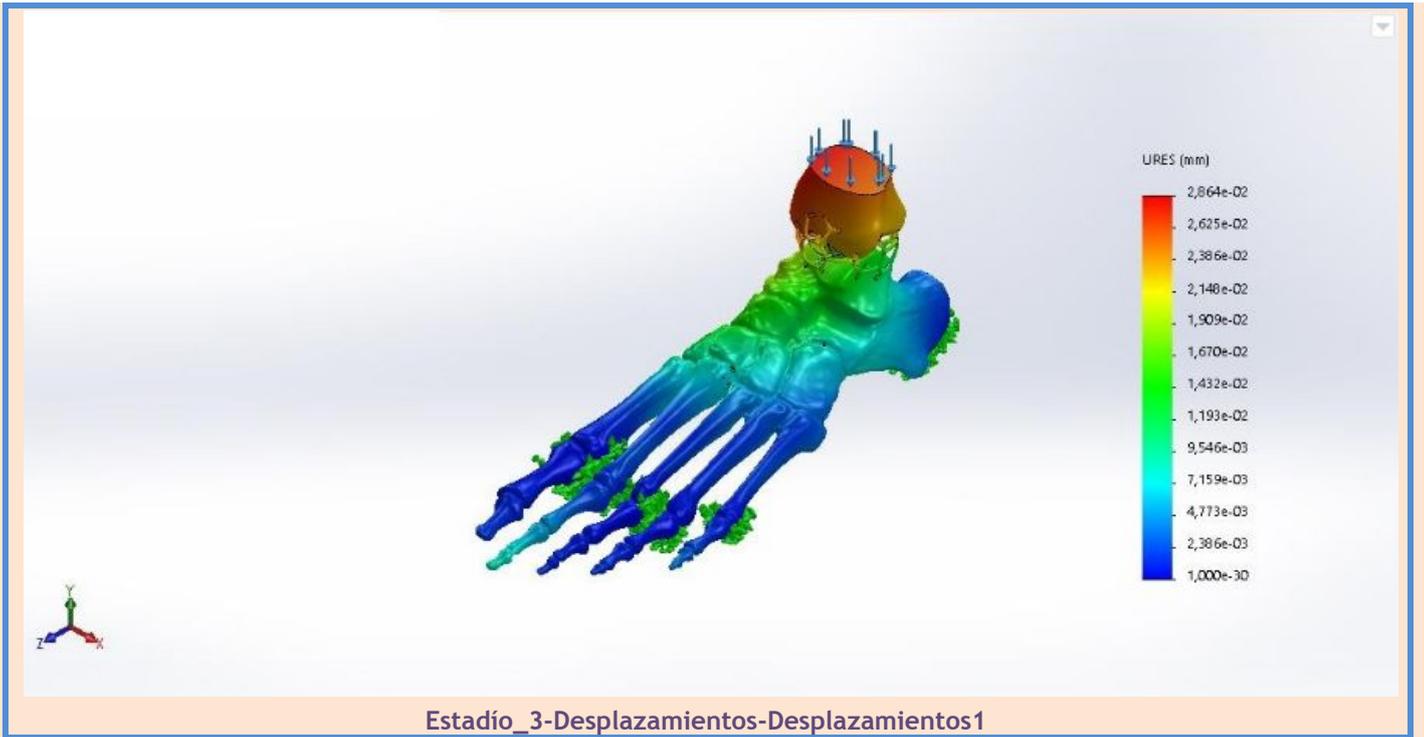
Vigas
No hay datos

Resultados del estudio

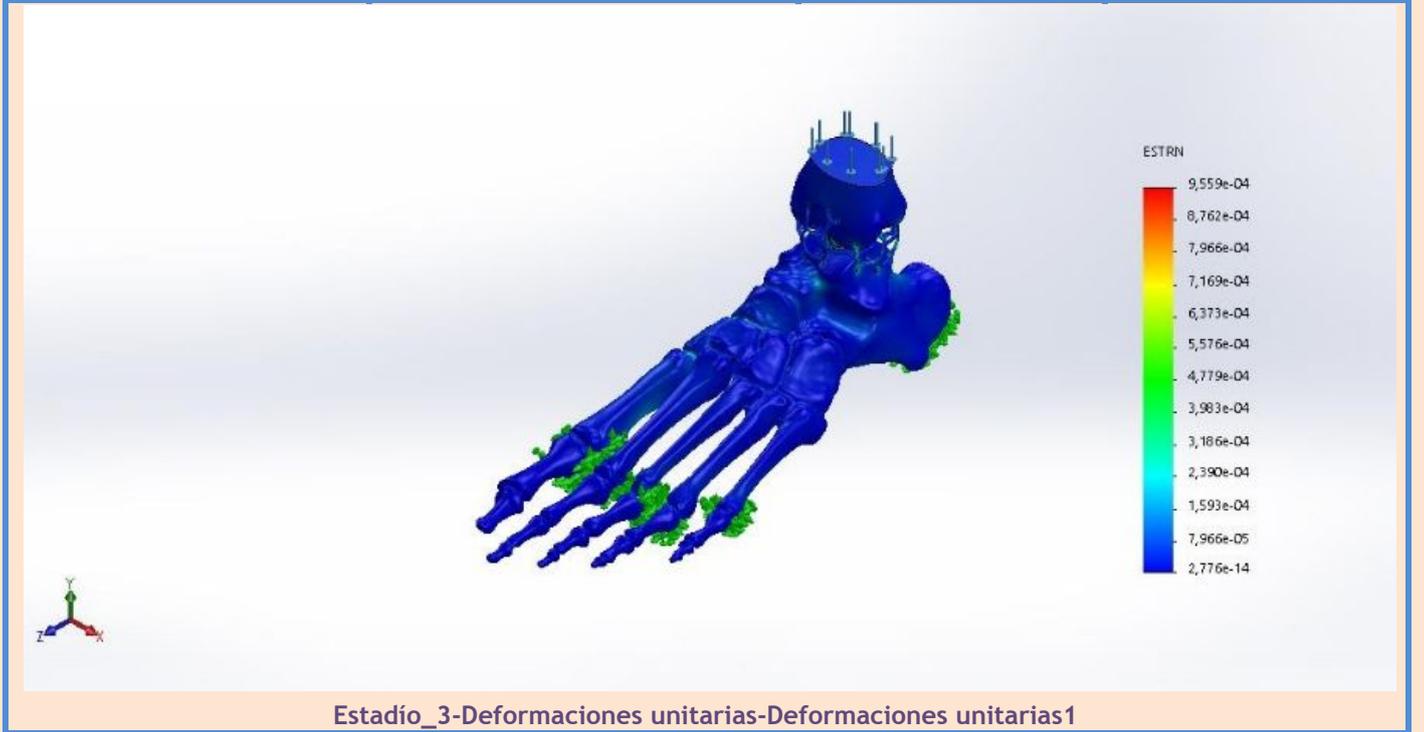
| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------|---------------------------|--|---|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 0,000 N/m ² Nodo: 653295 | 109229496,000N/m ² Nodo: 138213 |



| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 653295 | 2,864e-02 mm Nodo: 735714 |



| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|--------------------------------|-------------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 2,776e-14 Elemento: 1432057 | 9,559e-04 Elemento: 233894 |



Conclusión

Apéndice

Simulación de Estadio_4

Fecha: viernes, 20 de noviembre de 2020

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

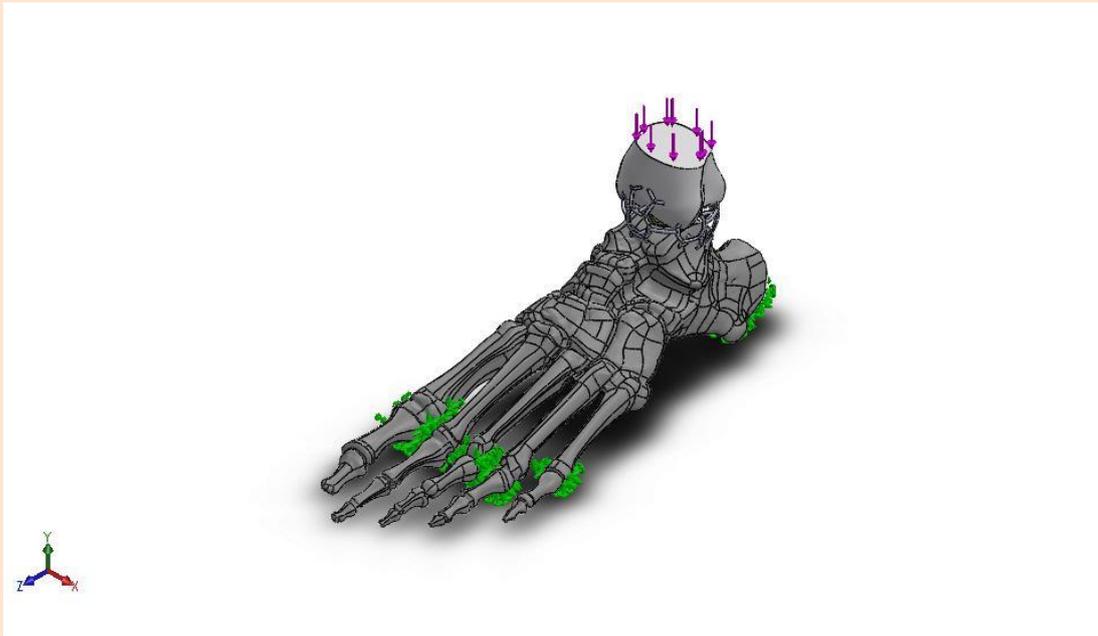
| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 4 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 6 |
| Información de contacto | 6 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 8 |
| Conclusión | 10 |
| Apéndice | 10 |

Descripción

No hay datos

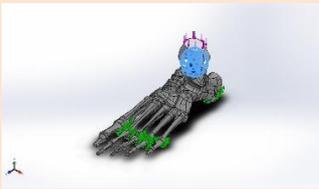
Suposiciones

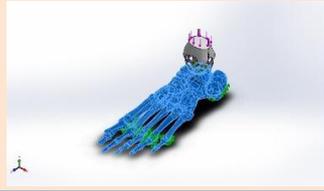
Información de modelo



Nombre del modelo: Estadio_4
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|--|--------------|--|---|
| Prótesis  | Sólido | Masa:0,0282112 kg Volumen:6,36967e-06 m ³ Densidad:4.428,99 kg/m ³ Peso:0,27647 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_4.SLDPRT Nov 20 09:25:52 2020 |
| Tibia | Sólido | Masa:0,104944 kg Volumen:5,52309e-05 m ³ Densidad:1.900,1 kg/m ³ Peso:1,02846 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica\Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_4.SLDPRT |

| | | | |
|---|--------|---|--|
|  | | | Nov 20 09:25:52 2020 |
| Pie  | Sólido | Masa:0,563067 kg Volumen:0,000296344 m ³ Densidad:1.900,05 kg/m ³ Peso:5,51805 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Emanuel\Tesis\Mecánica Modelos de Crecimiento\Finales\Estadio_4.SLDPR Nov 20 09:25:52 2020 |

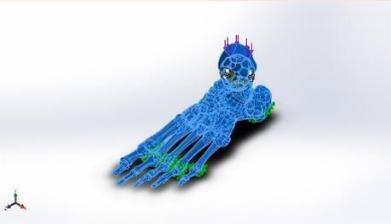
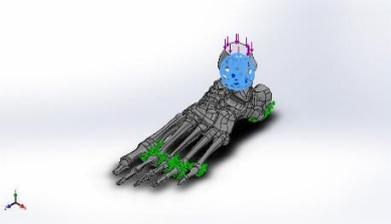
Propiedades de estudio

| | |
|---|-------------------------|
| Nombre de estudio | Análisis estático |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |

Unidades

| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

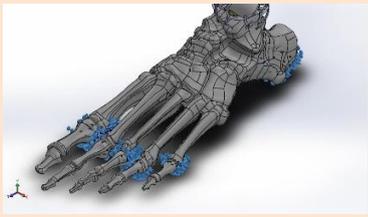
Propiedades de material

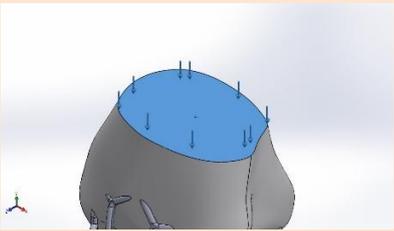
| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|--|-------------|
|  | <p>Nombre: Predeterminado</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,25e+07 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 9,4e+07 N/m²</p> <p>Límite de compresión: 1,655e+08 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,5e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,4</p> <p>Densidad: 1.900 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,67e+09 N/m²</p> | Pie, Tibia |
| Datos de curva:N/A | | |
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> | Prótesis |

Limite elástico: 8,27371e+08 N/m²
 Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²
 Módulo elástico: 1,048e+11 N/m²
 Coeficiente de Poisson: 0,31
 Densidad: 4.428,78 kg/m³
 Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²
 Coeficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

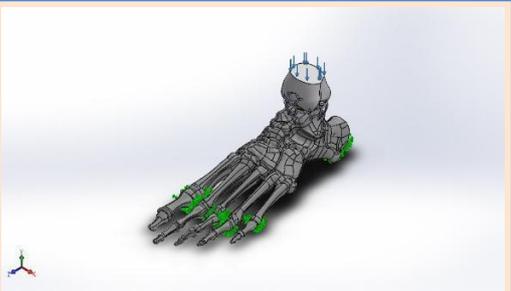
| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | | |
|--------------------------|--|----------------------|-------------------------|------------|--|
| Fijo-1 |  | Entidades: | 1 arista(s), 60 cara(s) | | |
| | | Tipo: | Geometría fija | | |
| Fuerzas resultantes | | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante | |
| Fuerza de reacción(N) | 0,00144769 | 999,994 | -0,00521226 | 999,994 | |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 | |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga | | | |
|-----------------|---|-------------------|-----------------------|--|--|
| Fuerza-1 |  | Entidades: | 1 cara(s) | | |
| | | Tipo: | Aplicar fuerza normal | | |
| | | Valor: | 1.000 N | | |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

| Contacto | Imagen del contacto | Propiedades del contacto |
|-----------------|---|---|
| Contacto global |  | Tipo: Unión rígida Componentes: 1 componente(s) Opciones: Mallado compatible |

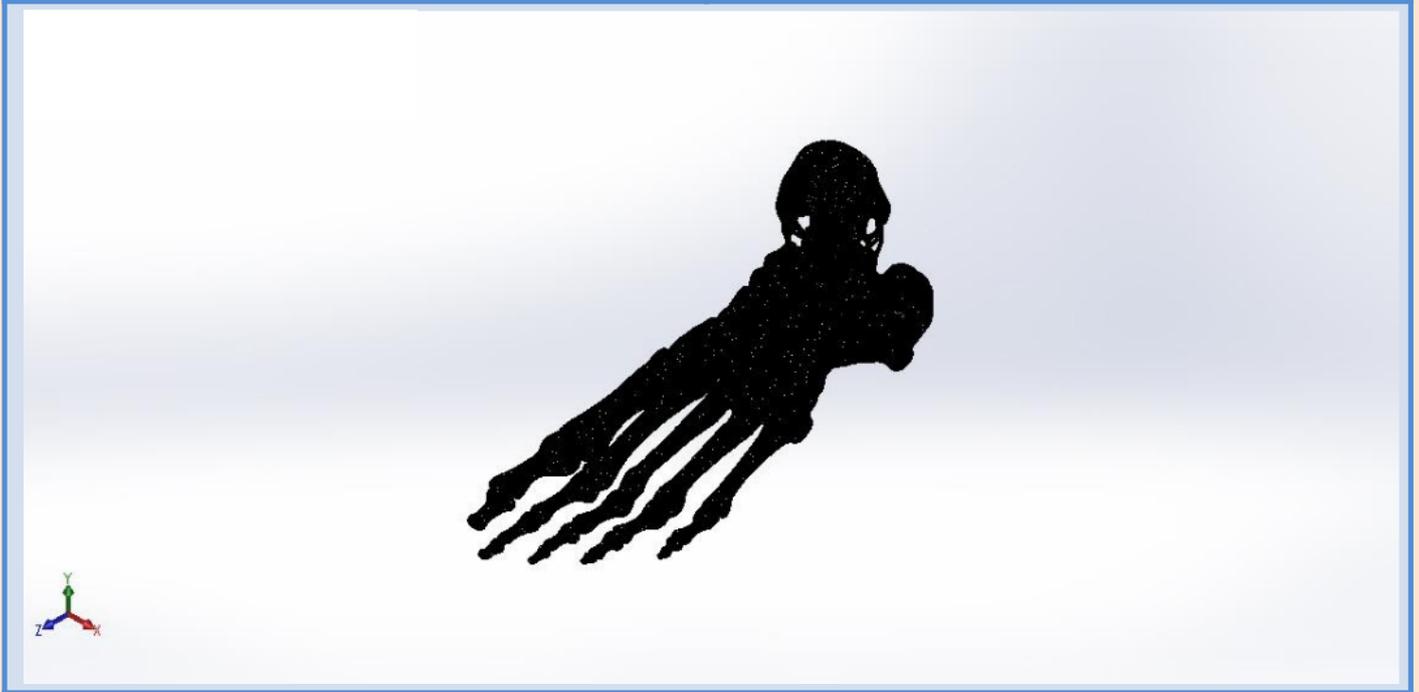
Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 0,9 mm |
| Tolerancia | 0,045 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---------------------------|---------|
| Número total de nodos | 3521283 |
| Número total de elementos | 2497315 |

| | |
|---|----------|
| Cociente máximo de aspecto | 155,75 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 98,7 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0,0152 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:15:39 |
| Nombre de computadora: | |



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|------------|---------|-------------|------------|
| Todo el modelo | N | 0,00144769 | 999,994 | -0,00521226 | 999,994 |

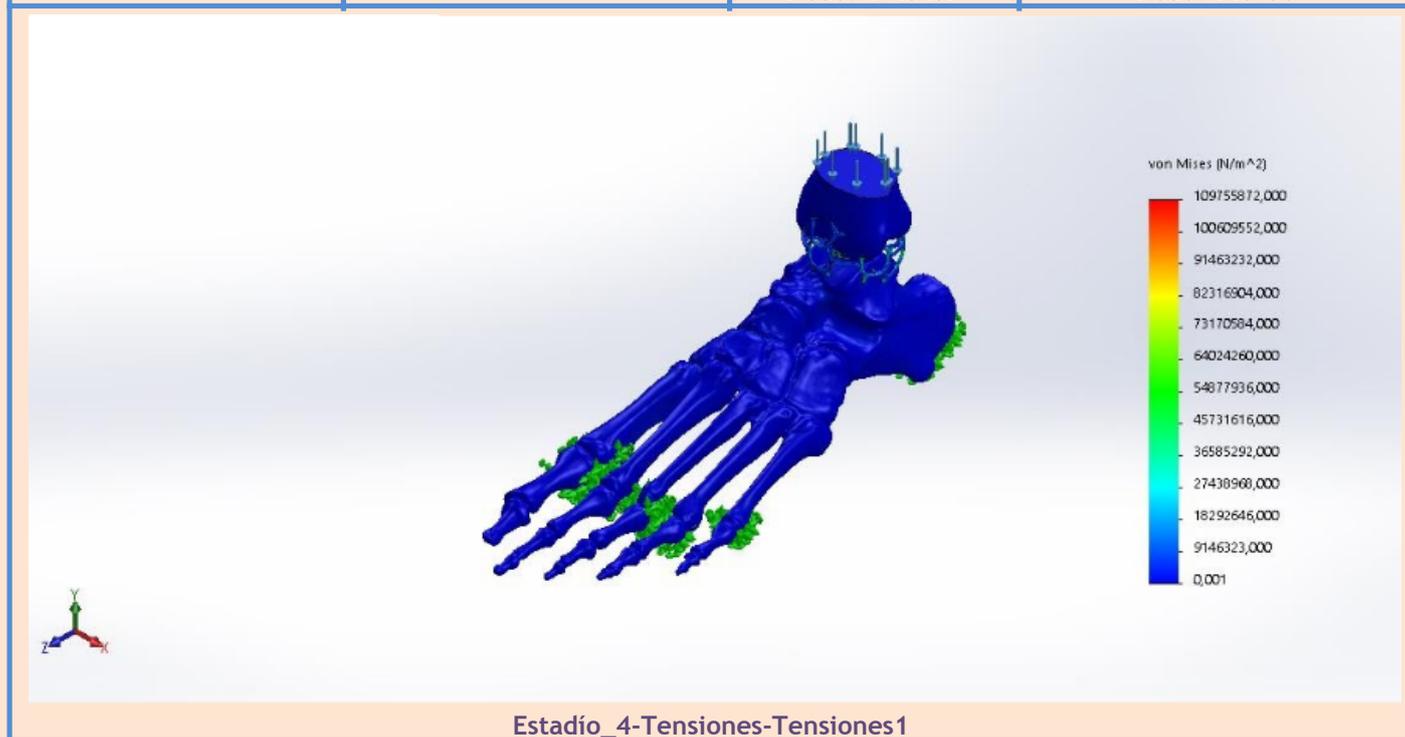
Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

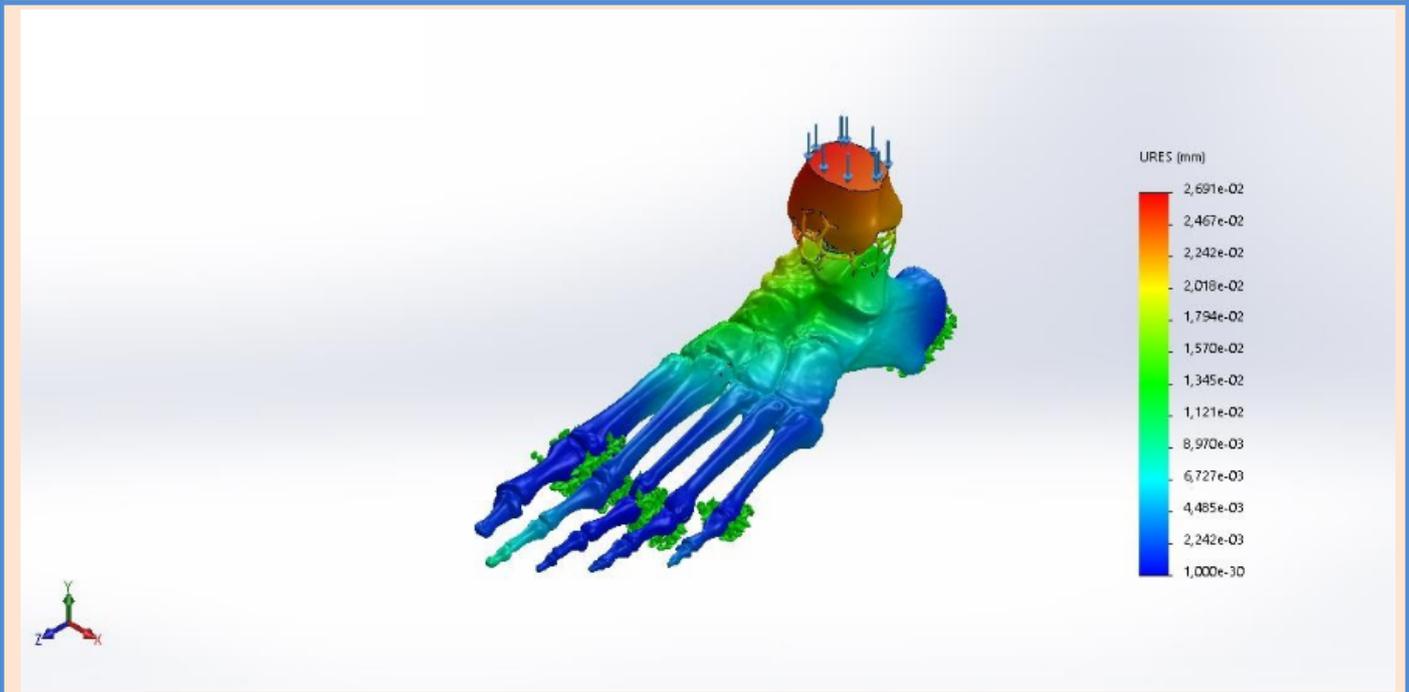
Vigas
No hay datos

Resultados del estudio

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------|---------------------------|---|---|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 0,001 N/m ² Nodo: 1945437 | 109755872,000N/m ² Nodo: 146936 |

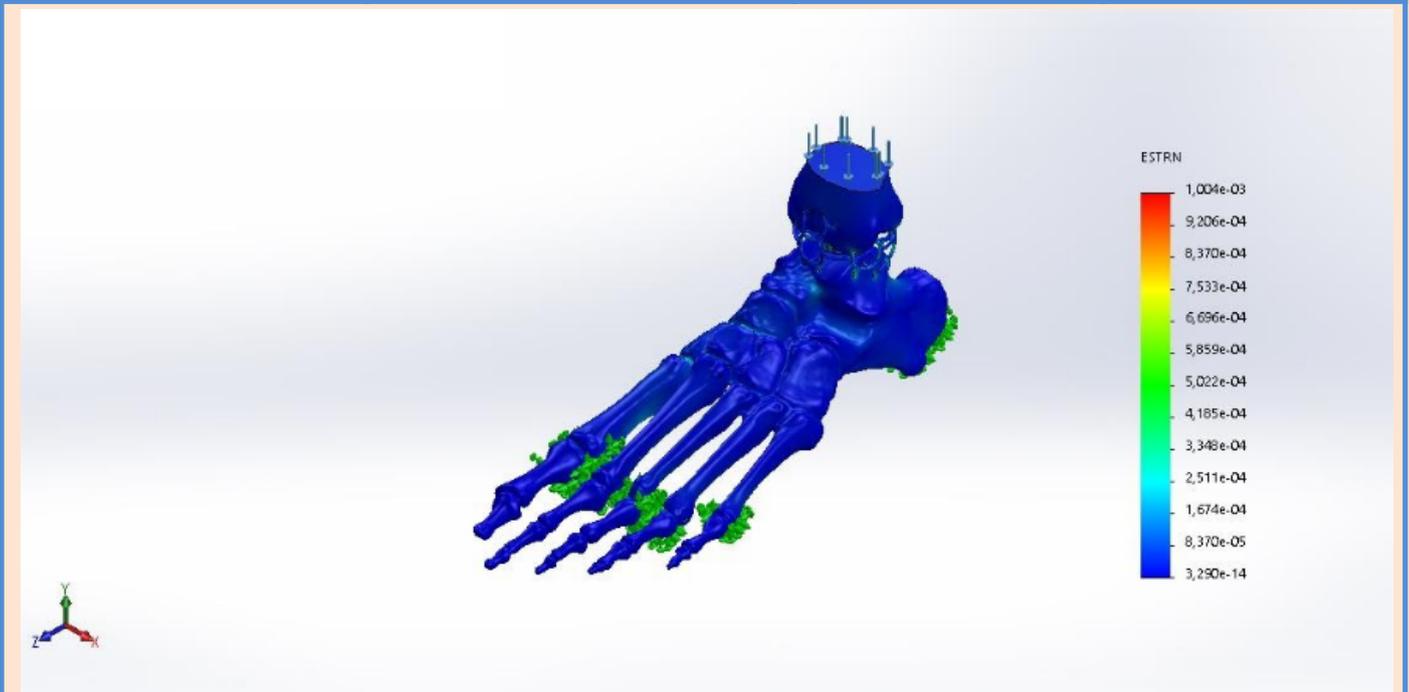


| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 781733 | 2,691e-02 mm Nodo: 180712 |



Estadio_4-Desplazamientos-Desplazamientos1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|--------------------------------|-------------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 3,290e-14 Elemento: 1329036 | 1,004e-03 Elemento: 186850 |



Estadio_4-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Conclusión

Apéndice

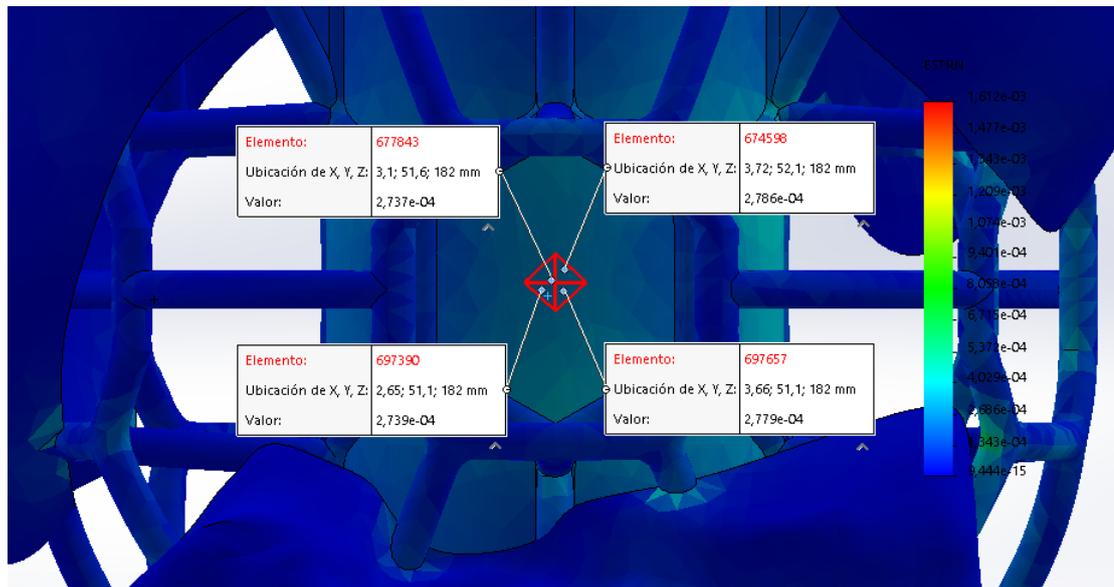


Figura A2.1: Deformación unitaria en el estadio 0 (fresado de 50 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 1.

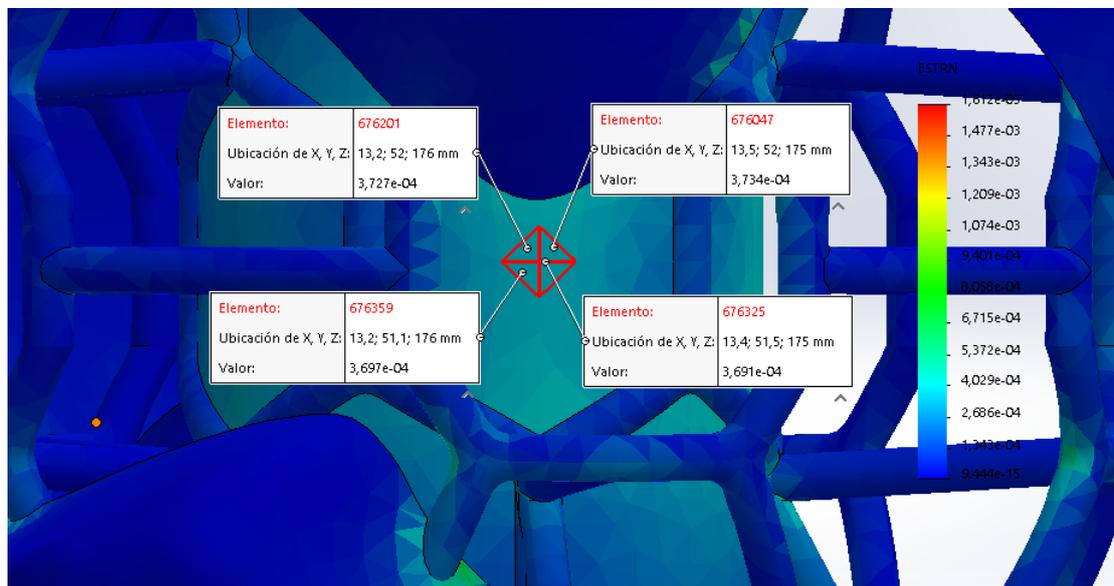


Figura A2.2: Deformación unitaria en el estadio 0 (fresado de 50 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 2.

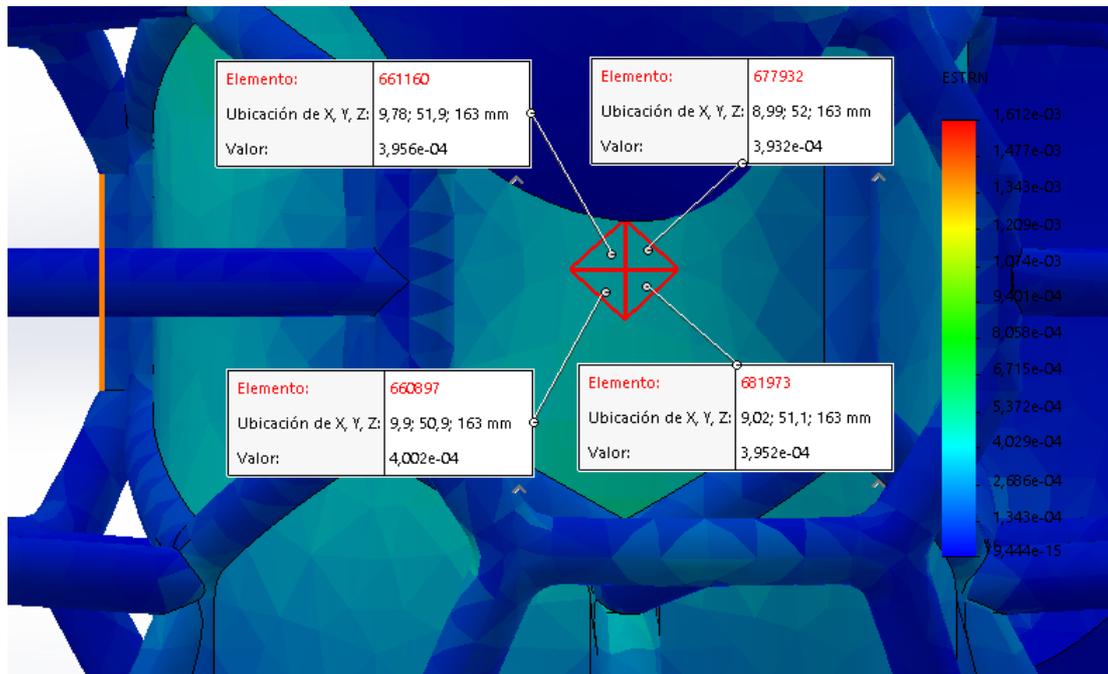


Figura A2.3: Deformación unitaria en el estadio 0 (fresado de 50 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 3.

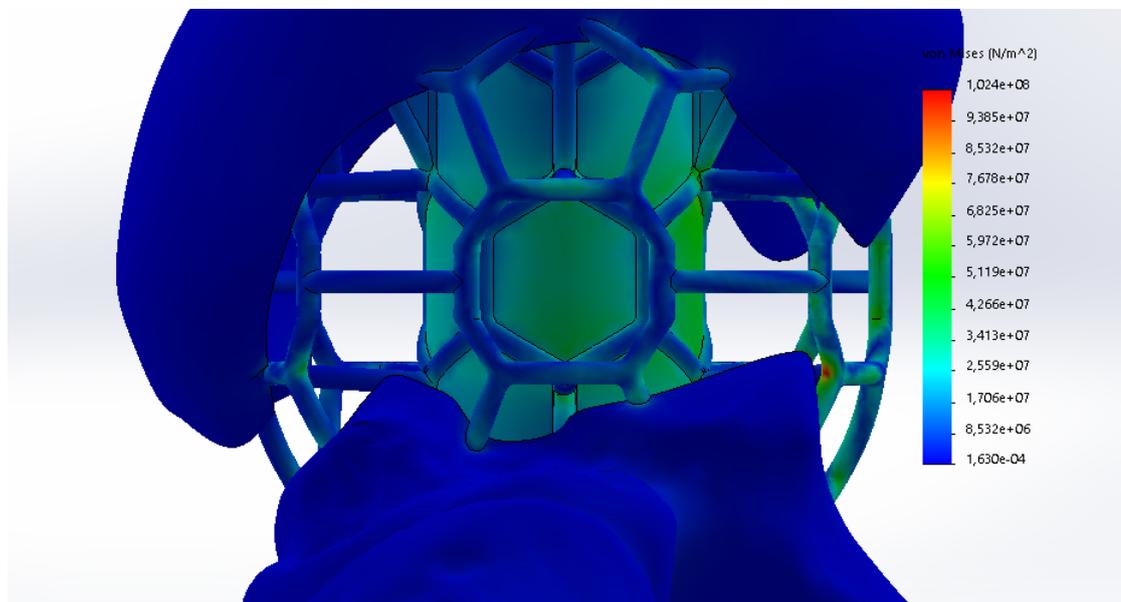


Figura A2.4: Vista frontal. Mapa de color de las tensiones de von Mises en el estadio 0 (fresado de 50 mm). Se aprecia una mayor concentración de tensiones sobre el lado izquierdo del modelo (derecha de la figura).

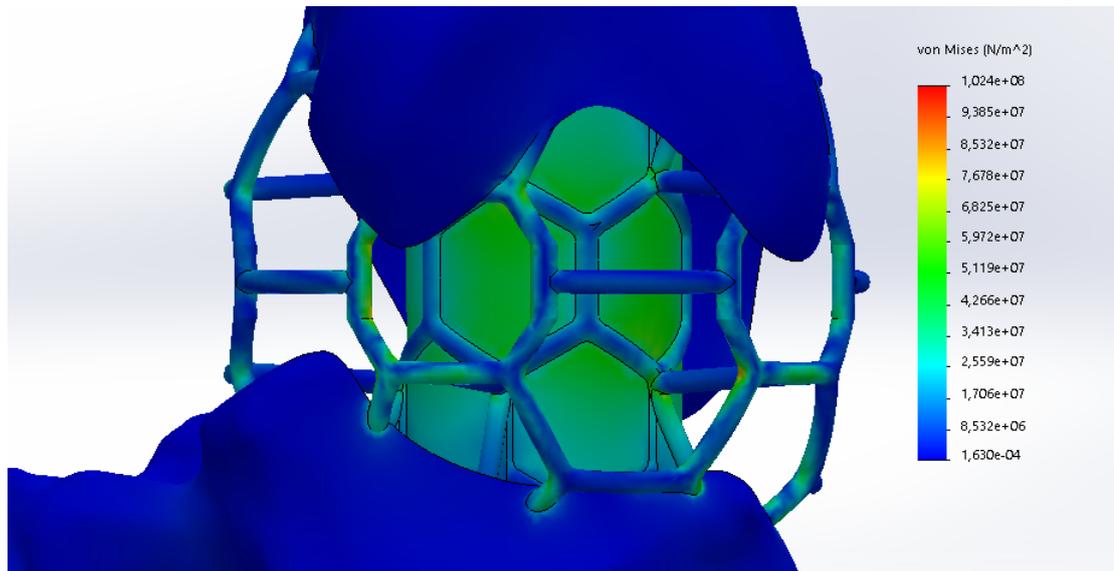


Figura A2.5: Vista izquierda. Mapa de color de las tensiones de von Mises en el estadio 0 (fresado de 50 mm). Se aprecia una concentración de tensiones más notable sobre la prótesis que sobre los huesos del modelo.

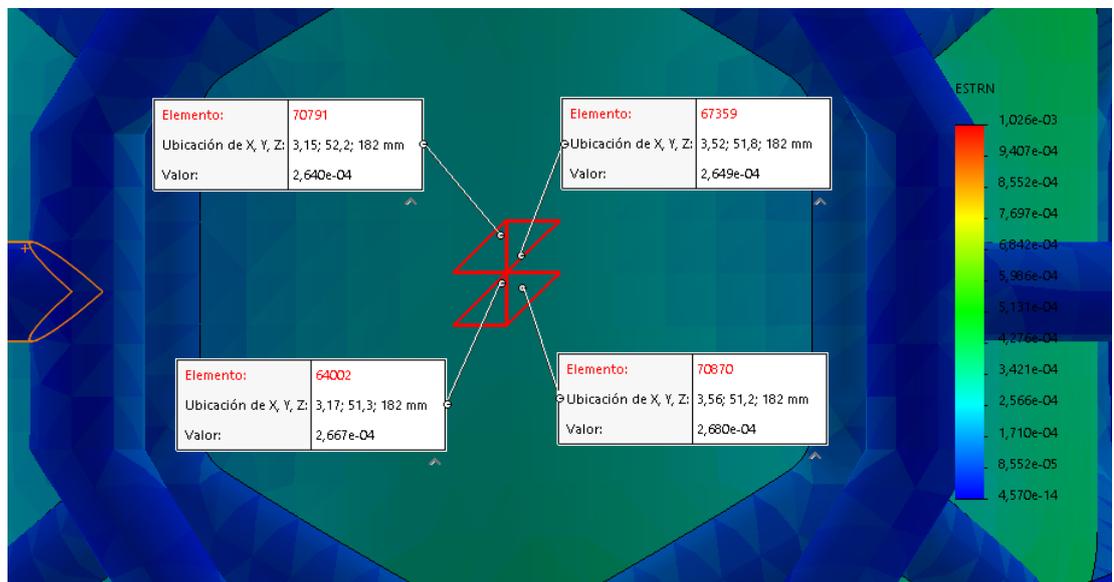


Figura A2.6: Deformación unitaria en el estadio 2 (fresado de 40 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 1.

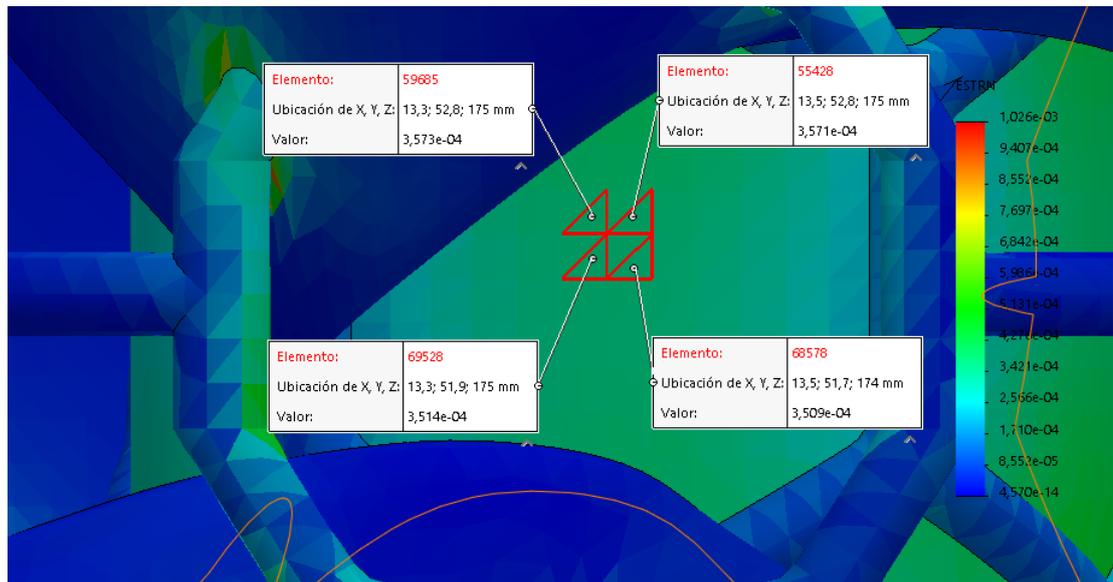


Figura A2.7: Deformación unitaria en el estadio 2 (fresado de 40 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 2.

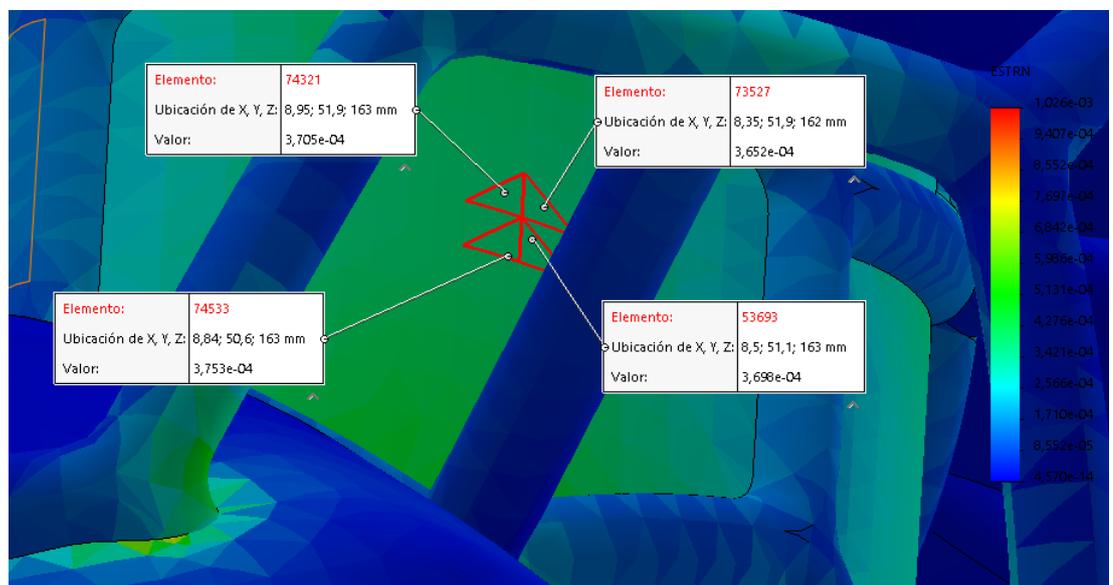


Figura A2.8: Deformación unitaria en el estadio 2 (fresado de 40 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 3.

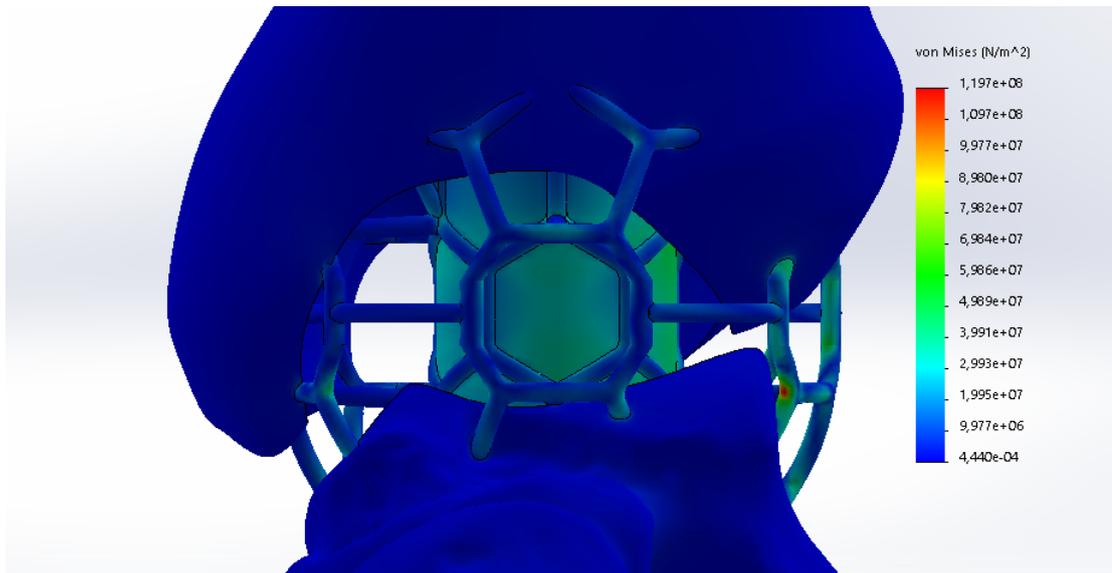


Figura A2.9: Vista frontal. Mapa de colores de las tensiones de von Mises en el estadio 2 (fresado de 40 mm). Se aprecia una mayor concentración de tensiones sobre el lado izquierdo del modelo (derecha de la figura).

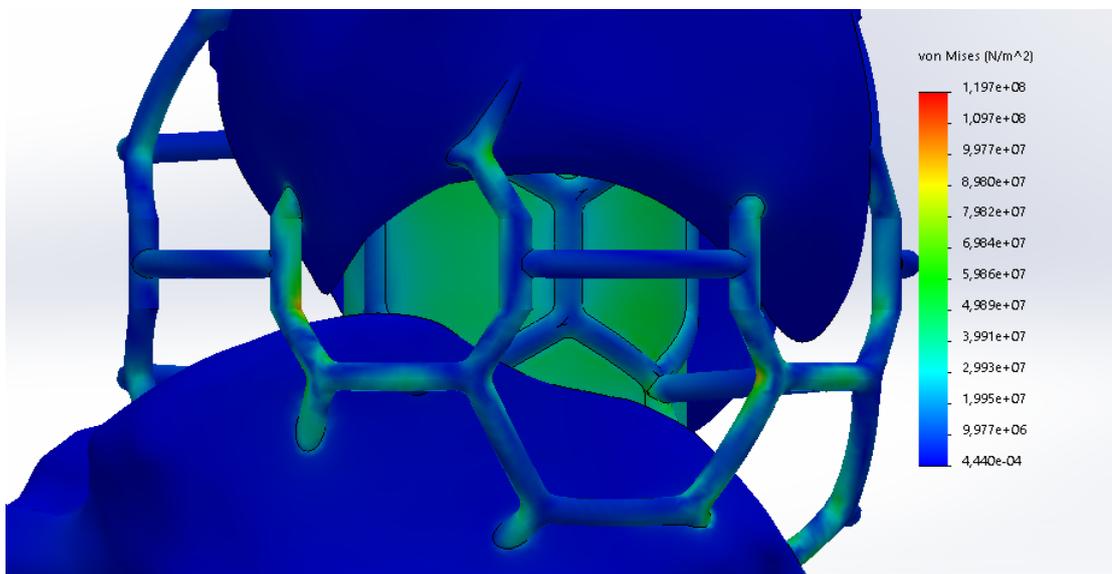


Figura A2.10: Vista izquierda. Tensiones de von Mises en el estadio 2 (fresado de 40 mm). Se aprecia una concentración de tensiones más notable sobre la prótesis que sobre los huesos del modelo.

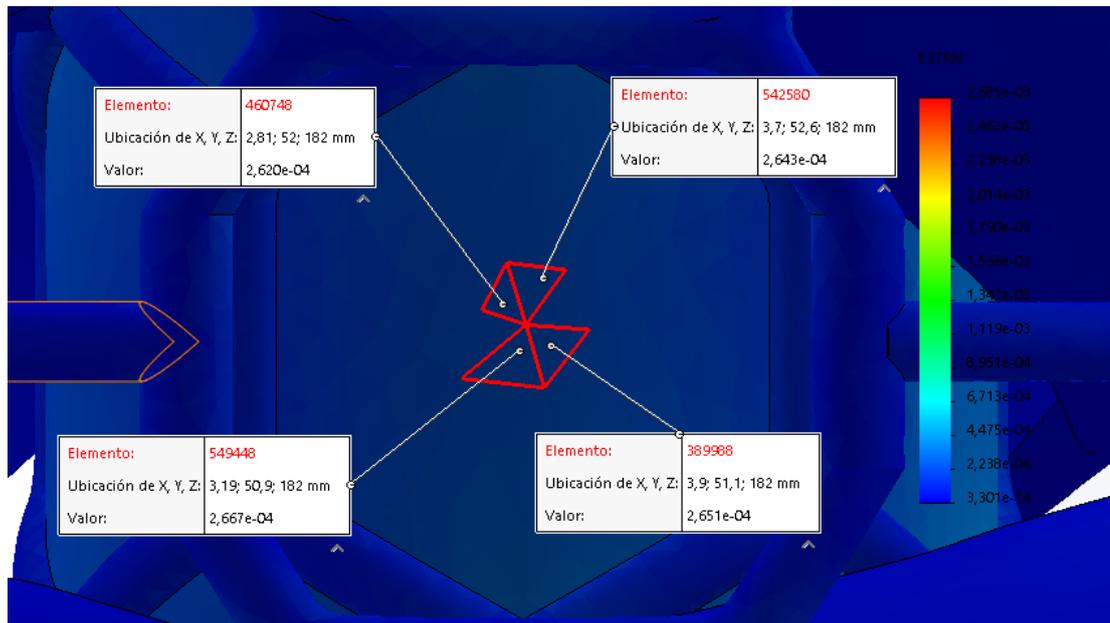


Figura A2.11: Deformación unitaria en el estadio 4 (fresado de 30 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 1.

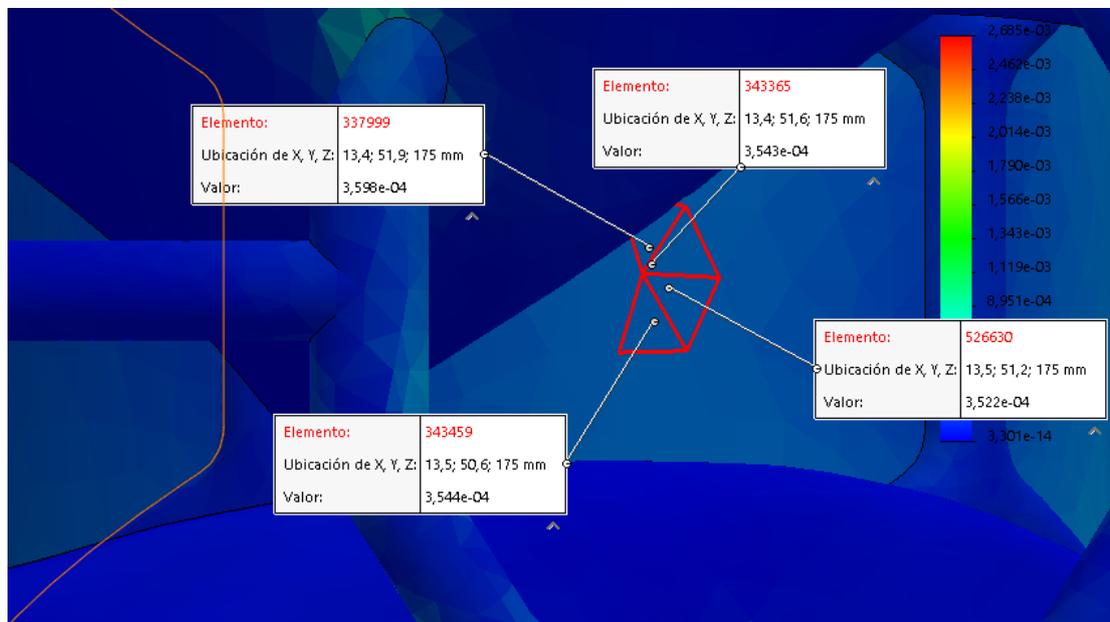


Figura A2.12: Deformación unitaria en el estadio 4 (fresado de 30 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 2.

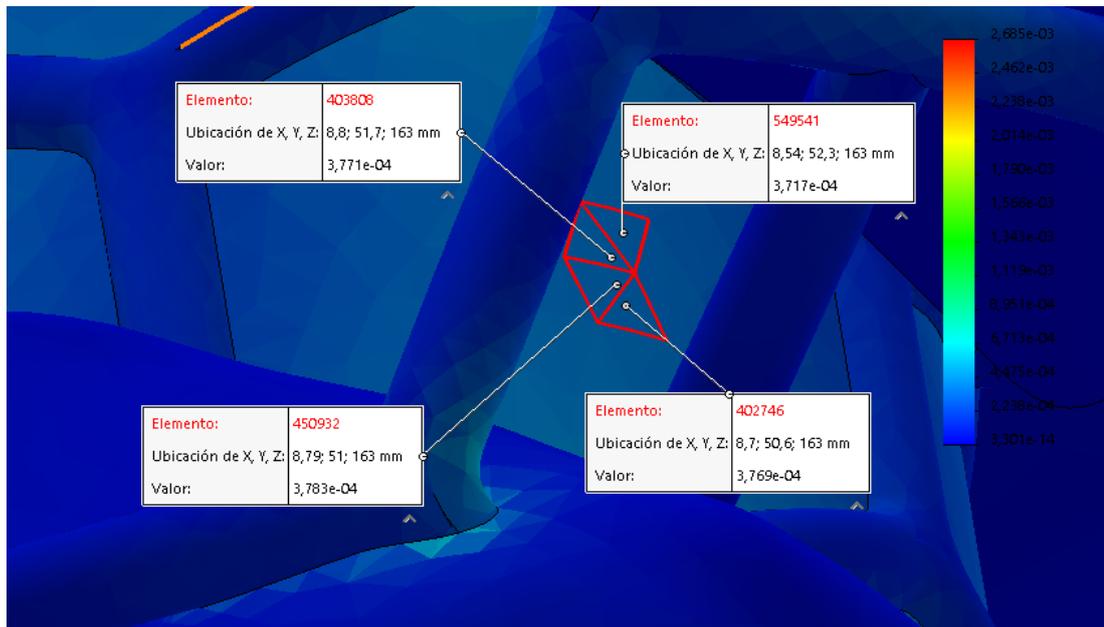


Figura A2.13: Deformación unitaria en el estadio 4 (fresado de 30 mm). Se tomaron 4 registros de las deformaciones unitarias sobre el centro de la zona de instrumentación del sensor 3.

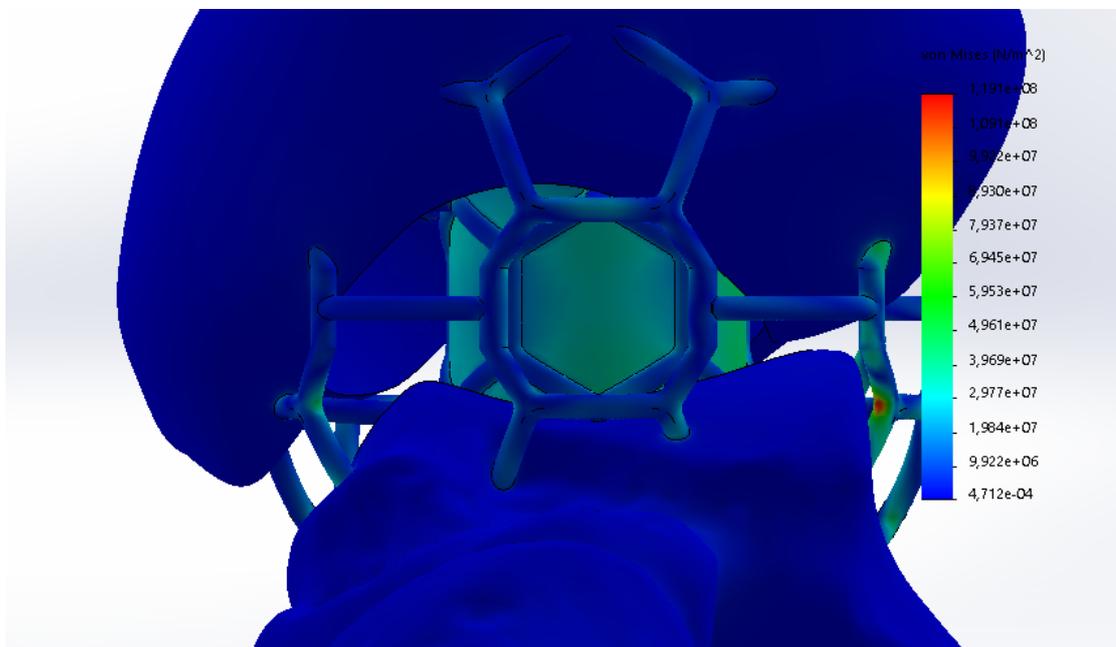


Figura A2.14: Vista frontal. Mapa de colores de las tensiones de von Mises en el estadio 4 (fresado de 30 mm). Se aprecia una mayor concentración de tensiones sobre el lado izquierdo del modelo (derecha de la figura).

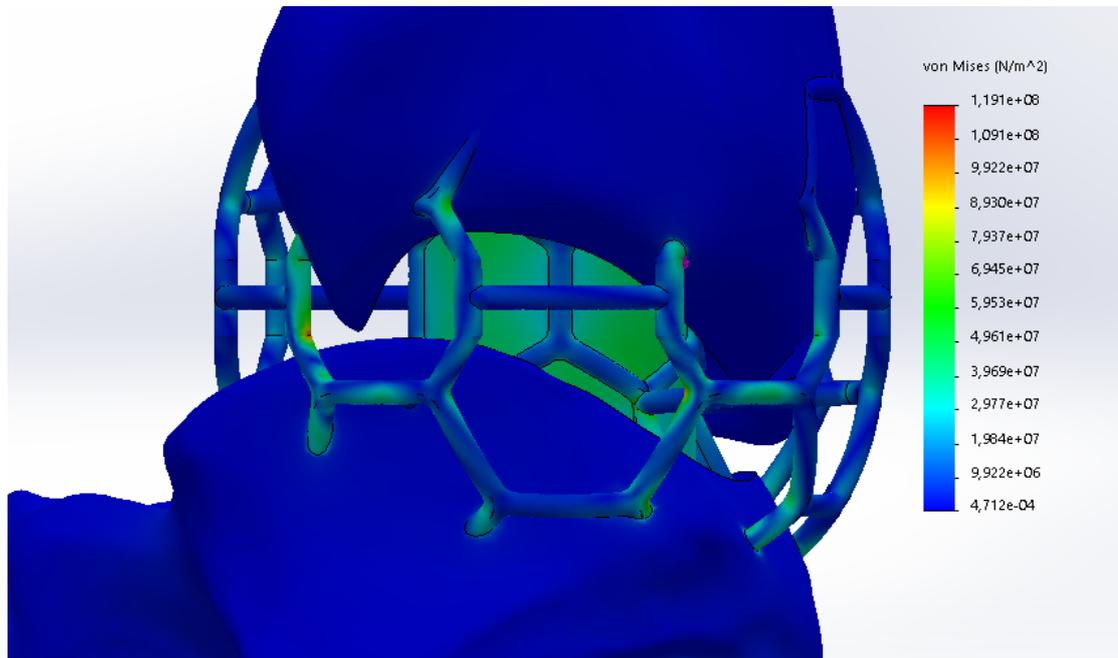


Figura A2.15: Vista izquierda. Mapa de colores de las tensiones de von Mises en el estadio 4 (fresado de 30 mm). Se aprecia una concentración de tensiones más notable sobre la prótesis que sobre los huesos del modelo.

Apéndice B

Prototipado

B1. Diseño conceptual de la electrónica y prototipos reales

En esta sección del apéndice, se amplían los detalles respecto a la evolución del diseño de la placa electrónica tanto del módulo implantable como de la unidad receptora externa. Se incluirá un repaso sobre las etapas claves a lo largo del diseño así como también imágenes de los prototipos físicos empleados para las pruebas y mediciones.

B1.1. Unidad transmisora implantable

B1.1.1. Diseño modular

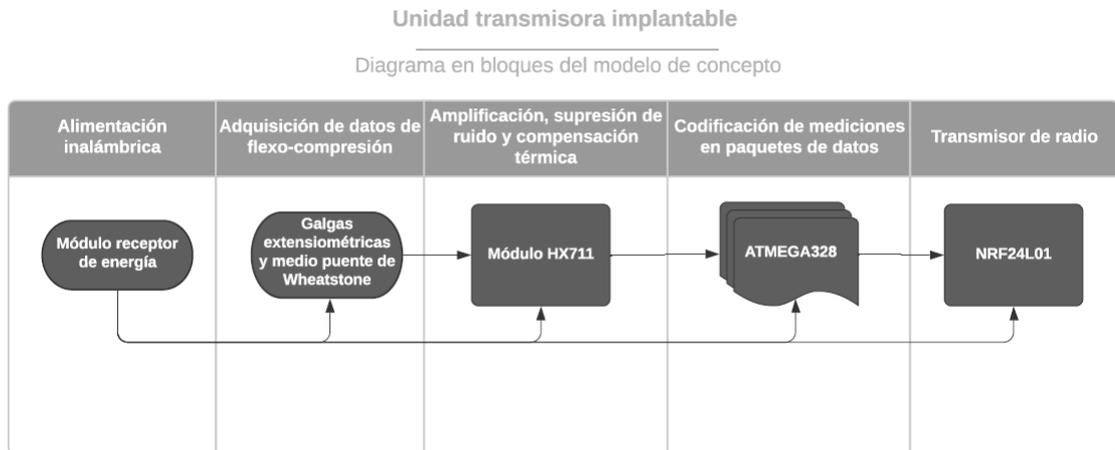
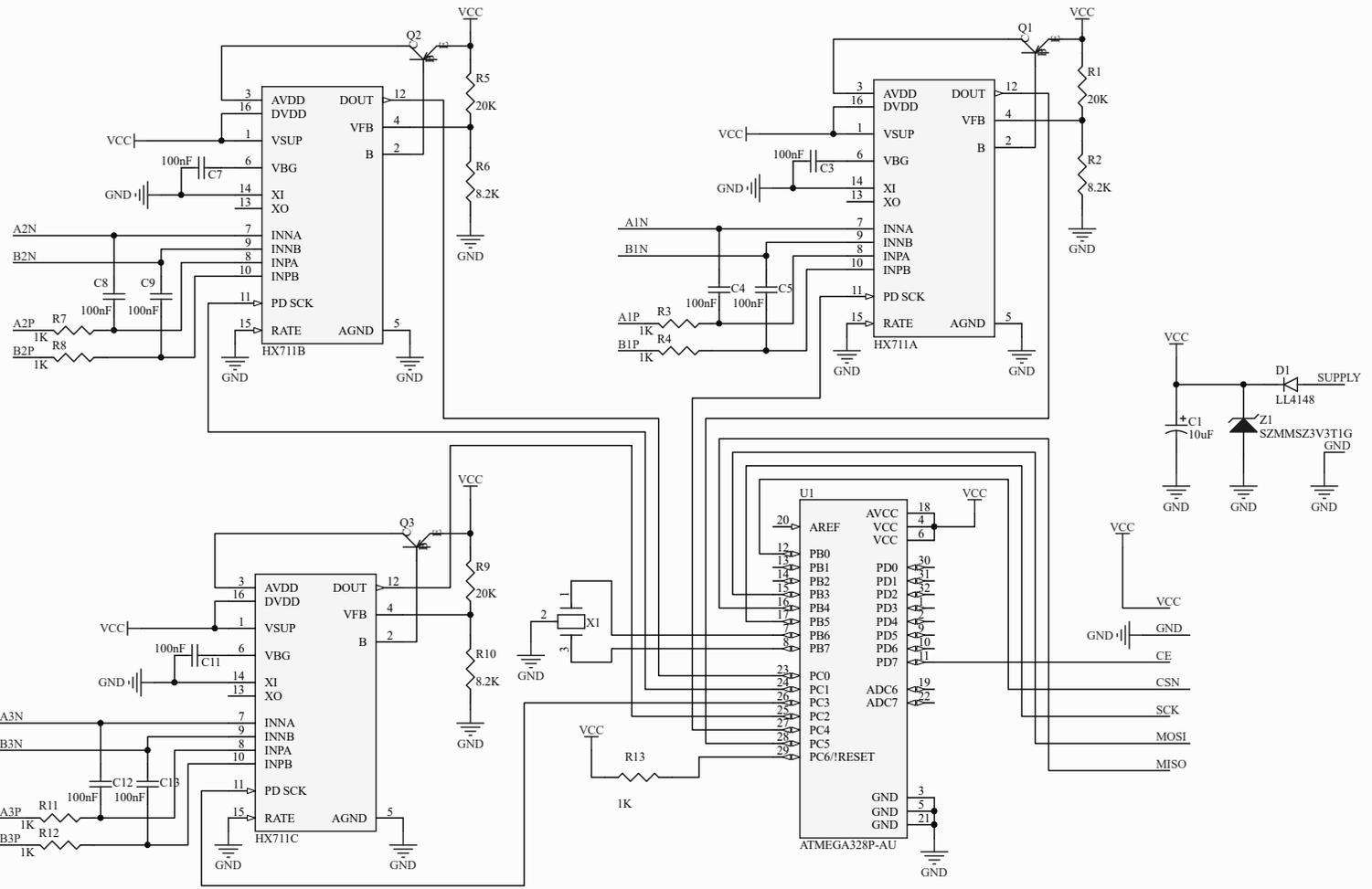


Figura B1.1: Diseño modular de la unidad transmisora.

B1.1.2. Circuito electrónico

Habiendo definido las características esperadas en el prototipo, se diseñó el circuito esquemático que se presenta en la siguiente página empleando *Altium Designer* (18.1.7) así como también algunas capturas de una placa de circuitos de reducido tamaño (Figura B1.2).



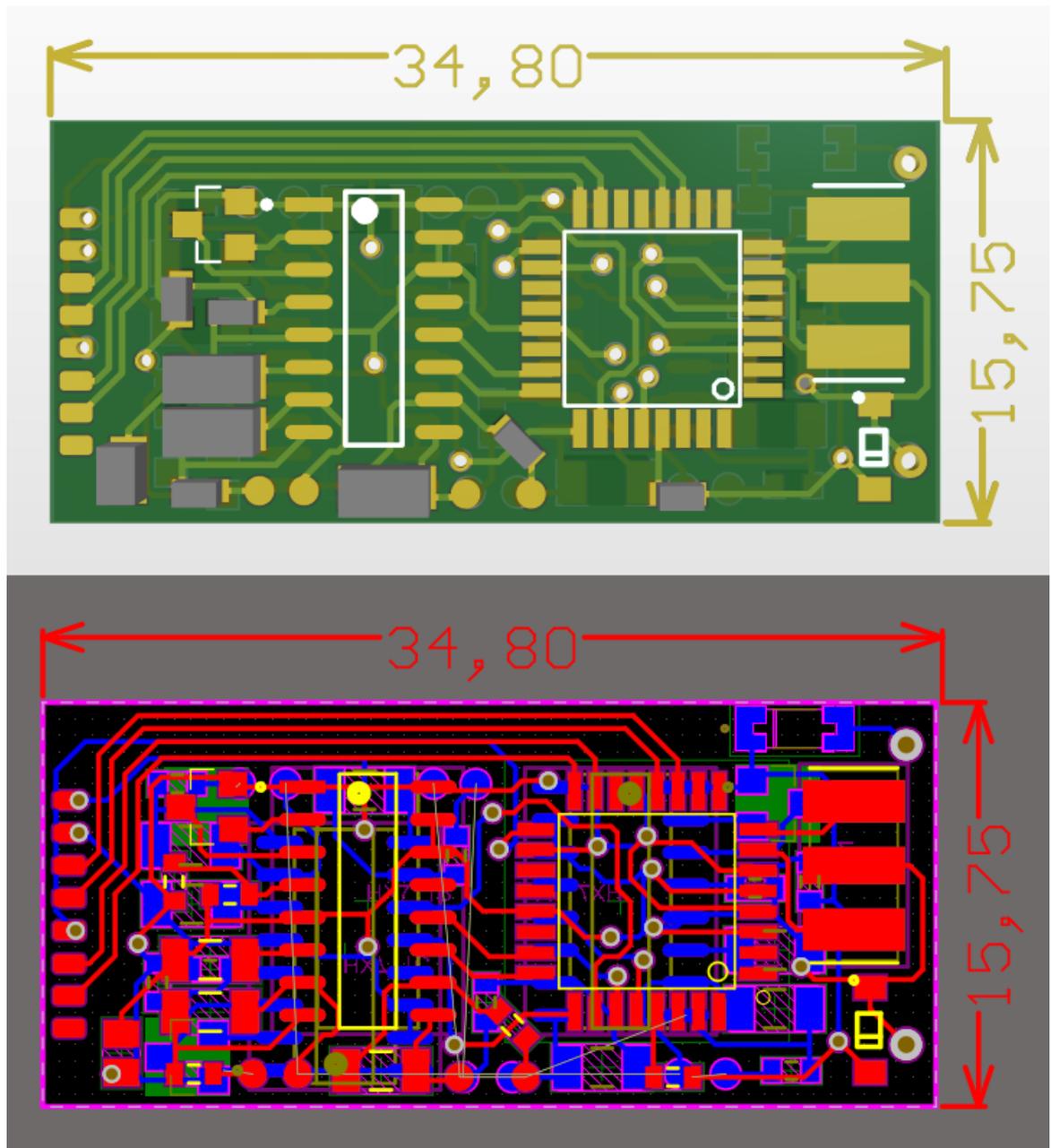


Figura B1.2: Captura de la placa implantable. Arriba: Prototipo con los componentes sobre la placa. Abajo: Detalle de los circuitos de ambas caras. Dimensiones en mm.

B1.2. Unidad receptora externa

B1.2.1. Diseño modular

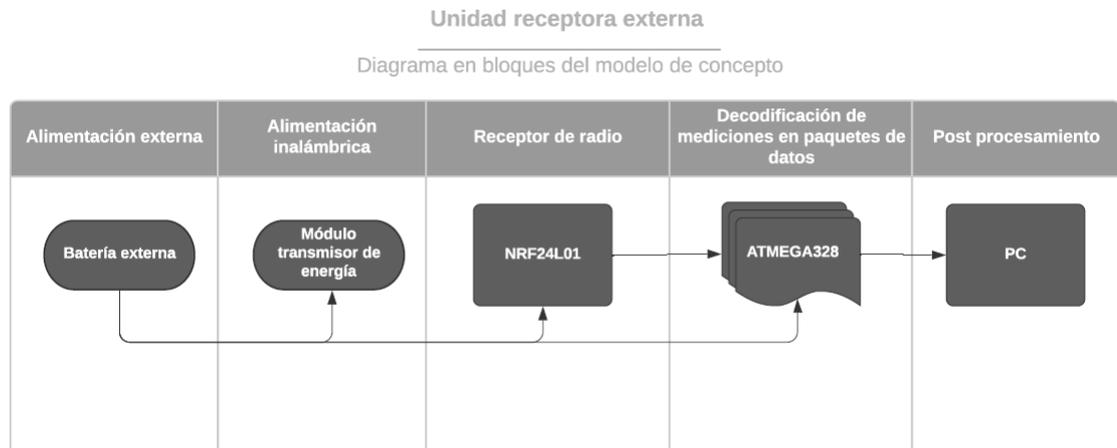


Figura B1.3: Diseño modular de la unidad receptora.

B1.2.2. Circuito electrónico

Nuevamente, se diseñó el circuito esquemático que se presenta en la siguiente página empleando Altium Designer (18.1.7) así como también algunas capturas de una placa de circuitos de reducido tamaño (Figura B1.4) con conectividad a una computadora por USB.

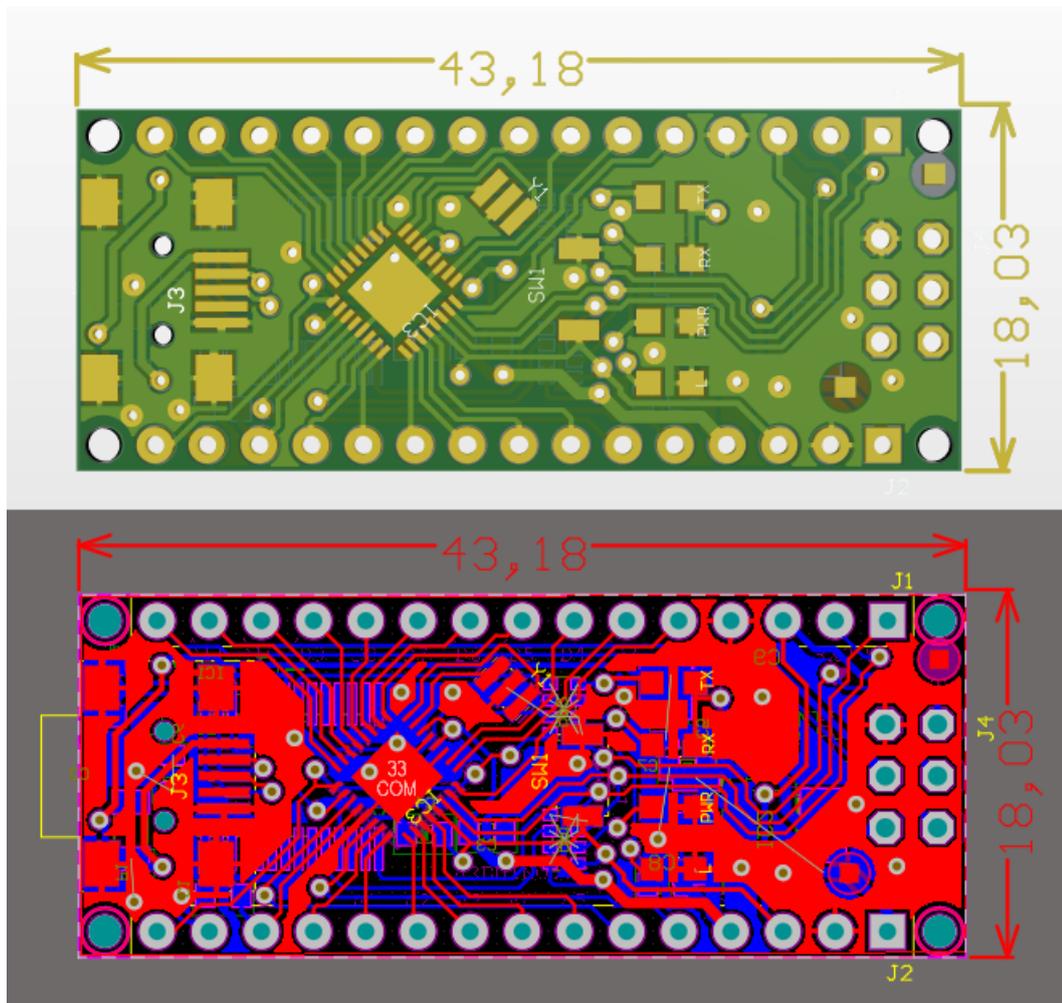


Figura B1.4: Captura de la placa externa receptora. Arriba: Prototipo con los componentes sobre la placa. Abajo: Detalle de los circuitos de ambas caras. Dimensiones en mm.

B2. Pruebas físicas de la instrumentación

En el presente apéndice se pretende ampliar la sección de “*Prototipado para instrumentación y ensayo*” del capítulo “*Materiales y Métodos*”. En este apéndice se incluyen imágenes del proceso de prototipado y consideraciones adicionales tomadas en el transcurso del proyecto.

B2.1. Prototipo de prótesis impresa en 3D

Dentro de los primeros bocetos se contempló la idea de tener prototipos a escala real con el fin de instrumentarlos y evaluar los estadios de integración simulados a fin de validar los resultados computacionales con las mediciones reales. En la práctica imprimir modelos de prótesis en Titanio supuso un costo elevado con lo cual la siguiente alternativa consistía en imprimir modelos plásticos con el fin de tomar mediciones y evaluar el comportamiento cualitativo de las deformaciones a medida que evoluciona la osteointegración. En esta parte se evaluó la posibilidad de obtener modelos impresos en dos materiales con el fin de emular la relación entre módulos de Young entre el hueso cortical y prótesis de Titanio con una alternativa en plásticos con una relación de módulos semejante. Esto último suponía una hipótesis adicional en la cual dos materiales en contacto con cierta relación de módulos de Young deberían deformarse de forma proporcional a otros dos materiales con la misma relación de módulos; con lo cual, ejerciendo una versión escalada de la fuerza de compresión sobre el modelo plástico de dos componentes debería manifestarse la misma deformación sobre las placas plásticas que en una versión real de hueso cortical y prótesis de Titanio. Sin embargo, esto último desviaba el objetivo primario de la tesis y suponía una hipótesis adicional a evaluar, por lo que se optó por imprimir únicamente el modelo de prótesis en PLA a fin de tener a disposición una versión física donde interactuar con la cavidad donde se aloja la instrumentación.



Figura B2.1: Diseño de implante final impreso en 3D con PLA.

B3. Simulaciones computacionales de la probeta

En este apéndice siguiente se adjunta las tres simulaciones realizadas sobre una probeta cilíndrica de idénticas dimensiones que la empleada en el ensayo real de compresión. La misma es de una aleación de Ti6Al4V isótropo con coeficiente de Poisson de 0.34 y Módulo de Young de 115 GPa. Se termina por incluir capturas del ensayo de compresión donde se aprecian los mapas de deformaciones unitarias y tensiones de von Mises tomados en el centro de la probeta cilíndrica (Figuras B3.1-B3.6).

Simulación de Probeta 20x35mm

Fecha: domingo, 18 de abril de 2021

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático 1

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

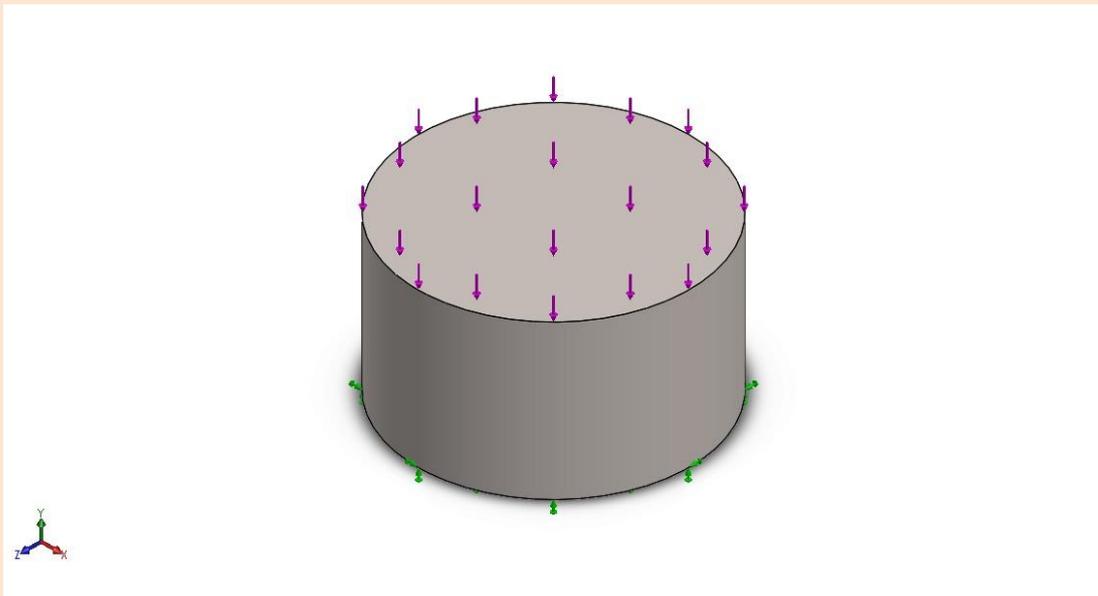
| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 3 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 5 |
| Información de contacto | 5 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 9 |
| Conclusión | 11 |

Descripción

No hay datos

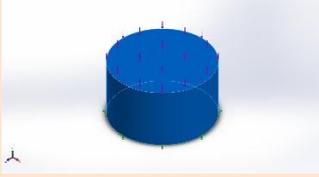
Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|---|--------------|---|--|
| Saliente-Extruir1  | Sólido | Masa:0,0852198 kg Volumen:1,92423e-05 m ³ Densidad:4.428,78 kg/m ³ Peso:0,835154 N | C:\Users\lemama\OneDrive\Documentos\Tesis\Mecánica\Probetas\Probeta 20x35mm.SLDPRT Apr 13 23:43:15 2021 |

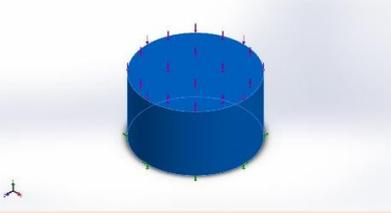
Propiedades de estudio

| | |
|---|---|
| Nombre de estudio | Análisis estático 1 |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |
| Carpeta de resultados | Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Tesis\Mecánica\Probetas) |

Unidades

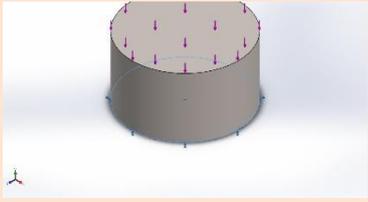
| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

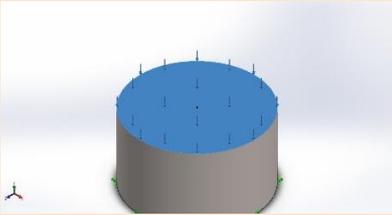
Propiedades de material

| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|---|---|
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,27371e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,150e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,34</p> <p>Densidad: 4.428,78 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin</p> | <p>Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Probeta 20x35mm)</p> |

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | |
|--------------------------|---|---|------------|------------|
| Fijo-1 |  | <p>Entidades: 1 cara(s)</p> <p>Tipo: Geometría fija</p> | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | 0,00093475 | 999,967 | 0,00516306 | 999,967 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga |
|-----------------|---|---|
| Fuerza-1 |  | Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 1.000 N |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

No hay datos

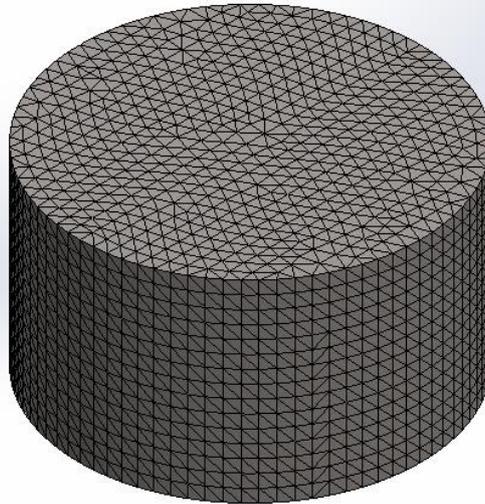
Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 1,34033 mm |
| Tolerancia | 0,0670166 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---|----------|
| Número total de nodos | 67617 |
| Número total de elementos | 47192 |
| Cociente máximo de aspecto | 3,9445 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 100 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:00:03 |
| Nombre de computadora: | |

Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Nombre de estudio: Análisis estático 1{-Predeterminado-}
Tipo de malla: Malla sólida



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|------------|---------|------------|------------|
| Todo el modelo | N | 0,00093475 | 999,967 | 0,00516306 | 999,967 |

Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

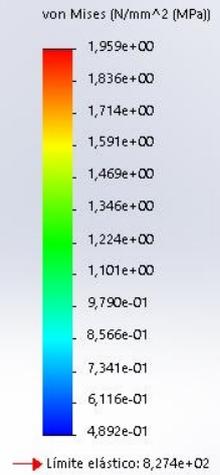
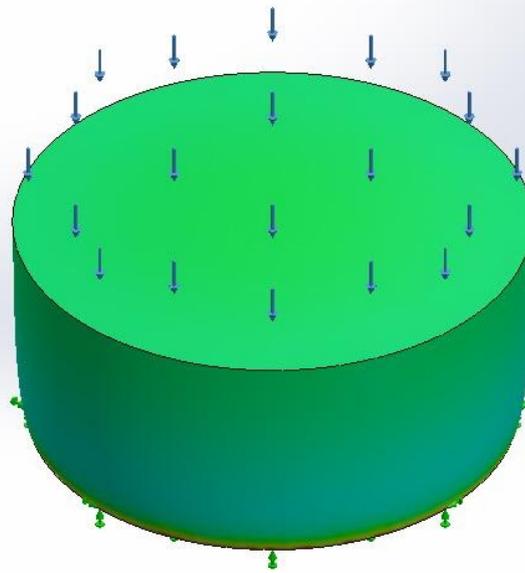
Vigas

No hay datos

Resultados del estudio

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------|---------------------------|---|---|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 4,892e-01 N/mm ² (MPa) Nodo: 54834 | 1,959e+00 N/mm ² (MPa) Nodo: 67168 |

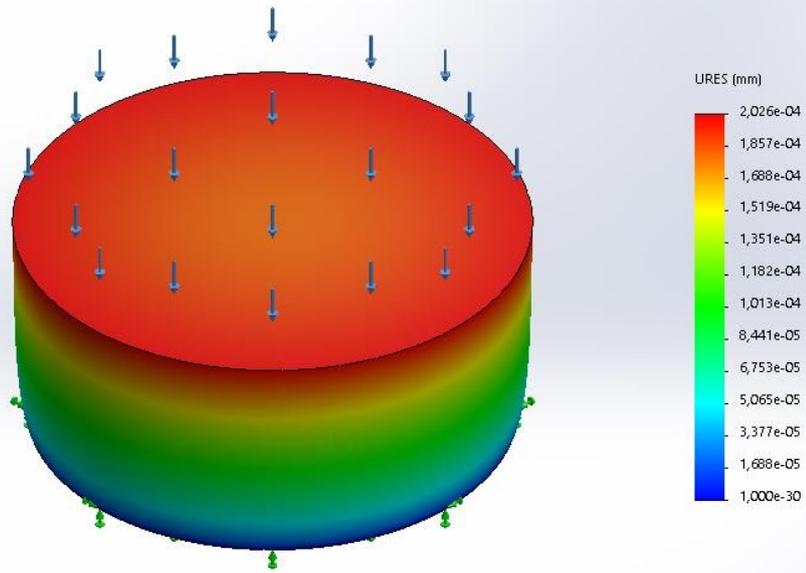
Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
 Nombre de estudio: Análisis estático 1 (Predeterminado)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 18,025,7



Probeta 20x35mm-Análisis estático 1-Tensiones-Tensiones1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|--------------------------|---------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 44 | 2,026e-04 mm Nodo: 472 |

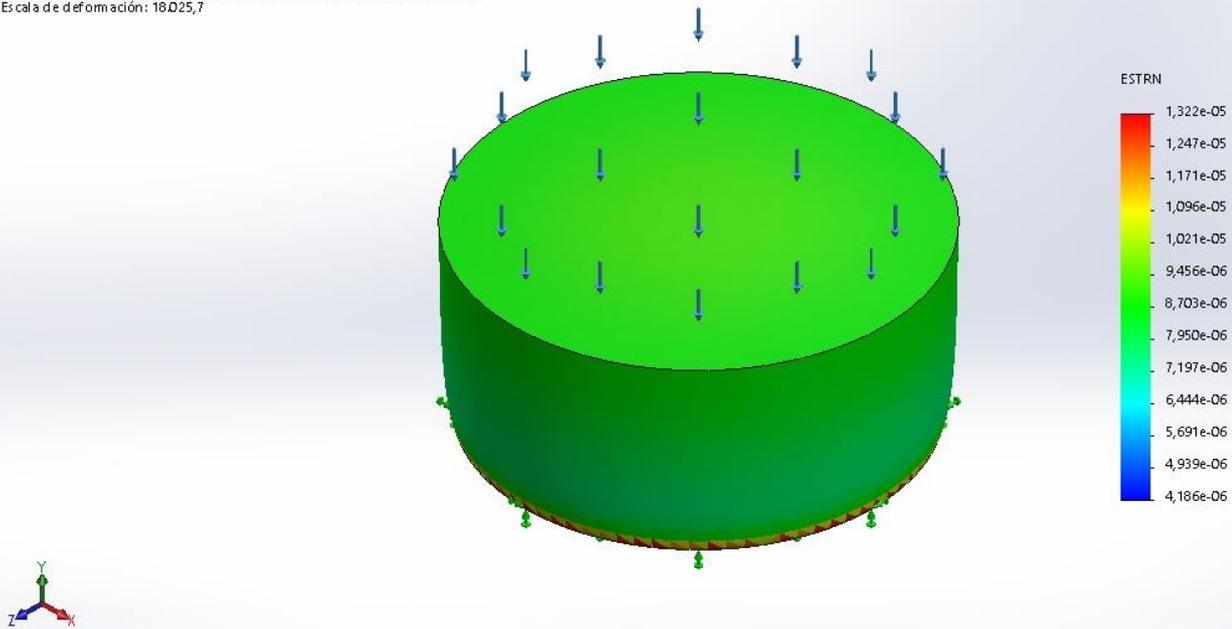
Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
 Nombre de estudio: Análisis estático 1[-Predeterminado-]
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1
 Escala de deformación: 18025,7



Probeta 20x35mm-Análisis estático 1-Desplazamientos-Desplazamientos1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|-----------------------------|-----------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 4,186e-06 Elemento: 5496 | 1,322e-05 Elemento: 8663 |

Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Nombre de estudio: Análisis estático 1 (Predeterminado)
Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1
Escala de deformación: 18,025,7



Probeta 20x35mm-Análisis estático 1-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Conclusión

Simulación de Probeta 20x35mm

Fecha: domingo, 18 de abril de 2021

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático 3

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

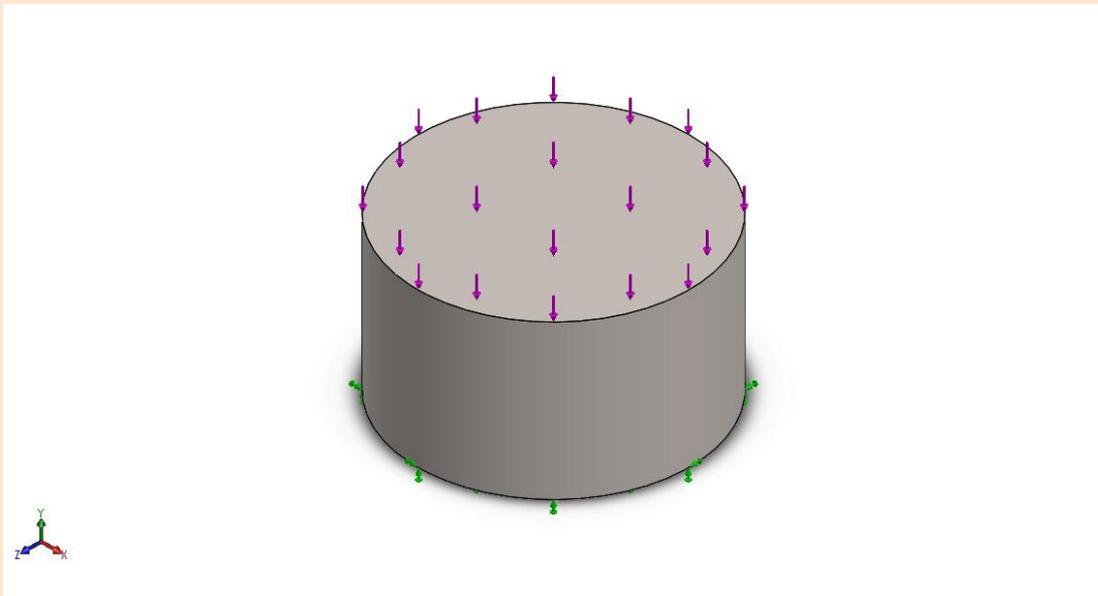
| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 3 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 5 |
| Información de contacto | 5 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 9 |
| Conclusión | 11 |

Descripción

No hay datos

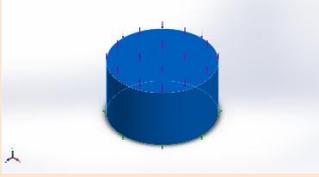
Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|---|--------------|---|--|
| Saliente-Extruir1  | Sólido | Masa:0,0852198 kg Volumen:1,92423e-05 m ³ Densidad:4.428,78 kg/m ³ Peso:0,835154 N | C:\Users\lemama\OneDrive\Documentos\Tesis\Mecánica\Probetas\Probeta 20x35mm.SLDPRT Apr 13 23:43:15 2021 |

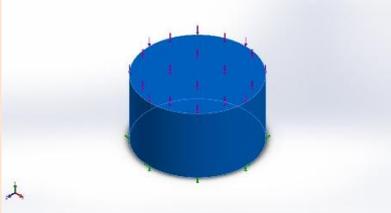
Propiedades de estudio

| | |
|---|---|
| Nombre de estudio | Análisis estático 3 |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |
| Carpeta de resultados | Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Tesis\Mecánica\Probetas) |

Unidades

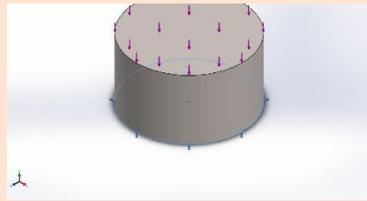
| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

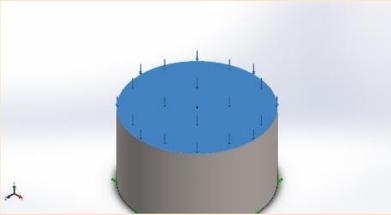
Propiedades de material

| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|---|--|
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,27371e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,150e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,34</p> <p>Densidad: 4.428,78 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin</p> | <p>Sólido 1 (Saliente-Extruir1)(Probeta 20x35mm)</p> |

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | |
|--------------------------|---|---|-----------|------------|
| Fijo-1 |  | <p>Entidades: 1 cara(s)</p> <p>Tipo: Geometría fija</p> | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | 0,00499928 | 4.999,84 | 0,0258166 | 4.999,84 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga |
|-----------------|---|--|
| Fuerza-1 |  | <p>Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 5.000 N</p> |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

No hay datos

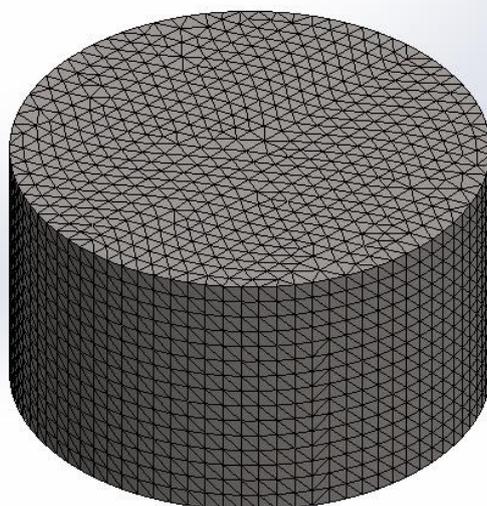
Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 1,34033 mm |
| Tolerancia | 0,0670166 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---|----------|
| Número total de nodos | 67617 |
| Número total de elementos | 47192 |
| Cociente máximo de aspecto | 3,9445 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 100 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:00:02 |
| Nombre de computadora: | |

Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Nombre de estudio: Análisis estático 3[-Predeterminado-]
Tipo de malla: Malla sólida



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|------------|----------|-----------|------------|
| Todo el modelo | N | 0,00499928 | 4.999,84 | 0,0258166 | 4.999,84 |

Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

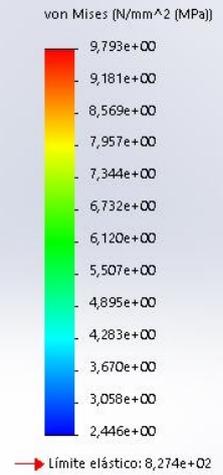
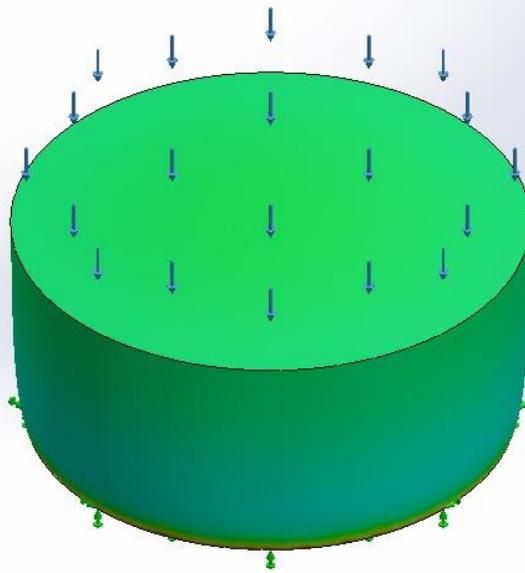
Vigas

No hay datos

Resultados del estudio

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------|---------------------------|---|---|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 2,446e+00 N/mm ² (MPa) Nodo: 54834 | 9,793e+00 N/mm ² (MPa) Nodo: 67168 |

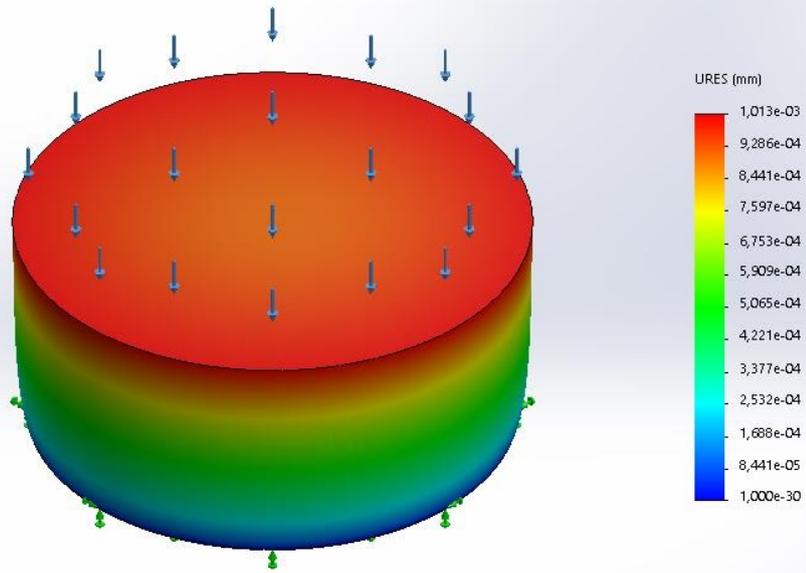
Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
 Nombre de estudio: Análisis estático 3(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 3,005,14



Probeta 20x35mm-Análisis estático 3-Tensiones-Tensiones1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|--------------------------|---------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 44 | 1,013e-03 mm Nodo: 472 |

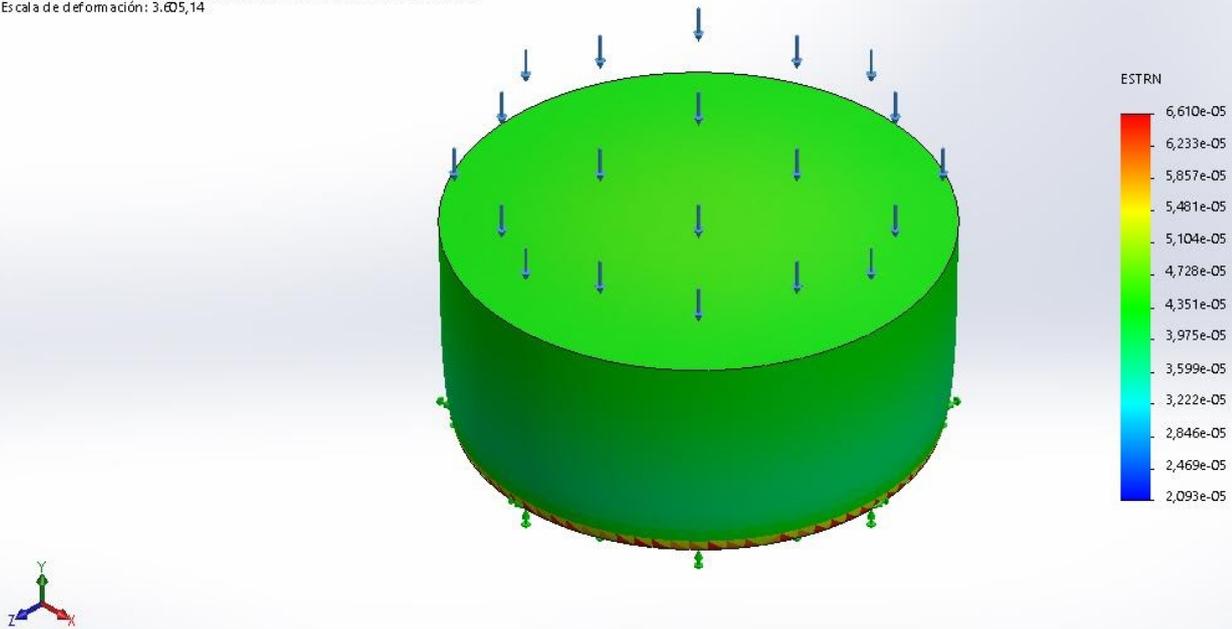
Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
 Nombre de estudio: Análisis estático 3(-Predeterminado-)
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1
 Escala de deformación: 3,605,14



Probeta 20x35mm-Análisis estático 3-Desplazamientos-Desplazamientos1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|-----------------------------|-----------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 2,093e-05 Elemento: 5496 | 6,610e-05 Elemento: 8663 |

Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Nombre de estudio: Análisis estático 3 (Predeterminado)
Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1
Escala de deformación: 3,605,14



Probeta 20x35mm-Análisis estático 3-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Conclusión

Simulación de Probeta 20x35mm

Fecha: domingo, 18 de abril de 2021

Diseñador: Solidworks

Nombre de estudio: Análisis estático 2

Tipo de análisis: Análisis estático

Tabla de contenidos

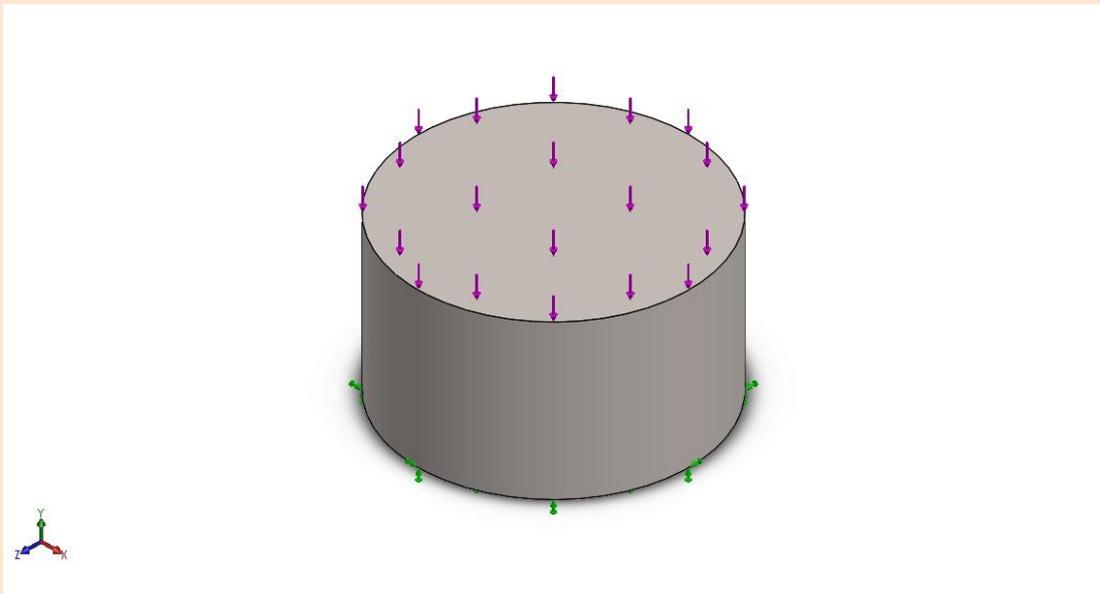
| | |
|--------------------------|----|
| Descripción | 1 |
| Suposiciones | 2 |
| Información de modelo | 2 |
| Propiedades de estudio | 3 |
| Unidades | 3 |
| Propiedades de material | 4 |
| Cargas y sujeciones | 5 |
| Definiciones de conector | 5 |
| Información de contacto | 5 |
| Información de malla | 6 |
| Detalles del sensor | 7 |
| Fuerzas resultantes | 7 |
| Vigas | 8 |
| Resultados del estudio | 9 |
| Conclusión | 11 |

Descripción

No hay datos

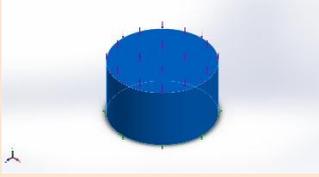
Suposiciones

Información de modelo



Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Configuración actual: Predeterminado

Sólidos

| Nombre de documento y referencia | Tratado como | Propiedades volumétricas | Ruta al documento/Fecha de modificación |
|--|--------------|---|---|
| Saliente-Extruir1  | Sólido | Masa:0,0852198 kg Volumen:1,92423e-05 m ³ Densidad:4.428,78 kg/m ³ Peso:0,835154 N | C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Tesis\Mecánica\Probetas\Probeta 20x35mm.SLDPRT Apr 13 23:43:15 2021 |

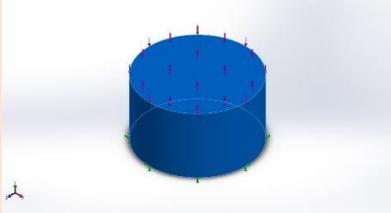
Propiedades de estudio

| | |
|---|---|
| Nombre de estudio | Análisis estático 2 |
| Tipo de análisis | Análisis estático |
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Efecto térmico: | Activar |
| Opción térmica | Incluir cargas térmicas |
| Temperatura a tensión cero | 298 Kelvin |
| Incluir los efectos de la presión de fluidos desde SOLIDWORKS Flow Simulation | Desactivar |
| Tipo de solver | FFEPlus |
| Efecto de rigidización por tensión (Inplane): | Desactivar |
| Muelle blando: | Desactivar |
| Desahogo inercial: | Desactivar |
| Opciones de unión rígida incompatibles | Automático |
| Gran desplazamiento | Desactivar |
| Calcular fuerzas de cuerpo libre | Activar |
| Fricción | Desactivar |
| Utilizar método adaptativo: | Desactivar |
| Carpeta de resultados | Documento de SOLIDWORKS (C:\Users\emama\OneDrive\Documentos\Tesis\Mecánica\Probetas) |

Unidades

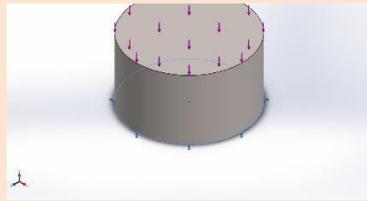
| | |
|-------------------------|------------------|
| Sistema de unidades: | Métrico (MKS) |
| Longitud/Desplazamiento | mm |
| Temperatura | Kelvin |
| Velocidad angular | Rad/seg |
| Presión/Tensión | N/m ² |

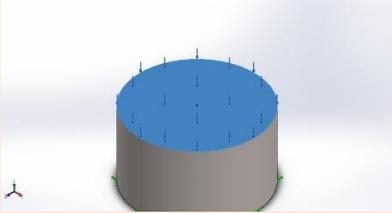
Propiedades de material

| Referencia de modelo | Propiedades | Componentes |
|---|---|---|
|  | <p>Nombre: Ti-6Al-4V Solución tratada y envejecida (SS)</p> <p>Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal</p> <p>Criterio de error predeterminado: Tensión de von Mises máx.</p> <p>Límite elástico: 8,27371e+08 N/m²</p> <p>Límite de tracción: 1,05e+09 N/m²</p> <p>Módulo elástico: 1,150e+11 N/m²</p> <p>Coefficiente de Poisson: 0,34</p> <p>Densidad: 4.428,78 kg/m³</p> <p>Módulo cortante: 4,10238e+10 N/m²</p> <p>Coefficiente de dilatación térmica: 9e-06 /Kelvin</p> | <p>Sólido 1(Saliente-Extruir1)(Probeta 20x35mm)</p> |

Datos de curva:N/A

Cargas y sujeciones

| Nombre de sujeción | Imagen de sujeción | Detalles de sujeción | | |
|--------------------------|---|---|-----------|------------|
| Fijo-1 |  | <p>Entidades: 1 cara(s)</p> <p>Tipo: Geometría fija</p> | | |
| Fuerzas resultantes | | | | |
| Componentes | X | Y | Z | Resultante |
| Fuerza de reacción(N) | 0,00999856 | 9.999,68 | 0,0516331 | 9.999,68 |
| Momento de reacción(N.m) | 0 | 0 | 0 | 0 |

| Nombre de carga | Cargar imagen | Detalles de carga |
|-----------------|---|---|
| Fuerza-1 |  | <p>Entidades: 1 cara(s) Tipo: Aplicar fuerza normal Valor: 10.000 N</p> |

Definiciones de conector

No hay datos

Información de contacto

No hay datos

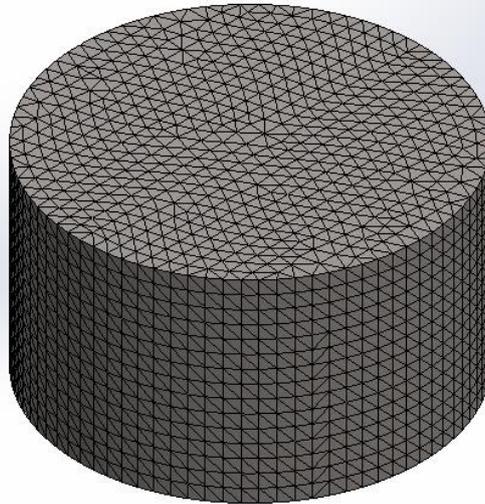
Información de malla

| | |
|--------------------------------------|-------------------------------------|
| Tipo de malla | Malla sólida |
| Mallador utilizado: | Malla estándar |
| Transición automática: | Desactivar |
| Incluir bucles automáticos de malla: | Desactivar |
| Puntos jacobianos | 4 Puntos |
| Tamaño de elementos | 1,34033 mm |
| Tolerancia | 0,0670166 mm |
| Trazado de calidad de malla | Elementos cuadráticos de alto orden |

Información de malla - Detalles

| | |
|---|----------|
| Número total de nodos | 67617 |
| Número total de elementos | 47192 |
| Cociente máximo de aspecto | 3,9445 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3 | 100 |
| % de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10 | 0 |
| % de elementos distorsionados (Jacobiana) | 0 |
| Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss): | 00:00:02 |
| Nombre de computadora: | |

Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Nombre de estudio: Análisis estático 2{-Predeterminado-}
Tipo de malla: Malla sólida



Detalles del sensor

No hay datos

Fuerzas resultantes

Fuerzas de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|------------|----------|-----------|------------|
| Todo el modelo | N | 0,00999856 | 9.999,68 | 0,0516331 | 9.999,68 |

Momentos de reacción

| Conjunto de selecciones | Unidades | Sum X | Sum Y | Sum Z | Resultante |
|-------------------------|----------|-------|-------|-------|------------|
| Todo el modelo | N.m | 0 | 0 | 0 | 0 |

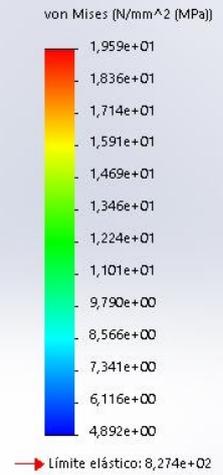
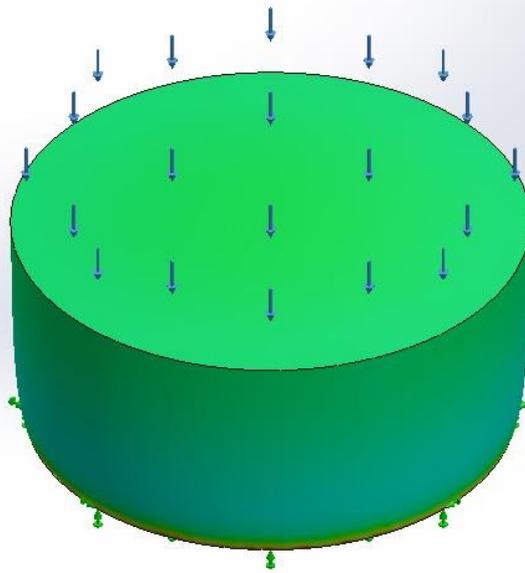
Vigas

No hay datos

Resultados del estudio

| Nombre | Tipo | Mín. | Máy. |
|------------|---------------------------|---|---|
| Tensiones1 | VON: Tensión de von Mises | 4,892e+00 N/mm ² (MPa) Nodo: 54834 | 1,959e+01 N/mm ² (MPa) Nodo: 67168 |

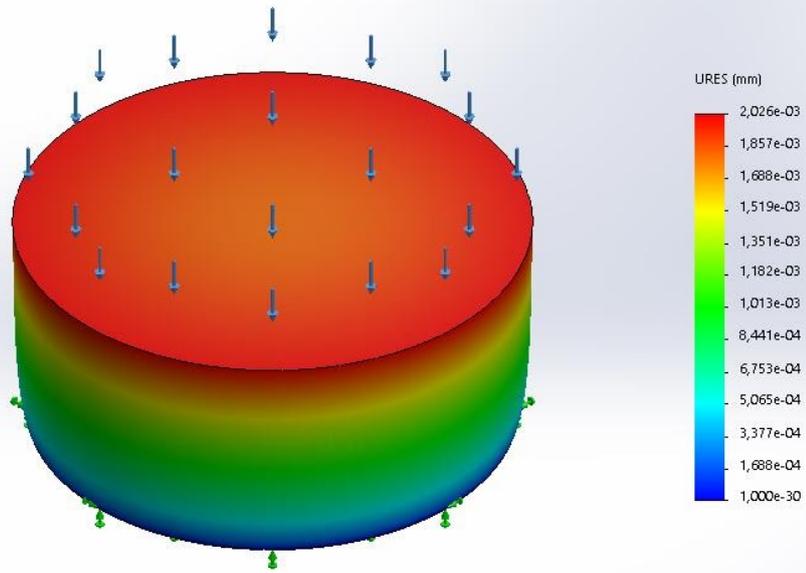
Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
 Nombre de estudio: Análisis estático 2 (Predeterminado)
 Tipo de resultado: Análisis estático tensión nodal Tensiones1
 Escala de deformación: 1,002,57



Probeta 20x35mm-Análisis estático 2-Tensiones-Tensiones1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|------------------|-----------------------------------|--------------------------|---------------------------|
| Desplazamientos1 | URES: Desplazamientos resultantes | 0,000e+00 mm Nodo: 44 | 2,026e-03 mm Nodo: 472 |

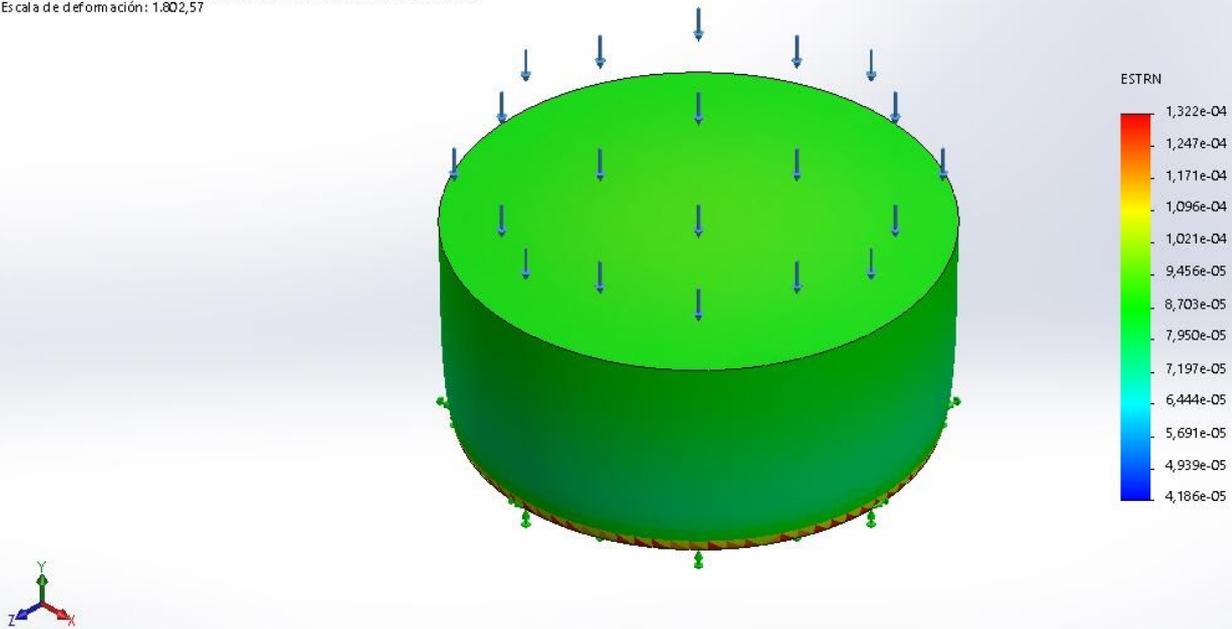
Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
 Nombre de estudio: Análisis estático 2 (Predeterminado)
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1
 Escala de deformación: 1,802,57



Probeta 20x35mm-Análisis estático 2-Desplazamientos-Desplazamientos1

| Nombre | Tipo | Mín. | Máx. |
|--------------------------|---|-----------------------------|-----------------------------|
| Deformaciones unitarias1 | ESTRN: Deformación unitaria equivalente | 4,186e-05 Elemento: 5496 | 1,322e-04 Elemento: 8663 |

Nombre del modelo: Probeta 20x35mm
Nombre de estudio: Análisis estático 2 (Predeterminado)
Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1
Escala de deformación: 1,802,57



Probeta 20x35mm-Análisis estático 2-Deformaciones unitarias-Deformaciones unitarias1

Conclusión

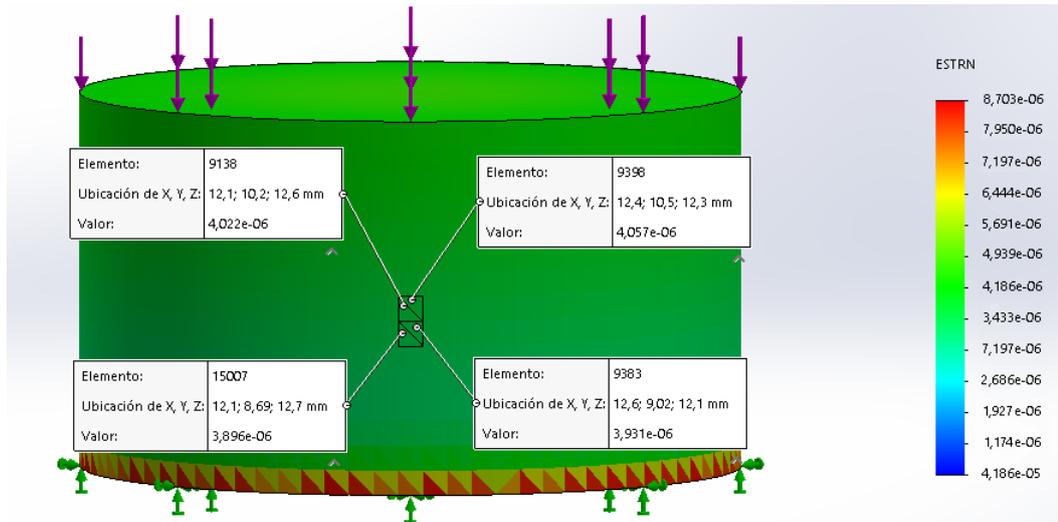


Figura B3.1: Mapa de deformación unitaria de una probeta cilíndrica de TiAl6V4, cargada en su cara superior con 1000N. Se señalan los tetraedros utilizados para la medición de la deformación unitaria. Las flechas violetas indican el sentido y dirección de la carga aplicada, sobre la cara superior del cilindro. Las flechas verdes indican el soporte fijo definido.

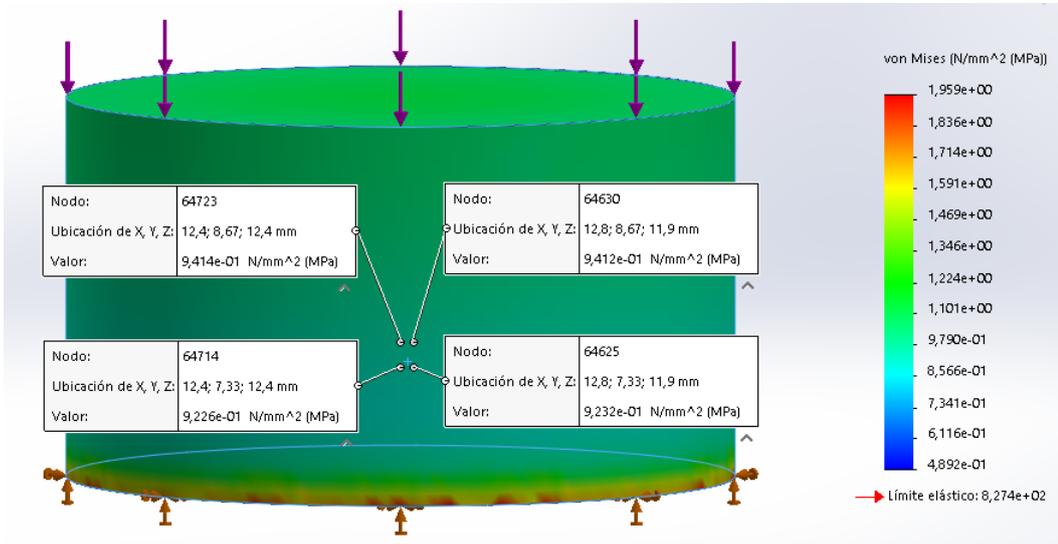


Figura B3.2: Mapa de tensiones de von Mises de una probeta cilíndrica de TiAl6V4, cargada en su cara superior con 1000N. Se señalan los tetraedros utilizados para la medición de la tensión de von Mises. Las flechas violetas indican el sentido y dirección de la carga aplicada, sobre la cara superior del cilindro. Las flechas verdes indican el soporte fijo definido. La flecha roja indica el límite elástico del material.

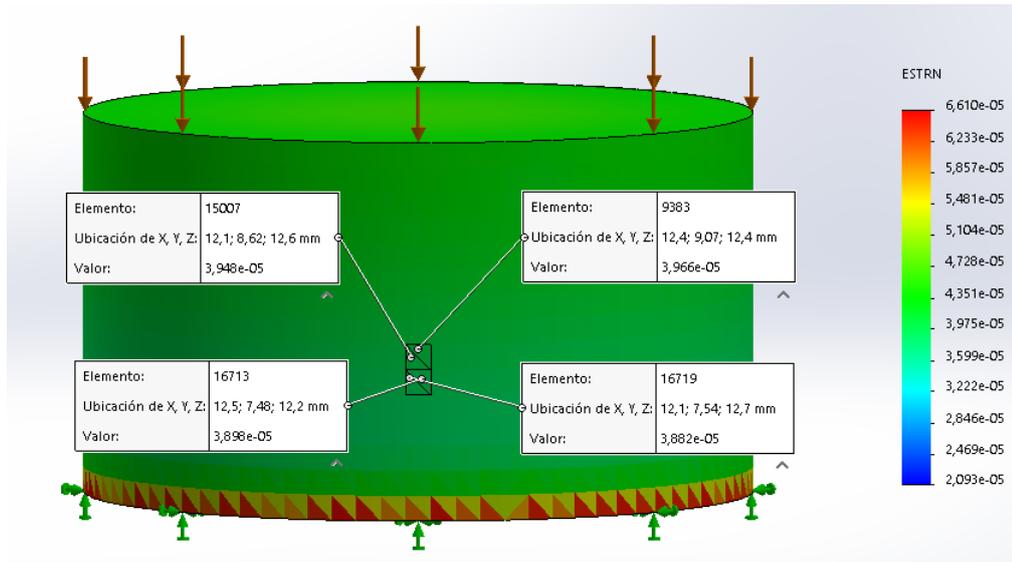


Figura B3.3: Mapa de deformación unitaria de una probeta cilíndrica de TiAl6V4, cargada en su cara superior con 5000N. Se señalan los tetraedros utilizados para la medición de la deformación unitaria. Las flechas violetas indican el sentido y dirección de la carga aplicada, sobre la cara superior del cilindro. Las flechas verdes indican el soporte fijo definido.

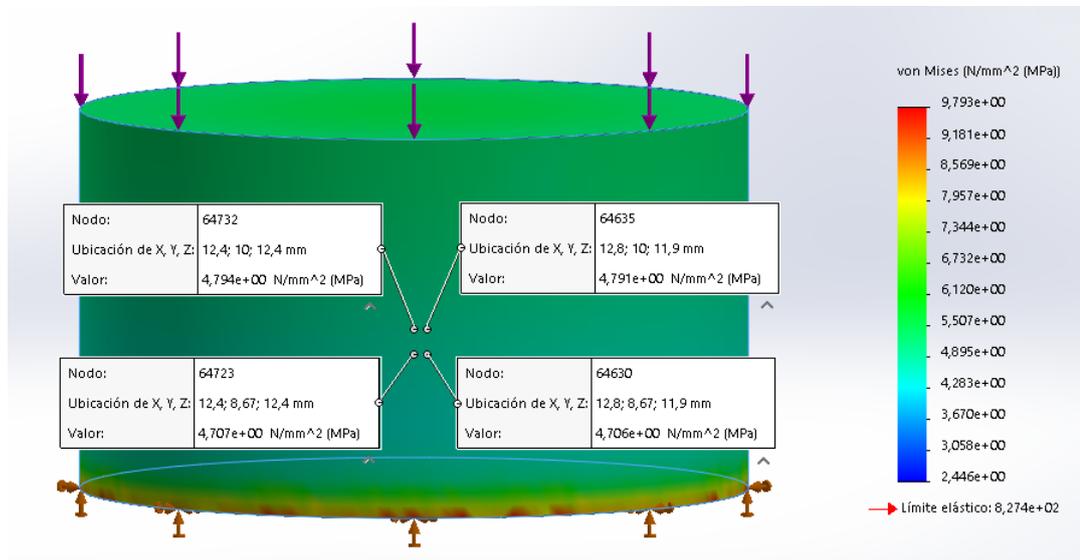


Figura B3.4: Mapa de tensiones de von Mises de una probeta cilíndrica de TiAl6V4, cargada en su cara superior con 5000N. Se señalan los tetraedros utilizados para la medición de la tensión de von Mises. Las flechas violetas indican el sentido y dirección de la carga aplicada, sobre la cara superior del cilindro. Las flechas verdes indican el soporte fijo definido. La flecha roja indica el límite elástico del material.

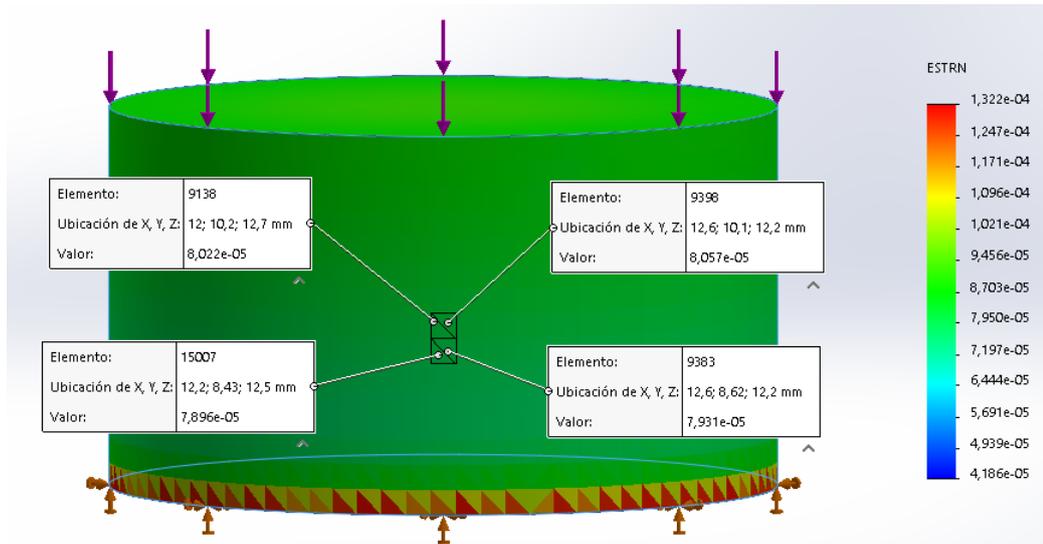


Figura B3.5: Mapa de deformación unitaria de una probeta cilíndrica de TiAl6V4, cargada en su cara superior con 10000N. Se señalan los tetraedros utilizados para la medición de la deformación unitaria. Las flechas violetas indican el sentido y dirección de la carga aplicada, sobre la cara superior del cilindro. Las flechas verdes indican el soporte fijo definido.

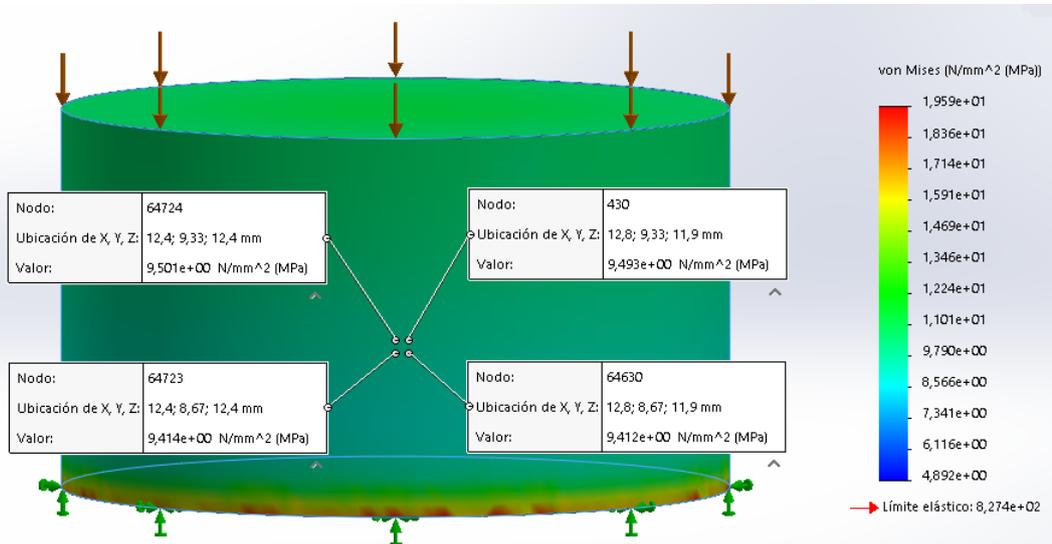


Figura B3.6: Mapa de tensiones de von Mises de una probeta cilíndrica de TiAl6V4, cargada en su cara superior con 10000N. Se señalan los tetraedros utilizados para la medición de la tensión de von Mises. Las flechas violetas indican el sentido y dirección de la carga aplicada, sobre la cara superior del cilindro. Las flechas verdes indican el soporte fijo definido. La flecha roja indica el límite elástico del material.