



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Diseño y cálculo de una prótesis transradial infantil
mediante el análisis por elementos finitos

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Mecánica

AUTOR/A: González Carrión, Nerea

Tutor/a: Vercher Martínez, Ana

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



DISEÑO Y CÁLCULO DE UNA PRÓTESIS TRANSRADIAL INFANTIL MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño
Universitat Politècnica de València

TRABAJO FIN DE GRADO

Grado en Ingeniería Mecánica

Autora: Nerea González Carrión

Tutora: Ana Vercher Martínez

Agradecimientos

A Silvia y Jaume, por ayudarme, entenderme y aconsejarme en estos años tan bonitos de amistad.

A mi madre y a mi padre, por haberme apoyado en todas las decisiones que he tomado a lo largo de mi vida y llamarme para ver como estoy todas las semanas.

A mis amigos de la carrera, Johana, Nela, Lidia Paquita, Jorge, Dani, Víctor; sin vosotros no habría sido posible. Habéis creado un recuerdo de 4 años maravilloso.

A los profesores y profesoras que han tenido la paciencia de enseñarme el mundo de la ingeniería, y en especial a Ana Vercher, por dedicarme un poco más de su tiempo y mostrarme que toda esta dedicación tiene su recompensa.

A mis amigas del pueblo, a mi abuela, a mi abuelo, Pablo, Diego, Alba, Daniel, en todos vosotros pienso cuando me siento agradecida.

Resumen

Actualmente, las prótesis infantiles son un tema de gran interés para la sociedad. El crecimiento exponencial de los niños implica una inversión constante de dinero cada muy poco tiempo. Y hoy por hoy, existe un porcentaje de la población infantil que requiere y solicita el uso de este tipo de prótesis.

El objetivo de este Trabajo Fin de Grado es abordar el diseño y el cálculo de una prótesis infantil, en este caso transradial, empleando técnicas numéricas como el análisis por elementos finitos (EF).

En este Trabajo se llevará a cabo un estudio preliminar en el que se considerarán diversas alternativas, tanto en la configuración geométrica como en el material a emplear. Las cargas y condiciones de contorno se obtendrán de fuentes bibliográficas. Asimismo, la solución adoptada deberá cumplir con una serie de requisitos en cuanto a peso, rigidez y coste. Finalmente, se generará un modelo numérico detallado de la solución final en el que se analizará la resistencia del componente en base a la implementación de criterios de fallo en el software de EF ANSYS APDL.

Palabras clave: Prótesis transradial infantil; Análisis por elementos finitos; Criterio de Hashin; Materiales compuestos

Resum

Actualment, les pròtesis infantils son un tema de gran interès per a la societat. El creixement exponencial dels xiquets implica una inversió constant de diners cada molt poc de temps. I ara com ara, existeix un percentatge de la població infantil que requereix i sol·licita l'ús d'aquesta mena de pròtesi.

L'objectiu d'aquest Treball de Fi de Grau es abordar el disseny i el càlcul d'una pròtesi infantil, en aquest cas transradial, mitjançant tècniques numèriques com l'ànalisi per elements finits (EF).

En aquest Treball, es durà a terme un estudi preliminar en el qual es consideraran diverses alternatives, tant a la configuració geomètrica com en el material a utilitzar. Les càrregues i condicions de contorn s'obtidran de fonts bibliogràfiques. Així mateix, la solució adoptada haurà de complir amb una serie de requisits quant a pes, rigidesa i cost. Finalment, es generarà un model numèric de la solució final en el qual s'analitzarà la resistència del component sobre la base de la implementació de criteris de fallada en el software d'EF ANSYS APDL.

Abstract

Nowadays, children's prostheses are a topic of great interest to society. The exponential growth of children implies a constant investment of money every very short time. And today, there is a percentage of the child population that requires and requests the use of this type of prosthesis.

The objective of this Final Degree Project is to address the design and calculation of a child prosthesis, in this case a transradial prosthesis, using numerical techniques such as finite element analysis (FE).

In this work, a preliminary study will be carried out in which several alternatives will be considered, both in the geometric configuration and in the material to be used. The loads and boundary conditions will be obtained from bibliographic sources. Likewise, the adopted solution will have to comply with a series of requirements in terms of weight, stiffness and cost. Finally, a detailed numerical model of the final solution will be generated in which the strength of the component will be analyzed based on the implementation of failure criteria in the FE software ANSYS APDL.

Índice general

Documento 1. MEMORIA

Documento 2. PRESUPUESTO

Documento 3. PLIEGO DE CONDICIONES

LISTADO DE FIGURAS

FIGURA 1. GRÁFICA REPRESENTATIVA DEL PORCENTAJE DE AMPUTADOS POR PAÍSES.....	19
FIGURA 2. TIPOS DE ERROR PRESENTES ENTRE LAS DIFERENTES ETAPAS DE RESOLUCIÓN DE UN DETERMINADO FENÓMENO DÍSCICO POR MEDIO DEL MEF.	21
FIGURA 3. EJEMPLO CONCEPTUAL DE LAS DIFERENTES FASES PLANTEADAS EN LA RESOLUCIÓN DE UN PROBLEMA FÍSICO MEDIANTE EL MEF.....	22
FIGURA 4. EJEMPLO DE PROBLEMA DE CONTORNO DE ANÁLISIS TENSIONAL.	23
FIGURA 5. EJEMPLO DE LÁMINA CON FIBRA UNIDIRECCIONAL. SISTEMA DE REFERENCIA ORIENTADO (1-2-3) Y SISTEMA DE REFERENCIA NO ORIENTADO (X-Y-Z). LA FIBRA DESCRIBE UN ÁNGULO DE +45º.	25
FIGURA 6. CONVENIO DE SIGNOS POSITIVO PARA LA DEFINICIÓN DE CARGAS POR UNIDAD DE ANCHURA APLICADAS SOBRE UN LAMINADO.	25
FIGURA 7. MODELO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO I-LIMB ULTRA.	35
FIGURA 8. MODELO DE PRÓTESIS MIOELÉCTRICA DE MANO DE BEBIONIC HAND, OTTOBOCK	35
FIGURA 9. DAIDALONIC, EQUIPO DE GENERACIÓN ESPONTÁNEA.	36
FIGURA 10. MEDIDAS PROMEDIO DE ANTEBRAZO (NIÑO VARÓN DE 11 AÑOS). FUENTE: MODELO DE DAIDALONIC.	42
FIGURA 11. BATERÍA 3.7V.....	43
FIGURA 12. DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES. ALTERNATIVA 1.	43
FIGURA 13. DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES. ALTERNATIVA 2.	44
FIGURA 14. DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES. ALTERNATIVA 3.	44
FIGURA 15. GRÁFICA LOGARITMICA RELACIÓN MÓDULO DE YOUNG (GPA) CON DENSIDAD DEL LOS MATERIALES.	45
FIGURA 16. (A) MATERIALES PORIMÉRICOS SOMETIDOS A ESTIRAMIENTO LONGITUDINAL, (B) MATERIALES POLIMÉRICOS SOMETIDOS A ESTIRAMIENTO TRANSVERSAL.....	46
FIGURA 17. EJEMPLO DE PIEZAS DE PLA REALIZADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D.	47
FIGURA 18. ILUSTRACIÓN DE UN LAMINADO REFORZADO CON FIBRAS UNIDIRECCIONALES.	48
FIGURA 19. EVOLUCIÓN DE LA RESISTENCIA Y EL MÓDULO ESPECÍFICOS DE VARIOS MATERIALES.	48
FIGURA 20. REPRESENTACIÓN DE LA SUPERFICIE DE APLICACIÓN DE LA CARGA SEGÚN EL TIPO DE MOVIMIENTO CONSIDERADO.	50
FIGURA 21. MODELO CAD DEL ANTEBRAZO SIMPLIFICADO.	52
FIGURA 22. MALLADO DEL MODELO SIMPLIFICADO DE PRÓTESIS MEDIANTE ELEMENTOS TIPO SOLID185.....	53
FIGURA 23. MALLADO DE LA SUPERFICIE DE CONTACTO ENTRE DISTINTOS CUERPOS, ELEMENTOS TARGE170 Y CONTA174.	53
FIGURA 24. ORIENTACIÓN DE LOS EJES DE ELEMENTO EN EL MODELO SIMPLIFICADO DE ANTEBRAZO. EN NEGRO EL EJE X, EN AMARILLO EL EJE Y, EN AZUL EL EJE Z.	54
FIGURA 25. EJEMPLO DE UNIÓN DE PRÓTESIS CON EL BRAZO HUMANO. [10].....	55
FIGURA 26. DEFINICIÓN DE LA GRAVEDAD EN EL MODELO. APLICACIÓN DE UNA ACCIÓN INERCIAL CONSIDERANDO $a^y = 9.81 \text{ m/s}^2$	56
FIGURA 27. UBICACIÓN DE LAS DOS RIGID REGION PARA LA DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES CORRESPONDIENTES A LAS TRES ALTERNATIVAS.	57
FIGURA 28. DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES. MATERIAL PLA. ALTERNATIVA 1. TENSIÓN DE VON MISES.	58
FIGURA 29. DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES. MATERIAL PLA. ALTERNATIVA 2. TENSIÓN DE VON MISES.	58
FIGURA 30. DISTRIBUCIÓN DE COMPONENTES. ALTERNATIVA 3. MATERIAL PLA. TENSIÓN DE VON MISES.	59
FIGURA 31. DISTRIBUCIÓN DE Σ_x . SIMULACIÓN DE LA ACCIÓN DE LA GRAVEDAD Y LA DISTRIBUCIÓN DE LOS COMPONENTES ELEGIDA CON PLA.....	60
FIGURA 32. DISTRIBUCIÓN DE Σ_x . SIMULACIÓN DE LA ACCIÓN DE LA GRAVEDAD Y LA DISTRIBUCIÓN DE LOS COMPONENTES ELEGIDA CON MATERIAL POLIMÉRICO REFORZADO CON FIBRA UNIDIRECCIONAL EN EL ANTEBRAZO.....	60
FIGURA 33. TENSIÓN EN X CON EL CASO 1 DE APLICACIÓN DE LA FUERZA	62
FIGURA 34. TENSION EN EL EJE X CON EL CASO 2 DE APLICACIÓN DE LA FUERZA.....	62
FIGURA 35. TENSIÓN EN EL EJE X CON EL CASO 3 DE APLICACIÓN DE LA PRESIÓN.	63
FIGURA 36. TENSIÓN EN X CON EL CASO 4 DE APLICACIÓN DE LA PRESIÓN.	63
FIGURA 37. MODELO DETALLADO PROPUESTO DE LA PRÓTESIS TRANHUMERAL. REPRESENTACIÓN DE LOS SÓLIDOS FABRICADOS CON PLA EN COLOR AZUL Y EN BLANCO EL POLIMÉRICO REFORZADO CON FIBRA.	65
FIGURA 38. UBICACIÓN DE LA PLACA PCB EN EL INTERIOR DE LA PRÓTESIS.....	66

FIGURA 39. MOVIMIENTO DE PRONACIÓN Y SUPINACIÓN EN BRAZO.	66
FIGURA 40. ESPACIO PARA EL CABLEADO QUE CONECTA LAS BATERÍAS CON LA PLACA.	66
FIGURA 41. POSICIÓN Y ORIENTACIÓN DE LAS PARTES DEL CUERPO FABRICADAS CON PLA EN IMPRESORA 3D.	67
FIGURA 42. BALLJOINT Y COLOCACIÓN EN LA PRÓTESIS TRANSHUMERAL. REPRESENTACIÓN DE LA SIMPLIFICACIÓN ADOPTADA PARA LOS ANÁLISIS.	68
FIGURA 43. REPRESENTACIÓN DE LA TAPA DE LAS BATERÍAS SOBRE CUERPO PRINCIPAL TRANSPARENTE.	68
FIGURA 44. MALLADO DEL MODELO DETALLADO.	69
FIGURA 45. ORIENTACIÓN DE LOS EJES DE LOS ELEMENTOS: NEGRO-EJE X, VERDE-EJE Y, AZUL-EJE Z.	69
FIGURA 46. FRECUENCIAS NATURALES NO NULAS CORRESPONDIENTES AL ANÁLISIS MODAL.	70
FIGURA 47. RELACIÓN DE LOS NODOS DOMINANTES CON LOS NODOS ESCLAVOS PERTENECIENTES AL CUERPO INTERMEDIO. PLACA ARRIBA Y BATERÍAS ABAJO.	71
FIGURA 48. RIGID REGION UTILIZADA EN LA SIMULACIÓN DE LOS ESFUERZOS APLICADOS EN LA PALMA.	71
FIGURA 49. DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z. APLICACIÓN DE CARGAS MÁS DESFAVORABLES EN MODELO DETALLADO. CASO 1.	72
FIGURA 50. TENSIÓN EN EL EJE Z. APLICACIÓN DE CARGAS MÁS DESFAVORABLES. CASO 1.	73
FIGURA 51. DESPLAZAMIENTO EN EL EJE Z. APLICACIÓN DE CARGAS MÁS DESFAVORABLES EN MODELO DETALLADO. CASO 2.	73
FIGURA 52. TENSIÓN EN EL EJE Z. APLICACIÓN DE CARGAS MÁS DESFAVORABLES. CASO 2.	74
FIGURA 53. PREDISEÑO PLANTEADO POR EL EQUIPO DE GE DAIDALONIC UTILIZANDO EL MODELO DE ANTEBRAZO TRABAJADO EN ESTE PROYECTO [1].	76
FIGURA 54. SOCKET A.	80
FIGURA 55. SOCKET B.	80
FIGURA 56. CUERPO INTERMEDIO.	81
FIGURA 57. CUERPO INFERIOR.	81
FIGURA 58. TAPA BATERÍAS.	82
FIGURA 59. TAPA PLACA.	82
FIGURA 60. MUÑECA.	83
FIGURA 61. DESPIECE. MONTAJE CUERPOS.	83

LISTADO DE TABLAS

TABLA 1. NOTACIÓN CLÁSICA Y CONTRACTADA PARA TENSIONES Y DEFORMACIONES.....	27
TABLA 2. CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LAS PRÓTESIS SEGÚN SU TIPO.	34
TABLA 3. MERCADO ACTUAL DE LAS PRÓTESIS MIOELÉCTRICAS.....	35
TABLA 4. CARTERA DE SERVICIOS COMUNES DE PRESTACIÓN ORTOPROTÉSICA (2023), MINISTERIO DE SANIDAD [3]	37
TABLA 5. TAMAÑO Y PESO DE LOS COMPONENTES INTERNOS DE LA PRÓTESIS.....	43
TABLA 6. SELECCIÓN DE ESFUERZOS APLICADOS AL MODELO SIMPLIFICADO EN FUNCIÓN DE LOS DATOS EXTRAIDOS DE CHILDATA [].....	51
TABLA 7. CONSTANES INGENIERILES DE LA MATRIZ POLIMÉRICA REFORZADA CON FIBRA DE CARBONO.....	55
TABLA 8. DENSIDAD DE LAS ALTERNATIVAS DE LOS MATERIALES A UTILIZAR EN EL MODELO.	55
TABLA 9. DISTRIBUCIÓN DE MASAS EN LAS DOS RIGID REGION DEL MODELO SIMPLIFICADO.	57
TABLA 10. TENSION EN X GENERADA POR EL PESO DE LA PRÓTESIS COMPLETA.....	57
TABLA 11. RESULTADOS OBTENIDOS BAJO LOS EFECTOS DE LA GRAVEDAD Y LA DISTRIBUCIÓN DE MASAS ÓPTIMA PARA LOS DOS MATERIALES CONSIDERADOS.....	59
TABLA 12. OBTENCIÓN DE FUERZAS PARA CADA UNO DE LOS NODOS DE LA SUPERFICIE EN LOS CASOS 1 Y 2.	61
TABLA 13. MEDIDAS EXPERIMENTALES DE LA SUPERFICIE DE APLICACIÓN DE LA FUERZA EN EL ANTEBRAZO SIMPLIFICADO.	61
TABLA 14. CÁLCULO DE LA PRESIÓN APLICADA EN LA PALMA EN LOS CASOS 3 Y 4.....	62
TABLA 15. RESULTADOS DE LA TENSION EN X (Pa) Y DEL DESPLAZAMIENTO MÁXIMO (MM) EN LOS 4 CASOS DE ESFUERZOS...	64
TABLA 16. CASOS DE ESFUERZOS APLICADOS EN EN EL MODELO DETALLADO.	72
TABLA 17. RESULTADOS OBTENIDOS EN LOS CASOS 1 Y 2 SOBRE EL ANTEBRAZO DETALLADO DE MATRIZ REFORZADA DE FIBRA DE CARBONO.....	74
TABLA 18. COMPARATIVA ECONÓMICA DE FABRICACIÓN DE LA PRÓTESIS CON MATERIAL COMPUESTO VARIANDO SU FRACCIÓN EN VOLUMEN DE FIBRA.....	75

Documento 1

MEMORIA

Nerea González Carrión

Tutora: Ana Vercher Martínez

1. Motivación y objeto	19
2. Marco teórico	21
2.1 Método de los elementos finitos	21
2.2 Teoría clásica de laminados (TCL)	23
2.3 Criterios de fallo de una lámina	26
2.3.1 Criterios de fallo no interactivos	27
2.3.2 Criterios de fallo interactivos	28
2.3.2.1 Criterio de Tsai-Hill	28
2.3.2.2 Criterio de Tsai Wu	29
2.3.2.3 Criterio de Hashin.	33
3. Antecedentes	34
3.1 Mercado protésico.	34
3.2 Daidalonic: Grupo de Generación Espontánea	36
3.3 Estudio de necesidades	38
4. Diseño y cálculo de una prótesis transradial infantil	41
4.1 Estudio de variables: distribución de componentes, peso y material. Descripción de alternativas.	41
4.1.1 La prótesis transhumeral.	41
4.1.2 Distribución de componentes en el antebrazo.	42
4.1.3 Materiales: metálicos, poliméricos y composites.	44
4.1.3.1 Materiales metálicos	45
4.1.3.2 Materiales poliméricos.	46
4.1.3.3 Composites	47
4.1.4 Solicitaciones consideradas.	49
4.2 Análisis numérico de alternativas considerando un modelo simplificado	51
4.2.1 Modelado por EF del antebrazo simplificado	51
4.2.1.1 Generación del modelo geométrico	52
4.2.1.2 Mallado y orientación de los ejes de los elementos	53
4.2.1.3 Aplicación de las condiciones de contorno y materiales.	54
4.2.1.4 Inclusión de la acción de la gravedad	55
4.2.2 Análisis numérico: influencia del material y la distribución de masas	56
4.2.2.1 Influencia del material y la distribución de masas.	57
4.2.2.2 Carga de tracción y compresión más desfavorable. Resultados.	61
4.3 Análisis por EF sobre el modelo detallado con la solución adoptada	65
4.3.1 Modelo CAD detallado	65
4.3.2 Mallado y orientación de los ejes de los elementos	69
4.3.3 Chequeo modal del modelo detallado	70
4.3.4 Carga de tracción y compresión más desfavorables	70
4.3.5 Análisis económico	74
5. Conclusiones	75
6. Bibliografía	78
7. Anexos a la memoria	80
7.1 Piezas	80

7.1.1 Socket <i>a</i>	80
7.1.2 Socket <i>b</i>	80
7.1.3 Cuerpo intermedio	81
7.1.4 Cuerpo inferior	81
7.1.5 Tapa baterías	82
7.1.6 Tapa placa	82
7.1.7 Muñeca	82
7.2 Despiece	83
7.3 Croquis y medidas	83

1. Motivación y objeto

‘Lo que diferencia una especie de una sociedad es que la sociedad dará cabida a los más débiles, mientras que una especie no’.

Mejorar la calidad de vida de las personas es uno de los objetivos principales del ser humano desde que tiene uso de razón. Del descubrimiento del fuego para calentar los hogares y cocinar, a la invención de un motor de combustión para transportarnos de forma eficiente.

En un principio, la calidad de vida se centraba en la supervivencia de los individuos, pero con el paso del tiempo se ha convertido en un concepto utilizado en ámbitos como la salud física y mental, la educación, la economía, la política y el mundo de los servicios en general. Es por ello que se busca cumplir con ese concepto de bienestar común, de cada una de las personas de esta sociedad.

Se estima que en el mundo hay 65 millones de personas que viven con amputaciones de miembros, y que 1,5 millones de personas sufren amputaciones cada año. De esta amplia cifra, la mayoría necesita acceder a servicios protésicos para poder actuar con normalidad y tener una calidad de vida básica.

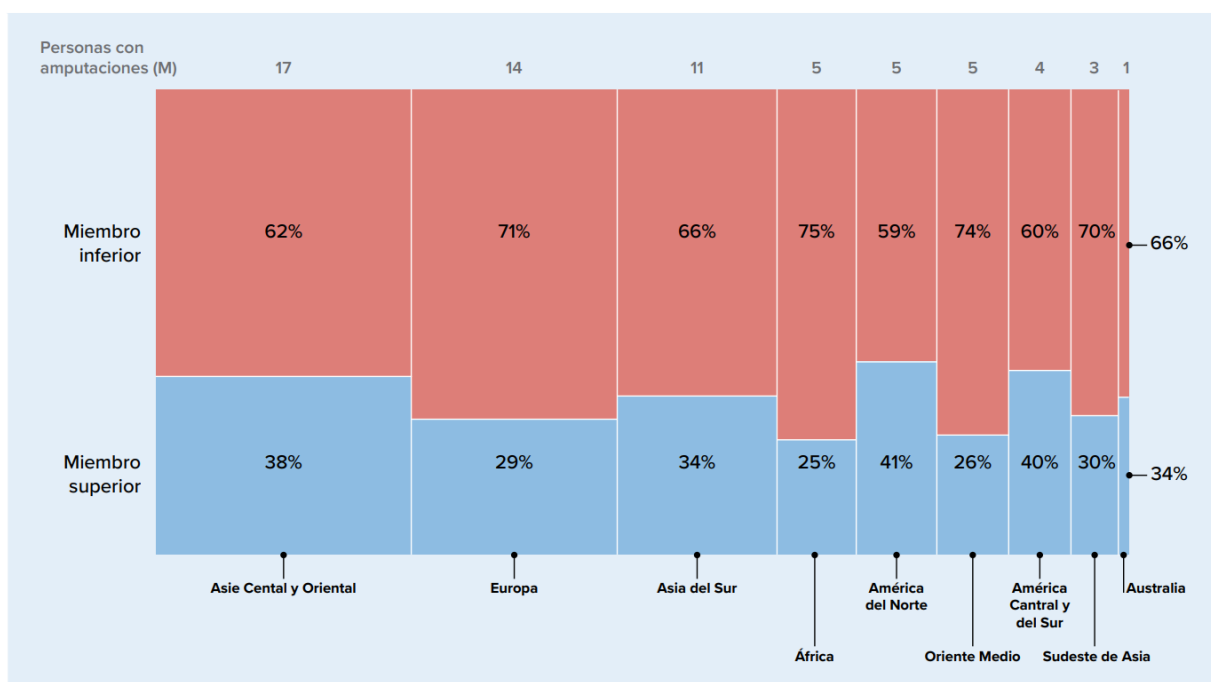


Figura 1. Gráfica representativa del porcentaje de amputados por países.

En los últimos años ha habido un notable aumento en la investigación y el estudio del mundo de las prótesis dada la demanda y la creciente concienciación al respecto. Esto, por otro lado, ha generado un problema: el mercado aún es muy reducido y especializado, por lo que las prótesis disponibles están muy avanzadas y por ende no son económicas, haciendo que no toda la población amputada y/o con malformaciones pueda permitírselo.

Dentro del grupo de usuarios de prótesis, existe una variable aún más vulnerable: los niños. Los niños y niñas con malformaciones y/o amputaciones crecerán y utilizarán varias prótesis a lo largo de su infancia. Prótesis a las que se deberán adaptar, con las que se deberán incluir en la

sociedad y con las que deberán aprender a vivir a lo largo de su vida. Cuanto más joven empiece el niño a utilizar las prótesis, más normalizado será su uso en un futuro. Y si los padres/madres no pueden costearse el cambio de la prótesis con cada crecimiento notable del niño, su adaptación no será óptima (llegando incluso a preferir no llevar la prótesis).

La motivación detrás de este proyecto viene del grupo de Generación Espontánea al que pertenezco, *Daidalonic*. En él, he visto la realidad de los niños y niñas que viven con prótesis, la realidad de sus padres y madres, y la realidad de los hospitales y centros que se encargan de ayudar a estas personas.

Ni el estado facilita el dinero suficiente para que una persona de clase media se pueda permitir una prótesis más avanzada, ni el mercado genera opciones más baratas para el paciente porque prima el bien económico.

Posteriormente describiré el trabajo realizado en *Daidalonic*, pero en resumidas cuentas velamos por crear una prótesis transradial infantil de bajo costo que cubra las necesidades funcionales de un niño y pueda incluirse en la sociedad con normalidad. Actualmente la prótesis se imprime en PLA.

Como trabajo de Fin de Grado, quiero profundizar en el diseño de una prótesis adaptable a las necesidades del niño y plantear la posibilidad del empleo de materiales compuestos como opción para su desarrollo. Estos materiales ofrecen una elevada rigidez y resistencia específica, lo cual permite diseñar elementos estructuralmente más adecuados al crecimiento del niño y sus necesidades (actividades deportivas, por ejemplo). Conformaré así mis habilidades con programas de diseño asistido por ordenador y de análisis de elementos finitos como son *Fusion 360* y *ANSYS APDL* respectivamente.

Quiero terminar la carrera de Ingeniería Mecánica con un Trabajo de Fin de Grado que pueda ayudar a las personas en un futuro, y así permitirme acceder a otros estudios relacionados con la biomecánica o el diseño, sectores que encuentro apasionantes.

2. Marco teórico

2.1 Método de los elementos finitos

En general, para resolver un problema de contorno, se puede utilizar uno de los dos siguientes métodos:

a) Solución analítica. Generalmente no aplicable cuando la geometría y / o las cargas son complejas.

b) Solución aproximada. A efectos de aplicación ingenieril, si no es posible encontrar la solución exacta, basta con encontrar una solución aproximada en la que esté acotado el error cometido. Para el caso que nos ocupa, se pueden utilizar, entre otros, métodos de diferencias finitas, de elementos finitos o de elementos de contorno. De estos, el más utilizado en la actualidad es el de elementos finitos. No obstante, ciertos tipos de problemas pueden ser tratados con mayor eficacia mediante diferencias finitas o elementos de contorno.

El Método de los Elementos Finitos (MEF) es una de las técnicas mejor asentadas actualmente para la resolución de problemas de contorno que aparecen en la ingeniería. Los problemas no lineales (plasticidad, viscoelasticidad, contacto, etc.) y los problemas complejos pueden ser tratados con mayor facilidad y de forma más eficaz; también es posible resolver problemas combinados en los que interaccionan problemas que anteriormente eran tratados por separado (análisis tensional, térmico, interacción fluido - estructura, interacción estructural con campos magnéticos, etc.).

Como la solución de elementos finitos es aproximada, es necesario estimar el error que se introduce (ver Figura 2). En los últimos años se ha realizado un avance considerable en el desarrollo de técnicas fiables y rápidas de estimación del error de discretización y técnicas de redefinición automática de la solución que permitan garantizar un error menor que el deseado, sin intervención por parte del usuario. En definitiva, la tendencia es a automatizar completamente el proceso de análisis, para que el usuario pueda dedicar mayor tiempo a la interpretación de resultados y estudio del problema que está analizando.

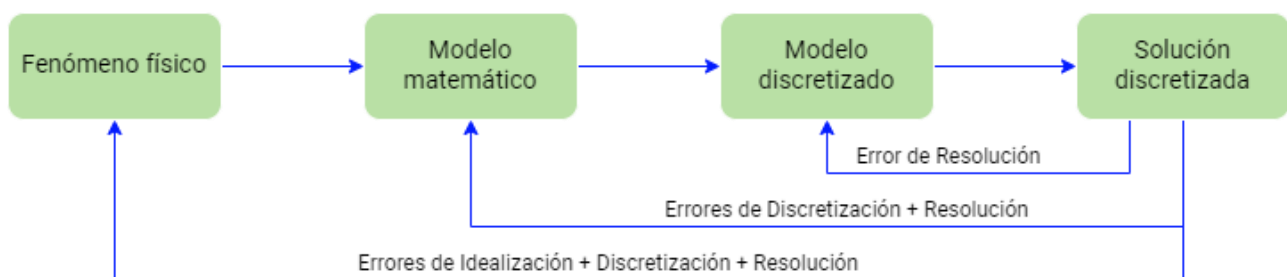


Figura 2. Tipos de error presentes entre las diferentes etapas de resolución de un determinado fenómeno físico por medio del MEF.

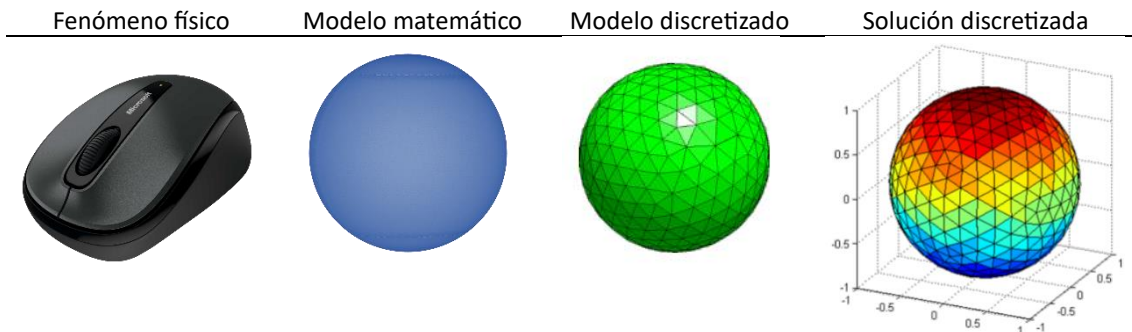


Figura 3. Ejemplo conceptual de las diferentes fases planteadas en la resolución de un problema físico mediante el MEF

En el MEF, el dominio se subdivide en un conjunto de subdominios (elementos finitos) definidos por los nodos que se conectan. Para cada elemento se aproximan localmente las funciones incógnita, en general mediante funciones polinómicas, en función de un conjunto de variables discretas (por ejemplo, valor de la función incógnita en los nodos que definen el elemento, si la interpolación es nodal). A continuación, considerando la condición de estacionariedad de un funcional o un método de residuos ponderados se plantean las ecuaciones algebraicas correspondientes (ecuaciones de comportamiento aproximadas). De la solución de este problema, se obtiene el conjunto de variables discretas que definen la solución aproximada al problema planteado. Las ecuaciones de comportamiento aproximadas pueden calcularse mediante ensamblado de las ecuaciones de comportamiento de cada elemento finito. Esto es una gran ventaja del método, ya que permite realizar gran parte de los cálculos de forma sistematizada.

El MEF es el método de cálculo empleado en la resolución de problemas modelados mediante Ansys, programa con el que se van a realizar las simulaciones y sus pertinentes condiciones de contorno de este trabajo.

En la Figura 4 se esquematiza un problema de contorno de análisis tensional. Sobre un dominio (sólido en azul) se aplican una serie de cargas. Los apoyos deben impedir que el sólido se mueva libremente en alguno de sus grados de libertad. La solución que buscamos es el campo de desplazamientos (formado por las componentes u , v y w) en cada punto del dominio que se alcanza al llegar al estado de equilibrio estático. Para suponer en el MEF una aproximación de la función de desplazamientos u deseada, utilizaremos la *Ecuación 1*:

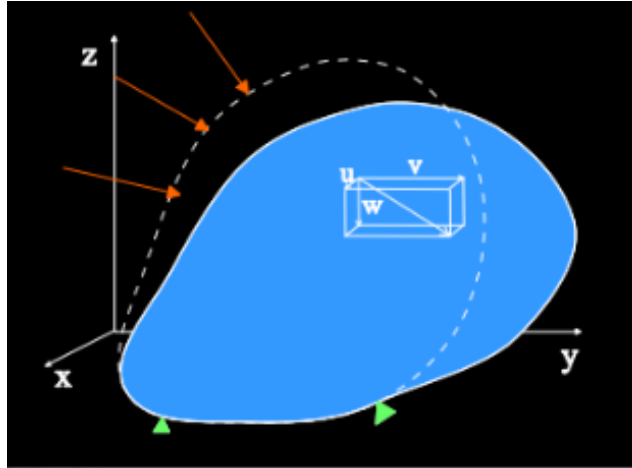


Figura 4. Ejemplo de problema de contorno de análisis tensorial.

Donde $\hat{u}(x, y, z)$ es una función de prueba y a_i es la incógnita por resolver.

$$u \approx \hat{u} = \begin{Bmatrix} \hat{u}(x, y, z) \\ \hat{v}(x, y, z) \\ \hat{w}(x, y, z) \end{Bmatrix} = \begin{cases} \sum_{i=1}^l a_i f_i(x, y, z) \\ \sum_{i=l+1}^m a_i f_i(x, y, z) \\ \sum_{i=m+1}^n a_i f_i(x, y, z) \end{cases} \quad [1]$$

Para cualquier caso, f_i es una función polinómica elegida que cumple con las condiciones de convergencia de la solución.

2.2 Teoría clásica de laminados (TCL)

La teoría clásica de laminados establece la relación entre las cargas por unidad de anchura aplicadas sobre un laminado y las deformaciones y curvaturas que se producen en el plano medio de dicho laminado. Puede analizar la influencia en de la rigidez en el resultado cuando se varían las propiedades del laminado. Esta caracterizada por un estado tensional plano.

Esta teoría plantea las siguientes hipótesis:

- Las deformaciones que se produzcan serán muy pequeñas, condición necesaria para establecer una relación lineal entre deformaciones y tensiones.
- Las superficies perpendiculares a la superficie lo seguirán siendo aun habiendo experimentado una deformación, $\varepsilon_z = 0$.

$$\{\bar{\varepsilon}\} = \{\varepsilon_0\} + z\{k\} \quad [2]$$

- Siendo ε_0 la deformación del plano medio del laminado, ε la deformación de un punto en concreto del laminado, z la superficie neutra y k la curvatura.

- Supone las deformaciones de cortadura en los planos normales despreciables, además de que no contribuyen a flexión.

$$\gamma_{31} = \gamma_{23} = 0 \quad [3]$$

- Como se ha comentado antes, las láminas se encuentran en estado de tensión plana:

$$\sigma_{33} = \sigma_{23} = \sigma_{31} = 0 \quad [4]$$

La Ley de Hooke Generalizada para una lámina ortótropa en estado de tensión plana de esfuerzos en ejes orientados es, considerando que no existe ninguna tensión ortogonal que separe las capas adyacentes del laminado, y en función de los planos de simetría que presente el material en cuestión:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_{11} & Q_{12} & 0 \\ Q_{12} & Q_{22} & 0 \\ 0 & 0 & Q_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} \quad [5]$$

Y expresando cada termino en función de las constantes ingenieriles:

$$\begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \tau_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{E_1}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} & \frac{\nu_{21}E_1}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} & 0 \\ \frac{\nu_{21}E_1}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} & \frac{E_2}{1 - \nu_{12}\nu_{21}} & 0 \\ 0 & 0 & G_{12} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \gamma_{12} \end{Bmatrix} = [Q]\{\varepsilon\} \quad [6]$$

Estas dos últimas ecuaciones son la relación entre el vector de deformaciones ingenieriles y el vector de tensiones en ejes orientados. La matriz Q es la denominada matriz de rigidez reducida en tensión plana y expresadas en los ejes orientados de la lámina.

La matriz de rigidez reducida de cada una de las láminas del laminado en ejes no orientados viene dada por la ecuación:

$$[\bar{Q}] = [T]^{-1}[Q][R][T][R]^{-1} \quad [7]$$

Siendo:

$$[T] = \begin{bmatrix} \cos^2\theta & \sin^2\theta & 2\cos\theta\sin\theta \\ \sin^2\theta & \cos^2\theta & -2\cos\theta\sin\theta \\ -\cos\theta\sin\theta & \cos\theta\sin\theta & \sin^2\theta - \cos^2\theta \end{bmatrix} \quad [8]$$

la matriz de transformación del laminado cuya función es relacionar el vector de tensiones referidos a unos planos arbitrarios x – y con un vector de tensiones medido desde unos ejes orientados, 1 – 2, siendo θ el ángulo que forman las fibras de cada lámina medido respecto ejes globales x –y como se muestra en la Figura 2.3

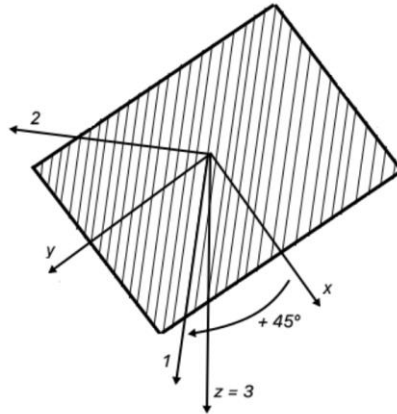


Figura 5. Ejemplo de lámina con fibra unidireccional. Sistema de referencia orientado (1-2-3) y sistema de referencia no orientado (x-y-z). La fibra describe un ángulo de +45°.

Y la matriz de Reuter [R]:

$$[R] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 2 \end{bmatrix} \quad [9]$$

Que permite relacionar las deformaciones ingenieriles con las tensoriales de forma matricial.

Dado un laminado, a continuación, se plantea el equilibrio de fuerzas dados los esfuerzos aplicados en una posición x e y mostrados en la Figura 2.4:

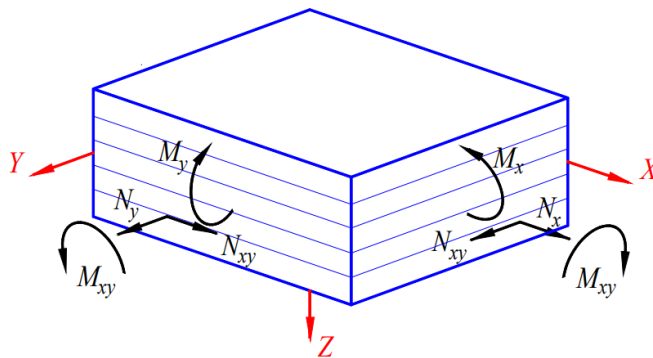


Figura 6. Convenio de signos positivo para la definición de cargas por unidad de anchura aplicadas sobre un laminado.

El equilibrio de fuerzas {N} y momentos {M} nos dará las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} \{N\} &= [A]\{\varepsilon^0\} + [B]\{K\} \\ \{M\} &= [B]\{\varepsilon^0\} + [D]\{K\} \end{aligned} \quad [10]$$

Siendo A la matriz de rigidez a membrana, B la matriz de acoplamiento y D la matriz de flexo-torsión:

$$\begin{aligned}
 [A] &= \sum_{k=1}^n [\overline{Q}_k] (z_{k+1} - z_k) \\
 [B] &= 1/2 \sum_{k=1}^n [\overline{Q}_k] (z_{k+1}^2 - z_k^2) \\
 [D] &= 1/3 \sum_{k=1}^n [\overline{Q}_k] (z_{k+1}^3 - z_k^3)
 \end{aligned}
 \tag{11}$$

2.3 Criterios de fallo de una lámina

En problemas reales aparecen tensiones multiaxiales: un componente estará sometido a múltiples cargas, así como una lámina puede soportar tensiones no orientadas en diversas direcciones y en un laminado aparecerán restricciones entre laminas.

Existen varias maneras de definir el fallo; la relativamente más básica es cuando un componente o pieza sufre la aparición de una grieta o se separa de su material de origen. Una definición más completa sería cuando nos referimos a que esa pieza no ha sido capaz de cumplir la función para la que se creó. Por lo general, en materiales isótropos el fallo se producirá cuando la tensión máxima que se produzca en el material sea mayor que la tensión de rotura (o fluencia en caso de ser un material dúctil). Por otro lado, en las láminas de material compuesto las teorías sobre el fallo del laminado no se basan solo en las tensiones principales y las de cortadura, sino que, al ser ortótropas, actúan de forma distinta dependiendo del ángulo de aplicación.

Los criterios de fallo encuentran una justificación empírica a estos problemas generando una curva o superficie límite la cual si traspasa se producirá el fallo. De esta forma se consigue una gráfica con información suficiente sobre la reacción del material. Son fenomenológicos, lo que implica que determinan las condiciones para que se produzca el fallo, pero no explican el por qué. Estas teorías de fallo se fundamentan en encontrar en primer lugar las tensiones en ejes locales y luego usar un criterio de fallo específico para estos materiales para determinar si una lámina unidireccional ha fallado o no.

A continuación, en los siguientes apartados, se explican diversos criterios de fallo seleccionados por varios motivos, los cuales, a través de un programa de elementos finitos y ensayos, determinarán las variables de selección de los materiales.

Para las ecuaciones, se utilizará la notación contractada para tensiones y deformaciones puesto que presenta ventajas en algunos planteamientos, donde:

Tensiones		Deformaciones	
Notación Clásica	Notación Contractada	Notación Clásica	Notación Contractada
$\sigma_1 = \sigma_{11}$	σ_1	$\varepsilon_1 = \varepsilon_{11}$	ε_1
$\sigma_2 = \sigma_{22}$	σ_2	$\varepsilon_2 = \varepsilon_{22}$	ε_2
$\sigma_3 = \sigma_{33}$	σ_3	$\varepsilon_3 = \varepsilon_{33}$	ε_3
$\tau_{23} = \sigma_{23}$	σ_4	$\gamma_{23} = 2\varepsilon_{23}$	ε_4
$\tau_{31} = \sigma_{31}$	σ_5	$\gamma_{31} = 2\varepsilon_{31}$	ε_5
$\tau_{12} = \sigma_{12}$	σ_6	$\gamma_{12} = 2\varepsilon_{12}$	ε_6

Tabla 1. Notación clásica y contractada para tensiones y deformaciones.

2.3.1 Criterios de fallo no interactivos

Los criterios de fallo no interactivos no tienen en cuenta la interacción entre los diferentes modos de fallo. Es decir, si por ejemplo se somete una lámina a tracción biaxial, se considera que cada sollicitación actúa de manera independiente de forma que el fallo se alcanzará si la tensión máxima en una dirección supera el límite de rotura en dicha dirección o bien si sucede en la otra. No tienen en cuenta la acción simultánea de ambas sollicitaciones.

Las ventajas de utilizar criterios de fallo no interactivos son principalmente la sencillez de su aplicación y que permiten conocer el fallo que ha dominado la rotura. Esto último es útil cuando es necesario averiguar la resistencia de ciertos laminados. Por otro lado, un gran inconveniente sería la sobreestimación de la resistencia debido a la no interacción de los distintos modos de fallo.

Entre los criterios de fallo no interactivos se encuentran el criterio de Máxima Tensión y el criterio de Máxima Deformación.

El criterio de Máxima Tensión analiza el fallo ante tres tipos de esfuerzos para así determinar el valor del coeficiente de seguridad ateniendo al fallo más restrictivo.

En el caso de carga a tracción no se producirá el fallo si se cumplen las siguientes condiciones:

$$\sigma_1 < S_{1T} \quad (\text{para } \sigma_1 > 0) \quad [12]$$

$$\sigma_2 < S_{2T} \quad (\text{para } \sigma_2 > 0)$$

$$|\tau_{12}| < S_{12,s}$$

Ante compresión, se evitará el fallo cuando:

$$\begin{aligned} \sigma_1 &> S_{1C} && (\text{para } \sigma_1 < 0) \\ \sigma_2 &> S_{2C} && (\text{para } \sigma_2 < 0) \end{aligned} \quad [13]$$

2.3.2 Criterios de fallo interactivos

A diferencia de los criterios de fallo no interactivos, estos criterios tienen en cuenta la acción simultánea de diversas sollicitaciones. Son el tipo de criterio que permite abordar verdaderamente un problema de cargas multiaxial. La interacción entre las componentes de tensión puede ser determinante para saber si se va a producir el fallo en una lámina. El principal inconveniente de los criterios de fallo interactivos es que resulta más difícil averiguar cuál ha sido la dirección determinante del fallo, aunque sí es posible conocer cuál ha sido la contribución de cada una de las componentes de tensión al fallo final.

2.3.2.1 Criterio de Tsai-Hill

Este criterio de rotura interactivo surgió en 1950 cuando Hill propuso un criterio de fallo por fluencia en materiales anisótropos definido por la siguiente expresión:

$$\begin{aligned} (G + H)\sigma_1^2 + (F + H)\sigma_2^2 + (F + H)\sigma_3^2 - \\ 2H\sigma_1\sigma_2 - 2G\sigma_1\sigma_3 - 2F\sigma_2\sigma_3 + \\ 2L\tau_{23}^2 + 2M\tau_{13}^2 + 2N\tau_{12}^2 = 1 \end{aligned} \quad [14]$$

Es una extensión del Criterio de Energía de Distorsión de von Mises para fluencia en materiales isotrópicos, ya que para el caso de materiales anisótropos no es posible considerar distorsiones sin que exista de manera simultánea deformaciones volumétricas por acoplamientos. Inicialmente, este criterio se adoptó para aplicaciones de fallo por fluencia.

Atendiendo a la ecuación anterior, las constantes F, G, H, L, M, N las cuales en el planteamiento que propone Hill se corresponden con límites de fluencia para cada uno de los diferentes modos de fallo, ahora se relacionan con los límites de resistencia a rotura; la cual se interpreta que se produce al final de la zona elástica lineal.

Tsai implementó el uso de la ecuación de Hill a los materiales compuestos para los casos de carga en laminas cuyos límites resistentes son conocidos. En el caso de aplicar una tensión de tracción longitudinal en ejes locales σ_1 , en el momento en el que se alcance el fallo se verificará el criterio de Tsai-Hill cumpliéndose $\sigma_1 = S_{1T}$

De esta manera se puede deducir:

$$(G + H) = \frac{1}{S_{1T}^2} \quad [15]$$

Bajo tracción en una lámina transversalmente isótropa donde $S_{2T} = S_{3T}$ se tiene:

$$\begin{aligned} (F + H) &= \frac{1}{S_{2T}^2} \\ (F + G) &= \frac{1}{S_{2T}^2} \end{aligned} \quad [16]$$

Aplicando una tensión tangencial τ_{12} en el plano de la lámina, es decir, si solo hay cortadura en direcciones orientadas de la lámina:

$$2N = \frac{1}{S_{12,S}^2} \quad [17]$$

Y resolviendo las cuatro últimas ecuaciones:

$$\begin{aligned} G = H &= \frac{1}{2S_{1T}^2} \\ F &= \frac{1}{S_{2T}^2} - \frac{1}{2S_{1T}^2} \end{aligned} \quad [18]$$

Considerando también que el criterio se aplica en tensión plana, se cumplirá que:

$$\sigma_3 = \tau_{31} = \tau_{23} = 0 \quad [19]$$

Por lo que, en el criterio de Tsai-Hill, para que no se produzca fallo se deberá cumplir:

$$\frac{\sigma_1^2}{S_{1T}^2} - \frac{\sigma_1\sigma_2}{S_{1T}^2} + \frac{\sigma_2^2}{S_{2T}^2} + \frac{\tau_{12}^2}{S_{12,S}^2} < 1 \quad [20]$$

Si los términos a la izquierda de la inequación anterior suman una cantidad inferior a uno, no se producirá fallo. Notar que las tensiones aparecen expresadas en ejes orientados y son $\sigma_1, \sigma_2, \tau_{12}$. Si las tensiones son de compresión, se sustituirán los límites por los de compresión del material S_{1C}, S_{2C} y adoptarán el signo negativo de trabajo a compresión.

Generalmente, si el valor del límite a tracción del material en la dirección 1 $S_{1T} \gg \sigma_2$, la ecuación anterior se aproximaría a:

$$\frac{\sigma_1^2}{S_{1T}^2} + \frac{\sigma_2^2}{S_{2T}^2} + \frac{\tau_{12}^2}{S_{12,S}^2} < 1 \quad [21]$$

2.3.2.2 Criterio de Tsai Wu

El criterio de Tsai-Wu consigue generalizar el criterio de fallo de Tsai-Hill, y surge de la necesidad de describir mejor el comportamiento interactivo entre los modos de fallo. Tsai-Wu buscará obtener una expresión analítica en el espacio tanto de tensiones como de deformaciones, que se ajuste lo máximo posible a los datos obtenidos experimentalmente (igual que como se han

conseguido los límites de rotura). La expresión general de Tsai-Wu es en forma tensorial, por lo que presentara ventajas que se verán más adelante.

La ecuación que define una superficie elíptica de fallo es:

$$F_i \sigma_i + F_i \sigma_i \sigma_j = 1, \quad i, j = 1, 2, \dots, 6 \quad [22]$$

Donde F_i y F_{ij} son los elementos de un vector y una matriz respectivamente de parámetros de resistencia.

Por lo que la ecuación para un estado tridimensional 3D:

$$\begin{aligned} & F_1 \sigma_1 + F_2 \sigma_2 + F_3 \sigma_3 + F_4 \sigma_4 + F_5 \sigma_5 + F_6 \sigma_6 + \\ & F_{11} \sigma_1^2 + 2F_{12} \sigma_1 \sigma_2 + 2F_{13} \sigma_1 \sigma_3 + 2F_{14} \sigma_1 \sigma_4 + 2F_{15} \sigma_1 \sigma_5 + 2F_{16} \sigma_1 \sigma_6 + \\ & F_{22} \sigma_2^2 + 2F_{23} \sigma_2 \sigma_3 + 2F_{24} \sigma_2 \sigma_4 + 2F_{25} \sigma_2 \sigma_5 + 2F_{26} \sigma_2 \sigma_6 + \\ & F_{33} \sigma_3^2 + 2F_{34} \sigma_3 \sigma_4 + 2F_{35} \sigma_3 \sigma_5 + 2F_{36} \sigma_3 \sigma_6 + \\ & F_{44} \sigma_4^2 + 2F_{45} \sigma_4 \sigma_5 + 2F_{46} \sigma_4 \sigma_6 + \\ & F_{55} \sigma_5^2 + 2F_{56} \sigma_5 \sigma_6 + \\ & F_{66} \sigma_6^2 \end{aligned} \quad [23]$$

Creando una expresión con 27 coeficientes a determinar, 6 relativos a F_i y 21 a F_{ij} .

En el caso de que se produjesen simetrías, los coeficientes a determinar serían menos. Además, en materiales ortótropos en ejes orientados en tensión plana, F_4 , F_5 y F_6 son nulos. Tsai-Wu supone que la tensión de fallo es independiente del signo de la tensión a cortante, por lo que F_{16} también será nulo.

Por un lado, por ese razonamiento, las resistencias a cortadura para un material ortótropo están desacopladas, pero por otro, se espera que entre fuerzas normales estos acoplamientos permanezcan.

Planteadas estas relaciones, los coeficientes a determinar se reducen a 3 y 9:

$$\begin{aligned} & F_1 \sigma_1 + F_2 \sigma_2 + F_3 \sigma_3 + 0 + 0 + 0 + \\ & F_{11} \sigma_1^2 + 2F_{12} \sigma_1 \sigma_2 + 2F_{13} \sigma_1 \sigma_3 + 0 + 0 + 0 + \\ & F_{22} \sigma_2^2 + 2F_{23} \sigma_2 \sigma_3 + 0 + 0 + 0 + \\ & F_{33} \sigma_3^2 + 0 + 0 + 0 + F_{44} \sigma_4^2 + 0 + 0 + \\ & F_{55} \sigma_5^2 + 0 + F_{66} \sigma_6^2 \end{aligned} \quad [24]$$

Que, además, en un material transversalmente isótropo con un plano de isotropía 2-3:

$$F_2 = F_3, \quad F_{12} = F_{13}, \quad F_{22} = F_{33}, \quad F_{55} = F_{66} \quad [25]$$

Obteniendo la expresión final del criterio de Tsai-Wu en 3D:

$$\begin{aligned} & F_{11} \sigma_1^2 + F_{22} [\sigma_2^2 \sigma_3^2] + F_{44} \sigma_4^2 + F_{66} + \\ & [\sigma_5^2 \sigma_6^2] + 2F_{12} [\sigma_1 \sigma_2 + \sigma_1 \sigma_3] + 2F_{23} \sigma_2 \sigma_3 + F_1 \sigma_1 + F_2 [\sigma_2 + \sigma_3] = 1 \end{aligned} \quad [26]$$

Los coeficientes $F_1, F_2, F_{11}, F_{22}, F_{44}, F_{66}, F_{12}, F_{23}$ se obtendrán utilizando cinco parámetros de resistencia de materiales calculables a partir de los límites resistentes del material.

Sometiendo la lámina a una tensión uniaxial en dirección de las fibras (σ_1), la rotura se producirá cuando la tensión aplicada sea igual al valor del límite resistente:

$$\sigma_1 = S_{1T}, \quad \sigma_i = 0 \quad i = 2 \dots 6 \quad [27]$$

Se producirá fallo cuando, ante un esfuerzo de tracción se cumpla:

$$F_1 S_{1T} + F_{11} S_{1T}^2 = 1 \quad [28]$$

Para un esfuerzo a compresión se producirá cuando:

$$\sigma_1 = -S_{1C}, \quad \sigma_i = 0 \quad i = 2 \dots 6$$

Que, aplicando esta condición al criterio de Tsai-Wu comentado previamente [2.34], se obtiene:

$$F_1 S_{1C} + F_{11} S_{1C}^2 = 1 \quad [29]$$

Sustituyendo y despejando de las dos ecuaciones anteriores se obtiene F_1 y F_{11} en función de los límites resistentes:

$$F_1 = \frac{1}{S_{1T}} + \frac{1}{S_{1C}}, \quad F_{11} = -\frac{1}{S_{1T} S_{1C}} \quad [30]$$

Analíticamente, en vez de introducir la carga en la dirección de la fibra introducimos una carga perpendicular a esta, se obtendrán los coeficientes F_2 y F_{22} :

$$F_2 = \frac{1}{S_{2T}} + \frac{1}{S_{2C}}, \quad F_{22} = -\frac{1}{S_{2T} S_{2C}} \quad [31]$$

Realizando el mismo ensayo, pero a cortadura, se cumplirá que en el momento de fallo se cumple:

$$\sigma_6 = S_{12,S}, \quad \sigma_i = 0 \quad i = 1 \dots 5 \quad [32]$$

Siendo:

$$S_{12,S} + F_{66} S_{12,S}^2 = 1 \quad [33]$$

Aplicando una tensión tangencial negativa hasta la rotura y dado que el límite de resistencia a cortadura es el mismo independientemente del signo de la carga, medido siempre desde el sistema de referencia orientado:

$$-F_6 S_{12,S} + F_{66} S_{12,S}^2 = 1 \quad [34]$$

Y resolviendo los planteamientos anteriores [2.89] y [2.91]:

$$F_6 = 0, \quad F_{66} = \frac{1}{S_{12,S}^2} \quad [35]$$

El problema de cálculo aparece con el termino de interacción F_{12} , puesto que como hemos planteado en una de las ecuaciones anteriores, esta acompañado de los términos σ_1 y σ_2 y no se podrá someter a un estado uniaxial. Utilizaremos un estado biaxial de tensiones de forma que la rotura se producirá a un nivel 'genérico' donde $\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma$, con lo que sustituyendo en la ecuación [2.34] obtendríamos:

$$(F_1 + F_2)\sigma + (F_{11} + F_{22} + 2F_{12})\sigma^2 = 1 \quad [36]$$

Despejamos F_{12} y sustituimos con las ecuaciones obtenidas [2.22] y [2.23], obteniendo:

$$F_{12} = \frac{1}{2\sigma^2} \left[1 - \left(\frac{1}{S_{1T}} + \frac{1}{S_{1C}} + \frac{1}{S_{2T}} + \frac{1}{S_{2C}} \right) \sigma + \left(\frac{1}{S_{1T}S_{1C}} + \frac{1}{S_{2T}S_{2C}} \right) \sigma^2 \right] \quad [37]$$

Como se puede observar, la obtención del término F_{12} es compleja debido tanto a la dificultad de realizar un ensayo biaxial fiable como a descubrir las resistencias mecánicas de las láminas. Por lo tanto, una alternativa a este método fiable consiste en calcular el término F_{12} a partir del término F_{12}^* con la equivalencia del criterio de von Mises, tal que:

$$S_{1T} = S_{1C} = \sigma_{adm}, \quad S_{2T} = S_{2C} = \sigma_{adm} \quad [38]$$

Donde la σ_{adm} es el límite elástico del material. Si ahora sustituimos en las ecuaciones [2.22] y [2.23]:

$$F_{11} = F_{22} = \frac{1}{\sigma_{adm}^2} \quad [39]$$

Esta equivalencia aplicada al criterio de Tsai-Wu en la ecuación 13:

$$\left[\frac{\sigma_1}{\sigma_{adm}} \right]^2 + \left[\frac{\sigma_2}{\sigma_{adm}} \right]^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 = 1 \quad [40]$$

Siendo von Mises para materiales isótropos:

$$\left[\frac{\sigma_1}{\sigma_{adm}} \right]^2 + \left[\frac{\sigma_2}{\sigma_{adm}} \right]^2 - \frac{\sigma_1\sigma_2}{\sigma_{adm}} = 1 \quad [41]$$

Comparando esas dos ecuaciones y simplificando los términos iguales:

$$2F_{12} = -\frac{1}{\sigma_{adm}} \quad [42]$$

Que, para materiales anisótropos:

$$2F_{12} = -\sqrt{F_{11}F_{22}} \quad [43]$$

Que para un valor de $-0.5 \leq F_{12}^* < 0$ será:

$$F_{12} = F_{12}^* \sqrt{F_{11}F_{22}} \quad [44]$$

Con el planteamiento previo y aplicadas las simplificaciones, en 2D la ecuación de Tsai Wu sería:

$$F_1\sigma_1 + F_2\sigma_2 + F_6\sigma_6 + F_{11}\sigma_1^2 + F_{22}\sigma_2^2 + F_{66}\sigma_6^2 + 2F_{12}\sigma_1\sigma_2 = 1 \quad [45]$$

El criterio de fallo de Tsai Wu es uno de los criterios más utilizados en programas de análisis de elementos finitos, como el caso de ANSYS.

2.3.2.3 Criterio de Hashin.

Hashin planteó el estudio de los mecanismos de fallo entendiendo que necesariamente se debe tratar con los del propio material y no con los de otros materiales existentes. Bajo un estado biaxial de tensión, existen dos modos de fallo: el primero basado en el fallo por rotura de fibras y el segundo por la rotura de la matriz. La diferencia más importante entre ambos es que en el segundo sí que se diferencia si las tensiones son de tracción o de compresión, mientras que en el primero no.

Modos de fallo según el criterio de Hashin.

Para el caso tridimensional:

- Fallo de la **fibra a tracción**:

$$\left[\frac{\sigma_1}{S_{1T}} \right]^2 + \frac{1}{S^2} [\sigma_6^2 + \sigma_5^2] = 1 \quad [46]$$

- Fallo de la **fibra a compresión**:

$$- \frac{\sigma_1}{S_{1C}} = 1 \quad [47]$$

- Fallo de la **matriz a tracción**:

$$- \frac{1}{S_{2T}^2} [\sigma_2 + \sigma_3]^2 + \frac{1}{\tau_T^2} [\sigma_4^2 + \sigma_2\sigma_3] + \frac{1}{S^2} [\sigma_6^2 + \sigma_5^2] = 1 \quad [48]$$

- Fallo de la **matriz a compresión**:

$$\frac{1}{S_{2C}} \left[\left(\frac{S_{2C}}{2\tau_T} \right)^2 - 1 \right] [\sigma_2 + \sigma_3] + \frac{1}{4\tau_T^2} [\sigma_2 + \sigma_3]^2 + \frac{1}{\tau_T^2} [\sigma_4^2 - \sigma_2\sigma_3] + \frac{1}{S^2} [\sigma_6^2 + \sigma_5^2] = 1 \quad [49]$$

Para el caso bidimensional:

- Fallo de la **fibra a tracción**:

$$\frac{1}{S_{1T}S_{1C}} \sigma_1^2 + \frac{1}{S^2} \sigma_6^2 = 1 \quad [50]$$

- Fallo de la **fibra a compresión**:

$$- \frac{\sigma_1}{S_{1C}} = 1 \quad [51]$$

- Fallo de la **matriz a tracción**:

$$\left[\frac{\sigma_2}{S_{2T}} \right]^2 + \left[\frac{\sigma_6}{S} \right]^2 = 1 \quad [52]$$

- Fallo de la **matriz a compresión**:

$$\left[\left(\frac{S_{2C}}{2\tau_T} \right)^2 - 1 \right] \left[\frac{\sigma_2}{S_{2C}} \right] + \left[\frac{\sigma_2}{4\tau_T} \right]^2 \left[\frac{\sigma_6}{S} \right]^2 = 1 \quad [53]$$

3. Antecedentes

3.1 Mercado protésico.

En los últimos años se ha presentado una tendencia en los investigadores hacia el desarrollo de dispositivos orientados a usuarios con alguna discapacidad motora o física. Muchas de estas investigaciones están basadas en el reconocimiento del usuario como parte del sistema a través del procesamiento de imágenes o la adquisición de bioseñales, ya sean electromiográficas, electroencefalográficas o electrooculográficas.

El objetivo general es permitir a los usuarios con algún grado de amputación, realizar todo tipo de tareas de la manera más similar posible a la que le permitiría una extremidad natural, siendo algunas de las características principales la versatilidad en la ejecución de gestos, la relación tiempo-reacción, el bajo costo y la apariencia realista. Generalmente, las prótesis con mayor posibilidad de movimientos y más certeras son las opciones de alto costo, por lo que se imposibilita su acceso a un gran porcentaje de la población.

Tipo	Características generales
Mecánica	Utilización de cierre o apertura a voluntad que puede utilizarse para el agarre de objetos relativamente grandes dado la poca precisión del mecanismo. Aprovecha los movimientos del usuario.
Eléctrica	Utiliza motores eléctricos en el dispositivo y con batería para su funcionamiento. Es posible su control de varias formas: servomotores, botones, interruptores con arnés, etc.
Híbridas	Combina los movimientos del cuerpo (mecánica) con el movimiento eléctrico, siendo ciertos movimientos mecánicos y otros eléctricos.

Tabla 2. Características generales de las prótesis según su tipo.

El uso de las prótesis mioeléctricas se empezó a implementar pasado el siglo XX. La incorporación de los sensores electromiográficos que captan la actividad de los músculos del muñón y lo traducen en movimientos de la prótesis constituyó un gran avance para las prótesis de miembros superiores.

Es también normal en muchos usuarios dejar de utilizar la prótesis mioeléctricas debido a los problemas de control y adaptación. Es por ello que muchas de las investigaciones modernas se centran en el aumento de la funcionalidad de las prótesis, pero también se trabaja sobre la aceptación del usuario y su adaptabilidad.

Paralelamente a estos estudios, se desarrollan cada vez prótesis más versátiles con tecnología de vanguardia, como lo es la *iLimb Ultra*, creada por *Touch Bionics*. Cada uno de los dedos tiene movimiento independiente, así como una forma similar a la mano humana y movimientos naturales. Es un dispositivo completamente funcional, pero que cuesta alrededor de los cien mil dólares. [234].



Figura 7. Modelo de prótesis mioeléctrica de mano i-Limb ultra.

Otra prótesis actualmente puntera en el mercado es la bebionic hand, de Ottobock [235]. Este dispositivo tiene hasta 14 movimientos articulados de pinza y mano controlados, una rotación de pulgar y un control proporcional de aceleración en función de la señal; de esta forma simula perfectamente el movimiento de una mano humana. Su precio oscila entre los treinta mil y los cuarenta mil dólares.



Figura 8. Modelo de prótesis mioeléctrica de mano de Bebionic Hand, Ottobock

En la siguiente tabla [Tabla 2] se muestra un resumen de los precios en el mercado de las prótesis mioeléctricas de mano reconocidas a nivel mundial:

Modelo	Precio (USD)	Zonas disponibles
Adam's hand	30.000 a 40.000\$	Italia, USA, Alemania, España, Francia
Atom touch	Mas de 50.000\$	USA
Bebionic hand	30.000 a 40.000\$	Global
Hero Arm	10.000 a 20.000\$	USA, UK, Europa, Australia, Nueva Zelanda
Michelangelo Hand	Mas de 50.000\$	Global
i-limb ultra	Mas de 50.000\$	Global
True-Limb	Menos de 10.000\$	USA, Canada
Zeus Hand	20.000 a 30.000\$	USA, Europa, Rusia, India

Tabla 3. Mercado actual de las prótesis mioeléctricas.

Como se puede observar, el mercado de las ortoprótesis es un mercado dirigido a usuarios con altas capacidades económicas, y que como hemos comentado previamente, la mayor parte de la población no es capaz de permitírselo. Normalmente, las soluciones adoptadas son recurrir a organizaciones solidarias con la causa (AUPA o ADAMPI p.e.) o recaudar fondos con campañas en redes sociales.

3.2 Daidalonic: Grupo de Generación Espontánea



Figura 9. Daidalonic, equipo de Generación Espontánea.

Daidalonic es un grupo de Generación Espontánea de la Universitat Politècnica de València formado en 2020 cuya finalidad es trabajar por mejorar la calidad de vida de las personas. Ayudan a un grupo muy invisibilizado: niños con malformaciones o amputaciones de miembros. Actualmente, están llevando a cabo el proyecto UPPER ONE, cuyo objetivo es desarrollar una prótesis mioeléctrica, pediátrica y extensible transradial (antebrazo).

Este proyecto surgió gracias a la idea que tuvo un grupo de estudiantes de la Universitat Politècnica de València: ayudar a aquellas familias que sufriesen los gastos económicos que supone comprar una nueva prótesis cada vez que el niño tuviese un crecimiento notable.

Como explica la [Cartera de servicios comunes de prestación ortoprotésica](#) publicado en el Ministerio de Sanidad del Gobierno de España, el importe máximo que cubre la seguridad social respecto a las prótesis transradiales, indicado en la *Tabla 3*, contempla una diferencia muy notable con el precio de las prótesis disponibles en el mercado.

Categorías (Código homologado y descripción)	Tipos de productos (Código y descripción)	Elaboración	Vida media ---Meses	IMF	IMF si
PSA 000 Prótesis pasiva transradial	PSA 000A Prótesis pasiva transradial, a medida, con encaje infracondilar exterior rígido, estructura endoesquelética, cubierta de espuma, media y articulación de muñeca (Prescribir además un sistema de suspensión, una mano pasiva, un guante a elección y, si lo precisa, un encaje interior y/o vaina)	MED	36	2.636,15	2.396,50
	PSA 000B Prótesis pasiva transradial, a medida, con encaje supracondilar exterior rígido, estructura endoesquelética, cubierta de espuma, media y articulación de muñeca (Prescribir además un encaje interior y/o vaina, una mano pasiva y un guante a elección)	MED	36	2.794,09	2.540,08
	PSA 000C Prótesis pasiva transradial, a medida, con encaje infracondilar exterior rígido, estructura exoesquelética y articulación de muñeca (Prescribir además un sistema de suspensión, una mano pasiva, un guante a elección y, si lo precisa, un encaje interior y/o vaina)	MED	36	2.206,38	2.005,80
	PSA 000D Prótesis pasiva transradial, a medida, con encaje supracondilar exterior rígido, estructura exoesquelética y articulación de muñeca (Prescribir además un encaje interior y/o vaina, una mano pasiva y un guante a elección)	MED	36	2.364,33	2.149,39
PSA 010 Prótesis mecánica transradial	PSA 010A Prótesis mecánica transradial, a medida, con encaje infracondilar exterior rígido y estructura exoesquelética (Prescribir además un sistema de accionamiento cinemático, un sistema de suspensión, una articulación de muñeca, un terminal a elección y, si lo precisa, un encaje interior y/o vaina y un guante)	MED	36	2.157,38	1.961,25
	PSA 010B Prótesis mecánica transradial, a medida, con encaje supracondilar exterior rígido y estructura exoesquelética (Prescribir además un encaje interior y/o vaina, un sistema de accionamiento cinemático, una articulación de muñeca, un terminal a elección y, si lo precisa, un guante)	MED	36	2.315,32	2.104,84
PSA 020 Prótesis mioeléctrica transradial	PSA 020A Prótesis mioeléctrica transradial, a medida, con encaje infracondilar exterior rígido y estructura exoesquelética (Prescribir además un sistema de suspensión, electrodos, baterías, un cargador, una articulación de muñeca, un terminal a elección y, si lo precisa, caja de conexión para alojamiento de la batería un encaje interior y/o vaina, y un guante)	MED	36	3.989,37	3.626,70
	PSA 020B Prótesis mioeléctrica transradial, a medida, con encaje supracondilar exterior rígido y estructura exoesquelética (Prescribir además un encaje interior y/o vaina, electrodos, baterías, un cargador, una articulación de muñeca, un terminal a elección y, si lo precisa, caja de conexión para alojamiento de la batería y un guante)	MED	36	4.142,21	3.765,65

Tabla 4. Cartera de servicios comunes de prestación ortoprotésica (2023), Ministerio de Sanidad [3]

Teniendo en cuenta el coste de una prótesis transradial mioeléctrica (como es el caso del proyecto de Daidalonic), el gasto que supone renovar la prótesis cada vez que el niño crezca asciende a valores que muchas familias no se pueden permitir, aun recurriendo a las ayudas del Estado.

En cifras exactas, Ottobock con su *Bebionic hand* [Tabla.2] tiene un precio de entre 30.000 y 40.000 dólares; un estudio de *Resnik et al.* muestra rangos similares basados en la *New York región Centers for Medicare and Medicaid Services* donde las prótesis transradiales y transhumerales alimentadas externamente (no aprovechando el movimiento corporal) aumentan hasta cinco veces más su precio; en una entrevista realizada a Sara Almagro, usuaria

de prótesis desde su amputación por meningococo desde los 19 años, comenta que la prótesis más moderna y completa que utiliza supuso una inversión de 85.000 euros.

El equipo estudia la forma de crear una prótesis mioeléctrica de bajo costo estudiando los materiales y mecanismos óptimos para su utilización, así como el desarrollo de una placa PCB con electrodos para leer las señales electromiográficas de los músculos y que esta prótesis 'crezca' con el usuario. De esta forma, el periodo de utilización de la prótesis es más extenso y las familias no deben invertir cuantías tan elevadas cada poco tiempo en una prótesis del tamaño adecuado al niño.

Actualmente Daidalonic trabaja con un material polimérico ampliamente conocido, el ácido poliláctico (PLA), con el cual es posible imprimir piezas en 3D. La relación entre Daidalonic y este Proyecto Fin de Grado es estudiar el uso del PLA u otro material (en nuestro caso material compuesto en base a una matriz polimérica reforzada con fibra de carbono, por ejemplo) como material para realizar el antebrazo de un niño con los esfuerzos que ello conlleva. En un futuro utilizaremos este estudio para emplear un material que dé un acabado más profesional y óptimo a nuestra prótesis.

3.3 Estudio de necesidades

Gracias a documentos de varias investigaciones de Daidalonic, se tiene acceso al estudio de necesidades realizado en múltiples ortopedias españolas. Los pacientes de este tipo de prótesis son niños y niñas, de los cuales podemos obtener valiosa información respecto a qué es lo que quieren; pero también es muy interesante conocer el punto de vista de las madres/padres/tutores que viven con ellos.

Las preguntas realizadas en estos estudios son las siguientes:

- Preguntas realizadas a niños y niñas:
 - Forma y peso:
 - ¿Te cansa mucho llevar la prótesis?
 - ¿Pesa?
 - ¿Tienes algún color o diseño de prótesis favorito?
 - Usabilidad
 - ¿Qué te gusta hacer con la prótesis?
 - ¿Hay algo que te gustaría hacer pero que la prótesis te lo impide?
 - ¿Te puedes poner la prótesis solo?
 - ¿Lavar las manos?
 - ¿Vestir solo?
 - Comodidad:
 - ¿Te la quieres poner?
 - ¿Qué es lo que más te molesta?
 - ¿Te sientes cómodo con la prótesis?
 - Integración:

- ¿Conoces a algún niño que lleve prótesis como tú?
 - ¿Qué dicen los niños de tu entorno sobre tu prótesis?
- Preguntas realizadas a padres:
 - Forma y peso:
 - ¿Cree que le afecta mucho el aspecto de la prótesis a su hijo?
 - ¿Qué tipo de prótesis ha usado su hijo?
 - ¿Sabes si le causa alguna molestia el uso de la prótesis?
 - Usabilidad:
 - ¿Cuánto tiempo ha llevado la prótesis?
 - ¿Se siente más cómodo con prótesis estéticas o que realicen el movimiento?
 - ¿Elegirías antes comodidad o estética?
 - ¿Se puede limpiar fácilmente?
 - ¿Qué consejo le darías a otros padres con niños que utilizan prótesis?
 - Autonomía:
 - ¿Nota que su hijo tiene problemas para realizar tareas cotidianas?
 - ¿Tiene que ayudar a su hijo a ponerse la prótesis?
 - ¿Se puede vestir fácilmente con la prótesis?
 - Durabilidad y mantenimiento:
 - ¿Cada cuánto tiempo tenéis que cambiar la prótesis?
 - ¿Cree que la prótesis se desgasta con facilidad?
 - ¿Qué parte de la prótesis se desgasta más?
 - ¿Se puede limpiar fácilmente?
 - Precio:
 - ¿Cuánto dinero estaríais dispuestos a pagar por una prótesis?

A continuación, se realiza un breve resumen de las conclusiones adoptadas como consecuencia de estos estudios:

Las prótesis mioeléctricas tienen una forma robusta para ser capaces de soportar los golpes y proteger los componentes electrónicos correspondientes. El peso de la prótesis no supone un gran problema en general. Las prótesis se diseñan considerando el peso anatómico de la extremidad correspondiente, por lo que se tiene que tener en cuenta el peso de la extremidad del paciente. Además, los niños suelen escoger colores y diseños llamativos para que su prótesis sea un accesorio que lucir y que les haga destacar.

La adaptabilidad en niños y niñas menores de 12 años es mucho más fácil que en los que superan esa edad. En usuarios mayores de 14 que padecen una amputación, les cuesta más utilizarla y la mayoría termina eligiendo prótesis estéticas.

Una vez se acostumbran son bastante autónomos, pudiendo ponerse la prótesis o vestirse por su cuenta. Se suele complicar en verano por el sudor, ya que el sistema de encaje se ve

comprometido. Está demostrado que cuanto antes se empiece a utilizar la prótesis, mejora el desarrollo psicomotriz y la adaptación a las prótesis con más grados de movimiento.

Una de las cosas que más les cuesta a los pacientes es controlar la fuerza y presión ejercida con la prótesis o las acciones que requieren más movilidad fina.

En cuanto a la comodidad, esta viene con el tiempo y el uso. Son incómodas al principio, por lo que, como lo mencionado antes, se recomienda empezar lo antes posible. Ya pasado el periodo de acomodación, son capaces de llevar las prótesis durante largos periodos sin quitárselas.

La mayor queja en cuanto a comodidad son las rozaduras en las zonas del borde del socket, donde el material está rozando con la piel constantemente. Por otro lado, con el uso prolongado el cuerpo se acostumbra, se endurece y reduce la cantidad de sudor en las zonas en contacto con el socket; pero al principio suele ser costosa su normalización.

Las prótesis comercializadas en el mercado están construidas con láminas de plástico duro moldeado, silicona/resina y fibras, siendo muy resistentes a golpes y que, según el acabado superficial, se limpian con relativa facilidad. No suelen estar impresas en 3D por la baja resistencia a los golpes paralelos a las capas de filamento.

Por norma general, las prótesis mioeléctricas no son resistentes al agua. Dependiendo del tipo de prótesis sí que varía el nivel de impermeabilidad, pero no son sumergibles.

En referencia a la integración social del uso de las prótesis, el niño o niña suele integrarse perfectamente, llegando a casos donde los compañeros de los menores quieren tener su propia prótesis. De todas formas, sí que ha habido casos donde han sido víctimas de *bullying* y el rechazo del niño o niña. En España, se maneja la situación con tacto y sin grandes complicaciones, por lo que esto último se erradica con facilidad.

Por último, los usuarios amputados y/o con malformaciones congénitas tienen derecho a una prótesis mioeléctrica cubierta por la seguridad social, pero esta prótesis únicamente cubre el movimiento de pinza. En el caso de que se quiera una prótesis con mejores especificaciones, el precio es muy elevado e insostenible a la larga.

4. Diseño y cálculo de una prótesis transradial infantil

4.1 Estudio de variables: distribución de componentes, peso y material. Descripción de alternativas.

4.1.1 La prótesis transhumeral.

Un dispositivo protésico transhumeral mioeléctrico está compuesto por varias partes: cuatro dedos, pulgar, palma, muñeca, antebrazo y socket.

En este Trabajo Fin de Grado se estudiará el diseño del antebrazo únicamente, puesto que las manos y la palma son un cuerpo sólido entero articulado y no es nuestro objetivo de estudio.

La prótesis objeto de diseño trabaja bajo los siguientes requerimientos:

- Es una prótesis de aplicación a amputaciones transhumerales o malformaciones inferiores al codo.
- Las señales electromiográficas (EMG) de los músculos serán detectadas por electrodos electromiográficos secos ubicados en el socket. Estos electrodos medirán las señales de los músculos antagonistas posibles, es decir, si el muñón no tiene músculos activos antagonistas en el antebrazo por cualquiera de las causas, se recurrirá a la lectura de los músculos del bíceps.
- La prótesis irá sujeta al miembro del usuario gracias a un arnés colocado en la parte superior de la espalda que cogerá el brazo contrario al muñón. De esta forma se repartirá el peso de la prótesis equitativamente en el tronco del usuario.
- Asimismo, el anclaje miembro-arnés a la prótesis es gracias a un *pinlock* de peso despreciable.
- Los servomotores para el accionamiento de los dedos irán ubicados en la palma, considerándolos para los análisis un punto de masa repartida.
- La cantidad de servomotores utilizados es proporcional a la cantidad de movimientos.
- El movimiento que va a realizar la prótesis es de agarre, con los cuatro dedos contrapuestos al pulgar. En consecuencia, se necesitará utilizar 2 servomotores, uno para el accionamiento del pulgar y otro para el accionamiento de los cuatro dedos.
- La muñeca es un mecanismo de *balljoint* el cual se puede aflojar manualmente con una rueda con la mano funcional. Por lo tanto, se realizará el mismo planteamiento que para los servomotores y los consideraremos masa.
- La prótesis funcionará gracias a dos baterías ubicadas en el antebrazo.
- La placa PCB con el microcontrolador estará ubicada en antebrazo.
- La placa y las baterías deben estar conectadas mediante cables con los servomotores de la palma.
- La placa debe estar conectada con los electrodos secos del socket.
- El acceso al interior del antebrazo está restringido: el acceso a la batería será sencillo, pero el acceso a la placa solo será posible a través de una placa atornillada.
- La placa y las baterías no deben estar en contacto directo por sobrecalentamiento.
- Las baterías deben ser contiguas para su fácil extracción.

Las medidas promedio del antebrazo de un niño varón de once años, tomadas en un modelo de Daidalonic, son las siguientes:

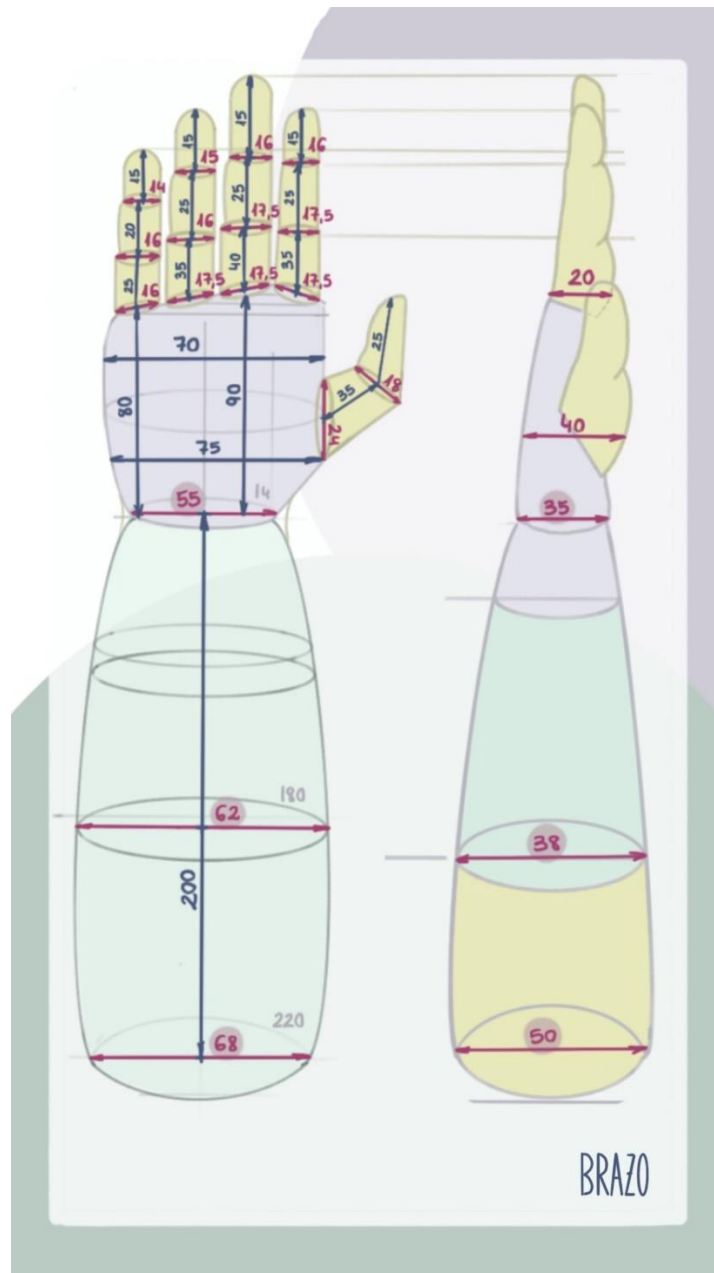


Figura 10. Medidas promedio de antebrazo (niño varón de 11 años). Fuente: modelo de Daidalonic.

En este trabajo, se considerarán estas medidas como referencia para el diseño de la prótesis.

4.1.2 Distribución de componentes en el antebrazo.

La distribución de los componentes en el antebrazo es una variable muy importante dentro del diseño de la prótesis. Su localización afectará tanto al equilibrio como a la distribución de

momentos, lo cual puede favorecer o complicar el diseño, así como influir en la comodidad del usuario.

Los componentes cuya localización puede ser variada son **ambas baterías y la placa**. En la Tabla 5 se resumen las dimensiones y peso de estos componentes. En la Figura 11 se muestra una imagen de una de las baterías empleadas, batería 3.7V

Componente	Tamaño (cm)	Peso (g)
Batería 3.7V	5.5 x 3.5 x 1	33
Batería 6V	7 x 3.5 x 1	110
Placa PCB	8 x 4 x 1.5	150

Tabla 5. Tamaño y peso de los componentes internos de la prótesis.



Figura 11. Batería 3.7V

Seguidamente, se describirán las diferentes alternativas considerando como variable la distribución de estos componentes:

Alternativa 1

Las baterías y la placa se sitúan lo más alejadamente posible del socket en el eje cilíndrico del brazo, en contacto con la palma (ver Figura 12).

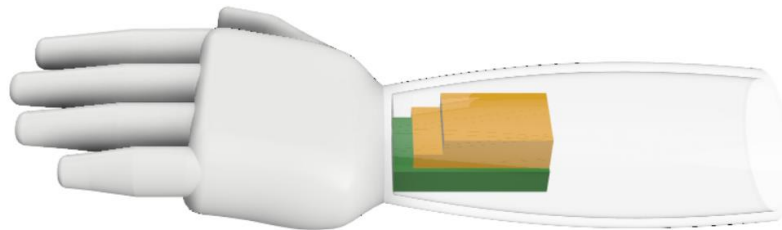


Figura 12. Distribución de componentes. Alternativa 1.

El momento generado por la batería y la placa en esta posición es el mayor posible. Suponiendo que el centro de masas de los componentes está situado a 100 mm del anclaje (A), y despreciando el peso propio de la prótesis, el momento generado considerando la posición horizontal del brazo (posición más desfavorable), será:

$$M_{A_placa} = 0.100 \times \frac{0.080}{2} \times 9.8 \times 150 = 5.880 \text{ N}\cdot\text{m}$$

$$M_{A_batería1} = 0.100 \times \frac{0.055}{2} \times 9.8 \times 33 = 0.889 \text{ N}\cdot\text{m}$$

$$M_{A_batería2} = 0.100 \times \frac{0.070}{2} \times 9.8 \times 110 = 3.773 \text{ N}\cdot\text{m}$$

$$M_{total} = \sum M_A = M_{Aplaca} + M_{Abatería1} + M_{Abatería2} = 10.542 \text{ N}\cdot\text{m}$$

Alternativa 2

Las baterías y la placa se sitúan, por espacio, una seguida de la otra alineadas en el eje cilíndrico del brazo. La placa en un extremo y las baterías en el otro (ver Figura 13).



Figura 13. Distribución de componentes. Alternativa 2.

Alternativa 3

Las baterías y la placa se sitúan lo más cerca posible al socket en el eje cilíndrico del brazo, a una distancia de 100 mm del contacto con la palma (ver Figura 14).

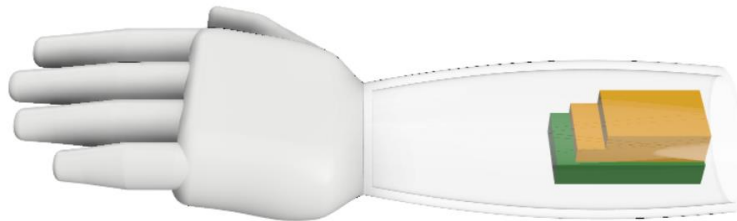


Figura 14. Distribución de componentes. Alternativa 3.

En este caso, el momento generado sería el presentado por el peso propio de la palma y el antebrazo; batería y placa están en contacto con el anclaje, por lo que no el momento generado será mucho menor.

Posteriormente, se mostrará el resultado del análisis numérico de estas tres alternativas considerando, además de las masas de las baterías y placa, el peso propio de la palma y la prótesis.

4.1.3 Materiales: metálicos, poliméricos y composites.

Los criterios que se han valorado para la selección de un material para la fabricación de la prótesis en este Trabajo Fin de Grado son los siguientes:

- Propiedades mecánicas, eléctricas y magnéticas apropiadas para los requisitos de la prótesis.
- Precio adecuado.
- Métodos de fabricación y mecanizado del material.

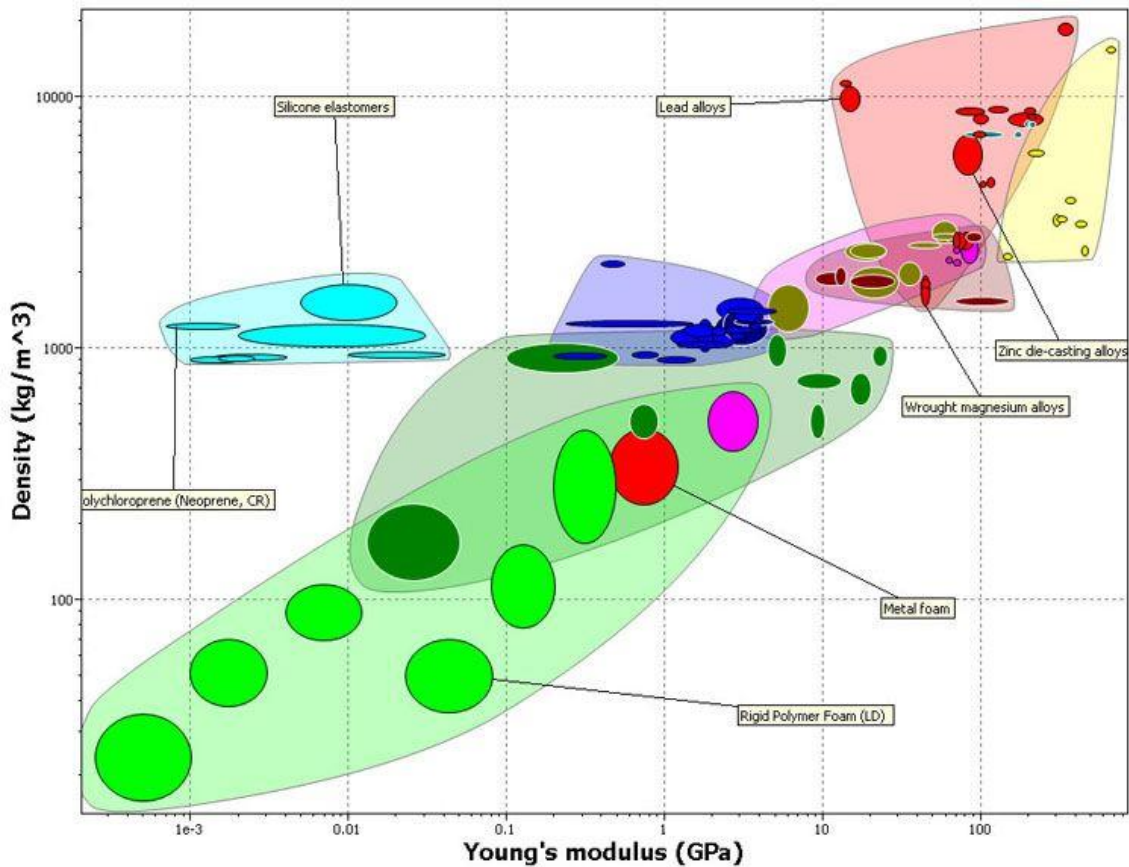


Figura 15. Gráfica logarítmica relación módulo de Young (GPa) con densidad del los materiales.

En la Figura 15 se muestra la relación entre el módulo elástico y la densidad para diferentes materiales considerados en la fabricación de prótesis.

4.1.3.1 Materiales metálicos

Los metales componen gran parte de los productos que utilizamos en nuestro día a día. Conforman aproximadamente un 75% de los materiales de la tabla periódica, distinguiéndose entre metales férricos y no férricos dependiendo de si su componente principal es el hierro o no, respectivamente.

Tienen buena conductividad calorífica y eléctrica y una densidad elevada. En condiciones atmosféricas son sólidos (excepto el mercurio) y presentan temperatura de fusión. Su maleabilidad y buena ductilidad permiten su mecanizado, así como su facilidad para deformarse y formar laminas y alambres.

Sin embargo, las características de los metales no se consideran óptimas para este diseño de la prótesis por los siguientes motivos:

- Debido a su alta conductividad calorífica y eléctrica, supone un peligro para el usuario.
- Una densidad elevada implica un peso más elevado.
- La alta maleabilidad produce deformación con bajos esfuerzos.
- La oxidación de los metales férricos supone un inconveniente tanto estéticamente como a nivel mecánico.

Por lo tanto, y por los inconvenientes citados anteriormente, utilizar un material metálico no sería favorable para el diseño de la prótesis.

4.1.3.2 Materiales poliméricos.

Los polímeros o plásticos son materiales producidos gracias a un proceso denominado polimerización, donde mediante enlaces covalentes se unen pequeñas moléculas llamadas monómeros creando así los polímeros. Se clasifican, teniendo en cuenta su diferente comportamiento frente al calor y cómo están enlazadas sus cadenas de monómeros, en termoplásticos, termoestables y elastómeros.

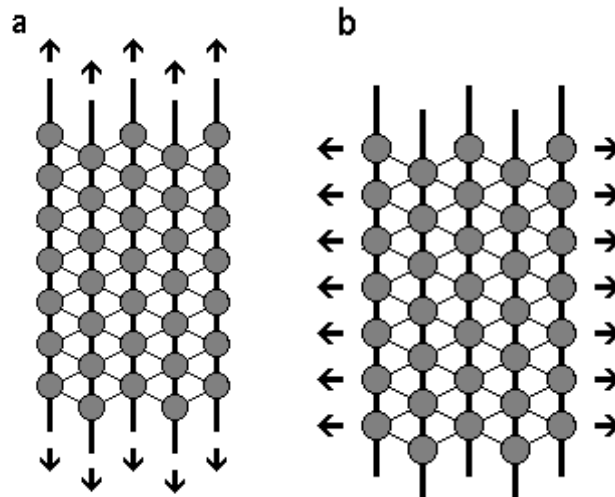


Figura 16. (a) Materiales poriméricos sometidos a estiramiento longitudinal, (b) materiales poliméricos sometidos a estiramiento transversal.

Los materiales poliméricos son flexibles y aislantes del calor y de la electricidad. Suelen utilizarse como aislantes en elementos eléctricos, como por ejemplo el recubrimiento de los cables. A bajas temperaturas son muy frágiles, pero a temperatura ambiente tienden a tener elasticidad. En el punto de fusión, algunos empiezan a perder la forma o incluso a descomponerse.

Algunos ejemplos de polímeros muy utilizados son el policloruro de vinilo, el poliestireno, el poliuretano y el ácido poliláctico (PLA).

Este último es el principal componente del plástico PLA, una alternativa responsable con el medio ambiente que se obtiene a partir de la fermentación de vegetales como el maíz, la yuca o la caña de azúcar. Es un polímero de origen renovable y compostable, con una versatilidad de producción que permite hasta su utilización como filamento para impresoras 3D.

Su precio no es elevado y no es necesario invertir en nuevos equipos de fabricación porque su mecanizado es muy sencillo (por ejemplo, la temperatura de extrusión del PLA es solo 200 °C). Además, el PLA es inoloro, brillante y transparente, por lo que se puede conseguir cualquier color y acabado con facilidad. En la Figura 17 se puede observar el acabado del PLA en la realización de piezas variadas.

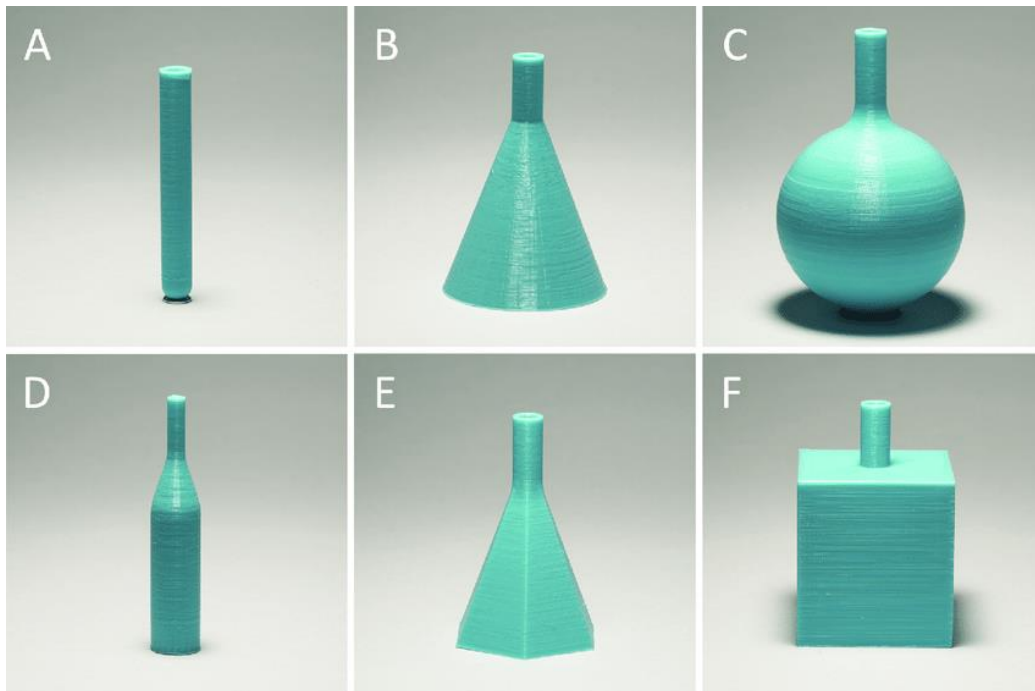


Figura 17. Ejemplo de piezas de PLA realizadas mediante impresión 3D.

Dentro de las propiedades físicas y mecánicas del PLA cabe destacar las siguientes:

- El PLA tiene una densidad de 1.24 g/cm³.
- Su resistencia a tracción y a compresión está en entre 48 y 60 MPa
- Su módulo elástico está entre 3,45 y 3,83 GPa.
- El límite elástico es de 55 MPa.
- La temperatura de deformación es a partir de los 55 °C.
- Tiene una baja resistencia a la humedad.

4.1.3.3 Composites

Los composites o materiales compuestos son la combinación de dos o más materiales a escala macroscópica para conseguir propiedades que lo hacen útil ingenierilmente. Los materiales utilizados deben ser separables mecánicamente.

La combinación de dos o más materiales debe ser por motivo de mejora, cuyas propiedades finales serán una optimización de las propiedades por separado: el límite elástico, la rigidez, el peso, la resistencia a corrosión, etc. En la naturaleza también se pueden encontrar materiales compuestos, como la madera, el bambú, el tejido óseo o los tejidos musculares.

Existen tres tipos de materiales compuestos: los compuestos reforzados con fibras, los compuestos laminados y los compuestos reforzados con partículas.

Los materiales compuestos reforzados con fibras están formados por fibras convenientemente orientadas cubiertas de un aglutinante (la matriz). Las fibras aportan la rigidez y la resistencia al compuesto, mientras que la matriz transmite los esfuerzos y proporciona protección.

Los compuestos laminados están formados por varias capas (laminas) de dos o más materiales diferentes unidos entre sí. Los laminados de compuestos reforzados con fibras son de carácter interesante puesto que cada lamina es a su vez un compuesto y puede tener la orientación óptima en cada tramo.

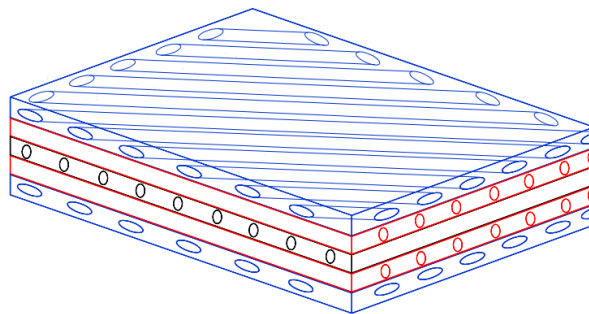


Figura 18. Ilustración de un laminado reforzado con fibras unidireccionales.

Por último, los compuestos reforzados con partículas son, como bien su nombre indica, compuestos de partículas de un material duro y frágil dispersas uniformemente, rodeadas por una matriz. Un ejemplo conocido de estos materiales son el hormigón.

Las principales ventajas de los compuestos son:

- Resisten bien a fatiga y a corrosión.
- Optimizan muy bien el diseño en cuanto al volumen utilizado.
- Se desperdicia poca cantidad de material en su fabricación.
- Tienen una resistencia y una rigidez específicas muy elevadas.

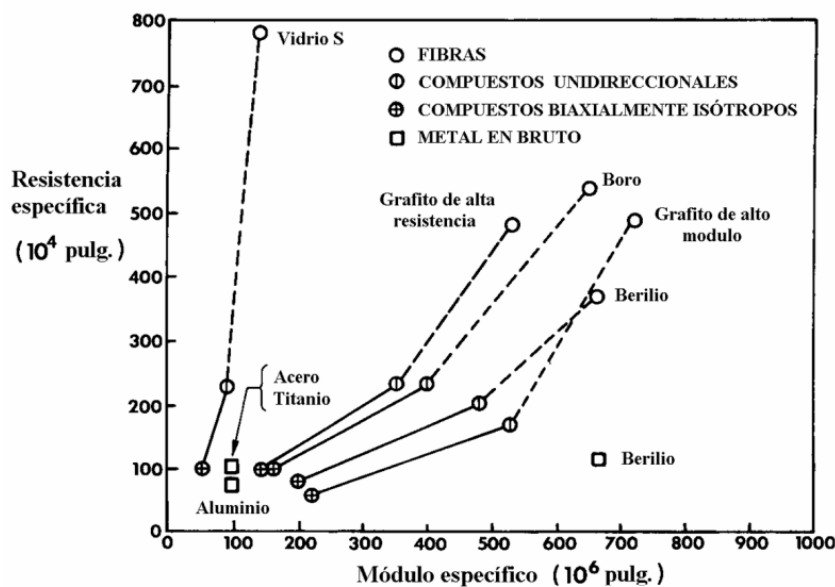


Figura 19. Evolución de la resistencia y el módulo específicos de varios materiales.

Los inconvenientes más destacables de los materiales compuestos son:

- Aparecen acoplamientos.
- Baja resistencia a impactos.
- Posibilidad de efecto de borde en las láminas.
- Tienen un coste elevado.
- Se puede producir fallo por delaminación.

4.1.4 Solicitaciones consideradas.

Las acciones utilizadas en este trabajo han sido extraídas del estudio *Childata, the handbook of Child measurements and capabilities*, 1995 [4].

Este libro es una colección de fuerzas, movimientos y datos físicos de niños y niñas y representa los datos ergonómicos más actualizados para utilizar en el diseño de productos para menores. Contiene datos de niños y niñas desde su nacimiento hasta la edad de 18 años de todo el mundo: 147 estudios antropométricos, todos validados; medidas de fuerzas en brazos, tanto empuje como arrastre; habilidades para escalar vallas o abrir botellas y ventanas.

Las tablas de datos que nos facilita el estudio de *Childata* comprenden un amplio rango de edades, por lo que para nuestro estudio consideraremos los datos de 12 años para estar acordes con el propósito de este TFG y contemplar la situación más desfavorable. Asimismo, para seleccionar la opción más desfavorable, en la mayoría de resultados deberemos adoptar los datos de niños varones.

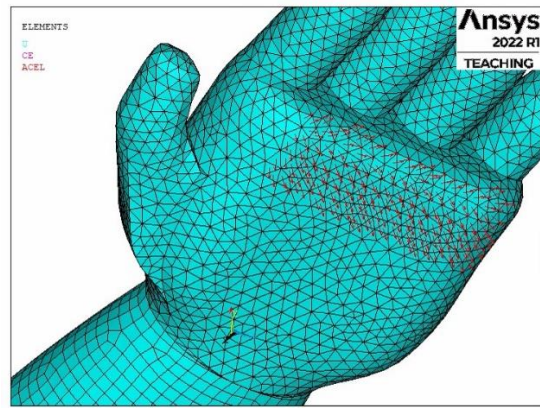
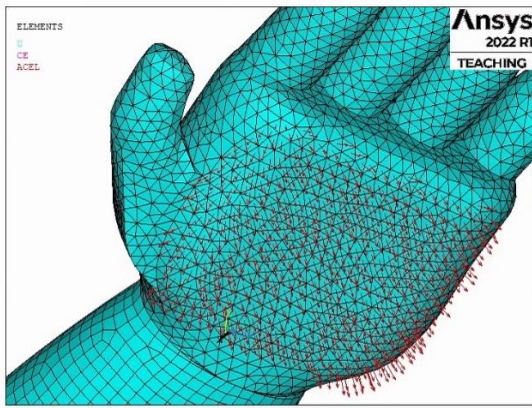
En la *Tabla 6* se resume los movimientos más adecuados para el estudio teniendo en cuenta la cantidad de niños encuestados para el estudio, la veracidad de la fuerza realizada con una única mano y el movimiento realizado. Asimismo, en verde se resaltan los escogidos finalmente para los análisis.

Los siguientes cuatro casos son los más relevantes para su estudio:

1. Análisis con fuerza hacia el cuerpo de un agarre vertical a un metro del suelo.
2. Análisis de un empuje hacia fuera del cuerpo sentado en una barra horizontal.
3. Análisis de un empuje hacia abajo en una barra horizontal a una altura de 660 mm.
4. Análisis de levantamiento de una barra horizontal, de pie, a una altura de 660 mm.

Dependiendo de la forma en la que se realiza el movimiento, existen dos superficies para la aplicación de los esfuerzos calculados:

- La primera superficie considerada es la palma completa, para los casos 1,3 y 4, donde la superficie a lo ancho y largo será mayor y la cantidad de nodos sobre los que repartiremos la carga, por ende, también será superior (ver Figura 20 izquierda).
- En segundo lugar, para el caso 2 la superficie considerada es la zona de la palma donde se encuentran las articulaciones de unión con los dedos (ver Figura 20 derecha).



Aplicación de la carga en los casos 1,2 y 4.

Aplicación de la carga en el caso 2.

Figura 20. Representación de la superficie de aplicación de la carga según el tipo de movimiento considerado.

Además, dependiendo de si el movimiento se realiza de una forma u otra, el esfuerzo será una fuerza axil o una flexión. Es por ello que será necesario comprobar la cantidad de nodos sobre los que se aplicará la fuerza para calcular el valor individual sobre cada uno de los nodos y la dirección en la que está aplicada. En los movimientos elegidos, se especifica el tipo de esfuerzo realizado.

Movimiento	Sujetos	Explicación	Tipo	Máxima fuerza realizada (N)	Una mano [N]	Tipo de esfuerzo realizado
Tirar hacia el cuerpo	203	Barra horizontal, dos manos, altura del codo.	11 años, M	**	**	-
	269	Barra vertical, una mano, de pie, altura del agarre 660mm	10 años, M	234	234	-
		IDEM, altura agarre 1m	11 años, M	310	310	Axil +
	269	Agarre de puerta circular, de pie, altura del pomo 660mm	11 años, M	110	110	-
		IDEM, altura agarre 1m	11 años, M	118	118	-
Empujar	203	Barra horizontal, dos manos, de pie, altura del agarre codo	11 años, M	432	216	-
		IDEM, sentado	11 años, M	518	259	Axil -
	269	Barra vertical, una mano, de pie, altura agarre 660mm	11 años, M	222	222	-
		IDEM, altura agarre 1m	11 años, M	219	219	-
	269	Pomo de puerta circular, una mano, altura de agarre 660mm	11 años, M	156	156	-
IDEM, altura agarre 1m		11 años, M	250	250	-	

Tirar hacia abajo	269	Barra horizontal, una mano, altura de agarre 660mm	11 años, M	307	307	Flexión +
		IDEM, altura de agarre 1m	11 años, M	248	248	-
Fuerza lateral	-	-	-	-	-	-
Levantar	239	Barra horizontal, una mano, de pie, de frente, altura del agarre 660mm	11 años, M	114	114	-
		IDEM, altura agarre 1m	11 años, M	122	122	-
	269	Barra horizontal, una mano, de pie, altura agarre 660mm	11 años, M	502	502	Flexión -
		IDEM, altura agarre 1m	11 años, M	291	291	-

Tabla 6. Selección de esfuerzos aplicados al modelo simplificado en función de los datos extraídos de Chidata []

** La fuerza realizada en este movimiento era mayor que en el resto, pero considerando que el número de niños y niñas que participaron en el estudio era menor y las fuentes no eran muy veraces, se ha descartado.

4.2 Análisis numérico de alternativas considerando un modelo simplificado

La utilización de un modelo simplificado para realizar estudios comparativos es crucial para determinar en un futuro qué material se va a utilizar y cuál es la distribución óptima de las baterías y placa dentro del modelo en sí para que el menor sufra menos con su manejo.

Por otro lado, los modelos complejos suelen contener gran cantidad de detalles y geometría de gran complejidad que requiere tiempo de cálculo y recursos computacionales, y que, al simplificar el modelo, la cantidad de elementos se reduce y se mejora la eficiencia de análisis y el tiempo utilizado para las simulaciones.

La simplificación adoptada en esta etapa de prediseño, consiste en una mano sólida sobre la que se puedan aplicar los esfuerzos realizados y un antebrazo en forma de tronco-cono al que se transmitan los esfuerzos aplicados en la mano. Esta mano será modelada en PLA u otro material de impresión 3D, puesto que sería imposible su fabricación con fibras debido a los mecanismos utilizados en su interior. Se estudiará la distribución de masas dentro del antebrazo y los materiales a utilizar en este.

4.2.1 Modelado por EF del antebrazo simplificado

El modelado de esta prótesis se ha realizado enteramente con el software *Fusion360*. Esta herramienta de diseño y modelado es muy versátil, y actualmente es la utilizada en el grupo de Generación Espontánea *Daidalonic*.

Fusion360 incorpora modelado paramétrico y simulación, así como generación de prototipos y fabricación en un mismo programa. Una de las ventajas del uso de este software es la facilidad para trabajar en equipo y el acceso a los proyectos de un mismo grupo de trabajo, por lo que permite controlar los avances tanto individuales como del resto de miembros.

Por otro lado, las simulaciones de cálculo tensional se realizarán con *Ansys APDL*, un software de simulación de elementos finitos ampliamente utilizado en ingeniería. Sus capacidades avanzadas de análisis y simulación permiten abordar problemas más complejos y detallados.

Ansys APDL es un lenguaje de programación que además te permite redactar código y compilarlo, teniendo un mayor control sobre el proceso de simulación y la automatización de tareas. Asimismo, Ansys cuenta con una gran comunidad de usuarios y recursos de aprendizaje, documentación y tutoriales para resolver cualquier tipo de duda respecto a problemas y/o análisis con elementos finitos.

4.2.1.1 Generación del modelo geométrico

El modelado de la prótesis se ha realizado partiendo de las medidas de la *Figura 10*, del apartado 4.1.1. Estas medidas han sido extraídas de un modelo de niño varón de 12 años y se ajustan todo lo posible a la anatomía de un brazo humano.

Se han creado dos cuerpos diferenciados, uno para la palma y otro para el antebrazo. Como se menciona en el punto anterior, la palma es sólida, a diferencia del antebrazo hueco. La superficie que conecta ambos cuerpos es una superficie plana en el plano y-z. Para la creación del antebrazo hueco, se utilizó la herramienta *Solevar*, una función que permite establecer una ruta de creación del cuerpo entre perfiles de distintas formas.

Este modelo incluye los cuatro dedos iguales, escalados de forma que imiten el tamaño real de los dedos de una mano de niño. El quinto dedo, el pulgar, se ha modelado aparte y supuso un gran problema de imitación de modelar en 3D (ver *Figura 21*).

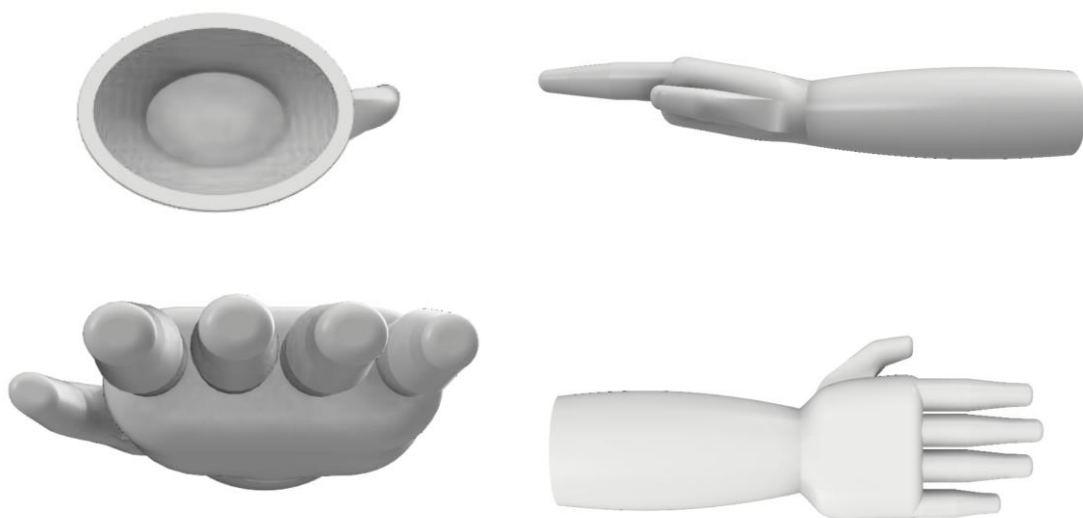


Figura 21. Modelo CAD del antebrazo simplificado.

Para implementar el modelo creado en *Fusion360* a *Ansys APDL*, fue necesario utilizar el programa *Workbench* de Ansys, el cual permitió aplicarle materiales separados a cada uno de los cuerpos, crear una malla y exportarlo en el tipo de archivo que *Ansys APDL* trabaja. De esta

forma, se trabajará en *Ansys APDL* con una malla huérfana, sin geometría, pudiendo así realizar los análisis sin ningún problema de exportación entre programas.

4.2.1.2 Mallado y orientación de los ejes de los elementos

El elemento principal utilizado para el mallado del antebrazo simplificado ha sido el elemento SOLID185, un elemento definido por ocho nodos con 3 grados de libertad cada uno.

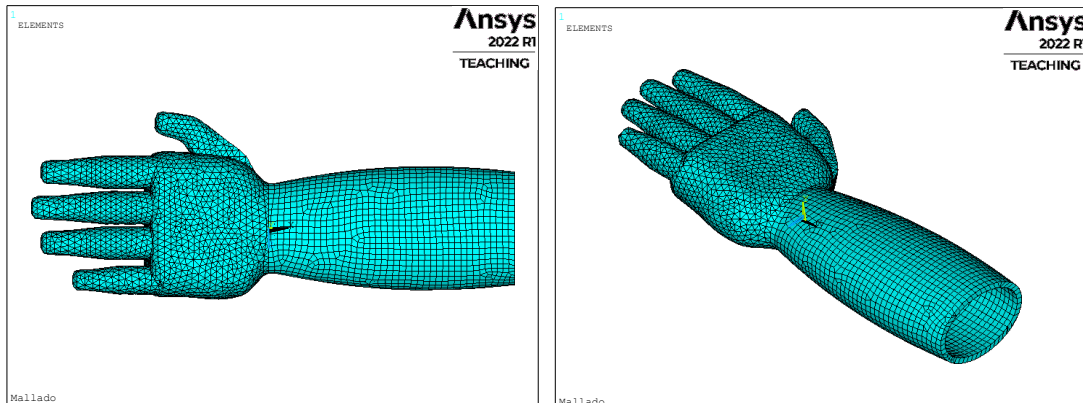


Figura 22. Mallado del modelo simplificado de prótesis mediante elementos tipo SOLID185.

Ansys APDL detecta la superficie de contacto entre los dos cuerpos generados como separada: no se produce una transmisión de esfuerzos entre los elementos de un cuerpo y otro. Este problema se solucionó utilizando restricciones multipunto para garantizar la conformidad de la malla. Los elementos utilizados para ello han sido TARGE170 y CONTA174, para representar ese contacto entre dos caras coincidentes entre distintos cuerpos. A

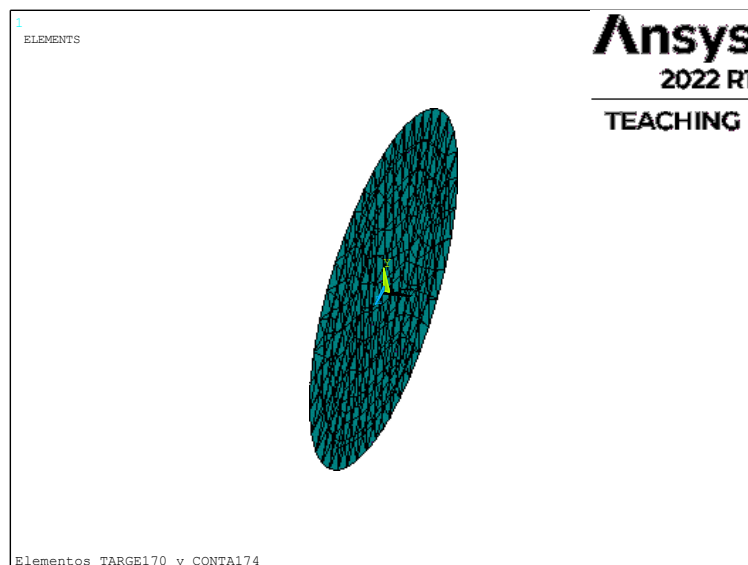


Figura 23. Mallado de la superficie de contacto entre distintos cuerpos, elementos TARGE170 y CONTA174.

El tamaño de elemento utilizado para todo el modelo es 0.005 m. La cantidad de elementos utilizada para cubrir el modelo ha sido 30817.

Los ejes de elemento del modelo están orientados de manera que el eje x local coincida con la dirección axial del antebrazo. De esta manera, puesto que nos interesa modelar el antebrazo con un material polimérico reforzado con fibra, podremos asignar las propiedades elásticas y resistentes orientadas de manera correcta. Como se puede observar en *Figura 24*, el eje x de los elementos (en color blanco) está orientado paralelo al eje axial del antebrazo. Esta será la dirección de la fibra correspondiente a cero grados.

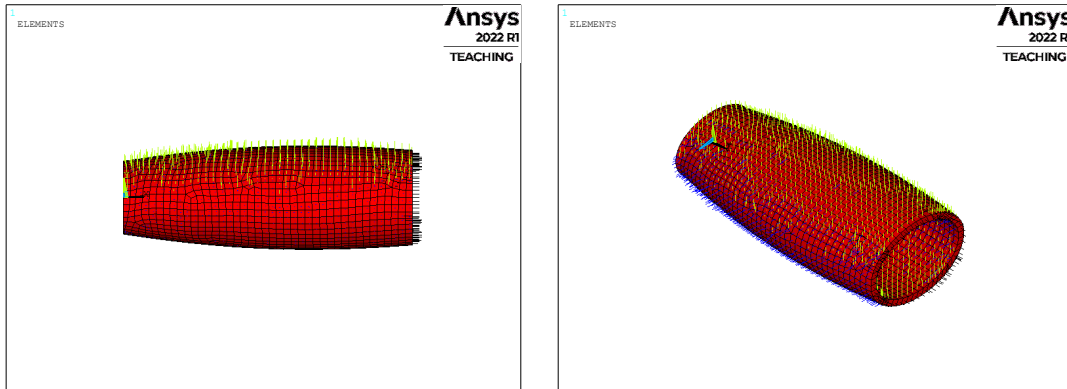


Figura 24. Orientación de los ejes de elemento en el modelo simplificado de antebrazo. En negro el eje x, en amarillo el eje y, en azul el eje z.

4.2.1.3 Aplicación de las condiciones de contorno y materiales.

Una vez creada la geometría y la malla será necesario introducir unas condiciones de contorno y un material para realizar los análisis.

En cuanto a los materiales, adoptaremos un material PLA y un composite de matriz polimérica reforzada con fibra de carbono unidireccional. Para el primero deberemos definir las propiedades que posee un material isótropo, definiendo las 2 constantes que presentan este tipo de materiales: E, ν . Para el segundo material, se definirán también las 9 constantes que presentan los materiales ortótropos: $E_1, E_2, E_3, \nu_{12}, \nu_{31}, \nu_{23}, G_{12}, G_{31}, G_{23}$. El módulo de Young y el módulo de rigidez están medido en Pascales, mientras que el coeficiente de Poisson no tiene unidades.

Datos para el PLA:

$$E = 3.5 \times 10^9$$

$$\nu = 0.37$$

Datos para el material ortótropo:

Constantes ingenieriles

E_1	E_2	E_3	ν_{12}	ν_{31}	ν_{23}	G_{12}	G_{31}	G_{23}
4×10^{10}	1.2×10^{10}	1.2×10^{10}	0.26	0.26	0.26	5.5×10^9	5.5×10^9	5.5×10^9

Tabla 7. Constantes ingenieriles de la matriz polimérica reforzada con fibra de carbono.

Las condiciones de contorno a aplicar serán las restricciones en las direcciones X, Y y Z de los nodos situados en el extremo del antebrazo. Estas restricciones representan con bastante precisión el anclaje real de la prótesis al brazo humano (ver Figura 25).



Figura 25. Ejemplo de unión de prótesis con el brazo humano. [10]

4.2.1.4 Inclusión de la acción de la gravedad

Para incluir el efecto del peso propio del modelo, se define una acción inercial equivalente al peso. Para ello, se especifica una aceleración de $1g$ ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$) en la dirección contraria al peso.

Será necesaria también la definición de una densidad para cada uno de los materiales (ver Tabla 8).

Densidad en kg/m^3	
PLA	Lámina de matriz polimérica reforzada con fibra de carbono
1240	1900

Tabla 8. Densidad de las alternativas de los materiales a utilizar en el modelo.

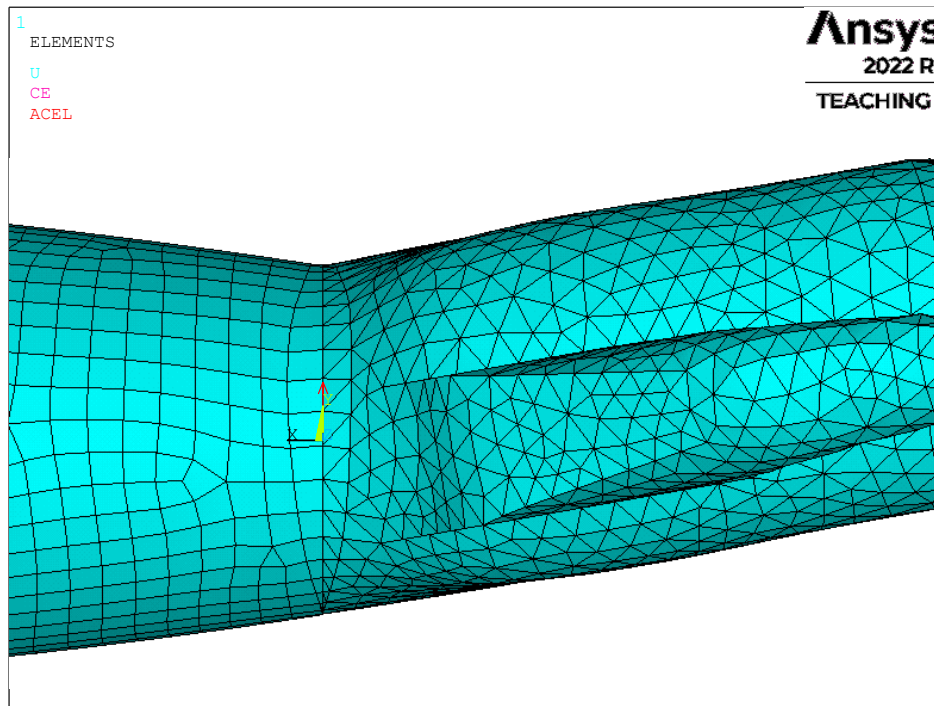


Figura 26. Definición de la gravedad en el modelo. Aplicación de una acción inercial considerando $a^y = 9.81 \text{ m/s}^2$

4.2.2 Análisis numérico: influencia del material y la distribución de masas

Impuestas las condiciones de contorno, se resuelve el problema analizando el efecto de la distribución de masas y la influencia del material elegido. Se obtuvieron los resultados en ejes locales de elemento ya que se corresponden con el sistema de referencia orientado y las ecuaciones de los criterios de rotura los llevan estos últimos implementados.

Para la distribución de componentes óptima en el modelo, se realizaron las simulaciones previamente comentadas sobre las alternativas de distribución en el apartado 4.1.2 sobre un material PLA.

Para modelar las masas correspondientes a las baterías y placa se ha hecho uso de la definición de masas puntuales en el modelo cuya acción se reparte entre los nodos de las regiones afectadas por los componentes. Para ello, se definen relaciones totalmente rígidas (*Rigid Region*) entre los nodos con masa concentrada y la región de interés. Definiremos una *Rigid Region 1* próxima a la palma y una *Rigid Region 2* próxima al codo (ver Figura 27). Asignando diferentes valores de masa a cada región, conseguimos modelar las tres alternativas propuestas en este trabajo (ver Tabla 9).

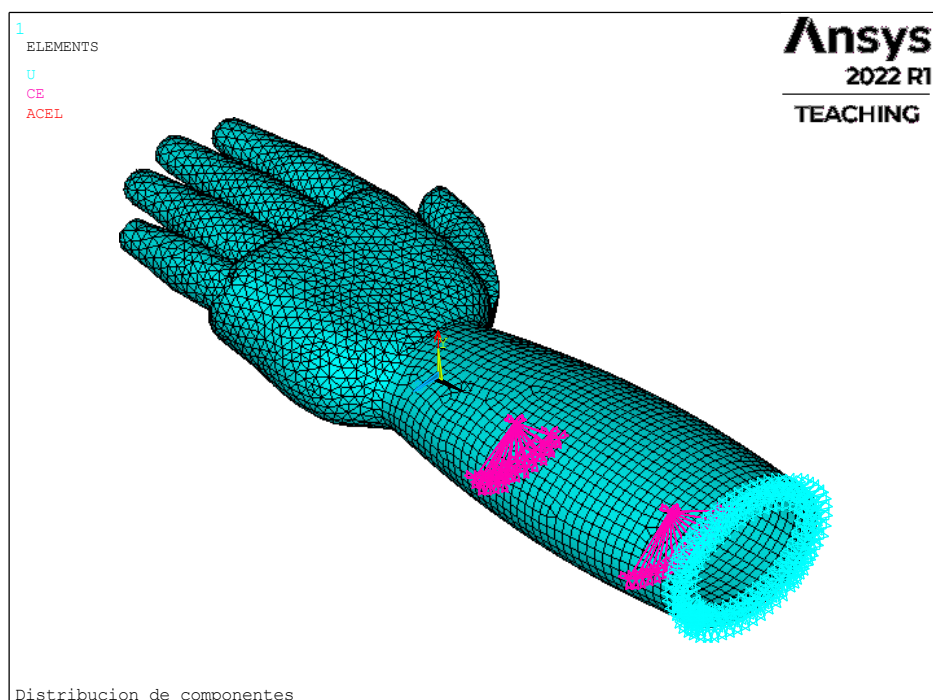


Figura 27. Ubicación de las dos Rigid Region para la distribución de componentes correspondientes a las tres alternativas.

Los nodos dominantes serán mallados con un elemento MASS21, un elemento puntual con seis grados de libertad. A ese elemento se le asignará una masa constante dependiendo de la alternativa que estemos analizando:

Masa concentrada en:	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Rigid Region 1	293 g	143 g	0 g
Rigid Region 2	0 g	150 g	293 g

Tabla 9. Distribución de masas en las dos Rigid Region del modelo simplificado.

4.2.2.1 Influencia del material y la distribución de masas.

Considerando únicamente la acción de la gravedad ($g = 9.81 \text{ m/s}^2$), la utilización de un material PLA y las alternativas anteriores, la opción que menos tensión genera es la *Alternativa 3*, como estaba previsto en los cálculos realizados previamente. La reducción de la tensión generada en el brazo del niño o niña hará que el manejo de la prótesis sea mucho más cómodo para el usuario.

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Tensión σ_x [Pa]	196885	190516	184464

Tabla 10. Tensión en x generada por el peso de la prótesis completa.

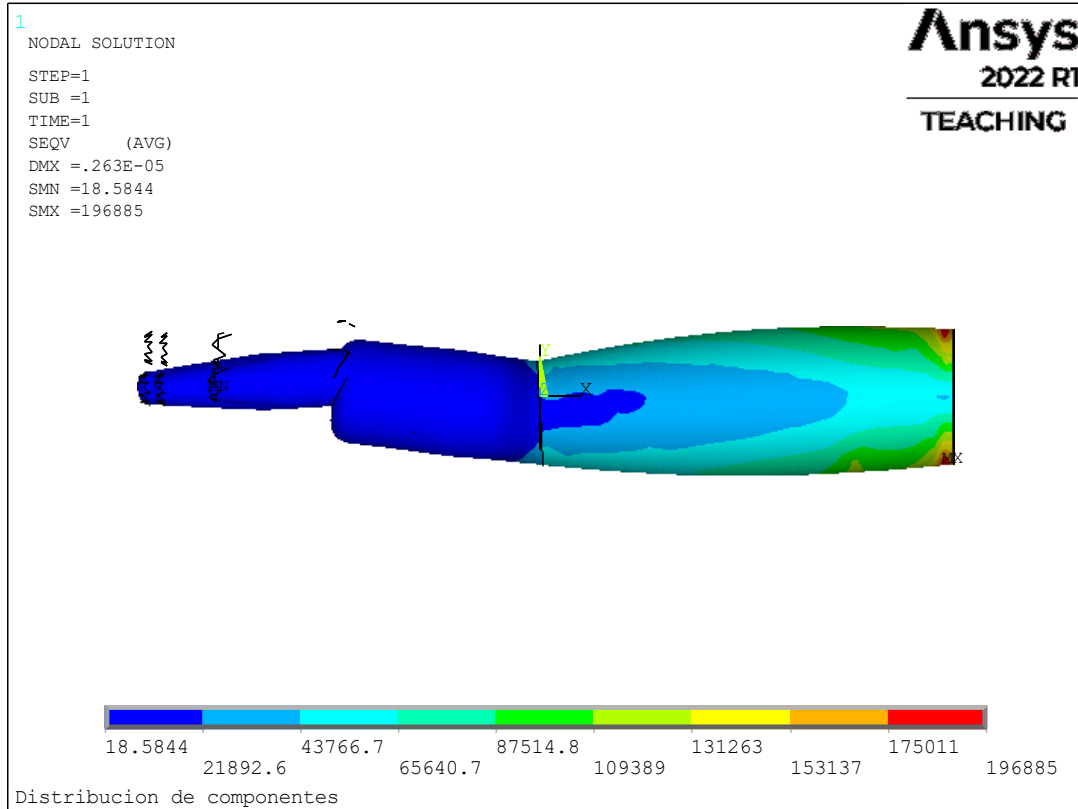


Figura 28. Distribución de componentes. Material PLA. Alternativa 1. Tensión de von Mises.

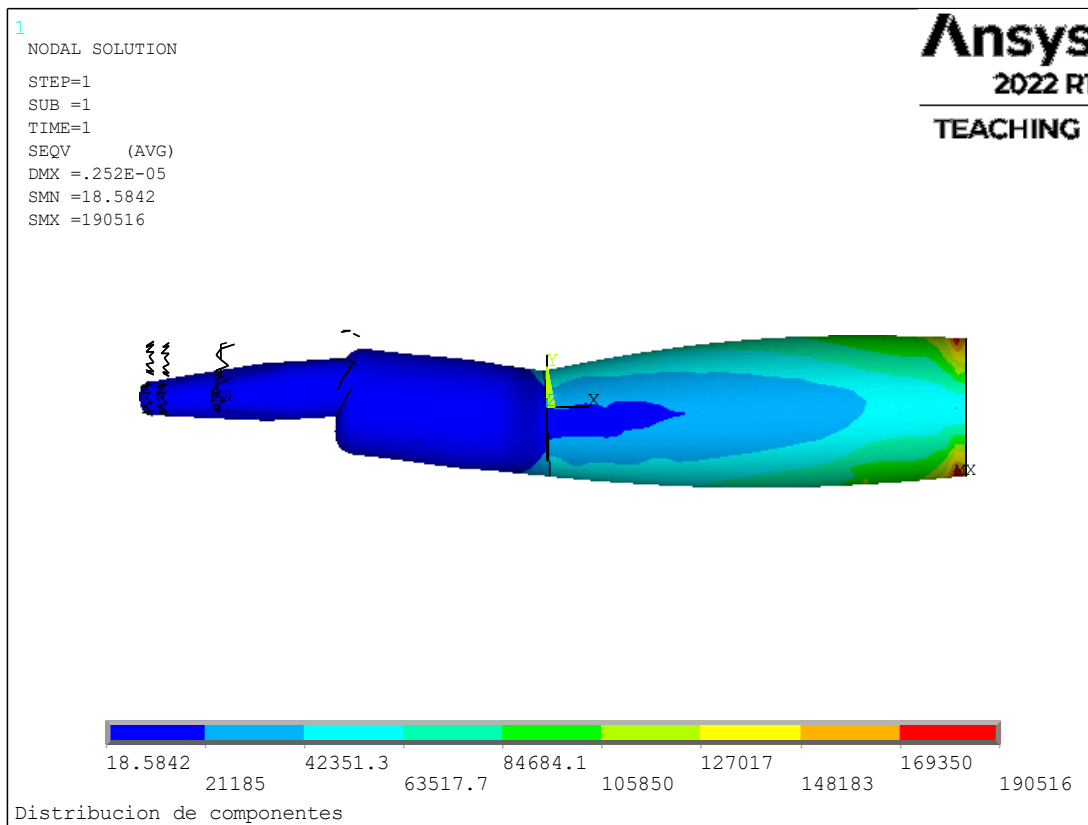


Figura 29. Distribución de componentes. Material PLA. Alternativa 2. Tensión de von Mises.

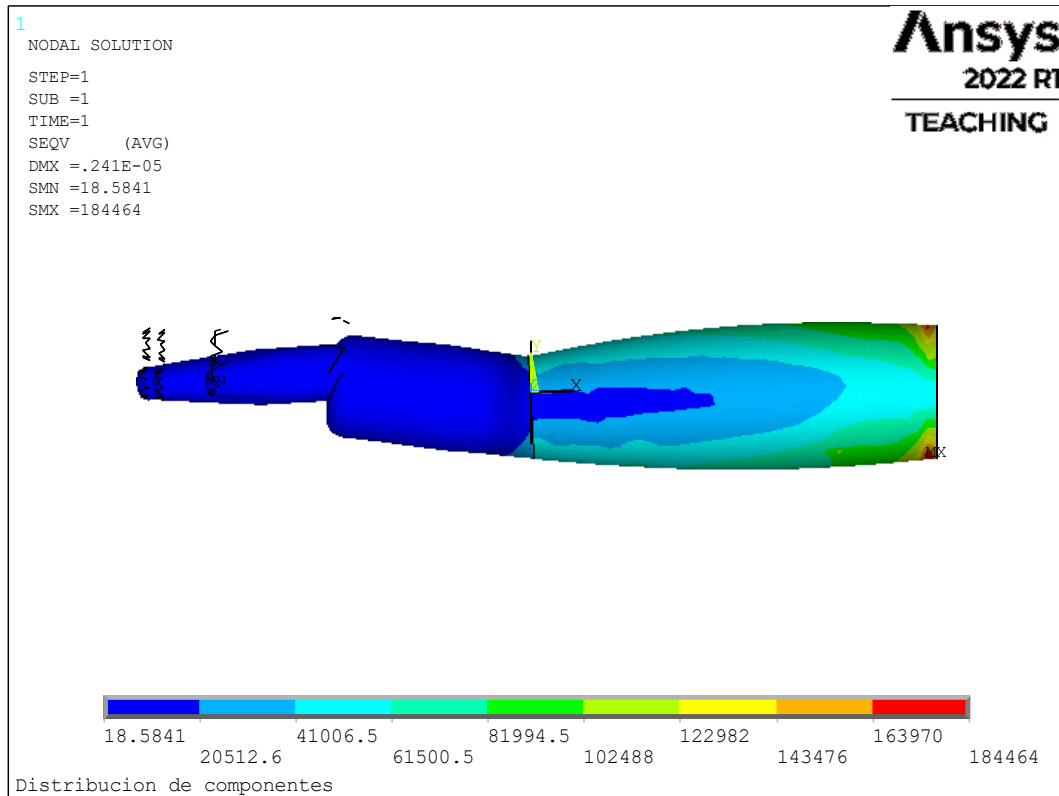


Figura 30. Distribución de componentes. Alternativa 3. Material PLA. Tensión de von Mises.

Adoptada la Alternativa 3 como solución para la distribución óptima de componentes, podemos realizar ahora una comparativa entre los materiales utilizados y añadiendo el efecto del propio peso de la prótesis. Los resultados obtenidos se muestran en la *Tabla 11* y en las *Figuras 31* y *32*.

	PLA	Matriz polimérica reforzada con fibra de carbono
Tensión (Pa) σ_x	215061	241157
Desplazamiento Máximo (m)	0.477×10^{-4}	0.705×10^{-5}

Tabla 11. Resultados obtenidos bajo los efectos de la gravedad y la distribución de masas óptima para los dos materiales considerados.

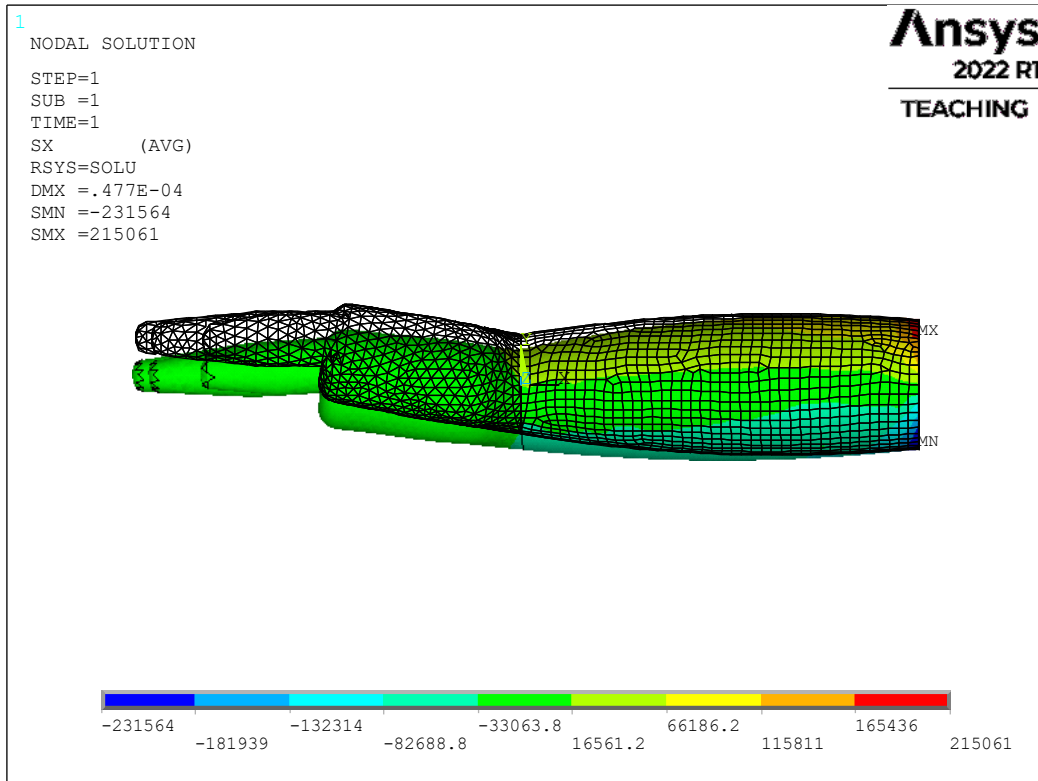


Figura 31. Distribución de σ_x . Simulación de la acción de la gravedad y la distribución de los componentes elegida con PLA.

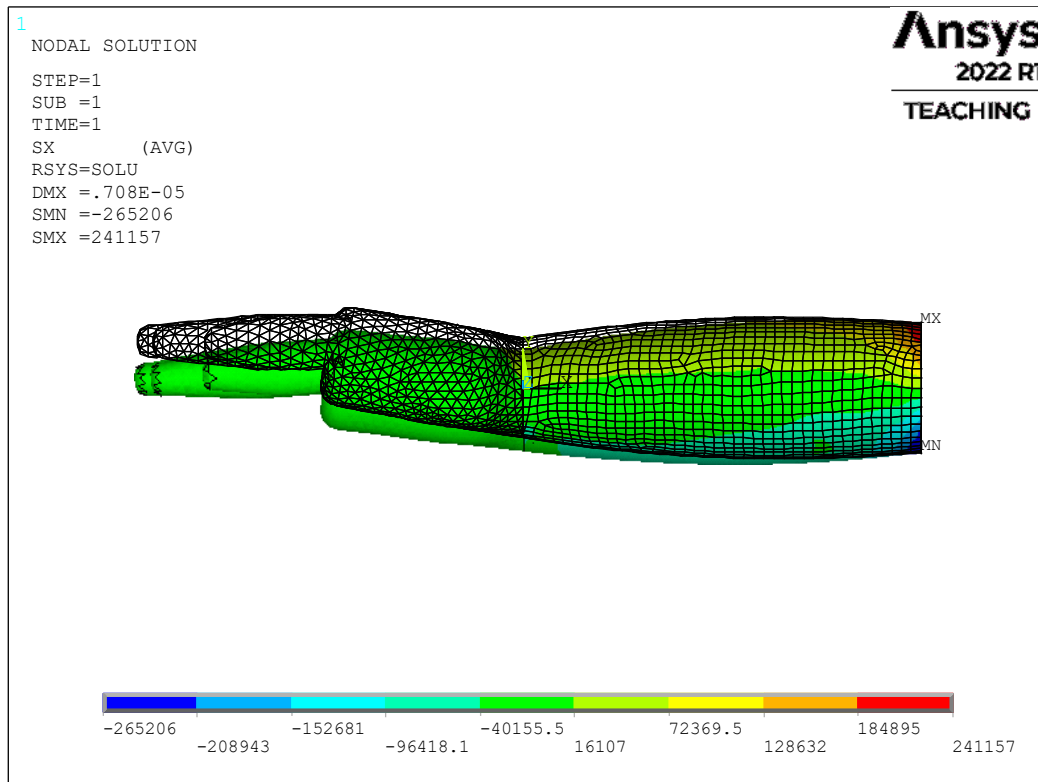


Figura 32. Distribución de σ_x . Simulación de la acción de la gravedad y la distribución de los componentes elegida con material polimérico reforzado con fibra unidireccional en el antebrazo.

Como se observa en los resultados obtenidos, la tensión en x es mayor cuando se considera el antebrazo de material reforzado con fibra que en el caso del PLA. Por otro lado, la deformación producida en la prótesis con material ortótropo es menor que en la prótesis de PLA ($0.477 \cdot 10^{-4} m > 0.705 \cdot 10^{-5} m$). Ambos resultados son coherentes ya que, como se observa en las tablas de datos de rigidez de los materiales, la rigidez del composite es más elevada que en el PLA.

En conclusión, el uso de materiales ortótropos para la realización de la prótesis le otorgará una rigidez mayor que con el uso de PLA. Dado que la prótesis está orientada al uso en niños y niñas, una resistencia elevada y escasa flexibilidad son varias de las características necesarias a considerar para su desarrollo.

4.2.2.2 Carga de tracción y compresión más desfavorable. Resultados.

Como se ha comentado previamente, se realizará un estudio de las cargas más desfavorables recogidas en el apartado 4.1.4. En este apartado, se considerará la alternativa 3 en cuanto a la distribución de masas, y material polimérico reforzado con fibras para el antebrazo. El peso propio del antebrazo y mano también están incluidos.

El valor de la fuerza aplicada en los casos 1 y 2 se debe repartir entre todos los nodos que componen la superficie. En el caso de la palma completa (para el caso 1), es un total de 410 nodos, mientras que para el caso dos serán 132 nodos.

La fuerza aplicada en cada uno de los nodos y la dirección será:

$$\frac{\text{Fuerza}}{\text{n}^\circ \text{ de nodos}} = \text{Fuerza}_{\text{nodo}} \quad [54]$$

	Fuerza (N)	nº de nodos	Fuerza _{nodo} (N)	Dirección
Caso 1	310	410	0,7561	- eje x
Caso 2	259	132	1,9621	+ eje x

Tabla 12. Obtención de fuerzas para cada uno de los nodos de la superficie en los casos 1 y 2.

Para calcular el valor de la presión ejercida en los casos tres y cuatro, es necesario obtener el valor de la superficie donde se aplica la fuerza:

Largo (m)	Ancho (m)	Superficie estimada (m ²)
$8,05 \times 10^{-2}$	$9,54 \times 10^{-2}$	$7,68 \times 10^{-3}$

Tabla 13. Medidas experimentales de la superficie de aplicación de la fuerza en el antebrazo simplificado.

Por lo tanto, el valor de la presión aplicada por cada una de las fuerzas seleccionadas obtenidas de los estudios de *Childata* [4], es:

	Fuerza (N)	Presión (Pa)
Caso 3	307	(-) 39983,9
Caso 4	502	(+) 65380,8

Tabla 14. Cálculo de la presión aplicada en la palma en los casos 3 y 4.

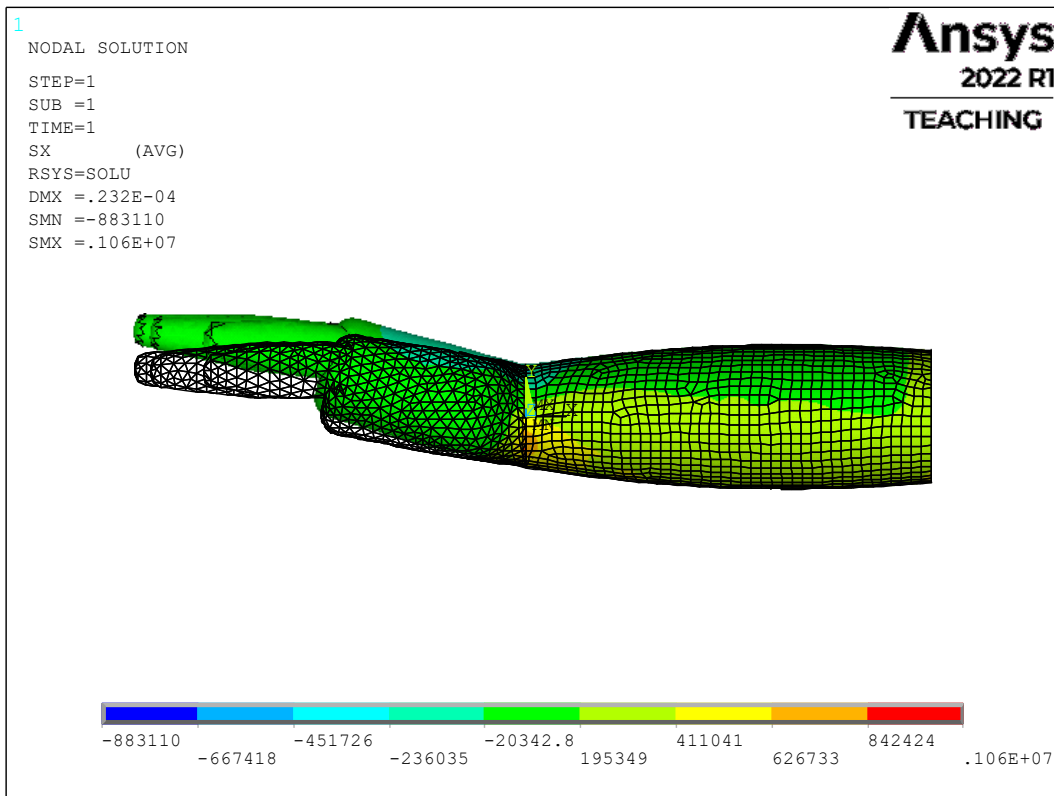


Figura 33. Tensión en x con el caso 1 de aplicación de la fuerza

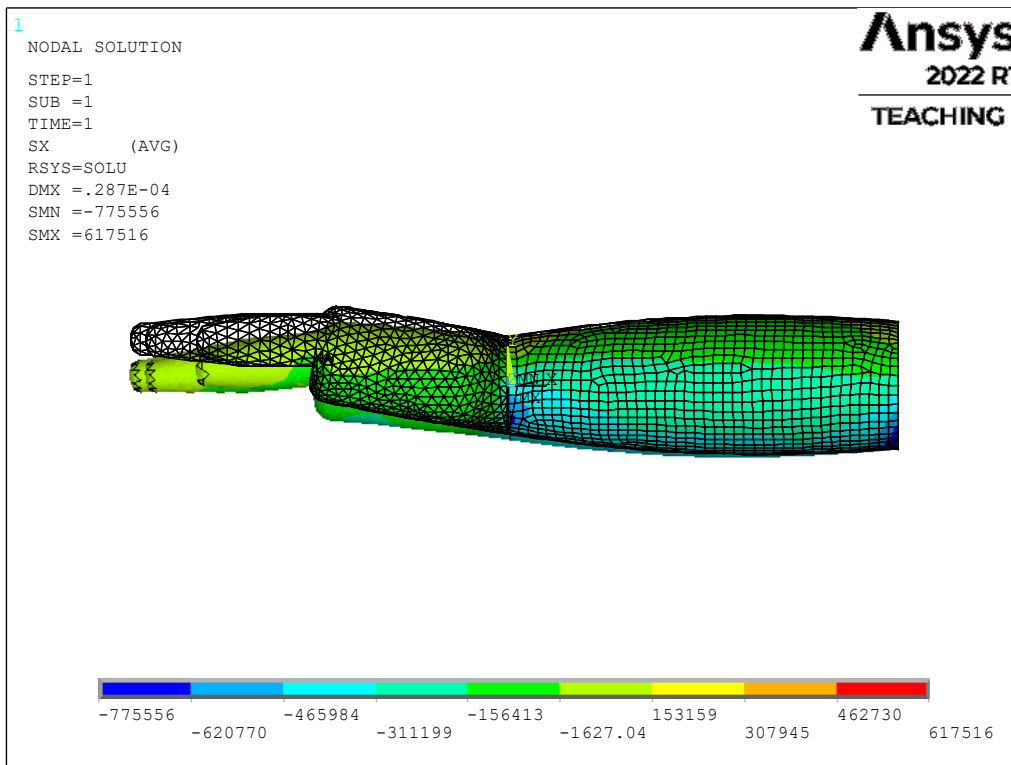


Figura 34. Tension en el eje x con el caso 2 de aplicación de la fuerza.

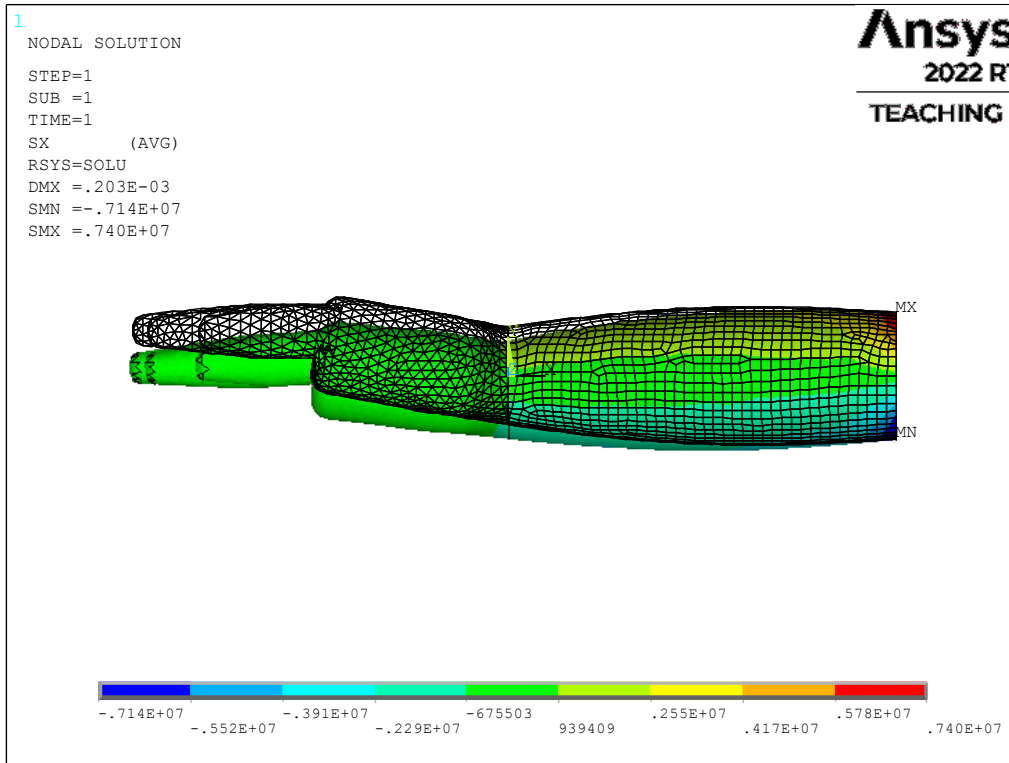


Figura 35. Tensión en el eje x con el caso 3 de aplicación de la presión.

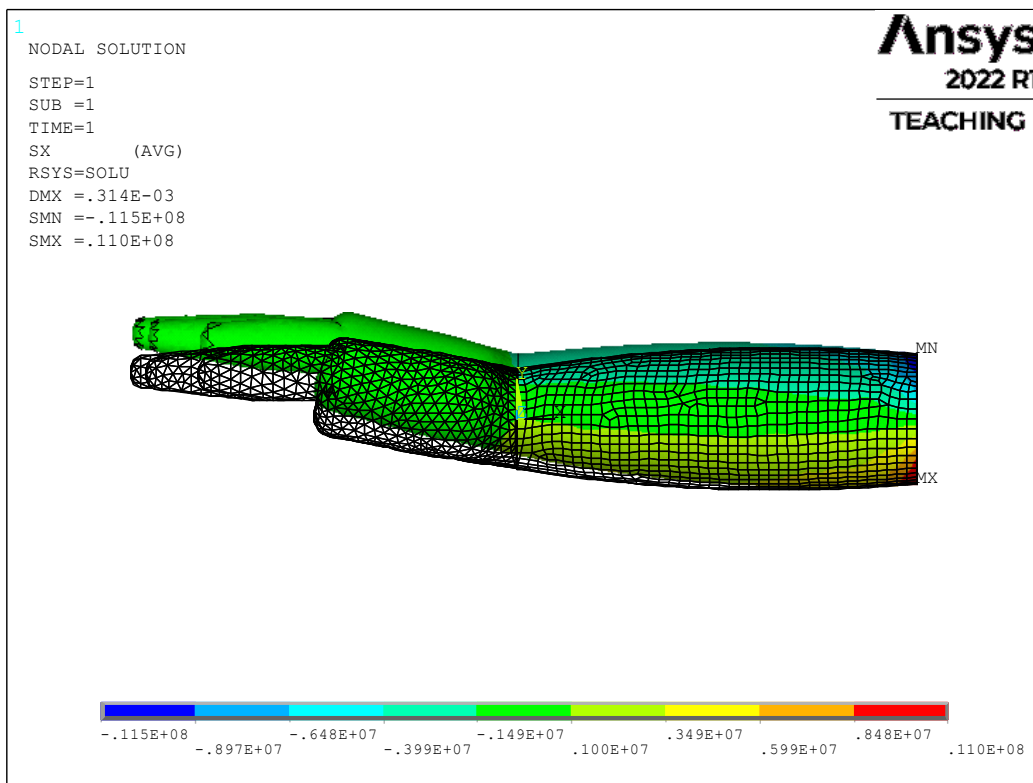


Figura 36. Tensión en x con el caso 4 de aplicación de la presión.

Como se puede observar en las imágenes anteriores, los resultados obtenidos respecto a desplazamiento y tensión son los siguientes:

	Tensión en x (Pa)	Desplazamiento máximo (mm)
Caso 1	$1,060 \cdot 10^6$	$2,32 \cdot 10^{-2}$
Caso 2	$0,617 \cdot 10^6$	$2,87 \cdot 10^{-2}$
Caso 3	$7,400 \cdot 10^6$	$20,3 \cdot 10^{-2}$
Caso 4	$11,000 \cdot 10^6$	$31,4 \cdot 10^{-2}$

Tabla 15. Resultados de la tensión en x (Pa) y del desplazamiento máximo (mm) en los 4 casos de esfuerzos.

Por lo tanto, como se observa en los resultados, la deformación máxima resultante como consecuencia de las sollicitaciones aplicadas no es preocupante ante ninguno de los casos más desfavorables de fuerzas realizadas por un niño o niña utilizando el material polimérico propuesto y la distribución de baterías y placa correspondientes a la alternativa 3.

4.3 Análisis por EF sobre el modelo detallado con la solución adoptada

Partiendo de los resultados obtenidos en los análisis realizados en el modelo simplificado respecto al material a utilizar y la distribución de componentes, y considerando las condiciones de diseño citadas en el apartado 4.1.1 sobre la prótesis tranhumeral, se ha desarrollado un modelo detallado del antebrazo en *Fusion360*.

Este modelo cubre todos los requerimientos tanto interna como externamente, siendo una propuesta final de modelo adecuada para el proyecto.

4.3.1 Modelo CAD detallado

El diseño del modelo se ha realizado para posibilitar la fabricación de cada uno de sus cuerpos teniendo en cuenta que el objetivo es fabricar una prótesis funcional en su mayoría de composite. La fabricación de piezas de composites suele aplicarse a cuerpos huecos y/o finos, y ciertas partes de la prótesis no tienen estas características.

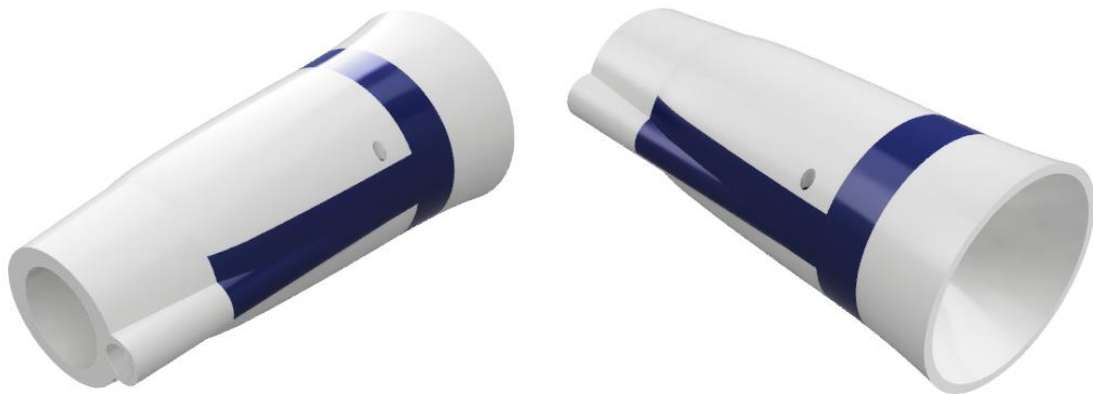


Figura 37. Modelo detallado propuesto de la prótesis tranhumeral. Representación de los sólidos fabricados con PLA en color azul y en blanco el polimérico reforzado con fibra.

La zona intermedia es un sólido debido a que la placa y las baterías se deben atornillar a una zona firme y así, solucionar el problema de transmisión térmico producido entre placa y baterías. Como se ha comprobado en los análisis realizados previamente, la Alternativa 3 en cuanto a distribución de componentes es la más efectiva. Por ende, el espacio para la placa y las baterías está ubicado lo más cerca posible de la unión con el muñón del paciente. Además, este cuerpo tiene un relieve específico para ubicar la placa y que no sea de fácil extracción.

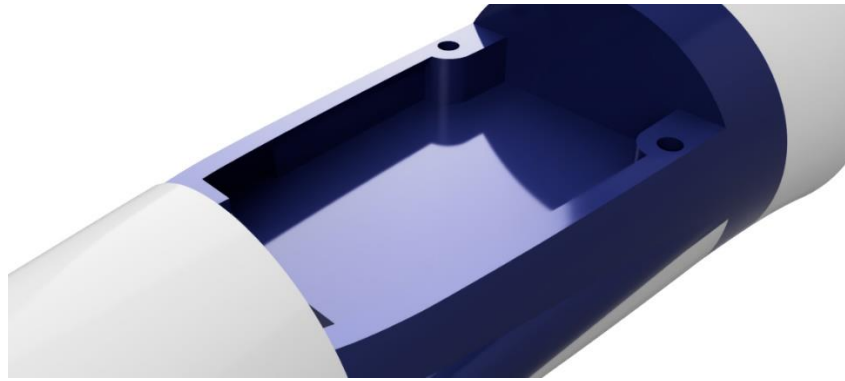


Figura 38. Ubicación de la placa PCB en el interior de la prótesis.

El hueco entre este cuerpo intermedio y el cuerpo que simula a la muñeca permite el paso de cables entre la batería y la placa. El agujero lateral permite a su vez que los cables de la placa que controlan los servomotores colocados en la palma no sufran los giros producidos en los movimientos de pronación y supinación de la muñeca.



Figura 39. Movimiento de pronación y supinación en brazo.

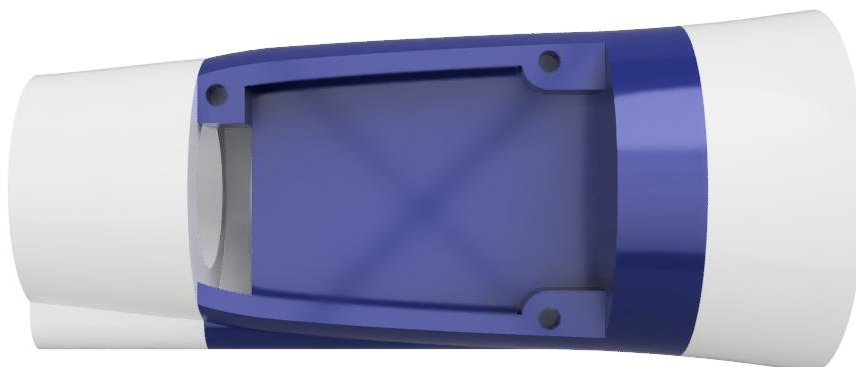


Figura 40. Espacio para el cableado que conecta las baterías con la placa.

El otro cuerpo sólido de la prótesis es la continuación del socket, una parte obligatoriamente entera para poder unir lo más fijamente posible la prótesis al muñón del usuario mediante el *pinlock*.

El cuerpo resultante para su impresión en PLA, se colocará en vertical en la cama de la impresora 3D. Esta orientación reduce el tiempo de impresión al disminuir la cantidad de soportes utilizados. También al tener una base sólida no generará problemas en la adherencia con la superficie de la cama y el acabado superficial será mucho más suave. Imprimir el cuerpo en una posición que permite que las capas se depositen en una dirección más resistente mejora la fuerza y durabilidad de este.

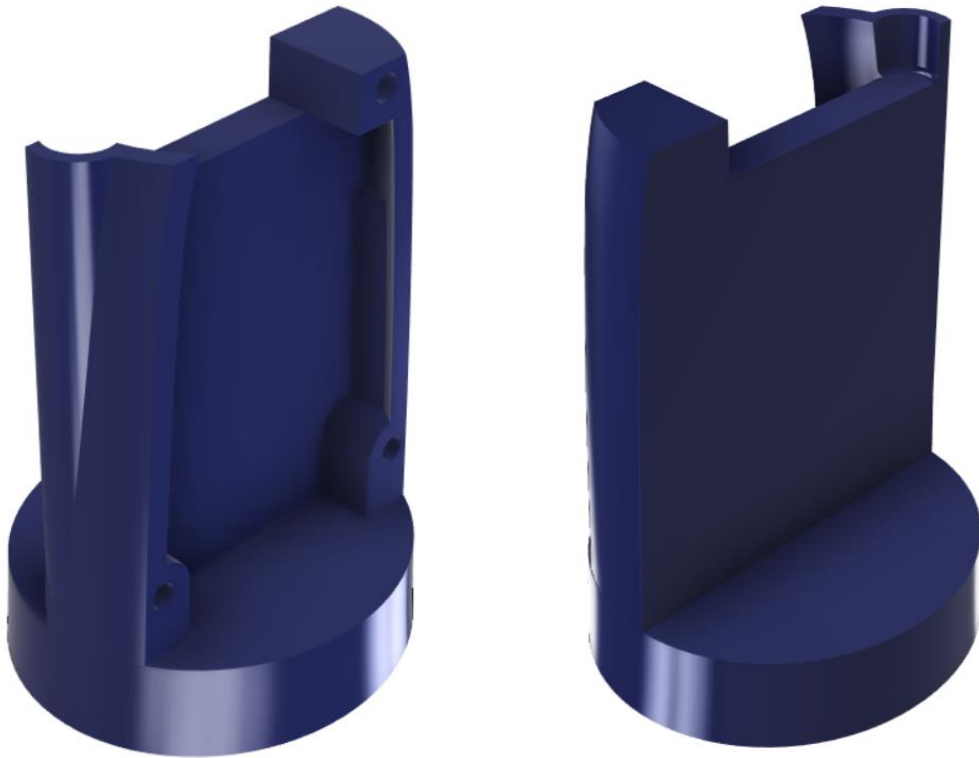


Figura 41. Posición y orientación de las partes del cuerpo fabricadas con PLA en impresora 3D.

El hueco ubicado en la parte posterior de la prótesis es el espacio destinado al *balljoint* de la muñeca. El *balljoint* dispone de una manivela ajustable con la otra mano que permite el movimiento de la mano protésica con total libertad. La muesca que tiene espacio para ajustar esa manivela se ha omitido en los análisis porque no tiene función estructural.



Figura 42. Balljoint y colocación en la prótesis transhumeral. Representación de la simplificación adoptada para los análisis.

La tapa de las baterías no está atornillada como la tapa de la placa. En el apartado 4.1.1 de descripción de la prótesis transhumeral, se aclara que las baterías deben ser accesibles para poder cargarlas, pero que el acceso a la placa estará restringido. Como las solapas de la tapa no tienen misión estructural en los análisis, no se han modelado.

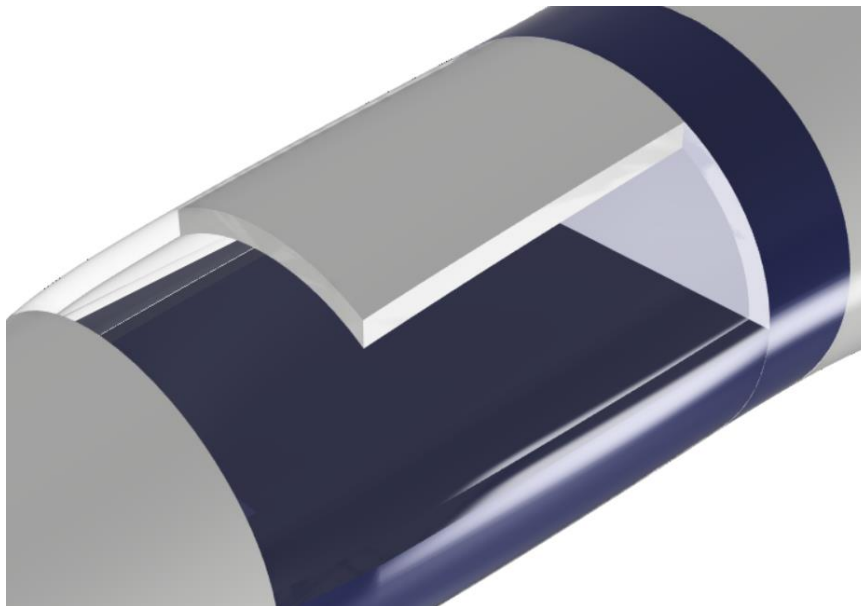


Figura 43. Representación de la tapa de las baterías sobre cuerpo principal transparente.

4.3.2 Mallado y orientación de los ejes de los elementos

La malla utilizada para las simulaciones en *Ansys APDL* está constituida por elementos tipo SOLID185, como en el mallado del modelo simplificado. Asimismo, también se detectaron superficies de contacto, malladas con TARGE170 y CONTA174, utilizando las restricciones multipunto para garantizar la continuidad de la solución entre distintos cuerpos.

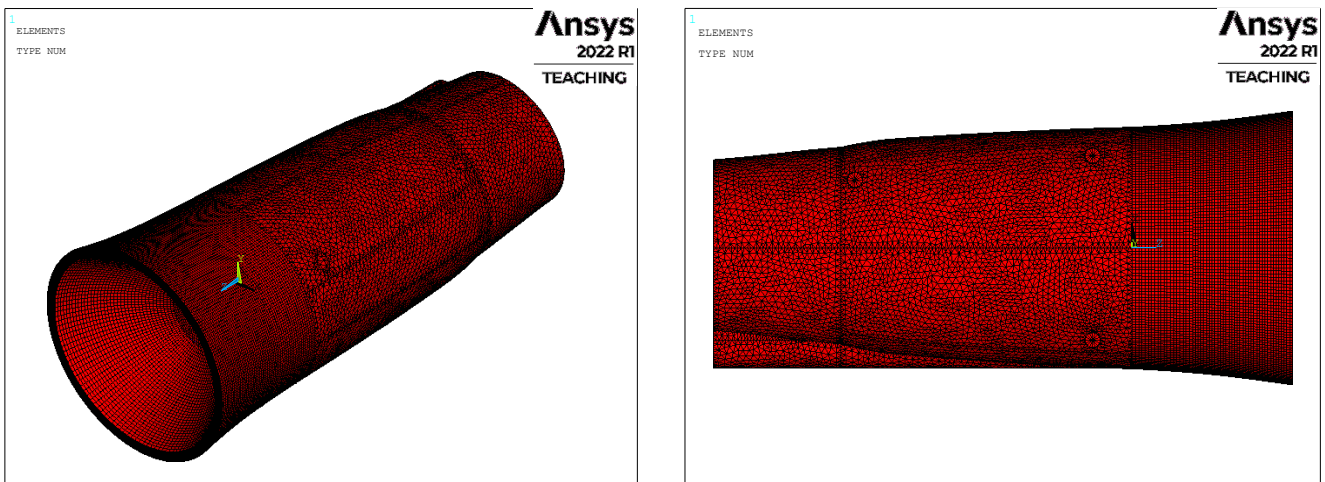


Figura 44. Mallado del modelo detallado.

El tamaño de los elementos del modelo es de 0,0005 m, y el total de elementos es 591934.

Para poder utilizar un material polimérico y orientarlo de la forma más óptima posible, es condición necesaria, mencionada anteriormente, que todos los elementos de la malla de la prótesis deban estar orientados. En nuestro caso están orientados con el eje z local.

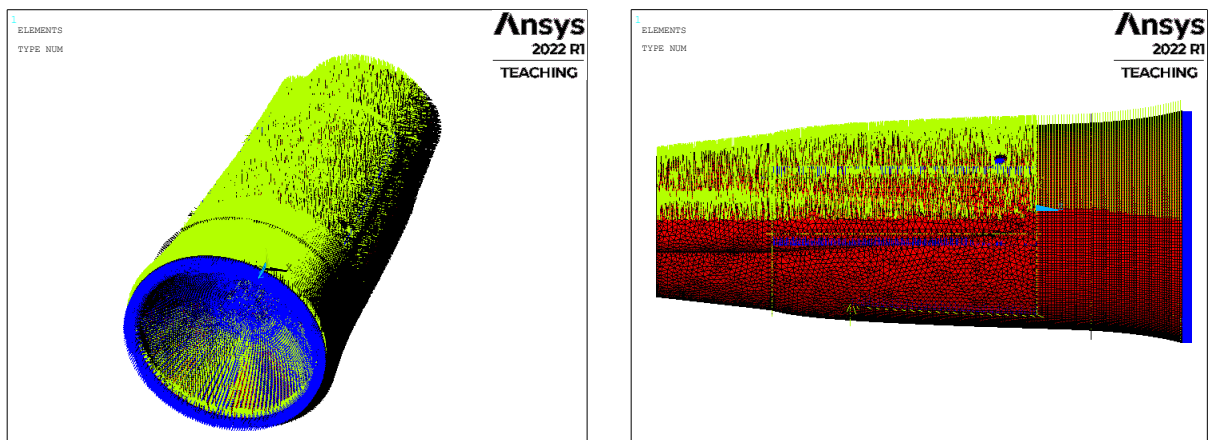


Figura 45. Orientación de los ejes de los elementos: Negro-eje x, Verde-eje y, Azul-eje z

4.3.3 Chequeo modal del modelo detallado

Realizar el análisis modal de un modelo es importante por varias razones, proporciona información valiosa del comportamiento dinámico y vibratorio de nuestra estructura. De esta forma, se puede identificar modos de vibración indeseables que podrían indicar la posibilidad de deformaciones excesivas o piezas sueltas. Además, constituye una herramienta de chequeo habitual en el modelado de elementos finitos ya que permite identificar movimientos de sólido rígido no deseados.

$$[M] \cdot \{\ddot{u}\} + [k] \cdot \{u\} = \{0\} \quad [55]$$

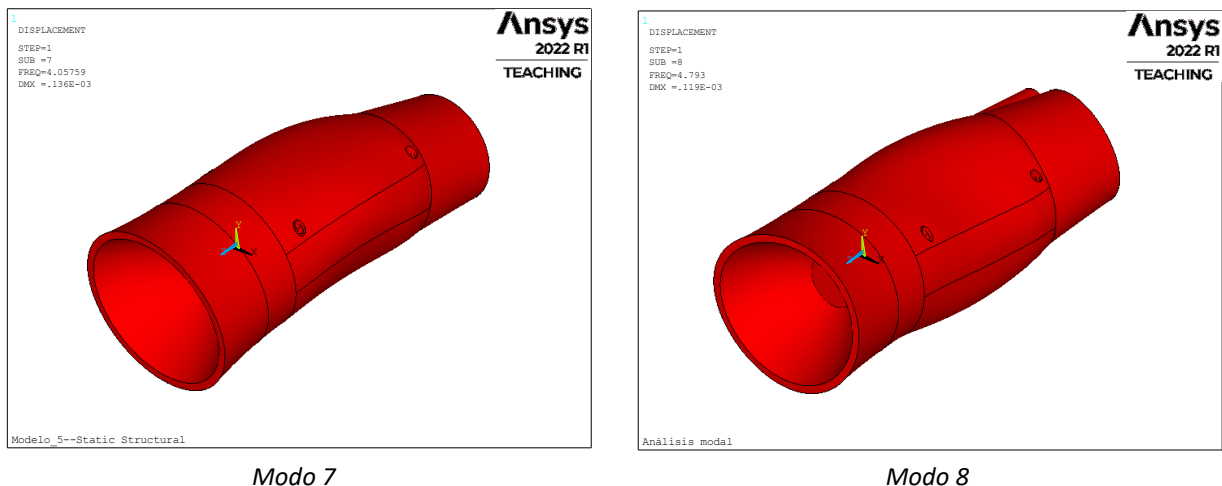


Figura 46. Frecuencias naturales no nulas correspondientes al análisis modal

Los resultados obtenidos en los análisis muestran que las primeras seis frecuencias del análisis modal del modelo son cero, por lo que los movimientos de traslación y rotación de la estructura libre están permitidos no existiendo restricciones de ningún tipo.

En cuanto a las frecuencias superiores, obtenemos valores distintos de cero a partir de la séptima o fundamental. Por otro lado, la deformada o modo de vibración correspondiente muestra la ausencia de despegue entre piezas por lo que podemos afirmar que el modelo cumple satisfactoriamente el chequeo modal.

4.3.4 Carga de tracción y compresión más desfavorables

En los análisis, se considerará el peso tanto de las baterías como de la placa; por ello, se crearán dos *Rigid Region* desde el centro de masas de ambos elementos hacia el cuerpo intermedio, donde está atornillada y colocadas respectivamente.

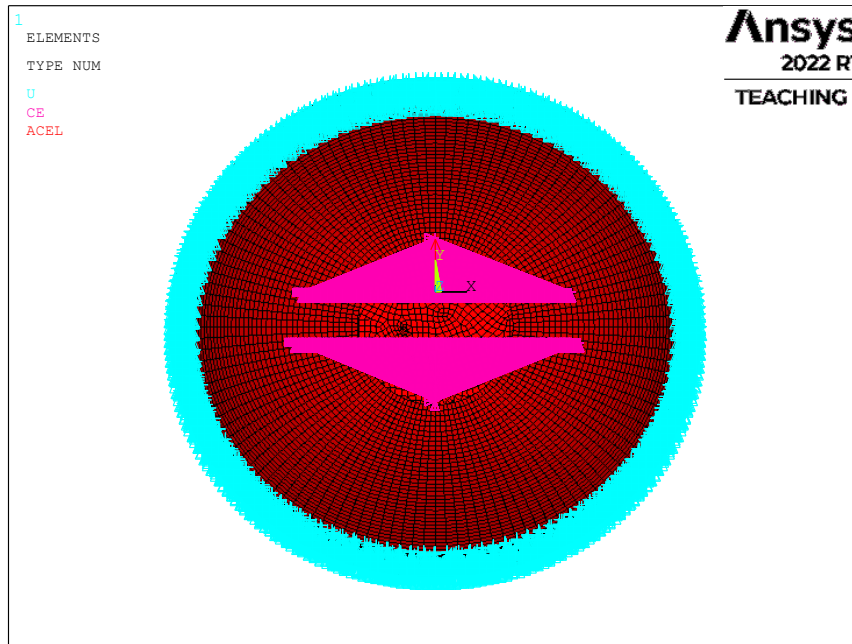


Figura 47. Relación de los nodos dominantes con los nodos esclavos pertenecientes al cuerpo intermedio. Placa arriba y baterías abajo.

Asimismo, para poder aplicar los esfuerzos de tracción y compresión más desfavorables y comprobar que el modelo detallado es válido, se creará una *Rigid Region* en el eje x en el plano más cercano a la palma y poder simular esos movimientos con la mayor certeza posible.

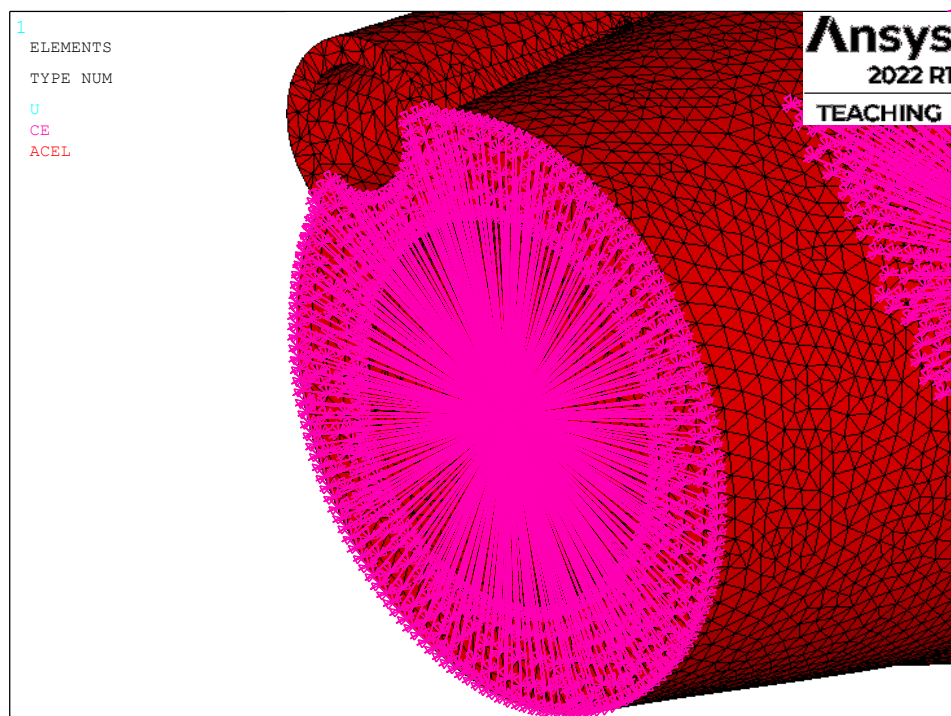


Figura 48. Rigid Region utilizada en la simulación de los esfuerzos aplicados en la palma.

La fuerza aplicada para el estudio de tracción y compresión, serán los axiles recopilados en la *Tabla 12*. En este caso, el axil está aplicado en el nodo dominante de la *Rigid Region* de la muñeca. Como la prótesis está colocada a lo largo del eje z, el axil será positivo o negativo en ese eje.

	Axil (N)	Dirección
Caso 1	310	(-) eje z
Caso 2	259	(+) eje z

Tabla 16. Casos de esfuerzos aplicados en el modelo detallado.

En la *Figura 49* se muestra el valor de la componente en z del desplazamiento junto con la deformada del modelo para el caso 1 .

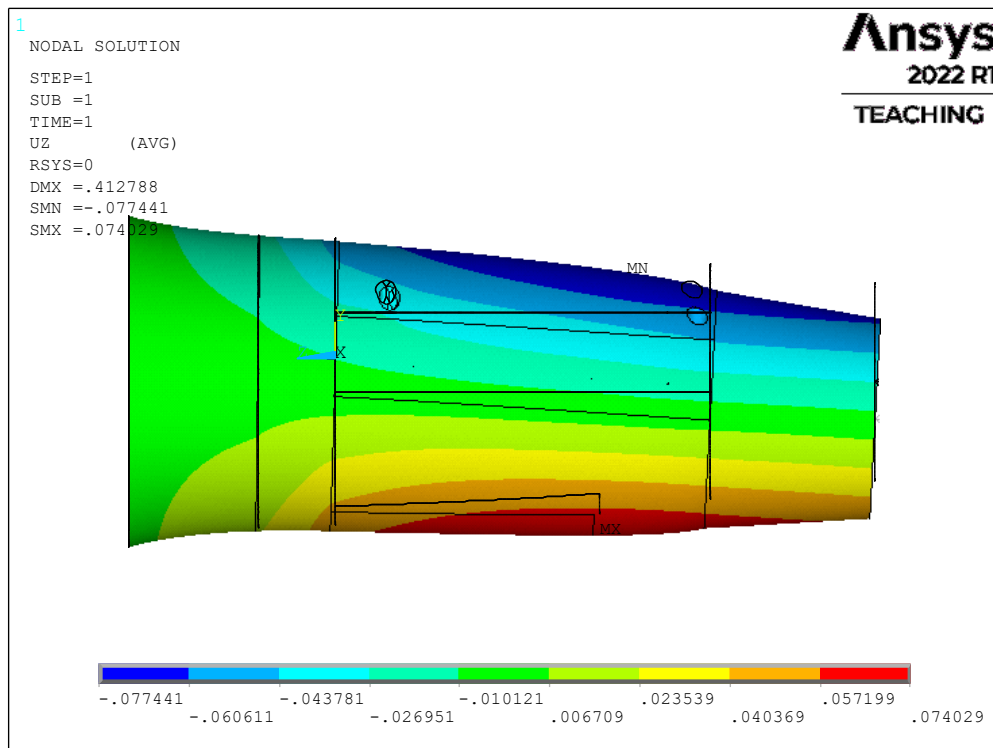


Figura 49. Desplazamiento en el eje z. Aplicación de cargas más desfavorables en modelo detallado. Caso 1.

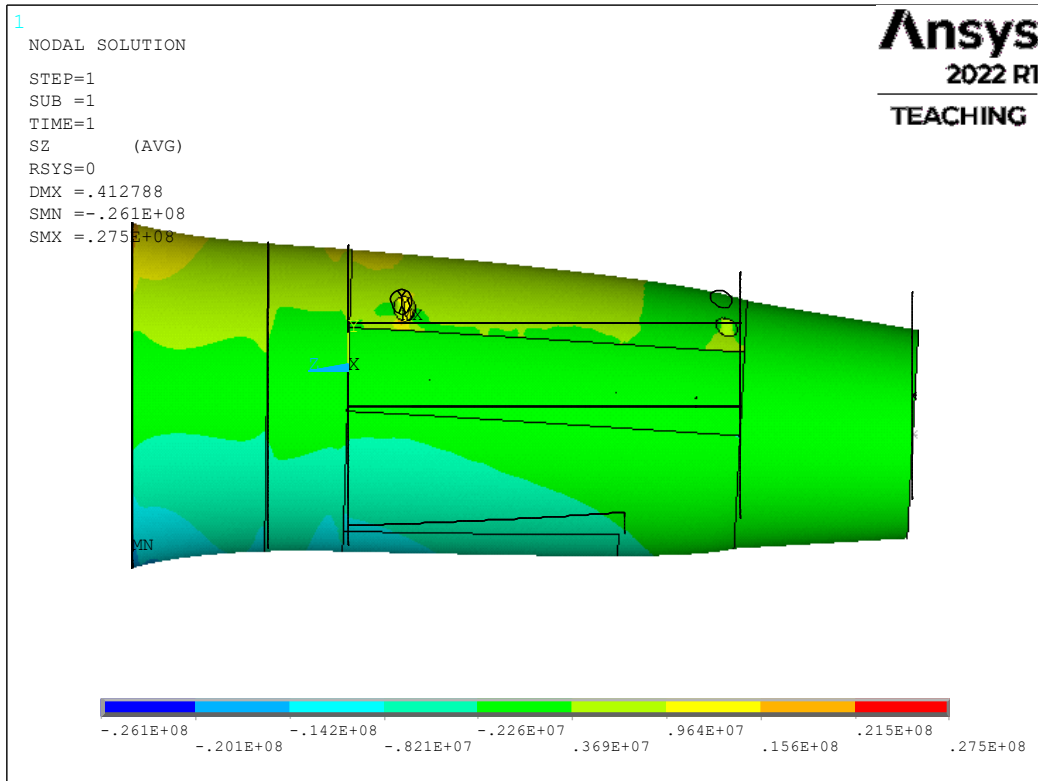


Figura 50. Tensión en el eje z. Aplicación de cargas más desfavorables. Caso 1.

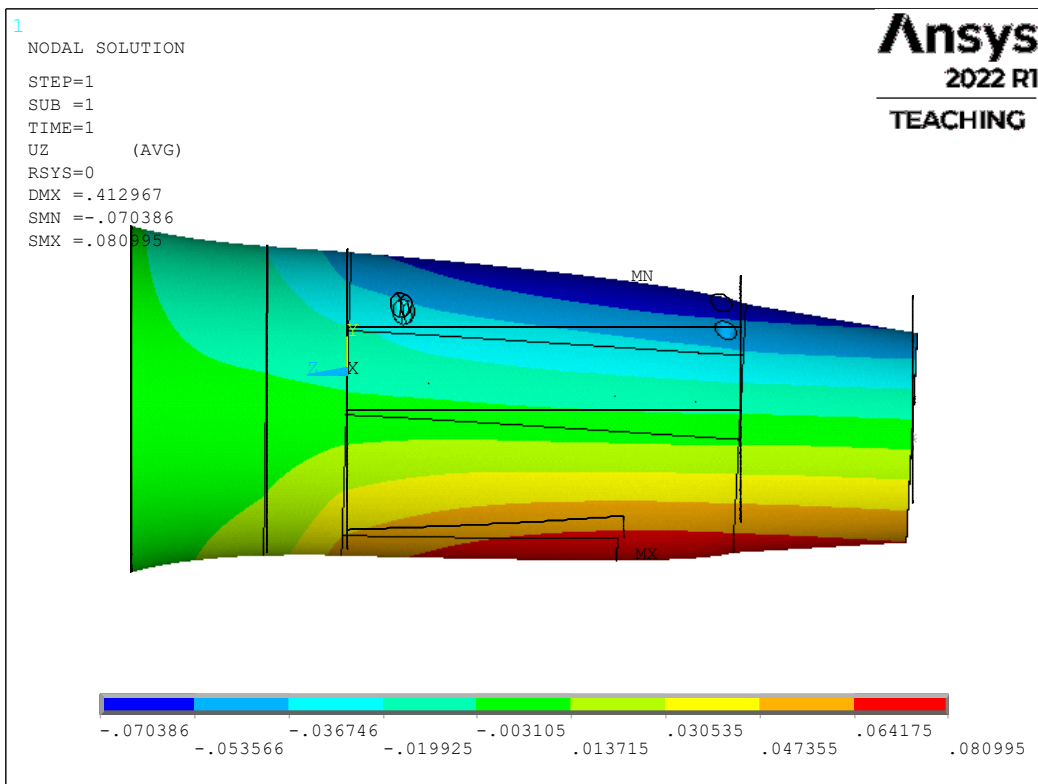


Figura 51. Desplazamiento en el eje z. Aplicación de cargas más desfavorables en modelo detallado. Caso 2.

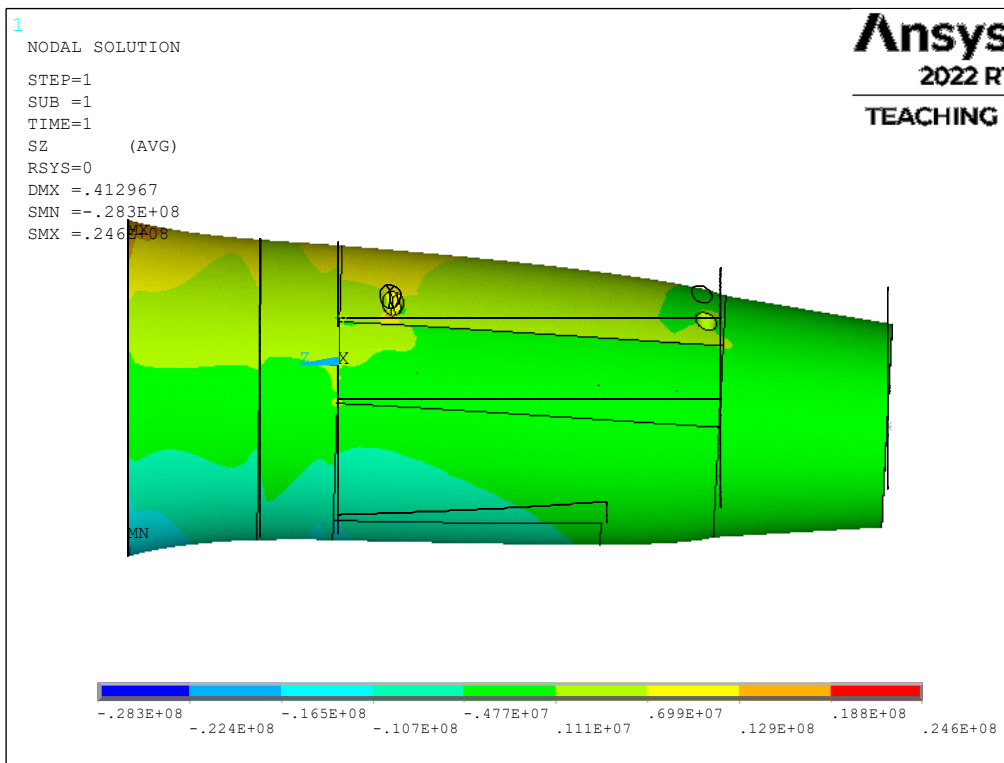


Figura 52. Tensión en el eje z. Aplicación de cargas más desfavorables. Caso 2.

Los resultados obtenidos en los análisis han sido los siguientes:

	Tensión en eje z (MPa)	Desplazamiento máximo (mm.)
Caso 1	24,6	0,413
Caso 2	27,5	0.413

Tabla 17. Resultados obtenidos en los casos 1 y 2 sobre el antebrazo detallado de matriz reforzada de fibra de carbono.

Como se observa en los resultados obtenidos, la prótesis de matriz reforzada con fibra de carbono en su mayoría es capaz de soportar los esfuerzos más desfavorables realizados por un niño o niña de hasta 12 años de edad.

4.3.5 Análisis económico

Realizar un análisis económico en cuanto al material de fabricación de la prótesis puede resultar muy útil para comparar su viabilidad de fabricación en un futuro. El volumen de los cuerpos del modelo fabricados en PLA es 73154.7 mm³, y el volumen de los cuerpos fabricados en una matriz ortótropa reforzada con fibra de carbono es 94585,5 mm³. Si la prótesis estuviera íntegramente fabricada en PLA el volumen total sería de 167740,2 mm³.

Por lo tanto, el precio de la prótesis fabricada al completo con PLA si el kg de PLA ronda los 15€/kg y tiene una densidad de 1240 kg/m³, sería de un total de 3,12€.

En el caso de la prótesis fabricada con cuerpos de PLA y de composite, los cuerpos de PLA constituirán un total de 1,36€, mientras que para los cuerpos de composite se deberá considerar la siguiente ecuación:

$$\text{Peso fibra} = \text{Volumen compuesto} \cdot V_f \cdot \rho_f \quad [56]$$

Siendo V_f la fracción en volumen de la fibra y ρ_f la densidad de la fibra con un valor de 1900 kg/m³.

Dependiendo de las necesidades del niño, interesaría variar la fracción en volumen de la fibra de la prótesis. Si esta se va a someter a mayores esfuerzos, como es el caso de un niño o niña que realiza constantes actividades deportivas o trabajos manuales, la V_f será mayor, consiguiendo así mayor rigidez y una resistencia mayor a largo plazo. Por el contrario, si el niño no necesita esa resistencia extra, la fracción en volumen de la fibra se puede disminuir, reduciendo así el coste total de la prótesis.

Parte PLA	Vf	Vm	Peso fibra (g)	Peso matriz (g)	€ total
1,36€	0,2	0,8	37,31	106,05	5,27€
	0,3	0,7	55,96	92,79	6,21€
	0,4	0,6	74,61	79,54	8,15€

Tabla 18. Comparativa económica de fabricación de la prótesis con material compuesto variando su fracción en volumen de fibra.

Como se puede observar, el valor del antebrazo desarrollado con matriz reforzada con fibra de carbono tiene un precio más elevado debido al coste de la fibra de carbono y el epoxy. Duplica e incluso triplica cuando se utiliza una V_f mayor, el coste total de la fabricación del antebrazo. De todas formas, como se ha comentado antes, es una variable muy interesante a tener en cuenta si las necesidades del niño o niña son más exigentes.

5. Conclusiones

Se ha realizado el prediseño de la geometría de una prótesis transradial infantil para la que se han realizado estudios sobre la distribución interna más óptima, posibilitando la conexión entre batería, placa y servomotores. El balljoint de la muñeca y el pinlock del socket también se han considerado en su diseño, de tal forma que se pueda fabricar y añadir posteriormente.

Esta distribución interna reduce la transmisión térmica entre los componentes internos y el muñón, así como la transmisión de calor entre los propios componentes. Asimismo, no genera ningún problema al aplicar los esfuerzos más desfavorables posibles realizados por un niño o niña.

La ubicación de los agujeros para los tornillos y las tapas ha demostrado capacidad para soportar las cargas. Los puntos de fijación adecuados aseguran la protección de los cuerpos internos, evitan posibles fracturas y mejora la comodidad y utilidad del usuario.

Comparando el uso de una matriz reforzada con fibra de carbono con una prótesis completa de PLA como material de fabricación, se ha demostrado que la fibra de carbono es superior en términos de rigidez. Muestra una deformación menor al generar mayor tensión, lo que implica una capacidad para soportar cargas y tensiones más útil para el usuario. Con la inclusión de este material en su fabricación se pueden realizar variaciones dependiendo de las necesidades (actividades más exigentes) del niño o la niña. Por otro lado, cabe destacar que su precio es más elevado y habrá que tenerlo en cuenta dependiendo las capacidades económicas de cada usuario.

En resumen, el prediseño de este antebrazo de prótesis transhumeral tiene una distribución de componentes interna óptima, así como de ubicación de tornillos y tapas, para poder mejorar la calidad de vida de los niños y niñas que opten por la utilización de esta prótesis de fibra de carbono y PLA de fácil fabricación y bajo coste.



Figura 53. Prediseño planteado por el equipo de GE Daidalonic utilizando el modelo de antebrazo trabajado en este proyecto [1].

6. Bibliografía

- [1] *Daidalonic, grupo de Generación Espontánea de la Universitat Politècnica de Valencia* (2020).
- [2] *Cartera de servicios comunes de prestación ortoprotésica* (2023), *Ministerio de Sanidad*.
<https://www.sanidad.gob.es/profesionales/prestacionesSanitarias/CarteraDeServicios/ContenidoCS/6PrestacionOrtoprotetica/docs/ProtesisExternas32.pdf>
- [3] *Ottobock Bebionic Hand* (26 de marzo de 2022), *Bionics for Everyone*.
<https://bionicsforeveryone.com/ottobock-bebionic-hand/#:~:text=ErgoArm%20or%20DynamicArm-,Price,our%20Bionic%20Hand%20Price%20List>
- [4] *Childata, the handbook of Child measurements and capabilities*, 1995
- [5] *A review of utilities and costs of treating upper extremity amputations with vascularized composite allotransplantation versus myoelectric prostheses in Canada* (19 de marzo de 2022), *National library of Medicine*.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8989691/#:~:text=Transradial%20and%20transhumeral%20externally%20powered,prosthetics%20in%20the%20same%20study>
- [6] B. Peerderman, «Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective,» *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 48, no 6, pp. 719-738, 2011.
- [7] *i-limb ultra* (2018), *Ortopedia Garo*.
<https://garotecnica.com/protésica/miembro-superior/manos/i-limb-ultra/>
- [8] *Bebionic hand Flex* (2023), *Ottobock*.
<https://www.ottobock.com/en-us/product/8E72>
- [9] *PLA ácido poliláctico* (2018), *Plásticos Brello*.
<https://plasticos-brello.com/material/pla-acido-polilactico/>

[10] *Recupera tu Libertad, expertos en prótesis de brazo* (2023), Prothesia

<https://prothesia.com/protesis-de-brazo/>

[11] *Descripción de producto: prótesis, panorama de mercado y enfoque estratégico para incrementar el acceso a las prótesis y servicios relacionados en los países de bajos y medianos ingresos, AT2030 Programme*

https://at2030.org/static/at2030_core/outputs/PN_Prostheses_Spanish.pdf

7. Anexos a la memoria

7.1 Piezas

7.1.1 Socket *a*

El socket es la parte en contacto con el muñón del paciente. En el muñón estará colocado el anclaje que se une a esta pieza con el *pinlock*.

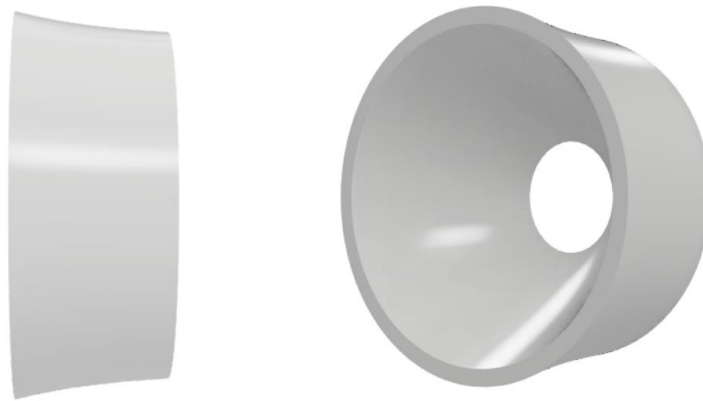


Figura 54. Socket *a*.

7.1.2 Socket *b*

Debido a la distribución de los materiales con los que se iba a realizar la prótesis, el socket se dividió en parte *a* y parte *b*. De esta forma, el Socket *b* se puede imprimir fácilmente mediante impresión 3D.

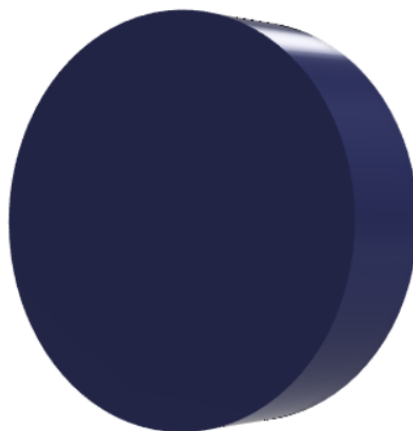


Figura 55. Socket *b*.

7.1.3 Cuerpo intermedio

En este cuerpo se atornillará la placa y será de fácil acceso a las baterías. Se atornillará a este cuerpo la tapa de las placas. Tiene hueco para el paso de cables entre placa y baterías y servomotores. El cuerpo inferior, punto 7.1.4 se adherirá.

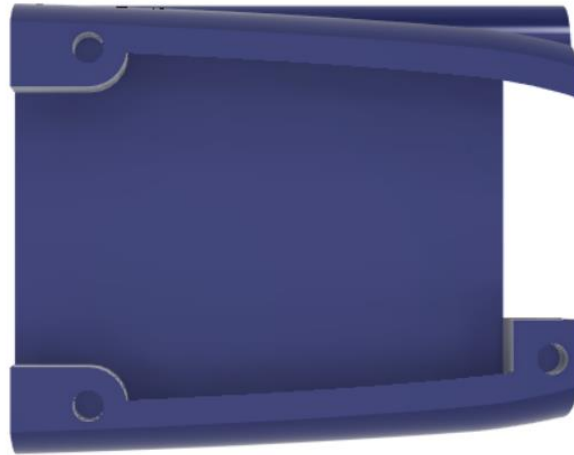


Figura 56. Cuerpo intermedio.

7.1.4 Cuerpo inferior

Cubre las baterías y se encaja en ella su tapa, empieza el hueco para el paso de cables que conectan con los servomotores de la palma.

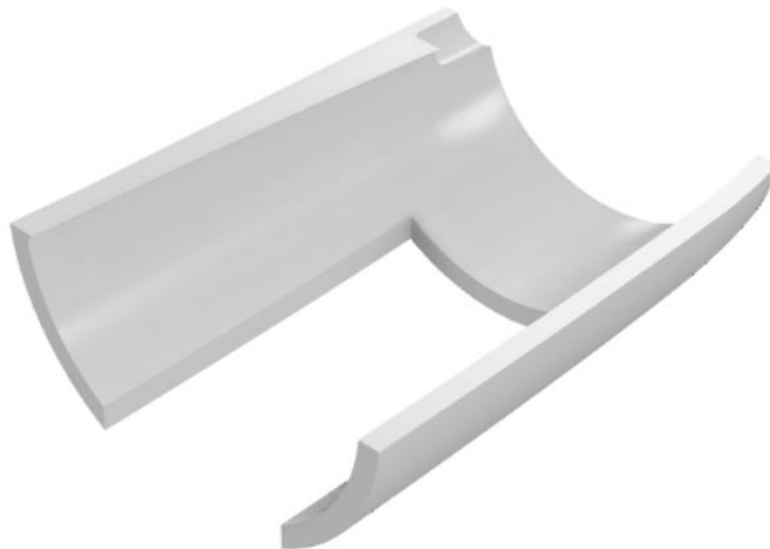


Figura 57. Cuerpo inferior.

7.1.5 Tapa baterías

De utilización fácil para que el usuario pueda acceder a las baterías, extraerlas y recargarlas. Las solapas para el agarre no se consideran en los análisis.



Figura 58. Tapa baterías.

7.1.6 Tapa placa

Se atornilla al cuerpo intermedio. Su acceso está restringido al personal con conocimientos para manipularla.

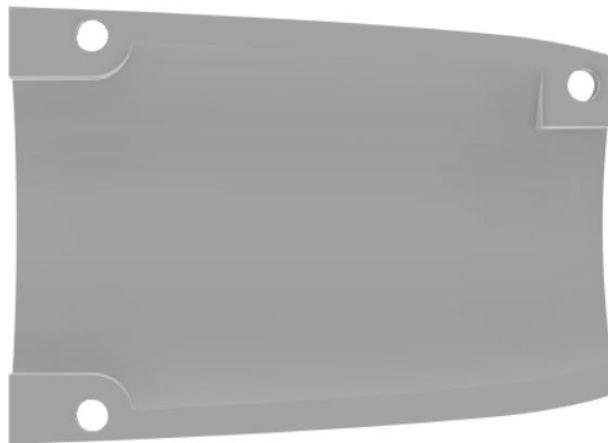


Figura 59. Tapa placa.

7.1.7 Muñeca

El agujero central está diseñado para abrazar el *balljoint* y que se permita el movimiento con facilidad. Se une al cuerpo intermedio.



Figura 60. Muñeca.

7.2 Despiece

El montaje de todos los cuerpos mencionados en el apartado 7.1 encajan de la forma representada en la *Figura 57*.

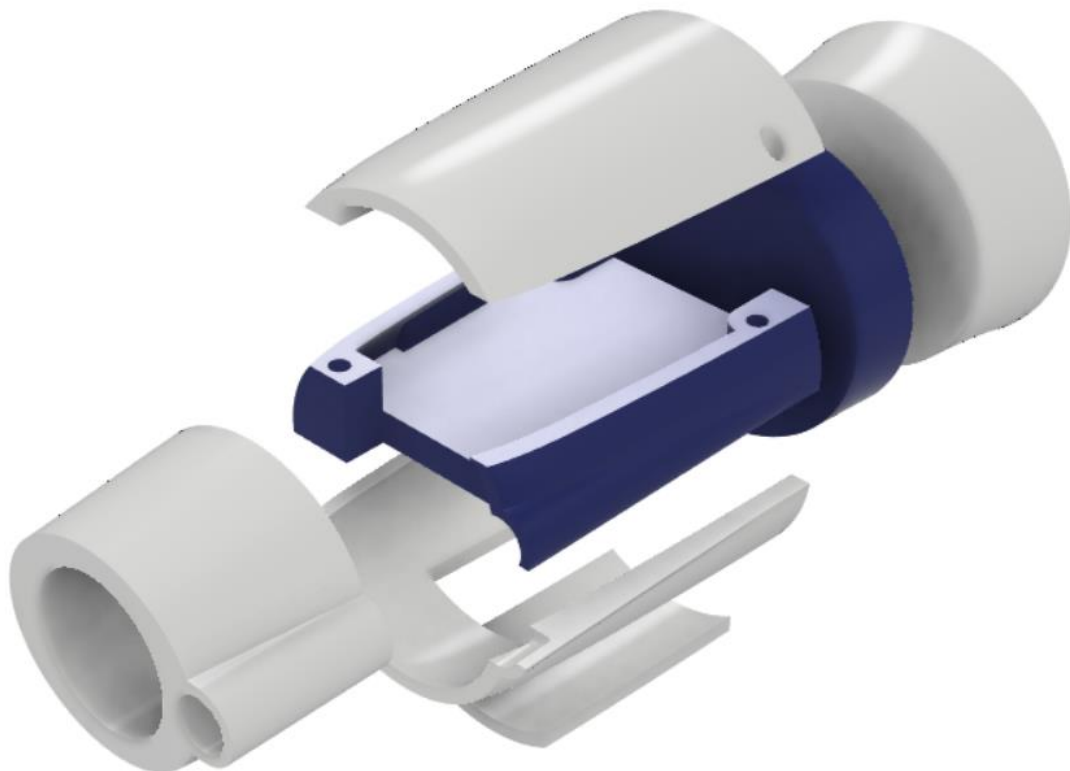
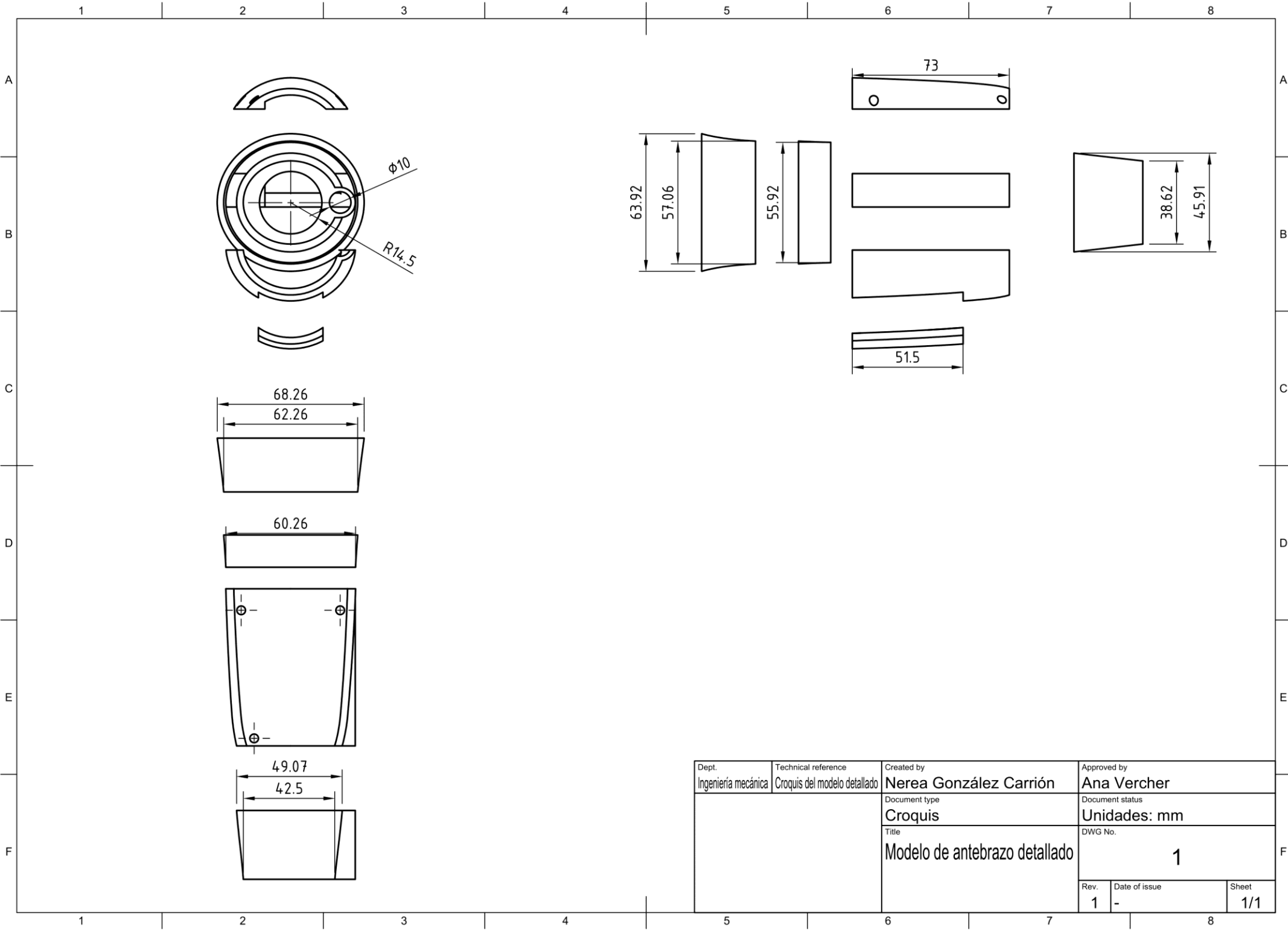


Figura 61. Despiece. Montaje cuerpos.

7.3 Croquis y medidas

Las medidas utilizadas para el modelo son similares a las de un brazo humano de un niño varón de 12 años. Es por ello que las medidas del tamaño general de la prótesis variarán en función del usuario.



Dept. Ingeniería mecánica	Technical reference Croquis del modelo detallado	Created by Nerea González Carrión	Approved by Ana Vercher
		Document type Croquis	Document status Unidades: mm
		Title Modelo de antebrazo detallado	DWG No. 1
Rev. 1	Date of issue -	Sheet 1/1	



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño

Documento 2

PRESUPUESTO

Nerea González Carrión

Tutora: Ana Vercher Martínez

Contenido

1. Presupuestos parciales.....	88
Presupuesto parcial nº 1: Conceptualización del proyecto	88
Presupuesto parcial nº 2: Ejecución técnica.....	88
Presupuesto parcial nº3: Generación de documentación técnica	89
Presupuesto parcial nº4: Gastos generales.....	89
2. Presupuesto de la ejecución material	89
3. Presupuesto de la inversión.....	89
4. Presupuesto de la ejecución por contrata	90

1. Presupuestos parciales

Presupuesto parcial nº1: Conceptualización del proyecto

Para poder realizar un proyecto, es necesario su trabajo de investigación y manifestación de las ideas, así como de la bibliografía utilizada y recogida en su proceso.

Conceptualización del proyecto

Código	Ud.	Descripción	Cantidad	Precio	Total
1.1	h	Planteamiento del trabajo al equipo de GE y viabilidad del proyecto	15	35,00€	525,00€
1.2	h	Revisión bibliográfica	60	35,00€	2.100,00€
				Total	2.625,00€

Presupuesto parcial nº2: Ejecución técnica

El tiempo invertido en la creación del modelo, las simulaciones, la elección de la malla y su resolución, el tratamiento de los resultados, los estudios de necesidad realizados a los niños y niñas.

Ejecución técnica

Código	Ud.	Descripción	Cantidad	Precio	Total
2.1	h	Entrevistas en ortopedias para el estudio de necesidades	30	35,00€	1.050,00€
2.2	h	Definición de medidas del antebrazo	5	35,00€	175,00€
2.3	h	Desarrollo del modelo 3D simplificado (MS)	60	35,00€	2.100,00€
2.4	h	Configuración de la malla del MS	80	35,00€	2.800,00€
2.5	h	Análisis realizados del MS	6	35,00€	210,00€
2.6	h	Obtención y tratamiento de resultados	10	35,00€	350,00€
2.7	h	Desarrollo del modelo 3D detallado (MD)	100	35,00€	3.500,00€
2.8	h	Configuración de la malla del MD	50	35,00€	1.750,00€
2.9	h	Definición de las propiedades mecánicas de los materiales	5	35,00€	175,00€
2.10	h	Obtención y tratamiento de resultados del MD	30	35,00€	1.050,00€
2.11	año	Licencia Fusion 360	1/2	581,00€	290,50€
2.12	meses	Licencia Ansys 22.1	6	333,33€	2.000,00€
				Total	15.450,50€

Presupuesto parcial nº3: Generación de documentación técnica

Es necesario, en todos los proyectos, dedicar tiempo a las actividades de redacción de la documentación del proyecto y la presentación.

Generación de la documentación técnica

Código	Ud.	Descripción	Cantidad	Precio	Total
3.1	h	Redacción del trabajo de final de grado	120	35,00€	4.200,00€
3.2	h	Revisión del proyecto	20	35,00€	700,00€
3.3	h	Presentación	6	35,00€	245,00€
3.4	meses	Licencia Microsoft 365	6	11,00€	66,00€
				Total	2.625,00€

Presupuesto parcial nº4: Equipos informáticos

Para la realización de este Trabajo ha sido necesario el uso de un ordenador portátil. Asimismo, se incluye la adquisición de una impresora de fabricación aditiva con PLA para la realización de un prototipo.

Equipos informáticos

Código	Ud.	Descripción	Cantidad	Precio	Total
4.1	u	Ordenador portátil MSI	1	800,00€	800,00€
4.2	u	Impresora Ender 3D PRO	1	350,00€	350,00€
				Total	1.150,00€

2. Presupuesto de la ejecución material

El conjunto de los tres primeros presupuestos desglosados parcialmente corresponde con el presupuesto de ejecución material, donde se engloban los gastos y las actividades directamente relacionados con la ejecución del proyecto.

Presupuesto de ejecución material

Presupuesto parcial nº1	Conceptualización del proyecto	2.625,00€
Presupuesto parcial nº2	Ejecución técnica	15.450,00€
Presupuesto parcial nº3	Generación de la documentación técnica	2.625,00€
Presupuesto parcial nº4	Equipos informáticos	1.150,00€
Total		21.850,50€

3. Presupuesto de la inversión

Este presupuesto abarca el total calculado en el apartado 2, de presupuesto de la ejecución material añadiendo los gastos generales (13%) donde se incluyen los gastos derivados de la

realización de este trabajo, como la electricidad, internet, alquiler, etc. Asimismo, se añade un beneficio industrial del 6%.

Presupuesto de la inversión

Presupuesto parcial nº1	Conceptualización del proyecto	2.625,00€
Presupuesto parcial nº2	Ejecución técnica	15.450,00€
Presupuesto parcial nº3	Generación de la documentación técnica	2.625,00€
Presupuesto parcial nº4	Equipos informáticos	1.150,00€
	Gastos generales (13%)	2.840,86€
	Beneficio industrial (6%)	1.311,03€
Total		26.001,89€

4. Presupuesto de la ejecución por contrata

En el presupuesto de la ejecución por contrata, al presupuesto calculado anteriormente de la inversión en el apartado 3, se le añade el importe de los impuestos para su planteamiento de comercialización.

Presupuesto de la ejecución por contrata

Presupuesto de la inversión	26.001,89€
IVA (21%)	5.460,39€
Total	31.462,29€

Treinta y un mil cuatrocientos sesenta y dos euros con veintinueve céntimos de presupuesto total incluyendo IVA.

Documento 3

PLIEGO DE CONDICIONES

Nerea González Carrión

Tutora: Ana Vercher Martínez

Contenido

1. Objeto del pliego de condiciones	94
2. Condiciones generales	94
2.1 Condiciones legales	94
2.2 Condiciones administrativas	94
3. Condiciones técnicas	95
3.1 Software	95
Fusion 360 2023.....	95
ANSYS APDL 2022 R1	96
ANSYS WORKBENCH	96
Microsoft EXCEL	97
Otros	97
3.2 Hardware.....	97
4. Condiciones de interpretación y uso de los resultados del estudio de la investigación	98

1. Objeto del pliego de condiciones

El pliego de condiciones de este Trabajo Fin de Grado tiene por objeto ser claro y preciso en cuanto a los requisitos técnicos, funcionales, legales y de calidad que debe cumplir el trabajo que presenta. Se trata de un proyecto de prediseño donde se exponen las hipótesis realizadas en las simulaciones de elementos finitos empleados en el proyecto, así como sus condiciones de uso.

Este documento también garantiza que los participantes en la licitación tengan igualdad de condiciones, teniendo unos derechos, obligaciones y responsabilidades mutuos entre las partes involucradas en el proyecto.

2. Condiciones generales

2.1 Condiciones legales

Se reconocen públicamente las marcas registradas utilizadas en el desarrollo del proyecto, los derechos de autor de las bibliografías consultadas para la realización y la autoridad sobre dichos documentos.

Dado que muchos de los datos y estudios utilizados en este proyecto pertenecen a un grupo de *Generación Espontánea (GE)* de la *Universitat Politècnica de València*, Daidalonic, se prohíbe la reproducción total o parcial de este proyecto, incluyendo mallados, modelos de elementos finitos y los prediseños concluidos. Tampoco su tratamiento informático, ni su transmisión de ninguna forma por vías electrónicas o físicas, sin el permiso previo y por escrito del ingeniero firmante del proyecto o del grupo de *GE Daidalonic*.

2.2 Condiciones administrativas

El promotor de este proyecto de final de carrera es el Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales de la *Universitat Politècnica de València* con la Dra. Ana Vercher Martínez como tutora y representante del mismo, adscritos a la *Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial* de la UPV.

La presente alumna del Grado de Ingeniería Mecánica, Dña. Nerea González Carrión, está sometida a las siguientes obligaciones respecto al proyecto:

- Cumplir con la legislación vigente a día 28 de julio de 2023.
- Cumplir con las indicaciones del promotor del proyecto.
- Cumplir con la normativa sobre realización de proyectos vigente en la *Universitat Politècnica de Valencia*, la *Escuela Técnica Superior de Ingeniería del Diseño*, y el Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales.
- Respetar las leyes de derechos de autor.
- Proponer soluciones y alternativas a cualquier modificación comunicada por el promotor.
- Informar periódicamente de la evolución del proyecto al promotor.

Así mismo, los derechos recogidos del proyectista son los siguientes:

- Disponer en todo momento de acceso a un equipo informático adecuado para la realización del proyecto.
- Estar mantenido siempre de los derechos legales sobre el proyecto por parte del promotor.
- Recibir soporte técnico y alternativas para cualquier problema técnico que pueda surgir.
- Si el promotor del proyecto se encuentra ausente, el proyectista tendrá plena potestad respecto a la toma de decisiones relativas al desarrollo del proyecto. Estas decisiones deberán ser asumidas por el promotor.

3. Condiciones técnicas

Al tratarse de un proyecto de prediseño, las herramientas utilizadas han sido en su totalidad informáticas. Estas herramientas están expuestas en los siguientes apartados.

3.1 Software

Fusion 360 2023

Fusion 360 es un programa de CAD (*Computer Aid Design*) de la empresa Autodesk®. Es una herramienta ampliamente utilizada en una variedad de industrias, incluyendo diseño de

productos, ingeniería, manufactura y diseño industrial entre otras. En este proyecto se ha utilizado para diseñar el modelo simplificado y el modelo detallado del antebrazo.

Es necesario poseer unos conocimientos avanzados para su utilización en el desarrollo de este tipo de modelos.

ANSYS APDL 2022 R1

Una de las herramientas principales que ofrece la compañía Ansys®, ANSYS APDL es un software básico en el campo de la ingeniería para realizar análisis y simulaciones con elementos finitos y lenguaje de comandos para ejecutar operaciones específicas con un alto nivel de control del análisis numérico.

En este programa se han implementado las mallas realizadas en el software de *ANSYS Workbench* y se les ha aplicado las cargas para los análisis de alternativas. También se han incluido las propiedades de los materiales utilizados en su desarrollo y se ha demostrado su viabilidad en el proyecto.

El número de elementos utilizado para los análisis superaba el límite de la licencia estudiantil, por lo que se accedió a la licencia de nodos ilimitados en ANSYS APDL con el permiso de ASIC UPV y la ayuda de un técnico del Departamento, así como el acceso al VPN de la UPV para su funcionamiento.

Para poder trabajar en el entorno de Ansys APDL, el cual no es intuitivo, es necesario tener unos conocimientos previos sobre la teoría de los elementos finitos. El entorno de ANSYS APDL ofrece la posibilidad de emplear la interfaz gráfica de usuario, pero en la mayoría de ocasiones resulta más conveniente recurrir a la programación de macros en lenguaje APDL. El uso de los comandos necesarios para generar, configurar y resolver adecuadamente los modelos, permite automatizar el proceso de modelado y análisis por elementos finitos.

ANSYS WORKBENCH

Una Plataforma de simulación también de la empresa Ansys® cuya interfaz nítida e intuitiva permite a los usuarios construir y gestionar sus modelos de simulación en entornos visuales.

El mallado de los modelos se ha desarrollado con este software dado que no se ha trabajado con geometría. Además, este programa incluye múltiples herramientas de procesamiento para importar geometrías y asignar materiales por lo que permitió la conexión con el programa ANSYS APDL, el cual está más restringido en cuanto a compatibilidad de archivos de dibujo.

Microsoft EXCEL

Este software de la empresa Microsoft® de hojas de cálculo proporciona una plataforma para realizar cálculos, análisis, visualizaciones de datos y organización de la información en forma de tablas.

En este proyecto, Excel se ha utilizado para la organización de los datos proporcionados por Ansys en las simulaciones de los modelos, para la recopilación de los esfuerzos utilizados incluidos en el libro de *Childata [4]* y sus conversiones de unidades pertinentes, y para los cálculos realizados respecto al análisis económico de las alternativas de fabricación.

Se ha utilizado la última versión disponible del programa, EXCEL 2023, y se poseen las licencias de utilización pertinentes.

Otros

Se ha utilizado el software de redacción Microsoft Word, también de la empresa Microsoft®.

Para la lectura y distribución del documento final se ha empleado el software de Adobe Acrobat Reader DC y su versión gratuita.

La presentación para la defensa del proyecto se ha realizado en el programa PowerPoint, de la empresa Microsoft® como Microsoft EXCEL y Microsoft WORD.

3.2 Hardware

Para el proyecto se han utilizado un ordenador portátil personal y una impresora 3D como hardware. Las condiciones del ordenador portátil son las siguientes:

Marca	MSI
Modelo	GF63 Thin 11UC
Año	Junio 2023
Sistema operativo	Windows 11
Memoria RAM instalada	16 GB
Memoria interna	12 Gb DDR4
tarjeta grafica	NVIDIA GForce RTX
Procesador	11th Gen Intel® Core™ i7-11800H (2.30GHz)

Las características de la impresora son las siguientes:

Tipo de extrusión	FDM (sistema Bowden)
Volumen de construcción	220 x 220 x 250 mm
Diámetro de filamento	1.75 mm
Diámetro boquilla	0.4 mm
Espesor de capa	0.1 – 0.35 mm
Precisión	+/- 0.1 mm
Tª máx. extrusor	255 °C
Tª máx. cama	110 °C
Velocidad máxima	180 mm/s
Materiales compatibles	PLA, ABS, PETG, Flexible 95ª, composites, etc

4. Condiciones de interpretación y uso de los resultados del estudio de la investigación

Los resultados obtenidos deberían validarse experimentalmente en un entorno controlado; el autor no se hace responsable de los resultados obtenidos del estudio de investigación realizado en el presente trabajo.

Al tratarse de un prediseño, sería óptimo desarrollar un nuevo diseño basado en el estudio realizado experimentalmente. A continuación, se presentan las hipótesis realizadas en la ejecución del presente proyecto:

1. Se ha ignorado las uniones entre los distintos cuerpos del modelo para facilitar su análisis.
2. No se ha incluido tampoco los agujeros en el cuerpo intermedio para atornillar la placa, así como la simplificación del interior de la prótesis para los análisis.
3. La tapa de las baterías no tiene solapas de agarre para su simplificación.
4. No se ha tenido en cuenta la viscoelasticidad de la resina epoxi, se ha supuesto que se comporta de manera completamente elástica.
5. No se han considerado los aditivos para el material epoxi reforzado con fibra de carbono.
6. No se ha realizado un estudio de la zona de degeneración porque los esfuerzos aplicados tenían una seguridad suficiente.
7. Las tolerancias de los cuerpos se han eliminado para simplificar la transmisión de las cargas en los análisis.