



UNIVERSIDAD TÉCNICA ESTATAL DE QUEVEDO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA
CARRERA DE INGENIERIA MECANICA

Trabajo de Integración
Curricular previa la obtención
del Grado Académico de
Ingeniero Mecánico

Proyecto de Investigación:

**“DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN PROTOTIPO DE UNA PRÓTESIS PARA
AMPUTACIONES DE TIPO TRANSHUMERAL QUE FACILITE LA NATACIÓN”**

Autor:

LUIS JOSUE BASURTO CHIRIBOGA

Director de Proyecto de Investigación:

ING. RODGER BENJAMÍN SALAZAR LOOR, M.Sc.

Quevedo – Los Ríos – Ecuador.

2023



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y CESIÓN DE DERECHOS

Yo, **LUIS JOSUE BASURTO CHIRIBOGA**, declaro que la investigación aquí descrita es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Universidad Técnica Estatal de Quevedo, puede hacer uso de los derechos correspondientes a este documento, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

LUIS JOSUE BASURTO CHIRIBOGA

C.I: 2350505703



CERTIFICACIÓN DE CULMINACIÓN DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

El suscrito, **Ing. Salazar Loor Rodger Benjamín**, Docente de la Universidad Técnica Estatal de Quevedo, certifica que el estudiante **Luis Josue Basurto Chiriboga**, realizó el Proyecto de Investigación de grado titulado “**Diseño y fabricación de un prototipo de una prótesis para amputaciones de tipo transhumeral que facilite la natación**”, previo a la obtención del título de **Ingeniero Mecánico a obtener**, bajo mi dirección, habiendo cumplido con las disposiciones reglamentarias establecidas para el efecto.

Ing. Rodger Benjamín Salazar Loor, M,Sc.

DIRECTOR DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN



CERTIFICADO DEL REPORTE DE LA HERRAMIENTA DE PREVENCIÓN DE COINCIDENCIA Y/O PLAGIO ACADÉMICO

El suscrito, **Ing. Salazar Loor Rodger Benjamín**, mediante el presente cumpla en presentar a usted, el informe de proyecto de Investigación titulado “**Diseño y fabricación de un prototipo de una prótesis para amputaciones de tipo transhumeral que facilite la natación**” Presentado por el estudiante **Luis Josue Basurto Chiriboga** egresado de la Carrera de **Ingeniería Mecánica**, que fue revisado bajo mi dirección según resolución del Consejo Directivo de la Facultad de Ciencias de la Ingeniería, que se ha desarrollado de acuerdo al Reglamento de la Unidad de Integración Curricular de la Universidad Técnica Estatal de Quevedo y cumple con el requerimiento de análisis de URKUND el cual avala los niveles de originalidad en un 99% y similitud 1%, del trabajo investigativo. Valido este documento para que el estudiante siga con los trámites pertinentes, de acuerdo como lo establece el Reglamento.

URKUND	
Documento	Formato proyecto corregido de titulación Josue Basurto semana 16 final.pdf (D173977716)
Presentado	2023-09-15 11:28 (-05:00)
Presentado por	luis.basurto2017@uteq.edu.ec
Recibido	eruano.uteq@analysis.orkund.com
Mensaje	Mostrar el mensaje completo
	1% de estas 51 páginas, se componen de texto presente en 3 fuentes.

Ing. Rodger Benjamín Salazar Loor, M.Sc.

DIRECTOR DEL PROYECTO DE INVESTIGACIÓN



UNIVERSIDAD TÉCNICA ESTATAL DE QUEVEDO
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA INGENIERÍA
CARRERA DE INGENIERIA MECÁNICA

PROYECTO DE INVESTIGACION

Título:

“Diseño y fabricación de un prototipo de una prótesis para amputaciones de tipo transhumeral que facilite la natación”

Presentado al Consejo Directivo de Facultad como requisito previo a la obtención del título de Ingeniero Mecánico.

Aprobado por:

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Ing. Yusimit Karina Zamora Hernández

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Ing. Gabriel Alejandro Arellano Ortiz

MIEMBRO DEL TRIBUNAL

Ing. Cristian Paúl Topa Chuquitarco

QUEVEDO – LOS RIOS – ECUADOR

2023

AGRADECIMIENTOS

Agradezco en primer lugar a Dios por brindarme diariamente la fuerza, la energía y la eficacia necesarias para avanzar en todos los proyectos y metas que me propongo alcanzar. También, a lo largo de mi trayectoria universitaria, le agradezco por permitirme completar esta etapa con éxito.

Además, extiendo mis más profundos agradecimientos a mis padres, Luis Basurto y Lourdes Chiriboga, quienes han sido los principales impulsores de mi carrera, brindándome el apoyo necesario para lograr mis objetivos.

Quiero expresar un agradecimiento especial y sincero a mi director de Tesis, el Ing. Cristian Alejandro Vallejo Sinchiguano, quien ha invertido tiempo y conocimientos en el desarrollo de este proyecto.

También, reconozco y agradezco a los docentes de la Universidad Técnica Estatal de Quevedo, quienes generosamente compartieron sus conocimientos y experiencias conmigo a lo largo de mi formación.

Luis Josue Basurto Chiriboga

DEDICATORIA

Dedico este proyecto de tesis a Dios, quien ha sido mi guía constante, brindándome la fuerza para avanzar. Agradezco a mis padres por su apoyo inquebrantable en mi educación y vida. Han depositado su confianza en mi inteligencia y capacidad en cada reto que he enfrentado.

También, este proyecto va dedicado principalmente a mis padres, quienes me han acompañado y respaldado en mi proceso educativo y en la vida en general. Sus consejos y enseñanzas me han fortalecido como persona y profesional. A mis adorables hermanos menores, su cariño y apoyo me han motivado a seguir adelante y ser un modelo para ellos. Mi agradecimiento se extiende a toda mi familia por su incondicional apoyo y consejos a lo largo de mi vida y carrera universitaria.

Luis Josue Basurto Chiriboga

RESUMEN EJECUTIVO Y PALABRAS CLAVES

El presente proyecto de investigación tiene como objetivo el diseño, simulación y construcción de un prototipo de prótesis diseñado para facilitar la natación en casos de amputaciones transhumerales. La primera fase se enfocó en el estudio de los diversos estilos de natación existentes para seleccionar aquellos a los que sería óptimo adaptar la prótesis. Luego, se procedió a obtener un modelo del brazo amputado del usuario mediante la técnica de ingeniería inversa. Posteriormente, se modeló computacionalmente el prototipo para llevar a cabo las simulaciones pertinentes.

Una vez concluidas las simulaciones, se procedió a la construcción del prototipo utilizando tecnología de manufactura aditiva. Este prototipo consta de una paleta que está firmemente unida al mango de sujeción, inicialmente se fabrican tres prototipos con adaptaciones específicas para llevar a cabo ensayos de tracción, siguiendo las pautas de la norma ISO 22523:2006:2006 (requisitos y métodos de ensayo para prótesis de miembros externos y ortesis externas), los ensayos de tracción buscan medir la resistencia y durabilidad de la prótesis.

Este proyecto se enfocó en la combinación de una investigación detallada sobre los estilos de natación, la aplicación de ingeniería inversa y simulaciones avanzadas para diseñar y construir una prótesis de natación específicamente dirigida a amputaciones transhumerales. La utilización de la manufactura aditiva garantiza la precisión en la fabricación del prototipo, que incluye una paleta sólidamente unida al mango de sujeción para optimizar su rendimiento en actividades acuáticas.

Palabras clave: Manufactura aditiva, Ingeniería inversa, Prótesis, Fotogrametría.

ABSTRACT AND KEYWORDS

The aim of this research project is the design, simulation and construction of a prototype prosthesis designed to facilitate swimming in cases of transhumeral amputations. The first phase focused on the study of the various existing swimming strokes in order to select those to which it would be optimal to adapt the prosthesis. Then, a model of the user's amputated arm was obtained using the reverse engineering technique. Subsequently, the prototype was computationally modelled in order to carry out the relevant simulations.

Once the simulations were completed, the prototype was built using additive manufacturing technology. This prototype consists of a paddle that is firmly attached to the grip handle, initially three prototypes are manufactured with specific adaptations to carry out tensile tests, following the guidelines of ISO 22523:2006:2006 (requirements and test methods for external limb prostheses and external orthoses), the tensile tests seek to measure the strength and durability of the prosthesis.

This project focused on combining detailed research on swimming strokes, the application of reverse engineering and advanced simulations to design and build a swimming prosthesis specifically targeted at transhumeral amputees. The use of additive manufacturing ensures precision in the fabrication of the prototype, which includes a paddle solidly attached to the grip handle to optimize its performance in aquatic activities.

Keywords: Additive manufacturing, Reverse engineering, Prosthetics, Photogrammetry.

TABLA DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS.....	vi
DEDICATORIA	vii
RESUMEN EJECUTIVO Y PALABRAS CLAVES	viii
ABSTRACT AND KEYWORDS	ix
TABLA DE CONTENIDO.....	x
ÍNDICE DE TABLAS	xv
ÍNDICE DE FIGURAS	xvi
ÍNDICE DE ECUACIONES	xix
ÍNDICE DE ANEXOS	xx
CÓDIGO DUBLÍN.....	xxi
GLOSARIO DE TÉRMINOS Y FÓRMULAS.....	xxii
Introducción.....	24
CAPÍTULO I: CONTEXTUALIZACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	25
1.1. Problema de Investigación.....	26
1.1.1. Planteamiento del problema	26
1.1.1.1. Diagnóstico.....	26
1.1.1.2. Pronóstico.....	26
1.1.2. Formulación del problema.....	26
1.1.3. Sistematización del problema.....	27
1.2. Objetivos.....	27
1.2.1. Objetivo General.....	27
1.2.2. Objetivos Específicos	27
1.3. Justificación	28
CAPÍTULO II: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA DE LA INVESTIGACIÓN	29
2.1. Marco conceptual.....	30
2.1.1. Historias de las prótesis	30
2.1.2. Amputaciones de miembro superior.....	31
2.1.3. Amputaciones transmurales.....	32
2.1.4. Prótesis.....	33
2.1.4.1. Prótesis invasivas	33
2.1.4.2. Prótesis no invasiva.....	33

2.1.5.	Prótesis de miembro superior	33
2.1.6.	Tipos de prótesis de miembro superior.....	35
2.1.6.1.	Prótesis pasivas.	35
2.1.6.2.	Prótesis promovidas por el cuerpo.	35
2.1.6.3.	Prótesis que se alimentan externamente.....	36
2.1.6.4.	Prótesis híbridas.	37
2.1.6.5.	Prótesis diseñadas para actividades específicas.	38
2.1.7.	Materiales usados en las prótesis.....	38
2.1.8.	Elastómeros	39
2.1.9.	Polímeros.....	39
2.1.10.	Fibra de carbono	39
2.1.11.	Titanio.....	39
2.1.12.	Anatomía de la mano.....	40
2.1.13.	Anatomía del antebrazo.....	40
2.1.14.	Anatomía del codo.....	40
2.1.15.	Estándares para validar prótesis	41
2.1.16.	Métodos de fabricación de prótesis	41
2.1.16.1.	Mecanizado.	41
2.1.16.2.	Conformado incremental de láminas (ISF)	42
2.1.16.3.	Fundición de inversión.....	42
2.1.16.4.	Método de fabricación aditiva.....	43
2.1.17.	Sistemas de manufactura aditiva	43
2.1.18.	Tipos de manufactura aditiva.....	44
2.1.18.1.	Manufactura aditiva por extrusión termoplástica.....	44
2.1.18.2.	Manufactura aditiva por sinterización láser (SLS).....	45
2.1.18.3.	Estereolitografía.	46
2.1.18.4.	Impresión PolyJet.....	46
2.1.19.	Ingeniería Inversa	47
2.1.20.	Escáner 3D.....	47
2.1.21.	Modelado CAD.....	48
2.1.22.	Método de la fotogrametría	48

2.1.23. Software agisoft Photoscan	49
2.1.24. Natación.....	50
2.1.25. Importancia del deporte para personas con alguna discapacidad	50
2.1.26. Método de los criterios ponderados.....	51
2.1.26.1. Método ordinal corregido de criterios ponderados.	51
2.1.27. Ensayos destructivos.....	52
2.1.28. Arrastre y sustentación	52
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN	53
3.1. Localización.....	54
3.2. Tipo de investigación	54
3.2.1. Investigación bibliográfica	54
3.2.2. Investigación experimental.....	54
3.3. Métodos de investigación	55
3.3.1. Método descriptivo	55
3.3.2. Método experimental.....	55
3.3.3. Método explicativo	55
3.4. Fuentes de recopilación de información	55
3.4.1. Fuente primarias	55
3.4.2. Fuentes secundarias	55
3.5. Diseño de la investigación	55
3.6. Instrumentos de investigación.....	56
3.7. Tratamiento de datos.....	56
3.8. Recursos humanos y materiales	56
3.8.1. Recursos humanos	56
3.8.2. Materiales utilizados.....	56
CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN	57
4.1. Resultado y Discusiones	58
4.1.1. Metodología para la obtención del modelo digital del brazo con la amputación	59
4.1.2. Pruebas con los diferentes software.....	59
4.1.2.1. Agisoft Viewer.....	59
4.1.2.2. Autodesk Red CAD.....	60
4.1.2.3. MagicScan- AI3D Scanner app (App móvil).	60

4.1.2.4.	Método de mediciones.	62
4.1.2.5.	Escáner 3D.	62
4.1.3.	Selección de software de fotogrametría.....	63
4.1.3.1.	Criterios para la elección del software a utilizar para la obtención del modelo digital de la extremidad con la amputación.	63
4.1.4.	Elección del software por medio del método de criterios ponderados	64
4.1.5.	Modelo digital del brazo con la amputación	66
4.1.6.	Requerimientos para la prótesis.....	69
4.1.6.1.	Características dictadas por el usuario.	70
4.1.7.	Descripción de los requerimientos	70
4.1.8.	Modelo CAD 3D	71
4.1.9.	Selección del modelo CAD de la prótesis por criterios ponderados	73
4.1.10.	Determinación de la velocidad de la paleta	75
4.1.11.	Coeficientes de arrastre por CFD	76
4.1.11.1.	Geometría.	77
4.1.11.2.	Materiales.	78
4.1.11.3.	Condiciones de borde.	78
4.1.11.4.	Discretización.....	79
4.1.11.5.	Resultados.	80
4.1.12.	Cálculo de las dimensiones de la prótesis	83
4.1.13.	Dimensionamiento de la prótesis de natación	87
4.1.13.1.	Dimensionamiento de la sujeción de la prótesis.	87
4.1.13.2.	Dimensionamiento de la paleta.	90
4.1.14.	Comprobación de resultados por medio de análisis CFD.....	93
4.1.15.	Selección de materiales	95
4.1.16.	Modelo de elementos finitos.....	96
4.1.16.1.	Geometría.	96
4.1.16.2.	Condiciones de borde.	97
4.1.16.3.	Discretización.....	98
4.1.17.	Resultados de los análisis de esfuerzos por elementos finitos.....	99

4.1.18.	Análisis de malla	101
4.1.19.	Análisis de resultados	102
4.1.20.	Evaluación de la resistencia del diseño	103
4.1.21.	Simulaciones de ensayos según la norma ISO 23523	103
4.1.22.	Fabricación del prototipo final de la prótesis de natación mediante manufactura aditiva	107
4.1.22.1.	Selección de los parámetros de impresión.	108
4.1.23.	Análisis de masa	111
4.1.24.	Ensayos de tracción según la norma ISO 22523:2006	112
4.1.24.1.	Requerimiento para los ensayos.	112
4.1.24.2.	Adaptaciones de la prótesis para ensayos de tracción.	112
4.1.25.	Máquina de ensayos de tracción.....	115
4.1.26.	Realización de los ensayos	116
4.1.27.	Resultados de los ensayos de tracción según la norma ISO 22523:2006....	117
4.1.27.1.	Ensayos probeta A.	117
4.1.27.2.	Ensayo probeta B.	118
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		121
6.1.	Conclusiones.....	122
6.2.	Recomendaciones	124
CAPÍTULO VI: BIBLIOGRAFÍA		125
Bibliografía.....		126
CAPÍTULO VII: ANEXOS		134

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Evaluación de cada criterio	64
Tabla 2.	Evaluación de soluciones respecto al costo.....	64
Tabla 3.	Evaluación de soluciones respecto a la precisión.....	64
Tabla 4.	Evaluación de soluciones respecto a que sea amigable con el usuario.	65
Tabla 5.	Evaluación de soluciones respecto a la productividad	65
Tabla 6.	Conclusión de las evaluaciones.....	65
Tabla 7.	Evaluación de cada criterio.	74
Tabla 8.	Evaluación de soluciones respecto al costo.....	74
Tabla 9.	Evaluación de soluciones respecto al peso.....	74
Tabla 10.	Evaluación de soluciones respecto a la Ergonomía.....	75
Tabla 11.	Evaluación de soluciones respecto al Estética.....	75
Tabla 12.	Conclusión de las evaluaciones	75
Tabla 13.	Comparación y validación de resultados de coeficientes de arrastres.	83
Tabla 14.	Características mecánicas del PLA.....	95
Tabla 15.	Resultados de análisis de elementos de malla	101
Tabla 16.	Comparación Von Misses de para diferentes espesores.	103
Tabla 17.	Parámetros para la impresión 3D.....	109
Tabla 18.	Datos técnicos de máquina de ensayos universal Tinius Olsen.....	115

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.	Prótesis de dedo	30
Figura 2.	Niveles de amputación de brazo	32
Figura 3.	Amputación Transhumeral	32
Figura 4.	Prótesis pasivas.....	35
Figura 5.	Prótesis accionada por el cuerpo	36
Figura 6.	Prótesis alimentadas externamente.....	37
Figura 7.	Prótesis híbrida	37
Figura 8.	Prótesis de natación	38
Figura 9.	Articulaciones del codo	41
Figura 10.	Prótesis craneal elaborada por el método conformado incremental.	42
Figura 11.	Proceso de manufactura aditiva.....	43
Figura 12.	Impresión 3D por FDM	44
Figura 13.	Modelo conceptual de zapato impreso mediante sinterización láser.	45
Figura 14.	Funcionamiento de la tecnología PolyJet	47
Figura 15.	Modelado de superficie	48
Figura 16.	Método de la fotogrametría aérea.....	49
Figura 17.	Interfaz del software agisoft	49
Figura 18.	Persona practicando natación	50
Figura 19.	Localización de la Universidad Técnica Estatal de Quevedo Campus La María	54
Figura 20.	Metodología planificada para llevar a cabo el proyecto.....	58
Figura 21.	Brazo obtenido utilizando el software Agisoft Viewer.....	60
Figura 22.	Brazo escaneado en el Software MagicScan	61
Figura 23.	Modelo capturado utilizando la aplicación móvil MagicScan.	61
Figura 24.	Escaneo 3D.....	62
Figura 25.	Smartphone Infinix Hot 20 S.....	66
Figura 26.	Fotos cargadas y organizadas dentro del software Agisoft Viewer.....	67
Figura 27.	Nube de puntos densa.....	67
Figura 28.	Modelo Escaneado del brazo amputado.	68
Figura 29.	Modelo 3D corregido.....	68
Figura 30.	Muñón escaneado.	69
Figura 31.	Alternativa A.....	71
Figura 32.	Alternativa B.....	72

Figura 33.	Alternativa C.....	73
Figura 34.	Medidas del brazo en cm.....	77
Figura 35.	Medidas del volumen de control en mm.....	77
Figura 36.	Velocidad del fluido.....	78
Figura 37.	Mallado de los elementos de la simulación.....	79
Figura 38.	Presiones de la mano y antebrazo humano mediante elementos finitos.....	80
Figura 39.	Medidas antropométricas.....	85
Figura 40.	Longitud de la paleta desde el hombro hasta el centro de masa.....	86
Figura 41.	Forma interna de la sujeción.....	87
Figura 42.	Área del socket.....	89
Figura 43.	Paleta dimensionada.....	91
Figura 44.	Prótesis dimensionada.....	92
Figura 45.	Presiones de la prótesis de natación.....	93
Figura 46.	Rollo de filamento PLA.....	96
Figura 47.	Esquema de la prótesis de natación en mm.....	96
Figura 48.	Cara de la prótesis donde se aplica la presión.....	97
Figura 49.	Restricción de la prótesis.....	98
Figura 50.	Mallado de la prótesis de natación.....	99
Figura 51.	Esfuerzos máximos en la paleta.....	100
Figura 52.	Vista con detalles de las zonas con valores de esfuerzos más grandes.....	100
Figura 53.	Deformaciones de la paleta en mm.....	101
Figura 54.	Evaluación de # de elementos de malla vs esfuerzos.....	102
Figura 55.	Configuraciones para el ensayo.....	104
Figura 56.	Carga de 2687 N aplicada a la prótesis.....	105
Figura 57.	Configuración de los ejes.....	106
Figura 58.	Tensión máxima para una carga de 2687 N.....	106
Figura 59.	Deformación máxima en Z.....	107
Figura 60.	Prótesis posicionada en el software Cura.....	108
Figura 61.	Tiempo de impresión sin elementos de soporte.....	109
Figura 62.	Tiempo de impresión con elementos de soporte.....	110
Figura 63.	Impresora 3D Artillery.....	110
Figura 64.	Prótesis finalizada.....	111
Figura 65.	Ejes en acero para ensayos de tracción.....	112
Figura 66.	Ejes armados para ensayos.....	113

Figura 67.	Adaptación inferior para ensayo de tracción.	114
Figura 68.	Adaptaciones ensambladas.	114
Figura 69.	Máquina de ensayos universal.....	115
Figura 70.	Prótesis adapta para ensayo.	116
Figura 71.	Probeta A antes de realizar los ensayos	117
Figura 72.	Zona de ruptura probeta A	118
Figura 73.	Probeta B antes de ensayar.	118
Figura 74.	Zona de ruptura probeta B.....	119
Figura 75.	Esfuerzos en la zona de ruptura en las simulaciones.	120

ÍNDICE DE ECUACIONES

(Ecuación 1) Fuerza de arrastre	52
(Ecuación 2) Velocidad lineal	76
(Ecuación 3) Fuerza de arrastre de la mano.....	80
(Ecuación 4) Fuerza de arrastre del antebrazo.....	81
(Ecuación 5) Coeficientes de arrastre de la mano	81
(Ecuación 6) Coeficiente de arrastre del antebrazo	82
(Ecuación 7) Fuerza de la prótesis.....	84
(Ecuación 8) Fuerza de la prótesis en relación a la fuerza de arrastre.....	84
(Ecuación 9) Fuerza de la prótesis en relación a la velocidad lineal.....	84
(Ecuación 10) Longitud de la prótesis	85
(Ecuación 11) Área de la prótesis	85
(Ecuación 12) Diametro interno mayor de la sujeción	87
(Ecuación 13) Área superficial del socket.....	88
(Ecuación 14) Área superficial de la paleta.....	90
(Ecuación 15) Área del rectángulo	90
(Ecuación 16) Fuerza de arrastre de la prótesis	93
(Ecuación 17) Coeficiente de arrastre de la prótesis.	94
(Ecuación 18) Esfuerzo admisible	103
(Ecuación 19) Esfuerzo de ruptura	119

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1.	Propiedades del agua saturada.....	135
Anexo 2.	Propiedades del PLA	136
Anexo 3.	Ficha técnica de impresora Artillery X2.....	137
Anexo 4.	Especificaciones técnicas del PLA.....	138
Anexo 5.	Resultado de ensayos de tracción	139
Anexo 6.	Planos de la prótesis	143

CÓDIGO DUBLÍN

Título:	"Diseño y fabricación de un prototipo de una prótesis para amputaciones de tipo transhumeral que facilite la natación"				
Autor:	Basurto Chiriboga Luis Josue				
Palabras clave:	Manufactura aditiva	Ingeniería inversa	Transhumeral	Análisis CFD	
Fecha de publicación:					
Editorial:	Quevedo- UTEQ "La María", 2023.				
Resumen:	<p>Resumen. - El presente proyecto de investigación tiene como objetivo el diseño, simulación y construcción de un prototipo de prótesis diseñado para facilitar la natación en casos de amputaciones transmurales. La primera fase se enfocó en el estudio de los diversos estilos de natación existentes para seleccionar aquellos a los que sería óptimo adaptar la prótesis. Luego, se procedió a obtener un modelo del brazo amputado del usuario mediante la técnica de ingeniería inversa. Posteriormente, se modeló computacionalmente el prototipo para llevar a cabo las simulaciones pertinentes. Una vez concluidas las simulaciones, se procedió a la construcción del prototipo utilizando tecnología de manufactura aditiva. Este prototipo consta de una paleta que está firmemente unida al mango de sujeción, inicialmente se fabrican tres prototipos con adaptaciones específicas para llevar a cabo ensayos de tracción, siguiendo las pautas de la norma ISO 22523:2006:2006 (requisitos y métodos de ensayo para prótesis de miembros externos y ortesis externas), los ensayos de tracción buscan medir la resistencia y durabilidad de la prótesis. Este proyecto se enfocó en la combinación de una investigación detallada sobre los estilos de natación, la aplicación de ingeniería inversa y simulaciones avanzadas para diseñar y construir una prótesis de natación específicamente dirigida a amputaciones transmurales. La utilización de la manufactura aditiva garantiza la precisión en la fabricación del prototipo, que incluye una paleta sólidamente unida al mango de sujeción para optimizar su rendimiento en actividades acuáticas.</p> <p>The aim of this research project is the design, simulation and construction of a prototype prosthesis designed to facilitate swimming in cases of transhumeral amputations. The first phase focused on the study of the various existing swimming strokes in order to select those to which it would be optimal to adapt the prosthesis. Then, a model of the user's amputated arm was obtained using the reverse engineering technique. Subsequently, the prototype was computationally modelled in order to carry out the relevant simulations. Once the simulations were completed, the prototype was built using additive manufacturing technology. This prototype consists of a paddle that is firmly attached to the grip handle, initially three prototypes are manufactured with specific adaptations to carry out tensile tests, following the guidelines of ISO 22523:2006:2006 (requirements and test methods for external limb prostheses and external orthoses), the tensile tests seek to measure the strength and durability of the prosthesis. This project focused on combining detailed research on swimming strokes, the application of reverse engineering and advanced simulations to design and build a swimming prosthesis specifically targeted at transhumeral amputees. The use of additive manufacturing ensures precision in the fabrication of the prototype, which includes a paddle solidly attached to the grip handle to optimize its performance in aquatic activities.</p>				
Descripción:	144 hojas: dimensiones 29 x 21 cm + CD-ROM 6162				
URI:					

GLOSARIO DE TÉRMINOS Y FÓRMULAS

Terminología	Descripción
V_l	Velocidad lineal
r	Radio
ω	Velocidad angular
FD_m	Fuerza de arrastre de la mano
P_b	Presión del brazo máxima
A_m	Área de la mano
FD_a	Fuerza de arrastre del antebrazo
P_b	Presión máxima del brazo
A_a	Área del antebrazo
CD_m	Coefficiente de arrastre de la mano
FD_a	Fuerza de arrastre del antebrazo
ρ	Densidad
CD_a	Coefficiente de arrastre del antebrazo
F_p	Fuerza del prototipo
F_a	Fuerza del antebrazo
F_a	Fuerza de la mano
L_a	Longitud del antebrazo desde el hombro hasta su centro de masa
L_m	Longitud de la mano desde el hombro hasta su centro de masa
L_p	Longitud de la prótesis desde el hombro hasta su centro de masa.
A_p	Área de la prótesis.
x'	Diámetro interno de la sujeción.
x	Diámetro mayor de la amputación.
t	Espesor del liner
A_s	Área superficial del socket
r_s	Radio menor del socket
L_s	Longitud del socket
A_{pl}	Área superficial de la paleta
A_r	Área del rectángulo
b_r	Base del rectángulo de la paleta

h_r	Altura del rectángulo de la paleta
FD_p	Fuerza de arrastre de la prótesis
P_p	Presión máxima de la prótesis
CD_p	Coefficiente de arrastre de la prótesis
S_y	Resistencia a la fluencia
n	Factor de seguridad

INTRODUCCIÓN

Según el Conadis (Consejo Nacional para la igualdad de Discapacidad) el 45.66 % de la población que presenta algún tipo de discapacidad en el Ecuador tienen limitaciones para poder moverse o caminar, logrando ser esta la principal forma de discapacidad a nivel nacional. Dentro de esta problemática se encuentran problemas de movilidad por amputaciones de miembros inferiores y amputaciones de miembros superiores. Estadísticas demuestran que la proporción de amputados está entre el 0.5% y el 1.25% de la población total del continente.

Hoy en día ejercitarse ayuda a prevenir enfermedades en un futuro, estudios demuestran que es importante realizar una actividad física debido a que esta ayuda a prevenir enfermedades cardiovasculares, cardíacas, accidentes cerebrovasculares, así mismo fortalece los huesos y músculos haciéndolos más resistentes, la natación es uno de los ejercicios el cual requiere un bajo gasto energético. Mientras que otros deportes a menudo requieren usos de tecnologías de asistencia avanzada, las personas con ausencia de extremidades pueden nadar sin necesidad de prótesis, aunque esto no es recomendable, ya que nadar sin prótesis puede crear desequilibrios, que a su vez pueden provocar lesiones.

El ejercicio en ocasiones resulta ser complicado para personas que por uno o varios motivos han perdido alguna extremidad ya sea inferior o superior, lo cual les impide realizar una actividad física. El uso de una prótesis, dependiendo de su versatilidad, permite restaurar muchas de las funciones normales del miembro perdido. Sin embargo, se presentan complicaciones y limitaciones, como el uso del equipo en ambientes húmedos o directamente en el agua. Esto se debe a que los materiales suelen ser pesados y sensibles a las propiedades del agua.

Para evitar estos problemas, se diseñan prótesis acuáticas que permiten a las personas pasar más tiempo en zonas húmedas o directamente debajo del agua sin representar una amenaza o daño en los componentes de la prótesis. Estas prótesis acuáticas también salvaguardan la seguridad de la persona que las usa, ya que las prótesis tradicionales podrían resbalar fácilmente y representar un alto riesgo para el usuario. Con las prótesis acuáticas, las personas que han perdido una extremidad pueden disfrutar de actividades acuáticas con mayor confianza y libertad, mejorando su calidad de vida y promoviendo su participación en actividades físicas recreativas.

CAPÍTULO I: CONTEXTUALIZACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. Problema de Investigación

1.1.1. Planteamiento del problema

Actualmente los problemas de apuntaciones causados por accidentes laborales, enfermedades y otras situaciones, hacen que las personas más afectadas por estos hechos sean las de escasos recursos económicos, ya que estas son las que tienden a realizar trabajos de mayor riesgo. En caso de un accidente estas personas no tienen presupuesto para adquirir una prótesis y mucho menos cuando se trata de un equipo para realizar algún deporte.

La natación es un deporte que las personas con amputaciones tienden a practicarlo con mayor frecuencia, debido a que es una actividad física en la que el usuario que la realiza no es propenso a golpearse en comparación con otras actividades, debido a esto se va a diseñar una prótesis que solucione este problema y sea accesible para personas aficionadas a la natación y que no puedan acceder a un equipo con múltiples características como las que se plantean realizar en este proyecto.

1.1.1.1. Diagnóstico.

No existe una prótesis a nivel deportivo que permita que personas de bajos recursos puedan adquirirla, para realizar la actividad de natación y la cual permita realizar diferentes tipos de estilos de natación con un diseño único y resistente.

1.1.1.2. Pronóstico.

El diseño y fabricación de un prototipo de una prótesis para amputaciones de tipo transhumeral que facilite la natación tiene grandes perspectivas para un futuro. A medida que la tecnología avanza se va haciendo más factible fabricar objetos con manufactura aditiva, se espera un enfoque mayor en este campo. Algunos pronósticos y tendencias incluyen: Simulación avanzada, Ingeniería de detalle.

1.1.2. Formulación del problema

¿Cuáles son las características adicionales que se requiere para obtener un prototipo que tenga una baja resistencia hidrodinámica y una adecuada relación de resistencia-peso?

1.1.3. Sistematización del problema

¿Por qué se escogió una prótesis transhumeral?

¿Cómo se podría mejorar la natación con una prótesis?

¿Se podría construir una prótesis con buenas características a un menor costo que las que se encuentran en el mercado?

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

- Fabricar un prototipo de una prótesis para amputaciones de tipo transhumeral que facilite la natación.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Estudiar los modelos de prótesis existentes para amputaciones de tipo transhumeral.
- Establecer una metodología para obtener el modelo tridimensional que se adapte al miembro amputado utilizando el diseño asistido por computador (CAD).
- Simular las condiciones de ensayo de resistencia, sobre el prototipo digital, usando el método de los elementos finitos.
- Emplear técnicas de prototipado rápido para la obtención de la prótesis de tipo transhumeral.
- Realizar ensayos de resistencia mecánica del prototipo de la prótesis, bajo la norma ISO 22523:2006:2006, para comparar los resultados obtenidos con las simulaciones.

1.3. Justificación

En Ecuador diariamente existen accidentes ya sean laborales o de tránsito, los cuales implican a veces daños en las extremidades superiores e inferiores de los implicados en los siniestros, a esto se le suma las amputaciones ocasionadas por enfermedades como la diabetes, oclusión arterial, cáncer entre otras, el cual deja un saldo considerable de personas que pierden sus extremidades, siendo la amputación de los miembros inferiores uno de los procedimientos que con más frecuencia realizada en Ecuador, seguido de las amputaciones de miembro superior.

Según la Organización de Estados Americanos (OEA), Ecuador se encuentra en tercer puesto con el 12.8% de índice de discapacidad en América latina sólo después de Perú que tiene el 18,5% y EE. UU. con un 15% de su población total. A pesar de los avances tecnológicos se estima que entre el 50% y 60% de personas con amputaciones no usan ningún tipo de prótesis y esto se debe a que los dispositivos actuales alcanzan su destreza aumentando el peso, el tamaño y la complejidad. Todo esto nos lleva a que la persona a usarlo tenga la sensación de extrañeza y de no pertenencia, efecto que se puede eliminar realizando un correcto diseño de la prótesis, aún más cuando se trata de un aparato para natación.

La mayor parte de las personas que reciben una amputación de sus miembros suelen ser de escasos recursos económicos, lo cual les dificulta adquirir una prótesis, aún más si esta misma es para realizar un deporte. Las existentes en el mercado y son económicas no brindan los requisitos y funcionalidades que necesita el usuario. La natación sin duda alguna suele ser el deporte que más escogen este tipo de personas, gracias a que practicarla con una prótesis fortalece los músculos, así como también los huesos y a su vez, es uno de los ejercicios que menos riesgo presenta al momento de interactuar con otros elementos externos, con los cuales pueda impactar, debido a que al flotar en el agua se minimiza el riesgo existente en otras actividades físicas, el presente trabajo se aplicará para persona adultas que tengan la posibilidad de poder realizar natación con la prótesis aplicada.

CAPÍTULO II: FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA DE LA INVESTIGACIÓN

2.1. Marco conceptual

2.1.1. *Historias de las prótesis*

Hace muchos años atrás desde que se conoce la existencia del hombre, este ha venido inventando nuevas máquinas, esto con el fin de que estas máquinas realicen los distintos trabajos, de mayor complejidad. Cada día se han ido ejerciendo nuevos descubrimientos que ayudan a automatizar los procesos, así como también solucionar problemas de suma importancia. Entre los que se ofrece a las personas que por algún motivo han perdido alguno de sus miembros ya sea superior o inferior, brindarles una oportunidad de tener un reemplazo artificial que cumpla la función de una pierna, brazo u otro miembro, pero esto no es nuevo ya que se tiene indicios que desde hace más de 2 mil años ya las antiguas culturas realizaban estas operaciones, de dotar a una persona que ha perdido su miembro, mediante la aplicación de un artefacto muy diferente a la parte natural del cuerpo.

La historia nos dice que la primera prótesis creada y aplicada a un humano fue en los años 2000 A.C, la cual se localizó en una de las tumbas de los antiguos egipcios, en esta se encontraba sujeta a la parte del antebrazo mediante un tipo de cartucho que se acoplaban al mismo, de la misma forma en el antiguo Egipto se encontró entre los años 950 al 710 a.C un dedo de pie que era usado de prótesis para alguna mujer de los altos mandos egipcios. [1]

Figura 1.
Prótesis de dedo



Nota. 1 La figura exhibe una prótesis de dedo utilizada en el antiguo Egipto. Tomado de [2]

Con el pasar del tiempo se pudo ir mejorando las prótesis para los años 1400 se logró fabricar una mano a la que se le denominó Alt-Ruppin, esta tenía un mecanismo de tridente que permitía dar un movimiento de flexión a los dedos, mientras que el dedo pulgar estaba fijo, la muñeca poseía movimientos.

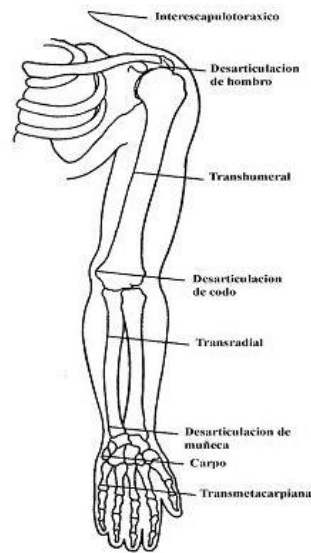
Ya en el siglo XIX se comienza a dar uso del cuero, maderas y polímeros para la construcción de prótesis, para los años 90 se obtienen a prototipos con sistema de propulsión, y de esta forma se crean las prótesis eléctricas y de movimientos neumáticos, actualmente con los avances de la tecnología y nuevos descubrimientos se ha llegado a tener prótesis conectadas a los nervios del cuerpo dando movimientos más naturales y directos por el operario. [3]

2.1.2. Amputaciones de miembro superior

Un procedimiento que está yendo en crecimiento en los últimos años, debido a muchas enfermedades que aparecen día a día u otras que están presentes y generan grandes riesgos, entre ellas tenemos la epidemia de la diabetes, esta ejerce una gran presión para que cada día se incremente el número de personas con algún tipo de amputación. Las amputaciones de miembro superior se realizan por problema de infección, problema de cáncer, traumatismos, muchas más enfermedades y accidentes laborales o de tránsito.

La técnica consiste en eliminar parte del brazo o mano para evitar la propagación de una enfermedad al resto del cuerpo, Además, el lugar donde se realiza el corte a lo largo del brazo conocido como nivel de amputación y mostrado en la figura 2, tiene consecuencias de gran impacto sobre el paciente, existen algunos niveles en los que se puede realizar una amputación, algunos de descritos brevemente son, amputación de mano, amputación a nivel del codo y amputaciones transhumerales. [4]

Figura 2.
Niveles de amputación de brazo

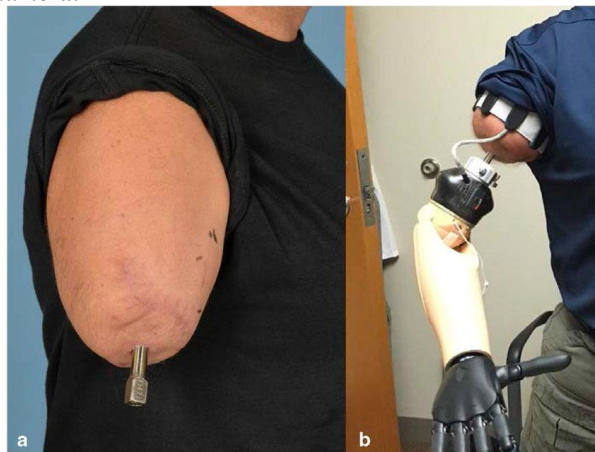


Nota. 2 Esta figura representa los niveles de amputaciones que se pueden dar en un brazo humano. Tomado de [5]

2.1.3. Amputaciones transhumerales

En las amputaciones del tipo transhumeral el corte en la parte del húmero (parte superior del brazo ver figura 3, que es la porción superior del brazo, en donde se extrae el antebrazo con la mano y parte del brazo.

Figura 3.
Amputación Transhumeral



Nota. 3 En esta figura se representa la amputación del tipo transhumeral. Tomado de [6]

2.1.4. Prótesis

Una prótesis es un objeto de origen humano que ayuda a el reemplazo o sustitución de alguna parte del cuerpo que se ha perdido por distintos motivos, Las prótesis pueden ser funcionales y no funcionales. Las funcionales son aquellas que permiten realizar una o más acciones, de las que realizaba el miembro amputado a la par con un aspecto estético. Mientras que las no funcionales solo brindan un aspecto estético, por ejemplo, prótesis mamarias u oculares. Algunas de las funciones de una prótesis son:

- Las endoprótesis son aquellas que requieren de un procedimiento quirúrgico para la respectiva colocación.
- Las exoprótesis son todas aquellas que no requieren de una operación para su colocación, ya que se pueden retirar, adicional a esto se las considera aparatos ortopédicos, este tipo de prótesis se las puede clasificar a su vez en prótesis, motoras y sensoriales. [7]

2.1.4.1. Prótesis invasivas

Una prótesis invasiva es un dispositivo médico que se implanta en el cuerpo con el fin de reemplazar o mejorar una función corporal perdida. Estos dispositivos pueden ser colocados mediante una cirugía o mediante la inserción a través de una incisión en la piel. Ejemplos de prótesis invasivas incluyen marcapasos, implantes auditivos, prótesis de cadera, rodilla y hombro. [8]

2.1.4.2. Prótesis no invasiva

Una prótesis no invasiva es un dispositivo externo que se utiliza para reemplazar una función corporal perdida o para mejorar la función. A diferencia de las prótesis invasivas, estas no se implantan en el cuerpo, sino que se usan externamente. Ejemplos de prótesis no invasivas incluyen prótesis de brazo, pierna, mano, cadera y rodilla. [8]

2.1.5. Prótesis de miembro superior

Este tipo de prótesis se encargan de restablecer la funcionalidad que por motivos de una amputación o algún otro problema como una malformación congénita, se pierde parcialmente o completamente el brazo, mano o alguna parte superior del cuerpo. Realizar una prótesis que disponga de varias funcionalidades es un proceso complejo para lo cual se

requiere de un estudio profundo y diseñado a la medida para cada persona que se va a aplicar. [9]

Una extremidad de miembro superior es de cierta forma más difícil de reemplazar, que una extremidad de miembro inferior, esto se debe a que la extremidad inferior tiene menos funcionalidades que las extremidades superiores, ya que algunas de las funciones básicas de los miembros inferiores es la de, caminar, brincar, correr, subir escaleras entre otras actividades más, en relación con una extremidad superior que tiene más grados de libertad, esta realiza funciones que en algunos casos se requiere de gran precisión, como por ejemplo, cuando un médico debe realizar un operación que depende fundamentalmente del movimiento de sus manos. Algunas de las actividades que se realizan con esta extremidad son más complejas y se combinan con otras actividades, como ejemplos se tienen, la autoexpresión, la interacción con los demás y el entorno.

La extremidad de miembro superior brinda altos grados de libertad, alrededor de 9 grados de libertad, [10] el cual garantiza obtener una gran movilidad para los brazos, manos y dedos. Este tipo de amputaciones es de gran complejidad por el abarcamiento de partes motoras y sensoriales del cerebro, como son el tacto y soporte de algunos objetos, indicando lo anteriormente señalado no es de extrañar que las personas que usan prótesis de miembro superiores están mucho menos satisfechas que las que usan prótesis de miembros inferiores. [11]

El uso de estas prótesis suele ser de menos recurrencia que las prótesis de miembro inferior, las causas principales suelen ser accidentes, infecciones o quemaduras, tumores, o alguna condición complicada al nacer, este tipo de amputaciones requiere de la extirpación de alguna de las extremidades superiores del individuo, pueden ser eliminación del antebrazo, mano o algún dedo en común.

Se considera una amputación de extremidad general a las realizadas muy por arriba de la parte de la muñeca, mientras que una desarticulación es un tipo de amputación que se realiza en alguna zona donde exista alguna articulación, donde existe la unión de dos huesos y no hay un corte de huesos solo corte en la unión de ambos. [12]

2.1.6. Tipos de prótesis de miembro superior

2.1.6.1. Prótesis pasivas.

Este tipo de prótesis, realizan actividades básicas, las cuales pueden ser dar equilibrio, estabilizar objetos (lograr retener una olla al cocinar) y ejecutar actividades de recreación o pasatiempos, tienen una apariencia natural y logran llegar a ser muy económicos y livianos, pero aun así no ofrecen un movimiento eficaz de las articulaciones y manos.

Figura 4.
Prótesis pasivas



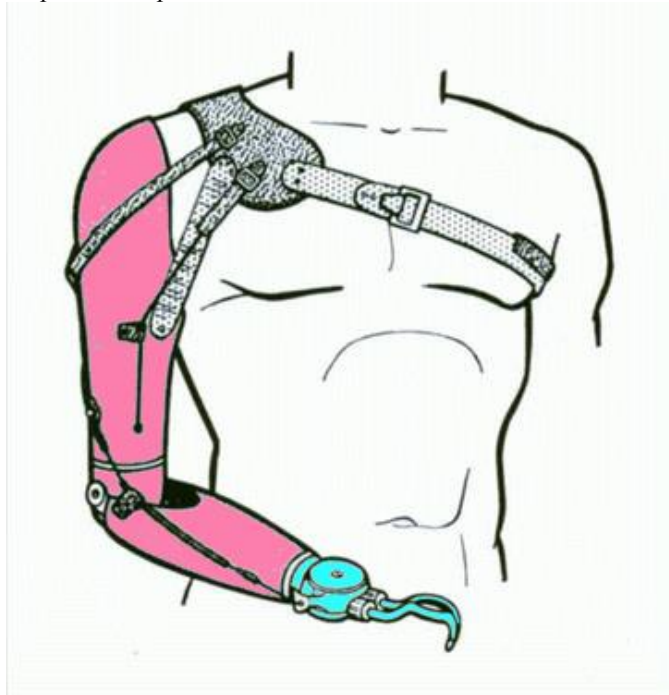
Nota. 4 En la figura se puede apreciar una prótesis pasiva de mano, la cual cumple la función de sostener objetos. Tomado de [13]

2.1.6.2. Prótesis promovidas por el cuerpo.

Son las más comunes de encontrar en el mercado y las más usadas debido a que suelen ser de menos costo, necesitan de menos mantenimiento, son más resistentes y duraderas, El nombre hace referencia a que son accionadas por movimientos del operario mismo que en algunos casos suele ser por el otro brazo que si se encuentra disponible, en general el funcionamiento es con un arnés y una correa localizadas por encima del tercio inferior.

Uno de los mayores beneficios que ofrecen este tipo de prótesis, es que son de materiales muy ligeros y de larga duración, mientras que algunas de las desventajas que tienen este tipo de dispositivo, es la fuerza que el usuario necesita tener para realizar los movimientos que requiere.

Figura 5.
Prótesis accionada por el cuerpo



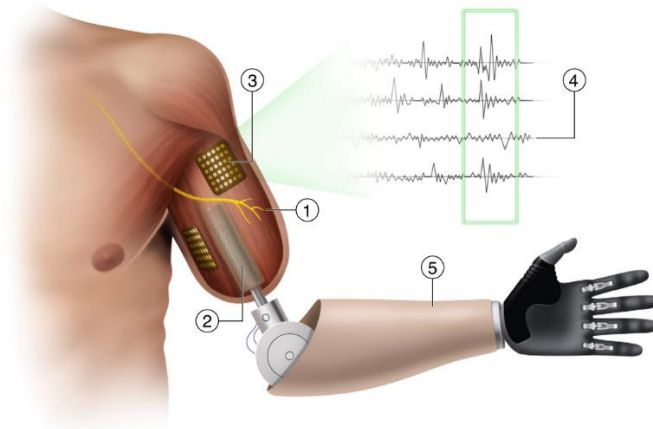
Nota. 5 En la figura se puede apreciar una prótesis que se acciona con la ayuda de otras partes del cuerpo.

Tomado de [14]

2.1.6.3. *Prótesis que se alimentan externamente.*

Este tipo de prótesis proveen movimientos completos de las articulaciones y la mano, sin tener necesidad de mover el hombro o alguna parte del cuerpo, los movimientos realizados por este tipo de prótesis son accionados por pequeños sensores u otras entradas que utilizan los movimientos de los músculos para realizar los controles generales de los accionadores eléctricos y brindan una fuerza de agarre mayor en comparación a las prótesis que se accionan por movimientos del cuerpo. [15]

Figura 6.
Prótesis alimentadas externamente.



Nota. 6 En la figura se puede apreciar una prótesis que realiza movimiento, con la ayuda de mecanismos externos. Tomado de [16]

2.1.6.4. Prótesis híbridas.

Este tipo de prótesis son utilizadas en la mayoría de casos donde exista una amputación de miembro superior a un nivel elevado, más específicamente a personas con deficiencias por arriba del codo en todo el húmero radial, como su nombre mismo lo indica este tipo de prótesis se pueden combinar con funcionamiento de potencia mioeléctrica y el uso de dispositivos externos que se accionan con el cuerpo. [15]

Figura 7.
Prótesis híbrida



Nota. 7 En esta figura se aprecia una prótesis que se acciona con un dispositivo electrónico y se combina con el accionamiento de otras partes del cuerpo. Tomado de [17]

2.1.6.5. *Prótesis diseñadas para actividades específicas.*

En general este tipo de prótesis son diseñadas especialmente para alguna actividad que no se pueda realizar tranquilamente con prótesis convencionales. A menudo este tipo de dispositivos incluyen algún diseño en especial para el operario un ejemplo básico sería una prótesis de natación o para agarrar una pelota de béisbol, y así facilitar la práctica de algún deporte en especial a las personas con amputaciones. [15]

Figura 8.
Prótesis de natación



Nota. 8 En esta figura se aprecia una prótesis para amputados transfemorales la que les facilita la natación.

Tomado de [18]

2.1.7. *Materiales usados en las prótesis*

Con el paso del tiempo los materiales usados en aplicaciones de ortesis, han ido mejorando con el pasar del tiempo, pero en especial se siguen observando que los más usados siguen siendo los mismos que hace muchos años, entre estos podemos encontrar materiales como: los metales, la madera, pieles entre otros, básicamente hoy en día con ayuda de la ingeniería, se mejoran aspectos tales como reducir peso en los materiales por medio de aleaciones entre metales, y brindándole un aspecto más realista, a la prótesis, el cual permita reducir material y aumentar la efectividad y dureza. [19]

2.1.8. Elastómeros

Este tipo de material es de gran uso en las prótesis, gracias a la alta dureza que estas ofrecen, a su versatilidad y comodidad al momento de usarlos en los revestimientos protésicos, en tanto que al momento de usarlos en las partes de la prótesis que tienen contacto directo con la piel de la persona estos tienden a ser cómodos y agradables al tacto, así como soportar todas las fuerzas que el individuo aplica a la prótesis, el uso de los elastómeros con silicona en prótesis es elevado a la comodidad que estos ofrecen a los individuos que usan las prótesis. [20]

2.1.9. Polímeros

La aplicación de los polímeros en las prótesis es muy amplia, las ventajas que estas ofrecen van desde dar realismo a las prótesis obteniendo un aspecto nativo a la de la piel humana, hasta ser muy funcionales, este material ha sido objeto de grandes estudios, con el desarrollo y descubrimiento de nuevas prótesis se ha obtenido cambios radicales en el diseño, el uso de este material ha llevado a cambios significativos y ha obteniendo un impacto positivo en la vida de muchas personas que usan prótesis. [21]

2.1.10. Fibra de carbono

El uso de fibra de carbono en las prótesis para uso deportivo, se ha incrementado en los últimos años, esto debido a que las propiedades del compuesto, que van desde la ligereza, una alta resistencia y la flexibilidad, son algunas pocas de las muchas que ofrece para ser usado en aplicaciones de prótesis deportivas, estas propiedades permiten que la prótesis almacene energía en fase de compresión y la libere cuando la persona da un paso, este sistema hace que las prótesis elaboradas de este material sean de alto rendimiento. [22]

2.1.11. Titanio

Este metal gracias a su relación peso/ resistencia, y a las excelentes propiedades que tiene para soportar la corrosión, lo hacen eficaz para uso en la medicina y de especial aplicación en prótesis, si se logra estudiar bien las propiedades de este material, la ingeniería puede obtener grandes beneficios. El uso en el cuerpo humano se ha ido extendiendo a lo largo de los años, es muy posible que las aplicaciones en el futuro de este material sean en áreas de aspas de turbinas de vapor y entre más aplicaciones marinas. [23]

2.1.12. Anatomía de la mano

Uno de los elementos más emocionantes al momento de estudiar la anatomía humana, es la mano humana que, gracias a sus movimientos, ha sido una parte fundamental en la evolución y desarrollo que hasta ahora han conseguido los humanos, especialmente por el dedo pulgar. Este órgano que consta de 27 huesos, no solamente depende su funcionamiento de los componentes intrínsecos, a su vez esta posee algunas estructuras de considerables números, que nacen en los lugares más próximos, algunos de estos son, vasos sanguíneos, nervios y músculos con sus respectivos tendones.

Estos componentes trabajan de forma simultánea para brindarle vida al enorme nivel de movimientos como lo son la capacidad que tiene la mano para sujetar las cosas y las otras funciones que esta ofrece a los seres humanos. La mano se encuentra adherida al antebrazo, y está repartida en tres partes anatómicas que son: Las falanges, el carpo y el metacarpo.

La parte de la palma de la mano en donde la piel es más gruesa y no se encuentra bellos, está pegada a las estructuras subyacentes, que es muy bueno para poder adquirir el agarre que esta misma posee, en esta zona se logran apreciar los pliegues palmares, y dos prominencias que están localizadas en la parte proximal. Las eminencias hipotenares se las localiza en la base del dedo meñique.

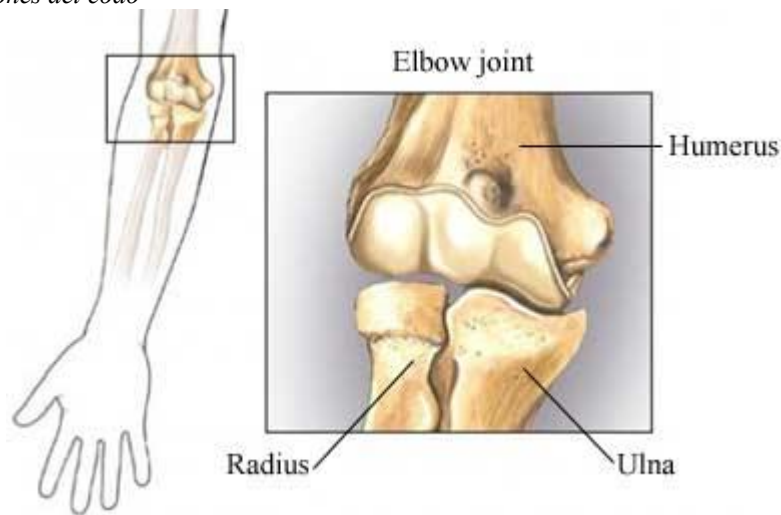
2.1.13. Anatomía del antebrazo

Este se encuentra formado por dos huesos muy largos, ubicados de forma paralela entre sí, estos son: el cúbito y el radio. El radio es un hueso que forma parte de la muñeca, este es un hueso par, no simétrico, muy largo. La intersección radio cubital proximal está conformada entre el anillo osteofibroso y la cabeza del radio. [24]

2.1.14. Anatomía del codo

El codo se encuentra conformado por 3 articulaciones como se indica en la figura 9 que cumplen una función distinta cada una, la diartrosis que permite que el brazo se mueva de manera axial o con pivoteación así mismo la flexo-extensión, la articulación cúbito – humeral la que se parece a una bisagra que permite realizar el movimiento de flexo extensión y por último la radio cubital, esta articulación que es del tipo trocoide, la cual es la encargada de dar la prono – supinación del brazo humano. [25]

Figura 9.
Articulaciones del codo



Nota. 9 En la figura se puede apreciar las articulaciones que posee el codo. Tomado de [26]

El humano se lleva los alimentos a la boca, logran nadar y realizar más cosas gracias a la flexión del codo, el codo observándose desde un punto de vista anatómico, se debe de considerar como una sola articulación. [26]

2.1.15. Estándares para validar prótesis

A nivel de todo el mundo, para realizar ensayos a prótesis de miembro superior se aplica la norma BS ISO 22523:2006:2006, que trata sobre las prótesis de miembro externos y ortesis externas, esta norma lo que indica y normaliza, todos los métodos a usar para realizar correctamente las pruebas de resistencia, los tipos de materiales que se utilizan, los riesgos que trae el uso de una prótesis y por último estipula la información para ensamble y suministro de los componentes de la misma. [27]

2.1.16. Métodos de fabricación de prótesis

2.1.16.1. Mecanizado.

En este método se remueve material mediante herramientas de cortes, comparándolo con otros métodos de fabricación para prótesis, éste se consideraba uno de los más rentables y de fácil uso y era el más usado en la elaboración de componentes ortopédicos. Mediante la aplicación del mecanizado se puede llegar a mejorar los acabados superficiales de las prótesis, la calidad del producto terminado se ve afectada por la combinación de diferentes técnicas de mecanizado, con el descubrimiento de nuevas tecnologías, se reemplazó este

método tradicional, logrando a ser más automatizado con la ayuda del mecanizado de control numérico por computadora (CNC). [28]

2.1.16.2. Conformado incremental de láminas (ISF)

Este método es usado en la fabricación de prótesis, algunas de las partes que se pueden fabricar con este método son: partes de piernas, brazos o manos protéticas, así como manos o dedos, básicamente consiste en la deformación de una chapa haciendo uso de un instrumento de forma esférica. Anterior a esto se hace una programación en un software CAM, la chapa es deformada plásticamente en un área determinada donde la herramienta con cabeza semiesférica. Para lograr la figura deseada sobre el material la herramienta sigue una trayectoria determinada sobre la chapa, esta operación crítica que requiere de mucha exactitud para no dañar el producto final. [29]

Figura 10.

Prótesis craneal elaborada por el método conformado incremental.



Nota. 10 En esta figura se puede apreciar la prótesis de un cráneo elaborada por el método Incremental de láminas. Tomado de [30]

2.1.16.3. Fundición de inversión.

En este método se usan moldes estampados para realizar la fundición del material a usar, el proceso comienza vertiendo en los moldes el metal que se encuentra fundido, posteriormente se deja enfriar para así formar un metal sólido con la forma requerida. Este resultaba ser un método que se usaba de alternativa para la elaboración de equipos ortopédicos metálicos, pero resultaba muy costoso y se invertía mucho tiempo. [28]

2.1.16.4. *Método de fabricación aditiva.*

Comienza mediante el escaneo de la pieza o mediante la construcción de un modelo 3D conceptual , luego se pasa a la fabricación en donde se va agregando un número indeterminado de capas hasta formar la pieza, este método es uno de los más realizables y factibles para la elaboración de equipos ortopédicos, una de sus ventajas es la capacidad de poder usar una variedad de materiales que se encuentran disponibles en el mercado, pudiendo ser configurados con las características requeridas como la rugosidad requerida o la porosidad. [28]

2.1.17. *Sistemas de manufactura aditiva*

Método usado en la producción de objetos a través de materiales en estado sólido, líquido, el procedimiento consiste en modelar un objeto mediante un software de modelado 3D y posteriormente dimensionarlo brindándole la escala deseada, mediante la suposición de capas tras capa se va obteniendo un objeto en resina tridimensional.

Figura 11.
Proceso de manufactura aditiva



Nota. 11 En la figura podemos apreciar el proceso que se lleva a cabo para la fabricación de un objeto mediante FMD. Tomado de [31]

La manufactura aditiva ha ido en incremento en los últimos años, y se espera que para los próximos años se tenga un incremento constante de este método en la fabricación de piezas y objetos tridimensionales, el incremento se debe en gran proporción al descubrimiento de muchos beneficios que ofrece el método en diferentes sectores, como son la industria automotriz, aeroespacial y la electrónica, adicional a esto se tienen reducción de gastos y tiempo para la fabricación de piezas. [32]

Para el proceso de manufactura aditiva , se usan muchos métodos para llevar a cabo la fabricación de un objeto cualquiera, partiendo desde un modelo 3d en un programa CAD (

Diseño Asistido por computadora), para una impresora 3d no existen limitaciones a la hora de imprimir un modelo 3d, explicado de otra forma para una impresora 3d crear una pieza compleja no es ningún problema, realiza el mismo esfuerzo al crear un cuadrado hasta un objeto que para la capacidad humana es considerado muy complejo. [33]

Los pasos a seguir para una impresión 3d son:

- Creación de un modelo 3D
- Exportar a formato STL.
- Preparar el archivo.
- Laminar el archivo STL, y exportarlo a la impresora. [34]

2.1.18. Tipos de manufactura aditiva

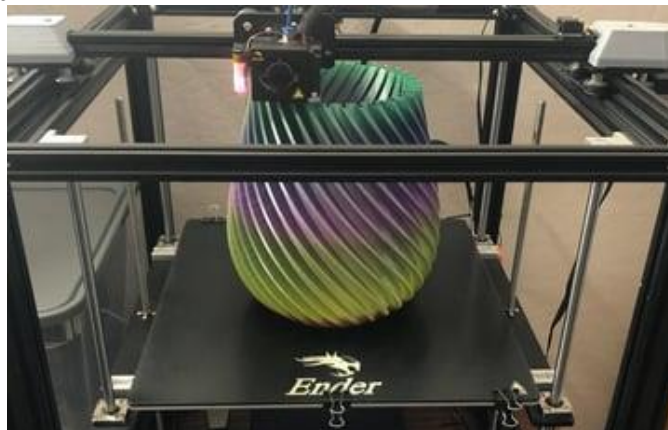
2.1.18.1. Manufactura aditiva por extrusión termoplástica.

Sus siglas FDM (Modelado por deposición fundida), es un método donde se extruyen materiales mediante una boquilla y son unidos con la finalidad de crear un objeto tridimensional, La distinción de esta técnica a otras es el material usado, los termoplásticos se tienen como materia prima, se los tiene en el mercado en forma de gránulos y filamento.

El proceso es de simple entendimiento, la impresora 3D FDM absorbe el filamento y por una boquilla con una temperatura elevada lo fuerza a fundirse y lo va ubicando en la plataforma de construcción mediante capa sobre capa. Las capas al estar calientes se logran unir entre ellas para crear el objeto tridimensional. [35]

Figura 12.

Impresión 3D por FDM



Nota. 12 En la figura se puede apreciar un objeto fabricado por el método de FMD. Tomado de [35]

2.1.18.2. *Manufactura aditiva por sinterización láser (SLS)*

Conocida también como sinterización láser, es un proceso de manufactura aditiva que es menos precisa que la técnica SLA, mediante un láser sumamente potente se unen partículas de polvo. Primeramente, una bandeja en la que se encuentra contenida el polvo es calentada en el interior del equipo a una temperatura muy inferior a la de fusión, a continuación, un rodillo dispersa uniformemente una capa muy delgada de polvo sobre la plataforma donde se va a asentar el objeto. El láser pasa por arriba fundiendo las partículas de polvo sigue la trayectoria que está especificada por el ordenador, las partículas se funden hasta obtener la fusión del polvo y crea la primera capa del modelo 3D, este proceso se repite hasta completar el objeto completo.

Los materiales para el uso de este método no se encuentran en fase líquida, si no que más bien en estado sólido en forma de polvo, se usan polvos de plásticos, vidrios en polvo o metales, el material más usado es la poliamida, que es un tipo de compuesto que permite realizar prototipos y objetos para darle acabados después, ya que el polvo es blanco y se puede colorear para darle el toque final. [34]

Figura 13.

Modelo conceptual de zapato impreso mediante sinterización láser.



Nota. 13 En la figura se puede apreciar un objeto fabricado por el método de SLS. Tomado de [34]

2.1.18.3. Estereolitografía.

Una de las primeras técnicas de impresión 3D que existen, este método usa un rayo láser con luz ultravioleta que le da el poder de solidificar continuamente todas las capas necesarias de los filamentos líquidos.

La impresora cuenta con un gran depósito en donde se colocan algunos litros de fotopolímeros líquidos, también cuenta con una tarima que se moviliza en el interior del depósito, contiene una plataforma móvil, un láser que realiza el trabajo de solidificación y por último un ordenador que le da instrucciones al láser.

En el principio del proceso de la impresión 3D, el ordenador del equipo interpreta el archivo CAD (Diseño asistido por computadora), alista el archivo para ser impreso de una manera muy detallada y en el caso de tener soportes los agrega, ya que van a ser de suma importancia durante la impresión 3D, pero al final estos son disueltos nuevamente.

El láser interviene y crea las primeras láminas tomando en cuenta las órdenes que le ejecuta el ordenador, cuando pasa por el área del baño, el rayo láser va solidificando los fotopolímeros que se encuentran en estado sólido, y así crea la primera capa del objeto a imprimir, este proceso se repite hasta tener la figura impresa por completo. [34]

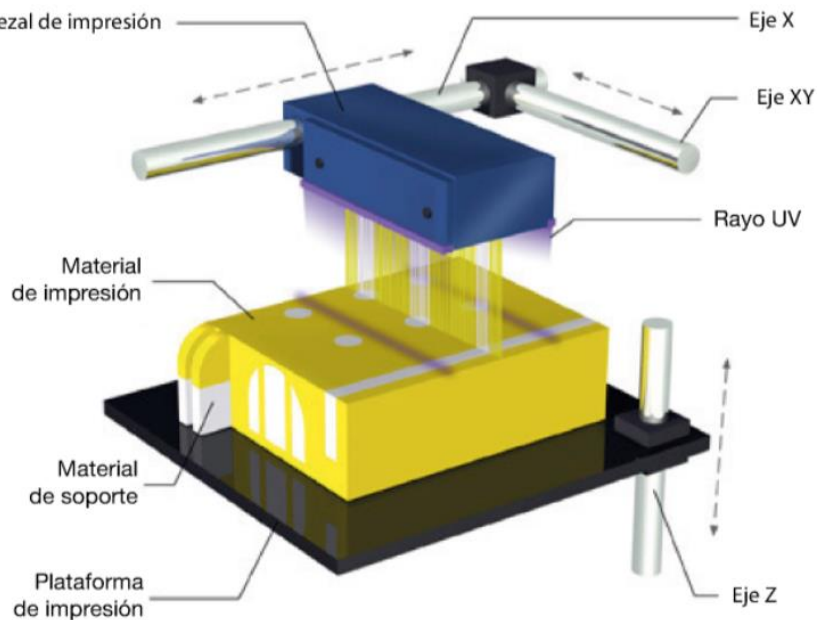
2.1.18.4. Impresión PolyJet

Empleando la tecnología de fotopolimerización, pero con un funcionamiento muy distinto a otras formas de impresión, es una de las más empleadas en la actualidad, implementada en 1999 de la mano de la compañía Objet. [34]

Aplica la técnica de introducir capas muy finas y planifica los soportes que sujetan al objeto para una correcta impresión, el método usado es simple ya que va inyectando fotopolímeros sobre la superficie de la plataforma capa por capa, al acabar de aplicar una capa, la impresora aplica un láser ultravioleta para permitir el endurecimiento de las sustancias de inmediato. Una vez finalizado el proceso y con el objeto completado se introduce en agua para así desprender los soportes del objeto, posteriormente es lavado. [34]

Mediante esta tecnología de manufactura aditiva, se logra fácilmente imprimir materiales de gran complejidad con diversas propiedades mecánicas y físicas que son un problema para otros métodos, otra ventaja que tiene es que el usuario puede mezclar materiales, como por ejemplo usar materiales con colores sólidos y materiales que sean transparentes. [34]

Figura 14.
Funcionamiento de la tecnología PolyJet



Nota. 14 En esta figura se muestra el funcionamiento de la tecnología PolyJet. Tomado de [34]

2.1.19. Ingeniería Inversa

Proceso en el cual se estudia un objeto para ver su funcionamiento, el objetivo principal de este es el obtener y examinar información de un objeto para poder conocer la operación de este y poder replicarlo o mejorarlo, entre las cosas que se pueden someter a la aplicación de la ingeniería inversa se encuentran máquinas físicas, tecnología de origen militar, y algunos softwares, al aplicar este proceso se logra reducir los costes de fabricación. [36]

2.1.20. Escáner 3D

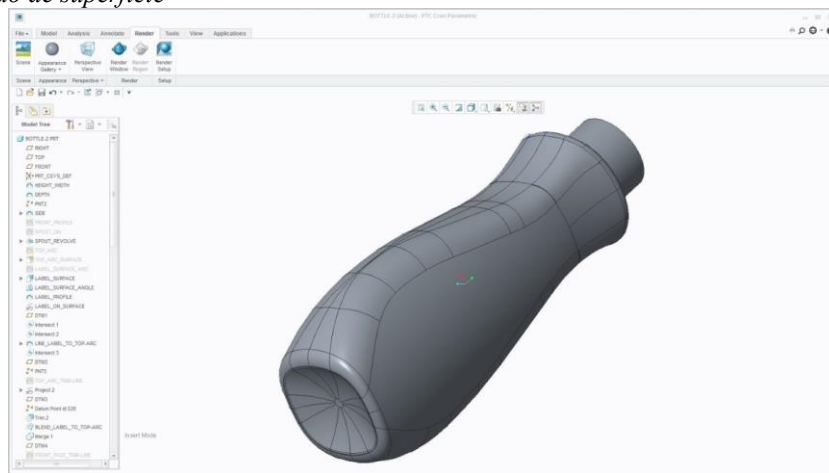
El escáner 3D es un dispositivo que permite obtener información de un objeto y su entorno, a su vez es un sensor topográfico que envía ondas electromagnéticas al objeto que se pretende escanear, estos trabajan con el mismo principio de un medidor electrónico de distancia, algunas variables entre ellas la longitud de onda, definen el comportamiento, el alcance y el lugar en la visión electromagnética.

Dependiendo la aplicación del escáner estos trabajan con un rango de longitud muy distinto, como ejemplo un escáner usado en la arquitectura de medio alcance y adicionan a su funcionamiento técnicas como: Ondas de pulso y Ondas continuas. [37]

2.1.21. Modelado CAD

La elaboración de modelos tridimensionales, se han vuelto una herramienta indispensable para los diseñadores, CAD (diseño asistido por computadora), este método de diseño permite a los diseñadores visualizar los proyectos antes de llevarlos a la realidad, así pueden identificar y solventar cualquier problema antes de llegar a la etapa de fabricación evitando así gastos innecesarios por reprocesos. [38]

Figura 15.
Modelado de superficie

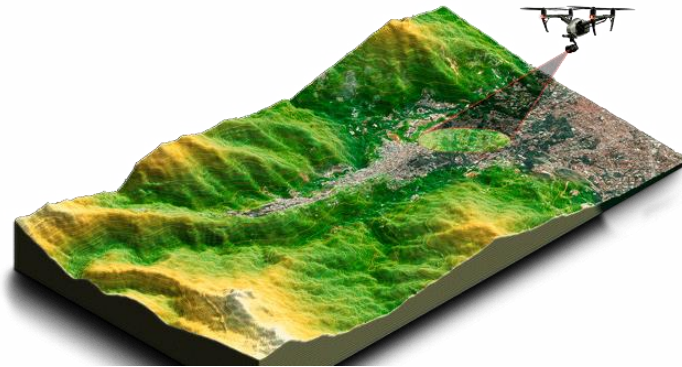


Nota. 15 En esta figura se puede apreciar un diseño creado mediante software CAD. Tomado de [39]

2.1.22. Método de la fotogrametría

Serie de procedimientos que se llevan a cabo mediante la toma de fotografías desde diferentes ángulos con el fin de conocer las dimensiones y forma de un objeto en especial, las tomas pueden ser aéreas o terrestres, dependiendo el tipo de objeto que se requiera estudiar, por ejemplo, para la toma de medidas de un terreno, actualmente por toma de fotos de satélite se logran conocer las medidas de aquel y se usa el método de fotogrametría aéreo. [40]

Figura 16.
Método de la fotogrametría aérea



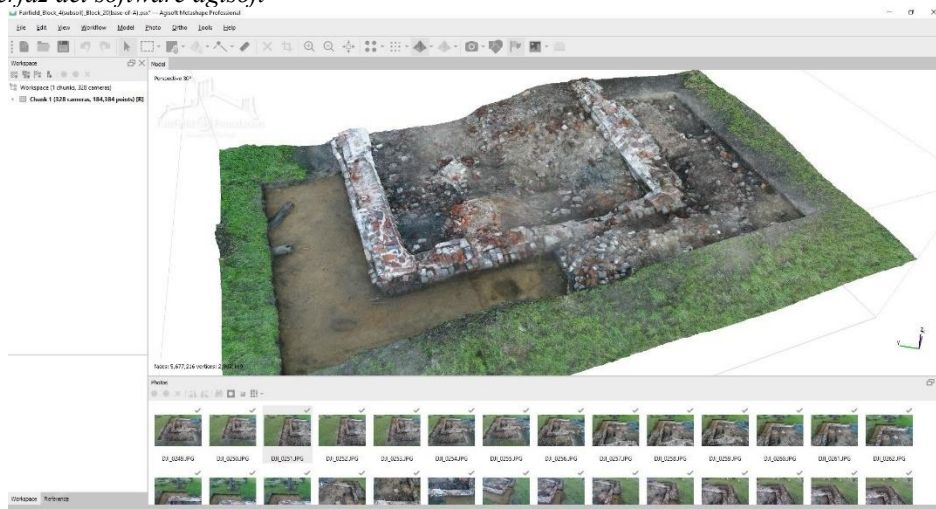
Nota. 16 En esta figura, se puede observar un terreno escaneado mediante un dron utilizando el método de la fotogrametría. Tomado de [41]

2.1.23. *Software agisoft Photoscan*

Software dedicado a generar modelos 3D, por medio de la toma de fotografías (método de la fotogrametría), los modelos que se pueden tener con este software son de gran precisión y de forma realista, los modelos creados con este programa son de gran utilidad para poder realizar producciones de efectos visuales, proyectos donde se requiera el relieve de un terreno, o para tomar medidas de algún objeto y usarlo como molde para después.

Este software tiene muchas más aplicaciones y funcionalidades algunas de ellas son, Triangulación fotogramétrica, edición y clasificación de nubes de puntos de alta densidad, creación de modelos 3d de relieves en terrenos entre muchas más funcionalidades. [42]

Figura 17.
Interfaz del software agisoft



Nota. 17 En esta figura, se puede ver la interfaz del software Agisoft. Tomado de [41]

2.1.24. Natación

La natación es un deporte o actividad que consiste en mover el cuerpo a través del agua mediante el uso coordinado de los brazos y las piernas, según la Enciclopedia Británica. Estos movimientos requieren un gran esfuerzo para vencer la resistencia del agua, lo que significa que fortalecerá sus músculos. Sin embargo, la natación es principalmente una forma de ejercicio cardiovascular que ayuda a mejorar la salud del corazón y los pulmones. [43]

Figura 18.

Persona practicando natación



Nota. 18 En la figura se observa una persona practicando natación. Tomado de [43]

2.1.25. Importancia del deporte para personas con alguna discapacidad

Los ejercicios que impliquen resistencia muscular o gasto físico, logran brindar un mayor efecto positivo en el estado físico cardiovascular de los que lo practican, los músculos que cumplen un papel importante en la movilidad humana, logran ser desarrollados y estirados por la actividad física. [44]

Las personas con alguna discapacidad física, en especial amputados, al realizar alguna actividad física, logran mejorar su calidad de vida tanto en aspectos físicos como sociales y mentales, los deportes que más practican los amputados y que les ofrecen grandes beneficios son los bolos, ciclismo, básquetbol, y en especial la natación.

A todo lo descrito anteriormente se debe tener en cuenta que en la natación es uno de los mejores deportes que puede realizar una persona con amputación, ya que en esta intervienen todos los grupos musculares del cuerpo, al mismo tiempo que en otros ejercicios solo intervienen grupos musculares específicos. [45]

2.1.26. Método de los criterios ponderados

Este método implica la identificación de los factores clave que influyen en la selección de un tema específico y asignarles valores ponderados en función de su peso relativo, según la importancia que se les atribuye.

El peso relativo, basado en una suma total de 1, depende en gran medida del criterio y la experiencia del evaluador. Al comparar dos o más opciones de ubicación, se asigna una calificación a cada factor en cada tema, utilizando una escala predeterminada, como, por ejemplo, de 0 a 10. La suma de las calificaciones ponderadas permitirá seleccionar el tema que obtenga la puntuación más alta. [46]

2.1.26.1. Método ordinal corregido de criterios ponderados.

Ampliamente utilizada en proyectos de ingeniería que involucran diseño, esta herramienta juega un papel fundamental en la evaluación de aspectos críticos para evitar posibles obstáculos en el proceso de desarrollo y explorar diversas alternativas. [47]

Durante la etapa de diseño conceptual en los procesos de diseño, surgen varias opciones de solución que deben ser evaluadas en función de criterios importantes previamente establecidos, los cuales reciben una ponderación proporcional a su valoración. [47] Los elementos a tomar en cuenta son:

- **Alternativas:** Es aconsejable tener al menos dos opciones (preferiblemente entre 3 y 6) que sean claramente diferentes entre sí.
- **Criterios:** Se establecen criterios basados en los requisitos según los cuales se deben evaluar las alternativas.

El enfoque se fundamenta en la creación de tablas en las cuales cada criterio (o solución) se contrasta con los demás criterios (o soluciones) y se les asignan los siguientes valores. [48]

- 1 Si el criterio (o solución) de las filas es superior (o mejor; $>$) que el de las columnas.
- 0,5 Si el criterio (o solución) de las filas es equivalente ($=$) al de las columnas.
- 0 Si el criterio (o solución) de las filas es inferior (o peor; $<$) que el de las columnas.

2.1.27. *Ensayos destructivos*

Un ensayo destructivo se expresa como ensayos realizados en probetas en donde se usan máquinas y herramientas, las que generan una variación inalterable en la forma física del objeto a probar, debido a esto se puede conocer las propiedades y composición químicas, mecánicas y físicas del material, una vez finalizada la prueba este material no se podrá usar para futuras pruebas, ni ningún uso. [49]

2.1.28. *Arrastre y sustentación*

Cuando un objeto está inmerso en un fluido, es sometido a una fuerza de resistencia hidrodinámica que se opone a su movimiento. Como consecuencia, el objeto puede disminuir su velocidad o cambiar su trayectoria en el fluido.

La fuerza que actúa en paralelo a la dirección del movimiento se conoce como arrastre, mientras que la fuerza perpendicular se llama sustentación.

Dado que en la mayoría de los objetos no es posible calcular analíticamente las fuerzas de arrastre y sustentación, estas fuerzas se estiman a través de coeficientes experimentales de arrastre y sustentación. Dichos coeficientes se definen a partir de pruebas empíricas.

Las ecuaciones que describen el arrastre y la sustentación son:

$$F_{\text{arrastre}} = \frac{C_D A \rho V^2}{2} \quad \text{(Ecuación 1)}$$

Dónde:

C_D = Coeficiente de arrastre.

A = Área de incidencia [m^2].

ρ = Densidad del fluido [kg/m^3].

V = Velocidad de flujo con respecto al objeto en movimiento [m/s].

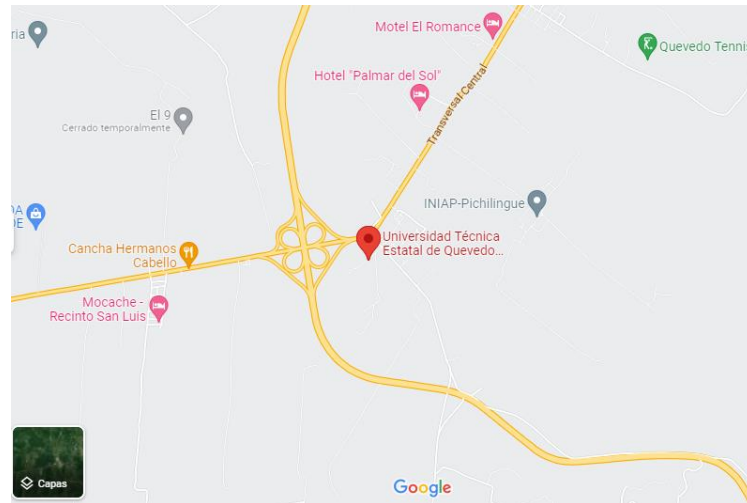
CAPÍTULO III: METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN

3.1. Localización

El presente trabajo de investigación fue desarrollado en la Universidad Técnica Estatal de Quevedo, la cual se encuentra localizada en la ciudad de Mocache, provincia de los Ríos – Ecuador.

Figura 19.

Localización de la Universidad Técnica Estatal de Quevedo Campus La María



Nota. 19 Esta imagen representa la localización donde se está llevando a cabo el proyecto de investigación.

Tomado de [50]

3.2. Tipo de investigación

3.2.1. Investigación bibliográfica

La búsqueda de información a través de libros, artículos, sitios web e investigaciones relacionadas con el tema permitió encontrar información eficaz sobre las prótesis transhumeral, así como obtener información valiosa sobre los estilos de natación de los peces, los materiales adecuados para la fabricación aditiva y otros aspectos importantes que deben tenerse en cuenta al diseñar el prototipo.

3.2.2. Investigación experimental

El proyecto de investigación se ha planteado con el fin de realizar pruebas y así poder llegar a un modelo final del prototipo, con todas las variables necesarias para un correcto nado del usuario final, así como saber escoger bien los materiales a utilizar.

3.3. Métodos de investigación

3.3.1. Método descriptivo

Este método describe los componentes que se van a estudiar en la prótesis, cada componente será estudiado de una forma y se describe su funcionamiento.

3.3.2. Método experimental

Este método hace una orientación de lo que ya se ha descrito anteriormente, y se centra en lo que vaya a pasar en un futuro, dando explicación a que puede suceder si se realiza un cambio en algo, y por qué sucederá eso si se realiza el cambio.

3.3.3. Método explicativo

Este método es una técnica que nos permite llegar a obtener respuestas, por medio de examinar y diseñar teorías que nos permitan comprobar los resultados esperados.

3.4. Fuentes de recopilación de información

3.4.1. Fuente primarias

En la presente investigación se utilizaron fuentes primarias para estudiar el comportamiento de los brazos humanos cuando están expuestos a fuerzas en el agua. El objetivo era encontrar un modelo final de prototipo de prótesis que se adapte a diferentes estilos de natación.

3.4.2. Fuentes secundarias

Para las fuentes secundarias se usaron recursos tales como: Sitios web, artículos científicos, libros, tesis e informes.

3.5. Diseño de la investigación

El presente proyecto de investigación es considerado experimental, ya que se evaluará la resistencia del prototipo de prótesis mediante la simulación virtual, y también se realizarán ensayos destructivos para determinar las cargas y fuerzas que puede resistir.

3.6. Instrumentos de investigación

El propósito de este proyecto es diseñar y construir un prototipo de prótesis de natación para amputados del tipo transhumeral. Para llevar a cabo la investigación, se utilizaron instrumentos bibliográficos para analizar las técnicas de nado y se emplearon software de ingeniería inversa para obtener un modelo 3D del brazo, así como software de modelado 3D para diseñar la prótesis. Finalmente, se utilizaron sistemas de fabricación aditiva para pasar el modelo a la realidad.

3.7. Tratamiento de datos

Para la obtención de datos iniciales, resultados y la parte de cálculos, se emplearon los siguientes softwares:

- Microsoft Word
- Microsoft Excel
- Mathcad
- AutoCAD
- Autodesk Inventor

3.8. Recursos humanos y materiales

3.8.1. Recursos humanos

El procedimiento del proyecto contó con la ayuda de:

- Tutor del proyecto de investigación, Ing. Cristian Vallejo.
- Autor del proyecto de investigación, Luis Josue Basurto.

3.8.2. Materiales utilizados

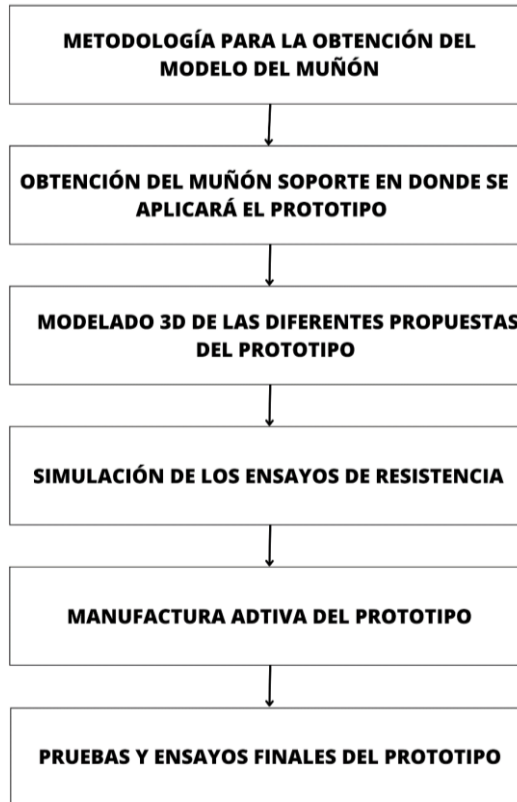
- Laptops
- Impresora 3D artillery Sidewinder X2
- Cámara de celular
- Calculadora
- Filamento

CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. Resultado y Discusiones

Figura 20.

Metodología planificada para llevar a cabo el proyecto



Nota. 20 En la figura se muestran los procesos que se realizan para llevar a cabo la obtención del prototipo final de la prótesis. Tomado de: AUTOR

En la figura 20 se ilustra la metodología que se seguirá para llevar a cabo el proyecto de investigación. En primer lugar, se adquirirá una representación tridimensional del brazo amputado mediante ingeniería inversa. Luego, se procederá a crear un modelo 3D que represente las diversas propuestas de prótesis con las medidas obtenidas del usuario. A partir de estas propuestas, se elegirá la opción más adecuada a las necesidades del usuario.

Posteriormente, se realizarán simulaciones para evaluar el funcionamiento y rendimiento de la prótesis seleccionada. Una vez completadas las simulaciones, se procederá a la fabricación del prototipo de la prótesis. El proceso concluirá con la realización de pruebas y ensayos de acuerdo con las pautas establecidas en la norma ISO 22523:2006.

4.1.1. Metodología para la obtención del modelo digital del brazo con la amputación

Para encontrar las dimensiones y geometría del prototipo final, es necesario crear un modelo tridimensional de los elementos de soporte a los cuales la prótesis estará sujeta. Para lograr este cometido, se requiere el uso de un método que facilite la obtención del brazo amputado del usuario. Existen algunos métodos que se pueden utilizar para este propósito.

Para seleccionar la opción más adecuada, se llevarán a cabo pruebas utilizando una amplia variedad de métodos, equipos y software especializados. La combinación de estos elementos permitirá analizar minuciosamente cada opción. Se evaluarán y realizarán pruebas rigurosas para verificar la funcionalidad y eficiencia en relación a los requisitos específicos del proyecto. Además, se tomarán en consideración los costos asociados a cada método, especialmente dado el presupuesto limitado asignado para el proyecto.

4.1.2. Pruebas con los diferentes software

Se emplearon alrededor de 50 fotografías para cada software de fotogrametría durante las fases de prueba. Durante este proceso, se pusieron en funcionamiento los distintos programas y se ajustaron los parámetros correspondientes a cada uno de ellos.

4.1.2.1. Agisoft Viewer.

El software Agisoft Viewer se distingue por su interfaz agradable y altamente intuitiva, diseñada para el usuario. Facilita la obtención de un modelo 3D de manera simple, aunque puede requerir un tiempo de procesamiento ligeramente extendido para los datos. No obstante, esta demora se ve contrarrestada por la precisión con la que organiza las fotos para crear la figura deseada. Es relevante destacar que esta solución puede adquirirse de manera gratuita, lo que añade un valor significativo a su utilidad.

Figura 21.

Braza obtenido utilizando el software Agisoft Viewer



Nota. 21 En la figura, se muestra tanto el modelo a digitalizar como los resultados finales obtenidos. Tomado de AUTOR

4.1.2.2. Autodesk Red CAD.

El software Autodesk Red CAD sobresale como un líder en el campo de la fotogrametría, presentando no obstante ciertas limitaciones. Entre estas, la más prominente es su requerimiento de licencia para su uso. Adicionalmente, es un programa caracterizado por una curva de aprendizaje pronunciada, lo que implica que los usuarios nuevos necesitan invertir un tiempo significativo para dominar su funcionamiento.

4.1.2.3. MagicScan- AI3D Scanner app (App móvil).

Para llevar a cabo la obtención de un modelo 3D de cualquier tipo utilizando la aplicación móvil MagicScan, es fundamental capturar fotografías directamente desde la propia interfaz de la aplicación. En caso de preferir emplear imágenes externas, es esencial adquirir una membresía mensual que conlleva un costo de \$8,00 dólares al mes.

Figura 22.
Brazo escaneado en el Software MagicScan



Nota. 22 En la figura presente, se muestra un brazo en 3D obtenido mediante el método de la fotogrametría utilizando la aplicación móvil MagicScan.

En la Figura 22, se puede apreciar que en el software MagicScan, los modelos obtenidos por fotogrametría muestran imprecisiones notables. Estas imprecisiones se manifiestan en la identificación de espacios vacíos que no son interpretados ni cargados correctamente en el modelo 3D resultante.

Figura 23.
Modelo capturado utilizando la aplicación móvil MagicScan.



Nota. 23 En la figura se presenta un modelo obtenido utilizando MagicScan 3D, sin embargo, se puede observar que el resultado no es completamente satisfactorio. Esto se debe a que la aplicación móvil no logra interpretar las fotografías de manera precisa.

Como se puede observar en la Figura 23, se presenta otro modelo obtenido con el MagicScan 3D en el que es evidente la carencia de precisión, y se nota que el objeto no se encuentra representado de manera completamente precisa mediante el software MagicScan.

4.1.2.4. Método de mediciones.

Para lograr un modelo 3D óptimo, es crucial capturar dos fotografías posicionadas de manera paralela entre sí. Además, es necesario llevar a cabo mediciones manuales del diámetro largo y ancho del brazo que se pretende modelar. Aunque esto implica una inversión adicional de tiempo en el proceso, resulta fundamental para obtener un modelo final de alta calidad y precisión.

4.1.2.5. Escáner 3D.

Aunque se reconoce que el método mencionado se encuentra entre las opciones más efectivas disponibles, el elevado costo asociado al equipo necesario para su implementación hace que no sea viable realizar pruebas en esta dirección. Dada esta restricción económica, se opta por descartar esta alternativa y se dirige la atención hacia opciones más económicas y accesibles.

Figura 24.
Escaneo 3D



Nota. 24 En la presente figura se puede observar el escaneo en 3D de un dispositivo mecánico. Tomado de [51]

4.1.3. Selección de software de fotogrametría

Para la selección del software más apropiado, se utiliza el método de los criterios ponderados, que determinará cuál es el enfoque óptimo para obtener el modelo 3D del brazo amputado del usuario. Este método facilitará la identificación del software que permita construir un modelo CAD de manera sumamente intuitiva y sencilla.

Siempre es fundamental considerar dos elementos esenciales: las alternativas disponibles y los criterios de evaluación. Estos elementos son indispensables para tomar decisiones informadas y acertadas.

Es necesario contar con al menos dos alternativas, cada una con características distintivas. Por lo tanto, se procederá a evaluar los siguientes softwares:

- Agisoft Viewer. (AGV)
- Autodesk Red CAD. (ARC)
- MagicScan – AI 3D Scanner app (App móvil) (AI 3D)
- Método de mediciones. (MED)
- Escáner 3D (E3D)

4.1.3.1. Criterios para la elección del software a utilizar para la obtención del modelo digital de la extremidad con la amputación.

Los criterios considerados para la selección del software incluyen:

- **Productividad (PRO):** Esta característica es de gran relevancia, ya que un tiempo de procesamiento de datos adecuado permitirá llevar a cabo más pruebas en un período de tiempo más corto. Esto, a su vez, aumentará la productividad y eficiencia del proceso.
- **Amigable con el usuario (AU):** El software debe poseer una interfaz intuitiva que facilite su uso, al mismo tiempo que debe presentar una curva de aprendizaje razonable. Esto asegurará que pueda ser utilizado de manera eficiente y efectiva.
- **Costo (CS):** Es crucial seleccionar un equipo que cumpla con el objetivo final a un costo más accesible.
- **Precisión (PR):** Obtener una precisión en la calidad de resultados es uno de los parámetros más importante a la hora de la elección del software, todo esto para garantizar la confiabilidad, la utilidad y credibilidad de los datos generados.

4.1.4. Elección del software por medio del método de criterios ponderados

El desarrollo del método de criterios ponderados para la elección del software se muestra a continuación.

Tabla 1. Evaluación de cada criterio

CRITERIO	CS	PR	AU	PRO	$\sum+1$	Ponderación
Costos		1	1	1	4	0,40
Precisión	0		1	1	3	0,30
Amigable con el usuario	0	0		0,5	1,5	0,15
Productividad	0	0	0,5		1,5	0,15
	Suma				10	1

Costos > Precisión > Amigable con el usuario = Productividad

Elaborado: AUTOR

Tabla 2. Evaluación de soluciones respecto al costo

Costo	AGV	ARC	MED	AI3D	E3D	$\sum+1$	Ponderación
Agisoft Viewer		1	0,5	1	1	4,5	0,32
Autodesk Red CAD	0		0,5	1	1	2,5	0,18
Método de mediciones	0,5	0,5		1	1	4	0,29
MagicScan	0	0	0		1	2	0,14
Escáner 3D	0	0	0	0		1	0,07
	Suma					14	1

Agisoft Viewer > Red CAD = Método de mediciones > MagicScan > Escáner 3D

Elaborado: AUTOR

Tabla 3. Evaluación de soluciones respecto a la precisión.

Precisión	AGV	ARC	MED	AI 3D	E3D	$\sum+1$	Ponderación
Agisoft Viewer		1	1	1	0	4	0,27
Autodesk Red CAD	0		1	1	0	3	0,20
Método de mediciones	0	0		1	0	2	0,13
MagicScan	0	0	0		0	1	0,07
Escáner 3D	1	1	1	1		5	0,33
	Suma					15	1

Escáner 3D > Agisoft Viewer > Red CAD > Método de mediciones > MagicScan

Elaborado: AUTOR

Tabla 4. Evaluación de soluciones respecto a que sea amigable con el usuario.

Amigable con el usuario	AGV	ARC	MED	AI 3D	E3D	$\sum+1$	Ponderación
Agisoft Viewer		0,5	1	0	0	2,5	0,17
Autodesk Red CAD	0,5		1	0	0	2,5	0,17
Método de mediciones	0	0		0	0	1	0,06
MagicScan	1	1	1		0	4	0,27
Escáner 3D	1	1	1	1		5	0,33
Suma						15	1

Escáner 3D > MagicScan > Agisoft Viewer = Red CAD > Método de mediciones

Elaborado: AUTOR

Tabla 5. Evaluación de soluciones respecto a la productividad

Productividad	AGV	ARC	MED	AI 3D	E3D	$\sum+1$	Ponderación
Agisoft Viewer		1	1	1	0	4	0,27
Autodesk Red CAD	0		1	1	0	3	0,2
Método de mediciones	0	0		0	0	1	0,07
MagicScan	0	0	1		0	2	0,13
Escáner 3D	1	1	1	1		5	0,33
Suma						15	1

Escáner 3D > Agisoft Viewer > Red CAD > MagicScan > Método de mediciones

Elaborado: AUTOR

Tabla 6. Conclusión de las evaluaciones

Conclusiones	CS	PR	US	PR	\sum	Prioridad
Agisoft Viewer	0,12	0,08	0,02	0,04	0,26	1
Autodesk Red CAD	0,07	0,06	0,02	0,03	0,18	3
Método de mediciones	0,12	0,04	0,01	0,01	0,18	4
MagicScan	0,06	0,02	0,04	0,02	0,14	5
Escáner 3D	0,03	0,10	0,05	0,05	0,23	2

Elaborado: AUTOR

Basándonos en los resultados de la tabla, la solución que mejor se adapta a los criterios evaluados es el método de fotogrametría con el software Agisoft Viewer, seguido por el Escáner 3D.

4.1.5. *Modelo digital del brazo con la amputación*

Basándonos en la sección anterior, se ha concluido que la opción más adecuada para utilizar es el método de fotogrametría con el software Agisoft Viewer. Esta elección se debe a la limitación económica presente en el proyecto. La segunda opción sería emplear un Escáner 3D, sin embargo, esta alternativa se descarta debido a las restricciones financieras para adquirir un dispositivo de tales características.

Se decidió emplear el método de fotogrametría. Este enfoque implica la captura de un número indeterminado de fotografías, las cuales se utilizan para generar un modelo CAD en 3D.

Para dar inicio al proceso de escaneo, se capturaron fotografías del modelo utilizando un smartphone de la marca Infinix, específicamente el modelo Hot 20 S, el cual cuenta con una cámara de 50 megapíxeles. Se tomó un conjunto de fotografías desde diversas perspectivas y ángulos para lograr una representación más completa y detallada del objeto escaneado.

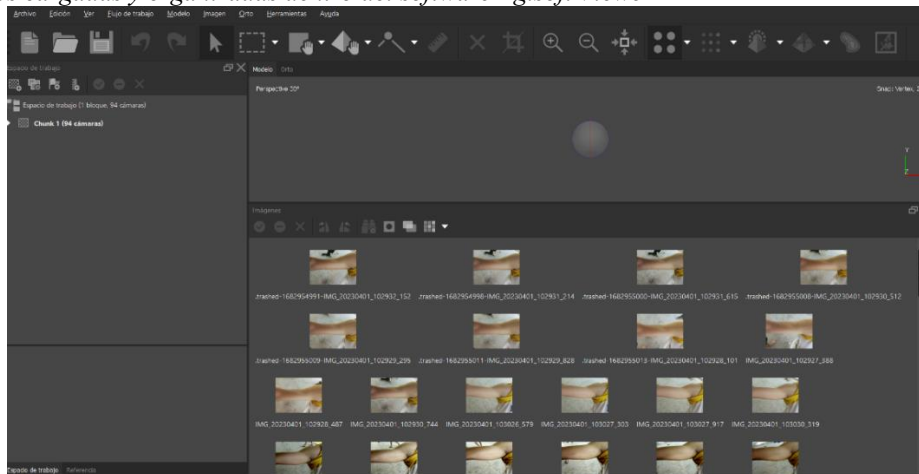
Figura 25.
Smartphone Infinix Hot 20 S



Nota. 25 En la figura se muestra el modelo de smartphone usado para la toma de fotografías. Tomado de [52]

Una vez obtenidas las fotografías del brazo amputado del usuario, se importan al programa Agisoft Viewer y se llevan a cabo una serie de procesos de ordenamiento. Estos pasos permiten al software reconstruir el modelo escaneado en una representación tridimensional precisa.

Figura 26.
Fotos cargadas y organizadas dentro del software Agisoft Viewer

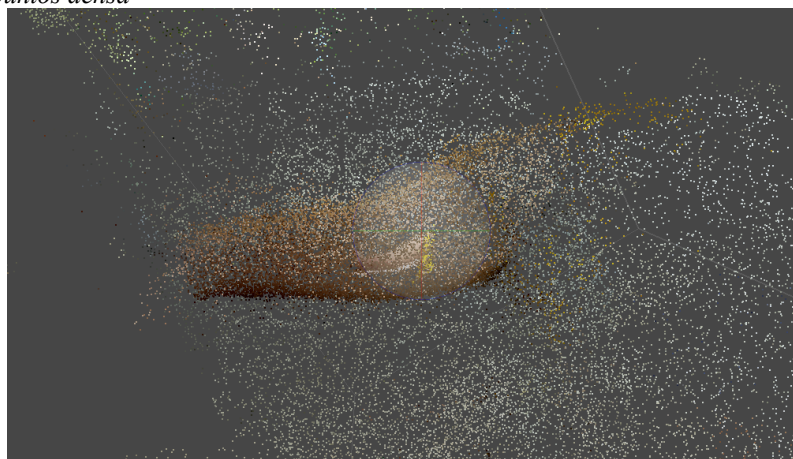


Nota. 26 En la figura se presentan las imágenes cargadas y organizadas en el software Agisoft Viewer.

Con el objetivo de alcanzar una mayor precisión en la reconstrucción del modelo en 3D, se emplea lo que se denomina una "nube de puntos densa".

Esta herramienta desempeña un papel fundamental en la fotogrametría, ya que proporciona información detallada acerca de la geometría y texturas de los objetos en la escena. Mediante esta técnica, se logra reconstruir modelos 3D altamente precisos y detallados. En la figura 27, se exhibe el modelo 3D junto con la nube de puntos densa.

Figura 27.
Nube de puntos densa



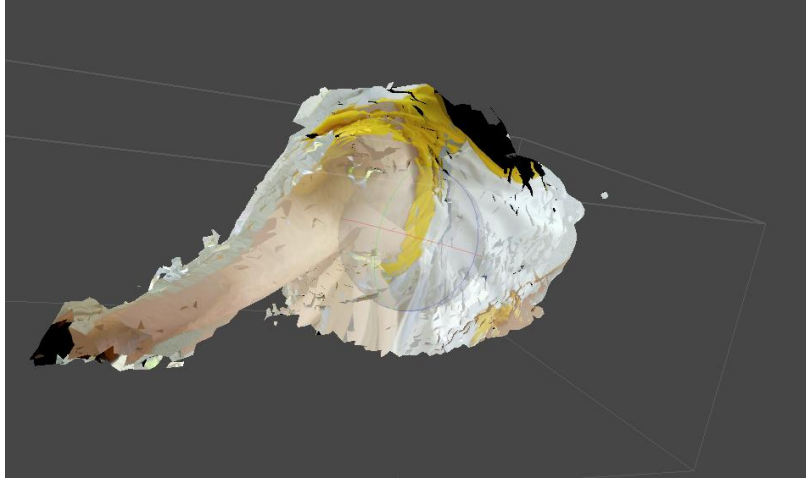
Nota. 27 En la figura, se puede apreciar cómo el modelo 3D va adquiriendo forma gracias a la implementación de la nube de puntos densa.

El resultado obtenido a través de la fotogrametría se presenta en la figura 28, donde se pueden apreciar discrepancias en la geometría y puntos que no concuerdan con el modelo real. Si estos problemas no se abordan, podrían ocasionar errores durante la etapa de diseño

del prototipo definitivo. Por lo tanto, resulta esencial corregir los modelos obtenidos para garantizar una modelación precisa del prototipo.

Figura 28.

Modelo Escaneado del brazo amputado.

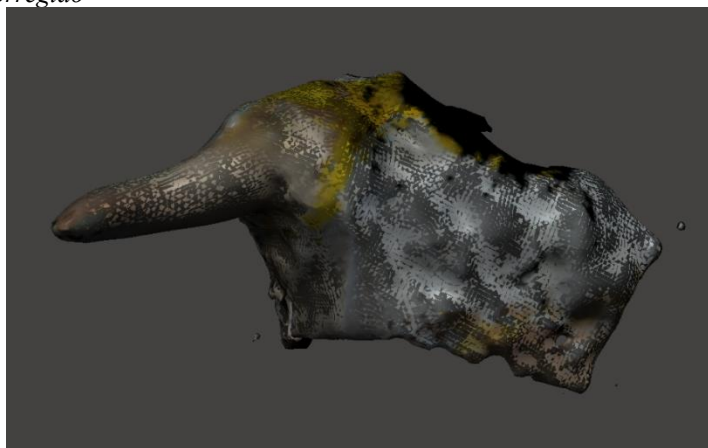


Nota. 28 En la figura, se puede observar cómo el brazo escaneado ha cobrado forma.

Mediante el software Meshmixer, es posible abordar las discrepancias presentes en los sólidos mediante la aplicación de técnicas de suavizado de superficie según las preferencias del usuario. Esto conduce a la obtención de un modelo casi perfectamente corregido. La Figura 29 exhibe la geometría que ha sido mejorada mediante este proceso.

Figura 29.

Modelo 3D corregido



Nota. 29 En la figura se muestra el modelo escaneado que ha sido corregido utilizando el software Meshmixer.

Figura 30.
Muñón escaneado.



Nota. 30 En la figura se puede observar el muñón escaneado de manera precisa y con las dimensiones correctas.

En la figura 30 se muestra el resultado final del muñón escaneado, en el cual se ha logrado ajustar tanto las medidas correctas como la forma precisa.

4.1.6. *Requerimientos para la prótesis*

La prótesis transhumeral tiene la responsabilidad de permitir que el usuario, quien ha sufrido una amputación por encima del codo, pueda realizar la actividad de natación de manera prácticamente perfecta. El diseño de la prótesis se debe basar en los requerimientos específicos del usuario.

El individuo seleccionado tiene una estatura de 1,69 metros y una edad de 23 años. Después de analizar los diversos estilos de natación y los movimientos realizados por el brazo durante su ejecución, se ha determinado que la prótesis a desarrollar en esta investigación debe cumplir con ciertas características especiales.

4.1.6.1. Características dictadas por el usuario.

Algunas de las características necesarias que la prótesis debe poseer, expresadas en términos del usuario, son:

- Tamaño ideal.
- Liviana.
- Bonita.
- Barato.

Características pasadas a lenguaje técnico.

- Ergonomía.
- Peso.
- Estética.
- Costo

4.1.7. Descripción de los requerimientos

- Ergonomía. – Es fundamental que el tamaño de la prótesis se ajuste a las dimensiones del cuerpo del usuario, con el fin de evitar cualquier incomodidad durante su uso. La medida precisa es esencial para garantizar su funcionamiento y efectividad adecuados.
- Peso. – Es crucial que el prototipo tenga un peso ligero, ya que su utilización añadirá una carga adicional al nadador, lo que podría afectar su rendimiento en el agua. La masa del prototipo se calculará en base a su tamaño y el material elegido para su construcción.
- Estética: Con el fin de que el usuario se sienta satisfecho y seguro al usar la prótesis, es esencial que cuente con un Estética y llamativo. Además, para lograr ventas y atraer a más personas hacia el producto, resulta importante que el diseño sea atractivo y genere interés en su uso.
- Costo: El diseño de la prótesis de natación tiene como objetivo demostrar que es posible obtener un prototipo funcional para mejorar la natación con un presupuesto reducido, sin necesidad de una inversión significativa.

4.1.8. Modelo CAD 3D

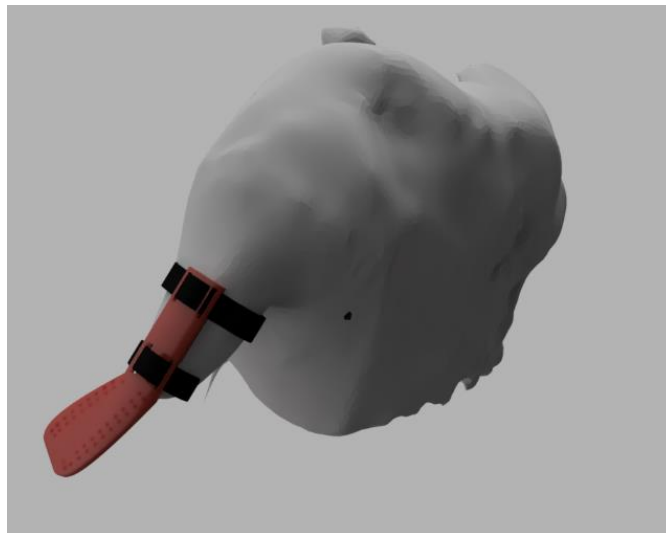
Como primer paso en el proceso de diseño, se llevó a cabo un análisis de diversos tipos de prótesis para miembros superiores amputados. Se determinó que cualquiera de las opciones podría adaptarse para su uso en natación. Además, es importante destacar que la prótesis es de tipo no invasivo.

Durante la selección del diseño de la paleta, se concluyó, basándonos en investigaciones realizadas previamente sobre el nado de los peces [53], que su forma debía asemejarse a la aleta de un pescado. Esto se hizo con el objetivo de minimizar la resistencia al agua y mejorar la capacidad de desplazamiento del usuario en el agua.

Asimismo, en el extremo opuesto de la prótesis, se partió desde la forma del brazo amputado del usuario, que tenía una forma cilíndrica, con el propósito de garantizar comodidad durante la natación y que el usuario se sintiera cómodo usando el dispositivo externo en el ejercicio.

Luego de obtener las medidas precisas y el molde adecuado para la colocación de la prótesis, se pudo proceder con la planificación del diseño. Se presentaron tres opciones iniciales diferentes, todas ellas creadas en el software Fusión 360. A continuación, se describen estas alternativas basadas en las características mencionadas anteriormente.

Figura 31.
Alternativa A

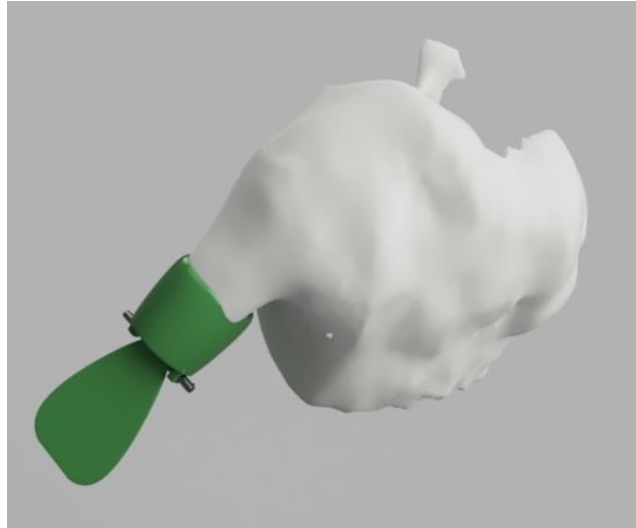


Nota. 31 En la figura se puede observar la alternativa A de la paleta de natación.

La Figura 31 ilustra la alternativa A, la cual presenta una paleta con un diseño rectangular y esquinas redondeadas. Este modelo es un tipo de prótesis pasiva, específica para actividades particulares. Se caracteriza por una fijación al brazo del amputado mediante bandas elásticas

que garantizan una sujeción firme al usuario, evitando desajustes. Sin embargo, una desventaja notable de este modelo es que el brazo humano no puede soportar presiones prolongadas de las bandas elásticas, lo que compromete la salud del brazo amputado en el largo plazo.

Figura 32.
Alternativa B



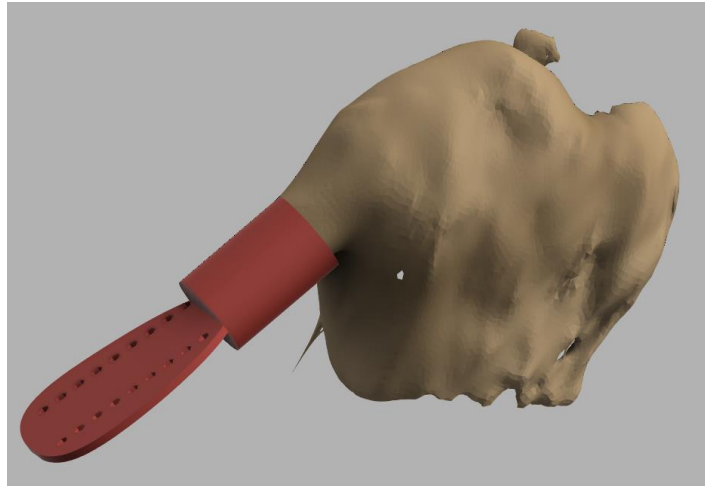
Nota. 32 En la figura se puede observar la alternativa B de la prótesis de natación alimentada externamente.

Elaborado por: AUTOR

En la Figura 32 se presenta la alternativa B, que consiste en un prototipo con una paleta similar a la aleta de un pez. Esta paleta está conectada al socket mediante un eje. A los costados del eje se ubican dos motores eléctricos capaces de proporcionar movimiento a la paleta, permitiendo al usuario ejecutar el movimiento de nado con mayor comodidad. Es importante mencionar que esta prótesis pertenece al tipo que se alimenta de manera externa a través de dispositivos.

Sin embargo, el diseño y fabricación de este modelo conlleva un costo significativo debido a la utilización de componentes electrónicos que, al estar en contacto con el agua, pueden presentar fallas. Para prevenir esto, es necesario aislar estos componentes. Además, el alto precio de los componentes electrónicos provoca un aumento en los costos de fabricación en comparación con una prótesis pasiva, como en el caso anterior.

Figura 33.
Alternativa C



Nota. 33. En la figura se aprecia la alternativa C.

En la Figura 33 se presenta la alternativa C, la cual presenta una forma que se asemeja a la aleta de un pez. Esta prótesis es de tipo pasiva, lo que implica que es rígida y ha sido diseñada para actividades específicas. La paleta está firmemente integrada en el socket y se ha fabricado a medida para encajar precisamente en el brazo del amputado, garantizando un ajuste perfecto al muñón del usuario. Una ventaja clave de esta adaptación personalizada es que no se requieren elementos adicionales, como correas de sujeción, ya que está diseñada a medida para el brazo del amputado y encaja perfectamente en el brazo, eliminando así cualquier riesgo potencial para la salud del brazo durante las actividades acuáticas.

4.1.9. Selección del modelo CAD de la prótesis por criterios ponderados

Para la selección del modelo 3D que más se adapte a las características del usuario se aplica el método de los criterios ponderados.

Las alternativas son 3:

- Modelo A
- Modelo B
- Modelo C

Los criterios para la selección del modelo CAD

- **Ergonomía (EG):** La alternativa debe de tener las dimensiones adecuadas del usuario, para que este no se sienta incómodo usándola.

- **Peso (P):** La alternativa debe de poseer un peso relativamente bajo para que no sea una carga extra para el usuario.
- **Estética (ES):** La alternativa debe de ser llamativa para que el usuario se sienta atraído por usar la prótesis.
- **Costo (C):** El modelo debe de ser barato de fabricar.

El desarrollo del método de criterios ponderados para la elección del modelo CAD.

Tabla 7. *Evaluación de cada criterio.*

CRITERIO	C	P	EG	ES	$\sum+1$	Ponderación
Costo		1	1	1	4	0,42
Peso	0		1	1	3	0,32
Ergonomía	0	0	0,5		1.5	0,16
Estética	0	0	0		1	0,10
Suma					9.5	1

Costo>Peso>Ergonomía >Estética

Tabla 8. *Evaluación de soluciones respecto al costo.*

Costo	Modelo A	Modelo B	Modelo C	$\sum+1$	Ponderación
Modelo A		1	0	2	0,33
Modelo B	0		0	1	0,17
Modelo C	1	1		3	0,5
Suma				6	1

Modelo C> Modelo A>Modelo B

Tabla 9. *Evaluación de soluciones respecto al peso.*

Peso	Modelo A	Modelo B	Modelo C	$\sum+1$	Ponderación
Modelo A		1	1	3	0,50
Modelo B	0		0	1	0,17
Modelo C	0	1		2	0,33
Suma				6	1

Modelo A>Modelo C >Modelo B

Tabla 10. *Evaluación de soluciones respecto a la Ergonomía*

Ergonomía	Modelo A	Modelo B	Modelo C	$\sum+1$	Ponderación
Modelo A		1	0	2	0,33
Modelo B	0		0	1	0,17
Modelo C	1	1		3	0,50
Suma				6	1

Modelo C > Modelo A > Modelo B

Tabla 11. *Evaluación de soluciones respecto al Estética*

Estética	Modelo A	Modelo B	Modelo C	$\sum+1$	Ponderación
Modelo A		1	0,5	2,5	0,42
Modelo B	0		0	1	0,16
Modelo C	1	0,5		2,5	0,42
Suma				6	1

Modelo A = Modelo C > Modelo B

Tabla 12. *Conclusión de las evaluaciones*

	C	P	EG	ES	\sum	Prioridad
Modelo A	0,14	0,16	0,05	0,04	0,39	2
Modelo B	0,07	0,05	0,01	0,02	0,15	3
Modelo C	0,21	0,11	0,08	0,04	0,44	1

Elaborado:

Con respecto a los resultados de la Tabla 12, se observa que el modelo que mejor se adapta a los criterios establecidos y evaluados es la alternativa C con un 44 puntos, seguida por la alternativa A con un 39 puntos, y en último lugar la alternativa B con 15 puntos.

4.1.10. *Determinación de la velocidad de la paleta*

Dado que el rango de velocidad angular que un brazo humano experimenta durante la natación se sitúa en alrededor de 2 a 4 rad/s [54], se tomará un valor promedio de 3 rad/s. Con esta información, es posible calcular la velocidad tangencial del brazo humano. Este cálculo luego permitirá determinar los coeficientes de arrastre tanto para el brazo humano como para la prótesis de natación.

$$V_l = r * \omega$$

(Ecuación 2)

Donde:

V_l = Velocidad lineal [m/s]

r =Radio [m]

ω =Velocidad angular [$\frac{rad}{s}$]

Datos:

$r = 0.5$ m

$\omega = 3 \frac{rad}{s}$

$$V_l = 0.5m * 3 \frac{rad}{s}$$

$$V_l = 1.5 \frac{m}{s}$$

Esa es la velocidad con la que la mano y antebrazo va a estar en contacto con el agua.

4.1.11. Coeficientes de arrastre por CFD

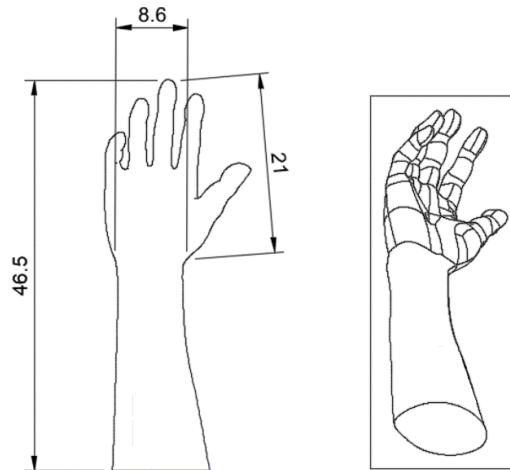
Para calcular los coeficientes de arrastre de la mano y el antebrazo, se empleó un modelo CAD obtenido de [55]. La razón principal para esta elección radicó en que modelar estos elementos de formas irregulares, resultaba en un proceso laborioso y propenso a errores. Para garantizar una representación precisa, se adaptó el modelo CAD a las dimensiones del usuario, usando una escala de 1:0.8.

Posteriormente, se sometió el modelo CAD seleccionado a simulaciones que reproducían las condiciones de uso real. A través del análisis de Dinámica de Fluidos Computacional (CFD), se logró determinar tanto el área de impacto, como la presión máxima ejercida por estos elementos. A continuación, se detallan los pasos del proceso en cuestión.

4.1.11.1. Geometría.

El modelo 3D se aborda como una entidad sólida en el análisis. Además, en la Figura 34 se presentan las dimensiones del brazo.

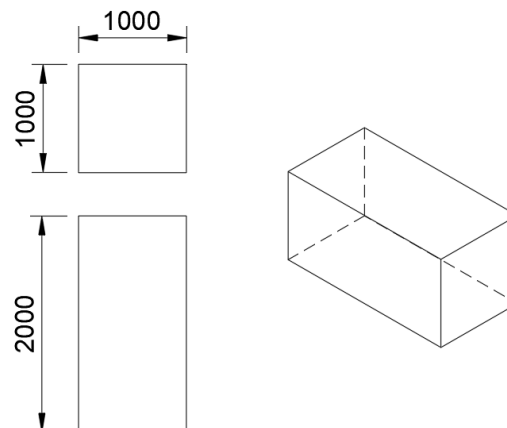
Figura 34.
Medidas del brazo en cm



Nota. 34 En la figura se presentan las dimensiones del brazo del usuario amputado, lo cual es esencial para determinar las presiones en el análisis.

Para el volumen de control, se crea un cubo siguiendo las dimensiones de la Figura 35. Estas medidas son apropiadas ya que no existe una proporción exacta predeterminada, pero se deben considerar varios factores al elegir el tamaño del volumen de control. Esto incluye asegurarse de que el volumen sea lo suficientemente grande para garantizar el desarrollo completo del fluido.

Figura 35.
Medidas del volumen de control en mm



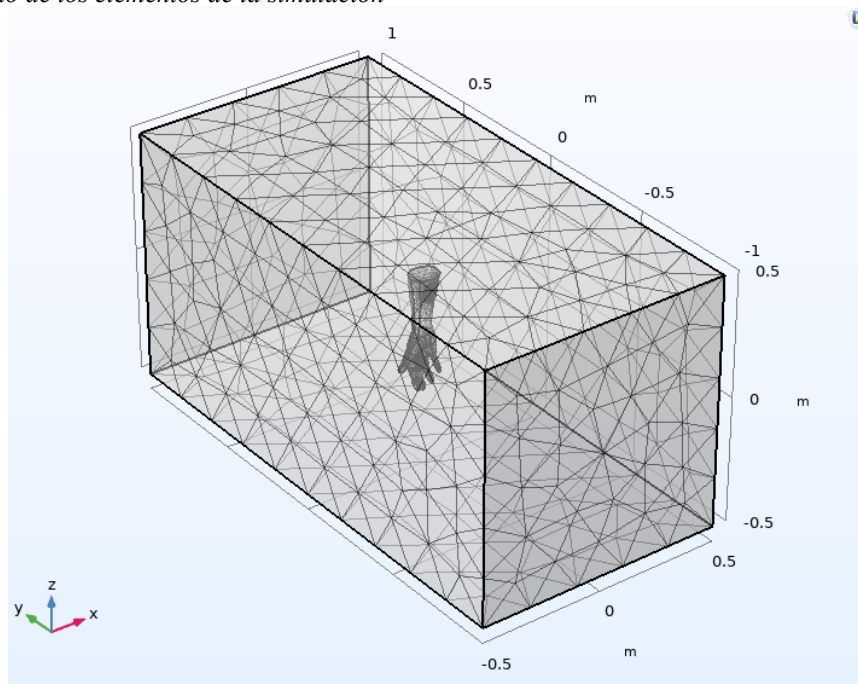
Nota. 35 En la figura se aprecian las medidas en mm del volumen de control.

- **Salida:** En el lado de salida del dominio de simulación, se aplicó una condición de flujo libre de salida. Esto posibilita que el flujo salga del dominio de simulación sin generar reflexiones ni interferencias que puedan influir en los resultados.

4.1.11.4. *Discretización.*

Se procedió a realizar la generación de mallas tanto para la mano como para el volumen de control. En la figura se muestran las mallas generadas para cada uno de estos componentes, Un análisis detallado de la malla se presenta en la sección 4.1.18, donde se examina cómo la elección de un número de elementos de malla mayor o menor influye en los resultados obtenidos.

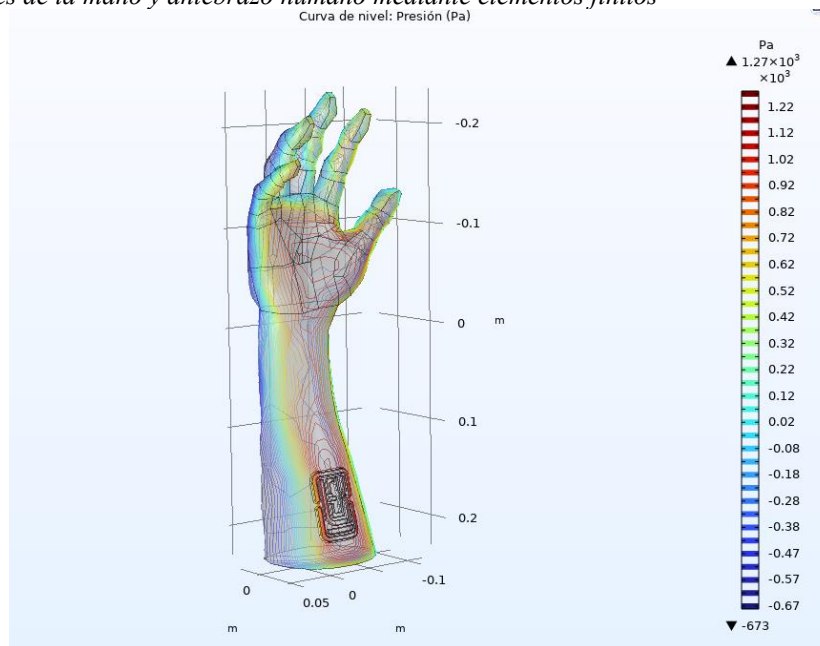
Figura 37.
Mallado de los elementos de la simulación



Nota. 37 En la figura se exhibe el mallado de los elementos utilizados en la simulación, tanto para la mano como para el volumen de control.

4.1.11.5. Resultados.

Figura 38.
Presiones de la mano y antebrazo humano mediante elementos finitos



Nota. 38 En el gráfico se aprecian las presiones que actúan sobre la mano y antebrazo del usuario.

En la Figura 38, se pueden observar las presiones que actúan en la mano y antebrazo humana durante las fases de nado, siendo representada por el valor máximo de presión. Utilizando el área de la mano, se calcula la fuerza de arrastre que se ejerce sobre esta área. Por lo tanto, se obtiene.

$$FD_m = P_m * A_m \quad \text{(Ecuación 3)}$$

Donde:

FD_m = Fuerza de arrastre de la mano [N]

P_b = Presión del brazo máxima [Pa]

A_m = Área de la mano [m^2]

Datos:

$P_m = 1270 \text{ Pa}$

$A_m = 0,0169 \text{ m}^2$

$$FD_m = 1270 \text{ Pa} * 0,0169 \text{ m}^2$$

$$FD_m = 21,4 N$$

Para el antebrazo

El área de contacto del fluido sobre el antebrazo humano, es calculada mediante el software fusión 360.

$$FD_a = P_b * A_a \quad \text{(Ecuación 4)}$$

Donde:

FD_a = Fuerza de arrastre del antebrazo [N]

P_b = Presión máxima del brazo [Pa]

A_a = Área del antebrazo [m^2]

Datos:

$P_a = 1270 Pa$

$A_a = 0,02 m^2$

$$FD_a = 1270 Pa * 0,0301 m^2$$

$$FD_a = 25 N$$

Una vez calculadas las fuerzas de arrastre se puede encontrar los coeficientes de arrastre de ambas partes, para el caso de la mano se tiene.

$$CD_m = \frac{FD_m}{\frac{1}{2} * \rho * V_l^2 * A_m} \quad \text{(Ecuación 5)}$$

Donde:

CD_m = Coeficiente de arrastre de la mano.

FD_m = Fuerza de arrastre de la mano [N]

ρ = Densidad [$\frac{kg}{m^3}$]

$V_l =$ Velocidad lineal. [m/s]

$A_m =$ Área de la mano [m^2]

Datos:

$$FD_m = 19 \text{ N}$$

$$\rho = 998 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

$$V_l = 1,5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

$$A_m = 0,0169 \text{ m}^2$$

$$CD_m = \frac{21,4 \text{ N}}{\frac{1}{2} * 998 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} * 1,5^2 \frac{\text{m}}{\text{s}} * 0,0169 \text{ m}^2}$$

$$CD_m = 1,12$$

Para el antebrazo se tiene:

$$CD_a = \frac{FD_b}{\frac{1}{2} * \rho * V_l^2 * A_b} \quad \text{(Ecuación 6)}$$

Donde:

$CD_a =$ Coeficiente de arrastre del antebrazo

$FD_a =$ Fuerza de arrastre del antebrazo [N]

$A_a =$ Área del antebrazo [m^2]

Datos:

$$FD_a = 38 \text{ N}$$

$$\rho = 998 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$$

$$V_l = 1,5 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

$$A_a = 0,03 \text{ m}^2$$

$$CD_a = \frac{24 N}{\frac{1}{2} * 998,2 * 1,5^2 * 0,03}$$

$$CD_a = 1,26$$

Para Verificación de los resultados se procede a comparar los valores de los coeficientes de arrastres calculados con los determinados por [56] los cuales se muestran en la siguiente tabla comparativa.

Tabla 13. Comparación y validación de resultados de coeficientes de arrastres.

Detalle	CD por medio de CFD	CD encontrados por [56]
<i>Coeficiente de la mano CD_m</i>	1,12	1,17
<i>Coeficiente de antebrazo CD_a</i>	1,26	1,18

Se nota una fluctuación en los coeficientes de arrastre, que se ve influenciada por la implementación de velocidades más altas en las investigaciones. Esto se debe a la orientación hacia usuarios de nivel profesional en la natación, lo cual implica que la prótesis debe resistir cargas más intensas. Además, al considerar las diferentes dimensiones antropométricas de los usuarios, se puede notar que esta variabilidad sigue siendo mínima en su escala.

4.1.12. Cálculo de las dimensiones de la prótesis

Para el cálculo de las dimensiones de la prótesis, se tomó en cuenta que la fuerza de arrastre generada por la paleta de natación debe ser igual a la que se origina en la mano y el antebrazo del brazo derecho.

Siguiendo las consideraciones mencionadas previamente, para determinar el área de la prótesis se igualaron las fuerzas de arrastre ejercidas por el antebrazo y la mano izquierda con las generadas por la prótesis. Por lo tanto, se obtiene.

$$FD_p = FD_a + FD_m \quad \text{(Ecuación 7)}$$

Donde:

$FD_p = \text{Fuerza del prototipo [N]}$

$FD_a = \text{Fuerza del antebrazo [N]}$

$FD_m = \text{Fuerza de la mano [N]}$

La fuerza de arrastre que experimenta un fluido depende de la velocidad, la densidad del fluido, el coeficiente de arrastre (CD) y el área, descritas así:

$$FD = \frac{\rho V^2 A CD}{2}$$

Reemplazando la ecuación de la fuerza de arrastre en la ecuación 6 se tiene.

$$\frac{1}{2} \rho_p V_p^2 A_p CD_p = \frac{1}{2} \rho_a V_a^2 A_a CD_a + \frac{1}{2} \rho_m V_m^2 A_m CD_m \quad \text{(Ecuación 8)}$$

La velocidad de la prótesis el antebrazo y la mano está ligada a la velocidad angular del movimiento del brazo completo, y se puede determinar utilizando la ecuación 1, la cual supone que el movimiento del brazo es circular.

$$V_l = r * \omega$$

Reemplazando la ecuación de la velocidad lineal en la ecuación 8 se tiene.

$$\frac{1}{2} \rho_p \omega_p^2 L_p^2 A_p CD_p = \frac{1}{2} \rho_a \omega_a^2 L_a^2 A_a CD_a + \frac{1}{2} \rho_m \omega_m^2 L_m^2 A_m CD_m \quad \text{(Ecuación 9)}$$

La velocidad angular será idéntica tanto para el antebrazo como para la mano, lo que significa que también será equivalente para la prótesis, por lo que se simplifica, así mismo los valores de la densidad usados en la ecuación son idénticos para los tres casos, ya que se refieren al mismo fluido.

Al anular las densidades y las velocidades angulares se tiene.

$$L_p^2 A_p CD_p = L_a^2 A_a CD_a + L_m^2 A_m CD_m \quad \text{(Ecuación 10)}$$

Despejando la ecuación 10 se tiene el área de la prótesis que está definida por:

$$A_p = \frac{L_a^2 A_a CD_a + L_m^2 A_m CD_m}{L_p^2 CD_p} \quad \text{(Ecuación 11)}$$

Donde:

L_a = Longitud del antebrazo desde el hombro hasta su centro de masa [m]

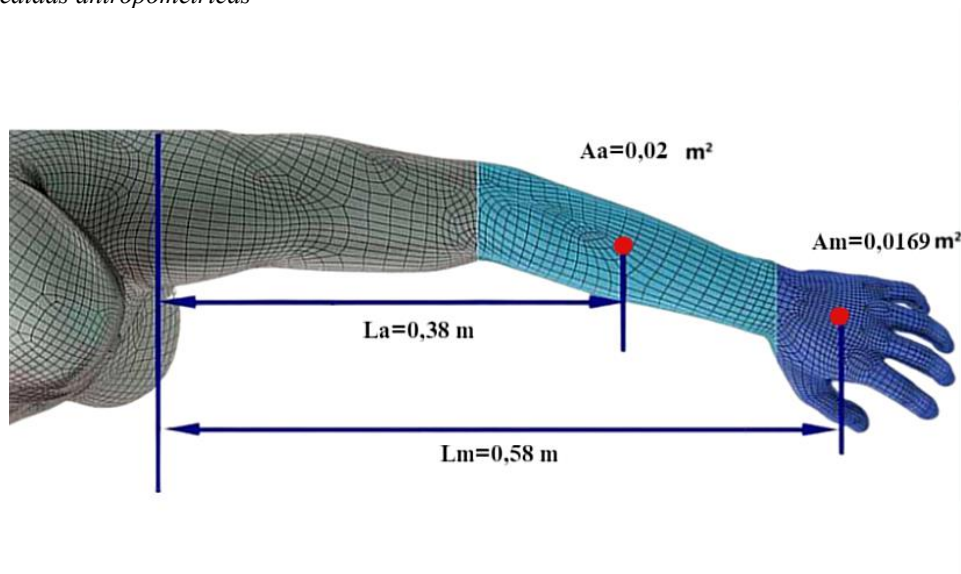
L_m = Longitud de la mano desde el hombro hasta su centro de masa. [m]

L_p = Longitud de la prótesis desde el hombro hasta su centro de masa. [m]

A_p = Área de la prótesis [m^2]

Para analizar la ecuación 10, los valores de L_a y L_m .Se emplearon datos antropométricos obtenidos mediante mediciones directas al usuario. Se tomaron en cuenta las longitudes desde el hombro hasta el centro de masa correspondientes (L_a y L_m), para el coeficiente de arrastre de la prótesis se tomó un valor promedio entre el coeficiente de arrastre de la mano y del antebrazo.

Figura 39.
Medidas antropométricas

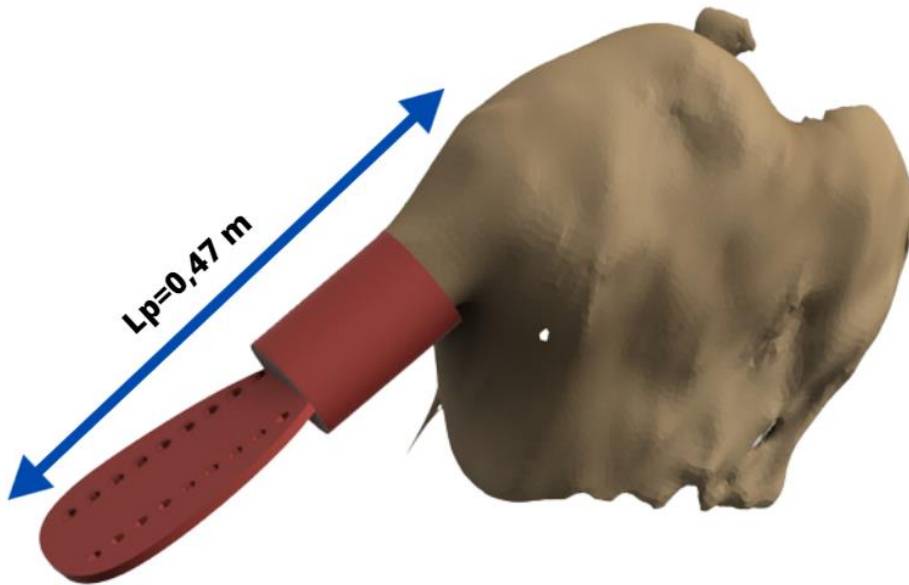


Nota. 39 En la figura anterior se aprecian los datos de las longitudes y áreas del brazo del usuario.

Para encontrar la longitud de la paleta (L_p), se toman 0,23 m que es tomado en medición directa del brazo amputado del usuario (muñón), adicional a esto se le agregan 0,25 m, valor que se estipula que debe de tener la longitud de la paleta, con la finalidad de darle estética, obteniendo una longitud de la paleta referente al centro de masa de 0,43 m ($L_p = 0,47\text{m}$).

Figura 40.

Longitud de la paleta desde el hombro hasta el centro de masa.



Nota. 40 En la figura se aprecia las medidas de la paleta hasta su centro de masa.

Con los datos anteriormente descritos se procede a calcular el área de incidencia de la prótesis de nado mediante la ecuación 11.

$$A_p = \frac{L_a^2 A_a CD_a + L_m^2 A_m CD_m}{L_p^2 CD_p}$$

Datos:

$$L_a = 0,38 \text{ m}$$

$$A_a = 0,02 \text{ m}^2$$

$$CD_a = 1,26$$

$$L_m = 0,58 \text{ m}$$

$$A_m = 0,0169 \text{ m}^2$$

$$CD_m = 1,12$$

$$L_p = 0,47 \text{ m}$$

$$CD_p = 1,19$$

$$A_p = \frac{(0,38\text{m})^2 * (0,02\text{m}^2) * (1,26) + (0,58\text{m})^2 * (0,0169\text{m}^2) * (1,12)}{(0,47\text{m})^2 * (1,19)}$$

$$A_p = 0,038\text{m}^2$$

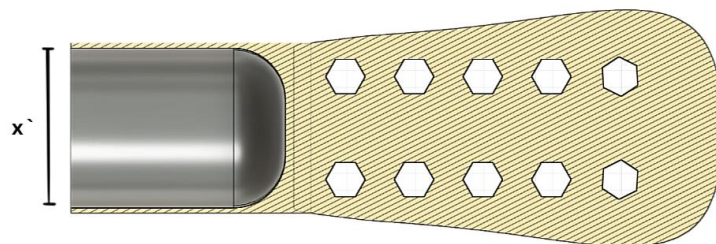
Utilizando esta área, es posible producir una fuerza de arrastre equivalente a la de la mano izquierda del usuario.

4.1.13. Dimensionamiento de la prótesis de natación

Una vez conocida el área que necesita tener la prótesis para poder igualar la fuerza de arrastre que generan el antebrazo y la mano del usuario se procede a dimensionar la paleta y la sujeción de la prótesis.

4.1.13.1. Dimensionamiento de la sujeción de la prótesis.

Figura 41.
Forma interna de la sujeción



Nota. 41 En la figura se observa la parte interna de la sujeción la cual tiene la forma del brazo del amputado.

$$x' = x + 2t \quad \text{(Ecuación 12)}$$

Donde:

x' = diámetro interno mayor de la sujeción. [m]

x =diámetro mayor de la amputación. [m]

t = espesor del liner [m]

Datos:

$x = 0,088 \text{ m}$

$t = 0,003 \text{ m}$

Por lo que se tiene.

$$x' = 0,088 \text{ m} + 2 * 0,003 \text{ m}$$

$$x' = 0,096 \text{ m}$$

Considerando que el brazo del amputado tiene una forma orgánica la cual es difícil replicar, optamos por diseñar el socket de la prótesis en una configuración similar, se opta por tener una geometría cilíndrica con base elíptica, se estima que una longitud de 0,13 metros sería adecuada para asegurar un ajuste firme de la prótesis al brazo del usuario. Sin embargo, es importante destacar que esta medida podría haber variado según las dimensiones específicas de cada usuario, ya que no existía una longitud estándar universal, adicional con esta medida

Además, teniendo en cuenta que el diámetro mayor del brazo del amputado es de 0.092 m y un diámetro menor de 0,062 m, adicional es esencial utilizar un Liner con un espesor comercial de 0.003 metros [57] (más detalles disponibles en el anexo 4). Esto indica que se tendría un diámetro mayor interno de 0,095 m y un diámetro menor interno de 0,065. Entre las ventajas de un usar un Liner se tiene proporcionar comodidad al usuario, también contribuye a aumentar la fricción entre la prótesis y el brazo del amputado, reduciendo así la posibilidad de desajuste.

Para poder adaptar la prótesis. Este ajuste en el diámetro permitirá que la prótesis se adapte con precisión al contorno del brazo amputado del usuario, logrando un encaje óptimo. Como resultado, el espesor del socket sería de 0.004 metros, garantizando un ajuste cómodo y seguro para el usuario.

Teniendo estos valores se puede calcular el área que tendrá la superficie del socket.

$$A_s = 2 * \pi * r_s * L_s \quad \text{(Ecuación 13)}$$

Donde:

A_s = Área superficial del socket [m^2]

r_s = Radio menor del socket [m]

L_s = Longitud del socket [m]

Datos:

$r_s = 0,035 \text{ m}$

$L_s = 0,13 \text{ m}$

$$A_s = 2 * \pi * 0,035 \text{ m} * 0,13 \text{ m}$$

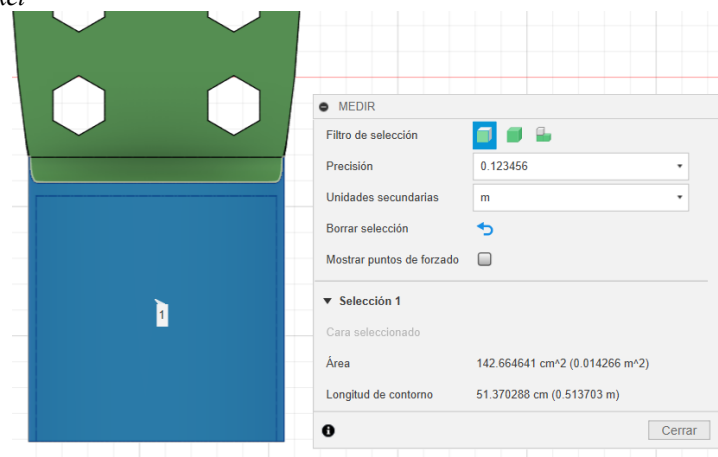
$$A_s = 0,028 \text{ m}^2$$

Esta área total del cilindro se divide en dos partes para centrarse en la superficie que entra en contacto con el agua durante el nado. Esta división posibilita calcular de manera más directa la interacción entre el cilindro y el agua, lo que a su vez permite realizar análisis más exacto en relación con la resistencia y la fuerza requerida para igualar los coeficientes de arrastres.

$$A_{s/2} = 0,014 \text{ m}^2$$

Esta área es fundamental para equilibrar la fuerza generada por el brazo izquierdo del usuario, ya que es la primera en entrar en contacto con el agua.

Figura 42.
Área del socket



Nota. 42 En la figura se observa el área del socket del modelo computacional.

4.1.13.2. Dimensionamiento de la paleta.

Para calcular el área que debe ocupar únicamente la paleta de natación, se resta el área total de la prótesis y el área previamente calculada del socket en contacto con el agua. El resultado de esta resta determina el área requerida para la paleta.

El área restante destinada a la paleta es.

$$A_{pl} = A_p - A_{s/2} \quad \text{(Ecuación 14)}$$

Donde:

A_{pl} = Área superficial de la paleta [m]

A_p = Área de la prótesis [m^2]

Datos:

$$A_p = 0,038 \text{ m}^2$$

$$A_{s/2} = 0,015 \text{ m}^2$$

$$A_{pl} = 0,038 \text{ m}^2 - 0,014 \text{ m}^2$$

$$A_{pl} = 0,024 \text{ m}^2$$

Conociendo este valor, se puede dimensionar la paleta. Esta debe tener una longitud de 0.28 metros y se pretende utilizar un ancho de 0.13 metros con la finalidad de obtener un área mayor utilizando la geometría de un rectángulo. Luego, se procederá a reducir el área mediante curvas para obtener la forma requerida de una aleta de pescado. A continuación, se calcula el área de la paleta en forma rectangular.

$$A_r = b_r * h_r \quad \text{(Ecuación 15)}$$

Donde:

A_r = Área del rectángulo [m^2]

b_r = Base del rectángulo de la paleta [m]

h_r = altura del rectángulo de la paleta [m]

Datos:

$$b_r = 0,13 \text{ m}$$

$$h_r = 0,25 \text{ m}$$

$$A_r = 0,13 \text{ m} * 0,25 \text{ m}$$

$$A_r = 0,025 \text{ m}^2$$

Este valor es superior al área faltante entre la paleta y el socket para poder igual la fuerza de arrastre de la mano izquierda, con la finalidad de reducir el área del rectángulo y ajustarlo al área real de la paleta se le da curvas a la paleta.

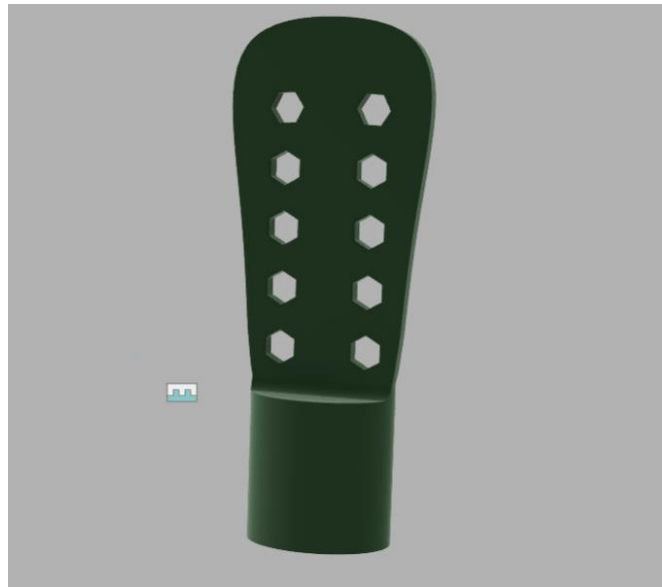
Por estética una paleta rectangular no sería lo adecuado, por lo que para darle la forma de aleta de pescado se usa la función de curva spline en el software fusión 360 y se va ajustando hasta obtener la figura y área necesaria de la paleta.

Figura 43.
Paleta dimensionada.



Nota. 43 En la figura se observa el área de la paleta en del modelo computacional.

Figura 44.
Prótesis dimensionada



Nota. 44 En la figura se aprecia la prótesis final dimensionada.

En la figura 44 se puede observar la prótesis final con las medidas requeridas para tener el área que será capaz de generar la misma fuerza que la mano izquierda.

La paleta exhibe perforaciones con formas poligonales, las cuales desempeñan un papel crucial en la disminución del área superficial. Esta característica se traduce en una mejora significativa de la aerodinámica durante la ejecución deportiva. Estas perforaciones no solo contribuyen a la eficiencia aerodinámica, sino que también juegan un papel en la reducción de peso de la paleta.

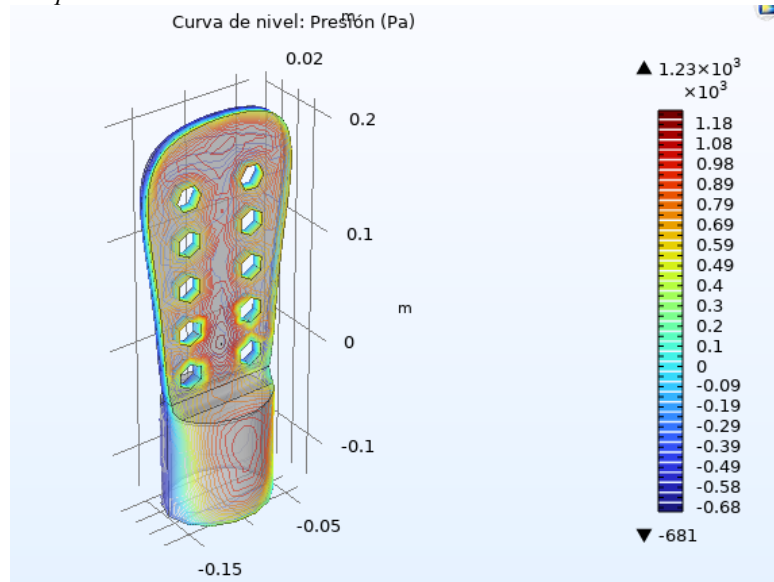
Las perforaciones geométricas presentes en la estructura de la paleta son responsables de esta optimización, al permitir una distribución estratégica del material sin sacrificar la integridad estructural. La reducción del área expuesta al flujo de aire no solo favorece la velocidad y precisión en el deporte, sino que también disminuye la resistencia.

Además, estas perforaciones en forma de polígonos añaden un elemento estético distintivo al diseño de la paleta, a la vez que se potencian sus beneficios funcionales. Esta combinación de aspectos estéticos y funcionales refleja una consideración integral en la concepción y elaboración de la paleta, enfocada en elevar la experiencia del deportista y optimizar su desempeño.

4.1.14. Comprobación de resultados por medio de análisis CFD

Para validar los resultados anteriores se procede a realizar mediante un análisis de elementos finitos la presión de la prótesis de nado, para posteriormente calcular la fuerza de arrastre.

Figura 45.
Presiones de la prótesis de natación



Nota. 45 En la figura se muestran las presiones máximas de la prótesis de natación.

Teniendo la presión máxima que actúa sobre la prótesis se procede a realizar la comprobación de los resultados, por lo que se tiene.

$$FD_p = P_p * A_p \quad \text{(Ecuación 16)}$$

Donde:

FD_p = Fuerza de arrastre de la prótesis [N]

P_p = Presión máxima de la prótesis [Pa]

A_p = Área de la prótesis [m^2]

Datos:

$P_p = 1230 Pa$

$A_p = 0,038 m^2$

$$FD_p = 1230 Pa * 0,038 m^2$$

$$FD_p = 46,7 N$$

Con el valor de la fuerza de arrastre se procede a encontrar el coeficiente de arrastre de la prótesis.

$$CD_p = \frac{FD_p}{\frac{1}{2} * \rho * V^2 * A_p} \quad \text{(Ecuación 17)}$$

Donde:

CD_p = Coeficiente de arrastre de la prótesis.

FD_p = Fuerza de arrastre de la prótesis [N]

Datos:

$$FD_p = 49,2 N$$

$$V_t = 1,5 \frac{m}{s}$$

$$A_p = 0,040 m^2$$

$$CD_p = \frac{46,7 N}{\frac{1}{2} * 998,2 \frac{Kg}{m^3} * 1,5^2 m * 0,038 m^2}$$

$$CD_p = 1,09$$

De acuerdo con la ecuación 7 la fuerza de la prótesis va a ser igual a la suma de las fuerzas ejercidas por la mano y el antebrazo.

$$FD_p = FD_a + FD_m$$

Datos:

$$FD_p = 46,7 N$$

$$FD_a = 21,4 N$$

$$FD_m = 25N$$

$$46,7 N = 21,4 N + 25 N$$

$$46,7N = 46,4 N$$

Se puede observar que la fuerza que genera la paleta de nado es mayor que la que se genera entre la mano y el antebrazo, lo que indicaría que las dimensiones de la prótesis se encuentran adecuadas, se supondría que el usuario puede realizar la actividad acuática sin ninguna dificultad.

4.1.15. Selección de materiales

Para la fabricación del prototipo de la prótesis, se eligió utilizar PLA (ácido poliláctico), un filamento apropiado para la tecnología de fabricación aditiva. Se optó por este material debido a su capacidad para producir piezas finales de alta calidad. Además, es importante destacar que el PLA es un material isotrópico al ser termoplástico [58], lo que significa que sus propiedades mecánicas se mantienen consistentes en todas las direcciones.

Para encontrar propiedades del PLA se analizó una ficha técnica y un estudio reciente en la cual se determinan los módulos de Young, y los esfuerzos máximos del material, las propiedades son mostradas en la tabla 14.

Tabla 14. Características mecánicas del PLA

Característica	Valores
Densidad	$1,24 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$
Módulo de Young	(3,3 - 3,6) GPa
Coefficiente de Poisson	(0,38 - 0,4)
Límite elástico	(55 - 72) MPa
Resistencia a la tracción	(47 - 70) MPa

Elaborado por: [59]

Figura 46.
Rollo de filamento PLA



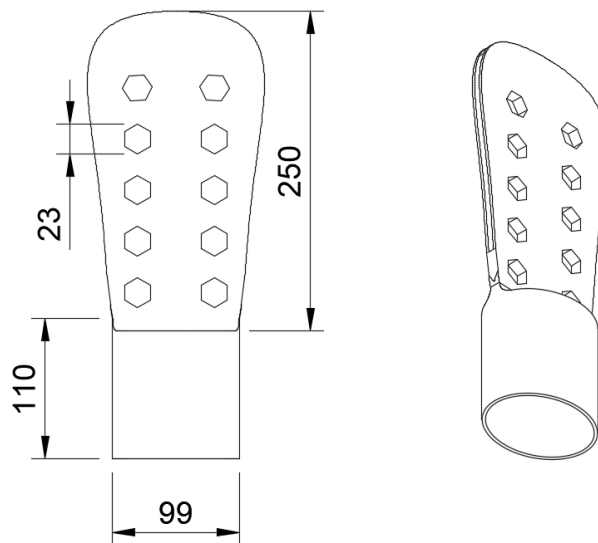
Nota. 46 En la figura se observa el material usado para la fabricación de la prótesis de natación.

4.1.16. Modelo de elementos finitos

4.1.16.1. Geometría.

La prótesis se considera como un objeto sólido y se importa desde el software Fusión 360,

Figura 47.
Esquema de la prótesis de natación en mm



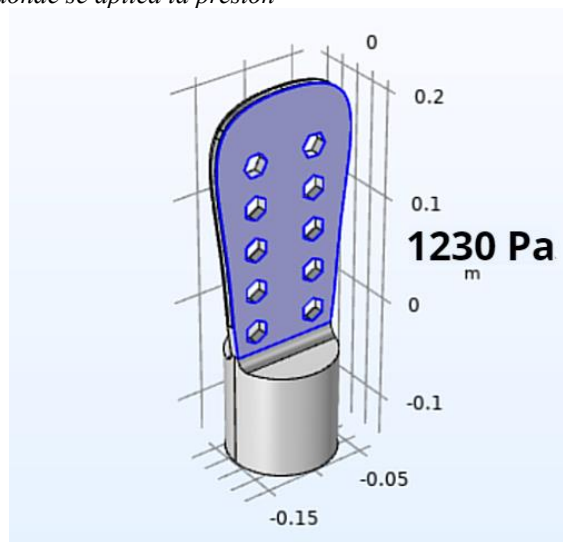
Nota. 47 La figura ilustra las dimensiones de la paleta. Elaborado por AUTOR

4.1.16.2. Condiciones de borde.

Para lograr una simulación precisa de las deformaciones que experimentará la prótesis durante su uso, es fundamental tener en cuenta la presión que la prótesis deberá resistir para contrarrestar la fuerza generada por el agua. Esta presión es resultado de la combinación de las presiones ejercidas por la mano y el antebrazo del usuario, las cuales se calculan previamente mediante análisis de dinámica de fluidos computacional (CFD). Esta consideración desempeña un papel crucial para obtener una representación fiel de cómo la prótesis se deformará en esta situación específica.

Figura 48.

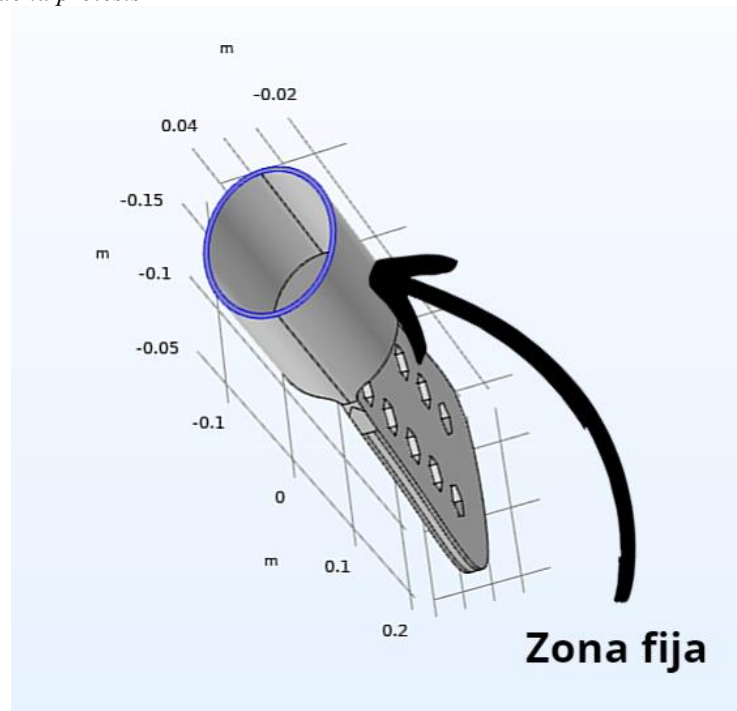
Cara de la prótesis donde se aplica la presión



Nota. 48 La figura muestra la aplicación de la presión a la prótesis. Elaborado por AUTOR.

Para lograr una representación más realista, se establece que la fijación de la prótesis al antebrazo está inmovilizada en su posición. Esto asegura que no puede experimentar movimiento ni rotación en dicho punto de anclaje. Esto se logra mediante la restricción de los grados de libertad de movimiento en este punto específico.

Figura 49.
Restricción de la prótesis



Nota. 49 En la figura se representa la sección inmóvil de la prótesis, que limita sus grados de libertad.

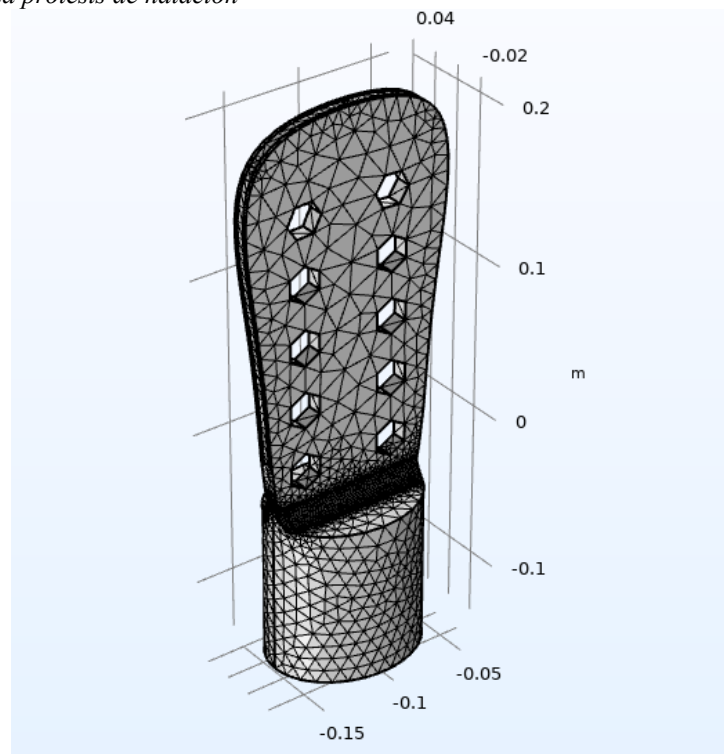
Elaborado por AUTOR

Con estas condiciones de frontera, se garantiza que el modelo simule un comportamiento realista y muestre la respuesta de la prótesis frente a la presión de 2001.2 Pascales durante la fase de natación.

4.1.16.3. *Discretización.*

Se procede a descomponer la forma de la prótesis en elementos más pequeños con el fin de realizar un análisis numérico de mayor precisión. Esta subdivisión se lleva a cabo con gran cautela, ajustando la densidad de la malla en zonas críticas. Esto posibilita comprender cómo se forma y reacciona la paleta ante cargas específicas.

Figura 50.
Mallado de la prótesis de natación



Nota. 50 En la figura se puede observar la prótesis representada con una malla tetraédrica de alta densidad.

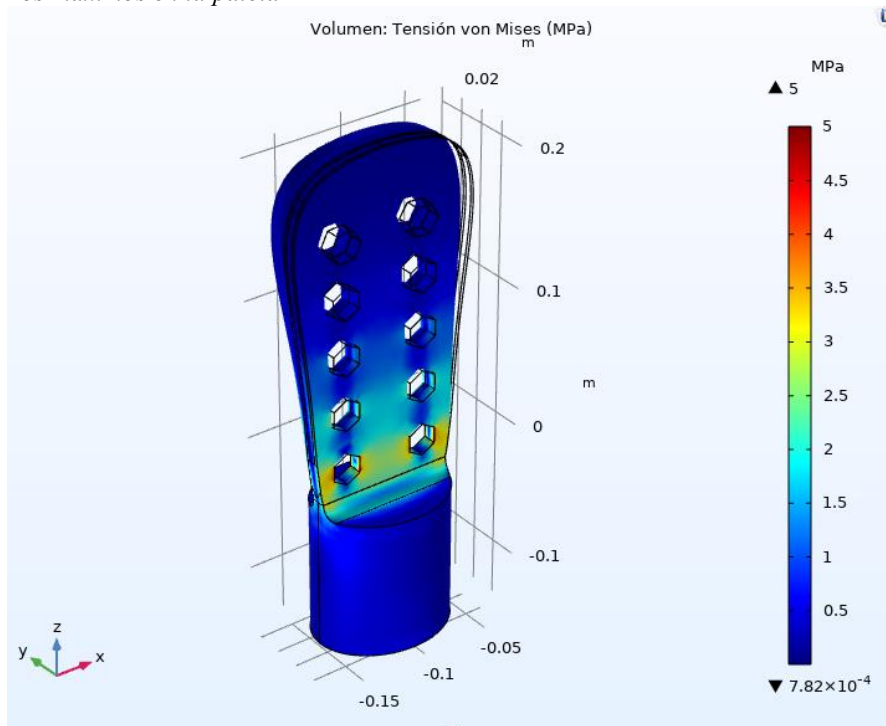
Elaborado por AUTOR.

En la Figura 50, se puede observar la prótesis con una malla refinada en la región donde se anticipa que se concentren las tensiones. Esta refinación de la malla tiene como objetivo permitir un análisis más detallado en esa área específica y, al mismo tiempo, prevenir posibles errores en la malla.

4.1.17. Resultados de los análisis de esfuerzos por elementos finitos

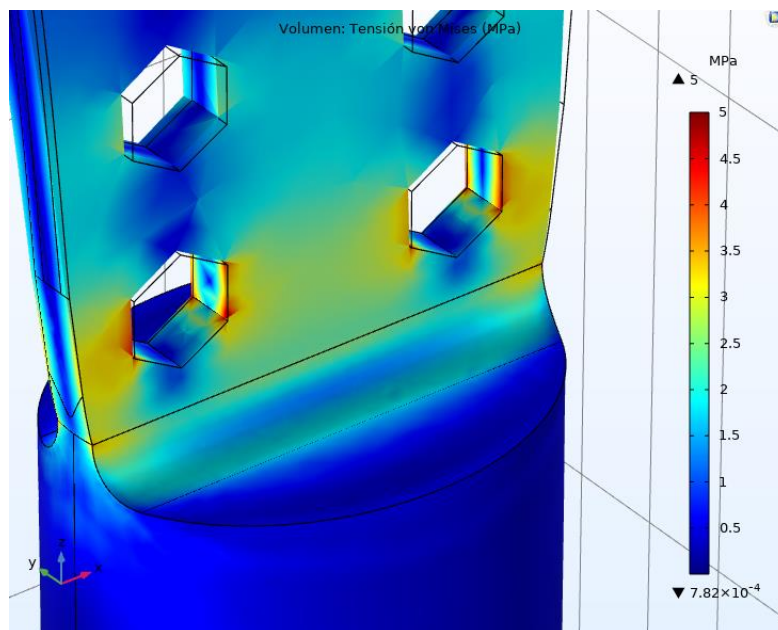
Los datos consignados en la Tabla 14 fueron empleados para llevar a cabo la simulación del desempeño de la prótesis en condiciones críticas. Estas simulaciones se llevaron a cabo mediante el software Comsol. Los resultados de estas simulaciones se presentan en las imágenes que siguen a continuación.

Figura 51.
Esfuerzos máximos en la paleta



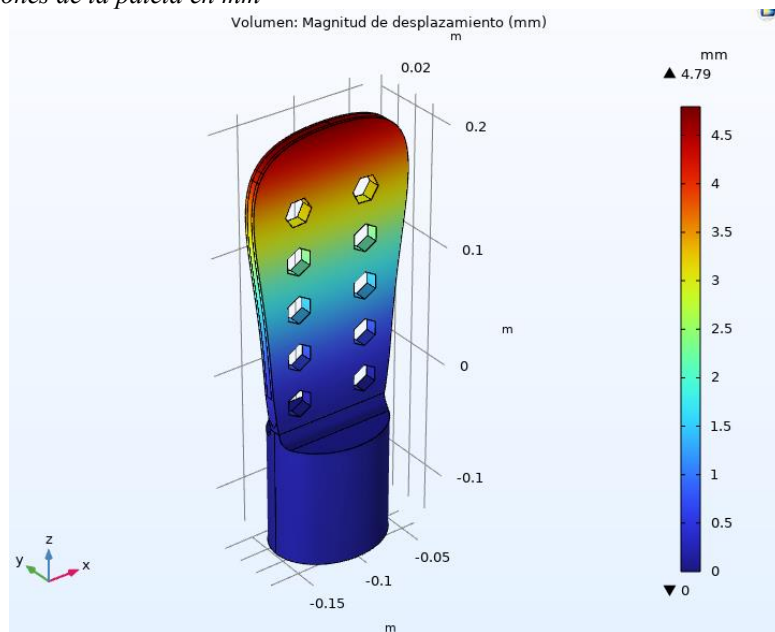
Nota. 51 En la figura se aprecia los esfuerzos que va a sufrir la prótesis de natación.

Figura 52.
Vista con detalles de las zonas con valores de esfuerzos más grandes.



Nota. 52 En la figura se aprecian las zonas donde se presentan mayores esfuerzos en la prótesis de natación

Figura 53.
Deformaciones de la paleta en mm



Nota. 53 En la figura se aprecian las deformaciones totales que está sometida la paleta de natación.

4.1.18. *Análisis de malla*

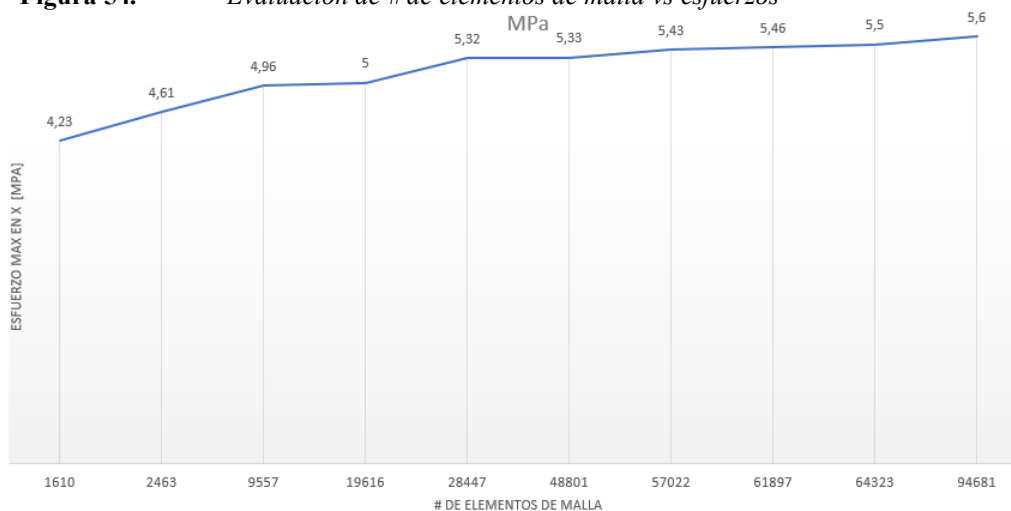
Con el propósito de asegurar la exactitud y confiabilidad de los resultados derivados del análisis de la paleta de natación, se ha optado por emplear una malla tetraédrica, que es ampliamente reconocida y utilizada en modelos tridimensionales [60]. Se realizó un análisis metódico al variar el número de elementos en la malla. Este enfoque sistemático permitió examinar cómo la convergencia de la solución en función de la cantidad de elementos de la discretización impacta en los resultados se muestran en la tabla 15.

Tabla 15. *Resultados de análisis de elementos de malla*

ESPESOR 10 MM		
# de elementos	Esfuerzo de Von Misses MPa	Deflexión máxima en x [mm]
1610	4,23	4,65
2463	4,61	4,68
9557	4,96	4,7
19616	5	4,72
28447	5,32	4,73
48801	5,33	4,75

57022	5,43	4,76
61897	5,46	4,78
64323	5,50	4,78
94681	5,6	4,8

Figura 54. Evaluación de # de elementos de malla vs esfuerzos



Nota. 54 En la figura se muestra la gráfica de esfuerzos de Von Misses vs # de elementos de malla.

Como se puede apreciar en la Figura 54, a partir de alrededor de 20000 elementos, las variaciones en los valores son mínimas. Además, a medida que se incrementa el número de elementos de la malla, se exige un mayor consumo de recursos computacionales y un aumento en el tiempo de procesamiento. Sin embargo, a medida que se aumente la cantidad de elementos en la malla, los resultados serán más precisos. Por lo tanto, se puede afirmar que un rango de entre 50,000 y 100,000 elementos de malla resulta óptimo para obtener resultados confiables en las simulaciones de esta geometría.

4.1.19. Análisis de resultados

En las figuras 51 y 52 se visualizan los esfuerzos máximos a los que se somete la prótesis de natación. Para determinar estos valores, se empleó una malla con 21000 elementos, una cantidad óptima que garantiza resultados precisos sin demandar recursos computacionales excesivos. Notablemente, el esfuerzo máximo al que la pieza está sujeta es de 5 MPa, considerablemente inferior al límite de 60 MPa, el cual es la resistencia máxima del material. Estos resultados validan la capacidad de la prótesis para enfrentar las condiciones de trabajo.

En el contexto de las cargas críticas de operación, la figura 53 ilustra la máxima deformación total de la prótesis de natación, situada en el punto más delgado de la estructura, con un valor de 4.79 mm.

4.1.20. Evaluación de la resistencia del diseño

Para el diseño se espera que el factor de seguridad sea de $n = 2$ con la finalidad de brindar confiabilidad y seguridad a prótesis, y un $S_y = 50MPa$ que son tomados de la tabla 14.

$$\sigma_{admisible} = \frac{S_y}{n} \quad \text{(Ecuación 18)}$$

Donde:

S_y =Resistencia a la fluencia MPa

n =Factor de seguridad

$$\sigma_{admisible} = \frac{50 MPa}{2}$$

$$\sigma_{admisible} = 25 MPa$$

Tabla 16. Comparación Von Misses de para diferentes espesores.

Mallado	ESPESOR 10 [mm]	ESPESOR 5 [mm]
	Von Misses [MPa]	Von Misses [MPa]
Tetraédrico	5	27

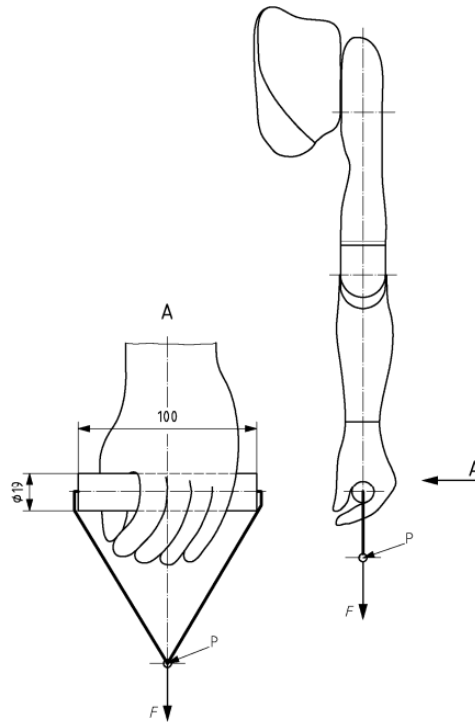
Se puede notar que un espesor de 10 mm es óptimo para evitar fallos, ya que el valor máximo de tensión $\sigma_{Von Misses}$ es menor que el límite de tensión admisible $\sigma_{admisible}$. Sin embargo, con un espesor de 5 mm ocurre lo contrario, ya que excede el valor admisible, lo que podría conducir al fallo de la paleta.

4.1.21. Simulaciones de ensayos según la norma ISO 23523

Según la norma, las prótesis de miembros superiores sin sistema de articulación de codo deben someterse únicamente a pruebas estáticas de tracción.

En la Figura 55 se ilustra la metodología del ensayo, con el punto P marcando la intersección del cable del dispositivo de agarre. Aquí se aplicará una carga progresiva de 10 N/s. Este valor puede variar según los requisitos de cada fabricante. [61]

Figura 55.
Configuraciones para el ensayo

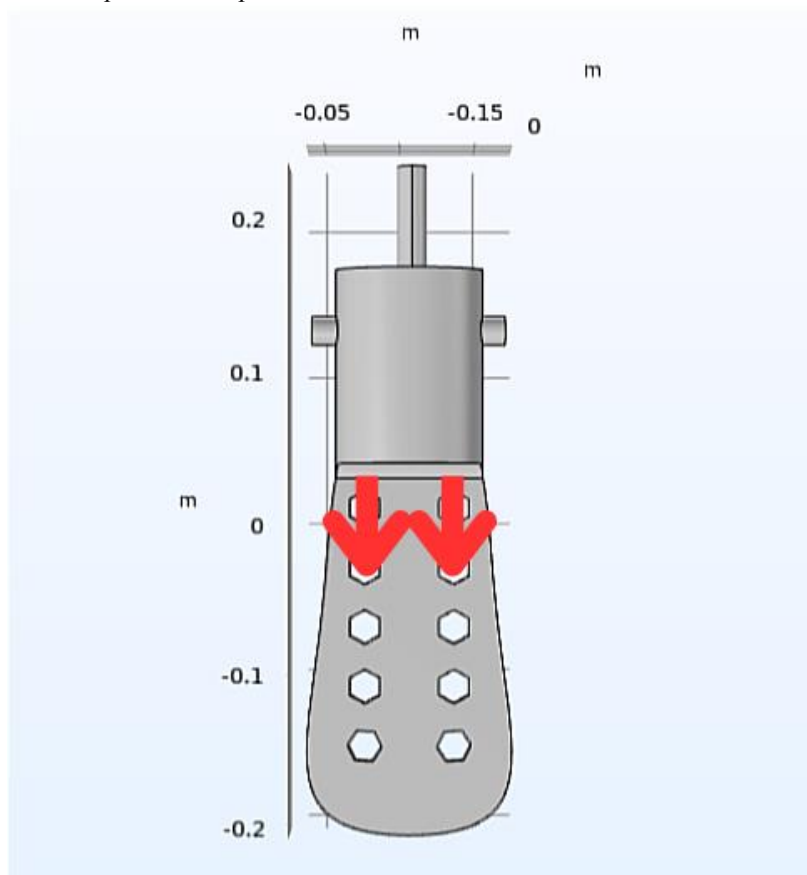


Nota. 55 La figura ilustra la posición requerida para llevar a cabo el ensayo de tracción distal en la prótesis.

Tomado de: [61]

Para replicar las condiciones del ensayo, se ejercerá una carga de 2687 N, en conformidad con las directrices normativas. Esto se ilustra visualmente en la Figura 56, donde se observa la aplicación de la carga sobre la prótesis de natación.

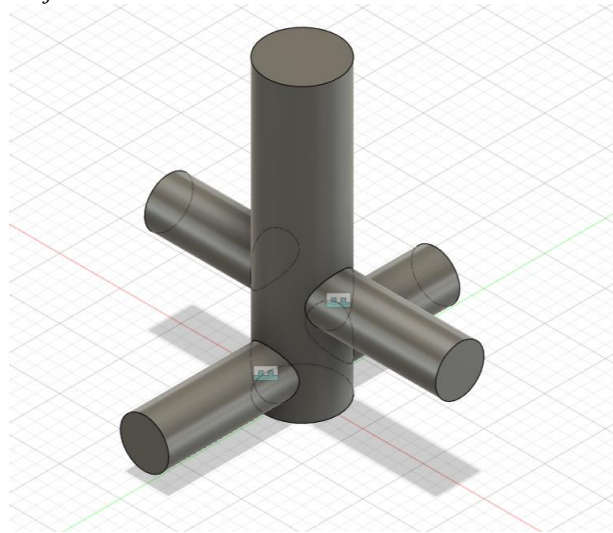
Figura 56.
Carga de 2687 N aplicada a la prótesis



Nota. 56 En la figura, se puede observar la fuerza de 2687 N que se ha aplicado a la prótesis, reproduciendo así la misma magnitud de carga establecida por la normativa correspondiente.

Para lograr una sujeción más realista de la prótesis, similar a las condiciones de los ensayos reales, al no contar con una sujeción estable en la prótesis en la parte superior se usa una configuración en forma de T con dos ejes de 19 mm que es especificado en la norma ISO 22523:2006 y un eje vertical de 30 mm que será donde la máquina de ensayos de tracción sujetará fijamente la prótesis. En el contexto de la simulación, esta parte se fijará para aplicar la carga en el eje Z, en la figura 57 se puede apreciar la configuración de los ejes para la simulación del ensayo de tracción.

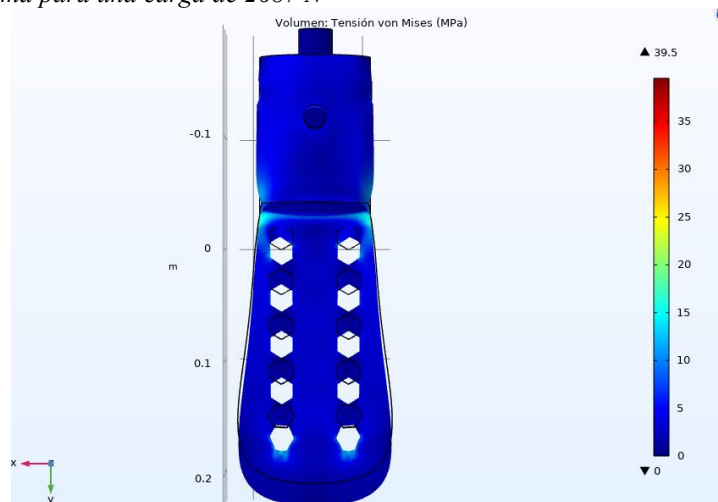
Figura 57.
Configuración de los ejes.



Nota. 57 En la figura se observa la configuración de los ejes en forma de T para realizar los ensayos de tracción como lo determina la norma ISO 22523:2006.

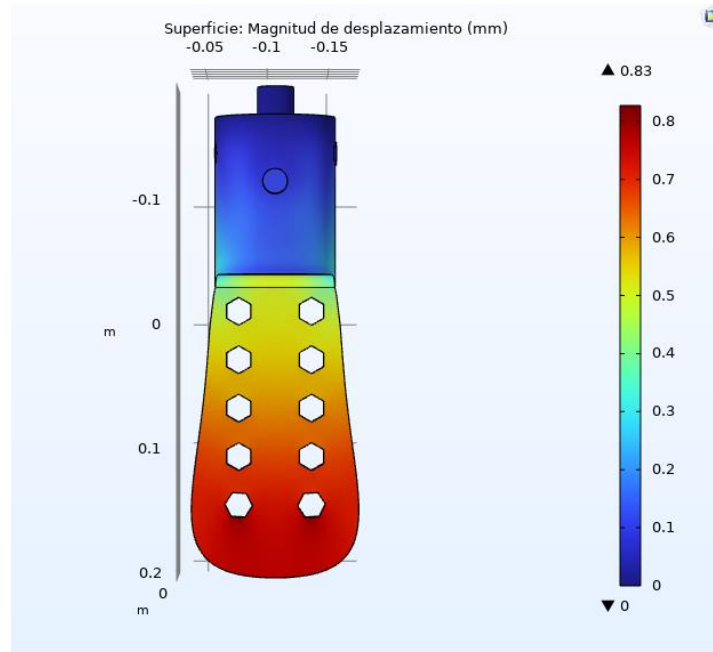
En la Figura 58, es posible visualizar los niveles máximos de esfuerzo que la prótesis de natación experimenta en respuesta a la carga establecida por las directrices de la norma ISO 22523:2006

Figura 58.
Tensión máxima para una carga de 2687 N



Nota. 58 En la figura se aprecian los esfuerzos máximos en respuesta a los 2687 N de carga.

Figura 59.
Deformación máxima en Z



Nota. 59 En la figura, se observa la deformación máxima que la prótesis de natación alcanza durante la prueba.

Al examinar detenidamente los resultados derivados de las simulaciones, se revela con claridad que la prótesis no solo cumple con los requisitos definidos por la norma ISO 22523:2006 2006, sino que los supera de manera satisfactoria. Esta superación se refleja en el esfuerzo máximo alcanzado por la prótesis, que asciende a 39,5 MPa. Esta cifra contrasta significativamente con la capacidad máxima de resistencia del material PLA, establecida en 60 MPa.

Dicha discrepancia resalta la robustez y confiabilidad del diseño de la prótesis, al demostrar su capacidad para soportar las cargas y tensiones predefinidas por la normativa. Estos resultados positivos no solo subrayan la idoneidad del material y la geometría utilizados, sino que también apuntan a un enfoque de diseño y simulación eficaz que puede beneficiar la seguridad y el rendimiento de la prótesis en aplicaciones reales.

4.1.22. Fabricación del prototipo final de la prótesis de natación mediante manufactura aditiva

Para la elaboración del prototipo, se aplicaron métodos de fabricación aditiva, reconocidos por su agilidad en la generación de modelos iniciales. Con este fin, se desplegó una

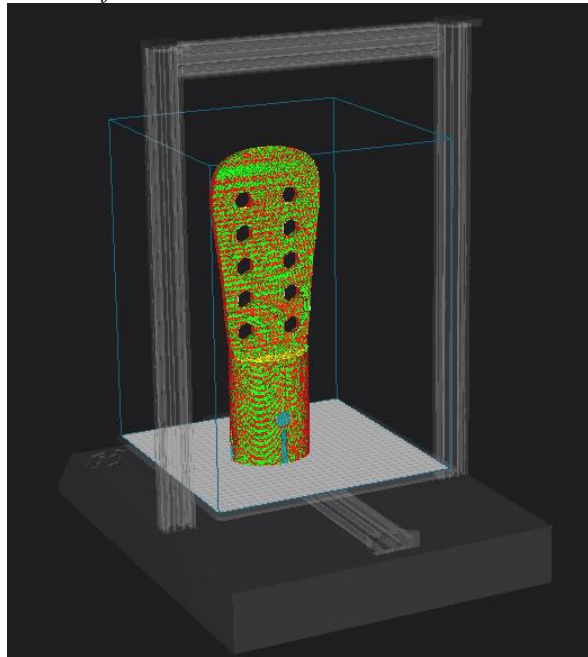
impresora de la marca Artillery, específicamente el modelo X2; además, se hizo uso del programa informático UltiMaker Cura para configurar los distintos elementos de impresión.

4.1.22.1. Selección de los parámetros de impresión.

En primer lugar, en el software Cura, se selecciona la impresora Artillery X1, que tiene un área de impresión de 30x30x40 cm. Luego, se procede a cargar el diseño previamente guardado en formato STL. Posteriormente, se utiliza la función de importación para analizar el archivo cargado y facilitar su preparación para la impresión. Esto se ilustra en la figura 56.

Figura 60.

Prótesis posicionada en el software Cura.



Nota. 60 Prótesis importada en el software Cura y posicionada en la plataforma de impresión.

- **Laminación:** Para el proceso de laminación, se inicia con una configuración de calidad media. Se ajustan los parámetros de altura de capa a 0,2 y el ancho de capa inicial a 0.3. En lo que respecta a las paredes, se establece un grosor de 1,2 lo que resultará en la creación de 3 líneas tanto en las paredes exteriores como interiores. En cuanto a las capas superiores e inferiores, se configura un valor de 3 para cada una como referencia.
- **Relleno:** Para el relleno, se emplea una densidad del 100% utilizando el patrón de relleno de líneas. Este patrón se elige debido a que otorga una mayor resistencia a las piezas una vez que la impresión ha sido finalizada.

- **Material:** Se utiliza PLA de la marca SUNLU, configurando una temperatura de extrusión de 210°C y una temperatura de cama de 60°C. Para obtener información detallada sobre las características adicionales de este filamento, se puede encontrar en el anexo 4.

En la Tabla 17 se recopilan los parámetros críticos que requieren ajuste para la configuración óptima del prototipo destinado a la impresión 3D.

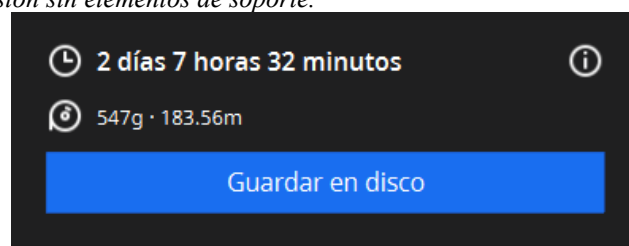
Tabla 17. *Parámetros para la impresión 3D*

Detalle	Parámetro
Tipo de material	PLA
Temperatura de la cama	60°
Temperatura del extrusor	210 °C
Altura de la capa	0,2
Velocidad de avance	45 mm/s
Retracción	2,5 mm
Densidad de relleno	100 %

Con todos los parámetros configurados, es posible obtener una estimación del tiempo de impresión directamente desde el software Cura. Para el modelo de la prótesis en cuestión, se calcula un tiempo estimado que se muestra en la figura 60.

Figura 61.

Tiempo de impresión sin elementos de soporte.

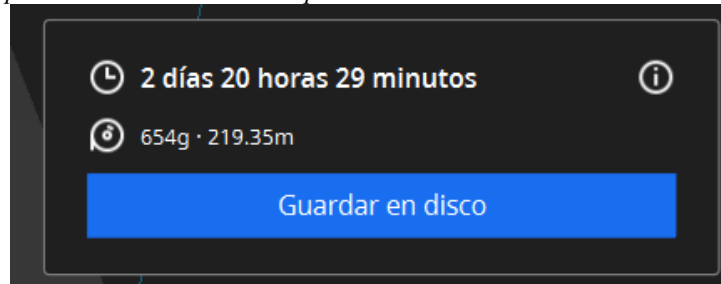


Nota. 61 En la figura se puede apreciar el tiempo de impresión estimado para el prototipo de la prótesis, el cual ha sido calculado utilizando el software Cura.

El modelo presenta una sección que queda suspendida durante el proceso de impresión, lo que puede dar lugar a deformaciones no deseadas del material. Para contrarrestar este efecto, es necesario utilizar soportes adicionales, lo que inevitablemente conlleva un aumento significativo tanto en el tiempo de impresión como en la cantidad de filamento necesario.

En la Figura 61 se representa el tiempo total de impresión requerido y la cantidad de filamento que se consumirá con los elementos de soporte aplicados.

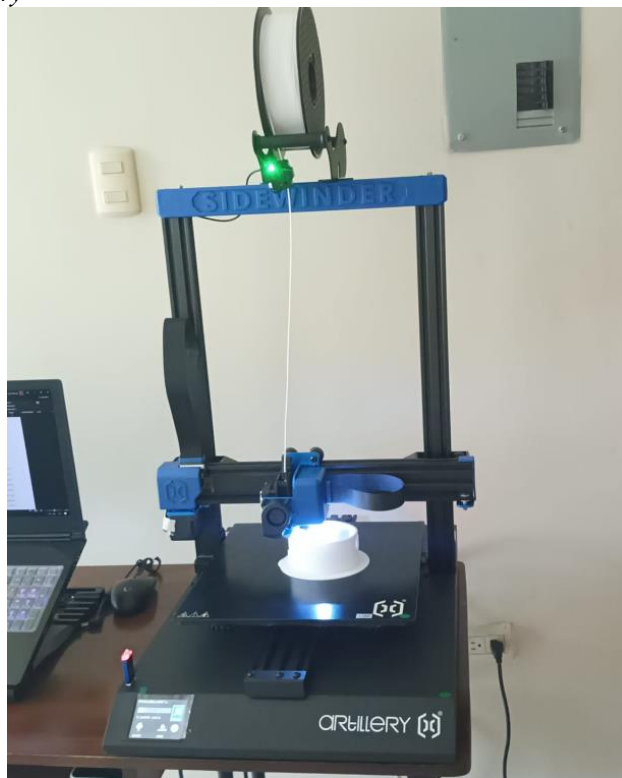
Figura 62.
Tiempo de impresión con elementos de soporte



Nota. 62 En la figura se puede apreciar el tiempo de impresión estimado usando elementos de soporte para el prototipo de la prótesis, el cual ha sido calculado utilizando el software Cura

Continuando con este proceso, se procede a exportar el archivo en formato STL a la unidad flash USB de la impresora 3D. Luego, se conecta la unidad flash USB a la impresora, se selecciona el archivo y se inicia el proceso de impresión con los parámetros previamente configurados en el software Cura.

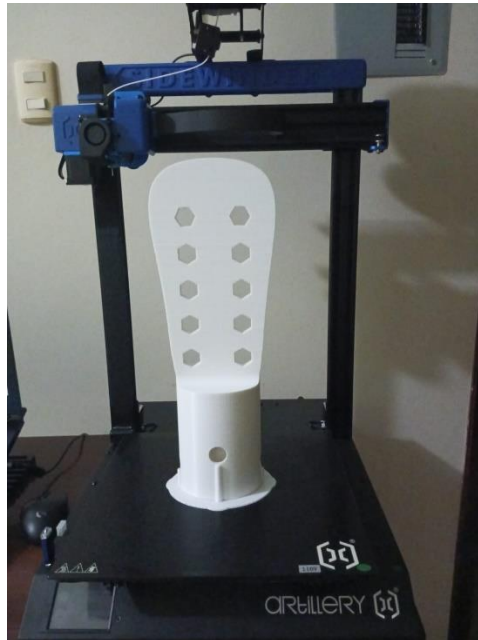
Figura 63.
Impresora 3D Artillery



Nota. 63 En la figura se puede apreciar la impresora trabajando, completando un 21% de la fabricación de la prótesis.

Después de un período de 56 horas, la prótesis se encuentra completamente terminada. Posteriormente, se recomienda esperar de 5 a 10 minutos para permitir que la cama de impresión se enfríe antes de retirar la prótesis, asegurando un proceso de extracción sin problemas.

Figura 64.
Prótesis finalizada



Nota. 64 En la figura se observa la prótesis finalizada luego de 56 horas de fabricación.

4.1.23. Análisis de masa

Como se observa en la Figura 59, la masa de la prótesis es de 547 g, lo cual es significativamente menor que la masa combinada de una mano humana y un antebrazo. Según [58], el peso promedio de una mano humana es de 0,7 Kg, lo que equivale a 700 g, superando ampliamente la masa de la prótesis. Por otro lado, el antebrazo puede llegar a pesar 2,7 Kg o 2700 gramos. Sumando ambos, la mano y el antebrazo tienen un peso total de 3400 g, mientras que la prótesis pesa solo 547 g. Esto lleva a la conclusión de que la prótesis representa aproximadamente el 20.25% del peso de las extremidades humanas combinadas. A pesar de esta diferencia de peso, la prótesis es capaz de superar la fuerza generada por estas extremidades durante el nado.

4.1.24. Ensayos de tracción según la norma ISO 22523:2006

Los ensayos indicados en la norma ISO 22523:2006-2006 son aplicados para prótesis de miembros superiores con articulaciones y sin articulaciones, para el caso de la prótesis de natación se aplica un solo ensayo de tracción, ya que la norma determina que los ensayos de flexión solo se realizan a unidades que contengan articulaciones de codo y hombro, al ser una prótesis rígida solo se realizan ensayos de tracción.

4.1.24.1. Requerimiento para los ensayos.

Para los ensayos de tracción distal la normal recomienda realizar un mínimo de 2 ensayos, con un mínimo de dos probetas (prótesis) y 1 adicional para posibles sustituciones en el caso de que una probeta falle antes de finalizar los ensayos, por lo que se procedió a realizar la fabricación de 3 prototipos para los ensayos de tracción.

4.1.24.2. Adaptaciones de la prótesis para ensayos de tracción.

Para asegurar la sujeción de la prótesis, se siguió el procedimiento simulado en los ensayos de tracción. Se fabricó un eje de acero de 30 mm de diámetro, el cual cuenta con dos agujeros de 20 mm de diámetro cada uno, diseñados para alojar dos ejes de 19 mm de diámetro, siguiendo las especificaciones de la norma ISO 22523:2006.

Figura 65.

Ejes en acero para ensayos de tracción



Nota. 65 En la figura se observa los ejes vertical y horizontal para realizar las adaptaciones de la prótesis a los ensayos de tracción.

El eje vertical de 30 cm de longitud es donde la máquina de ensayos de tracción asegurará la prótesis de manera sólida. Por otro lado, los dos ejes de 19 mm se colocarán horizontalmente en los cuatro agujeros existentes en la parte de sujeción de la prótesis.

Figura 66.

Ejes armados para ensayos.



Nota. 66 En la figura se observa los ejes con el ensamble final para la adaptación de los ensayos.

Para asegurar el agarre inferior de la prótesis a la máquina de tracción, se llevó a cabo una adaptación que consistió en la instalación de un eje vertical de 30 mm de diámetro. Este eje se unió de forma permanente mediante soldadura a una placa cuadrada de dimensiones (100 x 100) mm y un espesor de 5 mm. A su vez, esta placa se conectó a dos ejes inferiores de 100 mm de longitud y 19 mm de diámetro, conforme a las medidas especificadas en la norma ISO 22523:2006. Estos ejes se vincularon mediante el uso de 4 pernos de 100 mm de longitud y se ajustaron con tuercas.

Figura 67.
Adaptación inferior para ensayo de tracción.



Nota. 67 En la figura se muestra la adaptación de que se le realiza a la prótesis en acero para el agarre de las mordazas de la máquina de tracción.

Figura 68.
Adaptaciones ensambladas.



Nota. 68 En la figura se muestra las dos adaptaciones ensambladas en la prótesis fabricada.

4.1.25. Máquina de ensayos de tracción

Los ensayos de tracción se llevaron a cabo en los laboratorios de la Escuela Politécnica Nacional, que dispone de varias máquinas universales de ensayo de tracción. La máquina utilizada fue una TINIUS OLSEN MODELO SUPER L, la cual es de tipo hidráulico, con controles y recopilación de datos digitales. En la tabla siguiente se presenta la información de la máquina.

Tabla 18. Datos técnicos de máquina de ensayos universal Tinius Olsen

Tipo de maquina	Capacidad kN (Lb)	Tipo de control	Recopilación de datos
Hidráulica	587 (13200)	Digital	Digital

Como se puede apreciar en la tabla, esta máquina tiene una capacidad máxima de carga de 587 kN o 13,200 lb, lo cual es más que suficiente para llevar a cabo los ensayos de tracción necesarios para evaluar la prótesis de natación. Además, las mordazas de la máquina permiten un agarre óptimo a los ejes verticales de las adaptaciones metálicas realizadas para realizar dichos ensayos de tracción.

Figura 69.
Máquina de ensayos universal



Nota. 69 En la figura se observa la máquina de ensayos de tracción universal marca TINIUS OLSEN MODELO SUPER L

4.1.26. Realización de los ensayos

Figura 70.

Prótesis adapta para ensayo.



Nota. 70 En la figura se muestra la prótesis ubicada en la máquina universal.

Se comenzó sujetando la prótesis primero en las mordazas superiores de la máquina de ensayo de tracción y luego se repitió este proceso para la parte inferior. La imagen anterior muestra la posición final de la prótesis en la máquina de ensayos de tracción universal.

Una vez que la prótesis se sujetó correctamente, se procedió a realizar los ensayos de tracción aplicando una fuerza progresiva de 10 N/s, de acuerdo con lo que establece la norma ISO 22523:2006. Esta carga se aplicó hasta alcanzar la carga máxima, que se detecta cuando la prótesis se fisura.

4.1.27. Resultados de los ensayos de tracción según la norma ISO 22523:2006

Como se indicó anteriormente se realizaron ensayos a dos probetas (prótesis) las cuales tienen las mismas medidas y fueron fabricadas con el mismo material y mismos parámetros de impresión 3D.

4.1.27.1. Ensayos probeta A.

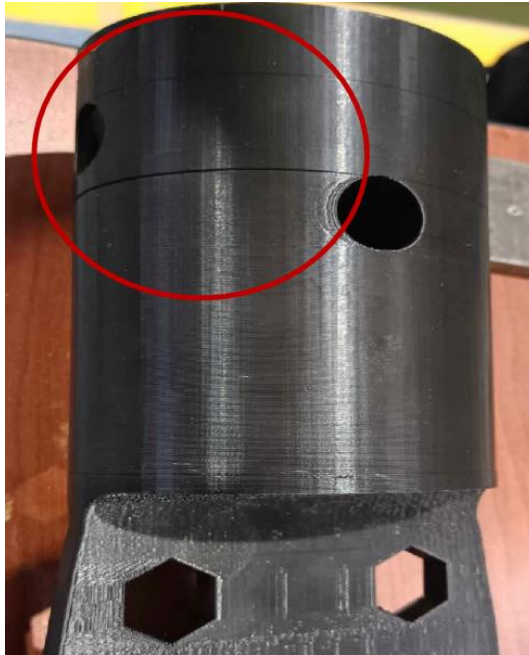
Figura 71.
Probeta A antes de realizar los ensayos



Nota. 71 En la figura se observa la probeta (prótesis) A momentos antes se realizar el ensayo.

Como se muestra en la figura 71 se muestra la probeta A en la cual se aprecia que no cuenta con ningún tipo de fisura ni imperfecciones, la probeta (prótesis) se sometió al ensayo de tracción aplicando una fuerza constante de 10 N/s, esta fuerza fue aplicada hasta que la probeta (prótesis) se fracturó en el extremo superior de la sujeción. Llegando a soportar una carga máxima de 2298 N (517 lbf), en la figura siguiente se muestra zona de ruptura.

Figura 72.
Zona de ruptura probeta A



Nota. 72 En la figura se observa la fisura que presentó la probeta (prótesis) A al ser sometido al ensayo de tracción.

4.1.27.2. *Ensayo probeta B.*

Figura 73.
Probeta B antes de ensayar.



Nota. 73 En la figura se observa la probeta (prótesis) B antes de realizarse los ensayos de tracción.

Como se observa en la figura 73 se aprecia la probeta (prótesis) B sin ningún tipo de falla momento antes de realizarse el ensayo de tracción a esta.

Figura 74.
Zona de ruptura probeta B



Nota. 74 En la figura se observa la zona de ruptura de la probeta (prótesis) B.

El mismo proceso realizado para la probeta (prótesis) A, se realizó para la probeta (prótesis) B, la cual se le aplicó una carga constante de 10 N/s llegando a soportar una carga máxima de 2687 N (604 lbf), observando así que la zona de ruptura es la misma que en la probeta (prótesis) A.

Para encontrar el esfuerzo que actúa en la zona de ruptura se divide el área transversal de corte con la fuerza que se generó en el ensayo.

$$\sigma = F_t / A_{ra} \quad \text{(Ecuación 19)}$$

Donde:

F_t = Fuerza de ensayo de tracción [N]

A_{ra} = Área de fractura [m²]

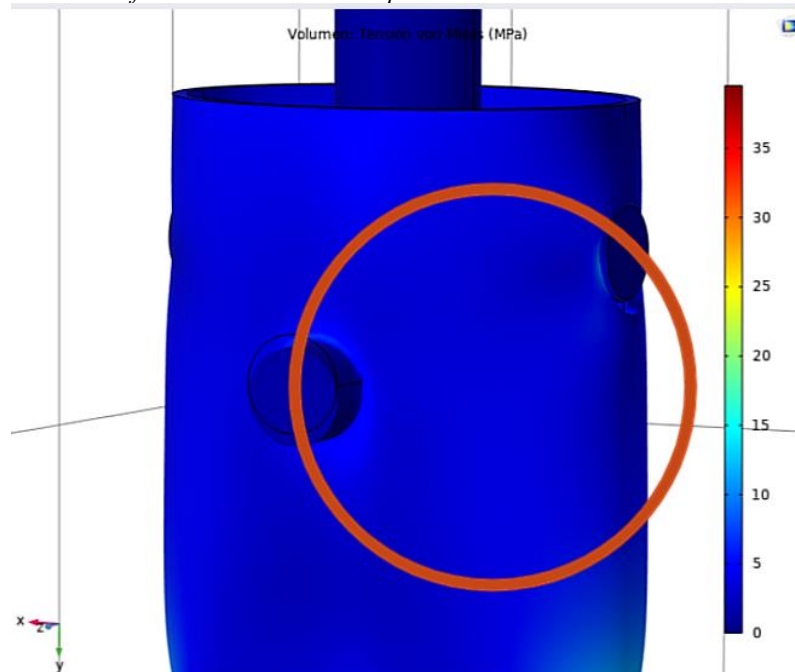
Entonces

$$\sigma = \frac{2687 \text{ N}}{0,000683 \text{ m}^2}$$

$$\sigma = 3,934 \text{ MPa}$$

Como se aprecia se tiene un esfuerzo de 3,934 Mpa en la zona de ruptura, comparando este valor con el de las simulaciones que es de alrededor 3 a 4 Mpa lo cual concuerdan ambos valores.

Figura 75. *Esfuerzos en la zona de ruptura en las simulaciones.*



Nota. 75 En la figura se aprecian los esfuerzos máximos en la zona donde se registró la ruptura en los ensayos de tracción.

CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones

- Se estudió los diferentes tipos de prótesis que existen en el mercado, para poder conocer más a profundidad su funcionamiento y aplicación para diferentes campos, de esta manera se plantearon 3 modelos diferentes de prótesis para natación a las cuales se las combinó con dos o tres tipos de clasificación de prótesis usadas en el mercado, considerando parámetros como la usabilidad, resistencia entre otros parámetros.
- Se estableció la metodología a seguir para la obtención de la prótesis de natación. Mediante fotogrametría se obtuvo las medidas y el modelo tridimensional del brazo amputado para poder trabajar sobre estas medidas en la sujeción de la prótesis, y así también analizar los coeficientes de arrastres del brazo y la mano del usuario mediante simulación CFD, para la corroboración de las fuerzas de arrastre del brazo y el coeficiente de arrastre.
- A través de la simulación estática mediante el método de elementos finitos, se ha confirmado que la prótesis no sufrirá daños estructurales cuando se enfrente a las fuerzas de arrastre durante la natación del usuario. Se obtuvo una deformación máxima de 4,79 mm en condiciones de trabajo y un esfuerzo en la zona de ruptura de 4 MPa que está muy cerca a los 3,93 MPa resultado de los ensayos de tracción esta información valida los resultados obtenidos de la simulación, lo que indica que la estructura es más que resistente a las condiciones de uso, las simulaciones de los ensayos de tracción han evidenciado que la zona de la paleta, que experimentará las mayores tensiones en condiciones de trabajo, posee una resistencia adecuada con un factor de seguridad de 2 teniendo un espesor de la paleta de 10 mm.
- La aplicación de técnicas de prototipado rápido mediante manufactura aditiva se revela como una herramienta invaluable. A partir de un modelo CAD (Diseño Asistido Por Computadora) previamente elaborado, esta metodología agiliza la creación de prototipos funcionales con rapidez. Esto, a su vez, simplifica la ejecución de ensayos y pruebas de rendimiento sin necesidad de contar con el producto final completamente manufacturado, así mismo al fabricar la prótesis con este método se logra reducir el peso de la prótesis en un 74,75% en comparación al del brazo humano

traduciéndose a tener una menor fatiga a la hora de la natación y comprobando que el método de fabricación seleccionado es idóneo para la producción de prótesis transhumerales destinadas a la natación.

- Los ensayos de tracción, llevados a cabo conforme a la norma ISO 22523:2006, han proporcionado pruebas concluyentes de la robustez tanto del método de fabricación como de la prótesis en sí. Con una resistencia promedio de 2492.5 N (560.5 lbf), estos resultados demuestran que la prótesis está diseñada para soportar de manera sobresaliente situaciones que implican caídas y otros desafíos en su uso cotidiano. Estos hallazgos respaldan la confiabilidad y seguridad del producto bajo condiciones de uso real.

6.2. Recomendaciones

- Es fundamental familiarizarse con los diversos tipos de prótesis ampliamente empleadas en el mercado. Esta comprensión resulta crucial al confeccionar una prótesis con un propósito específico, ya que permite ajustarla de manera precisa a las necesidades del usuario.
- Se sugiere emplear simulaciones de análisis de fluidos computacional (CFD) para mejorar la adaptación de la prótesis de natación. Esto permitirá una evaluación más precisa de los coeficientes de arrastre y las fuerzas de arrastre, lo que llevará a un diseño óptimo para un rendimiento y comodidad superiores. Además, se recomienda realizar pruebas de campo adicionales para validar el rendimiento en situaciones reales de natación.
- Para fortalecer aún más la confiabilidad de la prótesis en entornos acuáticos, se sugiere realizar simulaciones adicionales utilizando el método de elementos finitos, considerando una variedad de escenarios y cargas. Esto permitirá una validación exhaustiva de la resistencia y el rendimiento estructural de la prótesis en una amplia gama de situaciones de natación. Además, se podría explorar la posibilidad de mejorar el diseño de la paleta, basado en los resultados de las simulaciones, para optimizar aún más su resistencia y eficiencia durante el uso en natación.
- Para lograr una fabricación precisa de piezas mediante manufactura aditiva, es esencial tener en cuenta parámetros específicos en el software Cura. Esto incluye una configuración adecuada de la altura de capa y la velocidad de impresión. Una velocidad excesivamente alta puede dar lugar a fallos durante la creación del prototipo. Además, es crucial considerar la adherencia del objeto a la superficie de impresión, ya que, si el objeto se despegaba de la cama de impresión, la fabricación puede resultar defectuosa.
- En los ensayos de tracción, es de suma importancia seguir adecuadamente las normas para obtener resultados óptimos. También es esencial realizar las adaptaciones necesarias para adecuarse a la máquina de ensayos universal.

CAPÍTULO VI: BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

- [1] I. F. L. A. J. M. Patricia Ríos Murillo, «ROBÓTICA Y PRÓTESIS INTELIGENTES,» *Revista Digital Universitaria*, vol. 6, nº 1, p. 15, 2004.
- [2] FEDOP, «FEDOP,» [En línea]. Available: <https://fedop.org/noticias/protesis-antigua-historia-ajustable/>. [Último acceso: 2023].
- [3] I. S. Navarro, «Prótesis biónicas, biología,» *Panorama Actual del Medicamento*, nº 42, pp. 256 - 259, 2018.
- [4] A. H. Maduri P, «Amputación del miembro superior,» 8 agosto 2022. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK540962/>. [Último acceso: 29 noviembre 2022].
- [5] J. N. D. L. Iv'an, P. R. Mart'in y D. G. J. Manuel, *Diseño de un socket de*, Nuevo leon, 2010.
- [6] J. R. F. T. J. B. Sarah N. Pierrie, «Technological Advances in Prosthesis Design and Rehabilitation Following Upper Extremity Limb Loss,» *Reviones actuales en medicina muscULOESQUELETICA*, vol. 13, pp. 485-493, agosto 2020.
- [7] K. Galli y S. Pelozo, «Órtesis y prótesis,» de *Órtesis y prótesis*, Valencia, 2017.
- [8] J. R. V. M. M. A. C. F. J. R. Z. C. y. R. G. V. P. Nelson Geovanny Moreno Sasig, «monitorización invasivas y no invasivas en pacientes ingresados a la UCI,» *Reci mundo*, vol. 5, nº 2, pp. 278-292, 2021.
- [9] J. Muller, «Socializa.me,» [En línea]. Available: <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-de-miembro-superior/>. [Último acceso: 07 10 2022].
- [10] H. Q. H. A. Carlos Rodriguez, «Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones.,» *revista de ingenieria* , pp. 36-44, 31 octubre 2005.

- [11] S. C. J. A. laubert JL, «NCBI,» 9 mayo 2017. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK453290/>. [Último acceso: 25 Noviembre 2022].
- [12] PM&R Knowledge NOW, «Upper Limb Amputations,» PM&R KnowledgeNow, 23 marzo 2021. [En línea]. Available: <https://now.aapmr.org/upper-limb-amputations/>. [Último acceso: 10 noviembre 2022].
- [13] A. Henson, «Arm Dynamics,» 7 diciembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/introduction-to-passive-prostheses>. [Último acceso: 23 Enero 2023].
- [14] C. A. G, «arcesw.,» enero 2005. [En línea]. Available: <http://www.arcesw.com/pms1.htm>. [Último acceso: 24 enero 2023].
- [15] J. J. Stokosa, «MSD Manuals,» septiembre 2022. [En línea]. Available: <https://www.msmanuals.com/home/special-subjects/limb-prosthetics/limb-prostheses-options>. [Último acceso: 29 noviembre 2022].
- [16] R. F. f. Weir, «ResearchGate,» [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Advanced-bionic-limb-technologies-The-most-advanced-technologies-for-the-mechanical_fig1_352010436 . [Último acceso: 24 enero 2023].
- [17] Efmo, «Efmo,» [En línea]. Available: <https://www.efmo.com/pr%C3%B3tesis-miembro-superior>. [Último acceso: 23 enero 2023].
- [18] M. Hemsworth, «Trend Hunter,» 20 julio 2017. [En línea]. Available: <https://www.trendhunter.com/trends/nimble-prosthetic-fin>. [Último acceso: 24 enero 2023].
- [19] O. Toscano, «slide share,» 09 julio 2010. [En línea]. Available: <https://www.slideshare.net/osvaldoeltoch/materiales-mas-utilizados-en-ortesis-y-protesis>. [Último acceso: 26 octubre 2022].

- [20] Elkem, «Elkem,» 4 noviembre 2014. [En línea]. Available: <https://www.elkem.com/silicones/offer/healthcare/orthotics-prosthetics/prostesis-liner/>. [Último acceso: 27 octubre 2022].
- [21] R. M. P. S. W. M. Cruz RLJ, «Advancements in Soft-Tissue Prosthetics Part B:» *frontiers*, vol. B, nº 147, p. 23, 2020.
- [22] J. Nunez, «Yale University,» 1 Diciembre 2022. [En línea]. Available: <https://campuspress-test.yale.edu/biomaterialsinsports/carbon-fiber-prosthetic/>. [Último acceso: 29 octubre 2022].
- [23] B.H. Hanson, «Present and future uses of titanium in engineering,» *Materials & Design*, vol. 7, nº 6, pp. 301-307, 1986.
- [24] C. E. R. M. Dimitris Rodríguez Ramirez, M. Á. N. Bayona, S. A. L. Torres y M. Á. Gómez, «La mano. Aspectos anatómicos,» vol. 12, nº 1, p. 19, 2020.
- [25] J. D. H. S. M. M. J. L. Á. L. M. G. N. M. A. R. I. A. Paniagua González, «Anatomía del codo para el cirujano artroscopista,» *ARTROSCOPIA Y CIRUGIA ARTICULAR*, vol. 25, nº 63, p. 12, 2018.
- [26] R. I. P. O. JOHN MARIO ROMERO BACUILIMA, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE PRÓTESIS TRANSHUMERAL, Cuenca, 2020.
- [27] European Standards, «European Standards,» [En línea]. Available: https://www.en-standard.eu/bs-en-iso-22523-2006-external-limb-prostheses-and-external-orthoses-requirements-and-test-methods/?gclid=EA1aIQobChMI7fnn_J7H-wIVooVaBR2IfQ8cEAAYASAAEgLgsPD_BwE. [Último acceso: 24 noviembre 2022].
- [28] A. M. A. Rani, R. Fua-Nizan y M. Y. Din, *Manufacturing Methods for Medical Prostheses*, Kano: Universidad Tecnologica petronas, 2017.
- [29] M. Á. S. Cantó, S. S. Caballero, M. Á. P. Rasero y E. P. Bernabéu, «EL CONFORMADO INCREMENTAL,» *3ciencias*, pp. 2-15, 2012.

- [30] B. G. Muñoz, Aplicación del conformado incremental mono-punto, Sevilla: Universidad de Sevilla, 2014.
- [31] Disegno soft, «Disegno soft,» [En línea]. Available: <https://disegno soft.com.ar/manufactura-aditiva.php>. [Último acceso: 24 Enero 2023].
- [32] R. M. A. H. Rainer Christong, «manufactura aditiva,» *Realidad reflexion*, vol. 16, nº 43, p. 13, 2016.
- [33] A. J. Ortega, Introducción al modelado e impresión 3D, Madrid: introducción al modelado e impresión 3D, 2017.
- [34] M. BERCHON y B. LUYT, guía definitiva para makers, diseñadores, estudiantes, profesionales, artistas y manitas en general., Barcelona: Editorial GG, 2016.
- [35] L. Carolo, «All3DP,» 8 junio 2022. [En línea]. Available: <https://all3dp.com/2/fused-deposition-modeling-fdm-3d-printing-simply-explained/>. [Último acceso: 24 enero 2023].
- [36] Ben Lutkevich, «TechTarget,» Junio 2021. [En línea]. Available: <https://www.techtarget.com/searchsoftwarequality/definition/reverse-engineering>. [Último acceso: 25 Enero 2023].
- [37] B. d. P. Pedro Ortiz, «Digitalización 3D automática con láser escáner, fotogrametría,» *Instituto de Arqueología de Mérida*, vol. 4, nº 8, p. 90, 2013.
- [38] C. McDermott, «EasyTechJunkie,» 20 enero 2023. [En línea]. Available: <https://www.easytechjunkie.com/what-is-cad-modeling.htm>. [Último acceso: 27 enero 2023].
- [39] step guide, «3D Hubs,» [En línea]. Available: [:https://www.hubs.com/knowledge-base/3d-modeling-cad-software/](https://www.hubs.com/knowledge-base/3d-modeling-cad-software/). [Último acceso: 27 Enero 2023].
- [40] J. Santamaria, Fundamentos de fotogrametría., Logroño: Universidad de la Rioja , 2011.

- [41] Loganx, «Cranes and machines,» 10 julio 2019. [En línea]. Available: <https://gruasyaparejos.com/topografia/fotogrametria-terrestre/>. [Último acceso: 27 Enero 2023].
- [42] Imasgal, «masgal,» 23 Febrero 2022. [En línea]. Available: <https://imasgal.com/imasgal-distribuidor-photoscan/>. [Último acceso: 30 Noviembre 2022].
- [43] L. B. a. J. Laube, «Everyday Health,» 21 julio 2022. [En línea]. Available: <https://www.everydayhealth.com/fitness/swimming-health-benefits-how-to-get-started-and-how-to-get-better/>. [Último acceso: 28 enero 2023].
- [44] A. J. M. T. F.-V. K. M. M. A. S.-L. C. A. Sara Bouzas, «Effects of exercise on the physical fitness and functionality of people with amputations: Systematic review and meta-analysis,» *science Direct*, vol. 14, nº 1, p. 4, 2021.
- [45] V. M. Cadavid, DISEÑO DE PRÓTESIS DE NATACIÓN PARA AMPUTADOS TRASTIBIALES, Medellin, 2021.
- [46] R. S. C. Nassir Sapag Chain, Preparación y evaluación de proyectos, Bogota: McGraw-Hill, 2008.
- [47] J. A. Mejía-López y O. A. Ruiz-Guzmán, «Aplicación de metodología design thinking en el desarrollo de,» *Revista UIS Ingenierías*, vol. 18, nº 3, pp. 157-168, 2019.
- [48] C. R. Romeva, «Diseño cocurrente,» de *Diseño concurrente*, Barcelona, CPET (Centre de Publicacions del Campus Nord), 2002, p. 226.
- [49] Y. C. Muñoz, *Ensayos destructivos*, Lima: UNIVERSIDAD NACIONAL DE EDUCACIÓN, 2019.
- [50] Google, «Google Maps,» 2023. [En línea]. Available: <https://www.google.com/maps/@-1.0781503,-79.5120075,14.25z?hl=es>. [Último acceso: 03 Febrero 2023].

- [51] 3Dnatives, «3Dnatives,» 20 septiembre 2017. [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/expertos-elegir-un-escaner-3d-20092017/>. [Último acceso: 14 junio 2023].
- [52] Revu Team, «Revu Team,» 8 Diciembre 2022. [En línea]. Available: <https://www.revu.com.ph/2022/12/why-get-the-infinix-hot-20s-phone/>. [Último acceso: 27 Junio 2023].
- [53] C. B. St. Pacholak, «Size does matter: The use of fish motion for improving,» *ELSEVIER*, nº 46, pp. 339-353, 2017.
- [54] V. R. M. I. R. Z. A. J. S. Milda Bilinauskaite, «Computational Fluid Dynamics Study of,» *Hindawi*, vol. 2013, p. 14, 2013.
- [55] syol, «Freed 3D,» 20 Abril 2018. [En línea]. Available: <https://free3d.com/es/modelos-3d/brazo>.
- [56] R. D. d. L. J. D. G. J. M. Díaz Montes Julio César, *DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PALETA DE NATACIÓN PARA AMPUTADO*, Mexico, 2013, pp. 280-288.
- [57] EMO, «<https://www.emo.es/producto/lms229-protline-liner-transfemoral-esp/>,» 2023. [En línea]. Available: <https://www.emo.es/producto/lms229-protline-liner-transfemoral-esp/>. [Último acceso: 20 agosto 2023].
- [58] «filament2print,» 28 mayo 2020. [En línea]. Available: https://filament2print.com/es/blog/91_isotropia-impresion-3d.html.
- [59] Brello, 2018. [En línea]. Available: <https://plasticos-brello.com/material/pla-acido-polilactico/>.
- [60] «advance,» 15 septiembre 2021. [En línea]. Available: <https://advance3d.com/comparativa-de-tecnicas-de-mallado/#:~:text=Los%20elementos%20tetraédricos%2C%20por%20ejemplo,la%20misma%20resolución%20de%20malla..> [Último acceso: 12 septiembre 2023].
- [61] C. E. D. NORMALIZACIÓN, *Protesis de miembros externos y ortesis esternas. Requisitos y métodos de ensayos.*, MADRID: AENOR, 2007.

- [62] J. H. William F. Smith, Fundamentos de la ciencias e ingeniería de materiales, Mexico DF: McGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES, 2006.
- [63] J. M. C. Montaña, Natación, Madrid: CEP, S.L, 2013.
- [64] V. R. Mantha, «Estudios de la dinámica de fluidos computacional de Velocidad, orientación y forma de la mano del nadador: Aportes a la hidrodinámica.,» *Hindawi*, vol. 13, n° 14, p. 15, 2013.
- [65] M. Jubinville, «WNY Urology Associates,» [En línea]. Available: <https://www.wnyurology.com/content.aspx?chunkiid=895352>. [Último acceso: 20 enero 2023].
- [66] S. Fernández, «Xataka Android,» 17 marzo 2021. [En línea]. Available: <https://www.xatakandroid.com/moviles-android/samsung-galaxy-a52-caracteristicas-ficha-tecnica-precio>. [Último acceso: 11 marzo 2023].
- [67] Sportlife, «Sportlife,» 12 noviembre 2012. [En línea]. Available: https://www.sportlife.es/entrenar/natacion/tecnicas-de-natacion-braza_194554_102.html. [Último acceso: 28 enero 2023].
- [68] G. M. J. C. M. Alberto E. Minetti, «El espaciado óptimo de los dedos en la natación humana,» *ScienceDirect*, vol. 42, n° 13, pp. 2188-2190, 2009.
- [69] A. V. Domínguez, Diseño y fabricación de paleta de natación para amputado transhumeral, Mexico: Universidad Nacional Autónoma de México, 2014.
- [70] R. D. d. L. J. D. G. J. M. Díaz Montes Julio César, «DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PALETA DE NATACIÓN PARA AMPUTADO,» Universidad Nacional Autónoma de México, Mexico DF, 2013.
- [71] A. Esses, «Tecnoneo,» 30 Junio 2018. [En línea]. Available: <http://www.tecnoneo.com/2018/06/el-concepto-de-aletas-protesicas.html>. [Último acceso: 12 Julio 2023].

[72] Ideales, «Ideal,» 8 abril 2016. [En línea]. Available:
<https://www.ideal.es/sociedad/201604/08/cuanto-pesa-cada-parte-20160408101423.html>. [Último acceso: 23 agosto 2023].

CAPÍTULO VII: ANEXOS

Anexo 1. Propiedades del agua saturada

TABLA A-9

Propiedades del agua saturada

Temp., T °C	Presión de saturación, P_{sat} kPa	Densidad, ρ kg/m ³		Entalpía de vaporización, h_{fg} kJ/kg	Calor específico, c_p J/kg · K		Conductividad térmica, k W/m · K		Viscosidad dinámica, μ kg/m · s		Número de Prandtl, Pr		Coeficiente de expansión volumétrica, β 1/K
		Líquido	Vapor		Líquido	Vapor	Líquido	Vapor	Líquido	Vapor	Líquido	Vapor	
0.01	0.6113	999.8	0.0048	2 501	4 217	1 854	0.561	0.0171	1.792×10^{-3}	0.922×10^{-5}	13.5	1.00	-0.068×10^{-3}
5	0.8721	999.9	0.0068	2 490	4 205	1 857	0.571	0.0173	1.519×10^{-3}	0.934×10^{-5}	11.2	1.00	0.015×10^{-3}
10	1.2276	999.7	0.0094	2 478	4 194	1 862	0.580	0.0176	1.307×10^{-3}	0.946×10^{-5}	9.45	1.00	0.733×10^{-3}
15	1.7051	999.1	0.0128	2 466	4 185	1 863	0.589	0.0179	1.138×10^{-3}	0.959×10^{-5}	8.09	1.00	0.138×10^{-3}
20	2.339	998.0	0.0173	2 454	4 182	1 867	0.598	0.0182	1.002×10^{-3}	0.973×10^{-5}	7.01	1.00	0.195×10^{-3}
25	3.169	997.0	0.0231	2 442	4 180	1 870	0.607	0.0186	0.891×10^{-3}	0.987×10^{-5}	6.14	1.00	0.247×10^{-3}
30	4.246	996.0	0.0304	2 431	4 178	1 875	0.615	0.0189	0.798×10^{-3}	1.001×10^{-5}	5.42	1.00	0.294×10^{-3}
35	5.628	994.0	0.0397	2 419	4 178	1 880	0.623	0.0192	0.720×10^{-3}	1.016×10^{-5}	4.83	1.00	0.337×10^{-3}
40	7.384	992.1	0.0512	2 407	4 179	1 885	0.631	0.0196	0.653×10^{-3}	1.031×10^{-5}	4.32	1.00	0.377×10^{-3}
45	9.593	990.1	0.0655	2 395	4 180	1 892	0.637	0.0200	0.596×10^{-3}	1.046×10^{-5}	3.91	1.00	0.415×10^{-3}
50	12.35	988.1	0.0831	2 383	4 181	1 900	0.644	0.0204	0.547×10^{-3}	1.062×10^{-5}	3.55	1.00	0.451×10^{-3}
55	15.76	985.2	0.1045	2 371	4 183	1 908	0.649	0.0208	0.504×10^{-3}	1.077×10^{-5}	3.25	1.00	0.484×10^{-3}
60	19.94	983.3	0.1304	2 359	4 185	1 916	0.654	0.0212	0.467×10^{-3}	1.093×10^{-5}	2.99	1.00	0.517×10^{-3}
65	25.03	980.4	0.1614	2 346	4 187	1 926	0.659	0.0216	0.433×10^{-3}	1.110×10^{-5}	2.75	1.00	0.548×10^{-3}
70	31.19	977.5	0.1983	2 334	4 190	1 936	0.663	0.0221	0.404×10^{-3}	1.126×10^{-5}	2.55	1.00	0.578×10^{-3}
75	38.58	974.7	0.2421	2 321	4 193	1 948	0.667	0.0225	0.378×10^{-3}	1.142×10^{-5}	2.38	1.00	0.607×10^{-3}
80	47.39	971.8	0.2935	2 309	4 197	1 962	0.670	0.0230	0.355×10^{-3}	1.159×10^{-5}	2.22	1.00	0.653×10^{-3}
85	57.83	968.1	0.3536	2 296	4 201	1 977	0.673	0.0235	0.333×10^{-3}	1.176×10^{-5}	2.08	1.00	0.670×10^{-3}
90	70.14	965.3	0.4235	2 283	4 206	1 993	0.675	0.0240	0.315×10^{-3}	1.193×10^{-5}	1.96	1.00	0.702×10^{-3}
95	84.55	961.5	0.5045	2 270	4 212	2 010	0.677	0.0246	0.297×10^{-3}	1.210×10^{-5}	1.85	1.00	0.716×10^{-3}
100	101.33	957.9	0.5978	2 257	4 217	2 029	0.679	0.0251	0.282×10^{-3}	1.227×10^{-5}	1.75	1.00	0.750×10^{-3}
110	143.27	950.6	0.8263	2 230	4 229	2 071	0.682	0.0262	0.255×10^{-3}	1.261×10^{-5}	1.58	1.00	0.798×10^{-3}
120	198.53	943.4	1.121	2 203	4 244	2 120	0.683	0.0275	0.232×10^{-3}	1.296×10^{-5}	1.44	1.00	0.858×10^{-3}
130	270.1	934.6	1.496	2 174	4 263	2 177	0.684	0.0288	0.213×10^{-3}	1.330×10^{-5}	1.33	1.01	0.913×10^{-3}
140	361.3	921.7	1.965	2 145	4 286	2 244	0.683	0.0301	0.197×10^{-3}	1.365×10^{-5}	1.24	1.02	0.970×10^{-3}
150	475.8	916.6	2.546	2 114	4 311	2 314	0.682	0.0316	0.183×10^{-3}	1.399×10^{-5}	1.16	1.02	1.025×10^{-3}
160	617.8	907.4	3.256	2 083	4 340	2 420	0.680	0.0331	0.170×10^{-3}	1.434×10^{-5}	1.09	1.05	1.145×10^{-3}
170	791.7	897.7	4.119	2 050	4 370	2 490	0.677	0.0347	0.160×10^{-3}	1.468×10^{-5}	1.03	1.05	1.178×10^{-3}
180	1 002.1	887.3	5.153	2 015	4 410	2 590	0.673	0.0364	0.150×10^{-3}	1.502×10^{-5}	0.983	1.07	1.210×10^{-3}
190	1 254.4	876.4	6.388	1 979	4 460	2 710	0.669	0.0382	0.142×10^{-3}	1.537×10^{-5}	0.947	1.09	1.280×10^{-3}
200	1 553.8	864.3	7.852	1 941	4 500	2 840	0.663	0.0401	0.134×10^{-3}	1.571×10^{-5}	0.910	1.11	1.350×10^{-3}
220	2 318	840.3	11.60	1 859	4 610	3 110	0.650	0.0442	0.122×10^{-3}	1.641×10^{-5}	0.865	1.15	1.520×10^{-3}
240	3 344	813.7	16.73	1 767	4 760	3 520	0.632	0.0487	0.111×10^{-3}	1.712×10^{-5}	0.836	1.24	1.720×10^{-3}
260	4 688	783.7	23.69	1 663	4 970	4 070	0.609	0.0540	0.102×10^{-3}	1.788×10^{-5}	0.832	1.35	2.000×10^{-3}
280	6 412	750.8	33.15	1 544	5 280	4 835	0.581	0.0605	0.094×10^{-3}	1.870×10^{-5}	0.854	1.49	2.380×10^{-3}
300	8 581	713.8	46.15	1 405	5 750	5 980	0.548	0.0695	0.086×10^{-3}	1.965×10^{-5}	0.902	1.69	2.950×10^{-3}
320	11 274	667.1	64.57	1 239	6 540	7 900	0.509	0.0836	0.078×10^{-3}	2.084×10^{-5}	1.00	1.97	—
340	14 586	610.5	92.62	1 028	8 240	11 870	0.469	0.110	0.070×10^{-3}	2.255×10^{-5}	1.23	2.43	—
360	18 651	528.3	144.0	720	14 690	25 800	0.427	0.178	0.060×10^{-3}	2.571×10^{-5}	2.06	3.73	—
374.14	22 090	317.0	317.0	0	—	—	—	—	0.043×10^{-3}	4.313×10^{-5}	—	—	—

Nota 1: La viscosidad cinemática ν y la difusividad térmica α se pueden calcular a partir de sus definiciones, $\nu = \mu/\rho$ y $\alpha = k/\rho c_p = \nu Pr$. Las temperaturas de 0.01°C, 100°C y 374.14°C son las temperaturas de los puntos triple, de ebullición y crítico del agua, respectivamente. Las propiedades cuya lista se da arriba (excepto la densidad del vapor) se pueden usar a cualquier presión con error despreciable, excepto a temperaturas cercanas al valor del punto crítico.

Nota 2: La unidad kJ/kg · °C, para el calor específico, es equivalente a kJ/kg · K y la unidad W/m · °C, para la conductividad térmica es equivalente a W/m · K.

Fuente: Los datos de la viscosidad y la conductividad térmica se tomaron de J. V. Sengers y J. T. R. Watson, *Journal of Physical and Chemical Reference Data* 15 (1986), pp. 1291-1322. Los otros datos se obtuvieron de diversas fuentes o se calcularon.

Propiedades del PLA

Propiedades Generales

Tiene una densidad de $1,24 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^3$

Precio (2,57 - 3,13) EUR/Kg

Propiedades Mecánicas

Modulo de Young (3,3 - 3,6) GPa

Coefficiente de Poisson (0,38 - 0,4)

Límite elástico (55 - 72) MPa

Resistencia a tracción (47 - 70) MPa

Resistencia a compresión (66 - 86) MPa

Elongación (3 - 6) %

Dureza-Vickers (17 - 27) HV

Resistencia a fatiga para 10^7 ciclos, (22,2 - 27,7) MPa

Tenacidad a fractura (3 - 5) $\text{MPa} \cdot \text{m}^{0.5}$

Anexo 3. *Ficha técnica de impresora Artillery X2*

Especificación	
Volumen de compilación	300 x 300 x 400 mm (11.8 x 11.8 x 15.75 pulgadas)
Resolución de la capa	0.01Mm
Velocidad máxima de impresión	150Mm/s
Velocidad máxima de desplazamiento	250Mm/s
Cama de impresión	Cerámica de vidrio
Tipo de cama de calor	Cama de calor de CA de calentamiento rápido
Construir el tiempo de calentamiento de la placa	80°C En menos de 2 minutos
Diámetro del filamento	1.75Mm
Filamento soportado	PLA, ABS, PLA flexible, TPU, Madera, PVA, CADERAS ...
Nivelación de la cama	Manual
Tecnología de impresión	FFF (fabricación de filamentos fusionados)
Tipo de extrusora	Extrusora de accionamiento directo (tipo Titán)
Resolución XYZ	0.05 mm, 0.05 mm, 0.1 mm
Tipo de boquilla	Volcano
Diámetro de la boquilla	0.4Mm
Temperatura de la boquilla	Hasta 240 °C
Tiempo de calentamiento de la boquilla	<3 minutos
Nivel de ruido	<60 dBA
El consumo de energía	100V-240V – 600 W máx. (Con la cama caliente encendida)
Fuente de alimentación	Enchufe estándar de la UE (220v) o US Estándar (110v) – Opcional
Tabla de control	MKSGen L
Conductor paso a paso	Exclusivo conductor paso a paso ultra silencioso (256 micropasos)
Sensores avanzados	3 Sensores inductivos de tope
Peso de la máquina	14Kg
Peso de envío	16.5Kg
Dimensiones de la máquina	550 x 405 x 640mm 550 x 405 x 870 mm (con soporte de carrete)
Dimensiones de la caja de envío	780 x 540 x 250mm

Anexo 4. *Especificaciones técnicas del PLA*

Specifications		
charateristic	PLA	ABS
Diameter Accuracy	Nominal 3mm±0.05mm Nominal 1.75mm±0.05mm	
Roundness Accuracy	±0.05mm	
Density	1.31g/cm ³	1.01g/cm ³
Melt Point	210°C	260°C
Print Temperature Range	Provided for you at: wanhao3dprinter.com	
Spool Size	Outer Diameter:200mm Hub Diameter:32mm Width Diameter:60mm	
Packaging	Vacuum-sealed with desiccant to protect filament from humidity	
Packaging Size	210mm×210mm×75mm	
Extrusion Speed	Tested up to 200mm/s	
Material Net Weight	1kg±0.05kg (2.2lbs)	
Gross Weight	1.35kg (3lbs)	

Anexo 5. Resultado de ensayos de tracción



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA
MECÁNICA



LABORATORIO DE ANÁLISIS
DE ESFUERZOS Y VIBRACIONES

F01-PE-LAEV-01 Rev.01

INFORME TÉCNICO

LAEV – M23.099

Quito, 5 de septiembre de 2023

Solicitado por: Luis Josué Basurto Chiriboga
Persona de contacto: Luis Josué Basurto Chiriboga
Teléfono: 0961575569
Correo: luis.basurto2017@uteq.edu.ec
Fecha de recepción: 04/09/2023
Fecha de ejecución: 04/09/2023

ORDEN DE TRABAJO Nº: DM-OT0123-2023

1. **MUESTRAS:** Dos (2) muestras de parte de prótesis de natación para ensayo de carga a tracción.

2. IDENTIFICACION DE LAS MUESTRAS:

En la tabla 1 se muestra la identificación de la muestra a ser ensayada:

Tabla 1. Identificación de las muestras.

Id. cliente	Id. del LAEV
M1	M23.099.01
M2	M23.099.02

3. CONDICIONES AMBIENTALES:

Temperatura: $21,9 \pm 0,7$ °C

Humedad relativa: $41,5 \pm 1,0$

4. ENSAYO DE CARGA



En la tabla 2 se presentan los resultados de los ensayos de carga realizados

Tabla 2. Resultados del ensayo de carga.

Id.	Carga de ensayo		Observación
	N	lbf	
M23.099.01	2 298	517	Se observa fractura en el extremo superior del elemento
M23.099.02	2 687	604	Se observa fractura en el extremo superior del elemento

En el anexo se presenta las fotografías del ensayo.

Nota.- Los resultados contenidos en el presente informe corresponden únicamente a las muestras ensayadas por el Laboratorio de Análisis de Esfuerzos y Vibraciones (LAEV). Además, los valores de fuerza que se emiten en el presente documento corresponden a valores corregidos en función del último certificado de calibración del equipo de fuerza y no se ha utilizado el valor de la incertidumbre.

	REVISADO POR:	APROBADO POR:
Firma:		
Nombre:	Ing. Jonathan Castro, M.Sc.	PhD. Wilson Guachamin
Cargo:	ESPECIALISTA DE LABORATORIOS	COORDINADOR
LABORATORIO DE ANALISIS DE ESFUERZOS Y VIBRACIONES		

ANEXO



Fotografía 1. Montaje de la muestra M23.099.01 para ensayo de carga.



Fotografía 2. Muestra M23.099.01 después del ensayo de carga.

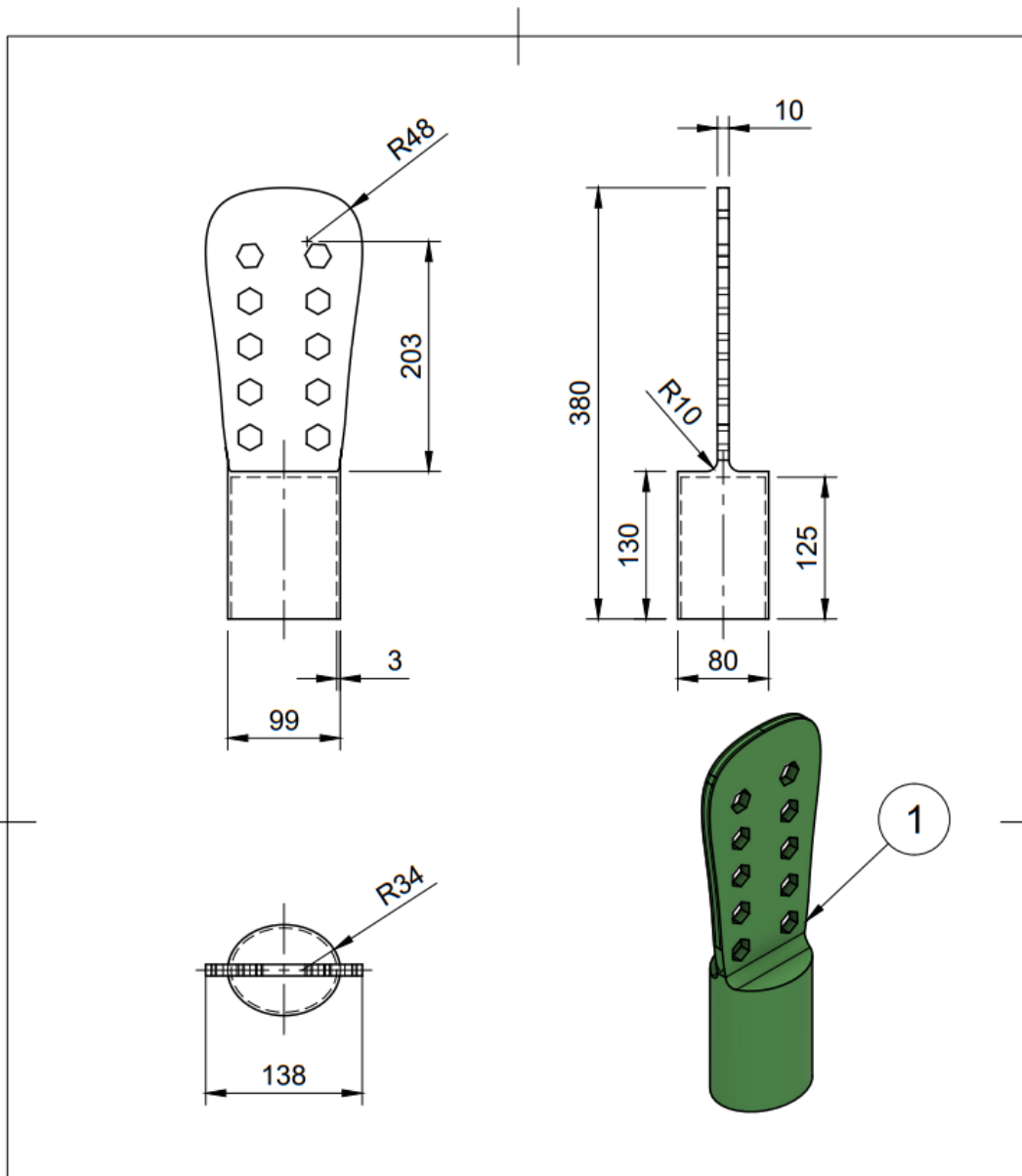



Fotografía 3. Montaje de la muestra M23.099.02 para ensayo de carga.

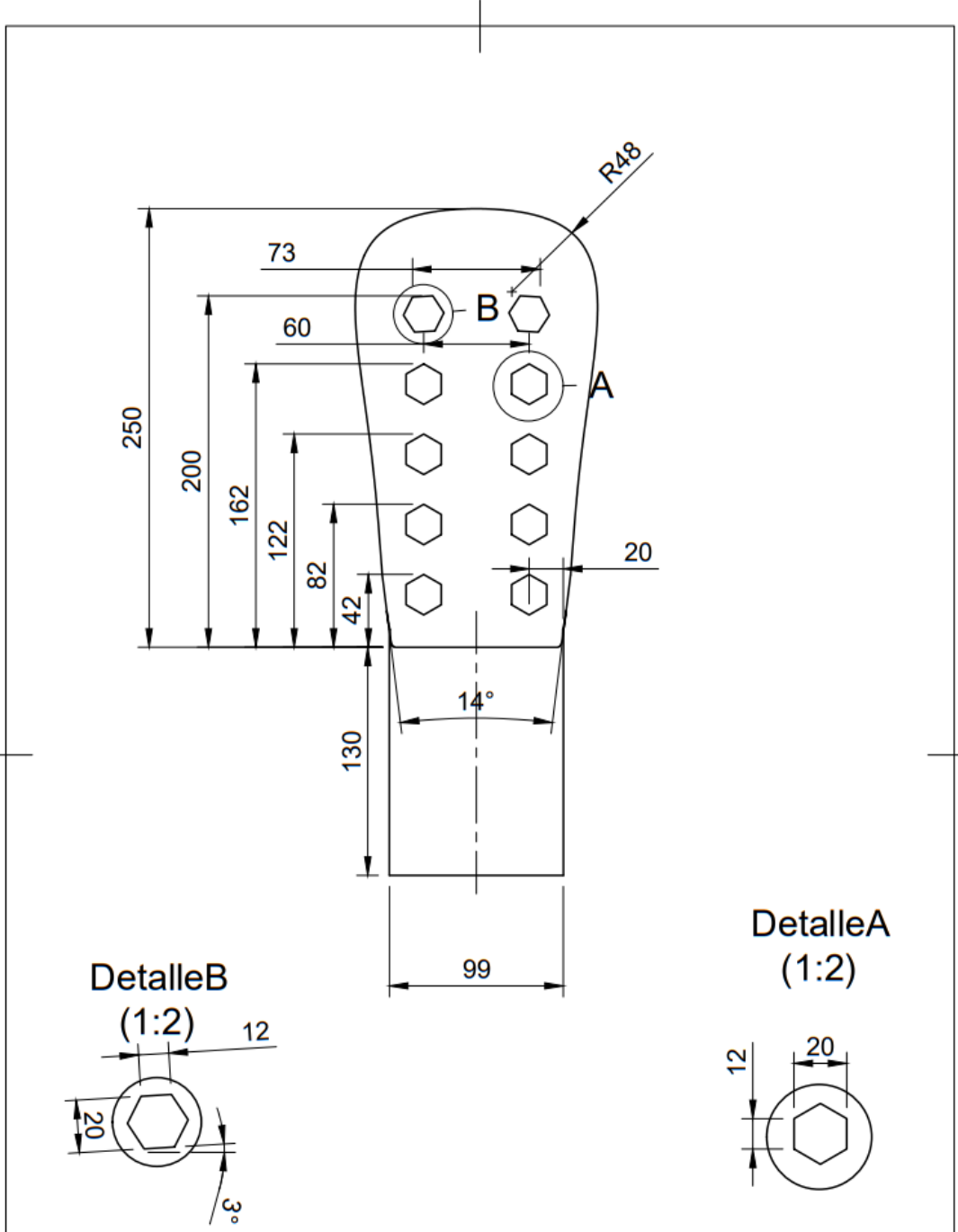



Fotografía 4. Muestra M23.099.02 después del ensayo de carga.

Anexo 6. Planos de la prótesis



1	1	Componente2		3103.638 g
elemento	ctd	número de pieza	descripción	masa
Lista de piezas				
Dept.	Technical reference	Created by Josue Basurto 12/9/2023	Approved by	
	Document type		Document status	
	Title Protesis		DWG No.	
	Rev.	Date of issue	Sheet 1/2	



Dept.	Technical reference	Created by Josue Basurto 12/9/2023	Approved by
	Document type	Document status	
	Title Protesis	DWG No.	
	Rev.	Date of issue	Sheet 2/2