



Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Estudios Superiores
Aragón

Diseño y fabricación de paleta
de natación para amputado transhumeral

TESIS

Que para obtener el título de

INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA

Presenta:

Alan Valencia Domínguez

Directores de Tesis:

M. en I. Julio César Díaz Montes
Dr. Jesús Manuel Dorador González



México

2014



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Dedicatoria

A mi familia por apoyarme en todo momento.

Agradecimientos

Al Dr. Dorador, por las facilidades prestadas para la realización de este trabajo, así como la comprensión y paciencia en todos los inconvenientes y tardanzas durante el desarrollo del trabajo y los trámites correspondientes.

Un agradecimiento especial para el M. en I. Julio César Díaz Montes, por su tiempo, disposición y confianza. Sí en este trabajo hay algo digno de leerse y ser tomado en cuenta, sin duda es producto de su asesoría, enseñanza y oportunas observaciones, por ello mi más sincero agradecimiento.

Esta tesis se realizó en el marco de los proyectos PAPIIT IT102512 “Diseño de sistemas mecatrónicos aplicados al ser humano” y PAPIME PE100911 “Diseño de productos mecatrónicos”.

Pauca sed matura

Carl Friedrich Gauss

Índice general

Introducción	III
1. Antecedentes	1
1.1. Historia de las prótesis	1
1.2. Tipos de prótesis y amputaciones	5
1.2.1. Tipos de amputación	5
1.2.2. Tipos de prótesis	6
1.3. Estilos de natación	8
1.3.1. Braza (pecho)	8
1.3.2. Mariposa	8
1.3.3. Crol	8
1.3.4. Espalda (dorso)	9
1.4. Clasificación de la natación paralímpica	9
1.5. Arrastre y sustentación	10
2. Diseño conceptual y selección de propuestas	11
2.1. Requerimientos de diseño	11
2.2. Diseño conceptual y selección de propuestas	13
2.2.1. Sistema de articulación	13
2.2.2. Sistema de sujeción al muñón	20
2.2.3. Sistema de nado (Paleta)	23
3. Diseño de detalle	28
3.1. Diseño del sistema de nado	28
3.1.1. Cálculo de las presiones sobre la paleta	32
3.2. Diseño del sistema articulación	34
3.3. Diseño del sistema de sujeción	37
3.4. Integración entre elementos	38
3.5. Selección de material y análisis de esfuerzos	39
3.5.1. Caracterización de un material compuesto	41
3.5.2. Resultados de los análisis de esfuerzos por elemento finito	43
4. Fabricación y conclusiones	45
4.1. Fabricación del sistema de articulación	45
4.2. Fabricación del sistema de natación	48
4.3. Fabricación del sistema de sujeción	51
4.4. Ensamble	52
4.5. Conclusiones	53
4.6. Trabajo a futuro	54

Introducción

En esta tesis se presenta el diseño y fabricación de una paleta de natación para un atleta con amputación transhumeral izquierda, la paleta se diseñó con el propósito de generar una mayor fuerza de arrastre durante el nado, para compensar la fuerza que generaría el antebrazo y la palma ausentes a causa de la amputación, y así ayudar al usuario a fortalecer los músculos del lado izquierdo de su torso, los cuales presentan un desarrollo menor con respecto a los músculos de su lado derecho. Debido a que la persona practica con mucha frecuencia la natación se consideró el uso de un elemento que le ayude a corregir su descompensación muscular a través de esta actividad.

Se consideró importante que la paleta pueda usarse en los diferentes estilos de nado, ya que de esta forma se puede ejercitar un mayor número de músculos, debido a que en cada estilo de natación intervienen diferentes grupos musculares. Después de analizar los cuatro estilos básicos de nado que se practican (crol, pecho, dorso y mariposa), se observó que la brazada es diferente para cada uno de ellos y que la posición del brazo al hacer contacto con el agua durante la etapa de propulsión también es diferente en cada uno. Con estas observaciones y considerando la necesidad de que la paleta pueda ser utilizada en esos cuatro estilos, se tomó la decisión de diseñarla de tal forma que sea posible cambiar, a voluntad del usuario, la posición con la que hace contacto con el agua durante la brazada y así poder adaptarse al estilo de nado deseado. Además con el objetivo de evitar una sobrecarga muscular en el usuario, se consideró realizar el diseño de manera que permita variar la fuerza de arrastre producida por la paleta durante la brazada, acoplándose de manera gradual a la exigencia del atleta.

En el primer capítulo de este trabajo se presenta la historia y desarrollo de las prótesis, así como una clasificación de acuerdo a sus principios de funcionamiento, además se presentan los tipos de amputación más comunes para miembro superior. En este mismo capítulo, se da una descripción de los cuatro estilos de nado que se practican con mayor frecuencia y se establecen los conceptos de fuerza de arrastre y sustentación.

En el capítulo 2 se muestra el proceso de diseño utilizado y se definen las especificaciones de diseño; para el desarrollo del diseño conceptual, la paleta se dividió en tres sistemas de acuerdo a su función principal y se generaron propuestas de solución para cada sistema, para posteriormente compararlas y evaluarlas entre sí con el método de matriz de decisión.

De la evaluación de las diferentes propuestas para cada sistema realizada en el capítulo dos, se seleccionó la propuesta de solución que obtuvo la mejor calificación dentro de cada sistema y se continuo con el diseño de detalle correspondiente. El proceso de diseño de detalle así como los procedimientos y cálculos utilizados para definir la forma y dimensiones de los componentes de cada sistema son expuestos en el capítulo 3, de igual forma en este capítulo se encuentra el análisis de esfuerzos que se utilizó para verificar que los componentes del diseño pueden soportar las condiciones críticas de carga a las que pueden verse sujetos.

El capítulo 4 trata sobre los procesos de fabricación utilizados para cada uno de los componentes del diseño, así mismo se da una breve descripción del proceso de ensamble de las piezas. En esta parte de la tesis se presentan las conclusiones y el trabajo a futuro dentro de ésta misma línea de investigación. Por último en la sección de apéndices se encuentran los planos para la fabricación de cada una de las piezas del diseño final.

Objetivo

El objetivo de este trabajo es realizar el diseño y la fabricación de una paleta de natación que ayude al fortalecimiento de los músculos del lado izquierdo del torso de una persona que presenta una amputación transhumeral en el brazo izquierdo, la paleta servirá para generar una fuerza de arrastre mayor durante la brazada, con lo cual se tendrá una mayor exigencia muscular.

Alcances

En esta tesis se presentará el diseño conceptual y de detalle de los componentes de una paleta de natación para amputado transhumeral. Se realizarán los análisis necesarios para determinar los esfuerzos a los que puede estar sometido el diseño en condiciones críticas, además se muestra el proceso de fabricación de cada una de las piezas y el ensamble del conjunto.

La adaptación final de la paleta de natación al usuario, así como el seguimiento por medio de mediciones directas en el desempeño y la evaluación de los beneficios presentados por el usuario, quedan fuera de los alcances de esta tesis, ya que para llevarse a cabo es necesaria la coordinación con los tiempos de entrenamiento de la persona que utilizara la paleta, por lo que al tratarse de un atleta paralímpico de alto rendimiento, es importante cuidar no interferir con sus fases de entrenamiento o competición, ya que el usuario al no estar acostumbrado a nadar con un elemento adicional puede ver disminuido su rendimiento mientras se acostumbra a usarlo.

Capítulo 1

Antecedentes

1.1. Historia de las prótesis

Los avances y mejoras en el campo de la protésica se pueden considerar como un ejemplo de la resolución humana por mejorar sus condiciones de vida, ya que una prótesis se puede definir como un elemento que sustituye un órgano o una parte del cuerpo, ya sea como un apoyo en tareas que requieran de la parte faltante del cuerpo o con propósitos puramente estéticos, de tal forma que su uso influye directamente en la calidad de vida y en el aspecto psicológico de la personas que las utilizan. [1, 2]

La historia de las prótesis es larga desde sus comienzos primitivos con las primeras muletas, sockets de madera y cuero que servían para proteger el muñón, pasando por las patas de palo y los primeros ganchos de mano, desde entonces se ha recorrido un largo camino, buscando nuevas soluciones para mejorar la calidad de vida de las personas afectadas por alguna amputación ya sea congénita o adquirida, este proceso ha requerido del esfuerzo de muchas personas a través de los años, como resultado de ese trabajo, en la actualidad contamos con técnicas como el moldeado personalizado, el control mioeléctrico y el uso de materiales más resistentes y ligeros. Como sucede en cualquier otro campo de estudio muchas ideas e invenciones han funcionado y por lo tanto se han estudiado con mayor detalle y se han mejorado, mientras otras se han dejado de lado o vuelto obsoletas, para poder apreciar el camino que se ha recorrido en la historia de las prótesis debemos remontarnos a la antigua cultura egipcia. [3]

Antigüedad

Los egipcios elaboraban extremidades protésicas de forma rudimentaria usando fibras y piezas de madera tallada, en un principio se cree que las utilizaban por la sensación de completitud, aunque ahora se tiene evidencia de que podrían haber utilizado estas prótesis con fines funcionales. [4]

Científicos ingleses encabezados por Jacky Finch, del Centro de Egiptología Médica de la Universidad de Manchester han descubierto un dedo gordo artificial perteneciente a una mujer que murió cuando tenía entre 50 y 60 años, la prótesis está hecha de cuero y madera, y muestra signos de desgaste, lo cual deja claro que fue creada con fines prácticos y no solo para uso funerario. Su antigüedad se calcula entre el 1069 al 664 antes de Cristo. Esto supera con mucho la prótesis más antigua conocida, una prótesis de origen romano del 300 a. C. que se exhibía en Inglaterra pero que fue destruida durante los bombardeos de la Segunda Guerra Mundial. [4]



Figura 1.1: Prótesis Egipcia. [4]

Del 424 a .C. al 1 a. C.

En Capua, Italia, se encontró una pierna artificial elaborada con hierro y bronce, con un núcleo de madera; esta pierna data aproximadamente del año 300 antes de Cristo, aparentemente pertenecía a una persona con amputación por debajo de la rodilla. En 424 a. C., Heródoto escribió sobre un vidente persa condenado a muerte que escapó luego de amputarse su propio pie y reemplazarlo con una plantilla protésica de madera para caminar 30 millas hasta el próximo pueblo. El erudito romano Plinio el Viejo (23-79 d. C.) escribió sobre un general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) a quien le amputaron el brazo derecho. Se le colocó una mano de hierro para que sostuviera el escudo y pudo volver al campo de batalla. [3]

Edad Media 476 a 1000

En esta época se han encontrado muy pocos avances, además del gancho de mano y la pata de palo, no había más opciones, que por lo regular se usaban para esconder una deformidad o por heridas en el campo de batalla, pero no se le prestaba mucha atención a la funcionalidad solamente para sostener un escudo o para calzar la pata en el estribo. [3]

Renacimiento 1400 a 1800

Se retoman los descubrimientos médicos de los griegos y los romanos y se produce un nuevo interés en el campo de la protésica, aunque se sigue trabajando con hierro, cobre y madera. En 1508, se elaboró una de las primeras prótesis de hierro tecnológicamente avanzadas para el mercenario alemán Gotz von Berlichingen después de que perdió su brazo derecho en la batalla de Landshut, dicha prótesis era de hierro, pesaba 1.4 kg y tenía dedos articulados que permitían empuñar una espada o una lanza. Era posible manejar la mano artificial fijándola con la mano natural y soltando una serie de mecanismos de liberación y resortes, mientras se suspendían con correas de cuero. [5]



Figura 1.2: Prótesis de Gotz von Berlichingen. [5]

Muchos consideran al barbero y cirujano del Ejército Francés Ambroise Paré el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno. En 1529 introdujo procedimientos de amputación en la comunidad médica y en 1536 elaboró una prótesis para amputados de extremidades superior e inferior. Además, inventó un dispositivo por encima de la rodilla, que consistía en una pata de palo que podía flexionarse en la rodilla y una prótesis de pie con una posición fija, un arnés ajustable, control de bloqueo de rodilla y otras características de ingeniería que se utilizan en los dispositivos actuales. Su trabajo demostraba, por primera vez que se había comprendido verdaderamente cómo debería funcionar una prótesis. Un colega de Paré, el cerrajero francés

Lorrain, hizo una de las contribuciones más importantes en este campo cuando utilizó cuero, papel y pegamento en lugar de hierro pesado para elaborar una prótesis. [6]

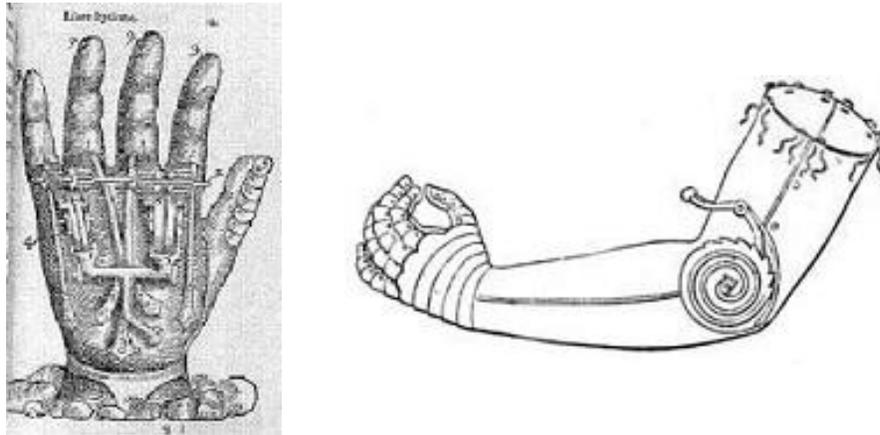


Figura 1.3: Prótesis de Ambroise Paré. [6]

Siglos XIX y XX

En 1800, James Pott diseñó una prótesis elaborada con una pierna de madera, una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo, fue hecha para el marqués de Anglesey, que perdió su pierna en la batalla de Waterloo. En 1839 William Selpho llevó la pierna a los Estados Unidos donde se le conoció como "La pierna de Selpho". En 1846, Benjamin Palmer mejoro la pierna Selpho al agregarle un resorte anterior, un aspecto suave y tendones escondidos para simular un movimiento más natural. En 1818 Peter Beil, dentista de Berlín, lanzó la primera prótesis de antebrazo con dedos que podían abrirse y cerrarse mediante movimiento de tronco y del hombro contralateral. Con esta prótesis se edificó las actuales prótesis mioeléctricas autopropulsadas. En 1844 el escultor holandés Van Petersen aplicó el sistema de Peter Beil a una prótesis de miembro superior para conseguir la flexo-extensión a nivel de codo. [3]



Figura 1.4: Pierna de Anglesey. [3]

En 1851 en Francia se inventó un brazo artificial formado por una mano de madera anclada a un soporte de cuero que se fijaba firmemente al muñón. Los dedos estaban semi-flexionados, el pulgar giraba sobre un eje y podía presionar con fuerza sobre la punta de los otros dedos gracias a una potente banda de goma; esta pinza del pulgar se accionaba gracias a un mecanismo oculto desde el hombro. En 1856 Gripoulleau, médico francés, se dedicó a la fabricación de piezas intercambiables como ganchos, anillos y otros instrumentos mecánicos para realizar trabajos de fuerza o precisión. Para facilitar la reincorporación de los amputados a sus antiguas ocupaciones. [3]



Figura 1.5: Accesorios para prótesis. [7]

En 1860, después de la guerra de Crimea, las prótesis de miembro superior experimentaron un nuevo y gran impulso gracias a los esfuerzos del conde Von Beaufort. Él aprovechaba el hombro contra lateral como fuente de energía para los movimientos activos del codo y la mano. Von Beaufort inventó también una mano móvil utilizando un gancho dividido sagitalmente similar a los actuales garfios Hook. En 1863, Dubois Parmlee inventó una prótesis avanzada con un socket de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. En este mismo año fue creada la mano de hule, la cual sustituyó a la madera y al hierro debido a su mayor resistencia, dicha mano resultó ser muy aceptada debido a que era hecha en un molde tomado de un modelo de una mano natural, el cual la hacía tener una apariencia más natural y suave al tacto, los dedos eran flexibles y poseían suficiente elasticidad y adhesión para sujetar objetos ligeros. Más tarde, en 1868, Gustav Hermann sugirió el uso aluminio en lugar de acero para que las extremidades artificiales fueran más livianas y funcionales, sin embargo este dispositivo tuvo que esperar hasta que el aviador inglés Marcel Desoutter en 1912 perdió su pierna en un accidente de avión y con la ayuda de su hermano Charles, el cual era Ingeniero, elaboraron la primera prótesis de aluminio. Con la llegada de la Guerra Civil Estadounidense en 1861, la cantidad de amputados incremento de forma drástica lo que obligó a los Estados Unidos a entrar en el campo de la protésica. James Hanger, fue uno de los primeros amputados de la guerra civil y más tarde desarrolló y patentó la extremidad Hanger elaborada con duelas de barril cortadas. [3]

En 1912 en Estados Unidos, Dorrance desarrolló el gancho "Hook", dispositivo capaz de abrir activamente por medio de movimientos de la cintura escapular y que se cierra pasivamente por la acción de un tirante de goma. Casi simultáneamente se construyó en Alemania el gancho de Fischer, que ofrecía como ventaja principal el poseer una mayor potencia y diversidad en los tipos de prensión y sujeción de los objetos. [7]

La Primera Guerra Mundial fomentó el desarrollo en el campo de las prótesis lo cual dio como resultado la creación de la Asociación Estadounidense de Ortoprótisis (AOPA, por sus siglas en inglés). Después de la Segunda Guerra Mundial, los veteranos estaban inconformes por la falta de tecnología en sus prótesis y exigieron mejoras, para lo cual el gobierno de los Estados Unidos hizo tratos con compañías militares, como Northrup Aviation para que se encargaran del desarrollo y producción de mejores prótesis, esta compañía introdujo el uso de resinas térmicas para los sockets y otros componentes estructurales. El resultado de este acuerdo fueron dispositivos más livianos y funcionales. En 1946 se introduce la piel sintética y se crean los primeros sistemas de propulsión asistida, dando origen a las primeras prótesis neumáticas y eléctricas. Otro de los avances más notables se da en Rusia, en 1960 surgen las prótesis con control mioeléctrico, esta opción protésica funciona con pequeñas diferencias de potencial extraídos durante la contracción de los músculos del muñón, siendo estos conducidos y amplificados para obtener el movimiento de la misma. [8]

Todos estos avances son aprovechados para el desarrollo de las prótesis actuales que son elaboradas con plástico, aluminio y materiales compuestos, además de ser dispositivos más livianos y estar hechos a la medida del usuario. La implementación de microprocesadores, chips y la electrónica llevan a la investigación actual hacia el campo de la mioeléctrica y la instrumentación, todo esto con el fin de permitir una mejora real y tangible en las condiciones de vida de los usuarios y no sólo una funcionalidad básica o un aspecto más agradable.

1.2. Tipos de prótesis y amputaciones

Una amputación se puede definir como el corte y separación de un miembro del cuerpo mediante traumatismo o cirugía a través de uno o más huesos, las causas pueden ser divididas en dos bloques adquiridas y congénitas, las cuales se subdividen de la siguiente manera:

- Adquiridas

1. Traumatismos
2. Infecciones
3. Vasculopatías
4. Trombosis
5. Tumores

- Congénitas

1. Agenesia
2. Malformación [9]

1.2.1. Tipos de amputación

Las amputaciones se pueden clasificar con base en la altura o el nivel en que han sido realizadas, este es un factor muy importante en la selección de una prótesis para el paciente. En la figura 1.6, se muestran los niveles más comunes para las amputaciones en miembro superior. [10]

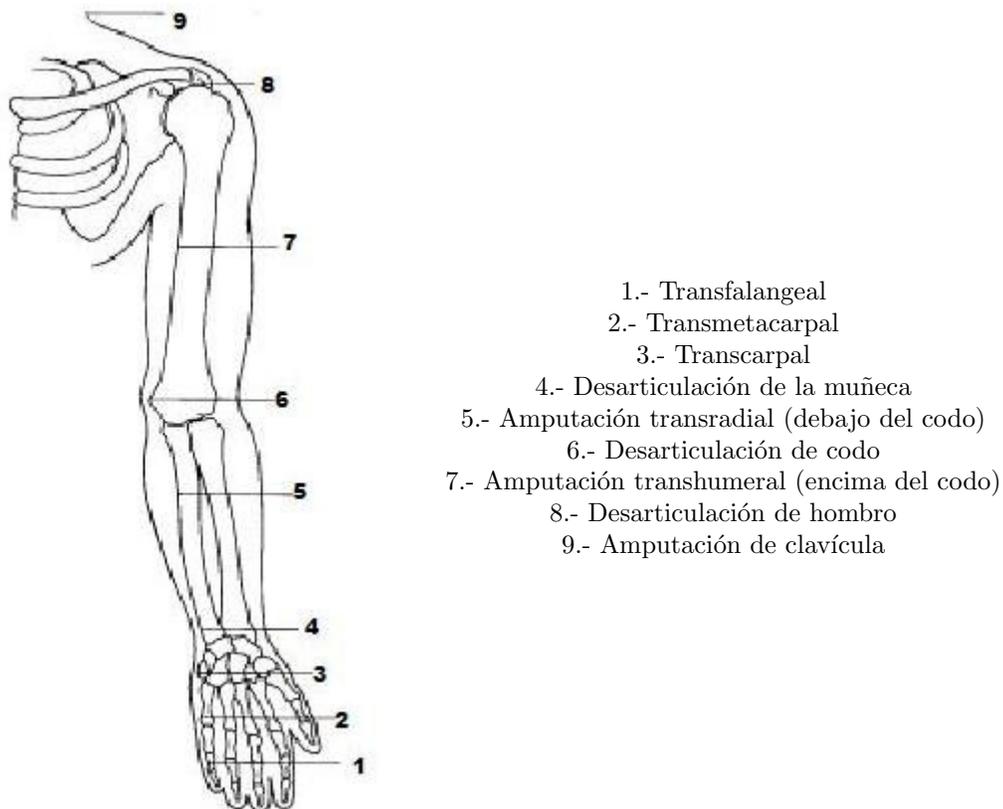


Figura 1.6: Niveles de amputación para miembro superior. [10]

1.2.2. Tipos de prótesis

Una prótesis es un elemento desarrollado con el objetivo de mejorar o reemplazar una función, una parte o un miembro completo del cuerpo humano afectado, por lo tanto, una prótesis colabora con el desarrollo psicológico del mismo, creando una percepción de totalidad al recobrar movilidad y aspecto.

Las hay de dos tipos, pasivas y activas; las pasivas también son llamadas prótesis cosméticas ya que no tienen movimiento propio y su función es puramente estética, las prótesis activas se clasifican a su vez en mecánicas, eléctricas, neumáticas, mioeléctricas e híbridas. [2]

Prótesis cosméticas

Su clasificación de prótesis pasivas se debe a que sólo cubren el aspecto estético, para lo cual se busca que tengan una apariencia más natural aunque muchas veces se sacrifica funcionalidad en busca de aumentar la estética.

Para las prótesis cosméticas se emplean de manera recurrente tres materiales: PVC rígido, látex flexible o silicona. Estos materiales se caracterizan por ser más livianos y requieren menos mantenimiento porque tienen menos piezas móviles que otras opciones protésicas. En el caso del látex es el material más utilizado para dar una mejor apariencia, se utiliza en forma de guantes, con el objetivo de dar un mejor acabado. [6, 7]

Prótesis funcionales

- Mecánicas.

Las prótesis mecánicas son dispositivos que se utilizan con la función de apertura o cierre voluntario por medio de un arnés el cual se sujeta alrededor de los hombros, parte del pecho y parte del brazo controlado por el usuario. Su funcionamiento se basa en la extensión de una liga por medio del arnés para su apertura o cierre, y el cierre o apertura se efectúa solo con la relajación del músculo respectivamente gracias a un resorte y tener una fuerza de presión o pellizco. Estos elementos se recubren con un guante para dar una apariencia más estética, sin embargo se limita al agarre de objetos relativamente grandes y redondos ya que el guante estorba al querer sujetar objetos pequeños. El tamaño de la prótesis y el número de ligas que se requiera dependiendo de la fuerza y el material para su fabricación varían de acuerdo a las necesidades de cada persona. [7]

Para controlar este tipo de prótesis es necesario que el usuario sea capaz de realizar por lo menos uno de los siguientes movimientos: expansión del pecho, depresión y elevación del hombro, abducción y aducción escapular y flexión glenohumeral. Estos movimientos son transmitidos a un arnés, el cual a su vez se encuentra conectado a un cable que permite el movimiento del órgano terminal. [6]

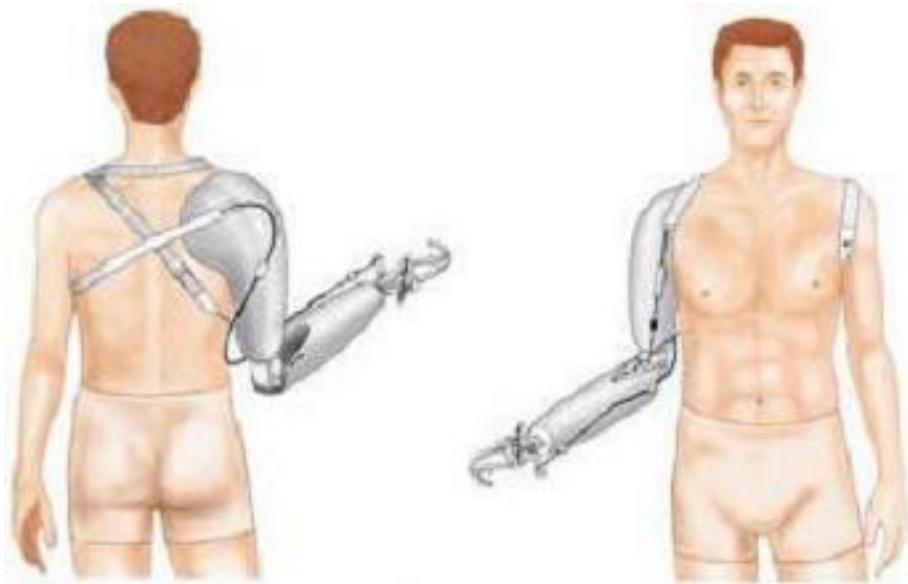


Figura 1.7: Configuración de una prótesis mecánica de miembro superior. [11]

Este tipo de prótesis requiere de un mantenimiento sencillo como el reemplazo de arneses y ligas, lo cual permite un bajo costo y las hace una buena opción para su uso en condiciones de trabajo hostiles en presencia de polvo y humedad. Como desventajas se presenta que el control del arnés puede llegar a hacer incómodo para el usuario y además queda restringido el rango de movimientos. [7]

- Eléctricas.

Estas prótesis usan motores eléctricos en el dispositivo terminal, muñeca o codo con una batería recargable. Se controlan de varias formas, ya sea con un servocontrol, control con botón pulsador o botón con interruptor de arnés. En ciertas ocasiones se combinan estas formas para su mejor funcionalidad. Se usa un socket que es un dispositivo intermedio entre la prótesis y el muñón logrando la suspensión de éste por una succión. Su adquisición y reparación es más costosa que la una prótesis mecánica o cosmética, existiendo otras desventajas evidentes como son el cuidado a la exposición de un medio húmedo y el peso de la prótesis. [7]

- Neumáticas.

Estas prótesis eran accionadas por ácido carbónico comprimido, que proporcionaba una gran cantidad de energía, aunque también presentaba como inconveniente la complicación de sus aparatos accesorios y del riesgo del uso del ácido carbónico. [7]

- Mioeléctricas.

Estas prótesis funcionan a través de control mioeléctrico, el cual utiliza señales eléctricas generadas por las contracciones musculares del muñón del usuario. Dichas señales son captadas por electrodos que transmiten una señal a un motor eléctrico. Esta señal es de 5 a 20 μV , para poner esto en perspectiva, una bombilla eléctrica típica usa 110 a 120 volts, de forma que esta señal es un millón de veces más pequeña que la electricidad requerida para alimentar una bombilla eléctrica. [6, 7]

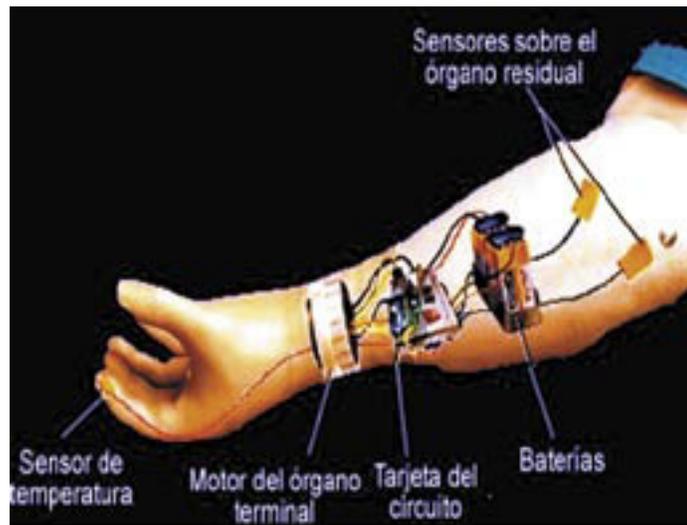


Figura 1.8: Configuración de prótesis mioeléctrica. [8]

El uso de sensores llamados electrodos que entran en contacto con la superficie de la piel permite registrar la señal electromiográfica. Una vez registrada, esta señal se amplifica y es procesada después por un controlador que conmuta los motores encendiéndolos y apagándolos en la mano, la muñeca o el codo para producir movimiento. Este tipo de prótesis tiene la ventaja de que sólo requieren que el usuario realice la contracción o extensión de los músculos del órgano terminal para operarla, a diferencia de otras opciones protésicas que requieren el movimiento general del cuerpo. Una prótesis controlada en forma mioeléctrica también elimina el arnés de suspensión al usar una de las dos siguientes técnicas: bloqueo de tejidos blandos-esqueleto o succión. La principal desventaja que presentan es su sistema de baterías ya que requieren de una recarga constante, además el peso en conjunto de baterías y motores, la hacen una opción más pesada que otras opciones protésicas. Estas prótesis proporcionan un mayor nivel de tecnología, pero a un mayor costo. [7]

1.3. Estilos de natación

La natación es la actividad de sostenerse y desplazarse a través del agua usando las extremidades corporales como medio de propulsión, se puede practicar con fines recreativos, competitivos, terapéuticos o de transporte [12, 13]. En la natación competitiva podemos encontrar cuatro estilos principales:

1.3.1. Braza (pecho)

La braza es el más lento de todos los estilos, esto se debe a que en la etapa final del movimiento de brazos o piernas, la recuperación, se realiza casi en su totalidad bajo el agua, y esto significa un considerable freno o resistencia al avance. Los brazos se mueven paralelamente con un movimiento circular desde una posición estirada hacia fuera y pasando por debajo de la barbilla. Las piernas se flexionan y estiran simultáneamente. Una de sus peculiaridades es que su patada tiene tanta importancia como su brazada, es decir, un 50% de la efectividad del nado está en la patada y el otro 50% en la brazada. [14]



Figura 1.9: Nado estilo braza. [15]

1.3.2. Mariposa

Al igual que braza, tiene un movimiento simétrico. Con un fuerte movimiento paralelo de los brazos, el nadador sale por encima de la superficie. Las piernas se mueven de arriba hacia abajo como la cola de un delfín, de forma que el nadador se desplaza siguiendo una trayectoria ondulatoria, la ondulación es un efecto visual producido por los movimientos verticales de cadera y hombros, más la traslación hacia adelante del cuerpo. [14]



Figura 1.10: Nado estilo mariposa. [16]

1.3.3. Crol

Es el estilo más rápido, utilizado en las pruebas de estilo libre. Consiste en mover los brazos alternativamente hacia delante, sacándolos del agua e introduciéndolos de nuevo, mientras se batan constantemente las piernas, manteniendo el cuerpo recto y alineado de forma horizontal para tener la menor resistencia posible al agua. [15]



Figura 1.11: Nado estilo crol. [16]

1.3.4. Espalda (dorso)

Este tipo de nado se caracteriza porque el nadador permanece sobre su espalda y la cabeza se mantiene de manera que la superficie del agua esté al nivel de la nuca y justo por debajo de sus orejas manteniendo el cuerpo lo más recto posible. El movimiento de los brazos se realiza de manera alternativa, un brazo en el aire con la palma de la mano hacia afuera saliendo por debajo de la pierna, mientras el otro impulsa el cuerpo en el agua. [17]



Figura 1.12: Nado estilo dorso. [16]

1.4. Clasificación de la natación paralímpica

Los atletas que participan en deportes paralímpicos tienen diferentes discapacidades que conducen a situaciones de desventaja competitiva. Por lo que se hace necesario un sistema de clasificación para reducir esa desventaja, agrupando a los atletas en diferentes categorías deportivas acorde a la discapacidad que presentan, para así garantizar que el éxito de los atletas sea fruto de su capacidad, entrenamiento y habilidad.

Para el caso de la natación, las categorías deportivas en la que se divide se nombran con un prefijo S, SM o SB y un número. Los prefijos indican el tipo de nado que realizan y el número representa el tipo de discapacidad. [18]

S: Estilo libre, mariposa y espalda.

SM: Combinado Individual.

SB: Braza.

1-10: Indica una discapacidad física, donde un número más bajo representa una discapacidad mayor.

11-13: Se usa en caso de deficiencia visual, donde 11 significa una pérdida completa y 13 describe un deterioro visual menor.

14: Se usa en caso de nadadores son discapacidad intelectual.

1.5. Arrastre y sustentación

Todo objeto sumergido en un fluido experimenta una fuerza neta, esta fuerza es producto del movimiento del fluido. Se denomina arrastre a la componente de la fuerza, que es paralela a la dirección del movimiento y la componente perpendicular es la fuerza que corresponde a la sustentación.[19, 20]

Debido a que en la mayoría de los cuerpos, el arrastre y la sustentación no se pueden calcular de manera analítica, estas fuerzas se calculan usando coeficientes de arrastre (C_D) y sustentación (C_L), los cuales son definidos experimentalmente.[19]

Las ecuaciones con las que se define el arrastre y la sustentación son:

$$\text{arrastre} = \frac{C_D A \rho V^2}{2} \quad (1.1)$$

$$\text{sustentacion} = \frac{C_L A \rho V^2}{2} \quad (1.2)$$

Dónde:

C_D = Coeficiente de arrastre.

C_L = Coeficiente de sustentación.

A = Área del cuerpo que es perpendicular al movimiento.

ρ = Densidad del fluido.

V = Velocidad relativa del fluido respecto al cuerpo.



Figura 1.13: Diagrama de fuerzas de arrastre y sustentación, (adaptación de Streeter). [19]

Capítulo 2

Diseño conceptual y selección de propuestas

De acuerdo a la metodología propuesta por Pugh [21], todo proceso de diseño comienza con una necesidad por satisfacer, dicha necesidad o conjunto de necesidades a cubrir deben delimitarse por los requerimientos de diseño los cuales guiarán las siguientes etapas del proceso, tales como el diseño conceptual y de detalle. En este capítulo nos enfocaremos en el establecimiento de los requerimientos de nuestro diseño, para posteriormente en la etapa de diseño conceptual generar opciones de solución y elegir la que mejor cubra los requerimientos establecidos.

2.1. Requerimientos de diseño

Definir de manera correcta los requerimientos de diseño es de vital importancia, ya que estos nos sirven para delimitar las necesidades que se desean cubrir, dejando claro los límites de nuestro diseño. En la figura 2.1 se muestran los requerimientos de diseño propuestos por Pugh [21], de los cuales se marcó con una cruz los que para este caso se consideraron de mayor importancia, resultando los siguientes:

Funcionamiento.- Con el diseño de la paleta de natación se buscará ayudar a fortalecer los músculos del lado izquierdo de una persona con amputación transhumeral, el propósito de la paleta es generar una fuerza de arrastre igual que la generada por su brazo derecho durante la brazada de tal forma que permita una mayor exigencia muscular al usuario. En este caso nos enfocaremos en una amputación transhumeral izquierda, aunque la paleta podrá ser utilizada independientemente del lado en que se presente la amputación teniendo en cuenta las consideraciones pertinentes.

La paleta deberá ser útil en los diferentes estilos de nado que el usuario practique, por lo que es necesario que la paleta pueda cambiar de posición para adecuarse a la forma en que hace contacto con el agua, durante la brazada en cada uno de los diferentes estilos de nado.

El diseño deberá hacer posible aumentar de manera gradual la fuerza de arrastre producida por la paleta, para evitar una lesión por sobrecarga muscular. Además deberá soportar las cargas a las que pueda ser sometida en las condiciones más críticas en las que se pueda encontrar dentro de un uso normal.

Peso.- Se busca que todo el diseño en su conjunto sea ligero, ya que al tratarse de un elemento extra representa un peso agregado al cuerpo del nadador, lo que podría perjudicar su rendimiento. El peso de la paleta está íntimamente relacionado con las dimensiones y materiales de sus piezas, por lo que se debe tomar en cuenta estos dos aspectos para poder encontrar una solución satisfactoria.

Tamaño.- Las dimensiones de las piezas del diseño están delimitadas por las medidas antropométricas del usuario, ya que se busca no exceder sus medidas corporales, de tal manera que la paleta no resulte un estorbo en su desempeño. El tamaño de cada una de las piezas deberá garantizar el correcto funcionamiento de todo el conjunto.

Ambiente de trabajo.- La paleta se diseñará para ser usada por un hombre adulto con amputación transhumeral izquierda, deberá ser funcional bajo las siguientes condiciones:

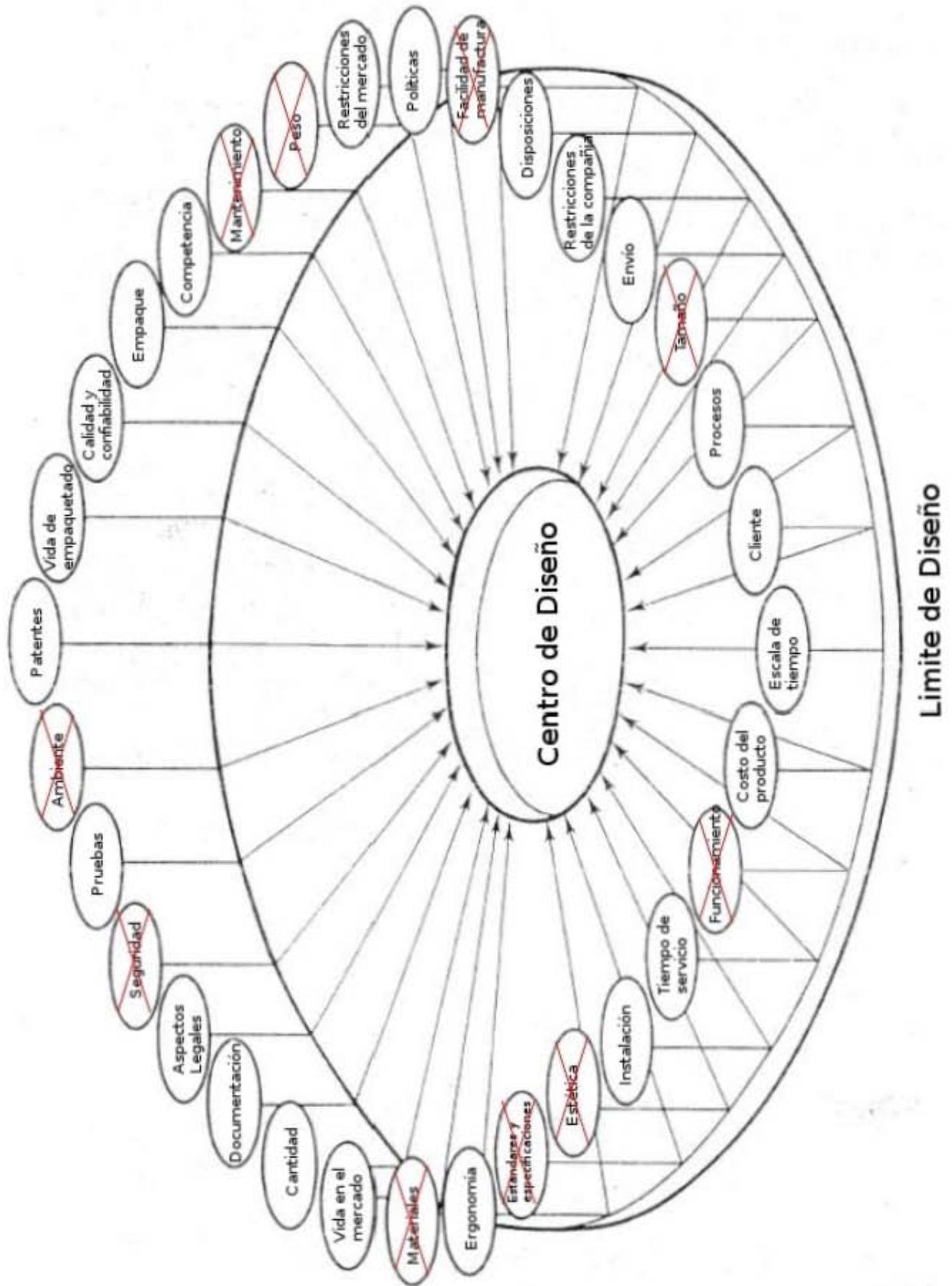


Figura 2.1: Cuadro de Pugh

- Cloro en el agua.
- Deberá resistir la exposición continua al agua.
- Deberá resistir los esfuerzos producidos por la fuerza de arrastre generada por la brazada de un nadador promedio.
- Podrá resistir pequeños impacto propios del uso cotidiano.
- No podrá ser usada como instrumento de golpeo ni para propósitos diferentes a los descritos en este trabajo.

Materiales.- En vista de los requerimientos de un bajo peso para el diseño, se buscara utilizar materiales con una baja densidad y alta resistencia mecánica, se busca que sean materiales de fácil adquisición y que presenten una buena maquinabilidad.

Facilidad de manufactura.- Se desea que la manufactura de los elementos de este diseño se pueda realizar en su totalidad con el equipo y maquinaria disponibles en los talleres de mecánica de la Facultad de Ingeniería y en la FES Aragón de la UNAM, por lo que se buscará que las piezas sean de una geometría sencilla. En este punto es importante la elección del material, por lo que deberán ser materiales de fácil maquinado.

Especificaciones estándar.- En la medida que sea posible se tratará de utilizar piezas y medidas de uso comercial, que faciliten su adquisición en el mercado, esto con el objetivo de disminuir el tiempo de fabricación.

Mantenimiento.- El mantenimiento de la paleta deberá ser de tipo preventivo, de manera que el usuario pueda realizarlo por sí solo de forma sencilla.

En caso de necesitar un mantenimiento correctivo, el diseño debe permitir el libre acceso a la totalidad de sus componentes sin necesidad de utilizar herramientas o equipo especializado.

Estética.- En este diseño se dará prioridad al funcionamiento, sin perder de vista, las cuestiones estéticas, por lo que la paleta deberá tener un aspecto agradable y con buen acabado superficial.

Seguridad.- La paleta debe asegurar su funcionamiento bajo condiciones normales de uso, así como también debe garantizar la integridad física del usuario, es decir, se debe evitar que las piezas tengan filos, picos o alguna otra protuberancia que ponga en riesgo al usuario en caso de entrar en contacto con ellas.

2.2. Diseño conceptual y selección de propuestas

Para el desarrollo del diseño conceptual se decidió dividir el diseño en tres sistemas de acuerdo a sus funciones principales con el objetivo de generar propuestas de solución para cada uno de los sistemas de manera independiente y de esta forma poder compararlas y evaluarlas entre sí para seleccionar la propuesta que mejor satisfaga los requerimientos de nuestro diseño, esta división en sistemas facilita el análisis y permite un diseño modular, la división establecida y las propuestas de solución para cada sistema se presentan a continuación:

2.2.1. Sistema de articulación

La función principal del sistema de articulación es cambiar de posición a la paleta, haciéndola girar sobre su eje dependiendo del tipo de nado que se quiera practicar. Este sistema debe ser ligero, de un tamaño reducido, resistente al agua, de fácil manufactura y además debe soportar los esfuerzos a los que sea sometido.

Otro aspecto que se considera deseable es que se tengan componentes estándar y de fácil reemplazo, además es prioritario que el diseño permita gran libertad de movimientos y que no presente geometrías complejas con el fin de facilitar su fabricación. Las propuestas que se realizaron fueron las siguientes:

Primera propuesta

La primera propuesta se trata de dos piezas, que se ensamblan entre sí una dentro de la otra mediante un ensamble de macho-hembra. En la pieza 1 (figura 2.2 a)), se tienen seis superficies hundidas una altura “h” con respecto del resto de la superficie exterior, las cuales están divididas en 2 grupos; estas hendiduras están unidas por un surco que recorre toda la circunferencia del cilindro. Las hendiduras 1, 2 y 3, forman el primer grupo y tienen entre si una separación α , el segundo grupo lo forman las hendiduras 1',2' y 3', están dispuestas al lado

contrario del primero, es decir: entre la hendidura 1 y 1' hay una separación de 180° , lo mismo sucede para la relación 2-2' y 3-3'.

La pieza 2 (figura 2.2 b)), tiene dos venas (v1 y v2) que sobresalen una altura "h" con respecto a la superficie interior, una a 180° de la otra.

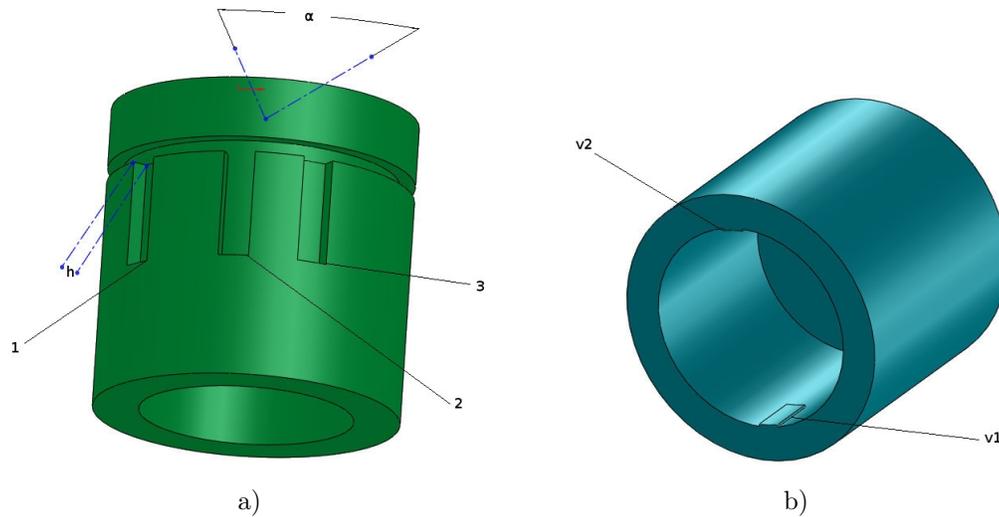


Figura 2.2: Pieza 1.

La pieza 1 se acopla al orificio de la pieza 2; el ensamble se realiza de tal forma que las venas v1-v2 tienen la posibilidad de asegurarse ya sea con los surcos 1-1', 2-2' ó 3-3', lo cual permite realizar cambios de posición de la pieza 2 con respecto a la pieza 1, estos cambios de posición están definidos por la separación α que se tiene entre las hendiduras de la pieza 1.

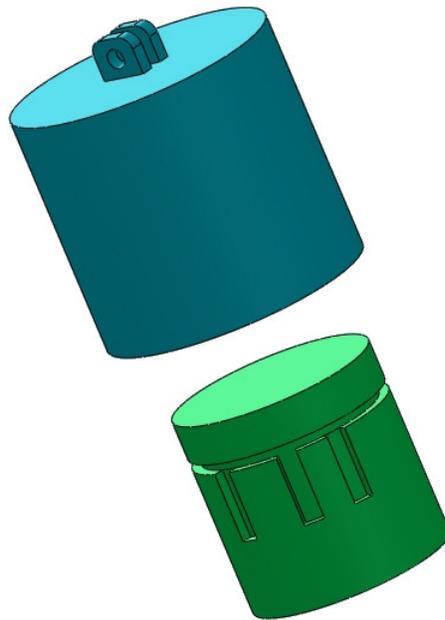


Figura 2.3: Ensamble de la primer propuesta.

Segunda propuesta

En la figura 2.4, se muestra la segunda propuesta, la cual consta de dos piezas ensambladas entre sí por un macho-hembra, este ensamble se asegura gracias a un tornillo y una leva que las une por presión.

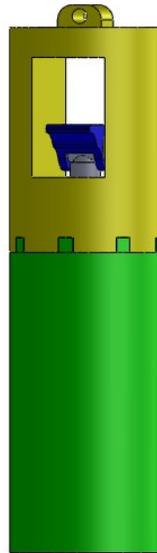


Figura 2.4: Ensamble de la segunda propuesta.

En la pieza 1 (figura 2.5) se tiene una superficie que sobresale una altura “h” del resto de la base circular, ésta superficie consta de los salientes 1’, 2’, 3’ y 4’; éstos salientes tienen la misma longitud que el diámetro exterior del cilindro y cada elemento está separado un ángulo β con respecto al siguiente, entrecruzándose en el centro de la base circular del cilindro, como se muestra en la figura 2.5; en el centro se encuentra un orificio de diámetro “d1” en dirección del eje longitudinal del cilindro.

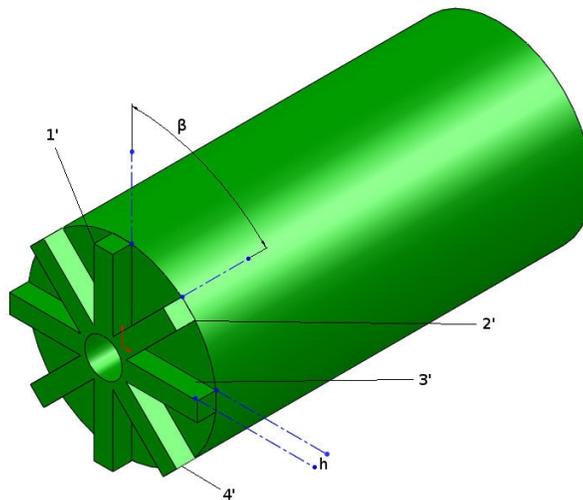


Figura 2.5: Conexión al muñón.

Para este acoplamiento la pieza 2 (figura 2.6), presenta la parte hembra (A, B, C y D) que se ensambla en 1’, 2’, 3’ y 4’. Esta pieza tiene una abertura rectangular en uno de sus costados para que la palanca pueda ser accionada.

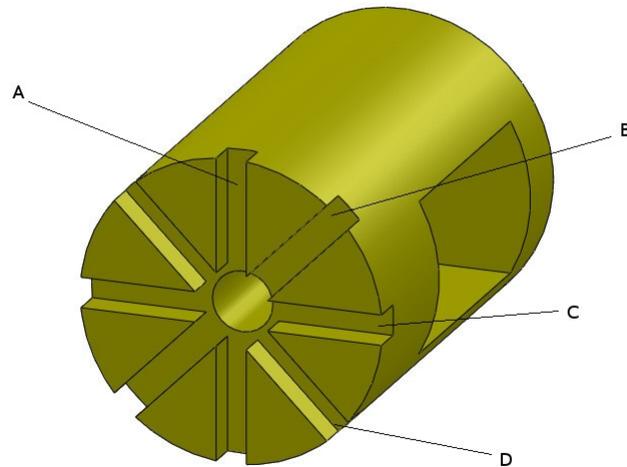


Figura 2.6: Conexión a la paleta.

La pieza 3 (figura 2.7), tiene la función de unir a la pieza 1 con la 2, mediante un tornillo con una leva en un extremo, la cual puede ser accionada por la palanca a la que esta acoplada, de manera similar al cierre rápido en el eje de una bicicleta.

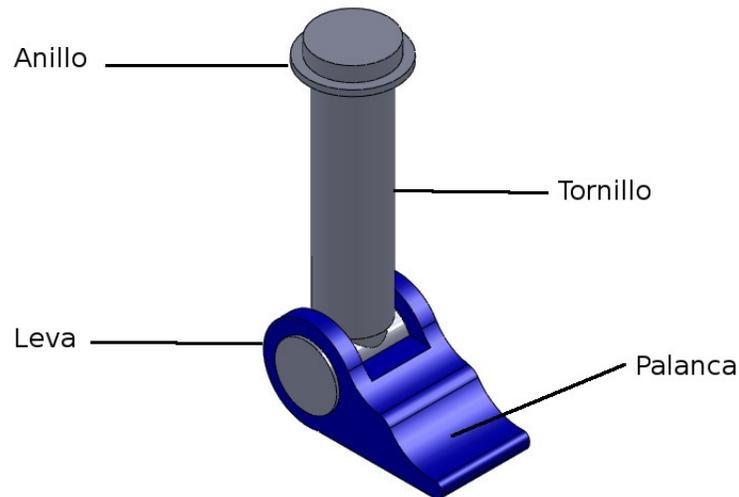


Figura 2.7: Leva

La pieza 1 y 2 se pueden ensamblar en 4 posiciones distintas con diferencia de un ángulo β cada una. Tomaremos como referencia el elemento 1', la primera posición es de tal forma que los elementos 1' y A son coincidentes entre sí, la segunda posición sería girar β la pieza 2 de tal forma que los elementos ahora coincidentes sean 1' y B, esto se realizará de la misma manera para el resto de las posiciones.

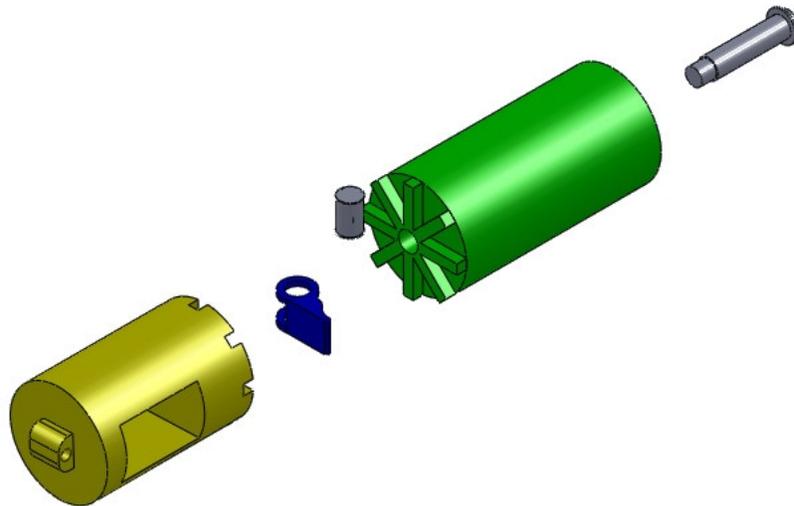


Figura 2.8: Vista en explosión de la segunda propuesta.

Tercer propuesta

Esta propuesta se basa en un mecanismo de tornillo sinfín y corona, como el que se muestra en la figura 2.9, en este tipo de mecanismos mediante el giro del tornillo sinfín se hace girar la corona, la paleta puede ser unida a la corona por medio de un eje, de tal forma que al girar la corona la paleta también rotará. Con este sistema se puede tener un mayor número de posiciones para la paleta, debido a que en este tipo de mecanismos por un giro del tornillo sinfín se avanza un diente de la corona.

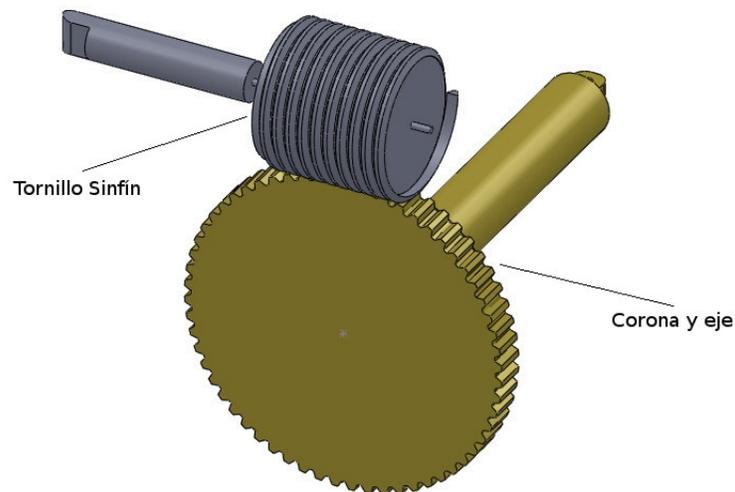


Figura 2.9: Mecanismo sinfín y corona.

En la figura 2.10, se observa la pieza 1, ésta pieza tiene como función servir de unión con el muñón del usuario, por lo que en uno de sus extremos tiene un orificio para poder insertar el muñón. En el extremo contrario tiene dos hendiduras (e1 y e2), y dos superficies salientes en forma de “L” en las cuales se montará el tornillo sinfín.

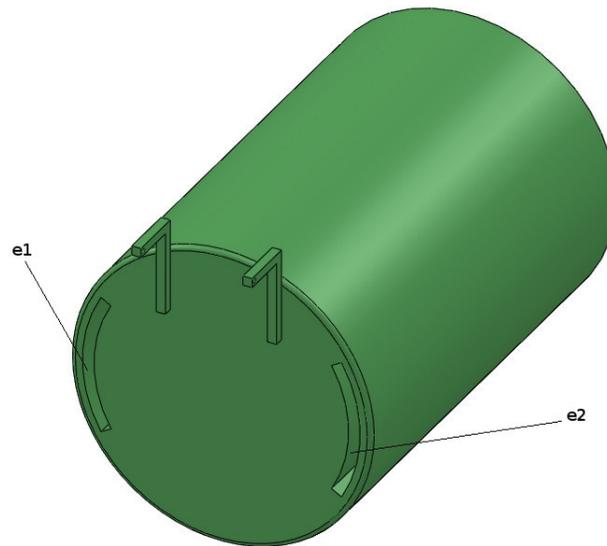


Figura 2.10: Pieza 1 de la tercer propuesta.

La pieza 2 (figura 2.11), presenta dos superficies (s1 y s2) que sobresalen del resto de la base circular; en la arista circular de la pieza 2, se encuentra un orificio por el que atravesará el eje de la corona. Ésta pieza tiene la función de resguardar el mecanismo de sinfín y corona.

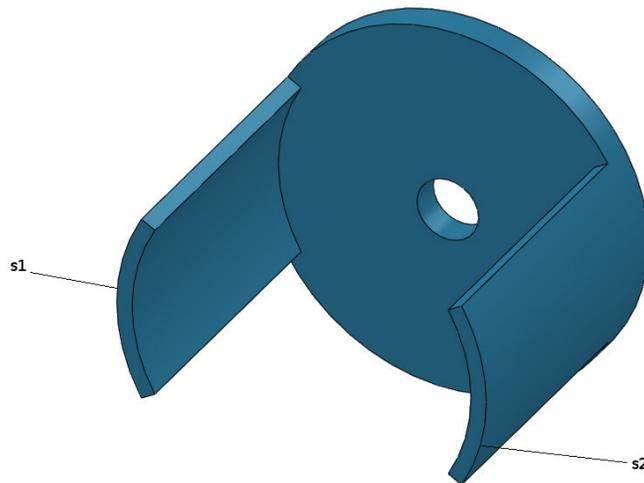


Figura 2.11: Pieza 2 de la tercer propuesta.

El ensamble se realiza de tal forma que el eje de la corona se acopla con el orificio de la pieza 2, a la vez que las superficies s1 y s2 se insertan en las hendiduras e1 y e2 de la pieza 1. El tornillo sinfín se monta en los salientes en forma de “L” de la pieza 1, entrando en contacto con la corona, la figura 2.12 muestra el ensamble de todas las piezas.

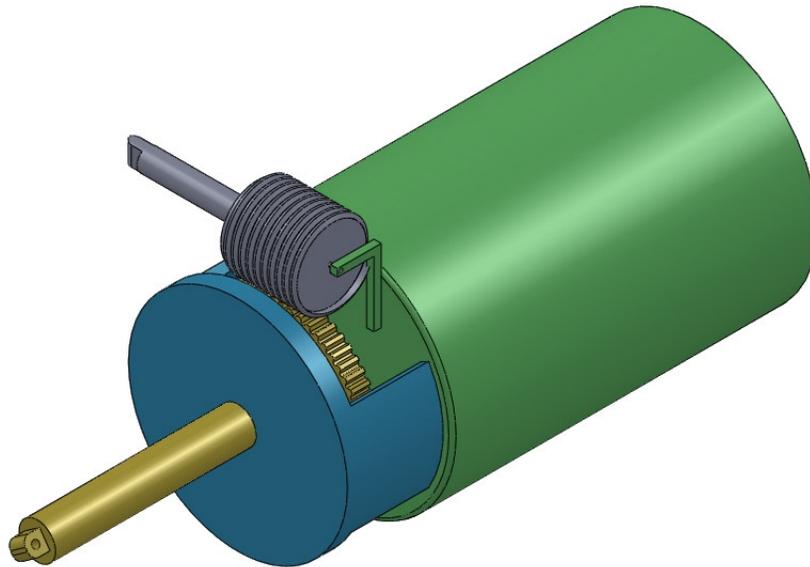


Figura 2.12: Ensamble de la tercer propuesta.

El mecanismo nos da la posibilidad del autobloqueo, es decir, el tornillo sin fin puede impulsar a la corona, pero si se aplica un par torsional al eje de la corona el sin fin no girará.

Selección de propuestas para el sistema articulación

Matrices de decisión.

La comparación y evaluación de las propuestas para cada sistema se realizó con el método de matriz de decisión [21]. En este método se evalúa el cumplimiento de los requerimientos de diseño por parte de las propuestas de solución de cada sistema.

En este diseño, a cada característica deseable se le asignó un porcentaje (entre 0% y 100%) acorde a la importancia que tiene para alcanzar el cumplimiento de los requerimientos de diseño.

Para evaluar cada propuesta de solución se le dio una calificación de acuerdo a la siguiente escala:

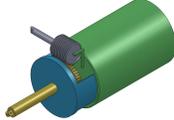
- 3 = Malo
- 6 = Regular
- 9 = Bueno

Cada una de las calificaciones se multiplica por el porcentaje de cada característica para obtener una calificación parcial, la evaluación total de cada propuesta es la suma de las calificaciones parciales. Las diversas propuestas se comparan entre sí con base en su calificación total, y se elige la propuesta con la mayor calificación total, es decir, la opción que mejor satisfaga las necesidades de cada sistema.

Matriz de decisión.¹

Las características que se evaluaron para las propuestas de este sistema (tabla 2.1) fueron: el número de posiciones que puede tomar la paleta, la facilidad del diseño y la posibilidad de usar componentes estándar buscando siempre un tamaño reducido y una estética que favorezca a todo el conjunto, además de que sea fácil de utilizar y que genere una sensación de seguridad al usuario.

Tabla 2.1: Matriz de decisión para la articulación.

ARTICULACIONES	N. de Posiciones Permitidas 25 %		Componentes Estandar 20 %		Facilidad del Diseño 15 %		Tamaño 10 %		Seguridad 10 %		Facilidad de Uso 10 %		Estética 10 %		Puntuación Total	Rango
	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.		
	3	0.75	3	0.6	9	1.35	9	0.9	9	0.9	6	0.6	3	0.3	5.4	3
	6	1.5	6	1.2	6	0.9	9	0.9	9	0.9	6	0.6	9	0.9	6.9	2
	9	2.25	6	1.2	6	0.9	9	0.9	9	0.9	9	0.9	6	0.6	7.65	1

2.2.2. Sistema de sujeción al muñón

Este sistema sirve como soporte para todo el conjunto, su principal función es mantener unida la articulación con el usuario, debe de ser cómodo, ligero, resistente al agua, además de que no debe obstruir la realización de cualquier tipo de nado que se requiera. Las propuestas para este sistema son:

Primera propuesta

Esta propuesta corresponde a la hombrera comercializada por la empresa Orliman, se trata del modelo TP-6401, la cual se muestra en la figura 2.13. Es una hombrera de polietileno de baja densidad, se ajusta mediante dos cinchos a la altura del humero y una cinta que pasa por la espalda, la cual se asegura por un cincho en el pectoral.



Figura 2.13: Hombrera Orliman. [22]

¹Abreviaciones:
Calif. = Calificación.
P.p. = Puntuación Parcial.

Segunda propuesta

La segunda propuesta (figura 2.14), se trata de unas mangas de neopreno de la marca Magic Marine, en esta propuesta se considera la opción de recortar la manga izquierda por arriba del codo, para poder adaptar el sistema de articulación. Las dos mangas se ajustan gracias a que están unidas por una cinta de neopreno que cruza por la espalda del usuario.



Figura 2.14: Mangas de neopreno. [23]

Tercera y cuarta propuesta

Este par de propuestas (figura 2.15), se trata de los modelos 462R y 463R de la empresa estadounidense Mc David, ambas están hechas de neopreno con un forro de nylon por ambos lados.

Las dos opciones cuentan con cintas a la altura del bíceps y el pecho, con el objetivo de ajustarla y asegurar su posición.

La principal diferencia entre estos modelos es el área que cubren, ya que para el modelo 462R se cubre un área mayor en la parte del pectoral y la clavícula en comparación al modelo 463R.



Modelo 462R

Modelo 463R

Figura 2.15: Hombreras Mc David. [24, 25]

Quinta propuesta

En este caso se trata de una hombrera doble, de la marca Joerex, hecha de nylon y neopreno. Se trata del modelo 0803 (figura 2.16), el cual se ajusta de manera similar que las mangas de neopreno de la figura 2.14. La característica de este modelo es que tiene una mayor área de contacto con el usuario entre el hombro y la espalda, así como también la cinta que cruza por la espalda es más ancha, en comparación con la segunda propuesta, lo cual brinda mayor sujeción.



Figura 2.16: Hombrera doble. [26]

Sexta propuesta

En la figura 2.17, se muestra una hombrera de la marca Bander Green, compuesta en 90% de neopreno y 10% de nylon, cuenta con cintas para ajustarse en el bíceps y en el pecho.

Esta hombrera cubre completamente el hombro hasta la altura de la clavícula, cubriendo a la vez el pecho y la espalda, de manera que deja libre el otro hombro.



Figura 2.17: Hombrera Bander Green. [27]

Selección de propuestas para el sistema de sujeción

Matriz de decisión.

Las características que se consideraron para la evaluación de estas propuestas fueron: que el sistema se ajuste al usuario y al sistema de articulación, pero que a la vez permita la suficiente libertad de movimiento para realizar los cuatro tipos de nado, que sea resistente al agua y soporte las cargas externas a las que pueda ser sometido y que sea fácil de poner y quitar. La evaluación realizada y sus resultados se muestran en la tabla 2.2.

Tabla 2.2: Matriz de decisión para la hombrera de sujeción.

HOMBRERA	Ajuste a la articulación 20 %		Ajuste al Usuario 20 %		Libertad de Movimientos 15 %		Resistencia al agua 15 %		Resistencia Mecánica 15 %		Facilidad de uso 15 %		Puntuación Total	Rango
	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.		
Propuesta 1	9	1.8	9	1.8	9	1.35	9	1.35	9	1.35	9	1.35	9	1
Propuesta 2	6	1.2	6	1.2	9	1.35	9	1.35	3	0.45	6	0.9	6.45	6
Propuesta 3	6	1.2	9	1.8	6	0.9	9	1.35	6	0.9	9	1.35	7.5	4
Propuesta 4	9	1.8	9	1.8	9	1.35	9	1.35	9	1.35	9	1.35	9	1
Propuesta 5	6	1.2	9	1.8	3	0.45	9	1.35	9	1.35	6	0.9	7.05	5
Propuesta 6	9	1.8	9	1.8	3	0.45	9	1.35	9	1.35	6	0.9	7.65	3

2.2.3. Sistema de nado (Paleta)

El objetivo de la paleta de natación es generar un arrastre que ayude a fortalecer los músculos del usuario en cualquiera de los tipos de nado que practica. Se desea que el arrastre se aumente de manera gradual, para no provocar una lesión.

Se requiere que la paleta sea ligera, resistente a la corrosión, con buena resistencia mecánica y resistente a impactos, además se necesita que sea de un tamaño que no incomode durante el nado.

De las ecuaciones mostradas en la página 10, se deduce que los términos que podemos manipular para tener un mayor arrastre son: C_D y A , ya que para este caso la velocidad depende del usuario, y la densidad está dada por el fluido por el que se mueve.

Sabiendo que el coeficiente de arrastre (C_D) y el área (A) son funciones de las dimensiones y la geometría del objeto sumergido, podemos modificar la forma y dimensiones de la paleta para alcanzar nuestro objetivo de aumentar la fuerza de arrastre de manera gradual.

Tomando en cuenta lo antes mencionado, las propuestas generadas para este sistema, son las siguientes:

Primera propuesta

Ésta propuesta se compone por una paleta con varias perforaciones de diámetros distintos (figura 2.18 a)), éstas perforaciones serian cubiertas con los tapones mostrados en la figura 2.18 b)).

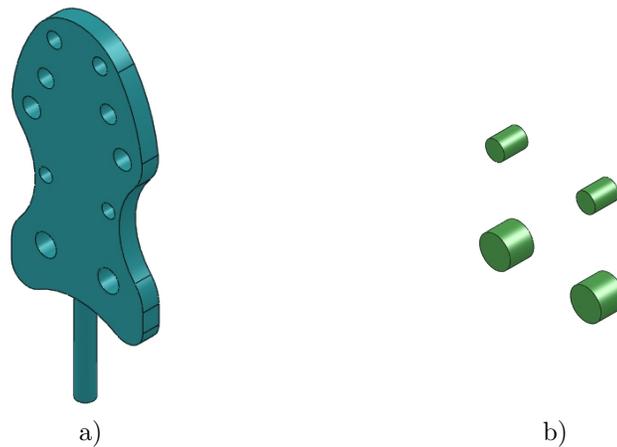


Figura 2.18: Primera propuesta.

El aumento de la fuerza de arrastre se realiza como consecuencia de tapan los orificios de la paleta, ya que se aumentaría el área de contacto con el fluido. El C_D se puede hacer variar según se necesite, ya que para este caso depende del número y posición de los orificios que sean cubiertos (véase figura 2.19).

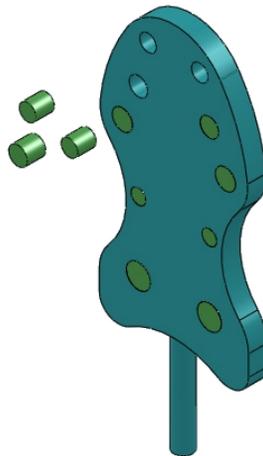


Figura 2.19: Paleta de la primer propuesta.

Segunda propuesta

Para esta propuesta se considera una paleta de natación dividida en dos partes, donde cada una tiene una ranura y un orificio como se muestra en la figura 2.20.



Figura 2.20: Paleta de natación.

Para poder aumentar la fuerza de arrastre de esta propuesta se tiene la opción de insertar extensiones de diferentes formas y tamaños (figura 2.21).



Figura 2.21: Extensiones.

El ensamble se realiza de tal forma que la extensión deseada se inserta en la ranura de la pieza "G", mientras que la pieza "H" se acopla por el otro lado de la extensión, el ensamble se asegura a presión mediante un tornillo y una tuerca, véase figura 2.22. La ventaja de esta propuesta es que se puede variar las dimensiones y la geometría de las extensiones que se ocupan, lo que da como resultado mayor libertad para aumentar la fuerza de arrastre.



a) Vista en explosión del ensamble.

b) Ensamble de la segunda propuesta.

Figura 2.22: Vistas del ensamble.

Tercer propuesta

Para esta propuesta se considera una paleta con una ranura en la parte superior y un orificio que la cruza de lado a lado, como se muestra en la figura 2.23 a), esta paleta será la pieza que se ensamble con la articulación.

En la figura 2.23 b), se muestra una extensión, que cuenta con varios orificios separados entre sí. La extensión se acopla a la paleta, gracias a un tornillo que se inserta en el orificio que atraviesa la paleta de natación, coincidiendo con uno de los orificios de dicha extensión (véase la figura 2.24).

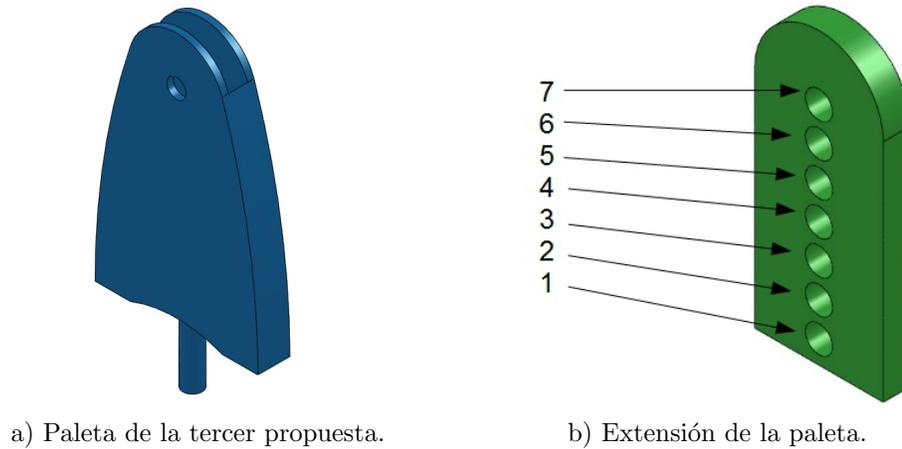


Figura 2.23: Base y extensión para la paleta de la tercer propuesta.

La finalidad de los orificios de la extensión es poder aumentar el arrastre del sistema de natación, de tal forma que al acoplarse con la paleta se puede elegir el orificio que se ocupara para asegurar el ensamble. Es decir, las dimensiones del sistema aumentan o disminuye dependiendo del orificio que se elija. Por ejemplo el arrastre sería mayor si se escoge el orificio número 1 que si se escoge el número 7 o algún otro intermedio.

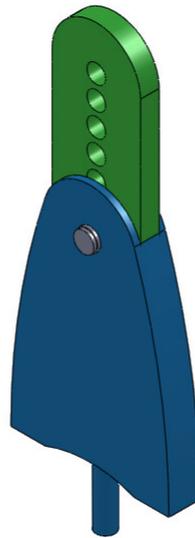


Figura 2.24: Tercera propuesta.

Cuarta propuesta

Esta propuesta consiste en una base con una ranura en la que se ensambla la paleta, la base cuenta con un eje para poder unirse a la corona (figura 2.25 a)). La base cuenta con orificios, para poder insertar en ellos un par de tornillos con el objetivo de sujetar la paleta una vez insertada en la ranura de la base.

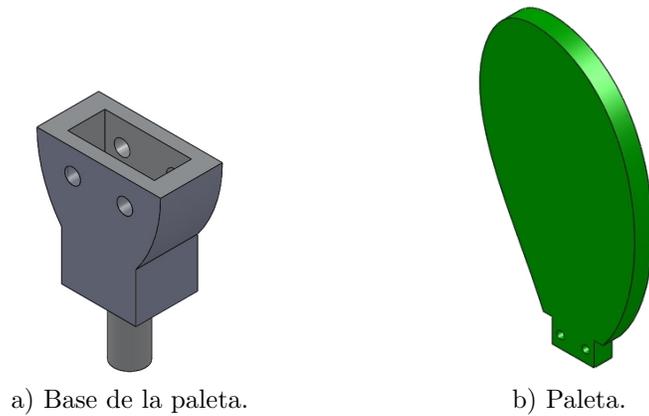


Figura 2.25: Elementos de la cuarta propuesta.

La paleta (2.25 b)), puede ser de diferente tamaño o forma para aumentar o disminuir, según se necesite, la fuerza de arrastre producida durante la brazada.

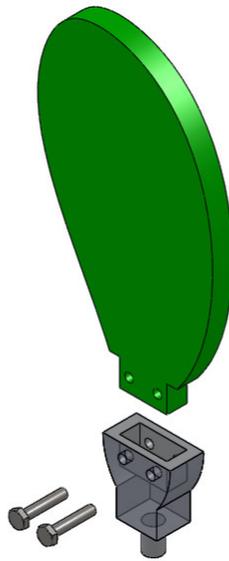


Figura 2.26: Cuarta propuesta.

En esta propuesta la paleta se sujeta a la base por medio de tornillos, lo que facilita intercambiar la paleta, por otra con mayor área o una geometría diferente para poder generar una mayor fuerza de arrastre con sólo remover un par de tornillos, véase figura 2.26.

Selección de propuestas para el sistema de natación

Matriz de decisión.

Para cada una de estas propuestas se evaluó: la capacidad de hacer variar la fuerza de arrastre, su resistencia mecánica, resistencia a la corrosión, la facilidad de manufactura y su facilidad de uso; los resultados de esta evaluación se presentan en la tabla 2.3.

Tabla 2.3: Matriz de decisión para el sistema de natación.

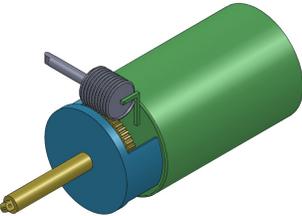
PALETAS	Variación de la F. de Arrastre 25 %		Resistencia Mecánica 20 %		Facilidad de Manufactura 20 %		Resistencia a la corrosión 15 %		Facilidad de Uso 10 %		Estética 10 %		Puntuación Total	Rango
	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.		
	3	0.75	9	1.8	9	1.8	9	1.35	9	0.9	9	0.9	7.5	3
	9	2.25	9	1.8	6	1.2	9	1.35	6	0.6	9	0.9	8.1	2
	6	1.5	9	1.8	6	1.2	9	1.35	6	0.6	9	0.9	7.35	4
	9	2.25	9	1.8	6	1.2	9	1.35	9	0.9	9	0.9	8.4	1

Capítulo 3

Diseño de detalle

En esta parte del diseño se detallaron los conceptos de cada propuesta que resultó ganadora en la selección correspondiente (tabla 3.1). Cada concepto de solución se desarrolló buscando cumplir con los requerimientos de diseño planteados en el capítulo anterior, además de asegurar la unión y compatibilidad entre sistemas.

Tabla 3.1: Propuestas seleccionadas.

Sistema	Propuesta seleccionada
Articulación	
Sujeción	
Natación	

En este capítulo se muestran los procedimientos y cálculos utilizados para determinar las dimensiones de los componentes de cada sistema, la propuesta de materiales para cada elemento y la forma en que se unen entre ellos.

3.1. Diseño del sistema de nado

Para el cálculo de las dimensiones de la paleta, se consideró que la fuerza de arrastre producida por ésta, debe ser igual a la producida por el antebrazo y la mano del brazo derecho del usuario.

Tomando en cuenta la consideración anterior, podemos escribir que:

$$F_{paleta} = F_{antebrazo} + F_{mano} \tag{3.1}$$

Sustituyendo valores de la ecuación 1.1 en la ecuación 3.1 y considerando la nomenclatura de la sección 1.5, tenemos:

$$\frac{C_{D_p} A_p \rho V_p^2}{2} = \frac{C_{D_b} A_b \rho V_b^2}{2} + \frac{C_{D_m} A_m \rho V_m^2}{2}$$

Tomando en cuenta que:

$$V = \omega L \quad (3.2)$$

Dónde:

V = Velocidad relativa del fluido respecto al cuerpo.

ω = Velocidad angular.

L = Distancia al centro de giro.

Por lo tanto:

$$\frac{C_{D_p} A_p \rho \omega_p^2 L_p^2}{2} = \frac{C_{D_b} A_b \rho \omega_b^2 L_b^2}{2} + \frac{C_{D_m} A_m \rho \omega_m^2 L_m^2}{2} \quad (3.3)$$

Esta ecuación se puede simplificar sabiendo que todo el cuerpo tiene el mismo centro de rotación, por lo que:

$$\omega_p^2 = \omega_b^2 = \omega_m^2 \quad (3.4)$$

Además que al tratarse del mismo fluido, su densidad (ρ) es la misma para todos los términos. Simplificando la ecuación 3.3 se obtiene:

$$\frac{\rho \omega^2}{2} (C_{D_p} A_p L_p^2) = \frac{\rho \omega^2}{2} (C_{D_b} A_b L_b^2 + C_{D_m} A_m L_m^2) \quad (3.5)$$

$$C_{D_p} A_p L_p^2 = C_{D_b} A_b L_b^2 + C_{D_m} A_m L_m^2 \quad (3.6)$$

Por lo que el área de la paleta queda definida como:

$$A_p = \frac{C_{D_b} A_b L_b^2 + C_{D_m} A_m L_m^2}{C_{D_p} L_p^2} \quad (3.7)$$

Para evaluar la ecuación 3.7, se utilizaron los datos antropométricos obtenidos de las mediciones hechas al usuario directamente. Se consideró L_b y L_m como las longitudes desde el hombro hasta su respectivo centro de masa con sus áreas (A_b y A_m) correspondientes (figura 3.1).

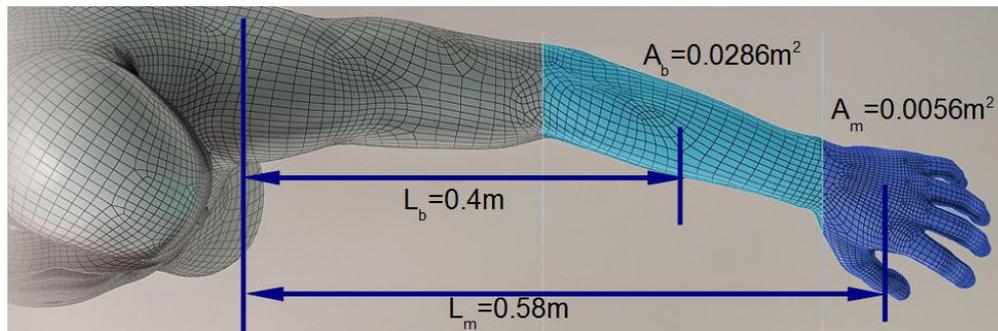
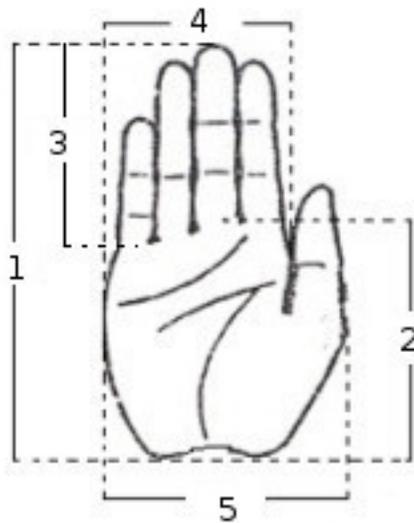


Figura 3.1: Medidas antropométricas.

Para el cálculo de los coeficientes de arrastre se considera que el área de la paleta y de la mano (que es perpendicular al movimiento relativo del fluido), se pueden tomar como el área de una placa plana. En el caso de la paleta se consideró una relación de 1:2 entre el largo y el ancho; para la mano dicha relación se obtuvo de datos estadísticos de medidas antropométricas en el percentil 50, de estudios realizados en México [28], véase figura 3.2.



Parámetro	Longitud [cm]
1.- Longitud total de la mano	18.14
2.- Longitud palmar	10.8
3.- Longitud de los dedos	9.5
4.- Ancho de los dedos	8.25
5.-Ancho palmar	9.76

Figura 3.2: Medidas antropométricas de la mano. [28]

Para obtener el C_D del antebrazo, se consideró a éste como a un cilindro circular. Con las consideraciones hechas de la mano, la paleta y el antebrazo, utilizando las tablas presentadas por Streeter [19], se estimaron los coeficientes de arrastre. Los cuales son:

Tabla 3.2: Coeficientes de arrastre. [19]

f	L/h	C_D
Paleta	2	1.185
Mano	1.8586	1.1843

a) Considerando una placa plana

	C_D
Antebrazo	1.2

b) Considerando un cilindro circular

Para determinar la longitud al centro de masa de la paleta (L_p), se tomaron 0.31 m correspondientes a la longitud del muñón de la persona, este dato se obtuvo por medición directa al usuario, tomando como referencia el hombro de la persona (figura 3.3); a esta distancia se agregaron 0.14 m propios del espacio necesario para el sistema de articulación, y 0.1 m pertenecientes a la distancia al centro de masa de la paleta, lo que da como resultado una longitud al centro de masa de 0.45 m ($L_p = 0.45$ m).

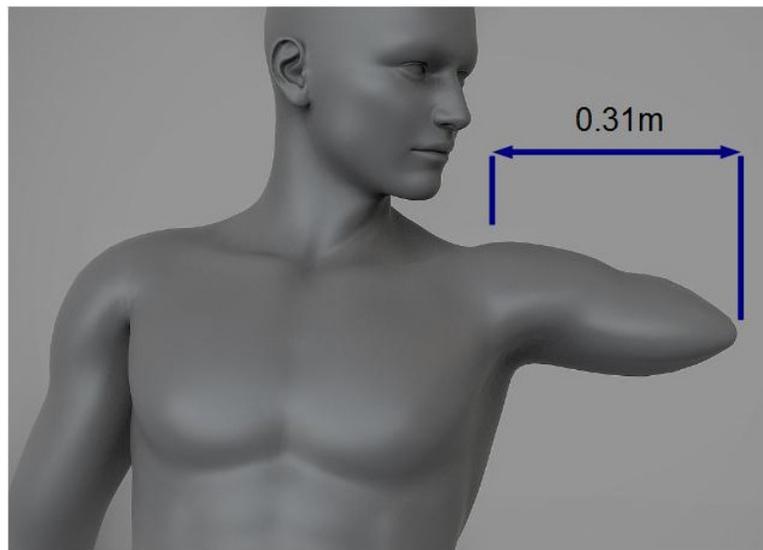


Figura 3.3: Medidas L_p .

Por estética se decidió que la paleta tuviera una altura de 20 cm, por lo que $L_{paleta} = 0.55$ m. Con este valor de L_{paleta} , los datos mostrados en la figura 3.1 y la tabla 3.2, evaluamos la ecuación 3.7 obteniendo:

$$A_p = 0,02154m^2 \quad (3.8)$$

Con el valor de área obtenido para la paleta se puede generar una fuerza de arrastre igual a la de la mano derecha del usuario, sin embargo se consideró que no era adecuado someter a los músculos de la parte izquierda del torso a un esfuerzo grande de manera repentina, por lo que se decidió comenzar con una fuerza de arrastre menor, e incrementarla cuando el usuario haya desarrollado lo suficiente sus músculos. Se decidió utilizar una paleta con el 80% del área, es decir ($A_{paleta} = 0.0178m^2$).

Con el objetivo de facilitar el diseño y fabricación se decidió que la paleta debía ser rígida. Analizando los diferentes estilos de nado se encontró que en la fase de recobro de la brazada, los brazos pasan muy cerca del cuerpo, por lo que para evitar el contacto con el costado del tórax del usuario se decidió que la geometría de la paleta tuviera una desviación de 15° hacia fuera del cuerpo, (figura 3.4).



Figura 3.4: Paleta de natación.

De acuerdo a los análisis de esfuerzos que se mostrarán más adelante en este trabajo, se determinó que el espesor de la paleta fuera disminuyendo desde su base hasta su parte final ya que en la parte superior de la paleta presenta una menor concentración de esfuerzos, por lo que se comenzó con un grosor de $\frac{3}{8}$ pulg. en la base de la paleta para ir disminuyendo de manera constante hasta terminar con un espesor de $\frac{3}{16}$ pulg. en la parte superior.

La base sobre la que se ensambla la paleta (figura 3.5), sirve también como eje para transmitir el movimiento de la corona, en esta pieza se buscó suavizar el cambio de sección entre el eje y el comienzo de la base de la paleta, para evitar una concentración de esfuerzos.

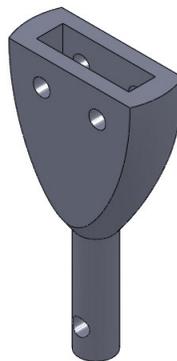


Figura 3.5: Base de la paleta de natación.

Para asegurar el ensamble se decidió usar tornillos de medidas comerciales, en este caso de $\frac{1}{4}$ de pulgada. El ensamble completo de este sistema se muestra en la figura 3.6, las dimensiones y planos de la base y la paleta se encuentran en el Apéndice D y G, respectivamente.

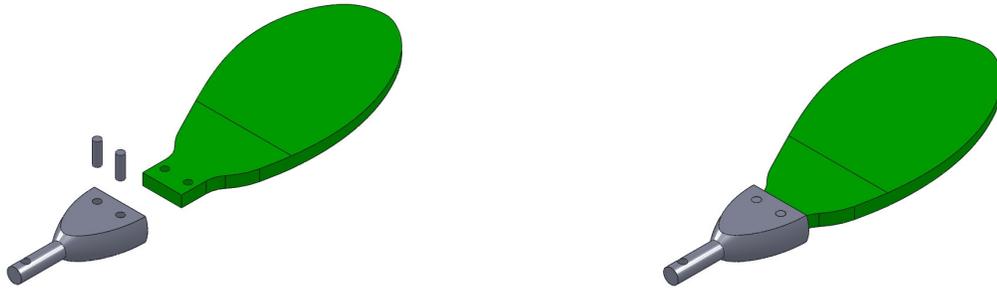


Figura 3.6: Ensamble de la paleta de natación.

3.1.1. Cálculo de las presiones sobre la paleta

Para conocer las fuerzas a las que estará sometida la paleta dentro del agua durante el nado, se utilizó la ecuación 1.1. Se sabe que la velocidad relativa del fluido respecto al cuerpo (V), depende de la velocidad angular (ω) con que se realiza la brazada, y puede definirse como:

$$V = \omega L \quad (3.9)$$

Por lo que sustituyendo la ecuación 3.9 en la ecuación 1.1, tenemos:

$$F_{\text{arrastre}} = \frac{C_D A \rho \omega^2 L^2}{2} \quad (3.10)$$

De la ecuación 3.10 observamos que la fuerza de arrastre de la paleta queda en función de la distancia (L) al centro de giro (hombro del usuario), por lo que habrá diferentes fuerzas a lo largo de la paleta. Para simular este efecto la paleta fue dividida en 4 áreas, como se muestra en la figura 3.7.

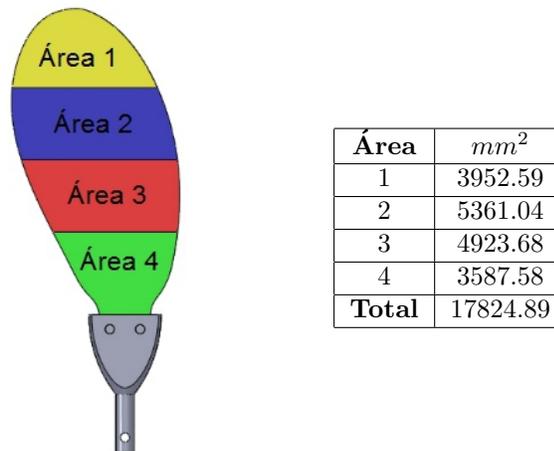


Figura 3.7: Áreas de la paleta.

Para evaluar la fuerza de arrastre que actúa en cada una de las áreas de las paleta (SF_{arrastre}), se realizó la integral de la ecuación 3.10, evaluándola dentro de sus respectivos límites (a, b), los cuales están dados por la distancia a la que se encuentran del centro de giro (L). La ecuación que rige lo aquí descrito está dada como:

$$\begin{aligned}
 SF_{\text{arrastre}} &= \int_a^b \frac{C_D A \rho \omega^2 L^2}{2} dL \\
 &= \frac{C_D A \rho \omega^2 L^3}{6} \Big|_a^b \\
 &= \frac{C_D A \rho \omega^2}{6} L^3 \Big|_a^b
 \end{aligned} \quad (3.11)$$

Para cada área se obtuvo el promedio de las fuerzas que actúan sobre ella ($F_{promedio}$), dentro de sus límites respectivos.

$$F_{promedio} = \frac{SF_{arrastre}}{b - a} \tag{3.12}$$

Los límites (a, b) de las áreas de cada paleta son mostrados en la tabla 3.3.

Tabla 3.3: Límites de cada área para la paleta.

Área	a(m)	b(m)
1	0.6071	0.663
2	0.5571	0.6071
3	0.5071	0.5571
4	0.45	0.5071

Cada una de estas fuerzas (ecuación 3.12), está actuando en un área específica de la paleta (que es perpendicular al movimiento), las dimensiones de cada área son mostradas en la 3.7, por lo que se puede obtener una presión ($P_{promedio}$) para cada una de las áreas en las que se dividió la paleta.

$$P_{promedio} = \frac{F_{promedio}}{A} \tag{3.13}$$

La velocidad angular (ω) de la brazada se determinó analizando diversos vídeos de nadadores, tomando el valor máximo para poder simular las condiciones críticas a las que pueda estar sometida la paleta, quedando un valor de $\omega = 4.286 \frac{rad}{seg}$. Con los datos recabados hasta este momento es posible evaluar la ecuación 3.13, para cada área y tomando la densidad del agua a temperatura ambiente como $\rho = 1000 \frac{kg}{m^3}$.

Los resultados de estos cálculos son los siguientes:

Tabla 3.4: Presión correspondiente de cada área para la paleta.

Área	Presión (Pa)
1	4392.14
2	3690.14
3	3083.8
4	2495.45

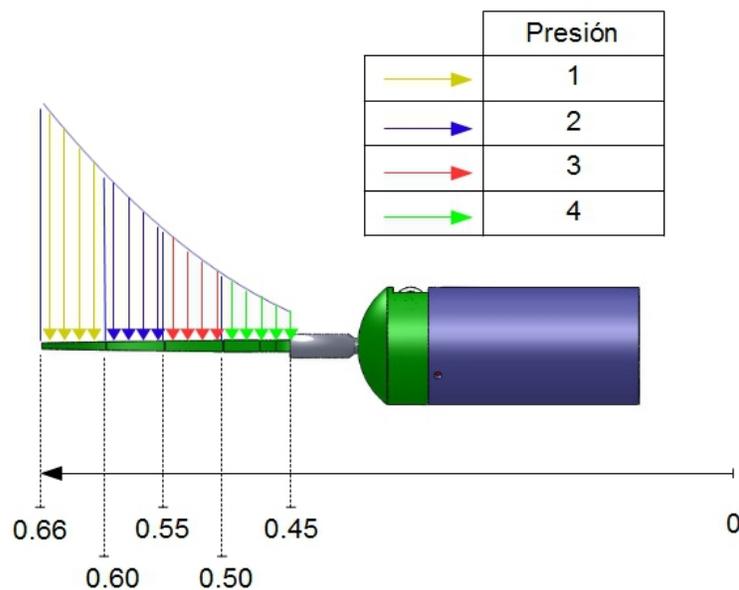


Figura 3.8: Presiones que actúan sobre la paleta.

3.2. Diseño del sistema articulación

Para definir las dimensiones del mecanismo de sinfín y corona, se tomó en cuenta el espacio disponible, que está dado por el diámetro del muñón. Con el objetivo de evitar que el mecanismo exceda el espacio disponible, se buscó que el diámetro de la corona fuera menor al diámetro del muñón y la distancia entre centros sea aproximadamente la mitad del diámetro del muñón; además se trató de disminuir el número de giros del sinfín necesarios para completar una vuelta de la corona, ya que de acuerdo a las características de este mecanismo, por cada giro del sinfín se avanza un diente de la corona. Otro factor que se consideró en el diseño de este mecanismo es el ángulo de avance entre la corona y el sinfín, ya que de acuerdo a Mott [29], para asegurar el autobloqueo el ángulo de avance del mecanismo no debe ser mayor a 5° , ya que el bloqueo se produce por la fricción entre las roscas del sinfín y los dientes de la corona.

De acuerdo a lo anterior, se realizaron los cálculos apoyándonos en las ecuaciones propuestas por Mott [29], para el diseño de este tipo de mecanismos.

De las dimensiones del muñón se determinó que el diámetro de la corona no debe ser mayor a 70 mm., por lo que se hicieron diversas iteraciones con valores para D_g menores a ese límite.

Comparando las características de los diferentes mecanismos obtenidos, se propuso que el diámetro de paso de la corona (D_g), fuese $D_g = 45$ mm y se realizaron los cálculos necesarios para conocer el número de dientes posibles para la corona (ecuación 3.14), se utilizaron los módulos métricos (m) más usados comercialmente $m = (1.5, 1.75, 2, 2.25, 2.5)$.

$$N_g = \frac{D_g}{m} \quad (3.14)$$

De esta evaluación se obtuvo que el número de dientes posibles para la corona es $N_g = (30, 25.7, 22.5, 20, 18)$, con la finalidad de realizar la menor cantidad de giros del tornillo sinfín para completar un giro de la corona y no exceder el espacio disponible para el mecanismo, se escogió un diseño de 30 dientes ($N_g = 30$).

Un requisito del mecanismo de sinfín y corona es que el paso axial (P_x) del sinfín debe ser igual al paso circular (p) de la corona, para que engranen, por lo que:

$$p = P_x = \frac{\pi D_g}{N_g} \quad (3.15)$$

El paso diametral para este mecanismo estaría dado como:

$$P_d = \frac{N_g}{D_g} \quad (3.16)$$

Como se había mencionado, otros de los aspectos a cuidar en el diseño de este mecanismo es el ángulo de avance (λ) y la distancia entre centros (C), estas características están definidas por las ecuaciones 3.17 y 3.18, respectivamente.

$$\tan(\lambda) = \frac{L}{\pi D_w} \quad (3.17)$$

$$C = \frac{D_g + D_w}{2} \quad (3.18)$$

Para evaluar las ecuaciones 3.17 y 3.18, es necesario conocer el diámetro de paso del sinfín (D_w) y el avance del sinfín (L), en el caso de D_w , se propone que sea $D_w = 25$ mm. Para conocer el avance del sinfín se tiene la ecuación 3.19, para la cual es necesario el número de roscas del sinfín (N_w), en este caso se seguirán las recomendaciones expuestas en el libro de "Diseño de elementos de máquinas" [29] y se usará una sola rosca en el tornillo sinfín para favorecer el autobloqueo, por lo que $N_w = 1$.

$$L = N_w P_x \quad (3.19)$$

Con los datos obtenidos hasta el momento, los cuales son mostrados en la tabla 3.5, nos es posible evaluar el resto de parámetros del mecanismos, usando las ecuaciones mostradas en la tabla 3.6.

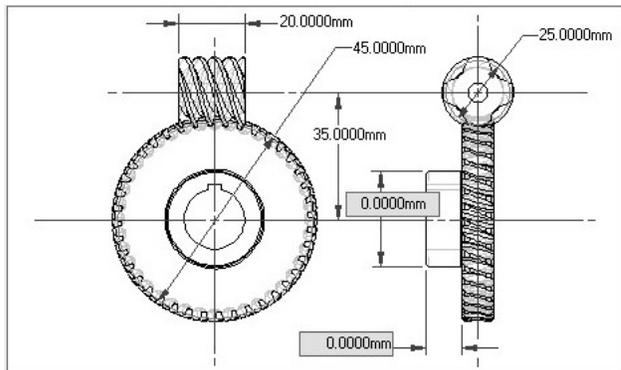
Tabla 3.5: Datos de entrada del mecanismo corona-sinfín.

Especificaciones iniciales	Valor
Diámetro de paso de la corona	45 mm
Módulo métrico	1.5
Número de dientes de la corona	30
Número de roscas del sinfín	1
Diámetro de paso del sinfín	25 mm
Ángulo de avance	3.43°
Ángulo de presión	20°

Tabla 3.6: Dimensiones del mecanismo sinfín y corona. [29]

Dimensión	Fórmula
Addendum	$a = 0.3183P_x = 1/P_d$
Profundidad total	$h_t = 0.6866P_x = 2.157/P_d$
Profundidad de trabajo	$h_k = 2a = 0.6366P_a = 2/P_d$
Dedendum	$b = h_t - a = 1.157/P_d$
Diámetro de raíz del sinfín	$D_{rw} = D_w - 2b$
Diámetro exterior del sinfín	$D_{ow} = D_w + 2a = D_w + h_k$
Diámetro de raíz de la corona	$D_{rg} = D_g - 2b$
Diámetro de la garganta de la corona	$D_t = D_g + 2a$

Los resultados obtenidos de estos cálculos, son presentados en la figura 3.9.



Parámetros calculados	Valor
Paso diametral	16.93
Distancia entre centros	35 mm
Paso axial	4.712 mm
Addendum	1.5 mm
Profundidad total	3.235 mm
Profundidad de trabajo	3 mm
Dedendum	1.875 mm
Diámetro de la raíz del sinfín	21.52 mm
Diámetro exterior del sinfín	28 mm
Diámetro de la raíz de la corona	41.52 mm
Diámetro de la garganta de la corona	48.74 mm
Longitud del sinfín	20 mm

Figura 3.9: Datos de salida del mecanismo corona-sinfín.

Con los datos obtenidos en la tabla 3.5 y la figura 3.9, y usando la extensión GearTrax ©, para SolidWorks 2010 ©, se dibujó el mecanismo de sinfín y corona mostrado en la figura 3.10.



Figura 3.10: Mecanismo de sinfín y corona.

La base sobre la que se montó este mecanismo se muestra en la figura 3.11, en ésta pieza se realizaron diversas cavidades con el objetivo de ensamblar las diferentes piezas para su correcto funcionamiento. Esta pieza se diseñó con base en las dimensiones y características de funcionamiento del mecanismo de la figura 3.10, además por cuestiones estéticas se buscó que el diámetro de la base del mecanismo no excediera en demasía el diámetro del muñón del usuario.



Figura 3.11: Ensamble del mecanismo sinfín y corona.

Para poder manipular el mecanismo se acopló al sinfín una llave con la cual es posible hacerlo girar una vez ensamblado. Esta llave se une al sinfín por medio de un perno y sobresale un poco de la base del mecanismo para poder usarla de manera más rápida, en la figura 3.12 se muestran las piezas de este mecanismo en una vista en explosión.

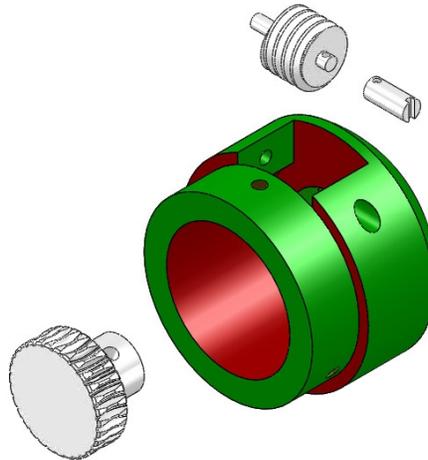


Figura 3.12: Vista en explosión del mecanismo.

La totalidad del ensamble del sistema de articulación se muestra en la figura 3.13.

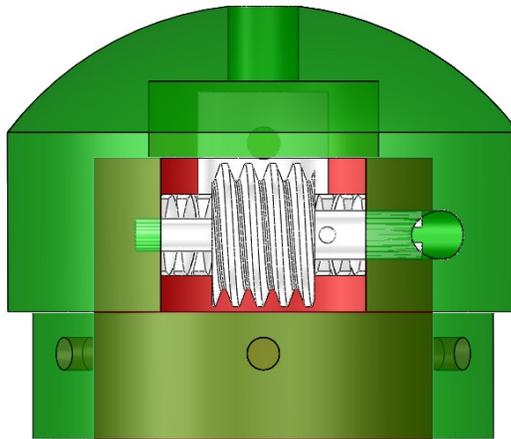


Figura 3.13: Vista detallada del mecanismo.

3.3. Diseño del sistema de sujeción

Para acoplar todo el mecanismo al muñón, se optó por usar un socket que funcione como enlace entre el mecanismo y el usuario. Esta pieza se trata de un cilindro hueco en el que en uno de sus extremos se ensamblará la base del mecanismo sinfín y corona, sujetándose por medio de tornillos (figura 3.14 y 3.16); en el otro extremo del cilindro se inserta el muñón del usuario.

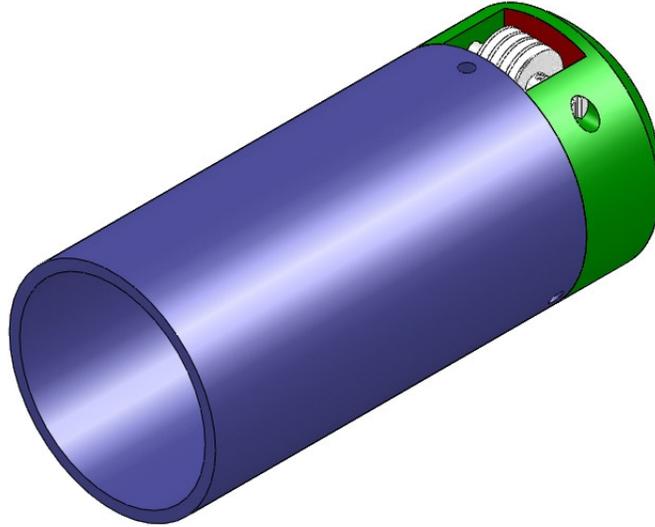


Figura 3.14: Ensamble del sistema de articulación.

El socket se mantiene unido al usuario por medio de una hombrera de neopreno. Para el diseño de la hombrera se tomó como molde una plantilla basada en las características de las hombreras que resultaron seleccionadas en la tabla 2.2. Se eligió fabricar la hombrera debido a las facilidades que presenta modificar algunas secciones para adaptarla a nuestro diseño, sin perder las características que se evaluaron como deseables en la tabla 2.2.

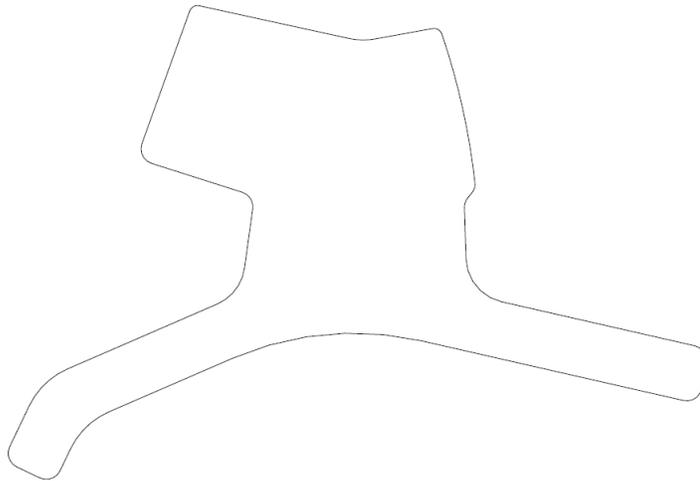


Figura 3.15: Plantilla para la fabricación de la hombrera.

La plantilla mostrada en la figura 3.15 es el molde original al cual se le hicieron algunas modificaciones, los detalles de la fabricación serán tratados más adelante.

3.4. Integración entre elementos

Las piezas de cada sistema están diseñadas para integrarse en un solo conjunto, en la figura 3.16 se muestran cada una de las piezas y la forma en que se realiza el ensamble entre ellas.

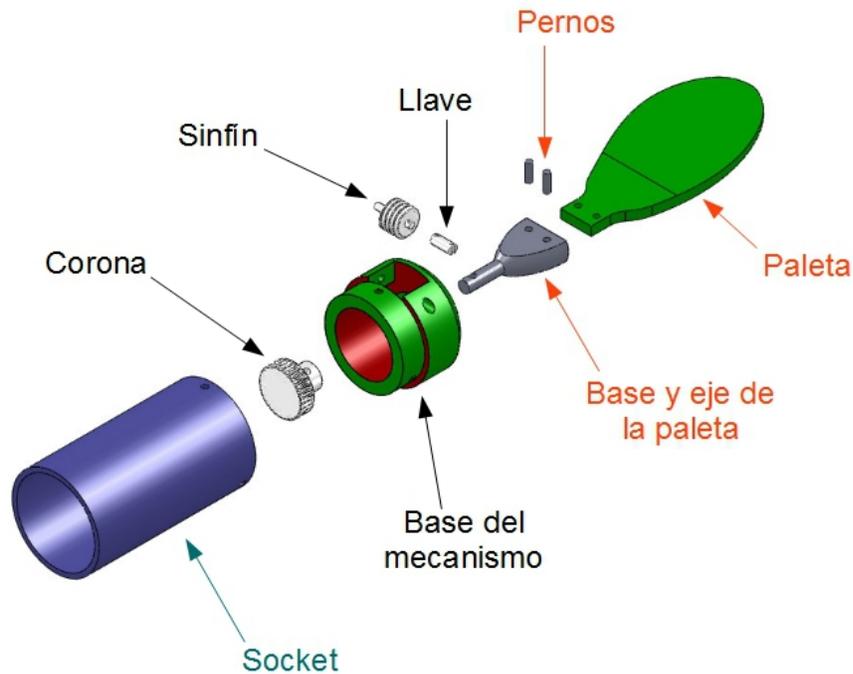


Figura 3.16: Explosión de todo el diseño.

Los sistemas de nado, sujeción y articulación, interactúan entre sí de tal forma que el socket del sistema de sujeción sirve como enlace entre el usuario y el resto del mecanismo, se busca que en etapas futuras del diseño este socket se adapte al muñón del usuario de manera similar a los sockets de prótesis comerciales, es decir, que el socket este provisto en su interior de un relleno de silicona que le permita ajustarse a la forma del muñón asegurando una mejor adaptación. Este socket se asegura al usuario por medio de la hombrera de forma que todo el conjunto se sujete de manera más firme a la persona.

El socket se acopla a la base del mecanismo sinfín y corona por medio de tornillos, dentro de la base del mecanismo se encuentran diversas cavidades con el objetivo de permitir el funcionamiento del ensamble sinfín y corona. El usuario podrá accionar el mecanismo a través de la llave que se encuentra unida al sinfín, de manera que al girar la llave del sinfín girará con ella, transmitiendo así el movimiento del sinfín hacia la corona (figura 3.17).

La paleta al estar unida a la corona por medio de un eje que se sujeta a su base acompañará a la corona en su giro al ser impulsada por el tornillo sinfín.

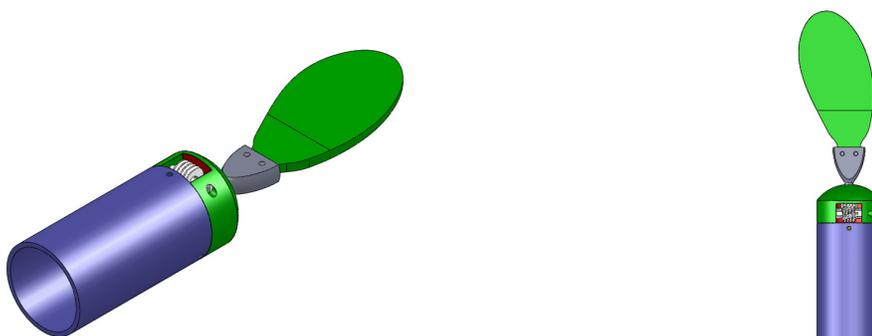


Figura 3.17: Diseño terminado.

3.5. Selección de material y análisis de esfuerzos

Una vez establecidas la forma y dimensiones de los componentes de cada sistema en los que se dividió el diseño, se seleccionó el material en el que sería fabricada cada una de las piezas, para lo cual se retomó el concepto de matriz de decisión mostrado en el capítulo 2. Para la selección y evaluación de los materiales, los clasificaremos en cuatro grandes grupos de acuerdo a sus propiedades y estructura general.

Cerámicos

Los cerámicos se pueden definir como materiales cristalinos inorgánicos. Los materiales cerámicos se pueden obtener de refinar cerámicos naturales, como arena o rocas.

Soportan altas temperaturas sin fundirse y son un excelente aislante térmico debido en parte a su porosidad, lo que hace que no conduzcan bien el calor, estas características los hace idóneos en aplicaciones que requieran un excelente aislante térmico. En general los cerámicos son muy resistentes y duros, químicamente inertes, malos conductores de calor y electricidad, con una resistencia a la compresión excepcional, aunque a la vez son muy frágiles. Sus principales aplicaciones se encuentran como material refractario, y en el campo de la electrónica: circuitos integrados, capacitores, así como en las telecomunicaciones. [30]

Metales

En esta clasificación se incluye a los elementos metálicos puros y sus aleaciones; las aleaciones son la combinación de dos o más elementos con el fin de mejorar sus propiedades, por ejemplo, el acero es una combinación de hierro y carbono, esto para mejorar las propiedades mecánicas del hierro. El acero inoxidable es una aleación de hierro, cromo, manganeso y otros elementos, con el objetivo de mejorar su resistencia a la corrosión. Los metales en general tienen buena conductividad eléctrica y térmica, así como altas propiedades mecánicas, gran rigidez, gran ductilidad y buena resistencia a choques térmicos. Son de gran utilidad en aplicaciones estructurales y bajo cargas dinámicas. [30, 31]

Los metales también se pueden clasificar como:

- Aleaciones ferrosas.
- Aleaciones no ferrosas.

Polímeros

Son materiales producidos mediante un proceso llamado polimerización. Los polímeros se caracterizan por tener una baja conductividad eléctrica y térmica. Sus propiedades dependen mucho de la temperatura a la cual se encuentran. Otras de sus características que son muy apreciadas son su relación resistencia/peso y su resistencia a la corrosión.

Se pueden clasificar de la siguiente manera:

- Termoplásticos

Estos se ablandan cuando se calientan y se endurecen de nuevo se retira la fuente de calor. Así, se pueden calentar y doblar para conseguir las formas requeridas. Los materiales termoplásticos son flexibles y relativamente blandos. Se usa en botellas, bolsas, aislamientos eléctricos, etc.

- Termoestables

Estos plásticos no se ablandan al ser calentados, pero al alcanzar su temperatura de degradación, estos no se funden sino que se incineran. Por lo regular son rígidos y duros.

- Elastómeros

Se caracterizan por poder de deformarse considerablemente y regresar a su forma original, una vez que es retirada la fuerza que ocasiono la deformación. [30, 31]

Compuestos

Se considera un material compuesto al formado por dos o más materiales, su desarrollo se hace con el propósito de obtener propiedades que no se tienen en un sólo material. Como ejemplo se puede mencionar al concreto y los plásticos reforzados con fibras de vidrio o de carbono.

En el caso de los plásticos reforzados, se fabrican dispersando fibras de vidrio o de carbono en una matriz de polímero, con lo que se tiene una mayor rigidez sin afectar demasiado en su densidad. También se puede mencionar a los cermet (partículas cerámicas en metales), y al concreto reforzado (varillas de acero en una matriz de concreto). [30, 31]

Selección del material de acuerdo a sus propiedades y estructura general

Los grupos de materiales descritos anteriormente se evaluaron por el método de matriz de decisión, las características buscadas para cubrir los requerimientos de diseño fueron: una buena resistencia mecánica, que el material sea fácil de manufacturar y resistente a la corrosión, a la vez se buscan materiales con una baja densidad. La evaluación se muestra en la tabla 3.7.

Matriz de decisión.

Tabla 3.7: Matriz de decisión para la selección de los materiales.

MATERIALES	Resistencia Mecánica 30 %		Facilidad de Manufactura 25 %		Baja Densidad 25 %		Resistencia a la corrosión 20 %		Puntuación Total	Rango
	Calif.	P.p	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.	Calif.	P.p.		
Cerámicos	6	1.8	6	1.5	3	0.75	6	1.2	5.25	4
Metales	9	2.7	6	1.5	3	0.75	3	0.6	5.55	3
Polímeros	6	1.8	9	2.25	9	2.25	9	1.8	8.1	1
Compuestos	9	2.7	9	2.25	6	1.5	6	1.2	7.65	2

De los resultados de la clasificación y evaluación de los materiales mostrados en la tabla 3.7, se observa que para nuestros propósitos es recomendable que para la fabricación se dé prioridad al uso de polímeros. Siguiendo este razonamiento y debido a la complejidad de las piezas y al acceso que se tiene a la máquina de prototipos rápidos, se decidió que el sistema de articulación (base del mecanismo, corona, sinfín y llave) se fabricará en plástico ABS. Para la selección del material de la paleta se buscó un plástico con buenas prestaciones mecánicas, de entre los que se destacaron el poliacetil y el nylamid, los cuales tienen características mecánicas similares; debido a la facilidad de adquisición se determinó utilizar nylamid.

La selección del material del eje y base de la paleta se dio como resultado de diversas iteraciones en el análisis de esfuerzos que se muestra más adelante en la sección 3.5.2, se realizaron varias simulaciones usando diferentes plásticos obteniendo resultados poco satisfactorios ya que es la pieza que presenta mayor carga, por lo que se eligió utilizar aluminio gracias a sus excelentes propiedades mecánicas y baja densidad.

Para el material de fabricación de la hombrera del sistema de sujeción, en las opciones comerciales revisadas en la sección 2.2.2 de este trabajo, se observa que el material usado en su mayoría es neopreno, ya que se trata de un material resistente al agua, fácil de manejar y que permite un buen ajuste al usuario, por lo que fue el material seleccionado para la fabricación de la hombrera.

En el caso del socket se decidió fabricar en fibra de vidrio, ya que este material nos ofrece excelentes propiedades mecánicas, una baja densidad y una facilidad de manufactura que permite obtener piezas de geometrías complejas, características que lo hacen idóneo para nuestro propósito. Según lo descrito en los párrafos anteriores la distribución de los materiales queda de la siguiente manera:

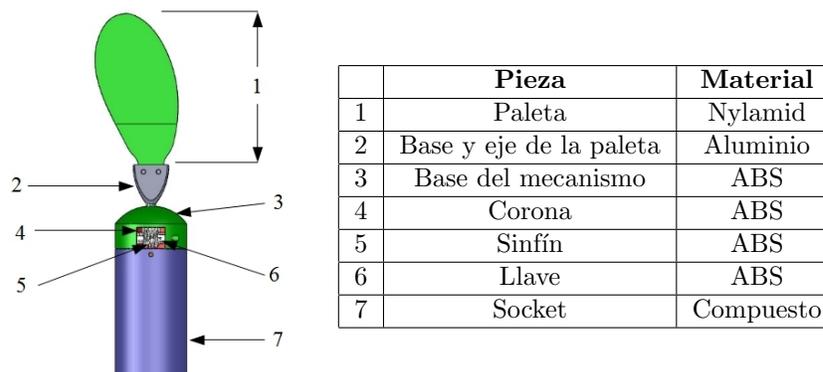


Figura 3.18: Distribución de los materiales.

Para determinar si las dimensiones, geometría y materiales propuestos son los adecuados para soportar las cargas a las que será sometido el diseño, se realizó un análisis de esfuerzos utilizando el software ANSYS Workbench ©, sometiendo a la paleta y a todo el conjunto a las presiones mostradas en la tabla 3.4.

Tabla 3.8: Propiedades de los materiales seleccionados.

Material	Módulo de elasticidad E (GPa)	Relación de Poisson ν	Esfuerzo de cedencia σ_y (Mpa)
Nylamid [32]	2.75	0.3	82.7
Aluminio	70	0.3	103
ABS	1.7	0.33	35.2
Compuesto (Resina y fibra de vidrio)	39.05	0.3	870

Las características de cada material utilizadas en este análisis se encuentran en la tabla 3.8, en el caso particular de las propiedades mecánicas para la fibra de vidrio se obtuvieron usando el método propuesto por Ashby [33, 34] y Soboyejo [35], mostrado a continuación.

3.5.1. Caracterización de un material compuesto

Las propiedades físicas y mecánicas de un material compuesto pueden ser estimadas aplicando la regla de las mezclas, este procedimiento puede utilizarse para conocer las propiedades físicas y mecánicas en diferentes direcciones del material. La aplicación de la regla de las mezclas depende de la dirección en que se aplique la carga al material ya sea paralelo o perpendicular a las fibras, véase figura 3.19.

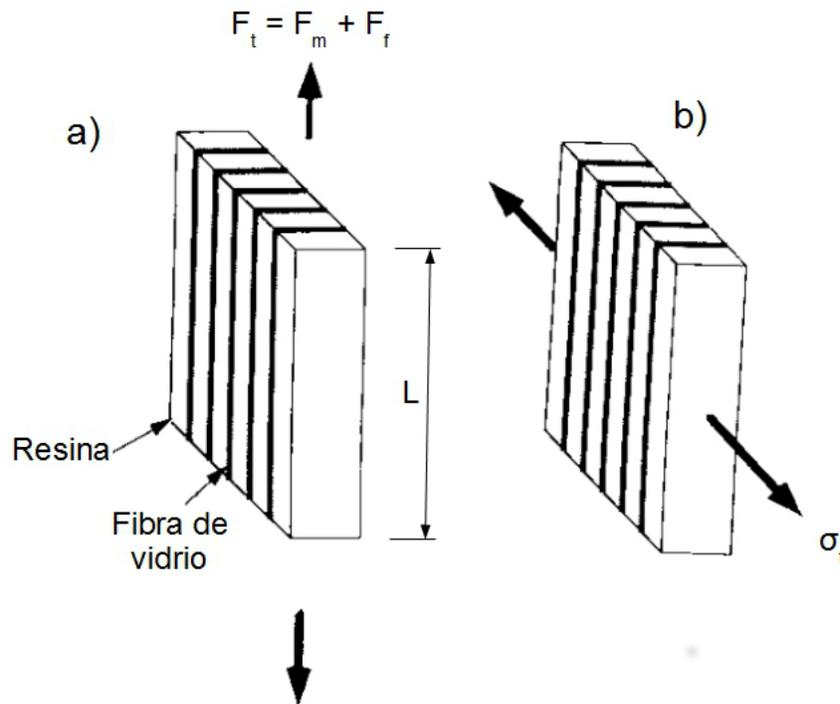


Figura 3.19: Aplicación de la carga en un material compuesto. (Adaptación de Soboyejo [35])

Cuando la carga es aplicada paralela a la dirección de las fibras (figura 3.19 a)), la deformación unitaria (ϵ) es igual tanto en la matriz del material como en las fibras de reforzamiento; en cambio al estar aplicada la carga en dirección perpendicular a la orientación de las fibras (figura 3.19 b)) la deformación de la matriz es diferente a la deformación de las fibras, pero se aplica la misma carga en la misma área de la sección transversal de la matriz y de la fibra, por lo que el esfuerzo (σ) debe ser constante e igual para una carga dada.

Cuando el material compuesto se somete a una fuerza (F_t), esta fuerza es soportada por todos los componentes del material, es decir:

$$F_t = F_m + F_f \quad (3.20)$$

Usando en este caso los subíndices t , m y f para identificar la totalidad del compuesto, la matriz de resina y las fibras de vidrio respectivamente.

De la definición básica de esfuerzo tenemos:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3.21)$$

Donde F es la carga aplicada y A es el área de la sección transversal, por lo que despejando F de la ecuación 3.21 y sustituyendo en la ecuación 3.20, obtenemos:

$$\sigma_t A_t = \sigma_m A_m + \sigma_f A_f \quad (3.22)$$

Se sabe de la ley de Hooke que el esfuerzo (σ) puede expresarse en términos de la deformación (ϵ) y del módulo de elasticidad (E), como:

$$\sigma = E\epsilon \quad (3.23)$$

Sustituyendo 3.23 en la ecuación 3.22, nos queda:

$$E_t \epsilon_t A_t = E_m \epsilon_m A_m + E_f \epsilon_f A_f \quad (3.24)$$

Para nuestro análisis se considera que la carga está aplicada de forma paralela a la orientación de las fibras (figura 3.19a), por lo que la deformación (ϵ) debe ser igual tanto para el material compuesto como para su componentes individuales, es decir:

$$\epsilon_t = \epsilon_m = \epsilon_f \quad (3.25)$$

Por lo que simplificando la ecuación 3.24, se puede escribir como:

$$E_t A_t = E_m A_m + E_f A_f \quad (3.26)$$

En la figura 3.19 se considera una longitud L para el compuesto, por lo que el volumen puede calcularse como $V = AL$, de este último término podemos despejar el área (A).

$$A = \frac{V}{L} \quad (3.27)$$

Se sabe que la longitud (L) de los componentes del material es igual, es decir, $L_t = L_m = L_f$, de tal forma que sustituyendo la ecuación 3.27 en 3.26 y simplificando, nos queda:

$$E_t = E_m \left(\frac{V_m}{V_t} \right) + E_f \left(\frac{V_f}{V_t} \right) \quad (3.28)$$

Siendo los términos $\frac{V_m}{V_t}$ y $\frac{V_f}{V_t}$ una fracción del volumen total del compuesto, por lo que podemos reescribir la ecuación 3.28 en función del volumen relativo de la matriz (V_{rm}) y de la fibra (V_{rf}) respectivamente, quedando finalmente como:

$$E_t = E_m V_{rm} + E_f V_{rf} \quad (3.29)$$

La ecuación 3.29 nos sirve para calcular el módulo de elasticidad (E) del material compuesto a partir de las propiedades de su componentes, de igual forma se puede seguir el mismo procedimiento para obtener el esfuerzo para el material compuesto (ecuación 3.30).

$$\sigma_t = \sigma_m V_{rm} + \sigma_f V_{rf} \quad (3.30)$$

Usando las ecuaciones 3.29 y 3.30, podemos calcular las propiedades del material compuesto de resina y fibra de vidrio partiendo de sus componentes individuales, en la tabla 3.9 se muestran los valores calculados considerando que tiene una proporción del 50% para cada componente, las capas de resina y fibra se encuentran distribuidas tal como se muestra en la figura 3.19.

Tabla 3.9: Parámetros para caracterizar el material compuesto.

Parámetro	Volumen (%)	E (GPa)	σ (GPa)
Matriz de resina [33]	50	2.1	0.04
Fibra de vidrio [36]	50	76	1.7
Compuesto	100	39.05	0.87

3.5.2. Resultados de los análisis de esfuerzos por elemento finito

Los datos anteriormente mostrados en la tabla 3.4 y 3.8, se utilizaron para simular el comportamiento del diseño en condiciones críticas para lo cual se usó el software ANSYS Workbench ©.

Como resultado de este análisis, en la figura 3.20 se muestran algunas imágenes de la distribución de esfuerzos para cada uno de los componentes, así como la localización del esfuerzo máximo en cada uno de ellos.

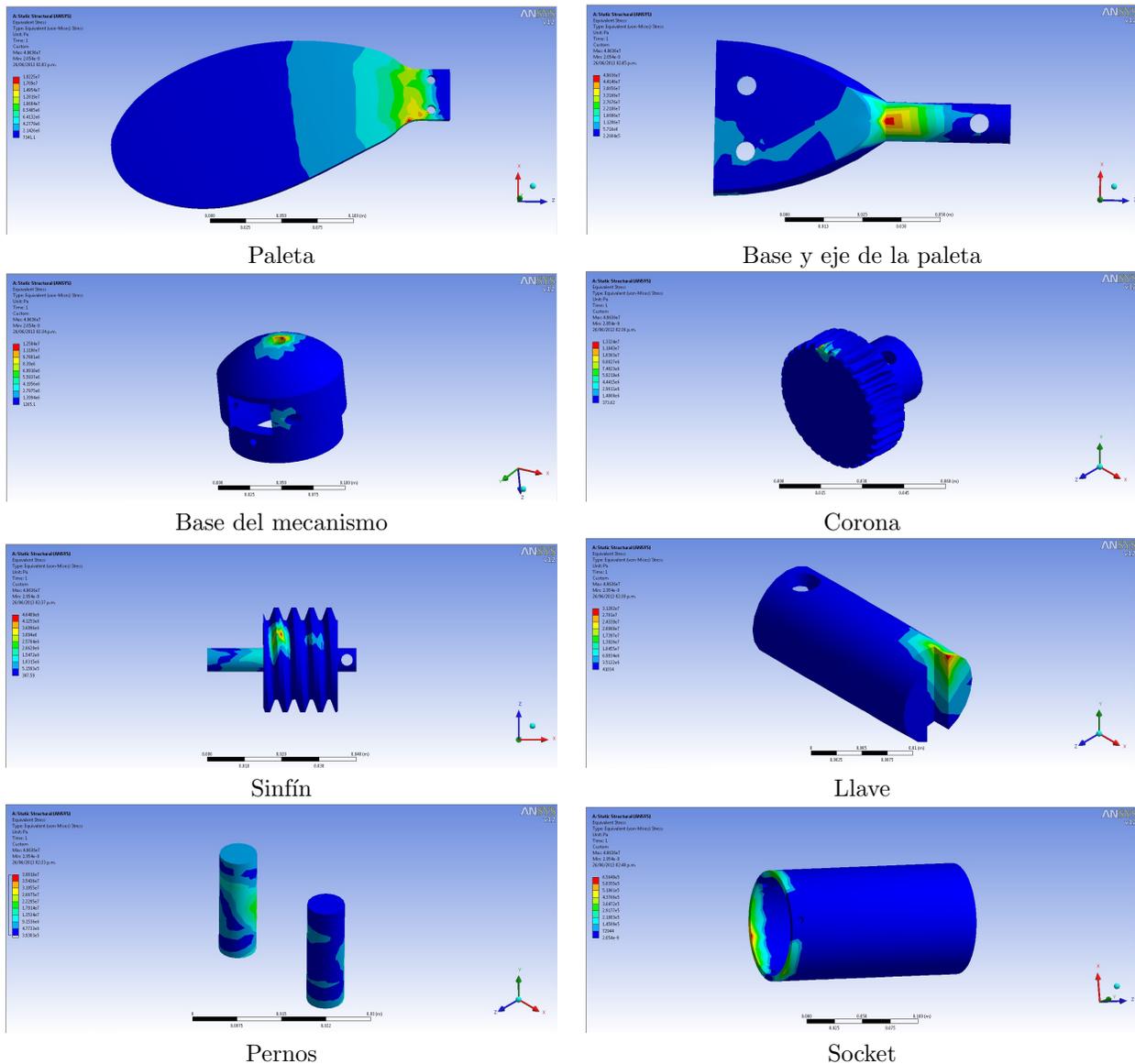


Figura 3.20: Esfuerzo máximo en cada pieza.

En la tabla 3.10 se muestran los esfuerzos máximos a los que se encuentra sometida cada pieza comparados con el esfuerzo de cedencia (σ_y) del material con el que se fabricaron. Con esta comparación se busca que el esfuerzo máximo en cada pieza no exceda el esfuerzo de cedencia del material para evitar una deformación permanente y mantener así un comportamiento elástico en cada uno de los componentes del diseño.

Tabla 3.10: Resultados de los análisis mediante elemento finito.

Pieza	Material	σ_y (MPa)	σ_{max} Ansys (MPa)	Cumple
Paleta	Nylamid	82.7	19.22	Si
Base de la paleta	Aluminio	103	49.63	Si
Llave	ABS	35.2	31.28	Si
Sinfín	ABS	35.2	4.64	Si
Corona	ABS	35.2	13.32	Si
Base del mecanismo	ABS	35.2	12.58	Si
Socket	Fibra de Vidrio	870	0.656	Si
Pernos	Aluminio	103	39.81	Si

Por último, una vez avaladas las dimensiones y la geometría de las piezas del diseño se realizó un renderizado con el software Photoview 2012 ©, para obtener una aproximación del aspecto final del ensamble, usando la apariencia de los materiales seleccionados de acuerdo a la distribución descrita en la figura 3.18.

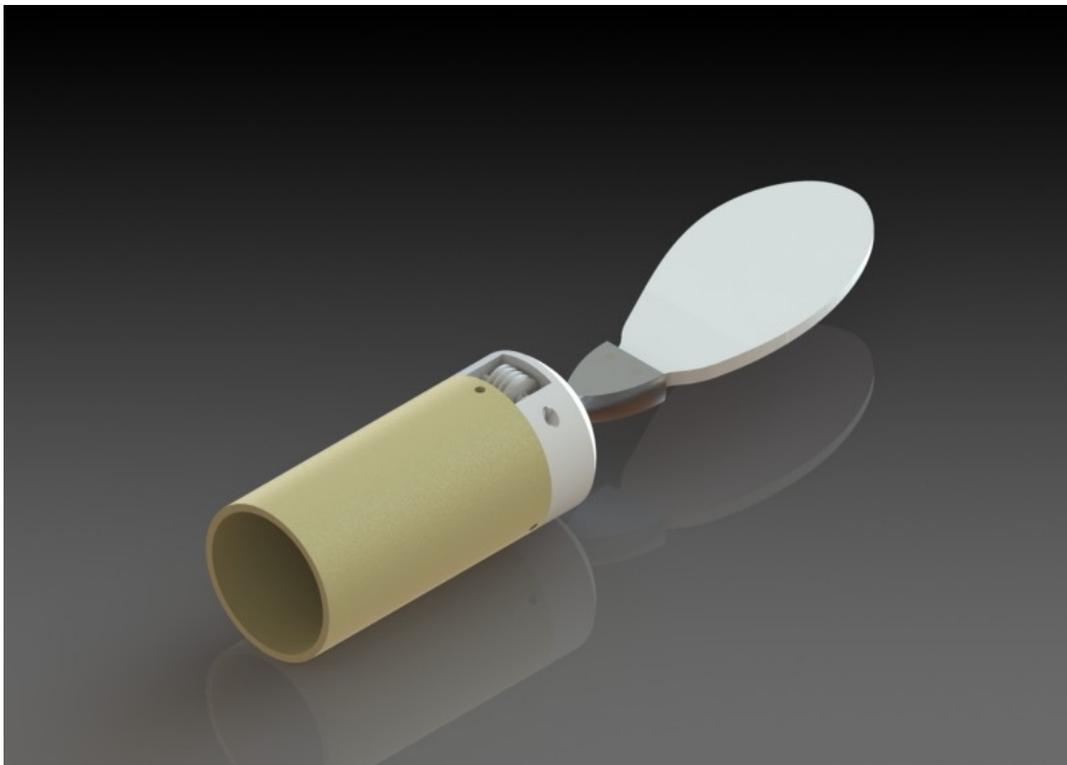


Figura 3.21: Apariencia final del ensamble.

Capítulo 4

Fabricación y conclusiones

Mediante los análisis de elemento finito se concluyó que los materiales seleccionados pueden soportar las condiciones críticas de carga (tabla 3.10), por lo tanto se procede a la fabricación utilizando dichos materiales.

Para la fabricación de los componentes del dispositivo se tuvo en cuenta el poder fabricarlos con el equipo y maquinaria disponibles en los talleres de la Facultad de Ingeniería y en la FES Aragón de la UNAM.

4.1. Fabricación del sistema de articulación

Para la fabricación del sistema de articulación se optó por usar una máquina de prototipos rápidos modelo Dimension 1200es de la marca Stratasys, se eligió este proceso ya que permite obtener casi cualquier pieza en plástico ABS a partir del archivo en formato *.stl* obtenido del programa CAD, en este caso todas las piezas fueron dibujadas usando el software SolidWorks 2010 ©.

La máquina de prototipos rápidos, también llamada impresora tridimensional, que se utilizó puede trabajar con piezas no mayores de 203 x 203 x 305 mm. La máquina utilizada (figura 4.1) trabaja con dos cartuchos, uno de los cartuchos contiene plástico ABS el cual utiliza para formar el cuerpo de la pieza deseada, el segundo cartucho contiene material de soporte (fécula de maíz), la función de éste material es sujetar las piezas y ayudar a la formación de las cavidades, véase la figura 4.2. En los análisis de esfuerzos (pag. 43), se muestra que el plástico ABS es un material apropiado para nuestro propósito.



Figura 4.1: Máquina de prototipos rápidos.

Para este tipo de fabricación, la orientación de la pieza influye directamente en el resultado final, ya que al tratarse de un método de fabricación aditiva, es decir, se acumulan capas delgadas de material hasta formar la pieza deseada, las propiedades mecánicas de las piezas no son las mismas en todas las direcciones, por lo que se debe tener en cuenta ese aspecto antes de seguir con la fabricación.

En la figura 4.1 se muestran algunas piezas colocadas en diferentes posiciones, de tal forma que cambia la dirección de la impresión respecto a la pieza; en dichos elementos se muestran cortes similares a las capas de material en que la máquina de prototipos rápidos secciona la pieza a fabricar.

Tabla 4.1: Orientación de las piezas.

Orientación	Base	Corona	Sinfin
Vertical			
Horizontal			

De acuerdo a la orientación de la pieza será como el software de la máquina de prototipos determine la cantidad y ubicación del material de aporte, por lo que la cantidad de material utilizado y el tiempo de fabricación pueden variar dependiendo de la orientación que se le dé a la pieza. Teniendo en cuenta estos aspectos es clara la importancia del sentido en que se realice la impresión, por lo que se debe poner especial atención a la orientación de la pieza a producir, cuidando de manera particular no afectar las propiedades mecánicas de las piezas en las direcciones que interesen a nuestros propósitos.

En la figura 4.2, se muestran las piezas de nuestro diseño que fueron producidas por medio de esta técnica, se puede notar la ubicación y utilidad del material de aporte, así como la orientación de las piezas lo que determinó el sentido de la impresión.

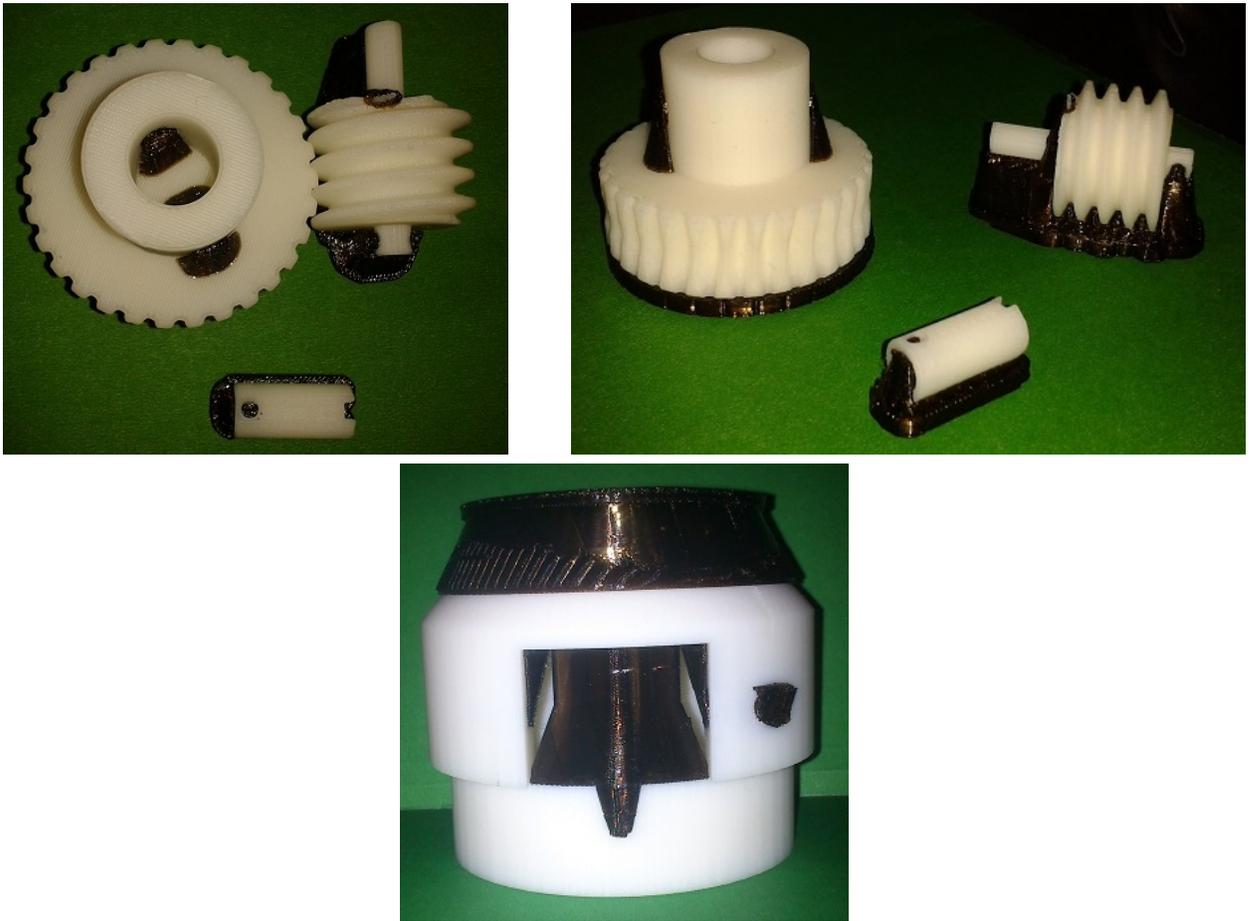


Figura 4.2: Piezas de ABS con material de soporte.

Para remover el material de soporte de cada una de las piezas se utilizó una solución a base del producto WaterWorks de la marca Stratasys ®. En la figura 4.3 se muestran las piezas sin el material de soporte.

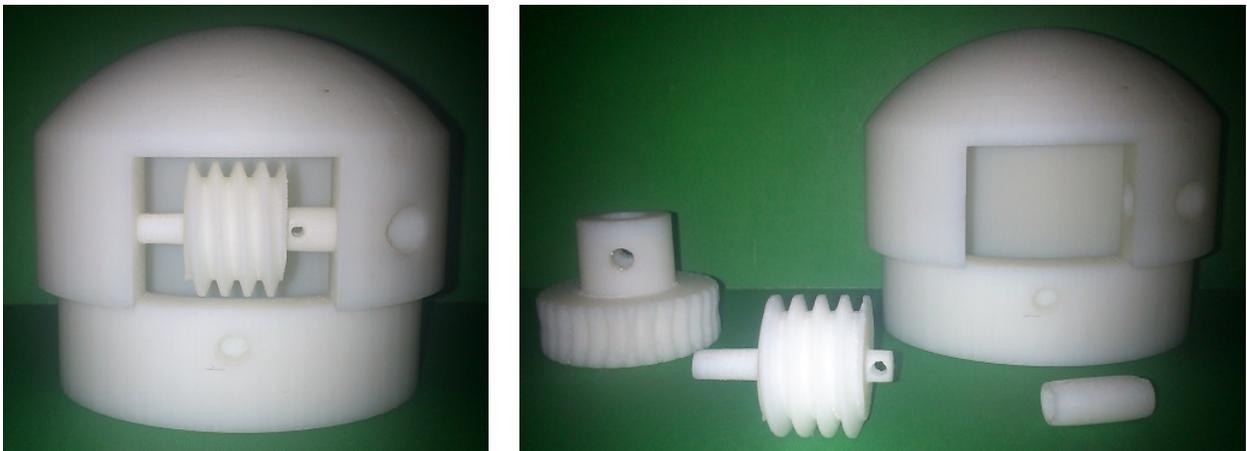


Figura 4.3: Piezas de ABS sin material de soporte.

4.2. Fabricación del sistema de natación

La fabricación de este sistema se dividió en 2 partes, de acuerdo a cada uno de los componentes que lo conforman.

1. Base y eje de la paleta
2. Paleta

Los planos para su fabricación se encuentran en los Apéndices D y G, respectivamente.

Base y eje de la paleta

Por las características de la pieza y por facilidad de manufactura se decidió que el proceso utilizado sería maquinado por medio de operaciones de torno y fresadora, para la fabricación de ésta pieza se utilizó una placa de aluminio de $\frac{3}{4}$ pulg. de grosor.

Por las características geométricas del eje y base de la paleta y debido a que no es necesario la producción en serie de ésta pieza, se eligió utilizar máquinas manuales para su fabricación (véase figura 4.4).



Torno paralelo



Fresadora vertical

Figura 4.4: Torno y fresadora manuales.

Utilizando los planos para la base y el eje de la paleta obtenidos del programa CAD, se trazó el perfil de la pieza sobre la placa de aluminio. Una vez montada la placa en el torno se realizó un cilindrado recto hasta alcanzar las dimensiones finales del eje, para el resto del cuerpo de la pieza se hizo un cilindrado curvo siguiendo los cálculos de avance y penetración previamente realizados (figura 4.5).

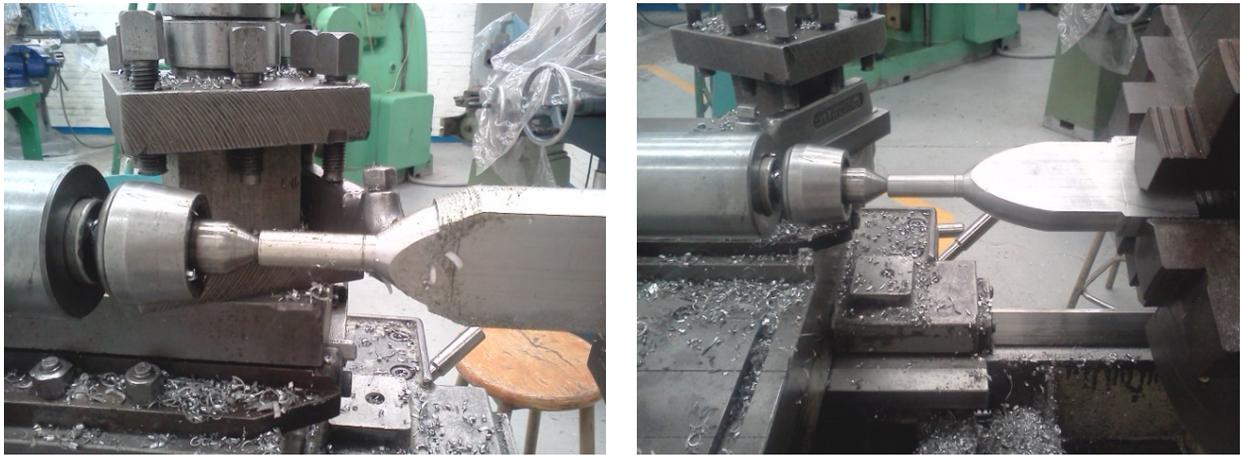


Figura 4.5: Proceso de torneado de la base y eje de la paleta.

Una vez terminado el proceso de torneado de la base y eje de la paleta, se realizó la cavidad donde se inserta la paleta, para lo cual se utilizó una fresadora vertical de tipo manual. Con el objetivo de remover una mayor cantidad de material en un menor tiempo y poder guiar con más facilidad al cortador con el que se dieron las dimensiones finales del diseño (figura 4.6 a)), posteriormente se utilizó un cortador de $\frac{3}{8}$ pulg. con el cual se cortó hasta la profundidad deseada dejando la pieza con las dimensiones indicadas en el diseño (véase figura 4.7 a)).



a) Barrenado



b) Avellanado

Figura 4.6: Proceso de barrenado y avellanado de la base y eje de la paleta.

Para el maquinado de los orificios en los cuales se insertan los tornillos que sujetan la paleta en su base, se hizo un barrenado con brocas de $\frac{1}{4}$ pulg. Con el objetivo de evitar que los tornillos que se inserten en estos barrenos sobresalgan de la pieza se aplicó un avellanado en una de sus caras (véase 4.6 b)) y utilizando un machuelo se realizó rosca interior para fijar los tornillos en su posición correspondiente. La pieza resultado de éstas operaciones se muestra en la figura 4.7 b).



a) Fresado



b) Base y eje de la paleta

Figura 4.7: Proceso de barrenado y avellanado de la base y eje de la paleta.

Paleta

Para la fabricación de la paleta se comenzó por obtener la plantilla del dibujo en CAD a escala 1:1, posteriormente ésta plantilla se usó para dibujar el perfil de la paleta sobre una placa de nylamid de $\frac{3}{8}$ pulg. de espesor. Se utilizó una sierra de cinta para realizar el corte de la placa de nylamid siguiendo el perfil de la paleta previamente dibujado sobre la placa. Los barrenos a través de los cuales se colocan los tornillos que sujetan la paleta a su base, se realizaron utilizando una broca de $\frac{1}{4}$ pulg. Para retirar las rebabas se utilizó una lijadora de disco, por último se lijó a mano y se aplicó una capa de pintura para dar el acabado final. La paleta resultado de este proceso se muestra en la figura 4.8.

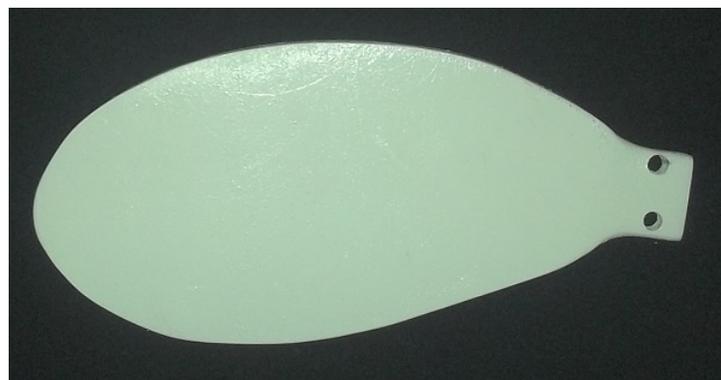


Figura 4.8: Paleta terminada.

4.3. Fabricación del sistema de sujeción

Para la manufactura de este sistema se comenzó por la fabricación del socket, ya que apoyándose en él se facilitaba tomar las medidas necesarias para realizar las modificaciones a la plantilla de la hombrera (figura 3.15).

Fabricación del socket

La fabricación del socket se realizó en fibra de vidrio, el proceso utilizado consistió en hacer un cilindro de yeso de 9 cm de diámetro, esta medida corresponde al diámetro interno del socket, el molde de yeso sirvió como base para colocar las capas de fibra de vidrio, para posteriormente romper el cilindro de yeso y obtener un cilindro hueco de fibra de vidrio con el diámetro deseado, las capas de fibra de vidrio y de resina epóxica se distribuyeron de la forma indicada en la sección 3.5.1. La pieza obtenida de estas operaciones se muestra en la figura 4.9.

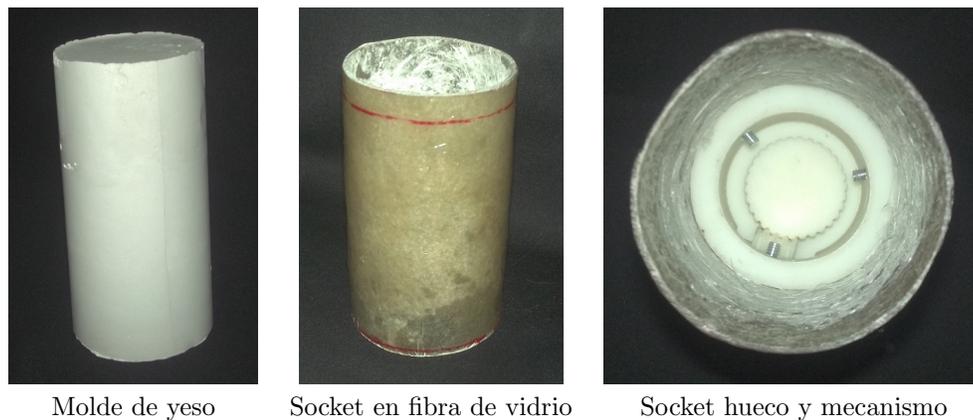


Figura 4.9: Proceso de fabricación del socket.

Fabricación de la hombrera

Para la fabricación de la hombrera se usó la plantilla mostrada en la figura 3.15, con el software DWGeditor 2010 ®, se realizaron algunas modificaciones a la plantilla original (mostrada en la sección 3.3) para poder acoplarla al socket, también se alargaron las correas que sirven para sujetarla al usuario con el objetivo de mejorar la movilidad. Se imprimió y recortó la plantilla en papel para posteriormente obtener la hombrera en el material seleccionado, en este caso se eligió neopreno de 3 mm de grosor.

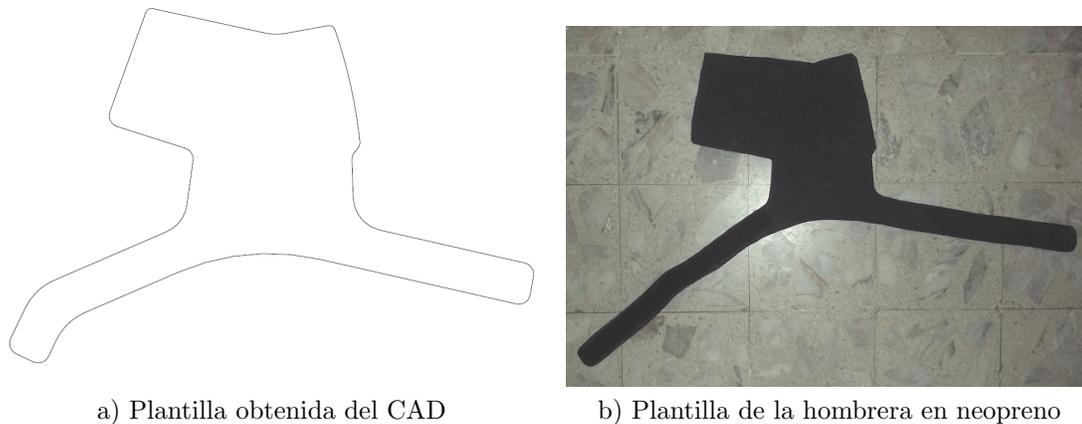


Figura 4.10: Plantilla de la hombrera del sistema de sujeción.

En la figura 4.10 se muestra la plantilla impresa a partir del dibujo en CAD y la forma final en neopreno.

4.4. Ensamble

Para el ensamble de las piezas de este diseño se usaron tornillos y anillos de retención de medidas comerciales, en el caso de los anillos de retención, se utilizaron anillos de $\frac{1}{2}$ pulg. para sujetar el eje y de $\frac{3}{8}$ pulg. para la llave del sinfín (figura 4.11), se eligieron estos elementos por facilidad de montaje y porque se adecuan a las necesidades del diseño ya que en estas piezas se requiere evitar un desplazamiento longitudinal al tiempo que permite la rotación libre sobre su propio eje.



a) Anillos

b) Piezas

Figura 4.11: Colocación de los anillos de retención.

Para retener la paleta a su base se usaron tornillos de $\frac{1}{4}$ pulg. de cabeza plana y se aprovechó la rosca realizada en los barrenos de la base, para evitar el uso de tuercas que sobresalgan de la pieza. La corona se sujetó a la base y eje de la paleta por medio de un tornillo de $\frac{1}{4}$ pulg. asegurado con su respectiva tuerca, en el caso del sinfín y la llave se aseguró el ensamble con un tornillo de $\frac{1}{8}$ pulg. Estas medidas corresponden con las indicadas en los planos mostrados en los Apéndices de este trabajo para la pieza correspondiente.

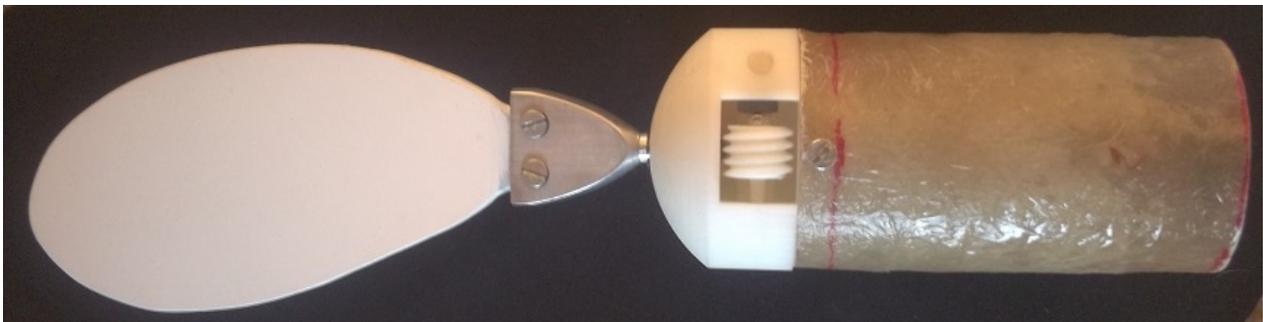


Figura 4.12: Ensamble asegurado por tornillos.

La hombrera se asegura al socket de fibra vidrio por medio de cintas de velcro y tornillos para facilitar su desmonte al momento de ser necesario lavar la hombrera o realizar algún otro mantenimiento, el ajuste al usuario se realiza por medio de las correas de la hombrera, las cuales están provistas de velcro para sujetarse de forma rápida y segura al cuerpo del usuario.

En la figura 4.13 se presenta el diseño terminado con la hombrera asegurada al socket, sujeta con las correas de velcro y los respectivos tornillos.



Figura 4.13: Hombrera acoplada a la paleta.

4.5. Conclusiones

En este trabajo se presentó el diseño y fabricación de una paleta de natación para amputado transhumeral, se identificaron las necesidades y siguiendo el método propuesto por Pugh [21], se establecieron los requerimientos de diseño que ayudarán a satisfacer dichas necesidades.

El diseño de la paleta de natación se dividió en sistemas de acuerdo a su función principal; se desarrollaron propuestas de solución para cada sistema en particular, se compararon y evaluaron entre sí con el método de “matriz de decisión”, seleccionando la propuesta que obtuvo la mejor calificación en cada uno de los sistemas.

Se muestran los procedimientos y cálculos utilizados para determinar las dimensiones de los componentes de cada sistema, así como también los cálculos necesarios para conocer las presiones a las que estará sometida la paleta en condiciones de trabajo críticas. La selección de materiales se realizó con base en su resistencia mecánica, baja densidad y facilidad de fabricación, así como su resistencia a la corrosión.

Para realizar el análisis por elemento finito, fue necesario obtener las características mecánicas de la fibra de vidrio que se utilizó para la fabricación del socket, en este trabajo se muestra el método utilizado para caracterizar este tipo de materiales compuestos.

Los datos obtenidos del análisis de esfuerzos por elemento finito, se utilizaron para validar que la geometría, dimensiones y materiales de los elementos del diseño son adecuadas para asegurar que la paleta puede cumplir con las exigencias de carga a la que será sometida. Cabe mencionar que esta etapa del diseño requirió de varias iteraciones, ya que los resultados obtenidos en un principio no eran satisfactorios, debido a que la base y eje de la paleta presentaba una localización de esfuerzos mayor a su esfuerzo de cedencia, esto como resultado de los cambios bruscos en su geometría, por lo que se tuvo que rediseñar de manera que los cambios de sección fueran más suaves.

Ya que los resultados del análisis por elemento finito fueron satisfactorios y validaron nuestro diseño, se procedió a la fabricación; en esta etapa significó una gran ventaja el utilizar la máquina de prototipos rápidos, ya que permite obtener piezas en plástico ABS con una precisión y propiedades mecánicas adecuadas para nuestro propósito, lo que para el caso del sistema de articulación (mecanismo de sinfín y corona) es de suma importancia para su correcto funcionamiento; de elegir algún otro proceso de fabricación habría resultado más complicado conseguir la precisión requerida para las piezas de nuestro diseño.

Los procesos de fabricación utilizados fueron completados en su totalidad con maquinaria y equipo de los talleres de la FES Aragón y de la Facultad de Ingeniería de la UNAM, por lo que podemos decir que ese requerimiento de diseño fue cumplido satisfactoriamente.

Debido a las características de la base y eje, así como de la paleta, los procesos de manufactura seleccionados se realizaron con máquinas manuales, ya que no se necesita la producción en serie de estas piezas. Dada la facilidad de manufactura de la hombrera y el socket se decidió realizar completamente de forma manual, por lo que en esta parte podríamos encontrar oportunidades de mejora.

La paleta resultado de este diseño cumple con los objetivos propuestos en un principio, siendo posible usarla en los diferentes estilos de nado practicados por el usuario y permitiendo variar la fuerza de arrastre para poder ejercitar los músculos de manera gradual, por lo que podemos decir que el diseño de la paleta que se presenta en esta tesis cumple completamente con los objetivos propuestos en un principio.

4.6. Trabajo a futuro

Ese proyecto aún es mejorable en muchos aspectos, algunos de los puntos principales en los que se debe de seguir trabajando son:

1. Comodidad del usuario: Se deberán tomar nuevamente las medidas del muñón del usuario para realizar el relleno del socket, se sugiere hacer el relleno con silicón, ya que es un material agradable al tacto, resistente al agua y permite obtener un vaciado de la forma exacta del muñón de la persona, de tal forma que el ajuste sea cómodo y transmita una sensación de seguridad a la persona que lo utiliza, sin afectar su libertad de movimiento.
2. Fabricación de la segunda paleta: El propósito de la segunda paleta será producir la misma fuerza de arrastre generada por el brazo derecho del usuario durante la brazada, para esto se necesita fabricar una paleta con el área indicada en la ecuación 3.8, ya que con la paleta presentada en este trabajo, se tomó la decisión de utilizar el 80 % del área total para evitar una sobrecarga muscular y posteriormente incrementar el área de la paleta para generar una mayor fuerza de arrastre, adaptándose a las necesidades y al progreso de la persona.

Para la continuación de este proyecto se necesita la retroalimentación por parte del usuario, por lo que es necesario hacer un seguimiento de su desempeño, para verificar aspectos como la comodidad del usuario, facilidad de uso y el funcionamiento en general de la paleta.

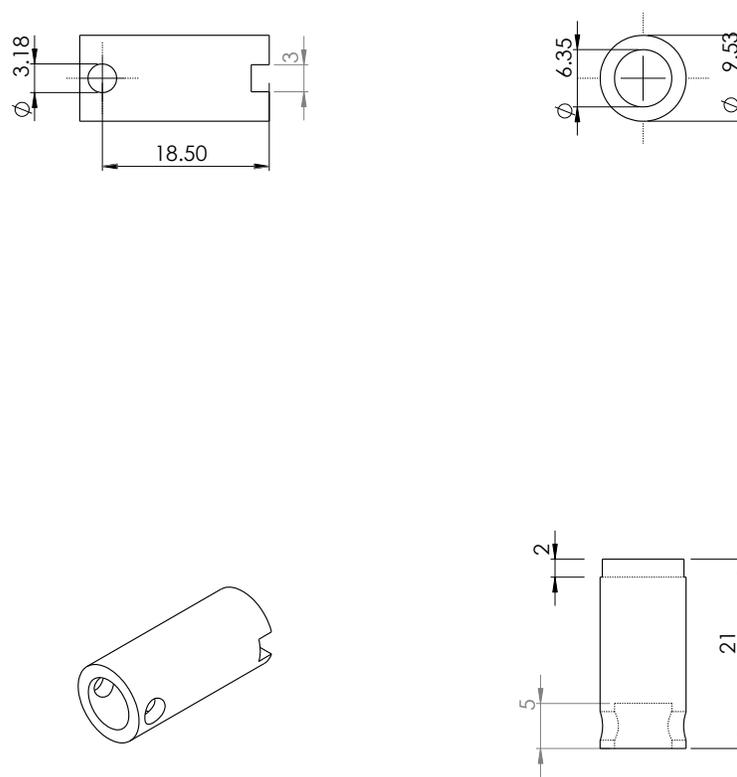
Bibliografía

- [1] Díaz Montes Julio César; Dorador González Jesús Manuel. El futuro en las prótesis de mano. *Memorias del XVI Congreso internacional anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica*. Monterrey, Nuevo León, México, 2010.
- [2] Díaz Montes Julio César; Dorador González Jesús Manuel. Mecanismos de transmisión y actuadores utilizados en prótesis de mano. *Memorias del XVI Congreso internacional anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica*. Ciudad Obregón, Sonora, México, 2009.
- [3] Norton Kim. *A Brief History of Prosthetics*, volume 17. Traducción al español: The BilCom Group, Tennessee, Estados Unidos, 2007.
- [4] <http://tecnoculto.com/2011/04/24/la-prtesis-ms-antigua-de-la-historia/>.
- [5] <http://coilhouse.net/2008/03/the-iron-hand-of-gotz-von-berlichingen/>.
- [6] Ríos Patricia; Roether Giselle. *Diseño fabricación y pruebas de un prototipo de mano para una prótesis de miembro superior*. Tesis. Facultad de Ingeniería. UNAM, 2005.
- [7] Flores Itzel; Juárez Ana. *Diseño de prótesis mecatrónica de mano*. Tesis. Facultad de Ingeniería. UNAM, 2007.
- [8] Dorador González Jesús Manuel. Robótica y prótesis inteligentes. *Revista Digital Universitaria*, Volumen 6(Número 1), Enero 2004.
- [9] <http://www.slideshare.net/allfredd/amputaciones-traumatologia-fmhunprg-tucienciamedic-presentation>.
- [10] Nieto Díaz Lavana Iván; Peñuelas Rivas Martín; Dorador González Jesús Manuel. Diseño de un socket de miembro superior con suspensión ajustable. *Memorias del XVI Congreso internacional anual de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Mecánica*. Monterrey, Nuevo León, México, 2010.
- [11] Barouti H; Agnello M et Volckmann P. *Amputations du membre supérieur*. Kinésithérapie- Médecine physique-Réadaptation, 26-269-A-10, 10p. Encycl. Méd. Chir. (Elsevier Paris-France), 1998.
- [12] <http://www.deportes.unam.mx/disciplinas/natacion.php>.
- [13] J.E. Counsilman. *La natación*. Editorial Hispano Europea, S.A., 2002.
- [14] <http://www.efdeportes.com/efd58/delfin.htm>.
- [15] <http://trabajosdenatacion.blogspot.mx/>.
- [16] <http://crileg.galeon.com/estilos.html>.
- [17] <http://www.inatacion.com/articulos/tecnica/espalda/coordinacion.html>.
- [18] <http://www.guardian.co.uk/sport/2012/aug/31/paralympic-games-guide-classifications>.
- [19] Victor L. Streeter; E. Benjamin Wylie. *Mecánica de los Fluidos*. Mc Graw-Hill, 8th edition, 1988.
- [20] F; Berger Kreith. *Fluid Mechanics*. Ed. Frank Kreith, 1999.
- [21] Stuart Pugh. *Total Design: Integrated Methods for Successful Product Engineering*. Addison-Wesley, February 1991.

- [22] <http://www.orliman.com/AdaptingSystem/Intercambio/AdaptingShop/docs/d8823IH.pdf>.
- [23] http://www.nauticexpo.es/prod/magic-marine/manga-de-neopreno_22280-205490.html.
- [24] http://www.ortesis.com/90_hombreira.html.
- [25] http://www.ortesis.com/hombro-espalda/516-ref-463-hombreira_ligera.html.
- [26] <http://www.andesindustrial.cl/producto/articulo/75240>.
- [27] <http://www.bandergreen.com/neoprene.php>.
- [28] A. Santiago; I. Valenzuela. *Ergonomía de miembro superior*. Tesis. Facultad de Ingeniería. UNAM, 2005.
- [29] Robert L. Mott. *Diseño de elementos de máquinas*. Pearson Educación, 4th edition, 2006.
- [30] Donald R. Askeland; Pradeep P. Phulé. *Ciencia e ingeniería de los materiales*. International Thomson Editores, 4th edition, 2004.
- [31] Raymond Aurelius Higgins. *Materials for Engineers and Technicians*. Routledge, 5th edition, June 2010.
- [32] <http://www.kadant.com.mx/site/images/nylamidm.pdf>.
- [33] Michael F. Ashby. *Engineering Materials 1. An introduction to their properties and applications*. Butterworth Heinemann, 2nd edition, 1996.
- [34] Michael F. Ashby. *Engineering Materials 2. An introduction to Microstructures, Processing and Design*. Butterworth Heinemann, 2nd edition, 1998.
- [35] Wolé Soboyejo. *Mechanical properties of engineered materials*. Marcel Dekker, Inc., 2nd edition, 2003.
- [36] <http://www.poliformasplasticas.com.mx/Archivos/ROVING%20%20DIRECTO.pdf>.

Apéndices

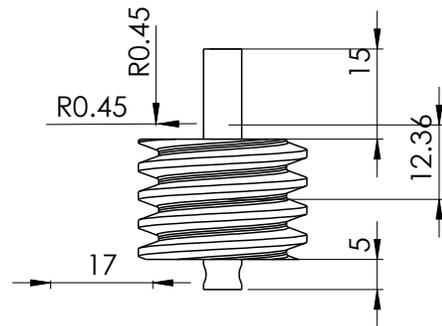
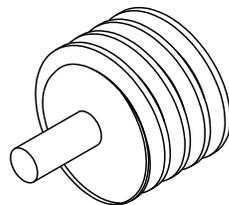
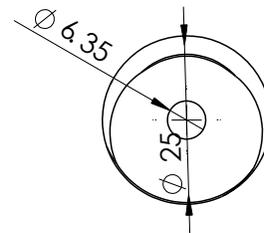
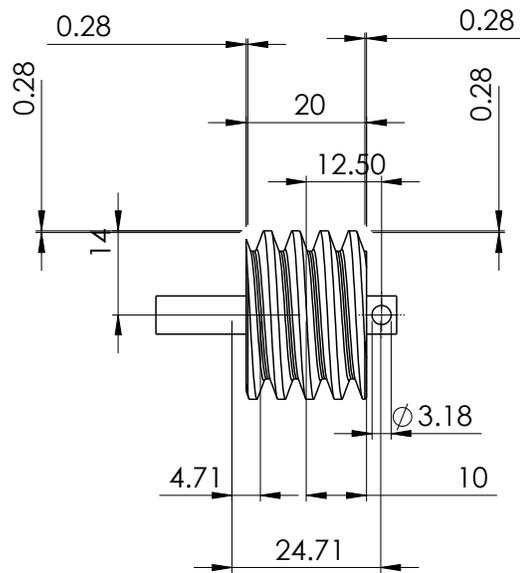
Apéndice A



Escala: 2:1	Diseño y fabricación de prótesis de natación		 Tolerancias: ± 0.2
	Llave		
Tamaño: A	Las cotas se expresan en milímetros (mm)		
Dibujó: AVD	Material: ABS		
Revisó: JCDM, JMDG			

Figura 4.14: Planos de llave.

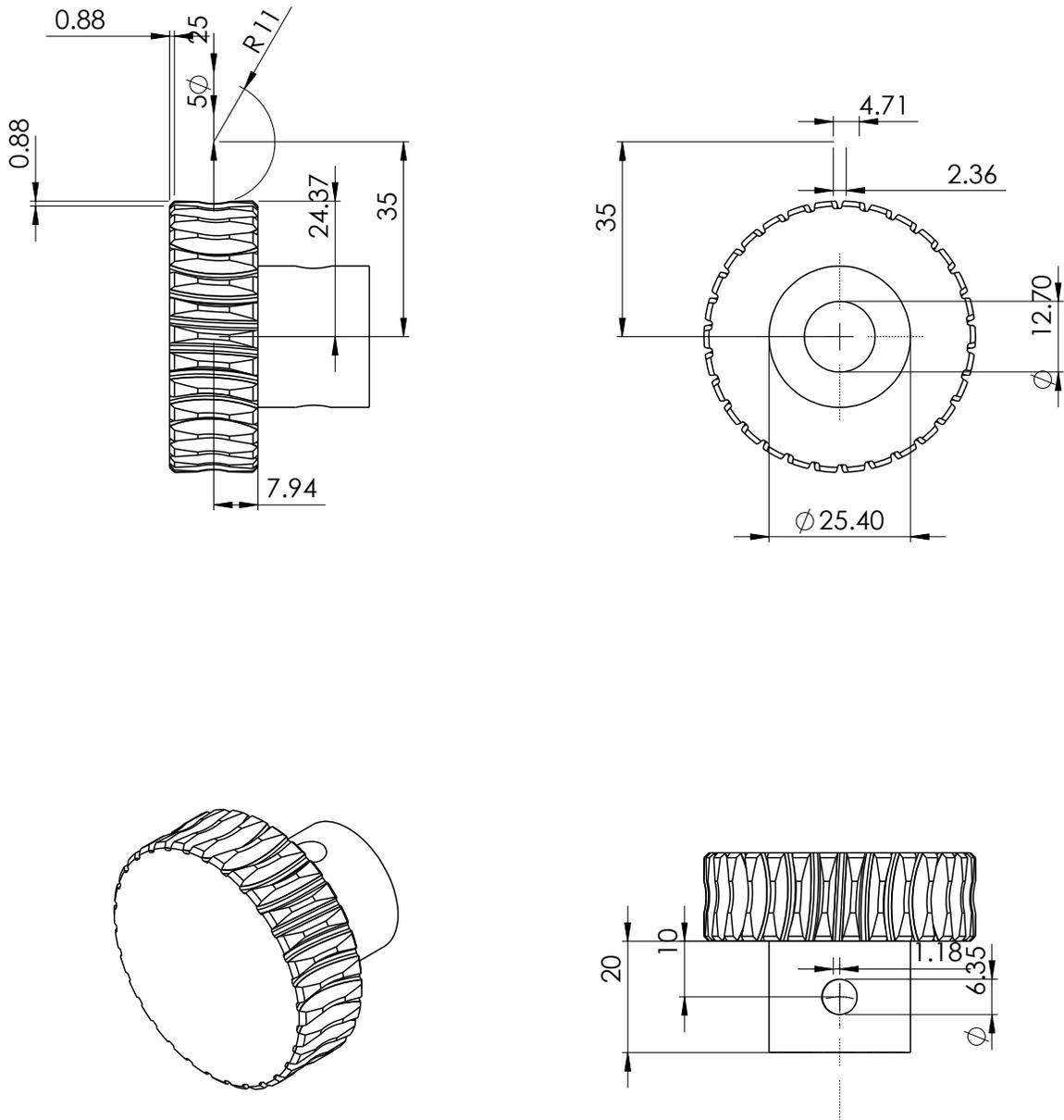
Apéndice B



Escala: 1:1	Diseño y fabricación de prótesis de natación	
Tamaño: A	Sinfín	
Dibujó: AVD	Las cotas se expresan en milímetros (mm)	Tolerancias: ± 0.1
Revisó: JCDM, JMDG	Material: ABS	

Figura 4.15: Planos del sinfín.

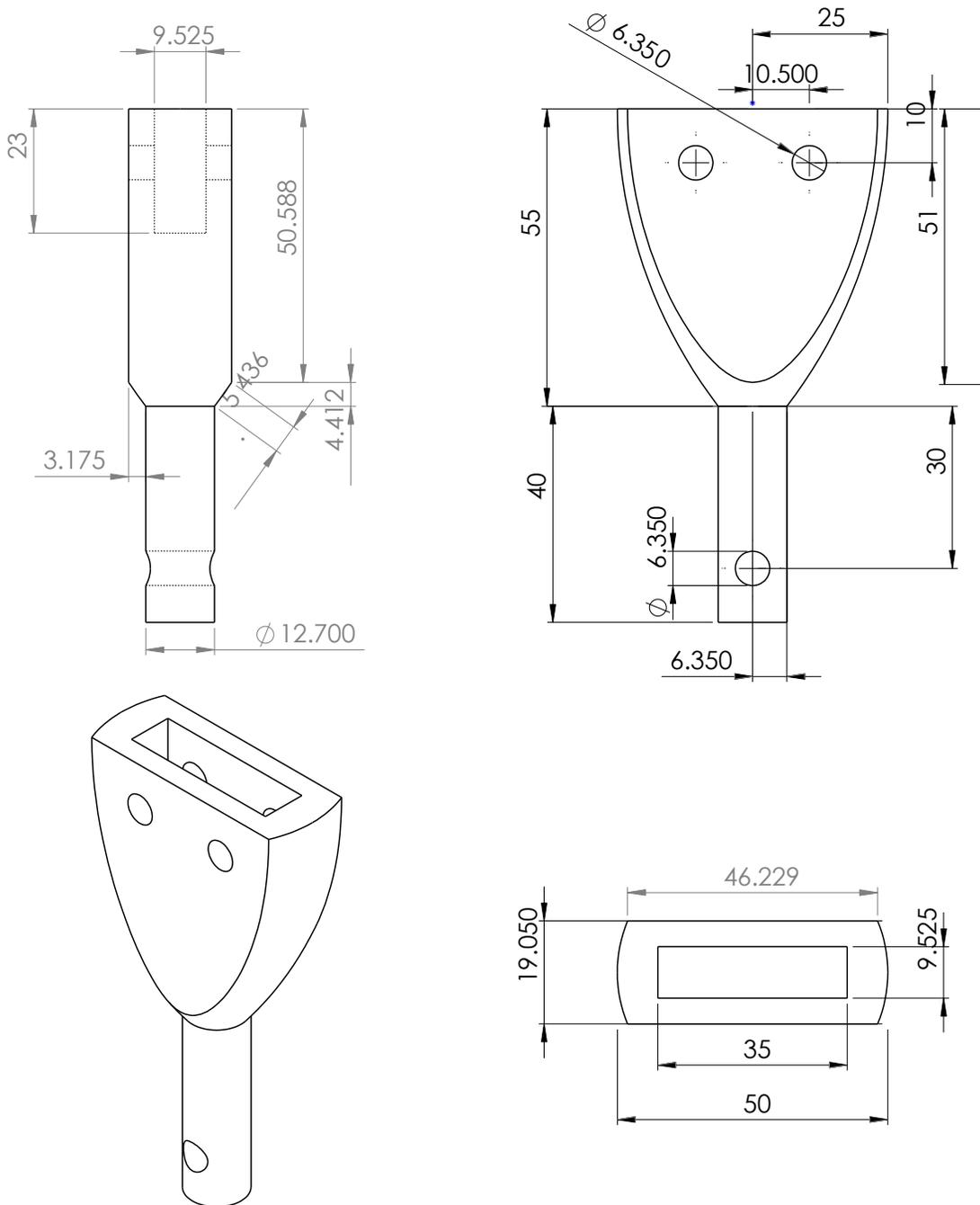
Apéndice C



<p>Escala: 1:1</p>	<p>Diseño y fabricación de prótesis de natación</p>	
<p>Tamaño: A</p>	<p>Corona</p>	
<p>Dibujó: AVD</p>	<p>Las cotas se expresan en milímetros (mm)</p>	<p>Tolerancias: ± 0.1</p> 
<p>Revisó: JCDM, JMDG</p>	<p>Material: ABS</p>	

Figura 4.16: Planos de la corona.

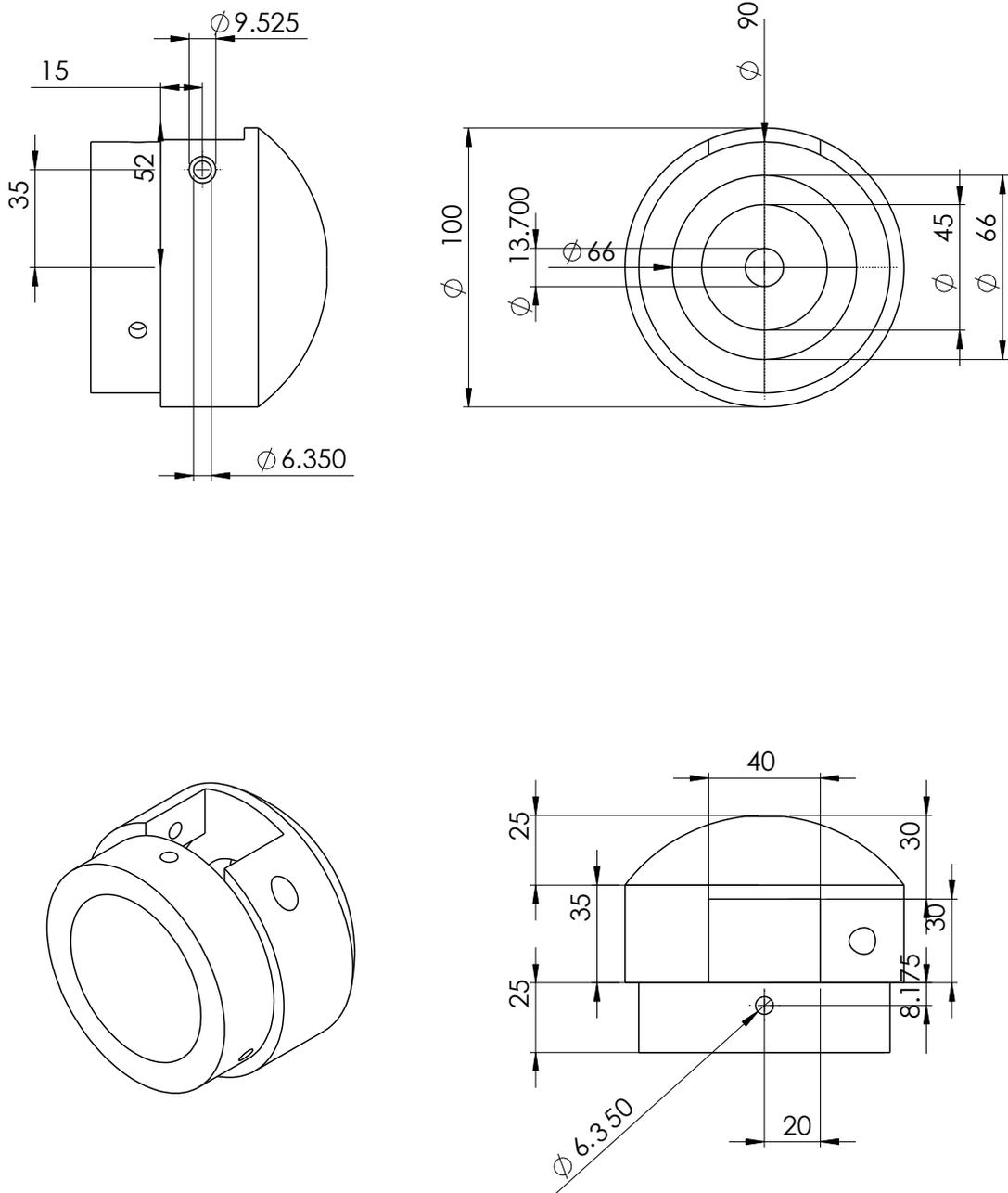
Apéndice D



Escala: 1:1	Diseño y fabricación de prótesis de natación		
	Base y eje		
Tamaño: A	Las cotas se expresan en milímetros (mm)		Tolerancias: ± 0.2
Dibujó: AVD			
Revisó: JCDM, JMDG	Material: Aluminio		

Figura 4.17: Planos de la base y eje de la paleta.

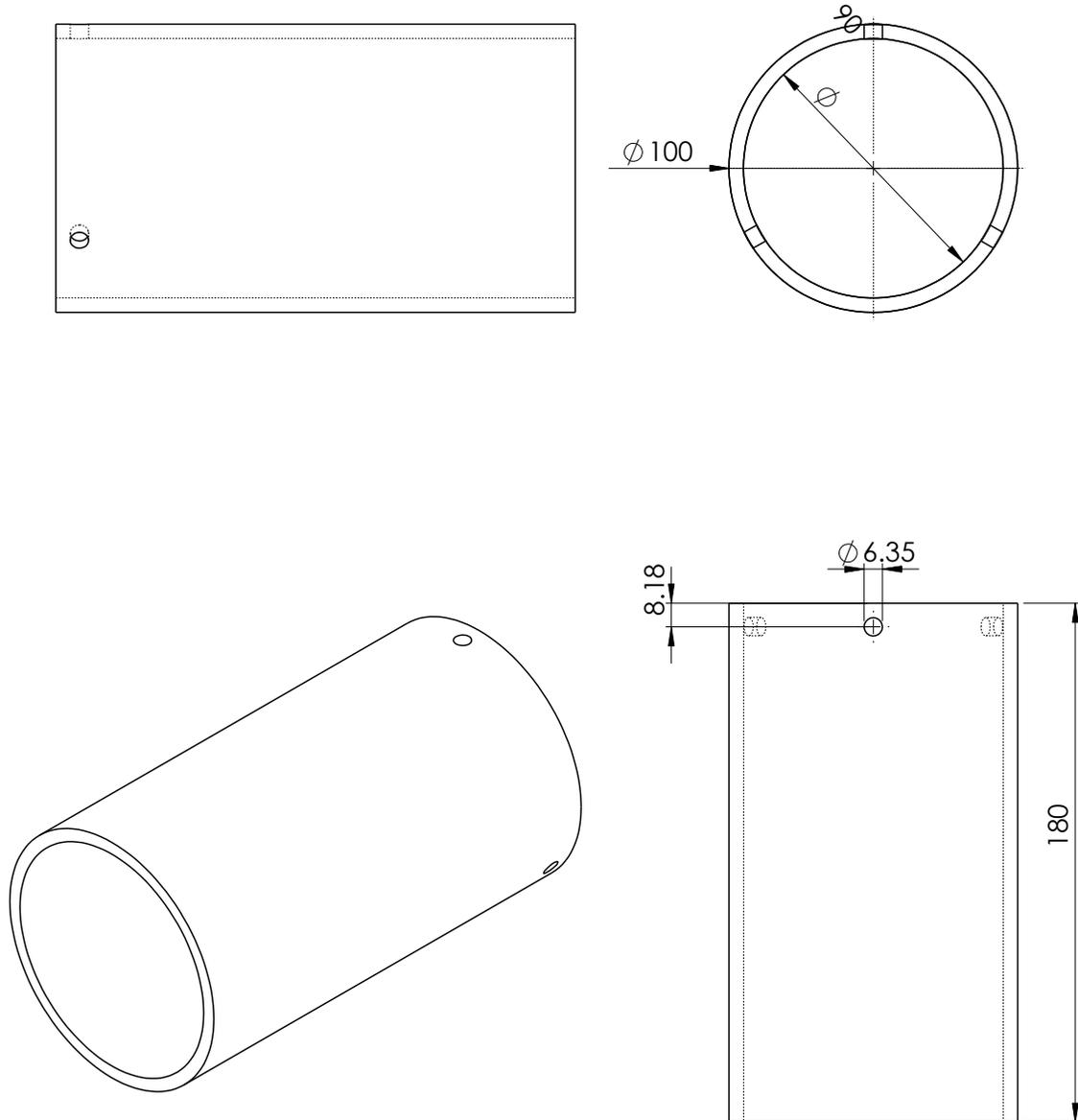
Apéndice E



<p>Escala: 1:2</p>	<p>Diseño y fabricación de prótesis de natación</p>	
<p>Tamaño: A</p>	<p>Base del mecanismo</p>	
<p>Dibujó: AVD</p>	<p>Las cotas se expresan en milímetros (mm)</p>	<p>Tolerancias: ± 0.2</p>
<p>Revisó: JCDM, JMDG</p>	<p>Material: ABS</p>	

Figura 4.18: Planos de la base del mecanismo.

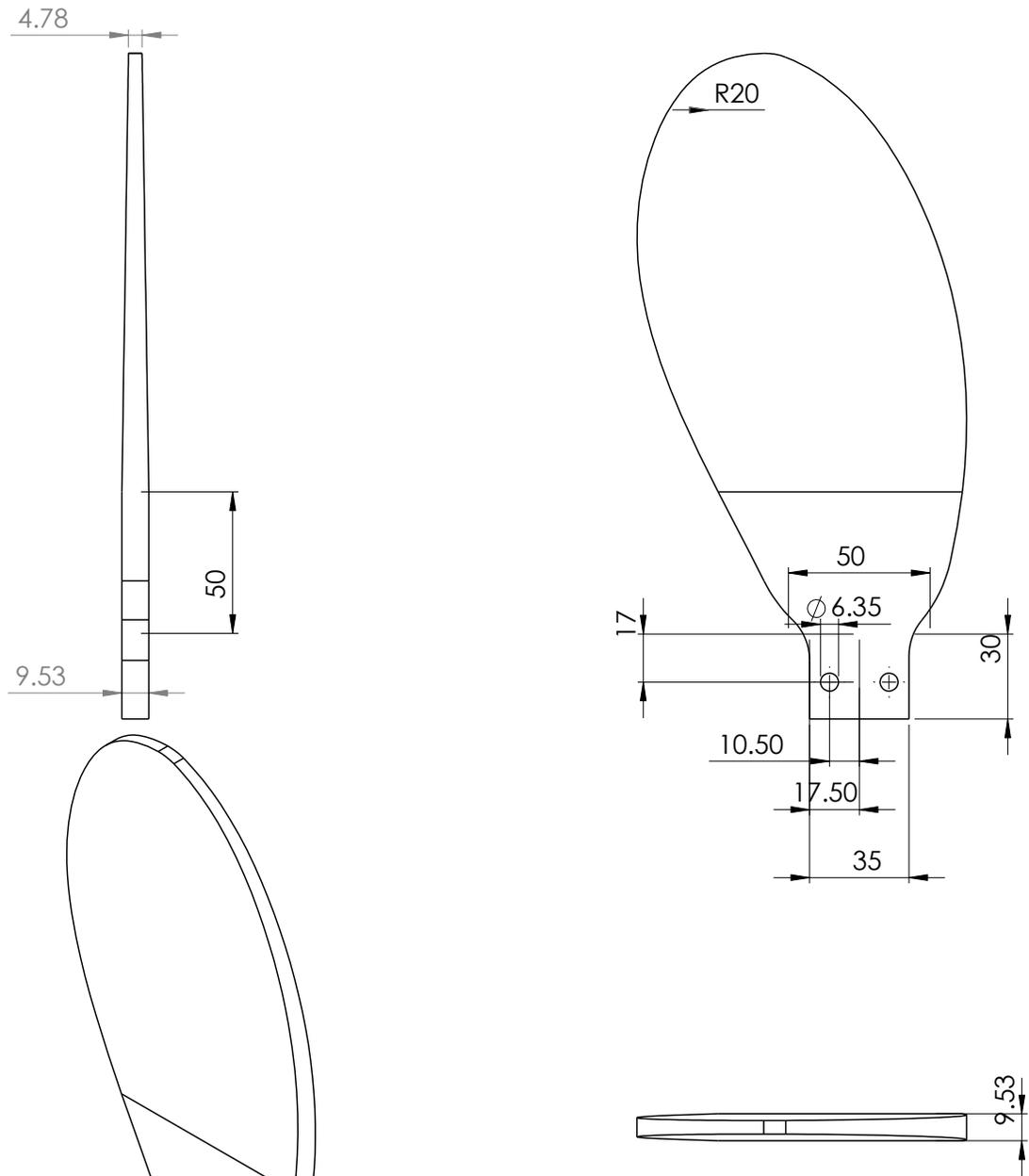
Apéndice F



Escala: 1:2	Diseño y fabricación de prótesis de natación	
Tamaño: A	Socket	
Dibujó: AVD	Las cotas se expresan en milímetros (mm)	Tolerancias: ± 0.2 
Revisó: JCDM, JMDG	Material: Fibra de vidrio	

Figura 4.19: Planos del socket.

Apéndice G



<p>Escala: 1:2</p> <p>Tamaño: A</p> <p>Dibujó: AVD</p> <p>Revisó: JCDM, JMDG</p>	<p>Diseño y fabricación de prótesis de natación</p> <p>Paleta</p> <p>Las cotas se expresan en milímetros (mm)</p> <p>Material: Nylamid</p>	<p>Tolerancias: ± 0.2</p>
--	---	--

Figura 4.20: Planos de la paleta.