



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE INGENIERIA

**MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN
TALADRO QUIRÚRGICO MEDIANTE LA
APLICACIÓN DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL**

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

**INGENIERO MECÁNICO E
INGENIERO MECATRÓNICO**

P R E S E N T A:

**JOSÉ LUIS ALMARAZ MORENO
ROBERTO ARMANDO IRUEGAS LÓPEZ**



**DIRECTOR DE TESIS
DR. JOSE JAVIER CERVANTES CABELLO**

CIUDAD UNIVERSITARIA MEXICO, D.F. 2016

AGRADECIMIENTOS

Roberto Armando Iruegas López.

A mis Padres, por haberme dado la vida y la oportunidad de haber concluido mis estudios profesionales así como su amor, apoyo, confianza y sacrificio que me permitieron subir este peldaño en mi vida profesional.
Esto es por ti y para ti...

A la Facultad de Ingeniería y a todos los profesores, por haber transmitido sus conocimientos durante mi estancia en ella.

A mi Director de Tesis: Ing. Eduardo Garduño por su asesoramiento científico y estímulo para seguir creciendo intelectualmente, así como un gran amigo.

A todos los integrantes del Laboratorio de Manufactura y Talleres por su predisposición permanente e incondicional en aclarar mis dudas y por sus substanciales sugerencias durante la Tesis.

A mi niña de oro, por su amor, cariño y amistad. Yolanda gracias por permitirme compartir estos años de tu vida, es maravilloso acompañar contigo tantos momentos llenos de alegrías, haciéndome sentir a cada instante tu presencia y cercanía.

Al Dr. José Javier Cervantes Cabello por su valiosa colaboración y buena voluntad en sus observaciones críticas en la redacción del trabajo.

A José Luis Almaraz Moreno por su entrañable amistad, es todo un placer ser cómplices de esta aventura de licenciatura que nos permitió darnos cuenta de lo importante que es crecer como profesionales, pero ante todo como personas.

A mis amigos de la Facultad, por su invaluable afecto, cariño y respaldo, pero sobre todo por esos inolvidables momentos, viajes y travesuras que compartimos en esta etapa de nuestras vidas, así como el agradecimiento a la mamá de Cesar Eduardo Maravilla que siempre nos atendió y nos abrió sus puertas de su casa.

AGRADECIMIENTOS

José Luis Almaraz Moreno.

Agradezco a mis padres Victoria Moreno Soto y Esteban Almaraz Castro, para ti mamá que siempre me has apoyado en las buenas y en las malas y por tu eterna confianza, a ti papá que durante toda tu vida siempre me diste todo lo que estaba en tus manos, y por estar a mi lado en los buenos y malos momentos y aun cuando ya no estés muchas gracias. A mis cuatro hermanos, Mariana, Armando, Daniel y Miguel por su apoyo. Y a mis sobrinos María del Carmen, María Fernanda, Ana Lucia, Daniel, Cristian y Rafael por ser mi inspiración en cada momento.

A Salvador Ávila Jiménez, José Luis Villeda Sedeño, Rafael Zamorano Duran y a Héctor Reynoso Castañeda por haber colaborado en la realización de este proyecto, sobre todo por su amistad.

A mi mejor amigo, al Ing. Israel Garduño García por tu colaboración, gracias amigo.

Al Dr. José Javier Cervantes Cabello por el apoyo y culminación de este proyecto.

A mis compañeros y amigos en el laboratorio de manufactura avanzada Sacnicte Morales Serón, Itzel Deynny Morán García, Antonio Islas, Rafael Zamorano Duran, Humberto Memetla, David Ramírez Pérez, Gabriel Flores Velazquez, Silverio Ramírez Garibay, M. I. Francisco Sánchez Pérez y Ing. Martín Reyes Farias gracias por su apoyo.

A Frida Carolina Sandoval Arzate, te agradecemos el apoyo brindado sin tu ayuda no podríamos haber terminado.

AGRADECIMIENTOS	2
AGRADECIMIENTOS	3
ÍNDICE	4
INTRODUCCIÓN	7
OBJETIVO	9
OBJETIVOS PARTICULARES.....	9
ALCANCES	9
DESCRIPCIÓN DE CADA CAPÍTULO.....	9
CAPÍTULO I. GENERALIDADES SOBRE LAS CIRUGÍAS Y EQUIPOS EN INTERVENCIONES DE RODILLA Y CADERA	11
1.1. ANTECEDENTES.....	11
1.1.1 El origen de la sierra y el taladro	12
1.2. GENERALIDADES DE LOS PADECIMIENTOS TRAUMATOLÓGICOS DE RODILLA Y CADERA.....	16
1.3. SUSTITUCIONES ARTICULARES.....	20
1.3.1. CIRUGÍA DE CADERA.....	20
1.3.2. CIRUGÍA DE RODILLA	23
1.3.3. CIRUGÍA DE TOBILLO	26
1.3.4. CIRUGÍA DE HOMBRO	27
1.3.5. COMPLICACIONES Y RIESGOS DE LAS SUSTITUCIONES ARTICULARES.....	28
1.4. INSTRUMENTOS QUIRÚRGICOS DE CORTE EN INTERVENCIONES DE RODILLA Y CADERA	30
1.5 SISTEMAS NEUMÁTICOS	31
1.6. SISTEMAS ELÉCTRICOS	33
1.7. ESTERILIZACIÓN DE INSTRUMENTOS QUIRÚRGICOS	38
1.8. SITUACIÓN EN MÉXICO.....	41
1.8.1 CIRUGÍA ORTOPÉDICA EN MÉXICO	43
1.8.2. APORTACIONES DE ESTE PROYECTO AL MEJORAMIENTO DE LA SITUACIÓN EN MÉXICO.....	43
1.9. TÉCNICAS DE PROTOTIPADO RÁPIDO.....	45
1.9.1. Estereolitografía (STL).	46
1.9.2. Sinterizado selectivo por láser (SLS).....	47
1.9.3. Modelado por deposición fundida (FDM)	48
1.9.4. Ventajas y desventajas de las tecnologías de manufactura aditiva.....	49
1.9.5. Aplicaciones de los prototipos rápidos.....	50
Arquitectura.....	50
Ingeniería	50
Topología	50
Educación	50
Biomédica	50

CAPITULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL51

2.1. CONCEPTOS PARA EL DISEÑO.....51
 2.1.1 Evaluación inicial de los materiales. 52
2.2. METODOLOGÍA DEL DISEÑO54
 2.2.1 Método de Pugh 55
 2.2.2 LAS ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO 56
 2.2.3 NORMATIVIDAD 57
2.3. DESARROLLO CONCEPTUAL DE SISTEMAS.....58
 SISTEMAS QUE CONFORMAN EL EQUIPO. 58
2.4. ERGONOMÍA.....58
2.5. TIPOS DE EMPUÑADURA.59
2.6. Sistema eléctrico.....61
2.7. Selección del motor.....62
2.8 Circuito de control de Motor63
2.9. Selección de la batería.....65
2.10. Elementos mecánicos.74
2.11. Sellos Mecánicos (O-rings)75
2.12. SELECCIÓN DE MATERIAL.....78
CONSIDERACIONES FINALES83

CAPÍTULO 3. DISEÑO DE DETALLE84

3.1.1 DISEÑO DE DETALLE DEL PROTOTIPO84
3.2.1 ERGONOMÍA.....85
3.3.1 DISEÑO DE LA CARCASA.....87
3.4.1 PROTOTIPO EN 3D88
3.5.1 ENSAMBLE Y ESTUDIO MECÁNICO:93
3.5.2 SELLOS MECANICOS.....94
3.5.3 BOQUILLA DE SUJECIÓN DE HERRAMIENTAS94
3.5.4 GATILLO.....96
3.5.5 CONTENEDOR DE BATERÍAS.97
3.5.6 SISTEMA DE CIERRE Y ASEGURAMIENTO DE CONTENEDOR DE BATERÍAS.99
3.5.7 ACCESORIOS PARA EL SISTEMA DE CAMBIO DE HERRAMIENTAS.100
3.6.1 ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO DE LA CARCASA.101
3.7.1 SISTEMA ELÉCTRICO.....104
3.7.2 MOTOR.104
3.7.3 BATERIAS.107
3.7.4 CARGADOR108
3.8.1 MANUFACTURA DE LA CARCASA110

CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS	112
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES.....	114
BIBLIOGRFÍA	116
GLOSARIO.....	119
PLANOS.....	120

INTRODUCCIÓN

En la actualidad se está rodeado de instrumentos de trabajo para ser empleados en una actividad concreta. En casi todas las profesiones se puede observar la necesidad de contar con herramientas, máquinas o accesorios de uso manual o mecánico empleadas en ingeniería, manufactura, albañilería, construcción, carpintería, metalistería o herrería y otras actividades. Las herramientas manuales más utilizadas son el destornillador o desarmador, el martillo, las llaves, la sierra, el taladro, los alicates, las pinzas, los niveles y calibradores que permitan desarrollar de manera eficiente un trabajo.

Los primeros poblados de la Edad de Piedra construyeron sus herramientas básicas de forma manual. Herramientas tales como la azuela, la barrena, el hacha, el cuchillo, el martillo y el cincel. En la Edad del Bronce se utilizaban formas primitivas de taladros y de sierras. Las pirámides de Egipto, por ejemplo, se construyeron con esas herramientas básicas. Después de que los romanos introdujeran el cepillo de carpintero transcurrieron mil años hasta que se desarrollaron las herramientas medievales como el berbiquí o el serrucho. En la Revolución Industrial, durante los siglos XVIII y XIX, las herramientas manuales fueron sustituidas por las máquinas herramientas.

Donde la estricta diferencia entre una herramienta y una máquina es, esencialmente, el tipo de energía que se utiliza para trabajar. Las herramientas emplean la energía producida por la musculatura —del ser humano o un caballo—, que amplía la capacidad humana. Por ejemplo: podemos apretar una tuerca con nuestras manos, pero utilizando unos alicates podemos apretarla mejor. La máquina es capaz de transformar un tipo de energía en otro, haciendo más fácil y ameno el trabajo: mientras las herramientas se usan, las máquinas, se operan. Ver Figura T1.



Figura T1 Máquina y Herramienta

Aunque la primera creación de maquinaria constituye una eterna discusión entre los mejores conocedores de la historia de la Ciencia, nadie puede negar, en líneas generales, que fue en el periodo del siglo XVIII —1750 aproximadamente— cuando las primeras máquinas vinieron a revolucionar, efectiva y concretamente, la forma en que la humanidad producía sus bienes materiales. Hablamos así, entonces, de la primera gran máquina humana: la máquina de vapor.

La gran particularidad de la máquina de vapor fue que supo transformar la energía que produce una combustión en otra de tipo de energía cinética y mecánica. Con ella nació la industria moderna y los medios de transporte. La humanidad ya no tenía que apelar a la fuerza de sus músculos; su intelecto le había enseñado a buscar fuerza donde ninguna otra criatura la hubiera podido encontrar jamás.

Mucho ha sucedido entre esas antiguas épocas y el presente, aunque nadie puede negar que, en el fondo, sigamos haciendo lo mismo. Las máquinas de hoy son capaces de hacer, mucho más rápido y —en general— mejor, lo mismo que hacían las de antes: hacernos la vida más fácil. Desde el refrigerador hasta la computadora, desde el automóvil hasta la televisión; todo gira en torno a la eficiencia y la comodidad. Pero el gran desafío de la actualidad viene a estar, sin ninguna duda, en la intención de saber crear máquinas que operen de forma independiente. Es la llamada inteligencia artificial el verdadero avance. Aunque las máquinas del momento nos liberan en mucho de nuestro trabajo —porque nos ahorran la necesidad de utilizar nuestra fuerza muscular—, es evidente que todavía necesitan de nuestra atención en la medida que no pueden “pensar” por sí mismas.

Donde todo lo que la tecnología ha sabido crear, ha sido esencialmente, en el fondo, heredero de esa actitud creativa que la humanidad mostró hace ya muchos milenios y nos ha dado las bases para seguir evolucionando y mejorar nuestro estilo de vida.

En la presente tesis se encontrará el diseño de componentes para un taladro quirúrgico haciendo uso de la tecnología de impresión tridimensional o prototipado rápido con el fin de sentar las bases para la manufactura y en su momento poder producirla en México. Ver Figura T2

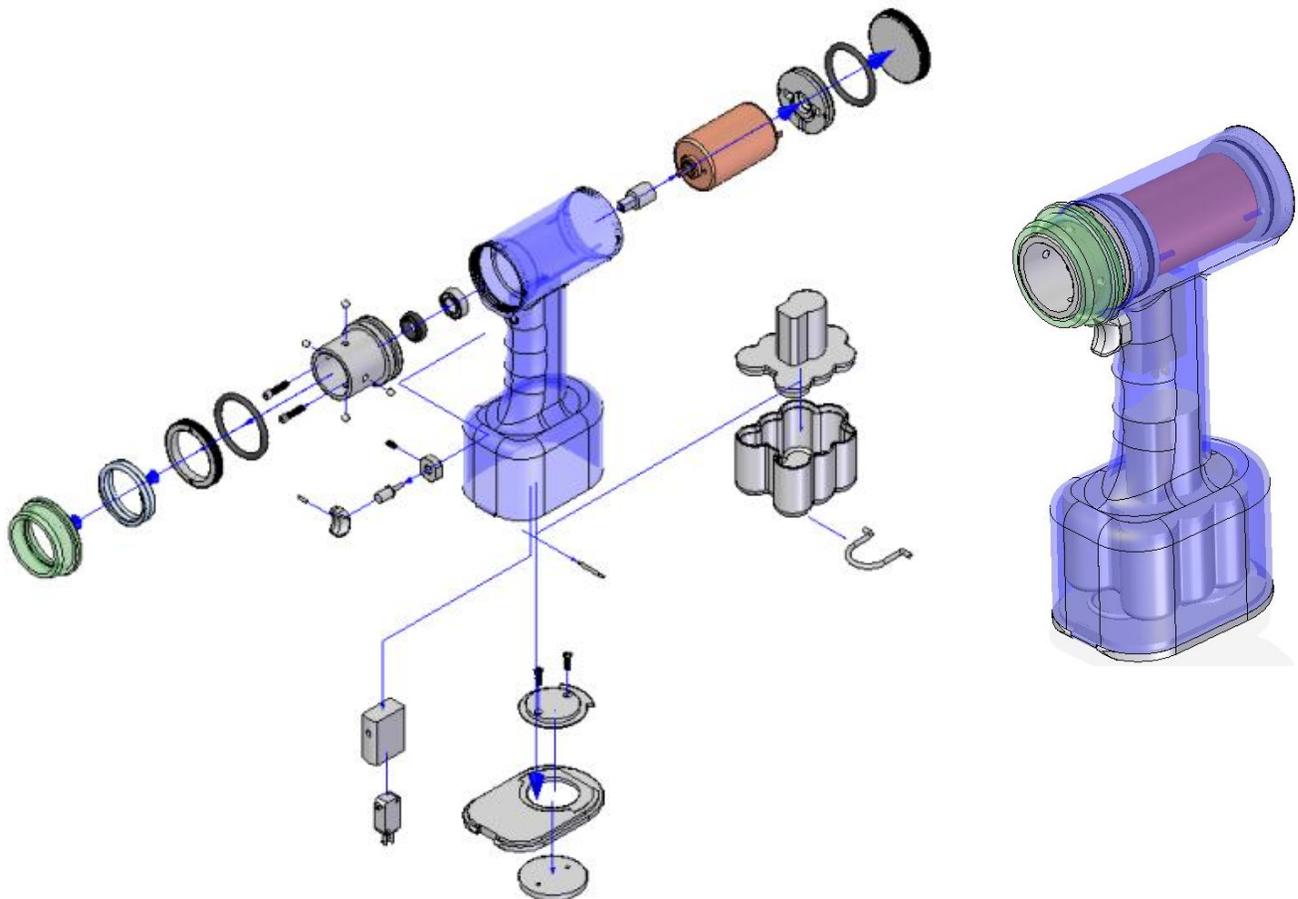


Figura T2 Explosivo del Prototipo Rápido

OBJETIVO

Optimizar el diseño y la manufactura de componentes de un taladro quirúrgico mediante la aplicación de tecnología de impresión tridimensional, la cual constará de un equipo que reúna las funciones de sierra y taladro en una sola máquina, creando un instrumento bifuncional que permitirá un ahorro significativo de los costos de fabricación y mantenimiento, ya que actualmente el uso de estas dos operaciones se lleva a cabo con equipos independientes.

OBJETIVOS PARTICULARES

- ⇒ Generar un prototipo rápido de los componentes del equipo quirúrgico, de la carcasa con la impresora tridimensional: equipo del laboratorio de manufactura de la Facultad de Ingeniería.
- ⇒ Elaborar los planos de diseño de detalle empleando el uso de Software (Solid Edge, Unigraphics, Catalyst)
- ⇒ Analizar el equipo destinado a estas tareas quirúrgicas existente en el mercado. Sus antecedentes, funcionamiento, componentes, materiales.
- ⇒ Describir, a grandes rasgos, un esquema general de las enfermedades causadas en las articulaciones, así como la situación actual en México en cuanto a intervenciones quirúrgicas llevadas a cabo en rodilla y cadera, básicamente implantes de prótesis
- ⇒ Establecer alternativas en sus componentes y materiales, haciendo uso de matrices de decisión.
- ⇒ Llevar a cabo el diseño conceptual y de detalle del producto.
- ⇒ Analizar los resultados obtenidos.
- ⇒ Presentar resultados para trabajos ulteriores de fabricación del producto.

ALCANCES

El proyecto pretende sentar las bases con el fin de que en una etapa posterior, proporcione a las instituciones médicas tanto públicas y privadas equipos quirúrgicos ortopédicos con igual o mayor eficiencia, calidad y funcionamiento, como los ya existentes en el mercado.

DESCRIPCIÓN DE CADA CAPÍTULO

En el primer capítulo se presenta de manera general la importancia del uso de las herramientas y las nuevas tecnologías que existen hoy en el mercado como es la del prototipado rápido, así como también se da a conocer los principales padecimientos traumatológicos de rodilla y cadera, los elementos y herramientas que se utilizan en las intervenciones de las articulaciones.

Se identifican los equipos que se utilizan en la actualidad, así como su funcionamiento y la situación actual de estos instrumentos quirúrgicos en México, que son destinados en la implementación de intervenciones quirúrgicas de rodilla y cadera principalmente.

El segundo capítulo se muestra el diseño conceptual, que es parte fundamental, donde se definen los conceptos, requisitos y características que deben cumplir los componentes, como es el caso del diseño del prototipo rápido de la carcasa utilizando técnicas de impresión 3d, así mismo se hace el análisis de los componentes por medio de matrices de decisión con el fin de poder escoger los materiales, forma, diseño de los elementos las cuales nos permiten tener una mejor solución. Tomando en cuenta las herramientas que existen en el laboratorio de manufactura avanzada, así como las bases generales de manufactura y configuración.

El tercer capítulo se trabaja en el diseño de detalle; el cual se encuentra ligado a las técnicas de diseño de prototipo rápido que nos permitan alcanzar los objetivos planteados.

El capítulo cuatro describe el desarrollo del prototipo, empleando el uso de paquetería de software como solid Edge, Catalys y las máquinas del laboratorio de manufactura avanzada —como la impresora tridimensional para la generación de prototipo rápido— la cual permite generar un modelo que ayuda a analizar la propuesta de los componentes de este proyecto.

El capítulo cinco se presenta los resultados obtenidos a partir de los componentes generados mediante la técnica de impresión de prototipo rápido, para obtener las conclusiones, y hacer las recomendaciones pertinentes y valorar si los objetivos planteados fueron alcanzados.

CAPÍTULO I. GENERALIDADES SOBRE LAS CIRUGÍAS Y EQUIPOS EN INTERVENCIONES DE RODILLA Y CADERA

1.1. ANTECEDENTES

La humanidad siempre ha sido aquejada por la acción de agentes bioquímicos, físicos o mecánicos causando el mal funcionamiento de su organismo.

La atención otorgada a los accidentes sufridos por el hombre primitivo, implicaba empíricamente reposo, inmovilización y diversos ungüentos. Los curanderos y médicos utilizaron los instrumentos que el conocimiento, la técnica, la ciencia y la tecnología de cada etapa histórica les proporcionaban.

Una de las primeras herramientas usadas por el hombre fue el mazo hecho de madera o de hueso, basada en golpe vertical, dejándolo caer. Se le ha llamado herramienta de la primera familia y con base en ella se utilizaron varios utensilios similares.

La maza y la clava fueron evolucionando hasta llegar a convertirse en el martillo como lo conocemos actualmente, en el período neolítico se usaba un mango de madera incrustado en una piedra.

A la segunda familia de herramientas pertenecen el punzón y la aguja. Para realizar cortes mediante la fuerza se comienza a usar el cuchillo, como herramienta de trabajo y de defensa.

Del cuchillo derivan muchas otras herramientas, como la tijera, combinando dos cuchillos opuestos, también las familias de espadas. Muchos utensilios se basan en golpes, como las hachas, otros combinan con tareas de palanca, como la tenaza.

Entre las herramientas de palanca, un avance lo constituye la pala, con un mango y una hoja cóncava para horadar la tierra, con un borde para ejercer la presión del pie. Fue elemento esencial para las tareas agrícolas. Aparecieron también el rastrillo y la azada.

El hombre descubre posteriormente el movimiento de rotación de un cuerpo alrededor de un eje, lo que dio lugar a más máquinas tecnificadas. Se inicia la aplicación de una vara a modo de taladro giratorio para lograr el fuego.

Comienza la utilización de rodillos y ruedas. Alrededor de 2900 años antes de Cristo, en Mesopotamia, se hallan las primeras ruedas de carro, consecutivamente evolucionaron al emplear materiales como el cobre y el bronce, que permitieron para hacer instrumentos más útiles

Pero el mayor avance se dio en la Revolución Industrial, durante los siglos XVIII y XIX, donde las herramientas manuales fueron sustituidas por las máquinas donde una de las innovaciones tecnológicas más importantes fueron la máquina de vapor y la denominada Spinning Jenny, una potente máquina relacionada con la industria textil. Estas nuevas máquinas favorecieron enormes incrementos en la capacidad de producción. La

producción y desarrollo de nuevos modelos de maquinaria en las dos primeras décadas del siglo XIX facilitó la manufactura en otras industrias e incrementó también su producción, dando las bases para inventar la gran variedad existente hoy en día de máquinas y equipos para cortar o dar forma a determinados materiales. En este trabajo nos orientamos en particular al estudio de la sierra y el talador.

1.1.1 El origen de la sierra y el taladro

En la mitología griega, Dédalo (en griego Δαίδαλος Daidalos) fue un arquitecto y artesano muy hábil, famoso por haber construido el laberinto de Creta, se dice que en Sicilia su hermana había dejado a su hijo Perdix a su cargo para que aprendiese las artes mecánicas. El muchacho era un alumno capaz y dio sorprendentes muestras de ingenio. Se cuenta que un día, caminando por la playa Perdix, encontró una espina de pescado. Perdix tomó un pedazo de hierro donde colocó varias espinas en un mismo sentido, creando así la sierra, posteriormente utilizó dientes de tiburón haciendo la función de corte como lo hace un serrucho. Figura. 1.1.1 Serrucho manual.

Otro de sus inventos fue cuando unió dos trozos de hierro por un extremo con un remache y afiló los extremos opuestos, haciendo así un compás. Se le atribuyen también el formón y el torno de alfarería.

Todo ello generó en Dédalo una envidia por los logros e inventos de su sobrino. Un día al ir juntos al templo de Atenea en la Acrópolis, Dédalo aprovechó la oportunidad y lo empujó por un barranco, pero la diosa, que favorece al ingenio, le vio caer y cambió su destino transformándole en un pájaro bautizado con su nombre, la perdiz. Este pájaro no hace su nido en los árboles ni vuela alto, sino que anida en los setos y evita los lugares elevados, consciente de su caída. Por este crimen Dédalo fue juzgado y desterrado generando el paradigma del técnico o ingeniero sin escrúpulos que no atiende a fidelidades. Dédalo muestra lo que el hombre puede hacer si se lo propone, tanto a la hora de crear como a la de destruir.

Más allá de la leyenda, los ancianos egipcios usaron serruchos hace más de 5.000 años atrás. Recién en 1777, **Samuel Miller** patentó en Inglaterra el primer serrucho circular. Forbes recuerda que en algún momento de 1900 un residente de las Montañas Apalaches hizo música a partir de un serrucho. Estas melodías fueron muy populares en los Estados Unidos entre 1920 y 1930.

Esta herramienta consiste en una hoja con el filo dentado y puede ser manejada a mano o por otras fuentes de energía como vapor, agua o electricidad. Acorde con el material a cortar se utilizan diferentes tipos de hojas de sierra.

Los dientes de las hojas de sierra están inclinados hacia los lados alternativamente — triscado— para que la ranura o entalla que abran al aserrar, sea un poco más ancha que la propia hoja y se evite de este modo que la sierra se atasque. De todas formas, una vez iniciado el corte, conviene mantener abierta la entalla introduciendo una pequeña cuña. También es importante sujetar el sobrante hasta completar el corte. En los discos de sierra, los dientes son más anchos que el propio disco para evitar la fricción del mismo.

Las sierras mecánicas más utilizadas se pueden clasificar en tres categorías, según el tipo de movimiento que se emplea para realizar el corte: de vaivén, circulares o de banda. Ver Figura 1.1.2

Las sierras suelen tener un banco o marco, un tornillo para sujetar la pieza, un mecanismo de avance y una hoja de corte.

Las sierras se deben mantener correctamente afiladas y protegidas con fundas de cuero o plástico.



Figura. 1.1.1 Serrucho manual.



Figura 1.1.2 Sierra eléctrica y circular.

El taladro La palabra taladro responde al latín "terebrum" y "terebella".

Las máquinas herramientas modernas datan de 1775, año en el que el inventor británico John Wilkinson construyó una taladradora horizontal que permitía conseguir superficies cilíndricas interiores. Hacia 1794, Henry Maudslay desarrolló el primer torno mecánico.

Durante el siglo XIX se alcanzó un grado de precisión relativamente alto en tornos, perfiladoras, cepilladoras, pulidoras, sierras, fresadoras, taladradoras y perforadoras. La utilización de estas máquinas se extendió a todos los países industrializados. Durante los albores del siglo XX aparecieron máquinas herramientas más grandes y de mayor precisión.

A partir de 1920 estas máquinas se especializaron y entre 1930 y 1950 se desarrollaron máquinas más potentes y rígidas que aprovechaban los nuevos materiales de corte desarrollados en aquel momento. Estas máquinas especializadas permitían fabricar productos estandarizados con un costo bajo, utilizando mano de obra sin calificación especial. Sin embargo, carecían de flexibilidad y no se podían emplear para varios productos ni para variaciones en los estándares de fabricación. Para solucionar este problema, los ingenieros se han dedicado durante las últimas décadas a diseñar máquinas herramientas muy versátiles y precisas, controladas por computadora, que permiten fabricar de forma barata productos con formas complejas. Estas nuevas máquinas se aplican hoy en todos los campos.

Taladrar significa perforar o hacer un agujero (pasante o ciego) en cualquier material. El taladro es la máquina que nos permitirá hacer agujeros debido al movimiento de rotación que adquiere la broca sujeta en su cabezal. Existen muchos tipos de taladros e infinidad de calidades. Los principales tipos son los siguientes:

1.- Barrena. Es la herramienta más sencilla para hacer un taladro. Básicamente es una broca con mango. Aunque es muy antigua se sigue utilizando hoy en día. Solo sirve para taladrar materiales muy blandos, principalmente maderas, figura 1.1.3

2.- Berbiquí. El berbiquí es la herramienta manual antecesora del taladro y prácticamente está hoy día en desuso salvo en algunas carpinterías antiguas. Solamente se utiliza para materiales blandos, figura 1.1.4



Figura 1.1.3 Barrena y brocas de la edad media.



Figura 1.1.4 Berbiquí actual.

3.- Taladro manual. Es una evolución del berbiquí y cuenta con un engranaje que multiplica la velocidad de giro de la broca al dar vueltas a la manivela, figura 1.1.5



Figura 1.1.5 Taladro manual.

4.- Taladro eléctrico. Es la evolución de los anteriores que surgió al acoplarle un motor eléctrico para facilitar el taladrado unos cuentan con motor D.C. y otros A.C., figura 1.1.6



Figura 1.1.6 Taladros eléctricos.

5. Continuando con la evolución de los taladros, existen taladros enfocados en el ámbito de la medicina, son equipos quirúrgicos muy similares a los taladros convencionales, lo que difiere principalmente es que son herméticos y se pueden esterilizar, en esta tesis se contempla el diseño de algunos elementos de un taladro quirúrgico, haciendo uso de la tecnología de impresión 3D, donde se encontrará el diseño de detalle de la carcasa, con el fin de sentar las bases para poder producirla en México. Figura 1.1.7

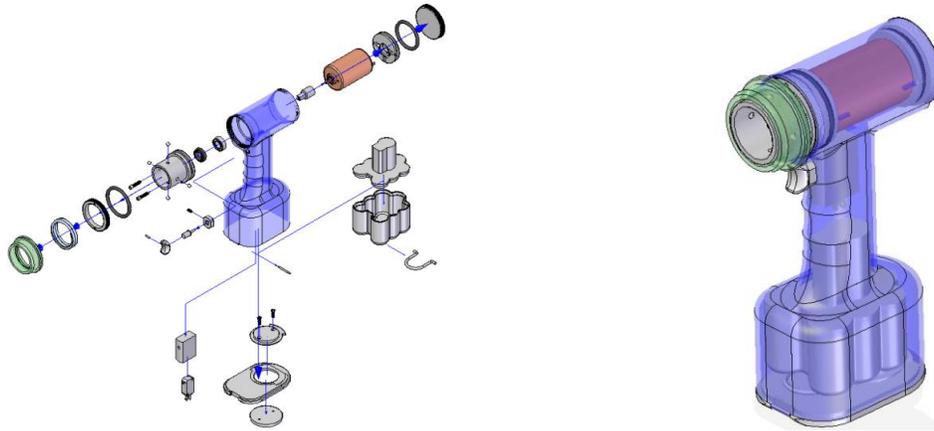


Figura 1.1.7 Diseño de carcasa.

El avance de la tecnología ha permitido poder realizar prototipos rápidos los cuales permiten generar de manera rápida una pieza, logrando una representación física en resina del modelo en tercera dimensión 3d.

Las tecnologías que más se emplean actualmente para el uso de prototipo rápido son la estereolitografía y sinterización para trabajos de precisión.

En general, el prototipado rápido, (RP) “rapid prototyping”, se llama al uso de un proceso tecnológico para producir objetos 3D en un corto periodo de tiempo, de días generalmente. La mayoría de las maquinas RP crean geometrías en 3D haciéndolas crecer plano a plano, esta tecnología se usa en las industrias: diseño e ingeniería, productos de consumo, electrónicas, aeronáuticas, robótica, electrodomésticos, telecomunicaciones, ortopédicas, salud, dental, fundición, petroquímicas, juguetes y plásticos. Figura 1.1.8



Figura 1.1.8 Ejemplos de prototipos rápidos

1.2. GENERALIDADES DE LOS PADECIMIENTOS TRAUMATOLÓGICOS DE RODILLA Y CADERA

Los padecimientos del sistema músculo esquelético son un serio problema de salud al afectar alrededor de 30% de la población en general y representar una de las principales causas de invalidez.

Hay más de 200 padecimientos músculo esqueléticos, siendo la osteoartritis y la artritis reumatoide los más comunes, así como los juanetes, dolor de cadera y rodilla.

En el caso de la **osteoartritis (OA)**, es una enfermedad degenerativa que ocasiona pérdida del cartílago de la articulación. La osteoartritis es el tipo más común de artritis, también se le conoce como enfermedad articular degenerativa o hipertrófica, y se presenta especialmente entre personas de edad avanzada, figura 1.2.1.

La OA es una enfermedad de las articulaciones que afecta primordialmente al cartílago. El cartílago esta formado por un material suave pero muy resistente que recubre las superficies óseas de los huesos que forman la articulación, por ello, cuando se desgasta ocasiona inflamación, dolor intenso y formación de hueso adicional al que ya existe. Inicialmente afecta un solo lado del cuerpo. Se desarrolla lentamente a lo largo de los años y no causa síntomas generales, salvo la presencia de sarro dentario duro. En el caso de las rodillas afectadas, éstas se doblan hacia afuera



Figura 1.2.1 Articulación de rodilla sana y enferma.

Entre las variables no modificables que influyen para el padecimiento de la OA, se encuentra la genética o herencia. Además, el sexo es otro factor, pues ataca más a las mujeres que a los hombres.

La **artritis reumatoide (AR)** es una enfermedad caracterizada por provocar inflamación crónica de las articulaciones, provocando dolor, enrojecimiento e inflamación de las articulaciones. Afecta bilateralmente las mismas articulaciones.

Produce dolor articular y muscular, rigidez matutina prolongada, dolor ante la movilización y presión, limitación de la flexión articular y de la movilidad, atrofia muscular. En ocasiones, su comportamiento es extraarticular: puede causar daños en cartílagos, huesos, tendones y ligamentos, produciendo deformación de los elementos articulares ver figura 1.2.2.

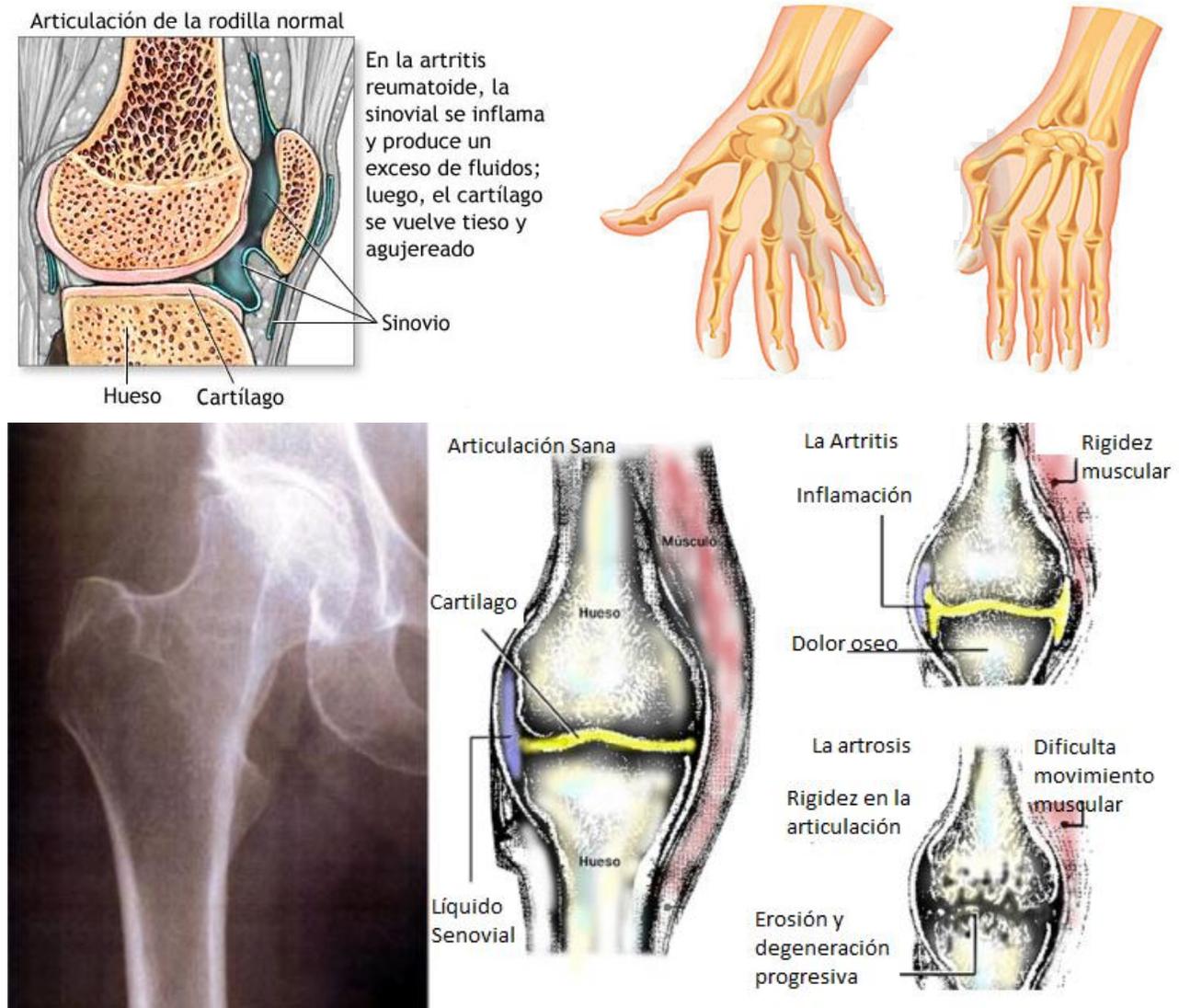


Figura 1.2.2 Diferentes vistas de la artritis reumatoide y su comparación con la artrosis.

Se le considera como una enfermedad autoinmune, inflamatoria, sistémica, afecta a todos los grupos étnicos siendo prevalente en la mujer en relación 3:1 con respecto al hombre y aparece aproximadamente en el 1% de la población.

El **juanete** es una inflamación (sinovitis) del recubrimiento óseo (sinovia) de la articulación situada entre el dedo gordo del pie con los huesos del pie (articulación metatarso falángica).

Es una alteración del ángulo que forman el primer metatarsiano y la falange proximal del primer dedo, ver figura 1.2.3.

Las causas pueden ser mecánicas (calzado estrecho, de tacón, alteración de la longitud de los metatarsianos, mal apoyo por antepié pronado), hereditarias, reumáticas, entre otras.

La única manera de corregir esta afección de manera permanente es la cirugía de pies, Puede hacerse con una fresa para hueso, pero es falso que se haga con láser, puesto que en la actualidad no hay ningún láser que corte hueso, sino que lo necrosa (lo quema).

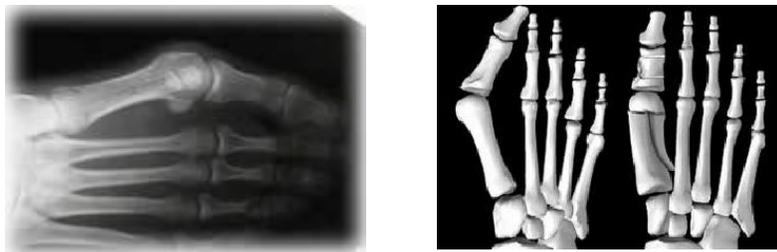


Figura 1.2.3. Diferentes vistas de Hallus Valgus o Juanete.

El **dolor de cadera** es el que se produce en la parte superior de los muslos en su inserción con el tronco, o bien en la zona lateral inferior del tronco. A veces el dolor aparece en el muslo y se irradia a la rodilla siendo el origen del problema la cadera.

La cadera es una articulación en la que existe una cavidad cóncava situada en el hueso de la pelvis y una bola como de rodamiento que constituye la cabeza del hueso fémur, ver figura 1.2.4.

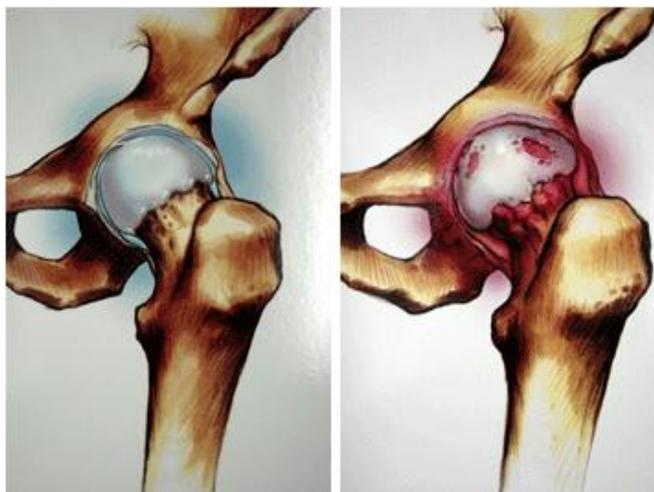


Figura 1.2.4. Comparativo entre la cadera normal y cadera con artrosis (der.).

El motivo más común para realizar cirugías en rodilla y cadera es la gran limitación para realizar actividades con la articulación afectada. El caso más frecuente es el desgaste por uso o degeneración (osteoartrosis), lo cual sucede por lo general en personas mayores de 55 años.

De acuerdo al estudio efectuado en la Universidad John Hopkins, quienes tienen un exceso de peso tienen un riesgo dos veces mayor de adquirir osteoartritis.

Bastan diez kilos de sobrepeso para provocar un esfuerzo excesivo a las articulaciones y ocasionar la desintegración progresiva del cartílago articular, ver figura 1.2.5. Este proceso se produce esencialmente a nivel de las articulaciones de cadera y rodilla, según el Dr.Allan Gelber (Instituciones Médicas John Hopkins).

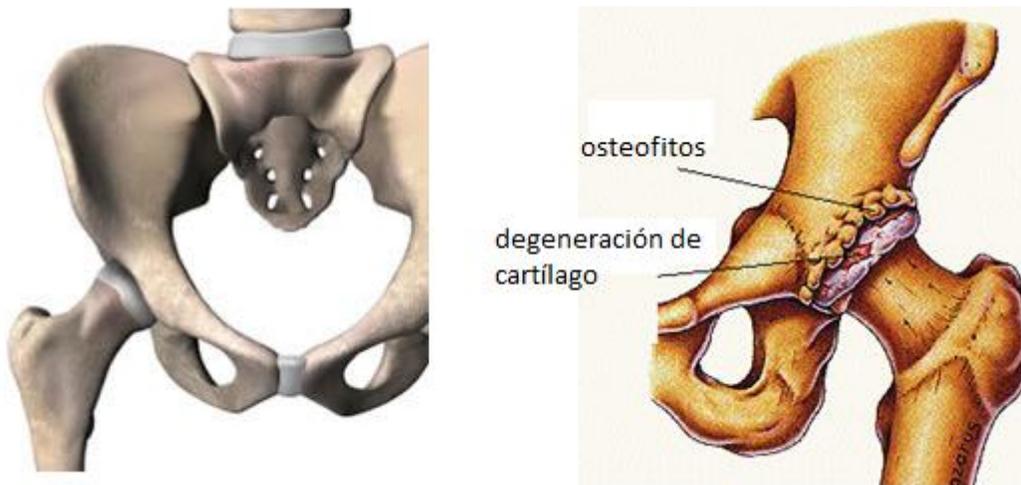


Figura 1.2.5. Cadera sana (izq.) y cadera con osteoartrosis (der.).

1.3. SUSTITUCIONES ARTICULARES.

La cirugía, también mito y magia, ha sido sobre todo en sus inicios, una ciencia empírica. Durante siglos se ha considerado a la cirugía más que una ciencia, una práctica.

Los traumatismos, los accidentes sufridos por el hombre primitivo, se trataban empíricamente con reposo, inmovilización y diversos ungüentos. Los cirujanos utilizaron los instrumentos que la ciencia y la tecnología del momento les proporcionaban. En los más remotos tiempos, fueron el pedernal, la madera y el hueso. Más adelante, el cobre y el bronce permitieron hacer instrumentos más útiles.

En la actualidad existen diversos materiales e instrumentos para realizar intervenciones quirúrgicas, haciendo que las operaciones sean más eficaces, donde el paciente lo evalúa un equipo médico para desarrollar junto al afectado un plan de trabajo que establezca tiempos claros de atención, teniendo como último recurso la implantación de la prótesis.

En el reemplazo total de una articulación, se le administra anestesia al paciente y el cirujano reemplaza las diversas partes de la articulación. Por ejemplo, en caso de una rodilla artrítica se reemplazarán los extremos dañados de los huesos y el cartílago con piezas metálicas y plásticas de la misma forma que permitirán recuperar el movimiento y la función de la articulación.

En caso de una cadera con artritis, la cabeza (extremo superior del fémur) se reemplaza con una pieza metálica de la misma forma que se conecta con una varilla metálica introducida dentro del fémur y se implanta una cavidad de plástico en la pelvis, reemplazando así la cavidad dañada. Aunque los reemplazos más comunes son de rodilla y cadera, también se realizan reemplazos de tobillos, pies, hombros, codos y dedos.

Los materiales que se utilizan en los reemplazos se diseñan de manera tal que permitan realizar los movimientos de las articulaciones normales. La prótesis está generalmente compuesta de dos piezas: una metálica que se ajusta y encaja en una pieza plástica. Se utiliza una variedad de metales tales como el acero inoxidable, una aleación de cobalto y cromo y titanio. El material plástico es durable y resistente al uso (polietileno). Se puede utilizar un cemento plástico para fijar el hueso a la prótesis. Se puede también implantar el reemplazo sin utilizar cemento en casos en que la prótesis y el hueso se puedan fijar.

1.3.1. CIRUGÍA DE CADERA.

Hasta no hace mucho, las caderas dolorosas y dañadas significaban una severa restricción en las actividades diarias. Sin embargo, actualmente el reemplazo de cadera, también llamado artroplastia, está ayudando a miles de personas alrededor del mundo a permanecer activas y sin dolor por muchos años

La prótesis de cadera es uno de los mayores adelantos de la cirugía ortopédica del siglo XX, el gran avance se produce en la década de los sesenta del siglo XX por Sir John Charnley, quien desarrolló un nuevo tipo de Reemplazo Total de Cadera (RTC) que continúa siendo usado actualmente. Esta operación requiere cortar la cabeza desgastada

del fémur y reemplazarla con una bola metálica y un tallo metálico introducido en el canal femoral, con una copa acetabular de plástico donde resuelve los tres problemas más importantes: un sistema para fijar sólidamente el implante al hueso, un diseño respetuoso de la anatomía, y una baja fricción de los elementos de la articulación artificial. Para la fijación utiliza el cemento metilmetacrilato de los dentistas. Para disminuir el par de fricción hace que la cabeza femoral metálica, pulida finamente, articule con un polietileno de alta densidad.

El Reemplazo Total de Cadera (RTC) convencional es una intervención muy exitosa para el tratamiento de la artritis de cadera, una condición que causa gran dolor y pérdida de movimiento. La cadera es una articulación de doble esfera que permite que la parte superior de la pierna pueda moverse de lado a lado, hacia adelante y hacia atrás, y rotar. La articulación está compuesta de la cabeza del fémur (la bola) que se acopla en el acetábulo (el sócate), ver figura 1.3.1. En la cadera sana, la cabeza del fémur y el acetábulo están recubiertos de cartílago, una superficie lisa que permite que la articulación se mueva libremente.

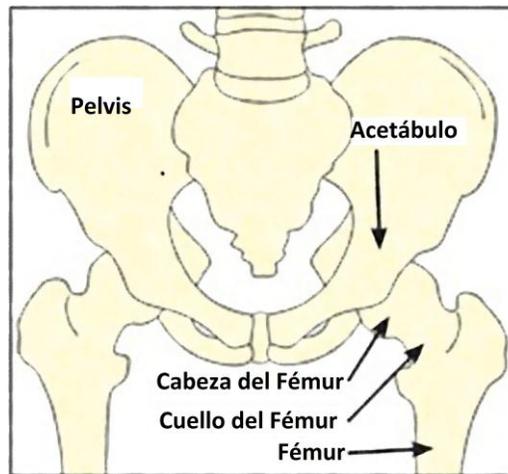


Figura 1.3.1. Componentes óseos articulares de la cadera.

La cirugía de reemplazo de cadera consiste en remover las superficies dañadas del fémur y pelvis y reemplazarlas por una articulación artificial o prótesis. Este procedimiento es llevado a cabo a través de una incisión en el lado de la cadera. La cabeza del fémur es removida y un túnel es perforado en el fémur colocándose un vástago metálico que sujeta la nueva cabeza de la articulación. En la pelvis, el acetábulo dañado es reemplazado por un acetábulo artificial, usualmente de polietileno, ver figura 1.3.2. Esta operación toma aproximadamente dos horas y usualmente se realiza bajo anestesia raquídea.

En ciertas ocasiones, un cemento quirúrgico especial se utiliza para mantener la prótesis en su lugar, especialmente en pacientes de edad avanzada o con una pobre calidad ósea. En otras ocasiones se utilizan prótesis no cementadas, cuya superficie rugosa o porosa permite el crecimiento del hueso sobre la prótesis fijándose al fémur; este tipo de prótesis se utiliza en pacientes con una buena calidad ósea.

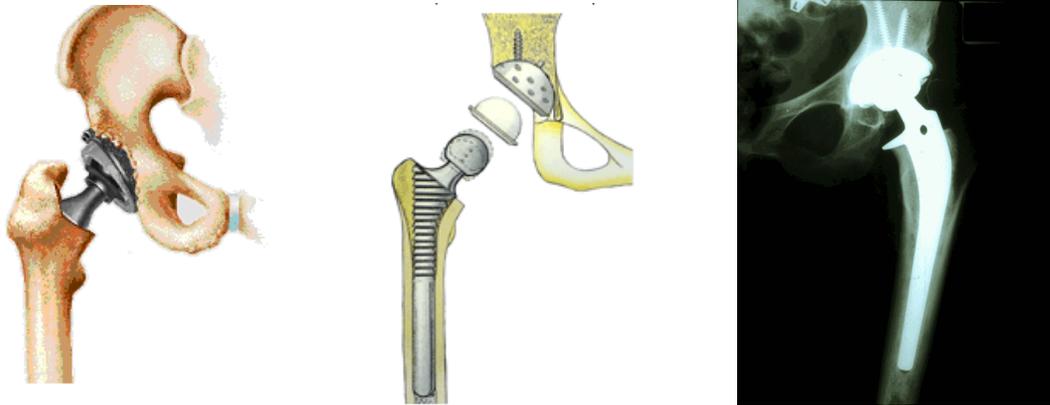


Figura 1.3.2. Cadera artificial.

Principalmente hay dos tipos de fijación: la cementada y la porosa (sin cementar). Las dos pueden ser efectivas en los reemplazos de articulación de cadera. El médico y el paciente escogerán la mejor solución, que es específica para las necesidades de cada paciente.

Implantes cementados para cadera. Los implantes de cadera cementados están diseñados para ser implantados utilizando cemento de hueso (un adhesivo que ayuda a colocar el implante dentro del hueso). El cemento de hueso se inyecta en el canal femoral, previamente preparado. Luego, el cirujano coloca el implante dentro del canal y el adhesivo ayuda a mantenerlo en la posición deseada.

Implantes porosos para cadera. Los implantes de cadera porosos están diseñados para ser insertados dentro del canal femoral previamente preparado sin necesitar cemento de hueso. Inicialmente, el canal femoral se prepara para que el implante encaje íntimamente dentro de él. La superficie porosa en el implante de cadera está diseñada para interactuar con el hueso dentro del canal y permitir que el hueso crezca dentro de la superficie porosa. Eventualmente, este crecimiento óseo interno puede proporcionar una fijación adicional para mantener el implante en la posición deseada.

Esta operación se ha convertido en una intervención muy habitual. En el Reino Unido se realizan unos 45.000 reemplazos de cadera anualmente (aproximadamente 200 diarios).

El mayor problema del reemplazo total de cadera utilizando copas de polietileno es que el polietileno se desgasta gradualmente y, eventualmente, llega al punto de que la prótesis deja de funcionar correctamente. En los pacientes de gran edad con un reducido nivel de actividad esto quizás no suceda hasta haber transcurrido 20 años o más, pero en los pacientes jóvenes y más activos, puede ocurrir mucho antes.

El otro problema es que aunque el plástico es inerte (bien tolerado por el cuerpo) el roce del metal con el plástico hace que se desprendan partículas minúsculas producto del desgaste, ver figura 1.3.3.

Estos detritos del plástico pueden causar irritación. A medida que las partículas se introducen entre el hueso y la prótesis artificial esta irritación hace que el hueso circundante sea absorbido por el cuerpo, lo que produce al aflojamiento de la prótesis.



Figura 1.3.3. Modificaciones a la técnica del RTC.

1.3.2. CIRUGÍA DE RODILLA

La rodilla es una articulación abisagrada que consta de tres huesos. La parte superior de dicha bisagra se encuentra al final del hueso superior de la pierna (fémur) y la parte inferior de la bisagra está encima del hueso inferior de la pierna (tibia) ver figura 1.3.4.

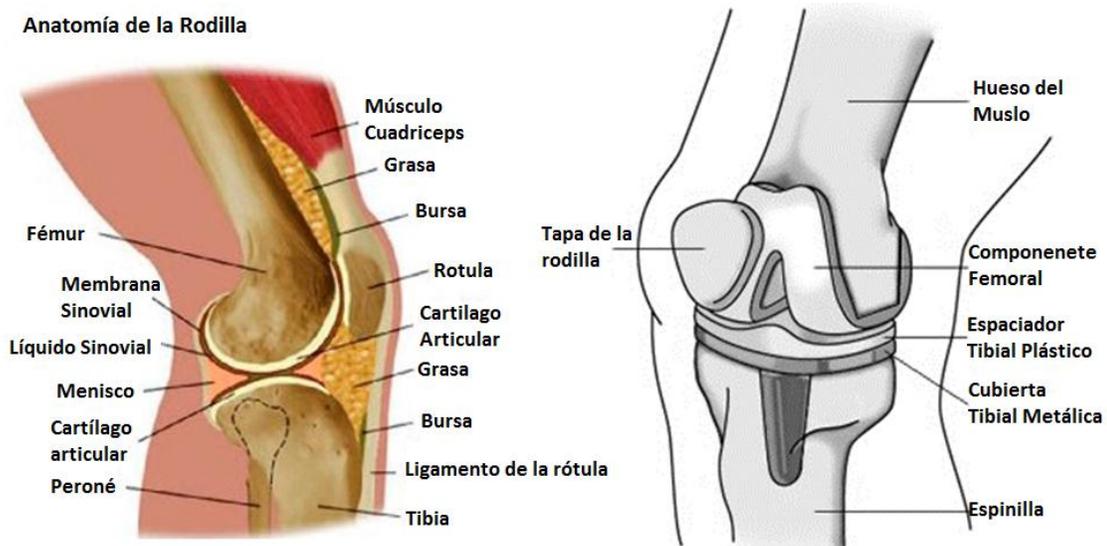


Figura. 1.3.4. Anatomía de la rodilla.

Cuando se dobla la rodilla, el fémur rueda y se desliza encima de la tibia. Un tercer hueso, la rótula, se desliza por la parte frontal del fémur al doblar la rodilla; en una rodilla sana, las superficies de los huesos son muy suaves y están recubiertas por un tejido protector llamado cartílago. La artritis provoca daños a las superficies y el cartílago allí donde los tres huesos se encuentran y rozan juntos, esas superficies dañadas pueden eventualmente convertirse en dolorosas.

Existen varios modos de tratar el dolor causado por la artritis. Uno es el reemplazo total de rodilla.

Cuando el cirujano corta y retira las superficies de hueso y cartílago dañadas, se usan sierras y guías de precisión para asegurarse que los cortes se hacen con los ángulos correctos de modo que los huesos queden alineados de forma correcta después de que se introducen los implantes.

En la cirugía de rodilla se retiran pequeños trozos de hueso de la parte delantera, trasera y final del fémur. Así se da forma al hueso para que los implantes encajen perfectamente ver figura 1.3.5. ; También se corta hueso de la parte superior de la tibia, quedando esta parte plana, ver figura 1.3.6.



Figura 1.3.5. Corte de la superficie dañada.



Figura 1.3.6. Corte de la parte superior de la tibia.

Un implante se encaja en cada uno de los tres huesos. Estos implantes han sido diseñados para que la articulación de la rodilla se mueva de forma similar a como se movía cuando estaba sana. Los implantes se encajan utilizando un tipo especial de cemento específico para huesos.

El implante que encaja al final del fémur está hecho de metal. Su superficie es redondeada y muy lisa, cubriendo desde delante hacia atrás toda la superficie cortada de hueso ver figura 1.3.7.



Figura. 1.3.7. Implante femoral.

El implante que encaja en lo alto de la tibia normalmente consta de dos partes. Un platillo metálico que ajusta sobre el corte plano del hueso tibial. A continuación, sobre el platillo metálico se acopla una superficie articular de plástico que actúa separando el platillo tibial metálico y el implante femoral ver figura 1.3.8.

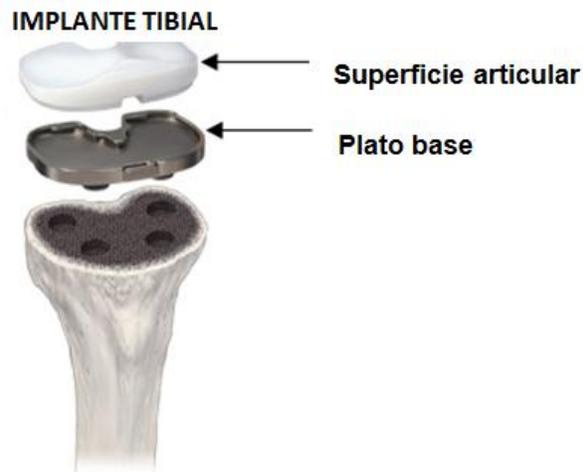


Figura. 1.3.8. Componentes de la porción tibial.

El implante que cubre la parte trasera de la rótula está fabricado también en plástico, ver figura 1.3.9.



Fig. 1.3.9. Implante lateral

Los implantes de rodilla artificial tienen variados diseños. Algunos de ellos tienen una especie de prominencias que van dentro del hueso y se requiere hacer orificios en el hueso cortado. Otros diseños tienen postes centrales. Además, algunos diseños permiten usar tornillos para una mejor sujeción. El cirujano escogerá el diseño que mejor se adapte a sus necesidades.

En caso de fractura de cuello de fémur, permite una deambulación precoz evitando complicaciones mayores, debido a la permanencia en cama.

1.3.3. CIRUGÍA DE TOBILLO

Más reciente es todavía la sustitución del hombro, codo, o del tobillo, utilizando las bases de las sustituciones articulares de cadera y rodilla. Aún es demasiado reciente para juzgar los resultados, pero la necesidad creciente de estas cirugías hace necesario el desarrollo de nuevos instrumentos quirúrgicos que permitan su implementación masiva.

El tobillo está formado por tres huesos, la tibia y el peroné en la parte inferior de la pierna, y el astrágalo, uno de los huesos grandes en la parte posterior del pie, encima del tobillo.

Como en otras articulaciones del cuerpo humano, las superficies de los huesos que forman la articulación están recubiertas normalmente con cartílago liso, que permite que los huesos se deslicen uno sobre el otro. El cartílago de la articulación del tobillo amortigua los huesos, de forma que el tobillo funciona suavemente y sin dolor.

La cirugía de reemplazo de tobillo viene haciéndose desde hace unos 30 años, como alternativa a la artrodesis (fusión) de tobillo, y consiste en reemplazar las partes dañadas de los huesos que forman la articulación del tobillo con componentes artificiales, ver figura 1.3.10.



Figura. 1.3.10. Implante en tobillo.

La artritis puede afectar al cartílago hasta el punto de que la cantidad restante no es suficiente para permitir un deslizamiento suave de los huesos y se produce contacto entre éstos, lo que puede ser muy doloroso.

Hasta hace relativamente poco tiempo, había pocas opciones para el tratamiento de pacientes con artritis del tobillo. La única opción quirúrgica demostrada era la artrodesis (fusión) del tobillo, técnica con la que los huesos del tobillo son fusionados. Esta operación alivia el dolor en un tobillo artrítico, pero deja la articulación totalmente inmóvil. Esta cirugía consiste en quitar el cartílago dañado de los huesos del tobillo, y fijarlos con tornillos. El tobillo es cubierto con un yeso durante un período de hasta doce semanas para permitir que los huesos fusionen entre sí. Aunque el tobillo no puede moverse, las demás articulaciones del pie no son afectadas. La artrodesis del tobillo permite a los pacientes caminar sin cojear y sin dolor, y hacer actividades físicas de alto impacto, por consiguiente es una intervención apropiada para los pacientes jóvenes y activos.

Uno de los pioneros del reemplazo de tobillo en el Reino Unido, el Dr. Peter Wood, FRSC, del Hospital de Wrightington en Wigan, Inglaterra, ha publicado los resultados de una serie de 200 reemplazos de tobillo en pacientes con artritis reumatoidea.

1.3.4. CIRUGÍA DE HOMBRO

El hombro está compuesto de tres huesos: La clavícula, la escápula y el húmero (el hueso del brazo superior); es una articulación esférica que permite al brazo rotar en forma circular o actuar como bisagra para separarse del cuerpo, ver figura 1.3.11.

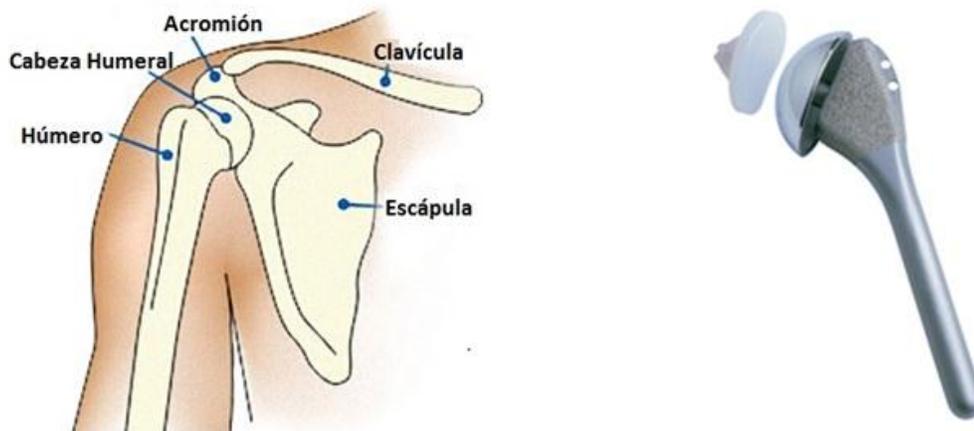


Figura 1.3.11 Anatomía e implante de hombro.

Las lesiones de hombro pueden ser causadas por actividades deportivas que involucran un movimiento por encima de la cabeza de forma excesiva, tales como la natación, el tenis o el levantamiento de peso. Algunas personas dedicadas a ciertas actividades cotidianas también sufren lesiones de hombro debidas a movimientos excesivos por encima de la cabeza. Los atletas son especialmente susceptibles a problemas del hombro, que pueden desarrollarse lentamente por rutinas de entrenamiento intensivo.

La mayoría de los problemas de hombro afectan a los músculos, ligamentos y tendones, no a los huesos; La detección temprana es la clave de la prevención de las lesiones de hombro severas. Si se detectan bien al principio, se puede hacer una serie de ejercicios para reforzar los músculos del hombro, y se pueden recetar medicinas anti-inflamatorias para reducir el dolor y la hinchazón.

El reemplazo de hombro es la última opción de tratamiento, en aquellos casos en que los demás tratamientos han fracasado o no son adecuados.

Las razones más comunes para el reemplazo de hombro son la artritis, ya sea osteoartritis (desgaste y desgarró) o artritis reumatoide. También puede ser necesario por fractura o un serio accidente. Con la artritis el hombro se torna doloroso y difícil de mover. A veces, el manguito rotador sufre lesiones y este es el que controla los movimientos del hombro, es una estructura compuesta de tendones que, con sus músculos asociados, mantiene la bola del húmero en el sódete de la glenoideo, y proporciona movilidad y fuerza a la articulación del hombro.

El reemplazo de hombro es menos común que el reemplazo de cadera o de rodilla, pero tiene el mismo éxito de aliviar el dolor articular. La cirugía de reemplazo del hombro se inició en la década de 1950 y se utilizaba principalmente para el tratamiento de fracturas óseas de la articulación del hombro. Actualmente con la disponibilidad de hombros artificiales mucho mejores y un mejor entendimiento del funcionamiento de la articulación del hombro, el reemplazo de hombro es utilizado rutinariamente para el tratamiento de la osteoartritis (enfermedad articular degenerativa) y de la artritis reumatoide, así como otras condiciones dolorosas del hombro. El año pasado se efectuaron alrededor de 23,000 reemplazos de hombro en los EE.UU.

En la cirugía, la articulación del hombro es abierta y, con instrumentos especiales, se quita el cartílago dañado y el hueso de la parte superior del húmero. Se hace un pequeño túnel en el canal intramedular del húmero y en éste se coloca el componente metálico que, a veces, es fijado con cemento. Si el cartílago de la glenoide (el sódete) no está dañado se deja intacto. Si está dañado se coloca un nuevo sódete plástico. Finalmente se sutura la incisión.

1.3.5. COMPLICACIONES Y RIESGOS DE LAS SUSTITUCIONES ARTICULARES.

Infección. Se pueden ver infecciones en la herida o alrededor de la herida de la prótesis, puede ocurrir en el hospital o cuando regrese a su hogar y aún también varios años después. Se pueden ver algunas infecciones menores en la herida que son tratables con antibióticos. En los casos de heridas mayores o muy profundas tal vez sea necesario realizar otra operación y quitar la prótesis.

Coágulo sanguíneo. Los coágulos sanguíneos son el resultado de la menor movilidad, lo que disminuye la circulación de la sangre por las venas. Tener dolor o hinchazón en la pantorrilla o muslo puede indicar la existencia de un coágulo.

Desajuste. En los casos de reemplazo completo de la articulación, la prótesis puede aflojarse y causar dolor. Si el desajuste es muy grande, será necesario revisar la prótesis. Existen métodos de ajuste de la prótesis al hueso que reducirían el problema.

Dislocación. A veces sucede que después del reemplazo completo de la cadera, la cabeza de la prótesis se sale de la cavidad. En la mayoría de los casos la cadera puede volver a colocarse sin necesidad de una nueva operación. En caso de dislocación también se puede usar un soporte durante un tiempo, sin embargo es común ver casos de dislocación después de una compleja operación de ajuste.

Desgaste. Se verá desgaste en todas las articulaciones de reemplazo. En caso de uso excesivo se podrá ver algo de desgaste, lo que requerirá una nueva cirugía.

Rotura de la prótesis: Es poco frecuente que se rompan las piezas metálicas o plásticas, pero si así ocurriese será necesario realizar otra operación.

Daño nervioso. Durante la operación se pueden dañar algunos nervios cercanos a la articulación reemplazada aunque este tipo de lesión o daño es muy poco frecuente. Se ve generalmente en los casos en que se opera para corregir una deformidad mayor o cuando se trata de alargar un miembro que se acortó por deformidad artrítica. Estas lesiones nerviosas se curan con el tiempo y hasta pueden llegar a recuperarse totalmente.

La duración de una prótesis en los estudios que se han realizado en los pacientes demuestran que alrededor del 95% de ellos están en condiciones perfectas a los 10 años de la cirugía y el 90% de éstos se encuentra bien o muy bien a los 20 años post cirugía. El desarrollo tecnológico actual permite predecir que estos resultados pudieran ser aún superiores. El sobrepeso y la actividad física de rebote dañan la prótesis, disminuyendo su vida útil.

1.4. INSTRUMENTOS QUIRÚRGICOS DE CORTE EN INTERVENCIONES DE RODILLA Y CADERA

Existe una gran variedad de equipo para realizar las intervenciones quirúrgicas de rodilla y cadera, pero en este trabajo de tesis se enfoca a los sistemas de corte y perforación. Los equipos ortopédicos se clasifican según su uso. El cirujano utiliza instrumental y herramientas de corte para acceder a la fractura u operar sobre lesiones en los tejidos, ver figura 1.4.1.



Figura 1.4.1. Instrumental y herramientas de corte.

Los equipos quirúrgicos pueden ser accionados por fuerza electromotriz o neumática como es el caso de las sierras que se emplean para cortar a través de hueso fino, estas pueden ser: La sierra de hoja de vaivén que vibra efectuando un movimiento alternativo hacia adentro y hacia fuera, o la sierra oscilante que se desplaza de un lado a otro generando un movimiento oscilatorio. Se utiliza para eliminar pequeños espolones óseos o para aislar la superficie del hueso. Al igual que las sierras el uso de taladros se utilizan para formar orificios, que posteriormente albergue un tornillo o clavija.

Los sistemas neumáticos y eléctricos utilizados hoy en día en las intervenciones quirúrgicas tienen grandes ventajas para la realización de una operación rápida con buenos resultados, es por ello que nos dedicaremos a estudiarlos.

1.5 SISTEMAS NEUMÁTICOS

Primero se describirá de manera breve los sistemas neumáticos, como los que se muestran en la figura 1.5.1, así como de su método de esterilización.



Figura 1.5.1 Sistemas neumáticos.

El funcionamiento, tanto de los taladros como de las sierras, obedece a la siguiente secuencia: Una vez accionado el gatillo, una válvula regula el flujo de aire comprimido al interior de la herramienta, éste llega al cilindro dentro del cual hace girar, sobre unos cojinetes, el rotor de turbina del motor, transfiriendo la energía al mandril.

El árbol del rotor, consta de un cilindro que posee canales en sentido longitudinal, sobre los cuales actúa el aire comprimido, haciendo girar a gran velocidad el rotor que acciona el mandril para mover la sierra o broca.

Los taladros y sierras neumáticos de aire comprimido presentan notables ventajas respecto a los eléctricos, ya que alcanzan elevadas velocidades de giro del mandril (en vacío de hasta 21,000 r.p.m. y son muy ligeros, de hecho muchos tipos no superan el kilo de peso.

Como generalidad, las herramientas neumáticas necesitan de tres aspectos para funcionar correctamente: aire regulado, aire seco y aire limpio.

En cuanto al primero, todas las herramientas neumáticas requieren una fuente de aire comprimido constante. Si bien no se necesita frente al segundo aspecto, aire seco, es importante destacar que todos los gases obtenidos a partir de la atmósfera, contienen un volumen de agua que depende de la humedad ambiente la cual puede ser de 0.00385 g/l en lugares secos, hasta de 0.06 g/l en lugares húmedos lo que obliga a secar el aire antes de utilizarlo en un sistema industrial.

Cuando el aire admitido en el compresor se comprime, su volumen se reduce notablemente aumentando su temperatura, razón por la cual el vapor de agua alcanza un estado de sobrecalentamiento apreciable. Cuando el aire se enfría, mientras permanece

en el tanque acumulador y al ser impulsado por las líneas del sistema, el vapor deja de ser sobrecalentado, alcanzando su punto de saturación y condensándose nuevamente.

Dichas gotas de agua pueden entrar a las herramientas, lavar el lubricante o mojar el grafito autolubricante de ciertos modelos, causando traumatismos, aumentando el desgaste de las partes y disminuyendo los tiempos de mantenimiento.

Finalmente, en cuanto a la limpieza del aire, es importante tener en cuenta que éste siempre contendrá un porcentaje de partículas sólidas que deben ser removidas. Por ejemplo, el aire tomado en una ciudad se puede contener hasta 140 millones de partículas de suciedad por metro cúbico, de las cuales el 80 por ciento son menores de dos micras y pueden pasar por el filtro de entrada del compresor, razón por la cual es indispensable instalar filtros en las líneas de entrada a la herramienta que retengan partículas de menos de una micra.

Cualquier obstrucción en el conducto de aire hace que disminuyan la presión y el volumen del aire, afectando directamente la herramienta, esforzándola para que cumpla con su trabajo.

El funcionamiento y manejo de los equipos neumáticos es sencillo y no requieren operaciones complejas de mantenimiento. Sin embargo, antes de su uso es recomendable considerar las recomendaciones como las siguientes:

Una de las tareas rutinarias es el lubricado, bien sea realizándolo directamente en la herramienta a diario, o por medio de lubricadores instalados en las líneas de aire se dirigen a la herramienta. Este procedimiento es vital ya que proporciona los requerimientos de aceitado, mínimos para un correcto funcionamiento, en la toma de aire y reduce la fricción en las partes móviles de la herramienta.

- No superar nunca la presión máxima de servicio admisible por cada herramienta en más del 10%.
- Evacuar el agua de la condensación del filtro y del compresor diariamente, si no dispone de sistema de purga automática.
- Utilizar mangueras y conectores de 1/4 a 3/8 de pulgada de diámetro, para conseguir un rendimiento óptimo de las herramientas.
- Limpiar periódicamente el polvo y la suciedad acumulados en las partes móviles del equipo

Este tipo de equipo quirúrgico se esteriliza por calor húmedo en el autoclave.

1.6. SISTEMAS ELÉCTRICOS

La sierra impulsada con batería es una nueva línea quirúrgica de instrumentos. Este sistema es el de poder eléctrico más versátil ya que no necesita cables ni mangueras o tanques de almacenamiento, como sucede con los sistemas neumáticos, para alimentarlo. Sólo necesita un cartucho de baterías que proporcione la energía necesaria al motor el cual tiene un torque significativo. Las baterías por lo general son NiCad (Níquel Cadmio) las cuales están contenidas en un compartimiento que facilita su recarga ya que este compartimiento a su vez va dentro de una base conectada a la corriente eléctrica que permite que las baterías se puedan recargar una y otra vez, ver figura 1.6.1.



Figura 1.6.1 Sistemas eléctricos.

Al no usar cables ni mangueras para energizar estos sistemas, el cirujano puede operar con mayor flexibilidad que en un sistema neumático ya que no tiene que preocuparse por el espacio que estos requieren durante la intervención quirúrgica.

Algunas de las desventajas de estos sistemas es el tiempo de duración de la batería teniendo que usar, en algunas ocasiones, un repuesto que permita seguir con la intervención; y que los equipos pueden sufrir deterioro debido a la esterilización efectuada a base de vapor a muy altas temperaturas.

Su mantenimiento es más sencillo al no necesitar de otros sistemas anexos como en el caso de los instrumentos neumáticos que, como ya se ha mencionado, necesitan dispositivos que le provean y almacenen energía constantemente y cables o mangueras que obstaculizan las intervenciones.

Todos los modelos que se encuentran en el mercado son de origen extranjero, como por ejemplo marcas como: MicroAire, Stryker, Zimmer Hall, Syntes, Aesculap, etc, ver figura 1.6.2 y 1.6.3.



Figura 1.6.2 Sierra de vaivén con fuerza electromotriz.



Figura 1.6.3 Sierra oscilante con fuerza electromotriz

Al igual que la sierras el uso de taladros se utilizan para formar orificios, que posteriormente albergue un tornillo o clavija, ver figura 1.6.4.



Figura 1.6.4 Taladro quirúrgico.

MicroAire Surgical Instruments es una empresa de origen extranjero la cual se dedica a la fabricación de este tipo de instrumentos quirúrgicos. Es una de las líderes a nivel mundial y ofrece una gran variedad de piezas consumibles.

Cuenta con la serie 7000 de MicroAire que esta diseñada para trabajar con huesos grandes. Debido al enfoque la serie 7000 cuenta con tres equipos: taladro, sierra oscilatoria y sierra reciproca. El taladro funciona a dos velocidades diferentes dependiendo de la necesidad, la velocidad también se puede graduar cambiando el acople. La selección de acoples la hace el especialista dependiendo del procedimiento que se va a realizar. La sierra oscilante puede ser puesta en cualquiera de 12 posiciones que garantiza un corte en casi cualquier plano ver figura 1.6.5. y 1.6.6.



Figura 1.6.5 Equipos y modelos de MicroAire



Figura 1.6.6 Kit de MicroAire

Otro de los equipos quirúrgicos actuales eléctricos son los modelos Zimmer Hall que cuentan con un kit de una sierra oscilatoria y un taladro de forma separada ver figura 1.6.7 o de forma separada figura 1.6.8



Figura 1.6.7 Modelo Zimmer Hall kit de 2 herramientas.



Figura 1.6.8 Modelo Zimmer Hall una sola herramienta.

Existe otros equipos de la marca orthomedex que son eléctricos ver figura 1.6.9 y 1.6.10



Velocidad	14500 ciclos/min
Grados de Osc/Sierra	4.5 arc. Min
Peso	1kg (32oz)

Figura 1.6.9 características del equipo Orthomedex



Rango de Velocidad de Rotación	Taladro 0-750RPM
	Atornillado 0-250RPM
Torque	Taladro 4.5 Nm (40 in/lb)
	Atornillado 2.3 Nm (20in/lb)
Dirección de rotación	Derecha e Izquierda
Peso	1.1Kg (39 oz)

Figura 1.6.10 característica del equipo Orthomedex

1.7. ESTERILIZACIÓN DE INSTRUMENTOS QUIRÚRGICOS

La esterilización es un proceso esencial para el funcionamiento de un hospital, en el cual se deben utilizar todos los instrumentos quirúrgicos, implantes y muchos otros dispositivos absolutamente esterilizados.

En la actualidad existen varios métodos de esterilización que los podemos dividir en dos categorías dependiendo del material al que se apliquen:

En **materiales no resistentes al calor** se utilizan medios químicos: el ácido fénico, iniciador de la era de la antisepsia, el ácido cianhídrico (Cianuro de hidrógeno), el óxido de etileno, la clorhexidina, los derivados mercuriales, los derivados del yodo (especialmente la povidona yodada) y muchas otras sustancias. El alcohol etílico no produce esterilización completa. Otro medio de esterilización actual son las radiaciones ionizantes (beta, gamma).

En **materiales resistentes al calor** se aplica el calor seco o húmedo que elimina todas las bacterias combinando adecuadamente factores como la temperatura a la que se someten y el tiempo de exposición. Se puede esterilizar por calor seco en estufas a más de 160 °C durante media hora, o por calor húmedo en autoclaves a 120 °C durante 20 minutos y a presión superior a la atmosférica. La ebullición a 100 °C no elimina todos los gérmenes patógenos (entre los que no sólo están incluidas las bacterias sino también virus y levaduras).

Los métodos más usados de esterilización en los laboratorios son:

Calor rojo (flameado). Los instrumentos tales como las asas y alambres de siembra y varillas secas se esterilizan calentándolas en la llama del mechero bunsen hasta que se ponga rojo.

Calor seco (aire caliente). Se aplica en un horno calentado eléctricamente que se controla mediante termostatos y que están provistos de un gran ventilador circulante que asegura la uniformidad de la temperatura en todas las partes del contenido. Los equipos modernos pueden llevar la temperatura al nivel requerido, este dispositivo salvaguarda y protege al personal de quemaduras accidentales. El material que puede esterilizarse por este método incluye placas Petri, matraces, pipetas de vidrio y objetos de metal. El aire no es buen conductor del calor, por lo que las estufas deben cargarse sin apretar el contenido, de forma que queden abundantes espacios para permitir que circule el aire caliente. Cuando se calculan los tiempos de funcionamiento para el equipo de esterilización por aire caliente, deben considerarse tres periodos:

El **periodo de ascenso de temperatura**, que es el tiempo necesario para que toda la carga alcance la temperatura de esterilización; puede llevar alrededor de una hora.

Los **periodos de mantenimiento** a las diferentes temperaturas de esterilización recomendadas por el Medical Research Council que son 160°C durante 45 minutos, 170°C durante 18 minutos, 180°C durante 7½ minutos y 190°C durante 1½ minutos.

El **periodo de enfriamiento**, que se realiza gradualmente para prevenir la rotura del material de vidrio como consecuencia de un descenso demasiado rápido de temperatura; este periodo lleva dos horas.

Vapor a presión (calor húmedo). Se realiza mediante la esterilización en la autoclave. Las bacterias se matan más fácilmente por el calor húmedo que por calor seco, aunque recientemente se ha llegado a saber de algunos microorganismos, así como los priones, que pueden soportar las temperaturas de autoclave. Los priones son proteínas conformadas por partículas acelulares, patógenas y transmisibles. Se caracterizan por producir enfermedades que afectan el sistema nervioso central (SNC) denominadas encefalopatías espongiformes transmisibles (EET). Los priones no son seres vivos, son proteínas con la propiedad de desnaturalizar otras proteínas.

El vapor mata las bacterias por desnaturalización de proteínas. Una condición de seguridad convenida para la esterilización es utilizar vapor a 121° C durante 15 a 20 minutos donde se obtiene una presión interna de 103 kPa. El aire tiene influencia importante en la eficacia de la esterilización, porque su presencia modifica la relación presión/temperatura, además, la existencia de bolsas de aire impedirá la penetración del vapor por lo que debe eliminarse todo el aire que rodea y penetra en la carga antes de que pueda comenzar la esterilización por vapor.

Una buena esterilización por autoclave depende de la eliminación de todo el aire de la cámara y la carga. Los materiales que van a esterilizarse deben colocarse sin apretarse. Los artículos limpios pueden ponerse en cestillos de alambre, pero el material contaminado debe estar en un recipiente de fondo sólido en una altura no mayor a 8 cm. Deben dejarse grandes espacios de aire alrededor de cada recipiente y ninguno debe estar cerrado, ver figura 1.7.1.



Figura 1.7.1 autoclaves

La estructura de un esterilizador por autoclave tiene una cámara vertical de metal provista de una tapa metálica fuerte que se aprieta y cierra herméticamente mediante un aro de goma. Se disponen en la tapa una salida del aire y de vapor, un indicador de presión y una válvula de seguridad. El agua del fondo del equipo autoclave se calienta mediante mecheros de gas exterior, un calentador eléctrico de inmersión o un serpentín de vapor.

Cuando el agua hierva, fluirá el vapor por la espita de descarga, arrastrando con él el aire caliente existente en la cámara. Se deja que salgan libremente el aire y el vapor hasta que se haya eliminado todo el aire. Cuando se haya alcanzado esta fase, se cierra la espita de descarga aire-vapor. La presión del vapor se eleva en la cámara hasta que la presión deseada, generalmente 1,054 kg/cm², se alcanza y fluye vapor por la válvula de seguridad. Cuando la carga ha alcanzado la temperatura requerida se mantiene la presión de 15 a 20 minutos. Al término del periodo de esterilización, se apaga el calentador y se deja que el autoclave se enfríe. Se abre la espita de descarga muy lentamente una vez que el indicador ha llegado a cero, se deja que el material se enfríe hasta que tenga una temperatura a la cual pueda cogerse con las manos. Nunca se debe dejar enfriar el autoclave por mucho tiempo, ya si no se abre se forma un vacío, el cual puede romper el material estéril.

Entre las ventajas del uso del autoclave es que es considerado el método más económico, rápido y sin efectos adversos por no dejar residuos del agente esterilizante. Su principal desventaja es que no resulta apto para aplicar en materias termolábiles, ni para esterilizar sustancias no miscibles con el agua, ni polvos, pero para instrumentación de tipo quirúrgico como es el caso del taladro sería el método mas adecuado.

Entre los materiales que se pueden esterilizar con vapor, encontramos:

- Material textil.
- Material de vidrio.
- Material de goma.
- Instrumental quirúrgico de acero inoxidable.
- Aluminio.

Ciertos materiales no pueden ser esterilizados en autoclave, como el papel y muchos plásticos (a excepción del polipropileno).

Los contenedores de esterilización se construyen frecuentemente de aluminio debido al reducido peso y la buena conductibilidad térmica de este material. Al emplear detergentes alcalinos se ataca y se destruye la capa anódica en la superficie del aluminio. La consecuencia de ello son contenedores de muy mal aspecto, con manchas blancas en la superficie. Contenedores de aluminio deben ser tratados con detergentes neutros. Contenedores de acero inoxidable soportan mejor la limpieza con detergentes alcalinos, pero son mucho más pesados.

1.8. SITUACIÓN EN MÉXICO

Una persona no necesariamente nace discapacitada, de hecho, cualquier persona puede convertirse en discapacitada después de sufrir un accidente, enfermedad, a consecuencia de alguna cirugía o bien, dentro del proceso de envejecimiento normal, secundario a caídas, enfermedades reumáticas, o frecuentemente, a deformidades de columna o de rodillas simplemente por el efecto del tiempo y el peso corporal.

El número de personas que sufren algún tipo de discapacidad física se ha estimado, según la OMS, la Organización de Rehabilitación Internacional (RI) y la Oficina Panamericana de la Salud (OPS), entre el 7 y el 10% de la población mundial total.

Específicamente en México, la OMS ha calculado una población discapacitada del 14%, es decir, aproximadamente 14 millones de mexicanos padecen alguna discapacidad física o mental.

De acuerdo al INEGI, se considera en promedio 4.5 miembros por familia. Si se permite un margen de error optimista a la cifra de la OMS y se acepta una población de 10 Millones de discapacitados, la estimación conjunta de estos discapacitados con sus familiares, resulta en una población directamente o indirectamente involucrada de 45 %, esta cifra estratosférica corresponde casi a la mitad de la población de México.

Según la Oficina de Representación para la Promoción e Integración Social para Personas con Discapacidad de la Presidencia de la República, cada año se suman en México, a las más de 10 millones de personas con alguna discapacidad, alrededor de:

- 125,000 discapacitados por secuelas de Fracturas.
- 67,000 por Malformaciones Congénitas.
- 43,000 por secuelas de Enfermedad Vasculare Cerebral.
- 20,000 como consecuencia de Trauma Cráneo-encefálico
- 12,000 por Parálisis Cerebral Infantil.
- 2,400 por Sordera Congénita.

Desnutrición, Pobreza y Discapacidad en México.

En muchos casos, la falta de atención adecuada y oportuna, aunado en ocasiones a la falta de información del problema que sufre el discapacitado, condiciona cambios importantes negativos y altera definitivamente las condiciones de vida familiar, social y laboral.

En países desarrollados como el Japón, Alemania, Estados Unidos y Francia, entre otros, la situación de las personas discapacitadas es tomada en cuenta en diferentes actividades sociales y laborales, por ejemplo: en los sistemas de transporte colectivo, en la eliminación de las llamadas barreras arquitectónicas, en las condiciones de empleo, etc.

En México, desafortunadamente aún existe un grado importante de menosprecio social, gubernamental y de las Instituciones de Salud hacia el Discapacitado.

En todo este tiempo la constante ha sido observar una dificultad para lograr un tratamiento adecuado de los problemas de los discapacitados y una gran cantidad de complicaciones y cirugías innecesarias.

Consideramos que las causas de estos problemas pueden incluirse en los 8 factores siguientes:

- 1) En México no se lleva un Expediente Médico Clínico Específico para Discapacitados.
- 2) Debido a los altos costos, existe una dificultad real para crear y mantener hospitales de alta especialidad para la atención de personas discapacitadas.
- 3) Falta del equipo necesario de alta especialidad para el diagnóstico, tratamiento y rehabilitación adecuados del discapacitado.
- 4) Falta de entrenamiento médico quirúrgico a nivel de sub-especialidad, de los médicos o dentistas involucrados actualmente en el tratamiento del discapacitado.
- 5) Falta de comunicación entre los diferentes especialistas involucrados en el tratamiento del discapacitado.
- 6) Gran porcentaje de población sin acceso a Servicios de Salud Gubernamental.
- 7) Falta de integridad moral y gran desprecio médico, gubernamental y social al problema del discapacitado en México.
- 8) Falta de optimización y estandarización de protocolos de tratamiento específicos para cada una de los problemas que producen discapacidad.

Sin duda, la importancia de un manejo multidisciplinario efectivo de los problemas de discapacidad física, radica en la restitución total de las funciones o la disminución máxima de lesión permanente. Por lo tanto, la forma menos difícil de lograr este objetivo primordial es: por medio de la disponibilidad y utilización del equipo más adecuado, la conformación de grupos multidisciplinarios con preparación demostrada y el manejo integral de cada uno de los problemas que presenta la persona discapacitada

El avance en el conocimiento de los diferentes problemas que producen discapacidad, de las nuevas modalidades de tratamiento médico-quirúrgico, de la gran diversidad de técnicas de Medicina Física y Rehabilitación y los nuevos avances en Bio-Ingeniería, abren una nueva y diferente expectativa de vida para el discapacitado, como es el Centro de Cirugía Especial de México CCEM, dirige su labor asistencial específicamente a las personas con cualquier grado de discapacidad, deformidad o malformación física.

1.8.1 CIRUGÍA ORTOPÉDICA EN MÉXICO

El origen de la cirugía ortopédica remonta al Japón cuando en la década de los años veinte el Dr. Takagy realizó las primeras artroscopías en rodilla, pero fue hasta los años sesenta cuando el Dr. Watanabe, con lentes mejor diseñados y, sobre todo, con la aplicación de la fibra óptica, inició la etapa moderna de la artroscopía.

Durante los años setenta un gran número de ortopedistas intentaron aplicar la técnica de la artroscopía en el tratamiento de lesiones articulares. Para la década de los ochenta aumentó el interés por el conocimiento de este procedimiento fomentado por su práctica en los Estados Unidos donde se aplicaba principalmente en el tratamiento de lesiones de rodilla con resultados extraordinarios.

En México se incrementó el interés durante esta misma época. Equipo con tecnología avanzada fue introducido en hospitales de la Ciudad de México (Hospital ABC), en 1984 se organizó la primera reunión nacional de cirugía de rodilla en Guadalajara, Jalisco. En abril de 1987 se realizó la segunda reunión nacional de cirugía de rodilla durante la cual se decidió formar una sociedad que agrupara a interesados en promover el desarrollo de la artroscopia y cirugía de rodilla en México.

Fue hasta el 4 de abril de 1988 oficialmente instituida la Asociación Mexicana de Cirugía Reconstructiva Articular y Artroscopía (AMECRA), se inicia la consolidación de la artroscopía con el apoyo de la casa Stryker mediante la promoción de cursos, talleres y la adquisición de equipo.

1.8.2. APORTACIONES DE ESTE PROYECTO AL MEJORAMIENTO DE LA SITUACIÓN EN MÉXICO

En México se realizan aproximadamente entre 2 mil y 3 mil intervenciones de rodilla anualmente, muchas veces no se emplea el equipo quirúrgico adecuado debido a las limitaciones que existen como son:

El equipo médico es muy costoso y resulta difícil adquirirlo, lo cual implica ocupar equipo destinado a otros fines que no cumple con las especificaciones para poder intervenir quirúrgicamente.

En los casos en los que se cuenta con el equipo adecuado, el exceso de uso y la falta de otro equipo adicional causa el desgaste y deterioro de algunas de sus partes, y conseguir esas refacciones es muy difícil debido a que no se fabrican en México.

El costo de este tipo de equipo es muy elevado, oscila alrededor de 80 a 125 mil pesos por equipo dependiendo las especificaciones, materiales y fabricantes. Esto se debe a la falta de desarrollo de tecnología en este tipo de sistemas, ya que todo este instrumental es de procedencia extranjera (estados unidos, alemana, japonesa) restringiendo la posibilidad de acceder a él.

Durante varios años se ha realizado la reparación de equipos para intervenciones quirúrgicas así como la fabricación de elementos especiales para equipos, los cuales son

todos de procedencia extranjera con una tecnología muy particular y con sistemas mecánicos muy complejos.

Es por todas estas limitantes que se ha dado a la tarea de diseñar un instrumento eléctrico muy similar a los ya existentes para su posible fabricación en México y así poder cubrir todas las limitaciones que obligan a utilizar equipos no quirúrgicos que en muchas ocasiones resultan peligrosos y ponen en riesgo la salud del paciente.

Para llegar al propósito del proyecto será necesario desarrollar equipos con tecnología más comercial y sistemas más simples de igual eficiencia pero menos complejos, utilizando la menor cantidad de piezas que conforman los equipos actuales, y buscar la forma de fabricar con insumos del mercado nacional para reducir su costo de producción y reparación.

Esto tendría un impacto positivo en el consumo de refacciones de procedencia nacional, ya que se trataría de utilizar elementos fabricados en el país.

Logrando el diseño y fabricación de este tipo de instrumento quirúrgico se cubriría una necesidad que tiene alta demanda dentro de la medicina moderna, ya que se utilizará para intervención de rodilla y cadera, la fabricación de estos equipos es de gran ayuda para el campo de la medicina mexicana.

1.9. TÉCNICAS DE PROTOTIPADO RÁPIDO

Desde el principio existió la voluntad de reproducir, de crear a imagen y semejanza la forma ideada. Desde el concepto a la forma existió un proceso laborioso en mayor o menor medida; para eso el hombre hizo de sus manos el medio que daría forma a los objetos que determinarían su evolución, el objeto ideado, el objeto diseñado: herramientas, utensilios, arte, belleza, etc.

El prototipado rápido, podemos definirlo como la manera más rápida de obtener una réplica exacta tridimensional de un diseño generado mediante aplicación CAD en 3D.

Estos modelos físicos pueden ser únicamente estéticos y útiles para el estudio del mercado potencial al que van dirigidos, o pueden cumplir con algunas o buena parte de los requerimientos mecánicos que tendría la pieza definitiva, ofreciendo en este caso la posibilidad de realizar pruebas funcionales y de homologación antes de que existan ni siquiera los moldes preliminares.

Se exponer las técnicas y tecnologías más actuales para la realización de dichos prototipos.

Las principales tecnologías y técnicas utilizadas en la realización de prototipado rápido pueden agruparse en cuatro grandes grupos, que pueden apreciarse en la figura 1.9.1 adjunta.

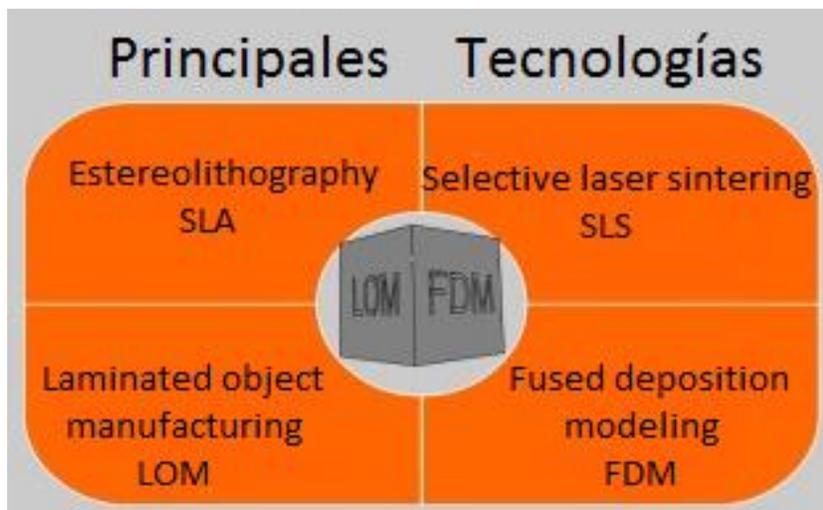


Figura 1.9.1 Principales tecnologías de prototipado rápido.

1.9.1. Estereolitografía (STL).

La estereolitografía (Estereolithography, SLA) es un procedimiento en el cual se solidifica una resina fotosensible (resinas Epoxi y resinas acrílicas) en estado líquido mediante la acción de un láser ultravioleta. Esta solidificación se va realizando por capas hasta completar la pieza.

Una máquina de estereolitografía se compone de una plataforma (sustrato) montado en una cuba de resina líquida, un láser de Helio UV o Argón escanea la primer capa y la plataforma desciende una distancia igual al grosor de la capa, repitiéndose el proceso hasta obtener el modelo tridimensional, ver figura 1.9.2 y 1.9.3.

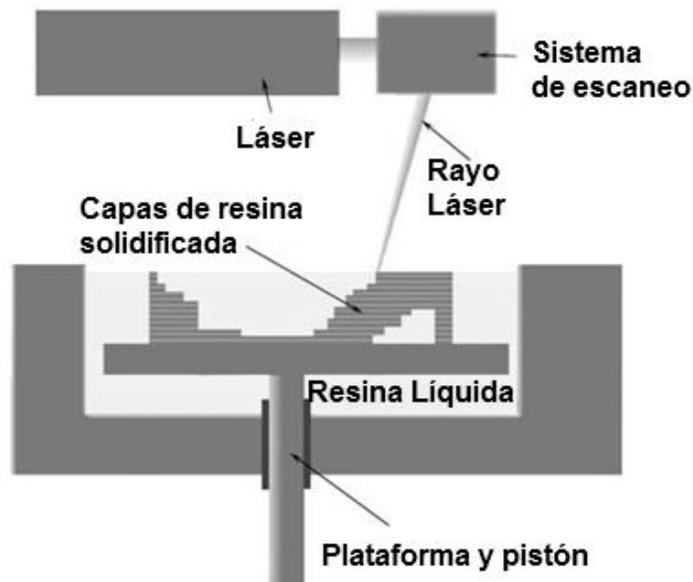


Fig. 1.9.2 Sistema de impresión por Estereolitografía

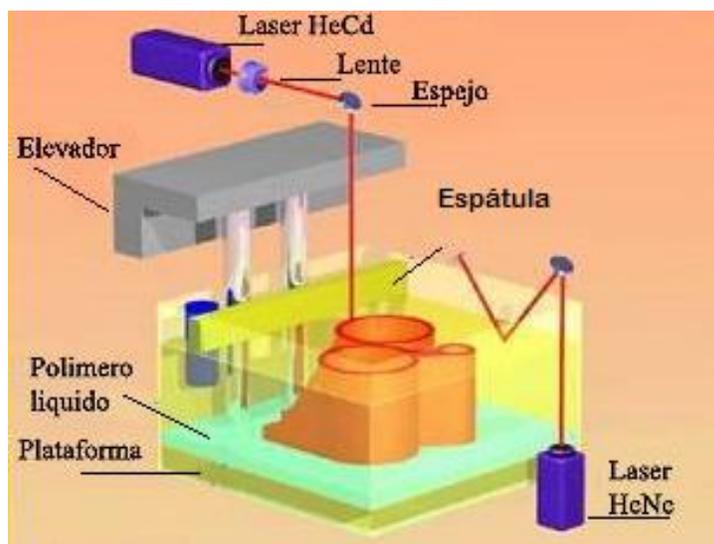


Figura 1.9.3 Esquema de Estereolitografía.

1.9.2. Sinterizado selectivo por láser (SLS)

La sinterización selectiva por láser (Selective laser sintering, SLS) es un procedimiento prácticamente similar al anterior, pero con diferencias en cuanto al tipo de material utilizado; en este caso se utiliza un material en polvo, en lugar de utilizar líquido, los polvos pueden ser polímeros como el polietileno, el policarbonato o la poliamida, (partículas de 20 a 100 micrómetros), estos se dispersan en el sustrato usando un rodillo y mediante un láser de CO₂ se sinteriza la sección transversal. La temperatura de toda la plataforma es aumentada por debajo del punto de fusión mediante un calentador infrarrojo con el fin de minimizar la distorsión por temperatura y facilitar la fusión de la capa anterior. El láser es modulado de tal forma que solo aquellos granos que entran en contacto directo con este se ven afectados. Una vez que el láser cura una capa la plataforma desciende y se agrega otra capa de polímero mediante el rodillo alimentador. En este proceso no se requiere estructura de soporte ya que el polvo sin sinterizar permanece en el lugar como soporte del modelo. Existe un proceso donde se ocupa material metálico pulverizado para crear piezas mediante su fusión o sinterizado, ver figura 1.9.4 y 1.9.5.

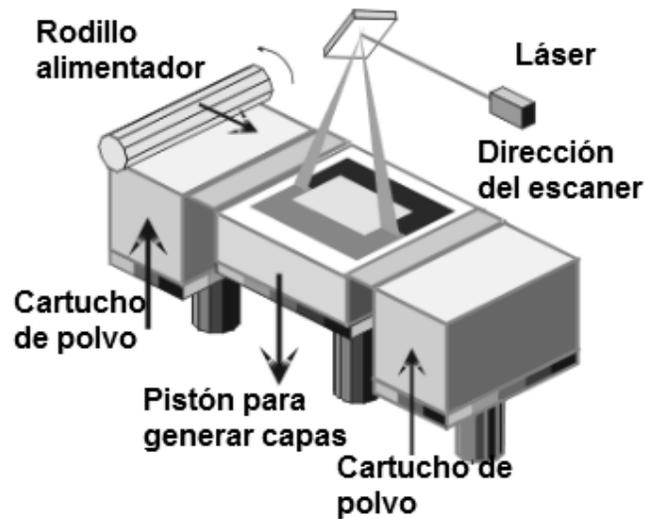


Figura 1.9.4 Sistema de impresión por Sinterizado selectivo

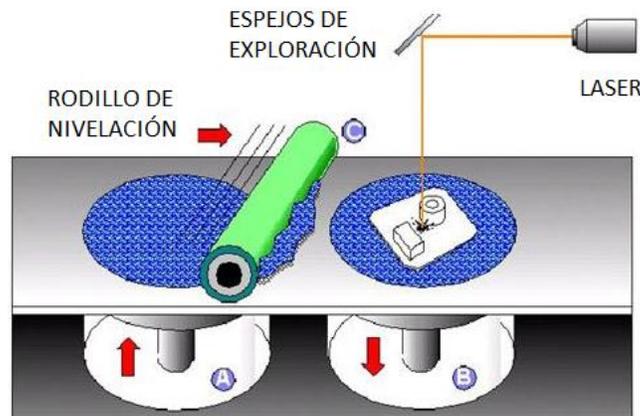


Figura 1.9.5 Esquema de Sinterización selectiva por láser.

1.9.3. Modelado por deposición fundida (FDM)

En el proceso FDM una boquilla o cabezal móvil deposita filamentos de material polimérico fundido (comúnmente ABS) en un sustrato. El material del filamento es calentado ligeramente por encima de la temperatura de fusión (aproximadamente 1° grado mayor a esta), de esta forma se solidifica en un corto tiempo posterior a la extrusión (aproximadamente 0.1s) creando una soldadura fría con la capa inferior.

El filamento sale por el cabezal extrusor en un estado semilíquido., el cabezal se desplaza sobre el eje X e Y definida por el modelo de cada sección o capa.

Posteriormente, la plataforma desciende en eje Z dando lugar a una nueva capa sobre la anterior.

En este método existen restricciones acerca de las características geométricas de las piezas a fabricar, especialmente en lo referente a los voladizos, aunque algunos equipos permiten imprimir material de soporte que puede ser removido tras finalizar la creación de la pieza, ver figura 1.9.6 y 1.9.7.

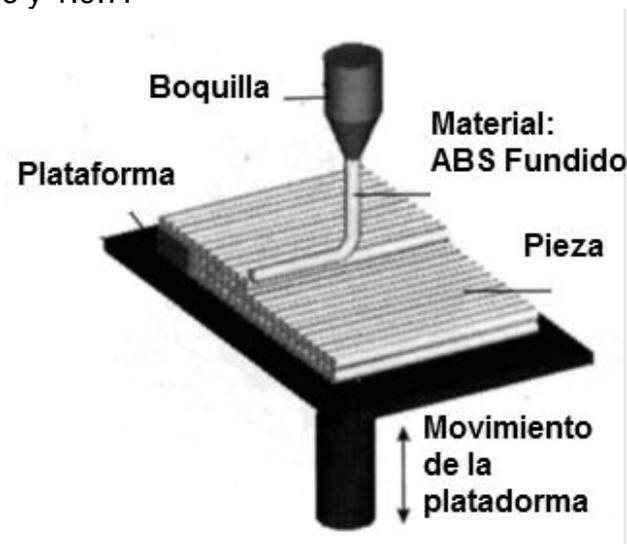


Figura. 1.9.6 Sistema de impresión por Deposición Fundida

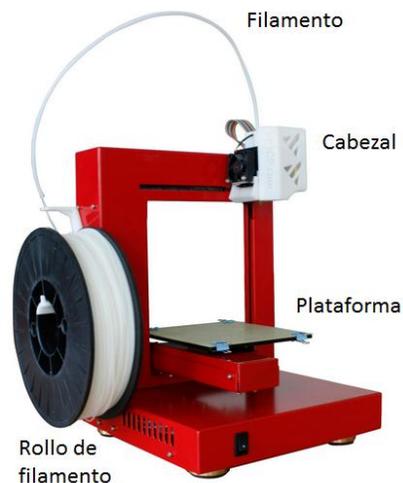


Figura 1.9.7 Esquema de Deposición por hilo fundido.

1.9.4. Ventajas y desventajas de las tecnologías de manufactura aditiva.

Proceso	Material utilizado	Ventajas	Desventajas
Estereolitografía (STL)	<ul style="list-style-type: none"> Resina blanca tipo ABS Resina traslúcida 	<ul style="list-style-type: none"> Rápido fraguado del polímero. No es necesario preparar la superficie antes de las siguientes capas Prototipos de piezas pequeñas con un gran nivel de detalle Prototipos con gran calidad en acabados superficiales, por lo que son idóneos para piezas maestras para coladas al vacío en moldes de silicona Prototipos translúcidos para apreciar interferencias interiores 	<ul style="list-style-type: none"> Las resinas pueden ser más frágiles y menos flexibles que en el Sinterizado láser. Prototipos sensibles tanto a la humedad ambiental como a la temperatura, No se pueden garantizar espesores inferiores a 0,6 [mm].
Sinterizado selectivo por láser (SLS)	<ul style="list-style-type: none"> Nailon, poliestireno, acero, aleaciones, titanio. 	<ul style="list-style-type: none"> Alta resolución Gran gama de materiales Crear objetos que no son autosostenibles, estructuras móviles o internas 	<ul style="list-style-type: none"> Proceso lento (impresión de un objeto de 20x20x20[cm] tiempo: 8 horas. aprox.) Alto costo
Modelado por Deposición Fundida (FDM)	<ul style="list-style-type: none"> ABS, PLA, Policarbonato, PVA. 	<ul style="list-style-type: none"> Generación de modelos rápidos y económicos. Material de distintos colores. No hay desperdicio de material, no requiere limpieza. 	<ul style="list-style-type: none"> Restricción de la precisión debido a la forma del material (filamentos de 1.27[mm]) Pueden ser requeridos soportes.

Tabla 1 Ventajas y desventajas de los métodos STL, SLS y FDM.

1.9.5. Aplicaciones de los prototipos rápidos

Arquitectura

La arquitectura utiliza maquetas físicas para comunicación visual con el público o los clientes. El proceso tradicional de construcción de maquetas consume tiempo para extraer la información del diseño en CAD e interpretarlo en una maqueta física. Con la ayuda del prototipado rápido pueden obtenerse de manera más rápida y eficiente los modelos necesarios para comunicar los diseños.

Ingeniería

A través de modelos físicos se pueden validar ensambles e identificar interferencias, en algunos casos se pueden realizar ensambles con piezas realizadas convencionalmente validando también ajustes y tolerancias.

Topología

En construcciones complejas donde se tiene en cuenta la superficie terrestre se emplea la tecnología de prototipos rápidos para construir maquetas y mostrar el alcance y concepto de los diseños y proyectos.

Educación

Ayuda a sintetizar los conceptos por medio del uso de modelos o prototipos físicos por ejemplo en la enseñanza biomédica se pueden imprimir modelos moleculares con precisión y con el uso de diferentes colores lo que ayuda a los alumnos a visualizar espacialmente dichos modelos.

Biomédica

Con la ayuda técnicas de imagenología y tomografía los prototipos rápidos tienen una importante aplicación en cirugía reconstructiva. Permitiendo fabricar diferentes tipos de implantes personalizados o “a medida” así como coadyuvar en el entrenamiento y la planificación de la propia cirugía.

CAPITULO 2. DISEÑO CONCEPTUAL

2.1. CONCEPTOS PARA EL DISEÑO

En la actualidad, se estima que hay más de 40,000 aleaciones metálicas actualmente útiles y probablemente cerca de ese número de aleaciones son no metálicas, tales como plásticos, cerámicos, materiales compuestos, y semiconductores. Este gran número de materiales y los diversos procesos de fabricación disponibles que existen hoy en el mercado, junto con las complejas relaciones entre la selección de diferentes parámetros, permite realizar la selección de un material para un componente en específico.

Si se establece un procedimiento en la elección de los materiales todo se haría más práctico, ordenado y sencillo; por ello, si el proceso de selección se lleva a cabo al azar se presentaría la situación de pasar por alto una posible alternativa atractiva del material. Este riesgo puede reducirse mediante la adopción de un procedimiento sistemático de selección de material.

El diseño y la fabricación asistidos por computadora (CAD/CAM); es una disciplina que promueve el uso de sistemas informáticos como herramienta de apoyo en todos los procesos de diseño y fabricación de cualquier tipo de producto. Se ha convertido en un requisito indispensable para la industria actual que enfrenta la necesidad de una serie de mejoras “muchas de ellas continuas”, como optimizar la calidad, disminuir costos y acortar tiempos de diseño y producción.

La integración de base de datos de propiedades del material con algoritmos de diseño asistido por computadora y diseño (CAD), así como software de fabricación (CAM) tiene muchos beneficios, incluyendo la homogeneización y el intercambio de datos en los diferentes departamentos, reduciendo el costo de la redundancia de esfuerzos, y la disminución de almacenamiento de información y recuperación.

Para convertir un concepto o idea en un producto, se pasa por dos procesos principales,

- ✓ el de diseño y
- ✓ el de fabricación.

A su vez, el proceso de diseño se puede dividir en dos situaciones:

- ✓ etapa de síntesis, en la que se crea el producto y
- ✓ fase de análisis en la que se verifica, optimiza y evalúa el producto creado.

Al término de estos períodos, se aborda la etapa de fabricación en donde,

- a. en primer lugar se planifican los procesos a realizar y los recursos necesarios, pasando después a la fabricación del producto.
- b. Como último paso, se realiza un control de calidad del producto resultante antes de pasar al ciclo de distribución.

Debido a la demanda del mercado de productos cada vez más económicos, de mayor calidad y cuyo ciclo de vida se reduce cada vez más, se hace necesaria la intervención de computadoras para poder satisfacer estas exigencias. Mediante el uso de técnicas de CAD/CAM se consigue

- abaratar costos,
- aumentar la calidad y
- reducir el tiempo de diseño y producción.

Estos tres factores son imprescindibles, o digamos son vitales para la industria actual y la venidera.

Con la ingeniería concurrente, los materiales y procesos de fabricación se consideran en las primeras etapas de diseño y se define con más precisión como el diseño va avanzando desde el concepto a la realización y, finalmente, las etapas de detalle.

Considerando lo dicho en el párrafo anterior, el diseño se puede definir en tres etapas:

1. la selección: el examen inicial,
2. el desarrollo y la comparación de alternativas,
3. y el elegir la solución óptima.

Aunque los materiales y el proceso de selección se piensan a menudo en términos de desarrollo de nuevos productos, hay otros incidentes en que la sustitución de materiales se considera absolutamente necesaria para un producto existente.

A diferencia de las ciencias exactas, donde normalmente hay sólo una y única solución correcta a un problema, la selección de materiales y la decisión de sustitución requieren la consideración de las ventajas y limitaciones, que exigen compromisos y compensaciones como consecuencia, se puede tener diferentes posibles soluciones satisfactorias. Esto se ilustra por el hecho de que los componentes similares que realizan similares funciones, pero producidos por diferentes fabricantes, se hacen a menudo de diferentes materiales e incluso por diferentes procesos de fabricación.

2.1.1 Evaluación inicial de los materiales.

Surgen una serie de interrogantes que determinarían tal o cual utilidad de «algo» en las primeras etapas de desarrollo de un nuevo producto. A este respecto se pueden plantear las siguientes preguntas: ¿qué es? ¿qué hace? ¿cómo hace? Para responder a estas cuestiones, es necesario especificar los requerimientos de las diferentes partes involucradas en el diseño. Esto permite la selección inicial de los materiales mediante el cual ciertas clases de materiales y procesos de fabricación pueden ser eliminados y otros elegidos como posibles candidatos de uso.

1. Los requisitos funcionales están directamente relacionados con las características requeridas del producto.

2. Requisitos de capacidad de procesamiento. La manufactura de un material es una medida de su capacidad para ser trabajado y conformado en una pieza acabada. Con referencia a un método de fabricación específica, manufactura puede definirse como maleabilidad, soldabilidad, maquinabilidad, etcétera. Ductilidad y templabilidad puede ser relevante para la manufactura si el material va a ser deformado o endurecido por tratamiento térmico.

3. Requisitos de seguridad, certeza (precisión) o confianza.

La fiabilidad de un material puede ser definida como la probabilidad de que se realice la función destinada a la expectativa de vida sin fallos. La confianza de un material es difícil de medir, porque no sólo depende inherentemente de las propiedades del material, pero también está muy afectada por su producción y la historia de procesamiento; En general, los nuevos materiales tienden a tener menor confiabilidad que unos ya establecidos.

Las técnicas de análisis de fallas por lo general son para utilizarse, para predecir las diferentes formas en que un producto puede fallar y pueden ser consideradas como un enfoque sistemático para la evaluación de la fiabilidad. Las causas del fracaso de una pieza por lo general se remontan a los defectos en los materiales y de las condiciones de procesamiento, de defectos de diseño, condiciones inesperadas del servicio, o un mal uso del producto.

4. El costo.

El tema costo es por lo general un factor básico en la evaluación de los materiales, porque en gran número de aplicaciones hay un límite de precio destinado a un material para satisfacer los requisitos de la solicitud. Cuando el límite de costo se supera, el diseño puede ser cambiado para permitir el uso de un material menos caro. El valor de procesamiento a menudo excede el costo del material de stock. En algunos casos, un material relativamente más caro podría llegar a producir un producto menos costoso que un material de bajo costo que es más alto para procesar.

5. Resistencia a las condiciones de servicio.

El entorno en el que el producto o pieza funcionará desempeña un papel importante, que determinan los requisitos del rendimiento del material (ambientes corrosivos), así como altas o bajas temperaturas; todo ello puede afectar negativamente al rendimiento de la mayoría de los materiales en servicio. En ambientes húmedos, los materiales que estarán en contacto eléctrico se deben elegir con todo cuidado para evitar la corrosión galvánica.

En aplicaciones en las que existe un movimiento relativo entre las diferentes piezas, debe ser considerada la resistencia al desgaste de los materiales implicados. El diseño debería proporcionar acceso para la lubricación, de lo contrario tienen que ser utilizados materiales auto lubricantes.

2.2. METODOLOGÍA DEL DISEÑO

Esta etapa de diseño conceptual tiene como objetivo ordenar el cúmulo de información que se ha recogido sobre el proyecto. Es fundamental en esta etapa desarrollar reuniones grupales dónde, a partir de las sugerencias emanadas de las lluvias de ideas, se llegue a la realización de bocetos de los futuros diseños.

La base de todo diseño es satisfacer alguna necesidad que debe ser resuelta; pero para poder asegurar un buen resultado es necesario seguir una serie de pasos. El diseño se basa en la metodología típica de diseño de un producto, la cual comprende las siguientes etapas. Ver figura. 2.2.1

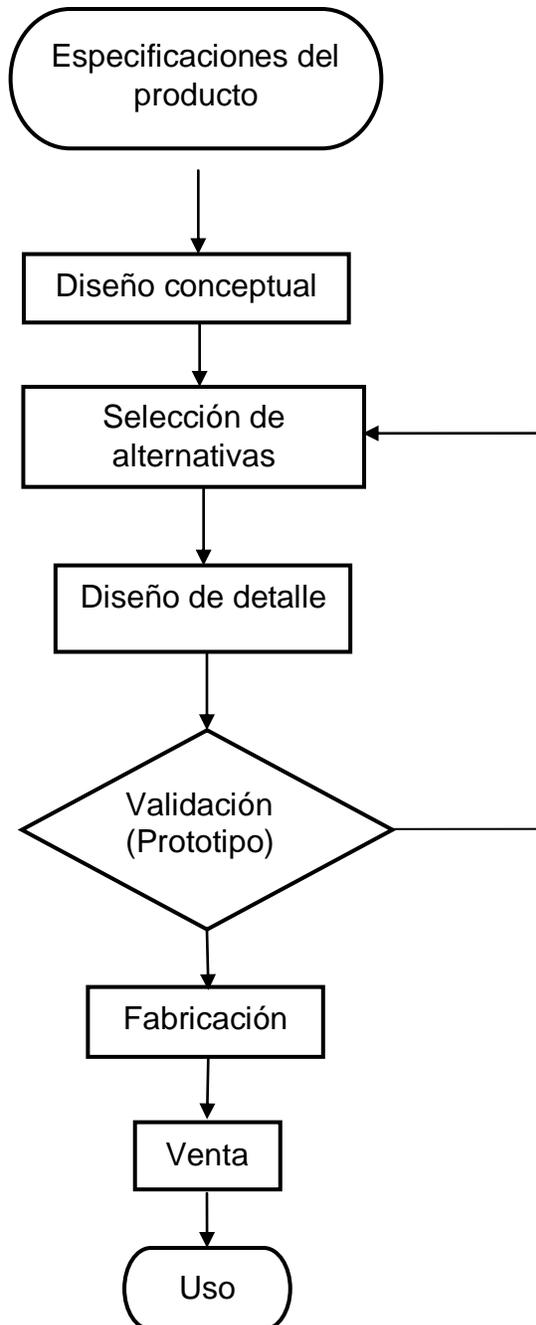


Fig. 2.2.1 Diagrama de flujo de diseño.

Por la naturaleza de nuestro proyecto, nos enfocamos en el diseño y realización de un prototipo; la fabricación, venta y uso será tema de un trabajo de investigación posterior. En esta tesis nos enfocaremos sólo al diseño de la carcasa del equipo quirúrgico junto con sus componentes.

Como ya hemos visto el diseño conceptual trata del producto en forma global, es decir no se pretende entrar en el diseño en detalle, esto se hará en el siguiente capítulo; en esta fase, nos hemos ubicado en la manera y las funciones principales. De cualquier forma, la propuesta elegida en la etapa de diseño conceptual debe definir el producto completamente, aunque no sea en detalle.

Otro factor a tener en cuenta es esta fase en el entorno de trabajo, y las herramientas que contamos en el Laboratorio de Manufactura Avanzada. Para el proceso de diseño aplicado a este trabajo, se aplicará el método Pugh¹ que se considera idóneo para lo que se pretende realizar.

2.2.1 Método de Pugh

Se toma en consideración el método Pugh, ya que esta técnica es útil como un método inicial en las primeras etapas de diseño. En este procedimiento, una matriz de decisión se construye con características que se requieren analizar, como ejemplo la propiedad de un posible nuevo material alternativo se compara con la propiedad correspondiente del material utilizado en la actualidad y el resultado se registra en la matriz de decisión como (+) si es favorable, (-) si es menos favorable, y (0) si es la misma.

La decisión sobre si un nuevo material es mejor que el material utilizado hoy en día se basa en el análisis del resultado de la comparación, es decir, el número total de (+), (-), y (0).

Según Pugh: "Un diseño conceptual puede definirse como aquel que representa la totalidad del objeto proyectado"¹; es decir, representa la suma de todos los subsistemas que integran el sistema completo, todas las partes que configuran el producto.

En esta fase de diseño el equipo debe dar solución a los problemas que plantean las especificaciones, y proponer un modelo de producto global que realice las funciones necesarias para dar servicio al usuario.

¹ Stuart . Pugh, Diseño Total: métodos integrados para el desarrollo exitoso de productos, Addison- Wesley, Reading, MA, 1991.

2.2.2 LAS ESPECIFICACIONES DEL PRODUCTO

Las especificaciones de diseño permiten establecer los parámetros y límites a tomar en consideración para el desarrollo del proyecto.

Como se menciona en el capítulo 1 existen en el mercado 2 tipos de equipos: neumáticos y eléctricos; para este proyecto se plantea un equipo con sistema eléctrico: sus beneficios son variables, como el que sean más fáciles de manejar, cuenta con menores piezas, aparte de que su mantenimiento es menor a los neumáticos.

Los equipos están expuestos a líquidos como la sangre y vapor, por esta razón el equipo debe ser de un material que pueda soportar las temperaturas de esterilización, evitando la entrada de vapores a la parte interna.

Las principales especificaciones que el producto debe satisfacer son las siguientes:

Especificaciones y condiciones del equipo
Se requiere que el equipo sea multi-funcional. (taladro y sierra)
Se requiere que el equipo cuente con la capacidad para alojar el sistema eléctrico y mecánico
Resistente a la corrosión y penetración de polvo, agua y humedad
Material ligero y resistente
Capaz de soportar temperaturas y presión de esterilización
Fácil mantenimiento
Los componentes del equipo se deben encontrar en el mercado mexicano, o poder fabricarlos con relativa facilidad
El equipo debe ser portátil para un traslado fácil y rápido
Se implementará el uso de baterías para mejor portabilidad
El motor y los elementos internos deberán resistir altas temperaturas (auto-clave 130 ° C)
Las herramientas y baterías deberán ser de rápida colocación
El equipo debe ser lo menos pesado posible
El mantenimiento preventivo cada 3 meses
Vida de sus componentes (5) años
Bordes y superficie sin filos
El equipo debe estar totalmente sellada para que sus componentes no tengan contacto con fluidos como la sangre o agentes químicos con el fin de que su vida útil sea mayor.
El material debe soportar ambientes corrosivos como la sangre ya que se utilizará en cirugías

Todo lo enunciado en el cuadro de arriba se ha considerado para tener un mantenimiento práctico, que sea de fácil y de rápida preparación debido al servicio que prestará al médico-cirujano. Por lo anterior, debe existir una intercambiabilidad de piezas estandarizadas comercializadas a nivel nacional. El tiempo de vida de una herramienta como es la sierra o taladro está en función del uso y del mantenimiento que se le dé, esta herramienta se pretende que su vida útil sea mayor a 5 años.

En el caso de los cabezales y la carcasa, que se encuentra en la parte exterior, están expuestos al contacto con agentes corrosivos naturales como la sangre, e influyen los agentes de limpieza y el método de esterilización utilizado. Se busca que el tamaño no sobrepase al de las sierras que actualmente existen en el mercado.

2.2.3 NORMATIVIDAD

En México existen dos tipos de normas: la Ley Federal sobre Metrología y Norma Oficial Mexicana, las normas más importantes en nuestro país es ² NOM-064-SSA1-1993 y la NOM-229-SSA1-2002, ver figura 2.2.2; pero estas leyes no contemplan todos los requisitos necesarios para el diseño de equipos quirúrgicos; ya que en nuestro país la información es escasa y muchas veces no hay la orientación adecuada, por lo cual existe el acuerdo de equivalencias con la (FDA), con la finalidad de permitir que todos los mexicanos “innovadores” tengan acceso a ésta, en donde se reconoce que los requisitos, pruebas, procedimientos de evaluación y demás requerimientos solicitados en Estados Unidos y Canadá, son semejantes a los que exige la autoridad mexicana para garantizar la calidad, seguridad y eficacia de un dispositivo médico.

Ante la creciente necesidad de tecnología de punta en dispositivos médicos esta nueva línea de equivalencias con (FDA) “Food and Drug Administration” y Health Canada permite tramitar el registro de dispositivos médicos en México.

CLAVE:	NOM-064-SSA1-1993
TÍTULO:	Que establece las especificaciones sanitarias de los equipos de reactivos utilizados para diagnóstico.
Tema:	EQUIPOS E INSTRUMENTOS MÉDICOS Y QUIRÚRGICOS
Publicación en el D.O.F.:	24/feb/1995
Entrada en vigor:	25/feb/1995
Estado actual:	VIGENTE

CLAVE:	NOM-229-SSA1-2002
TÍTULO:	Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X.
Temas:	RAYOS X, EQUIPOS E INSTRUMENTOS MÉDICOS Y QUIRÚRGICOS
Publicación en el D.O.F.:	15/sep/2006
Entrada en vigor:	16/sep/2006
Estado actual:	VIGENTE
Modificación:	MODIFICACION del numeral 6 de la Norma Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X. DOF-26-12-11.

Figura 2.2.2 Normas Oficiales Mexicanas con respecto a Equipos e Instrumentos Médicos

² <http://www.cofepris.gob.mx/MJ/Paginas/NormasPorTema/Equipos-e-instrumentos-medicos-y-quirurgicos.aspx>

2.3. DESARROLLO CONCEPTUAL DE SISTEMAS

Mediante el diseño conceptual podemos analizar las diferentes alternativas para la distribución de los sistemas que conforman el equipo además de los procesos para la fabricación del producto, donde se desarrollan ideas y conceptos que puedan dar solución al producto y hacer un análisis.

Por ello, se realizará el diseño del producto bajo las condiciones iniciales y algunas especificaciones que se mencionan a continuación::

SISTEMAS QUE CONFORMAN EL EQUIPO.

- Ergonomía
- Empuñadura.
- Sistema eléctrico.
 - o Motor
 - o Banco de baterías.
 - o .Circuito de control
 - o Cargador de baterías
- Sistema de sujeción de herramientas.
- Sistema mecánico.

2.4. ERGONOMÍA.

Un punto importante del equipo es su ergonomía, (su armonía con el entorno y su coordinación con y cómo se utiliza el artefacto), ya que el producto que se diseña se caracteriza por estar en contacto con la mano del usuario, por lo cual hemos considerado la utilización de la norma DIN sobre las medidas antropométricas de la mano.

La elección de la ergonomía se debe realizar considerando factores como su edad, tamaño, proceso que será sometido como es el caso de la cirugía, con el fin de establecer perfectamente el tipo forma y tamaño.

En lo que respecta al campo de operación de los usuarios, está determinado por su longitud y ángulo de rotación, estos se deben tomar en cuenta con el fin de poder desarrollar sus actividades con absoluta comodidad. Ver figura 2.4.1.

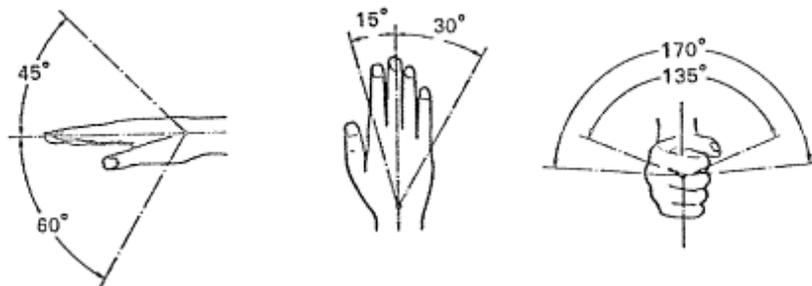


Figura 2.4.1 Muestra los campo de operación de las manos.

2.5. TIPOS DE EMPUÑADURA.

Para este tema, podemos citar tres tipos de empuñadura: empuñadura en forma de “T”, la empuñadura en perfil de pistola o tipo “L”, y en ángulo recto o 90°.

Empuñadura en forma de T, es decir, que el mango está situado cerca del centro de la herramienta. Este tipo de empuñadura distribuye el peso para lograr un mejor equilibrio y que haya menos tensión de la muñeca ver figura 2.5.1



Figura 2.5.1 Empuñadora tipo T

Empuñadura de pistola o tipo L el mango está situado a un costado de la herramienta. Esta configuración desequilibra el peso en la parte frontal de la herramienta. Esto ayuda a una mejor concentración de la fuerza en el punto de aplicación ver figura 2.5.2



Figura 2.5.2 Empuñadora tipo L

En ángulo recto, esta configuración puede utilizarse en espacios reducidos pero el manejo de este equipo se hace mucho más complicado y cansado por la posición de la muñeca ver figura 2.5.3



Figura 2.5.3 Empuñadora en 90°

Habiendo mostrado las empuñaduras que comúnmente encontramos para herramientas quirúrgicas de cortes, podemos elegir, mediante una matriz de decisión y determinar que empuñadura será la más óptima para cubrir las especificaciones de nuestro diseño. Lo anterior se logra dando un valor en porcentaje a ciertos puntos específicos que son de suma importancia para el diseño y fabricación de nuestra carcasa, dando un valor a cada

configuración en un rango de calificación de (0-10). Al final, multiplicaremos la suma total por el porcentaje asignado y así se tomará el valor más alto para el diseño final de nuestra carcasa. (En cierta forma, ya que si se aplica una *mejora continua* del producto, esto seguiría evolucionando...) ver figura 2.5.4.

Consideraciones	Porcentaje %	Empuñadora <i>T</i>	Empuñadora <i>L</i>	Empuñadora <i>90°</i>
				
Peso	20	8,00	8,00	7,00
Estética	15	9,00	9,00	8,00
Ensamble	15	8,00	8,00	7,00
Mantenimiento	25	8,00	8,00	7,00
Ergonomía	25	9,00	8,00	8,00
Total	100	8,40	8,15	7,40

Figura 2.5.4 Matriz de decisión empuñadura.

Conforme al resultado obtenido de la matriz de decisión, se optó por una estructura en forma de “T” donde sus puntos fuertes fueron el mantenimiento, su ergonomía, y el balance; donde se facilita un mejor equilibrio del peso, una transmisión de potencia más efectiva y el médico cirujano puede trabajar con más eficacia y menor cansancio.

Lo que se busca es que exista una sinergia entre la estética y la ergonomía donde ambas son importantes, así como la funcionalidad del equipo.

- Estética
- Ergonomía
- Adecuada funcionalidad del equipo
- Buen conocimiento del artefacto por el ejecutante
- Habilidad del profesional que lo maniobra

2.6. Sistema eléctrico

Las partes que se consideran más importantes dentro del sistema eléctrico son el motor, el sistema de arranque y el banco de baterías. La función principal del sistema eléctrico es proveer la energía necesaria para el arranque y el correcto funcionamiento del motor.

La mayor energía requerida o el mayor consumo se presenta cuando se pone en marcha, por lo que usualmente es la consideración principal durante el diseño de un sistema eléctrico básico, pero también se sabe que cuando el motor se frena bruscamente es cuando existe un mayor consumo de corriente y esta genera calor.

Los tiempos de promedios de uso de los equipos quirúrgicos en las operaciones oscilan entre 5 a 7 minutos consecutivos, en toda la operación, ya que se trabajan en forma intermitente.

En el mercado los sistemas de 12 Volts son los más comunes y los menos costosos, pero los sistemas de 24 volts pueden transmitir más corriente y son más eficientes. Al hacer uso de las matrices de decisión (donde se toma en cuenta los factores como costo, peso, eficiencia, compatibilidad con motores CD. en caso de reemplazo), se obtuvo el siguiente resultado-matriz. Ver Figura 2.6.1

Consideraciones	Porcentaje %	Voltaje 12v	Voltaje 24v
Costo	20	8,00	6,00
Peso	25	9,00	7,00
Eficiencia	20	7,00	9,00
Compatibilidad CD	15	8,00	7,00
Comodidad	20	9,00	7,00
Total	100	8,25	7,20

Figura 2.6.1 Matriz de decisión del sistema eléctrico.

En la matriz de decisión se observa que el voltaje óptimo es de 12 volts y uno de los puntos fuertes son el peso donde al cirujano podrá trabajar con mayor comodidad; otro punto a favor con el voltaje de 12 volts es la compatibilidad con motores de corriente continua. Se anexa una tabla donde se muestra la relación de los valores de voltaje comparados con el peso que utilizan los taladros inalámbricos, ver figura 2.6.2

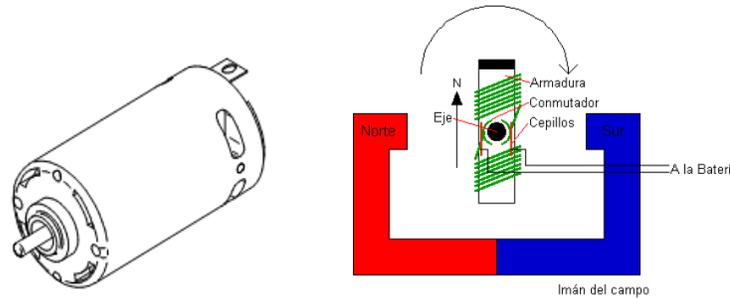
Peso medio de los taladros inalámbricos	
9.6V	2.5 -3 lbs.
12V	3 - 4 lbs.
14.4V	4.5 -5 lbs.
18V	5 -5.5 lbs.
24V	6.5 -10 lbs.

Figura 2.6.2 Tabla de relación entre Voltaje y Peso

2.7. Selección del motor

La principal característica del motor de corriente continua es la posibilidad de regular la velocidad, así como su reducido tamaño, torque, potencia, y la velocidad de arranque requerida.

El motor eléctrico está formado generalmente por una carcasa y un rotor. Al aplicarse una diferencia de potencial en los extremos de los devanados del motor se genera un campo electromagnético, el campo permanente rechaza el campo magnético generado por los devanados del rotor, la fuerza de repulsión hace que el rotor gire. La velocidad de rotación va a depender de la diferencia de potencial aplicada a las terminales del rotor. Figura 2.7.1



.Figura 2.7.1 El motor de CD y las partes que lo constituyen

Para este objetivo se recopilaron modelos de los motores que encontramos en el mercado, que estuvieran dentro de los límites establecidos, ver anexo1 de Modelos de motores.

Voltaje: 12 volts., Velocidad: mayor o igual 16000 rpm. esto es debido a las características que se requieren de torque y velocidad en la etapa de salida para poder cortar o perforar hueso.

Para realizar el corte de hueso humano con una sierra oscilatoria la cual debe generar un arco de 5°, es necesario que trabaje a 250 rpm en carga nominal y en paro total pueda llegar a un torque máximo de 11.3N*m ó 100lb*in.

En lo que respecta al taladro, se tiene que emplear con un sistema planetario reductor de engranes a manera de reducir a 750 rpm y tener un torque de 40lb*in. Para esto, se ha seleccionado un motor que cumpla con las especificaciones y características necesarias orientadas a realizar actividades de corte. El motor seleccionado es de la empresa TecvanCorp el modelo TMR610S-5045, el cual es eficiente, económico y existe actualmente en el mercado nacional, con las características de voltaje, potencia, torque y velocidad requeridas. Ver figura 2.7.2.

TMTR- 610/S SERIES

Aplicaciones Típicas:

Aparatos Electrodomésticos / Herramientas Eléctricas

- Secadora de Pelo
- Compresora de Aire
- Desarmador Eléctrico
- Herramientas Eléctricas para Jardín

Juguetes y Modelismo

- Modelos de Radio Control



Figura 2.7.2 Motor y sus especificaciones.

2.8 Circuito de control de Motor

Circuito puente H:

El Motor de corriente continua o directa tiene la capacidad de girar en ambos sentidos y es posible regular su velocidad haciendo circular mayor o menor corriente, cuando se desea controlar el sentido de giro de un motor; simplemente permutamos las terminales de alimentación del motor, esta acción es posible realizarla con relés o con un circuito de tipo puente "H".

La cantidad de veces que se ha de realizar la permutación y las corrientes puestas en juego, determinan la elección entre una opción y otra.

El circuito electrónico puente H permite a los motores de corriente continua ser activados en un sentido u otro y a la vez de permitir controlar variables como velocidad y torque de los mismos. El nombre se refiere a la posición en que quedan los transistores en el diagrama del circuito, en una distribución que recuerda la letra H. Ver figura 2.8.1, 2.8.2 del diagrama del Puente H y su funcionamiento.

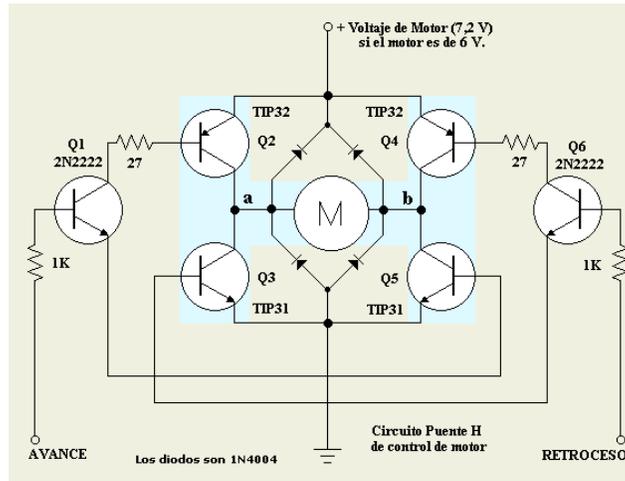


Figura 2.8.1. Circuito Puente H

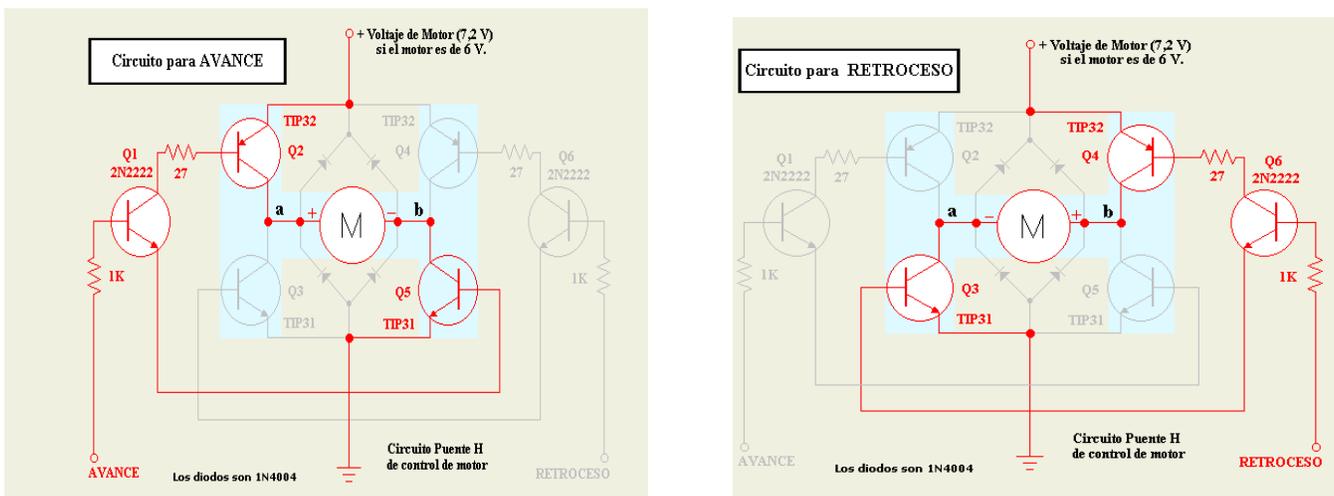


Figura 2.8.2 .Funcionamiento del Puente H (Avance y Retroceso)

Los puentes H están disponibles como circuitos integrados, o se pueden construir de componentes separados, de las consideraciones a tomar en cuenta; la principal es la corriente que requiere el motor.

Un motor al ser encendido (o cuando cambia de dirección de manera abrupta) consume una corriente de 4 o más veces su corriente nominal (así sea por milisegundos); este encendido inicial (usualmente no considerado) es el responsable del quemado de un 80% de los controladores y fuentes de poder que se queman en la práctica diaria por un mal diseño.

Los transistores deben ser capaces de disipar las potencias puestas en juego, por la cual es probable que sean necesarios disipadores o utilizando la carcasa de aluminio como disipador.

Existen diferentes tipos de puentes H, se pueden clasificar de acuerdo a su arquitectura, o según el tipo del elemento de potencia (transistores), se tiene básicamente, puentes H con MOSFETS, BJTs, IGBTs y Darlingtons, la siguiente es una tabla comparativa de las características de estos dispositivos. Ver figura 2.8.3

Características	BJT	MOSFET	IGBT
Modo de operación	Corriente	Voltaje	Voltaje
Diseño del circuito	Fácil	Difícil	Difícil
Impedancia de entrada	Bajo	Alto	Alto
Potencia	Bajo	Mediano	Alto
Velocidad de conmutación	Baja (us)	Rápida (ns)	Mediana
Frecuencia de operación	Baja (menos de 100kHz)	Rápida (menos de 1MHz)	Media
Área de Operación segura	Angosta	Amplia	Amplia
Voltaje de saturación	Bajo	Alto	Bajo

Figura 2.8.3 Tipos de puente H según su potencia.

Lo más recomendable en el diseño de una fuente de poder para puentes H, es que ésta sea independiente de la fuente que alimenta a los micros y las tierras sean separadas por una ferrita, en especial cuando se trabaja con más de un motor ,ya que todo motor es en sí una inductancia. Esta inductancia juntamente con la acción de las escobillas del motor y su continua acción “on/off” genera ruido eléctrico.

Si tenemos disponibles solamente una fuente de 12V y tenemos que alimentar todo con esto. La solución es usar un regulador de voltaje del tipo aislado “isolated converter” como el Texas Instruments PT4243, ver Figura 2.8.4

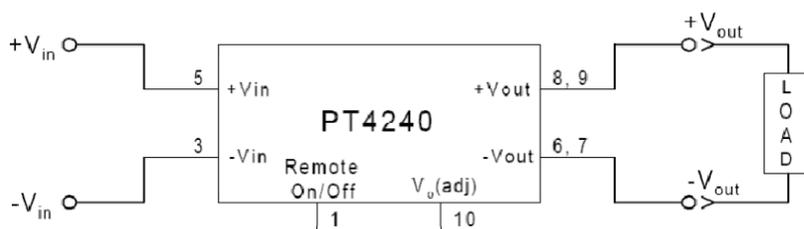


Figura 2.8.4 Regulador de voltaje del tipo aislado

2.9. Selección de la batería

Antes de hacer una selección de la batería se debe conocer los diferentes tipos que existen así como su nomenclatura.

Nomenclatura de las baterías:

Las baterías suelen contener la información impresa de la capacidad de corriente que pueden suministrar y el voltaje. La capacidad de corriente suele expresarse de dos formas:

- La primera consiste de un número seguido de la palabra mAh, por ejemplo, 1000 mAh. Y la segunda de un número seguido de la palabra Ah, por ejemplo 7.0 Ah.

El término "mAh" significa mili-ampers hora, y el término "Ah" significa Ampers-Hora. Si tenemos una batería de 1000 mAh quiere decir que la batería tiene capacidad de suministrar 1000 mili-Amperios constante durante una hora, en otras palabras, si se tiene una batería de 1000 mAh completamente cargada y se conecta un equipo que consume 1000 mA, este permanecerá funcionando durante una hora. Si el equipo consume 500 mA, este permanecerá funcionando durante 2 horas.

El suministro de corriente no es un parámetro exacto ya que las baterías en muy buenas condiciones pueden llegar a suministrar mayor cantidad de corriente de la que tiene señalado. Cuando las baterías comienzan a degradarse, perderán progresivamente la capacidad de proporcionar corriente debido a la cantidad de cargas y descargas a las que son sometidas. También el tiempo de vida de una batería está relacionado directamente con el tipo de carga y la temperatura con la cual es utilizada.

En los diferentes tipos de sierras y taladros quirúrgicos, lo que se busca es permitir trabajar en cualquier lugar con la comodidad de no tener que conectarlo a la red eléctrica; su potencia viene condicionada al voltaje de las baterías y es variable en función a las condiciones del trabajo. El tiempo que tarda la batería en cargarse puede ser muy reducido si se cuenta con un cargador rápido y capaz de completar su suministro en pocas horas.

El equipo que se desarrolla debe ser portátil, el cual requiere energía y al mismo tiempo debe ser lo más ligero posible, la selección de las baterías es muy importante.

Existen dos clases de baterías:

- la primaria, cuya carga no puede renovarse cuando se agota, excepto reponiendo las sustancias químicas de que está compuesta; y
- la secundaria, que si es susceptible de reactivarse sometiéndola al paso más o menos prolongado de una corriente eléctrica continua en sentido inverso a aquel en que la corriente de la batería fluye normalmente, este tipo de batería es la que daremos mayor énfasis.

En el mercado nacional se encuentran tres tipos de baterías no recargables compuestas de los siguientes materiales:

Baterías normales:

•**Salinas de carbón-zinc**, también llamadas pilas secas. Tienen un contenido de mercurio inferior al 0,025% de su peso total. Se utilizan para linternas, juguetes y aparatos electro-mecánicos.

•**Alcalinas de manganeso**, con un contenido de mercurio que ronda el 0,1% de su peso total.

Baterías de botón De óxido de mercurio, con un contenido de este elemento de alrededor del 30% de su peso. Se utilizan en los relojes de pulsera y calculadoras de bolsillo.

De ánodo de litio, no llevan mercurio en su composición y tienen un tamaño ligeramente mayor que las de óxido de mercurio. Se utilizan para relojes y calculadoras.

De zinc-aire, con un contenido de mercurio próximo al 1% de su peso.

De óxido de plata, tienen un contenido de mercurio de cerca de 1% de su peso.

Baterías Recargables

En lo que respecta a este tipo de baterías, que son más importantes para nuestro proyecto, identificamos los diferentes tipos de baterías que existen en el mercado, sus respectivos nombres y abreviaturas. Básicamente existen cuatro tipos:

1. Nickel-Cadmium(NiCd).
2. Nickel-Metal Hydride(NiMH).
3. Lead Acid.
4. Lithium Ion (Li-ion).

- **Níckel-Cadmium (NiCd)** Este tipo de baterías fueron inventadas en 1899 por WaldmarJungner, de allí han obtenido un gran desarrollo hasta nuestros días; son las más utilizadas en la actualidad y se podría decir que están en más de 70 % de los equipos electrónicos a nivel mundial.

Las baterías NiCd son utilizadas donde se requiere larga duración, alta capacidad de proporcionar energía y lo más importante, precios económicos. Estas baterías son utilizadas en su mayor parte en radios transmisores, equipos médicos, cámaras de video profesionales, radio control y herramientas de trabajo. Las baterías NiCd contienen metales tóxicos y no es ambientalmente amistosa. Podemos resumir algunas ventajas y limitaciones de las baterías NiCd.

Ventajas:

- Acepta fácilmente carga rápida y carga lenta.
- Con apropiado mantenimiento, la batería puede llegar a 1,000 ciclos de carga.
- Proporcionan buena eficiencia y se pueden cargar a bajas temperaturas.
- Larga vida en cualquier método de carga.
- De fácil transporte y almacenaje.
- Son las más económicas.
- Disponibles en muchos tamaños.

Limitaciones:

- Baja densidad de energía comparada con las otras baterías.
 - Por el efecto memoria, estas tienen que ser periódicamente reciclada.
 - Contiene materiales tóxicos, por lo que algunos países tienen limitación para su uso.
 - Moderado consumo de su propia energía en el almacenaje.
 - Necesita ser recargada después del almacenaje.
- Las baterías **Nickel-Metal Hydride(NiMH)** contienen mayor densidad de energía comparadas con las NiCd, pero el ciclo de vida es más reducido. Estas baterías no contienen metales tóxicos. Las principales aplicaciones son teléfonos celulares y computadores portátiles.
 - **Baterías Lead Acid**, son las más económicas, proporcionan mayor tiempo de energía, pero son utilizadas donde el peso y volumen no son importantes. Entre las principales aplicaciones tenemos: equipos para hospitales, carros eléctricos para carga, automóviles, lámparas de emergencia y sistemas de respaldo UPS.
 - Las **Baterías Lithiumlon(Li-ion)** son las utilizadas donde se requiere alta densidad de energía y el peso es de extrema importancia. Son las baterías más costosas. Sus principales aplicaciones están en teléfonos celulares y computadores portátiles.

La selección de la batería depende de muchos factores, incluyendo la temperatura ambiente, cargas parásitas y el consumo de corriente del motor de arranque.

La velocidad de envejecimiento depende del grado de descarga, condiciones ambientales, los métodos de carga y de los procedimientos de mantenimiento o de la falta de éstos. El envejecimiento y las condiciones del usuario afectan a la química de cada batería en forma diferente.

Conociendo las ventajas de cada una de ellas, se realizó una tabla de comparación de baterías recargables. Ver Figura 2.9.1

	<i>NiCd</i>	<i>NiMH</i>	<i>Lead Acid</i>	<i>Li-ion</i>
Densidad de energía (Wh/kg)	45-80	60-120	30-50	110-160
Ciclos de vida	1,5	300-500	200-300	500-1,000
Tiempo en carga rápida	1 h	2-4 h	8-16 h	2-4 h
Tolerancia a la sobrecarga	Moderada	Baja	Alta	Muy Baja
Descarga de energía por mes	20%	30%	5%	10%

Figura 2.9.1 comparación de baterías recargables.

La compañía canadiense Cadex Electronics Inc., en Richmond (Vancouver), realiza diferentes tipos de pruebas para determinar el sistema óptimo de baterías para aplicaciones inalámbricas, Cadex ha realizado pruebas de ciclo de vida en baterías de Níquel-Cadmio (NiCd), Níquel-Metal Hidrido (NiMH) y Litio. Ver Figura 2.9.2, 2.9.3, 2.9.4, 2.9.5

	Níquel Cadmio (NiCd)	Hidruro Metalico de Níquel (NiMH)	Litio-Ion (Li-Ion)
Energia Densidad (Wh/kg)	40-60	60-80	80-100
Resistencia Interna (mOhm)	100-200*	200-300*	150-250*
Auto-descarga por mes	20%**	30%**	10%**
Mejor ciclo de vida	1500***	300-500****	500-1000***** o 2 años

Figura 2.9.2 Tabla de comparación de Baterías recargables de CadexElectronics

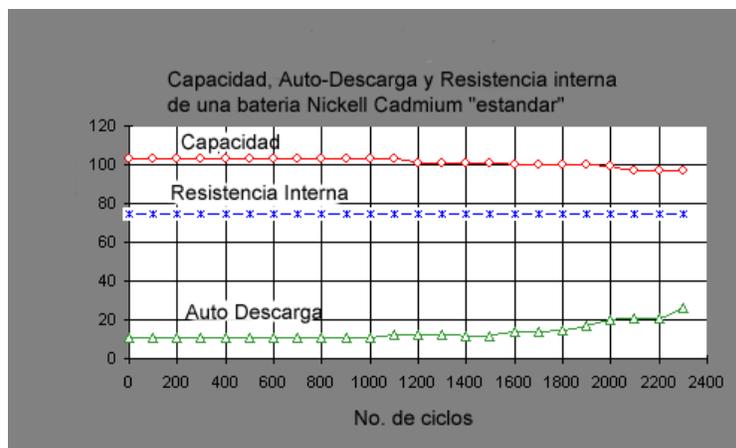


Figura 2.9.3. Batería Ni-Cd de 7,2V, 900mA con celdas Standard

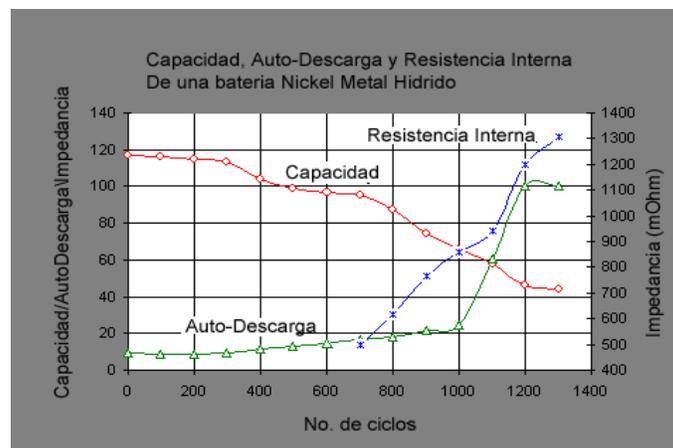


Figura 2.9.4Batería de 6V, 950mA NiMH

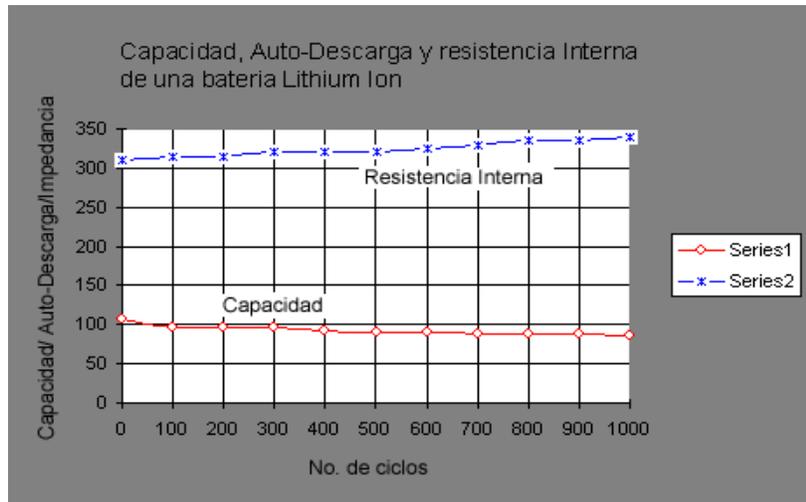


Figura 2.9.5 Capacidad y Resistencia Interna de una batería Litio de 3,6V, 500mA.

Como se observan en las gráficas, cada una ofrece claras ventajas pero ninguno da una solución totalmente satisfactoria, ya que existen factores como costo, componentes tóxicos, efecto memoria y envejecimiento de estas, donde también los factores del grado de descarga, condiciones ambientales, los métodos de carga y de los procedimientos de mantenimiento o de la falta de éstos por parte del usuario son condiciones que se tienen que prever.

El efecto memoria es un factor importante; una falla de la batería por el efecto memoria disminuirá los tiempos de trabajo del instrumento quirúrgico en el quirófano, con todas las implicaciones negativas que pueda acarrear. Este fenómeno afecta directamente a las baterías NiCd en mayor proporción. Cuando las baterías NiMH fueron introducidas al mercado, estas fueron promocionadas como las baterías *libres de memoria*, aunque esta información no es totalmente cierta, las baterías NiMH padecen de memoria, pero en mucha menor cantidad que las baterías NiCd. Ver Figura 2.9.6

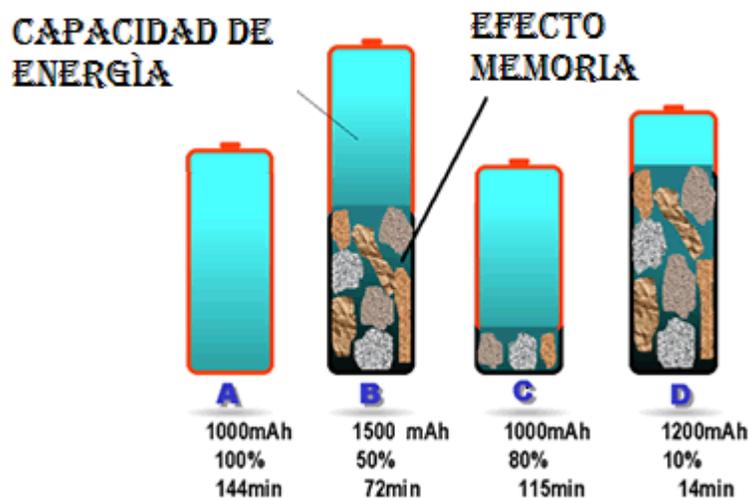


Figura 2.9.6 Comparación de rendimiento de baterías con efecto memoria

El efecto memoria puede ser combatido fácilmente con tan sólo descargar la batería hasta sus niveles mínimos. Una celda NiCd puede proporcionar un voltaje de 1.2 Voltios, el voltaje mínimo que alcanza la celda es de 1.0 Voltios.

Baterías de NiCd frente a NiMH

Como ventajas fundamentales, las baterías de NiMH tienen una mayor densidad de carga (capacidad/peso superior, aprox. 40%-70% más capacidad); no contienen Cd (tóxico) y aparentemente no tienen efectos de pérdida de capacidad por mal uso, o de formación de dendritas. Como inconvenientes, tienen una resistencia interna superior que limita su uso en aplicaciones de alta potencia. Pero en nuestro caso se emplearán las baterías para mover un motor de corriente directa de 12 volts.

Donde se tiene otro inconveniente en las pilas NiMH es que no admiten una carga tan rápida como las de NiCd bajo riesgo de deteriorarlas. Aún más que en el caso de NiCd, los elementos de NiMH son sensibles al calor: un sobrecalentamiento puede producir gases internos y presiones que dan lugar a escapes de electrolito y pérdidas de estanqueidad, reduciendo la vida útil de las celdas. Ver Figura 2.9.7.

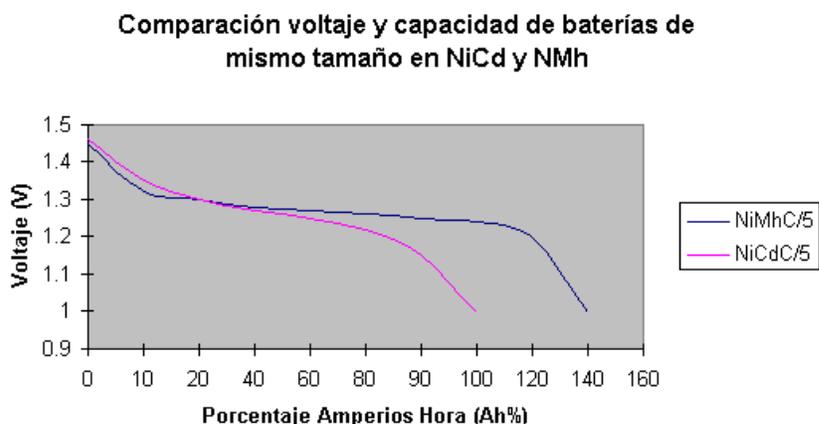


Figura 2.9.7 Gráfica de baterías de NiCd y NiMH.

Con estas tablas junto con las especificaciones del proyecto, observamos que las baterías más adecuadas serían entre NiMH, NiCd y Litio, la selección de estas dependerá del peso, disponibilidad, así como la duración y el mantenimiento de la batería.

Realizando una matriz de decisión para poder seleccionar que tipo de batería recargable, se empleará (Níquel-Cadmio (NiCd), Níquel-Metal Hidruro (NiMH) y Litio) Ver Figura 2.9.10.

Consideraciones	Porcentaje			
	%	NiCd	NiMH	Litio
Disponibilidad	25	8,00	9,00	6,00
Densidad de carga/peso	20	7,00	8,00	10,00
Tiempo de recarga	20	9,00	8,00	9,00
Durabilidad	20	9,00	8,00	10,00
Compatibilidad	15	9,00	10,00	8,00
Total	100	8,35	8,50	8,50

Figura 2.9.10 Matriz de decisión selección de baterías

Se puede apreciar que la más conveniente sería las baterías de Litio, o NiMh y posteriormente seguida NiCd. La batería que se seleccionó es la de NiMh, donde tiene un punto a favor ya que el circuito para poder recargar estas pilas es mucho más sencillo que las baterías de Litio.

Tipos de cargadores de baterías.

Existe una gran variedad de cargadores pero no todos los aparatos son iguales, en el mercado se pueden encontrar gran diferencia entre las diferentes marcas. Algunos de ellos solo cargan las baterías y otros de ellos pueden tener funciones complejas de análisis, como la descarga previa denominada CYCLE. Actualmente existen tres métodos de carga para las baterías: SlowCharger (Carga lenta), Quick Charger (Carga Media) y FastCharger (Carga Rápida)

Carga Lenta (SlowCharger) También es conocida como "Overnight Charger", el tiempo promedio de carga es de 10 a 16 horas y representa el método más económico. Este tipo de carga solamente es aplicable para las baterías NiCd y NiMh. Está regido por una fórmula muy sencilla: $0.1 \cdot C$ donde la variable "C" representa la capacidad de corriente de la celda y 0.1 representa un valor constante. Por ejemplo: si tenemos un paquete de baterías de 1200 mA, la fórmula para carga lenta nos queda así: $0.1 \times 1200 = 120$ mA. Este resultado nos expresa que el adaptador de voltaje (Cargador) deberá tener 120 mA en su salida.

Ahora, para conocer el tiempo que se requiere para cargar este paquete de baterías, solo utilizamos la siguiente fórmula: capacidad de corriente de la batería / salida en mA del cargador; el resultado viene expresado en Horas; por ejemplo: $1200 / 120 = 10$ Horas. Lo que quiere decir que un paquete de baterías de 1200 mA, si se suministra un corriente con un cargador de 120 mA tardará 10 Horas.

La carga lenta, por lo común no tiene un dispositivo que detecta cuando la batería esta 100% cargada, así que el usuario deberá estar muy atento de no dejar cargar la batería tiempo extra por más de 24 horas.

Quick Charger, este tipo de carga es tres veces más rápida que la carga lenta; en la actualidad representa el método de carga más usado. El tiempo promedio de la carga completa de un paquete de baterías es de 3 a 6 horas. Este método de carga está regido por la fórmula $0.3 \cdot C$ donde la variable "C" representa la capacidad de corriente de la celda y 0.3 representa un valor constante.

El método de carga Quick Charger requiere obligatoriamente un circuito de control que se desconecte cuando la batería está completamente cargada, la sobrecarga y las temperaturas elevadas son factores que acortan el tiempo de vida de las baterías Nicd.

FastCharger, este método de carga ofrece algunas ventajas con respecto a los dos métodos anteriores, por supuesto, el principal es el tiempo que necesita para cargar un paquete de baterías; sin embargo representa el método más costoso porque requiere de circuitos de control y mayor fuente de poder para cargar la batería. El método también está regido básicamente por la siguiente fórmula: $1 \cdot C$ donde la variable "C" representa la capacidad de corriente de la celda y 1 representa un valor constante.

Al igual que el método anterior, esta técnica de carga requiere obligatoriamente de un circuito de control que se desconecte cuando la batería está completamente cargada; la sobrecarga y las temperaturas elevadas son factores que acortan el tiempo de vida de las baterías Nicd.

Finalmente, cuando los métodos de carga Quick charger y FastCharge cargan completamente las baterías, el circuito de control desconecta la carga para evitar su destrucción sea por sobrecarga o por temperatura. Desde el momento que se desconecta la carga de las baterías, éstas comienzan a consumir su propia energía lentamente. Para evitarlo, los equipos suelen activar el método de carga denominado TRICKLE, que es una corriente de mantenimiento. La corriente de mantenimiento Trickle representa sólo el 10 % de la carga en proceso pero la carga no se realiza en forma constante, sino de manera pulsante; por ejemplo, el cargador de baterías pasa al estado de TRICKLE, el pulso de carga es emitido 25 veces por minuto que representa un aproximado de un pulso cada 3 segundos.

Cuando las baterías comienzan a degradarse perderán progresivamente la capacidad de proporcionar corriente debido a la cantidad de cargas y descargas a las que son sometidas. También el tiempo de vida de una batería está relacionado directamente con el tipo de carga y la temperatura a la cual es sometida.

En el mercado nacional se pueden encontrar modelos de cargadores para baterías **NiMH** o **NiCd**. Ver figura 2.9.11, 2.9.12

Tipo	Tamaño	Capacidad (mAh)	Tiempo de Carga (horas)
Ni-Mh	AA	2200	4.4
	AA	1500	3
	AAA	800	1.5
Ni-Cd	AA	800	1.5
	AAA	240	0.5



Figura 2.9.11 Características de los cargadores



Figura 2.9.11 Cargador de pilas de la empresa stryker

2.10. Elementos mecánicos.

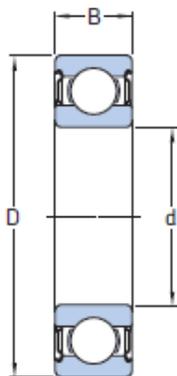
Rodamientos:

Un rodamiento es un elemento de máquina compuesto, cuyo objetivo es reducir significativamente la fuerza de rozamiento entre el eje móvil y su apoyo, de esta manera permitiendo que el eje gire con menor esfuerzo al existir menor fuerza de fricción que se oponga a ello y por lo tanto disminuyendo el desgaste propio por fricción de los elementos de contacto.

Si se toma en cuenta que los elementos que contendrán nuestro equipo deberán ser resistentes a la corrosión, en el caso de los rodamientos no es la excepción; para una mejor durabilidad estos deben ser de acero inoxidable.

Los rodamientos rígidos de bolas de acero inoxidable son resistentes a la corrosión causada por la humedad y otros medios. No llevan escotes de llenado y pueden soportar cargas axiales en ambos sentidos, además de cargas radiales, incluso a altas velocidades.

En este trabajo se utilizarán rodamientos que se usan en la industria alimenticia y/o farmacéutica, referidos en la figura 2.10.1. y 2.10.2



Dimensiones principales			Ancho anillo exterior	Capacidades de carga		Carga límite de fatiga	Velocidad		Masa	Designación
d	D	B		dinámica	estática		Vel. referencia	Vel. Límite		
mm			mm	N		N	r/min		Kg	
12,7	19,05	3,967	3,967	520	270	11	75 000	36 000	0,0034	D/W ER1212-2ZS
	19,05	3,967	3,967	520	270	11	75 000	36 000	0,0034	D/W SRI-1212-2ZS
	22,225	7,142	7,142	1 110	530	22	70 000	36 000	0,0099	D/W R6-5-2ZS
	28,575	7,938	7,938	4 420	2 360	102	-	16 000	0,0204	D/W R8-2RS1
	28,575	7,938	7,938	4 420	2 360	102	60 000	30 000	0,0205	D/W R8-2Z

Figura 2.10.1. Características de los rodamientos



Figura 2.10.2. Rodamientos de acero inoxidable

2.11. Sellos Mecánicos (O-rings)

En el caso del el equipo quirúrgico, se debe contar con un sistema de sellado para impedir que llegue a penetrar alguna sustancia dentro del dispositivo. El O-Rings es un elastómero con una sección representativa en forma circular o redonda usada como sello o junta mecánica. Se diseñan para ser asentados en un surco y para ser comprimidos durante el ensamble entre dos o más porciones, creando un sello en la interfaz. Ver figura 2.11.1



Figura 2.11.1 O-Rings

Los anillos (O-Rings) son los sellos más comunes usados en el diseño de la máquina, porque son baratos y fáciles de hacer, confiables y tienen requisitos simples de montaje.

Los sellos son aplicables en todos los campos: En la industria química (dosificadores de alimentos), en la construcción de máquinas (gatos hidráulicos, excavadoras, montacargas, prensas hidráulicas), en el campo de los servicios, aire acondicionado, en la industria automovilística, entre otros.

El empalme puede ser estático o en algunos diseños tener movimiento relativo entre las piezas y el anillo; un ejemplo de estos es el eje de la bomba que rota o en cilindros hidráulicos; este tipo de empalmes con el movimiento requieren por lo general la lubricación del anillo o reducir desgaste; esto se logra típicamente con el líquido que es sellado.

Para que trabaje el O-Ring, hay que darle un aplastamiento que varía según el tipo de servicio, siendo dinámico 8% al 20% de la sección y en servicio estático 5% al 30% de aplastamiento.

Existe una gran cantidad de O-Rings, de diferente material como de Silicon, Vitón, Etileno, Nitrilo como polímero básico, y de diferente tamaño; su nomenclatura varía dependiendo del país, pero para la identificación todos los O-Rings se toma como base su diámetro interior (DI) y el diámetro de la sección, que en idioma inglés se identifican como OD y la sección como CS. Ver figura 2.11.2

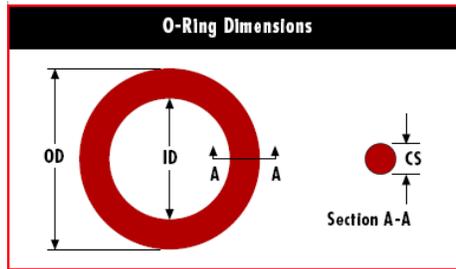


Figura 2.11.2 medidas de los O-Rings.

Como se observa, la importancia del material influye en las condiciones de temperatura a la cual puede ser sometido, en el equipo quirúrgico no debe presentar deformación por lo que se considera que el O-Ring debe soportar las temperaturas del autoclave. Como sabemos, se puede esterilizar por calor seco a más de 160° C durante media hora, o por calor húmedo en autoclaves a 120 °C durante 20 minutos. Siendo este el que se empleará en el equipo. Ver Figura 2.11.3, 2.11.4

COMPUESTOS UTILIZADOS – CARACTERÍSTICAS Y RECOMENDACIONES			
POLÍMERO BÁSICO	RESISTENCIA A LA TEMP. EN SERVICIO CONTINUO	DUREZA SHORE "A"	APLICACIÓN,USO ECOMENDADO
Nitrilo (Buna-N)	-40°F a +250°F -40°C a +121°C	70	Aceites minerales, aceites hidráulicos, derivados de petróleo, agua, aire comprimido, Freón 12. Apto para uso estático y dinámico de vaivén. Hidráulico o neumático
Nitrilo (Buna-N)	-30°F a +250°F -34°C a +121°C	90	Aceites minerales, aceites hidráulicos, derivados de petróleo, agua, aire comprimido. Uso estático para muy alta presión
Cloropreno (neopreno)	-65°F a +300°F -54°C a +149°C	70	Para uso estático a la intemperie. Amoníaco líquido o gaseoso, ácido cítrico, Freón 12, 21 y 22.
Silicona	-80°F a +450°F -62°C a 232°C	70	Únicamente para uso estático para alta y baja temperatura
Fluoro elastómero (Vitón)	-20°F a +400°F -29°C a +204°C	70	Solventes aromáticos (benceno, tolueno,). Ácidos tricloroetileno, tetracloruro de carbono, agentes químicos. Uso estático y dinámico de vaivén. Uso hidráulico
Etileno	-65°F a +300°F -54°C a +149°C	80	Líquido para freno de automotores, líquidos hidráulicos con ésteres fosfatados: Skydrol, , vapor de agua. Uso estático y dinámico de vaivén. Uso hidráulico o neumático

Figura 2.11.3 Características de o-rings y sus diferentes usos, Fuente <http://www.industrias nelson.com.ar/oring/listav.htm>

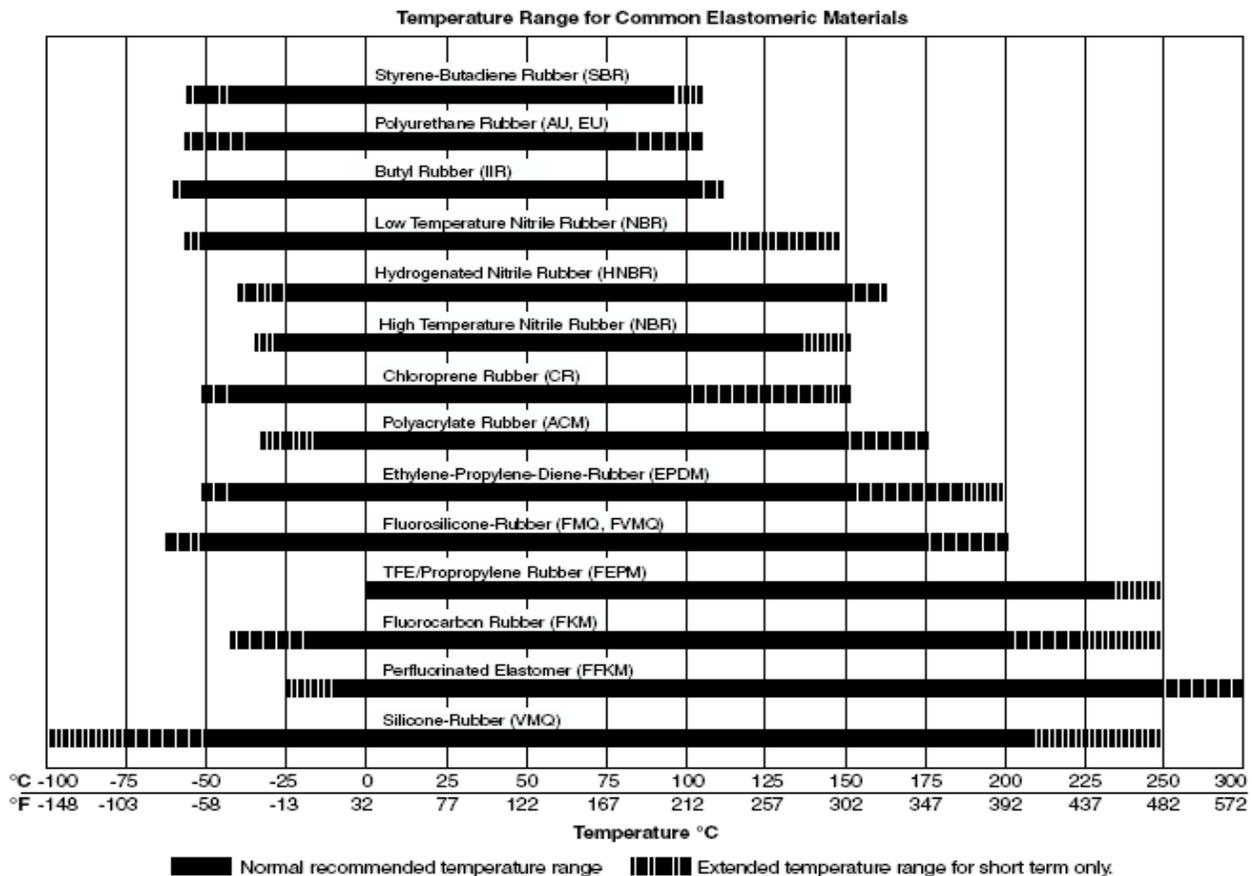


Figura 2.2.26 Tabla de Temperaturas de los diferentes materiales de O-Rings
Información de Parker O-Ring Hand book Catalog ORD 5700A/US 2-28
www.parker.com/o-ring

A partir de la tabla se observan los O-rings que soportan temperaturas mayores a 170 ° C: FMQ, FVMQ, FEPM, FKM, FFKM, VMQ, Para el diseño del proyecto se considera viable la utilización de O-rings FKM que su nombre comercial es Vitón.

A continuación se resaltan las características del sello mecánico a utilizar:

El vitón es el caucho fluorocarbonado o FKM, se le conoce como caucho fluorado, destaca por su excelente resistencia al calor, a los combustibles y a los químicos agresivos.

- • Extraordinaria resistencia a la temperatura; en continuo hasta 250°C e intermitentemente hasta 300°C.
- • Extraordinaria resistencia química.
- • Auto extingüible.
- • Excelente resistencia al ozono y a la intemperie.
- • Excelente deformación remanente a la compresión a altas temperaturas.
- • Satisfactoria resistencia al frío: entre -30°C y -50°C.
- • Es el caucho sintético más resistente a los hidrocarburos, tanto alifáticos como aromáticos y clorados.
- • Tiene una gran resistencia al agua y al vapor de agua hasta +150°C.
- • Excelente resistencia a ácidos y álcalis. Incluso oxidantes.
- • Débil resistencia a esteres y cetonas.

2.12. SELECCIÓN DE MATERIAL

Debido a que es necesario que el equipo sea ligero, resistente a la temperatura así como también alta resistencia a la corrosión, se debe hacer énfasis en la importancia de la selección de materiales, estos deben presentar baja densidad, contar con un buen acabado superficial y permitir una manufactura fácil, entre otras cosas.

Los materiales que presentan estas características y que son usados en equipos quirúrgicos son el aluminio y el acero inoxidable, por lo cual nos dimos a la tarea de seleccionar materiales con características físicas y mecánicas idóneas para nuestro proyecto, así como su fácil disponibilidad en el mercado mexicano.

El primer material a considerar será el aluminio; este metal se extrae del mineral conocido con el nombre de bauxita (Al_2O_2), por transformación primero en alúmina mediante el proceso Bayer y a continuación en aluminio mediante electrólisis. Ver figura 2.12.1

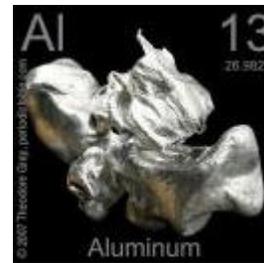
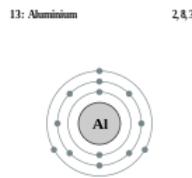


Figura 2.12.1 Aluminio (Al)

El aluminio posee una combinación de propiedades que lo hacen muy útil en la ingeniería mecánica, por su baja densidad (2.700 kg/m^3) y su alta resistencia a la corrosión. Mediante aleaciones adecuadas se puede aumentar sensiblemente su resistencia mecánica (hasta los 690 MPa). Es buen conductor de la electricidad, se mecaniza con facilidad y es relativamente barato; por ello, se utilizará para la fabricación de la empuñadora o carcasa del equipo.

Características físicas del Aluminio

- Es un metal ligero, cuya densidad o peso específico es de 2700 kg/m^3 (2,7 veces la densidad del agua).
- Tiene un punto de fusión bajo: 660°C (933 K).
- Es de color blanco brillante.
- Buen conductor del calor y de la electricidad.
- Resistente a la corrosión, gracias a la capa de Al_2O_3 formada.
- Abundante en la naturaleza.
- Material fácil y barato de reciclar.

Características mecánicas

- Entre las características mecánicas del aluminio se tienen las siguientes:
- De fácil mecanizado.
- Muy maleable, permite la producción de láminas muy delgadas.
- Bastante dúctil, permite la fabricación de cables eléctricos.
- Material blando (Escala de Mohs: 2-3). Límite de resistencia en tracción: 120-190 N/mm [120-190MPa] en estado puro, en estado aleado el rango es de 1400-6000 N/mm². El duraluminio es una aleación particularmente resistente.
- Material que forma aleaciones con otros metales para mejorar las propiedades mecánicas.
- Permite la fabricación de piezas por fundición, forja y extrusión.
- Material soldable.
- Con CO₂ absorbe el doble del impacto.
- Características químicas
-

Desde el punto de vista físico, el aluminio puro posee una resistencia muy baja a la tracción y una dureza escasa. El aluminio se utiliza rara vez 100% puro, casi siempre se usa aleado con otros metales. El aluminio puro se emplea principalmente en la fabricación de espejos, tanto para uso doméstico como para telescopios reflectores.

En cambio, unido en aleación con otros elementos, el aluminio adquiere características mecánicas muy superiores. A estas aleaciones se les conoce con el nombre genérico de Duraluminio, y pueden ser centenares de aleaciones diferentes. El duraluminio contiene pequeñas cantidades de cobre (Cu) (3-5%), magnesio (Mg) (0,5-2%), manganeso (Mn) (0,25-1%) y Zinc (3,5-5%).

Debido a su elevado estado de oxidación, se forma rápidamente al aire una fina capa superficial de óxido de aluminio (Alúmina Al₂O₃) impermeable y adherente, que detiene el proceso de oxidación, lo que le proporciona resistencia a la corrosión y durabilidad. Esta capa protectora, de color gris mate, puede ser ampliada por electrólisis en presencia de oxalatos.

La capa de óxido formada sobre el aluminio se puede disolver en ácido cítrico, formando citrato de aluminio.

El aluminio reacciona con facilidad con HCl, NaOH, perclórico, pero en general resiste la corrosión debido al óxido. Sin embargo, cuando hay iones Cu⁺⁺ y Cl⁻ es muy reactivo.

El Aluminio 6063 tiene excelente capacidad de extrusión, mediana resistencia mecánica, alta resistencia a la corrosión, buen acabado superficial, especial para anodizar. Ver figura 2.12.2

Material	Si	Cu	Fe	Mn	Mg	Ti	Zn	Cr
6063	0.20-0.6	0.10	0.35	0.10	0.45-0.9	0.10	0.10	0.10
6005	0.6-0.9	0.10	0.35	0.10	0.40-0.6	0.10	0.1	0.10
6060	0.30-0.6	0.10	0.10-0.30	0.10	0.35-0.6	0.10	0.15	0.05
6061	0.40-0.8	0.15-0.40	0.7	0.15	0.8-1.2	0.15	0.25	0.04-0.35

Densidad [gr/cm ³]	2.69	Coef. De dilatación (0 a 100)	23.4
Rango de fusión [C]	615 – 655	Conductividad Térmica (0 a100 C)	Temple T6: 201
Módulo de elasticidad [MPa]	68300	Resistividad a 20 C [μΩcm]	Temple T6: 3.3
Coefficiente de Poisson	0.33	Calor específico (0 a 100)	900

Figura 2.12.2 Composición y características del aluminio del aluminio 6063

Se utilizará un aluminio 6063, ya que cuenta con las características físicas y mecánicas adecuadas para la manufactura, y esta aleación actualmente es una de las más comerciales.

El acero inoxidable

Este tipo de acero fue inventado por Harry Brearley en 1912, cuando buscaba una aleación que presentara mayor resistencia al desgaste, situación que experimentaban los cañones de las pequeñas armas de fuego como resultado del calor despedido por los gases.

El acero inoxidable es un metal resistente a la corrosión, dado que el cromo que contiene posee gran afinidad por el oxígeno y reacciona con él formando una capa protectora, evitando así la corrosión del hierro. Sin embargo, esta película puede ser afectada por algunos ácidos como el ácido clorhídrico o fluorhídrico, y son atacados por las sales de ellos (cloruros, fluoruros, bromuros y yoduros), dando lugar a que el hierro sea atacado y oxidado por mecanismos intergranulares o picaduras generalizadas.

Según el efecto que tienen las aleaciones sobre la resistencia a la corrosión, éstos se pueden clasificar en:

- Elementos que mejoran la resistencia a la corrosión: cromo, magnesio y manganeso.
- Elementos que empeoran la resistencia: cobre, hierro, níquel, estaño, plomo y cobalto.
- Elementos que tienen poca influencia: silicio, titanio, zinc, antimonio, cadmio y circonio.

Tipos de aceros inoxidables.

Estas aleaciones a veces contienen níquel y pequeños porcentajes de silicio, molibdeno, tungsteno, cobre y otros elementos. Este vasto y complejo grupo de aleaciones se conoce como aceros inoxidables y normalmente se clasifican en 5 grupos:

1. ACEROS AUSTENÍTICOS
2. ACEROS MARTENSÍTICOS
3. ACEROS FERRÍTICOS
4. DUPLEX
5. ENDURECIDOS POR PRECIPITACIÓN

Como observamos, existe una diversidad de composiciones químicas para el acero inoxidable, las cuales le otorgan cualidades particulares y deseadas; pero en el ámbito médico para uso de implantes así como en la manufactura de instrumentos quirúrgicos, entre los más empleados en la industria médica se encuentran comúnmente los siguientes: 17-4, 304, 316, 316L, 455. Referidos generalmente como grados austeníticos estándares, como son 1.4301 (comúnmente conocido como 304 en denominación AISI) y 1.4401 (AISI316). Estos aceros inoxidables contienen entre un 17 a 18% de cromo y un 8 a 11% de níquel. El grado 1.4301 es adecuado en ambientes rurales, urbanos y ligeramente industriales, mientras que el 1.4401 es un grado más aleado y por tanto recomendable en ambientes marinos e industriales, así como en el área médica.

Las versiones de estos mismos grados con bajo contenido en carbono son 1.4307 (AISI 304L) y 1.4404 (AISI 316L) que se utilizan en la industria médica para equipo quirúrgico, siendo este último el que utilizaremos para fabricar las partes que integran el equipo quirúrgico. El argumento en pro es que el acero inoxidable 316L es una aleación

ampliamente utilizada en procesos industriales donde se requiere que el material tenga una elevada resistencia a la corrosión, inclusive superior a la ofrecida por el acero inoxidable 304.

La presencia de molibdeno en su composición química, en el orden de 2 a 3 % en peso, incrementa su resistencia a picaduras causadas por los cloruros y, por tanto, está especificada para resistir la acción corrosiva de diferentes agentes químicos. Por otra parte, el molibdeno también aumenta la resistencia a la fluencia del material a temperaturas elevadas, a través de endurecimiento por solución sólida, lo que hace que la aleación sea adecuada para la fabricación de componentes quirúrgicos. Ver Figura 2.12.3

Acero inoxidable	Resistencia a la tensión (MPa)	Elongación (%)
Acero 316L	515	40

Material Base	Composición Química (% en peso)									
	C	Mn	Si	S	P	Cr	Ni	Mo	O*	N*
AISI 316L	0,02	1,27	0,42	0,03	0,024	17,74	11,23	2,21	21	125
ER-316L-SI	0,02	1,65	0,92	0,02	0,022	19,16	12,28	2,51		

*Valores expresados en ppm.

OTK	ASTM	Rp0.2	Rp1.0	Rm	A	Dureza HB
4006	410	450 Mpa		730	20%	220 HB
4028	420	600 Mpa		800 Mpa	10%	245 HB
4016	430	240 Mpa		450 Mpa	20%	200 HB
4301	304	210 Mpa	250 Mpa	520 Mpa	45%	215 HB
4307	304L	200 Mpa	240 Mpa	500 Mpa	45%	215 HB
4541	321	200 Mpa	240 Mpa	500 Mpa	40%	215 HB
4401	316	220 Mpa	260 Mpa	520 Mpa	45%	215 HB
4404	316L	220 Mpa	260 Mpa	520 Mpa	45%	215 HB
4436	316HMo	220 Mpa	260 Mpa	530 Mpa	40%	215 HB
4432	316LHMo	220 Mpa	260 Mpa	520 Mpa	45%	215 HB
4571	316Ti	220 Mpa	260 Mpa	520 Mpa	40%	215 HB

Figura 2.12.3 Características y propiedades del Acero inoxidable 316L

Las aleaciones de titanio y cobalto, así como algunos aceros inoxidables, se encuentran dentro de los materiales empleados con mayor frecuencia en cirugía ortopédica. En los países más desarrollados, el acero inoxidable es utilizado únicamente para implantes temporales debido a que se sabe que su resistencia a la corrosión en medio fisiológico no es muy buena como la de otros compuestos. Sin embargo, el empleo de aleaciones de aceros inoxidables para implantes permanentes en países en vías de desarrollo es habitual como es el caso de México. Por lo tanto, es necesario incrementar el conocimiento acerca del comportamiento frente a la corrosión de este material así como de las características de la capa superficial generada en medio fisiológico, con el fin de poder controlar la toxicidad potencial de la liberación de iones metálicos en el organismo.

CONSIDERACIONES FINALES

Si tomamos en cuenta lo expresado en este apartado, hemos podido exponer lo concerniente al tema de “diseño”. Son muchos materiales que se pueden utilizar para fabricar el equipo, teniendo presente las complejas relaciones entre la selección de diferentes parámetros de cada material, para un componente en específico; aparte hay que tomar en cuenta los considerables procesos de fabricación disponibles que se pueden usar en la actualidad.

A través de los puntos y subcategorías que se han vertido en este apartado, se ha buscado plantear con claridad, la selección de los elementos que conformaran el equipo quirúrgico que se ha pretendido proponer como tema de este trabajo de investigación.

CAPÍTULO 3. DISEÑO DE DETALLE

3.1.1 DISEÑO DE DETALLE DEL PROTOTIPO

En la fase anterior se han determinado las especificaciones del producto, con las cuales se han establecido las características de diseño, si esta fase de trabajo se realizó correctamente, se tendrá el producto perfectamente definido y se estará en condiciones de realizar el Diseño de detalle.

Se estableció un procedimiento sistemático en la elección de los materiales con el fin de que fuera más práctico, ordenado y sencillo. Asimismo, se ha destacado que el diseño y la fabricación del equipo, se realizaría por computadora (CAD) con el software Solid Edge; se insiste en que la integración de base de datos de propiedades del material con algoritmos de diseño asistido por computadora (CAD), así como software de fabricación de prototipos en 3d tiene una serie de beneficios en el diseño que se pretende crear, y esto se ha convertido en un requisito indispensable para la industria actual que busca optimizar la calidad, disminuir costos y acortar tiempos de diseño y producción.

Tomando en consideración la demanda del mercado de productos cada vez más económicos, de mayor calidad y cuyo ciclo de vida se reduce cada vez más, se hace necesaria la intervención de computadoras para poder satisfacer estas exigencias.

A lo largo de este capítulo se describe el método de construcción del prototipo, de acuerdo con lo estudiado, y analizado en el diseño conceptual donde se ha determinado lo siguiente:

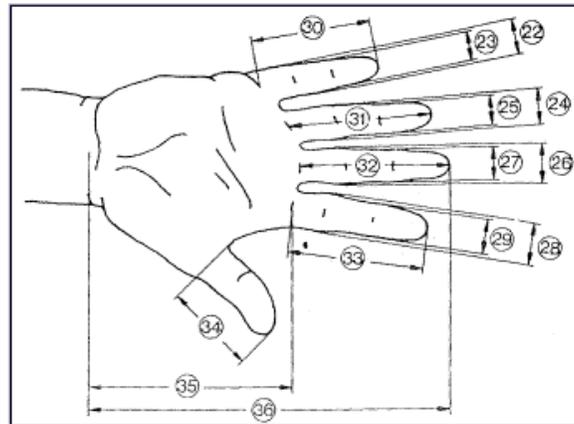
- **La carcasa será manufacturada en aluminio 6063, posteriormente se aplicará un anodizado como recubrimiento dando una apariencia agradable a la vista y al mismo tiempo lograr la resistencia a la corrosión que requiere la carcasa.**
- **Los espaciadores, anillos de sujeción serán hechos bajo el mismo procedimiento de Aluminio y anodizado como recubrimiento.**
- **Ejes, rodamientos de transmisión y rotación serán fabricados con acero inoxidable tipo 316L el cual es de uso quirúrgico.**
- **Utilizaremos rodamientos de acero inoxidable respetando una velocidad de rotación mínima de 18000 RPM que es lo que motor estaría trabajando en su capacidad máxima.**
- **Seguros, rondanas, balines, rondanas de presión y todos los tornillos utilizados son de acero inoxidable en medidas milimétricas.**
- **En cuanto a los sellos mecánicos y estáticos se utilizará el Fluoro elastómero (Vitón), el cual alcanza temperaturas mayores a 200°C, y soporta la esterilización de los equipos, así como características de resistencia en ambientes hostiles y corrosivos, como puede ser la sangre, grasa, vapor de agua y alta temperatura.**

3.2.1 ERGONOMÍA

Medidas antropométricas de la mano

Las medidas con las cuales se realizó el diseño del dispositivo fueron tomadas de datos estadísticos de la mano derecha de hombres y mujeres según la Norma DIN 33-402-2°, con edades de entre 18 y 65 años³.

En las siguientes figuras se muestran las medidas de las manos de acuerdo a la Norma ISO, las cuales fueron usadas en el diseño de la herramienta. Ver figura 3.2.1 y 3.2.2.

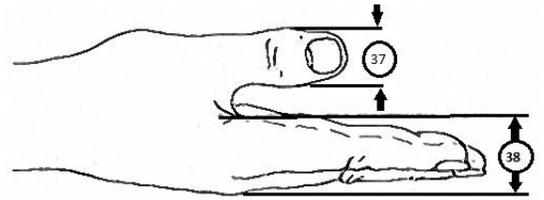


Dimensiones en mm.		Hombre 95% percentil	Mujer 95% percentil
22	Ancho del meñique en la palma de la mano	15	13
23	Ancho del meñique próximo de la yema	13	11
24	Ancho del dedo anular en la palma de la mano	18	14
25	Ancho del dedo anular próximo a la yema	15	12
26	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	19	16
27	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	16	13
28	Ancho del dedo índice en la palma de la mano	19	16
29	Ancho del dedo índice próximo a la yema	16	13
30	Largo del dedo meñique	60	56
31	Largo del dedo anular	75	71
32	Largo del dedo mayor	81	75
33	Largo del dedo índice	73	67
34	Largo del dedo pulgar	65	58
35	Largo de la palma de la mano	107	98
36	Largo total de la mano	184	172

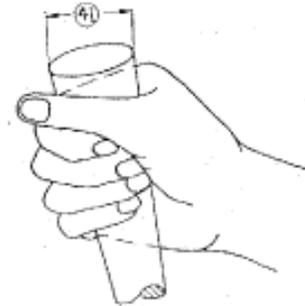
Figura 3.2.1 frecuencias de las medidas antropométricas de la mano.

³ <http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=64>

Dimensiones	PERCENTIL	
	Hombres	Mujeres
En cm.	95%	95%
37 Ancho del dedo pulgar	2.3	1.9
38 Grosor de la mano	2.8	2.6



Dimensiones mm.	Hombres 95%	Mujeres 95%
39 Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	110	95
40 Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	90	80
41 Diámetro de agarre de la mano*	148	140
42 Perímetro de la mano	22	200
43 Perímetro de la articulación de la muñeca	18	17



* Las medidas corresponden al anillo descrito por los dedos pulgar e índice

Figura 3.2.2 Medidas principales de la mano (Según Norma DIN 33.402 segunda parte)

3.3.1 DISEÑO DE LA CARCASA

Para llevar a cabo el diseño se basó en equipos comerciales que existen en el mercado, siendo las marcas estudiadas como: MicroAire, Stryker, Zimmer Hall, Syntesse y Hitachi; se obtuvo un modelo ergonómico de acuerdo a nuestros rasgos morfológicos para que de esta forma se pudieran cubrir las necesidades de su entorno de trabajo.

Posteriormente se procedió a diseñar y modelar la carcasa del equipo, se tomó en cuenta principalmente el tamaño del motor, ya que este elemento es primordial; con el fin de mantenerlo libre de cualquier humedad, ya que este no viene sellado de fábrica, por lo tanto la carcasa debe ser hermética para impedir el paso de humedad o líquidos, con el fin de no dañar los componentes internos del equipo.

Para el diseño y modelado en 3D se utilizó el software Solid Edge con sus características ya especificadas anteriormente, integrando los elementos necesarios, así como realizando las adecuaciones para su acondicionamiento. Ver figura 3.3.1.

Los planos del diseño se encuentran en el anexo 1 de la presente tesis.

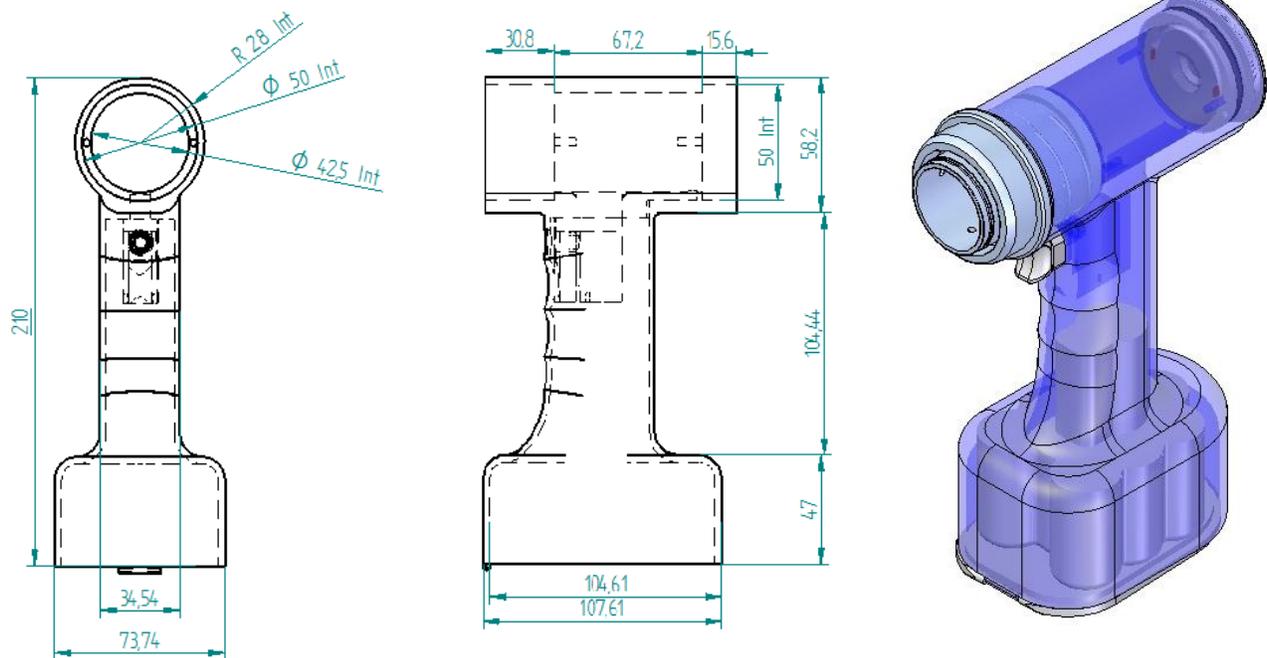


Figura 3.3.1 Carcasa (vista frontal y lateral) e Isométrico en Solid Edge.

3.4.1 PROTOTIPO EN 3D

Por medio del software de Solid Edge, se realizó el diseño CAD; posteriormente se pasó a un ambiente de modelado mediante la técnica de impresión tridimensional, fabricando un prototipo rápido utilizando la impresora Dimension SST del Laboratorio de Manufactura Avanzada; con este procedimiento se obtuvo un modelo impreso en ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), y de esta manera obtuvimos una impresión en 3D lo suficientemente rígida y con las características adecuadas para poder analizar con mas detalle el modelo antes de su fabricación final. Ver figura 3.4.1.

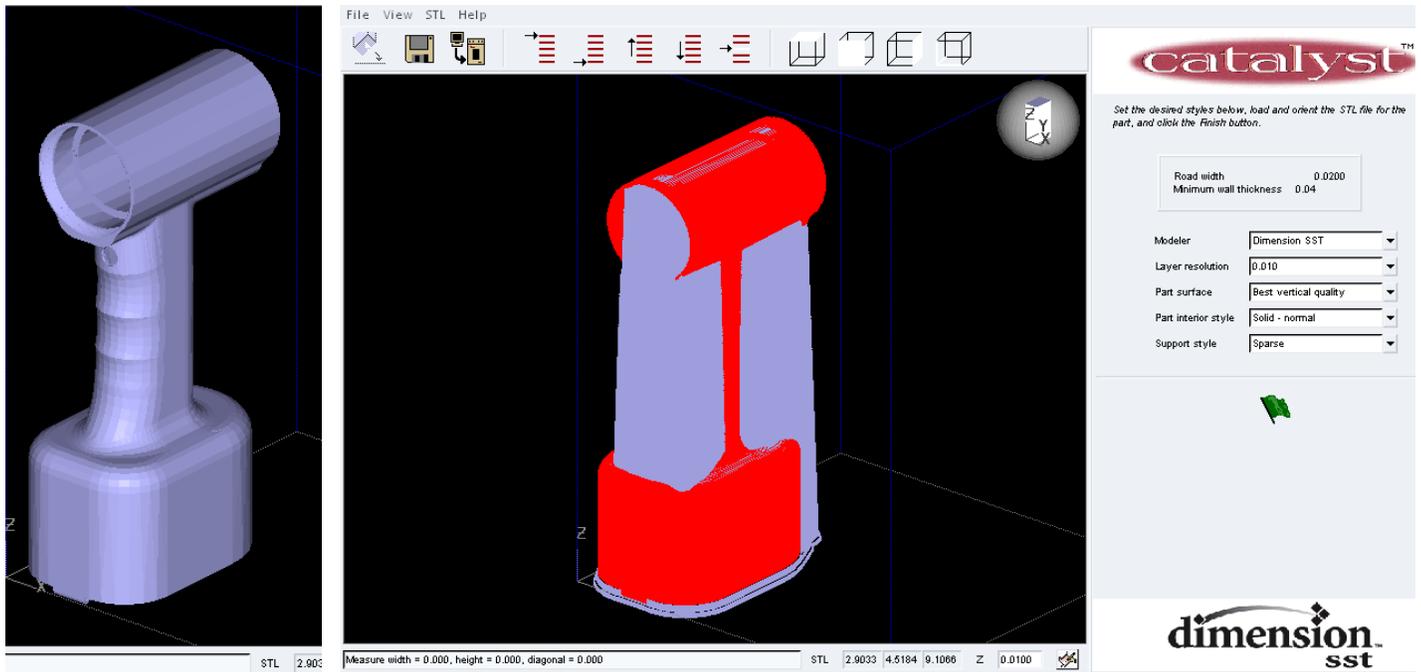


Figura 3.4.1 Simulación de Impresión 3D.

Cabe mencionara que en el proceso de impresión del prototipo en 3D se tuvieron que ajustar los parámetros, tolerancias y estrategias del proceso de deposición, con el fin de producir un prototipo de calidad, como fue el tipo de resolución de la capa, la orientación de los objetos, el tipo de estructura interna, aunque cambiando estos parámetros se tuvo la problemática en las roscas de la carcasa, por tal motivo se tuvo que realizar la impresión sin roscado ,ya que la cuerda es muy fina, es mayor a las tolerancias mínimas de la impresora, y este detalle del roscado no se imprimía correctamente en nuestro modelo. Por lo cual se tuvo que ajustar el diseño. Ver figuras 3.4.2 y 3.4.3.

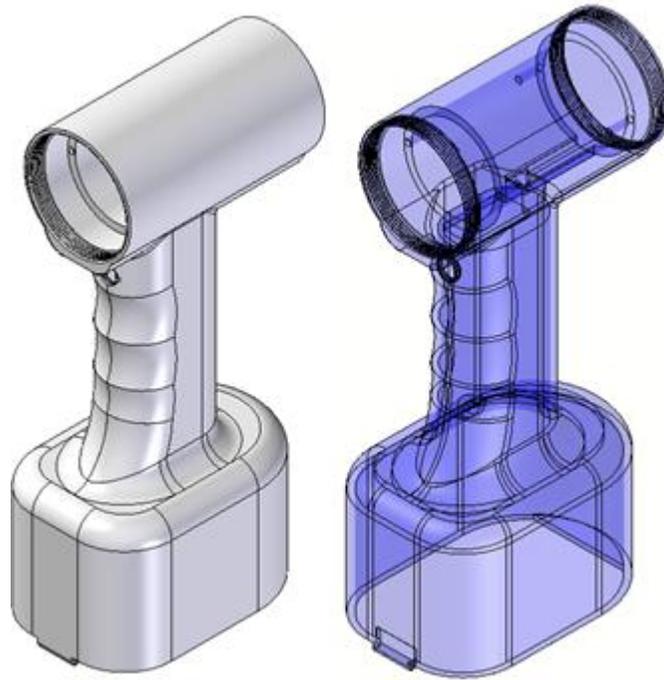


Figura 3.4.2 Vista en isométrico de la carcasa donde se observa la rosca interior.

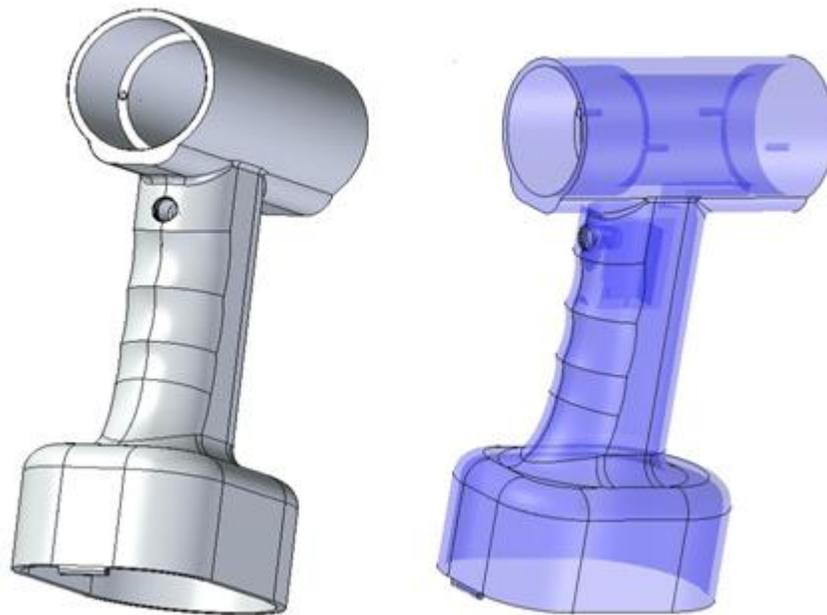


Figura 3.4.3 Vista de carcasa sin roscado.

Con ello se obtuvo un prototipo fabricado con polímero ABS el cual presenta buenas características de resistencia y funcionalidad, permitiendo generar la pieza con las especificaciones que se requieren.

En las figuras siguientes se muestra el desarrollo del prototipo 3D en la Impresora Dimension SST con base en los parámetros que se establecieron. Ver Figura 3.4.4.

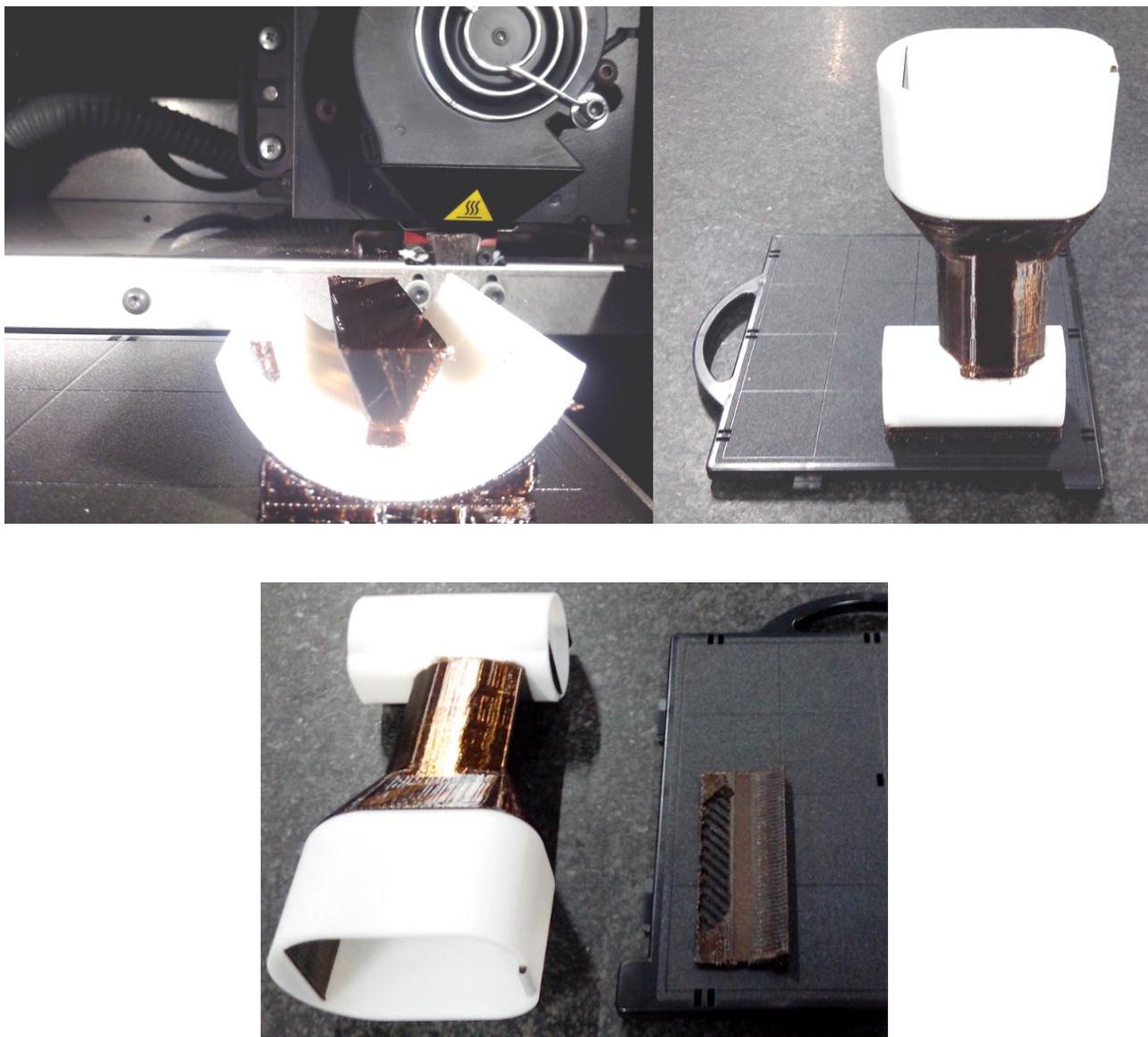


Figura 3.4.4 Proceso de construcción prototipo 3D en ABS.

Posteriormente a la impresión de la carcasa en ABS se realizó otra impresión 3D, pero esta vez de la parte interna de la carcasa (corazón o el negativo) fabricado en la impresora 3D ZPrinter; la cual utiliza como materia prima polvo cerámico, el cual se va depositando por capas, y posteriormente se solidifica con un aglomerante líquido, el cual se debe dejar secar una hora para que el aglutinante endurezca totalmente y limpiar la pieza con cuidado. La pieza está lista para poder ser utilizado como molde del corazón para el proceso de fundición. Ver figura 3.4.5.

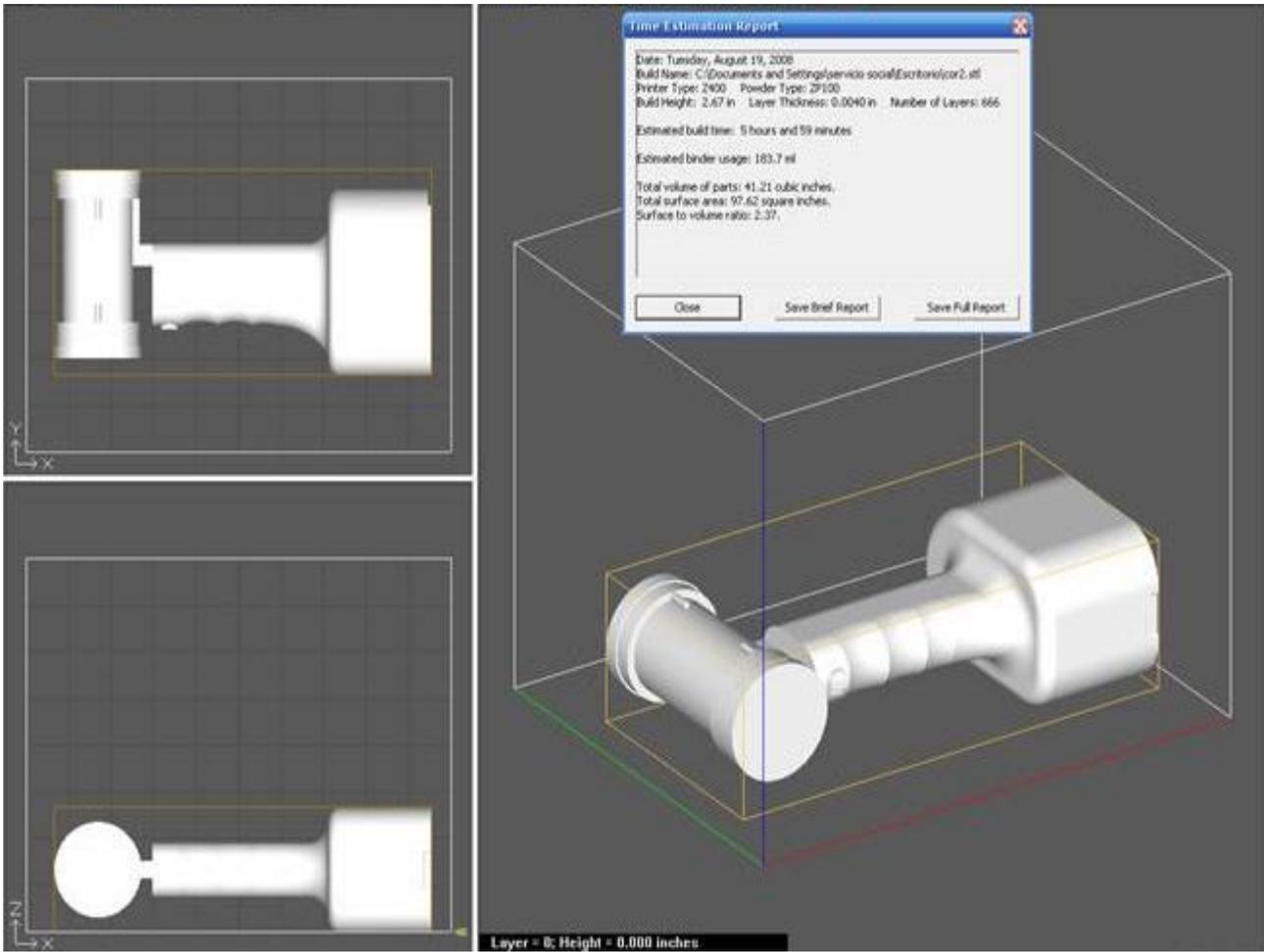


Figura 3.4.5 Corazón del prototipo rápido en el software ZPrinter.

Las figuras que se muestran a continuación son los prototipos de impresión en 3D que se utilizaron como corazón, para poder ser utilizados en el proceso de función en arena verde. Ver figura 3.4.6 y 3.4.7

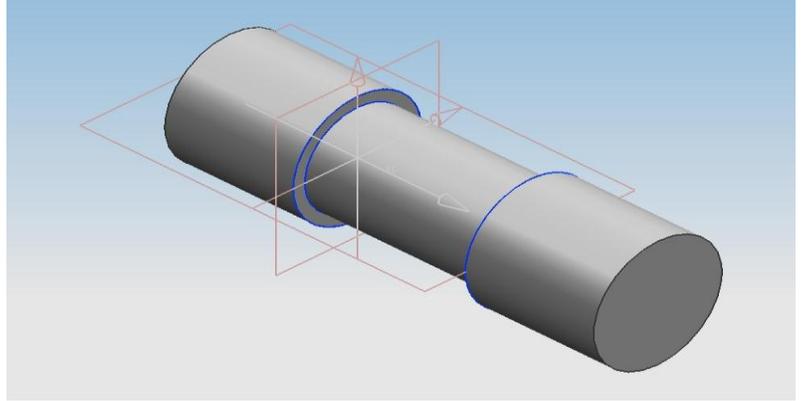
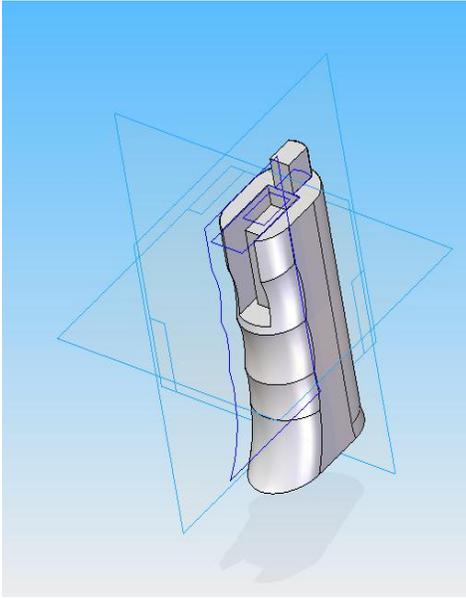


Figura 3.4.6 Corazón del mango y la parte en donde se colocará el motor.

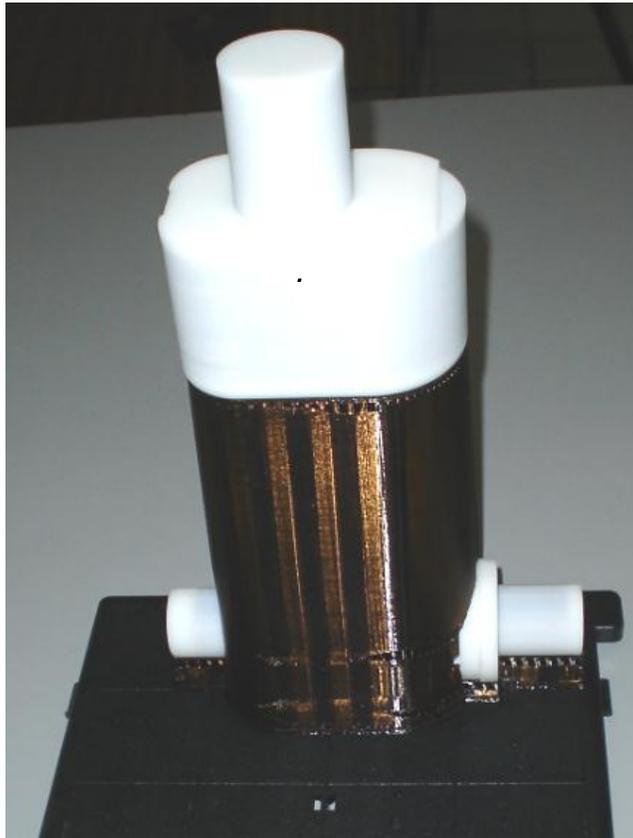
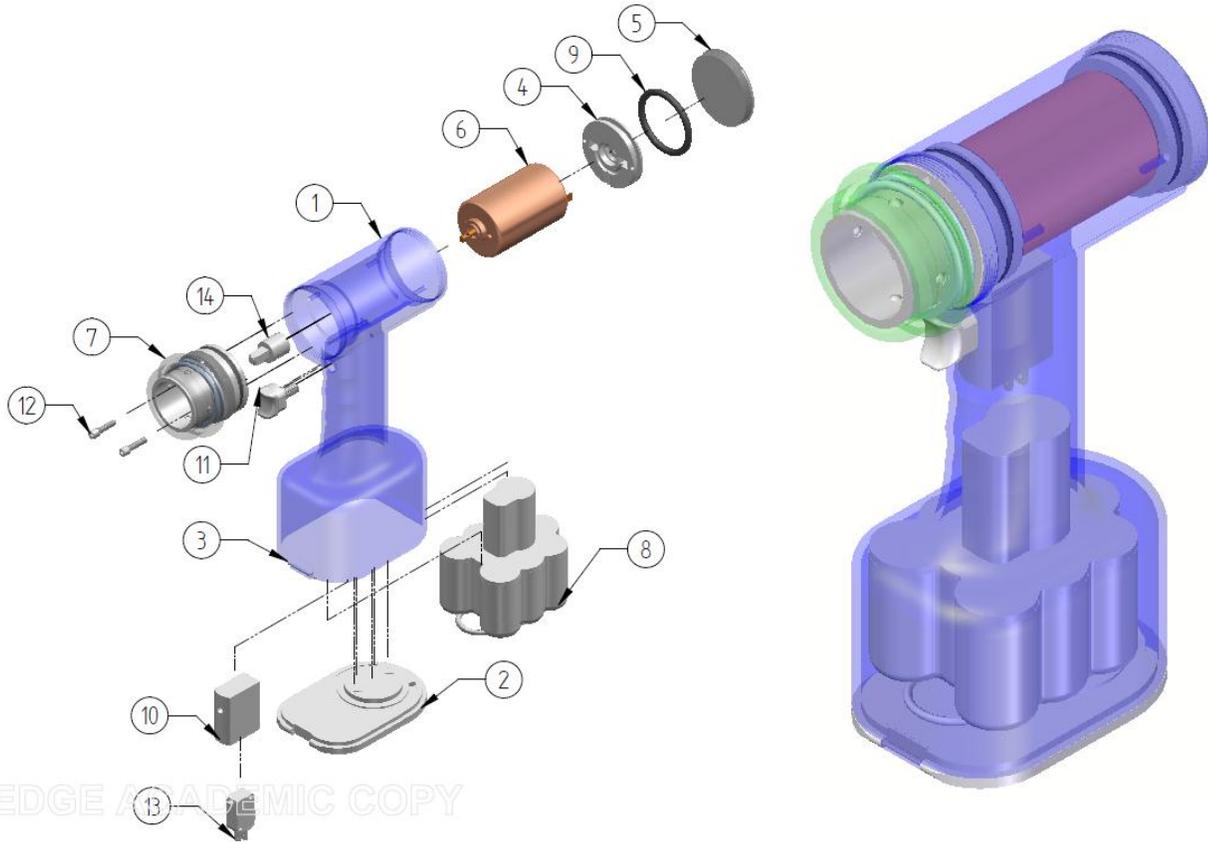


Figura 3.4.7 Corazón impreso en ABS.

3.5.1 ENSAMBLE Y ESTUDIO MECÁNICO:

En este punto nos referimos al estudio funcional de cada elemento y es aquí donde una vez validado el diseño de la carcasa realizamos el correcto ensamble y funcionamiento de los sistemas mecánicos. Ver figura 3.5.1



ID	Nombre	Material	Cantidad
1	Carcasa	Aluminio	1
2	Tapa de la carcasa	ABS	1
3	Perno	Acero inox. 316 L	1
4	Sujetador trasero	Aluminio	1
5	Tapón trasero	Aluminio	1
6	Motor	-	1
7	Boquilla	Ver Figura	1
8	Módulo Baterías	ABS	1
9	O_rings	Viton	2
10	Caja gatillo	Aluminio	1
11	Gatillo	Ver figura	1
12	Tornillos	Acero inox. 316 L	2
13	Interruptor	Acero inox. 316 L	1
14	Eje	Acero inox. 316 L	1

Figura 3.5.1. Listado de los componentes del equipo diseñado.

A continuación se explica la integración de los elementos principales, con el fin de definir los componentes de los distintos sistemas que integran el producto; los planos del diseño con mayor detalle se encuentran en el anexo 1 de la presente tesis.

3.5.2 SELLOS MECANICOS

El equipo requiere de sellos en el cierre de la carcasa por la parte posterior del motor y en la parte de adelante, con el fin de evitar que el vapor generado en el proceso de esterilización dañe los componentes internos de nuestro equipo, así mismo evitar que los fluidos generados durante una cirugía puedan penetrar hacia el interior del equipo quirúrgico. **Se utilizará un sello mecánico el vitón considerando que la temperatura de esterilización no es mayor a los 125° C.** Ver figura 3.5.2

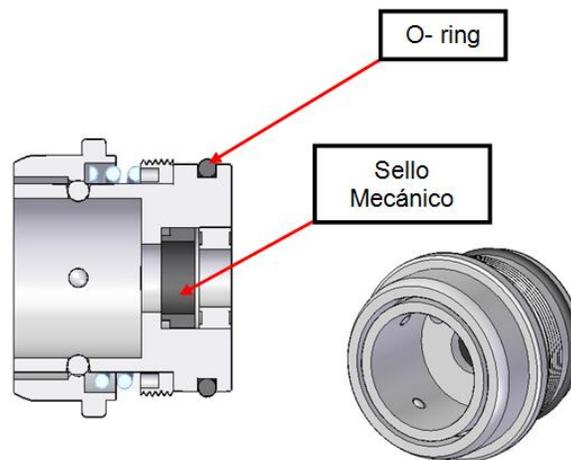


Figura 3.5.2. Vistas de corte e isométrico de la boquilla en la cual se observan el sello mecánico y o-ring.

3.5.3 BOQUILLA DE SUJECIÓN DE HERRAMIENTAS

El diseño fue realizado con el propósito de facilitar el intercambio de herramientas y facilitar el acoplamiento a la máquina propuesta; para ello se implementó una boquilla que permite el fácil intercambio de la sierra de corte y de la perforador para taladrar, dicha herramienta tiene un sistema sencillo (plug-push) el cual se activa al presionar un cilindro con un resorte, que libera el sistema de sujeción y así es posible intercambiar las herramientas sin necesidad de elementos adicionales como son tornillos o remaches. El diseño a detalle se muestra en la figura 3.5.3, así mismo se muestra la posición en la que se deben colocar los sellos y oring, ya descritos en el punto anterior y en la figura 3.5.2.

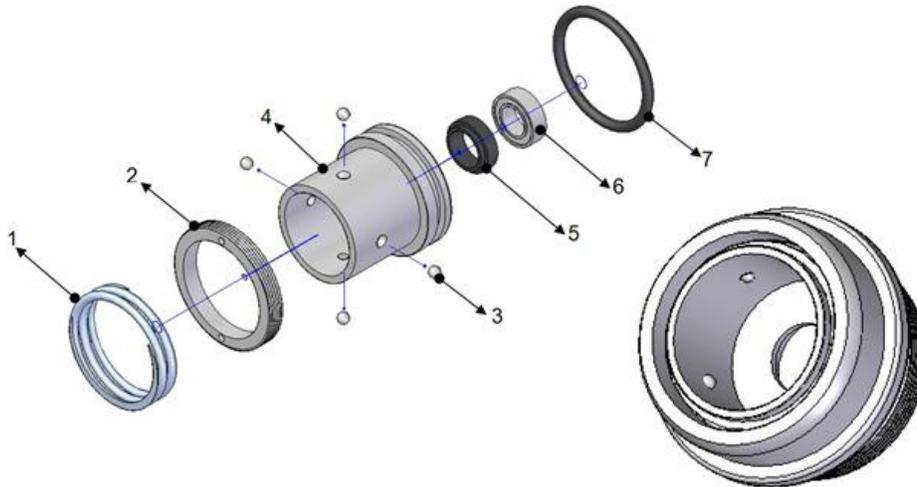


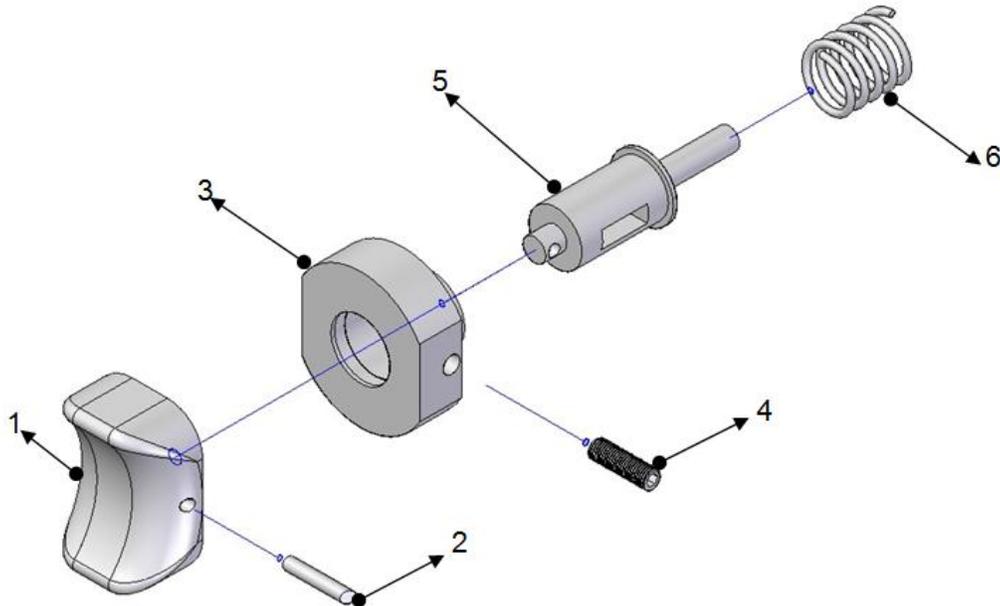
Figura 3.5.3. Diagrama explosivo de la boquilla.

Descripción de los elementos que componen al sistema de sujeción de las herramientas.

ID	Pieza	Material	Función
1	Resorte.	Acero inoxidable.	Mantiene el seguro del sistema pug-plush en una sola posición para que los balines mantengan fija la herramienta.
2	Cuerda de sujeción	aluminio	Sujeta a la carcasa la boquilla para que no se gire cuando esté en funcionamiento el motor
3	Balines	Acero inoxidable	Sujetar y asegurar en cuatro puntos a la herramienta de esta forma se garantiza que la herramienta no se mueva de su posición.
4	Boquilla	Acero inoxidable	Mantiene en su posición a las herramientas
5	Sello Mecánico	Vitón	Evitar la entrada de humedad al interior de la carcasa del instrumento quirúrgico, en el proceso de esterilización
6	Balero	Acero inoxidable	Es un soporte del eje, el cual permite el giro correcto de este.
7	Oring	Viton	Sella la superficie entre la boquilla y la carcasa evitando la entrada de fluidos y vapor.

3.5.4 GATILLO.

El sistema del gatillo nos permite activar un interruptor que acciona el motor, el sistema es sencillo, consta de un resorte y un eje el cual es empujado por el resorte este a su vez está sujeto por un buje con rosca y un opresor. Ver figura 3.5.4



ID	Pieza	material	Función
1	Gatillo	Aluminio	Permite accionar el motor
2	Perno del gatillo	Acero inoxidable	Sujeta el gatillo al eje
3	Tuerca	Acero inoxidable	Sujeta los elementos a la carcasa.
4	Tornillo opresor	Acero inoxidable	Permite el desplazamiento del eje a una cierta distancia y lo retiene en el regreso
5	Eje del gatillo	Acero inoxidable	
6	Resorte	Acero inoxidable	

Figura 3.5.4 Gatillo o actuador del sistema.

3.5.5 CONTENEDOR DE BATERÍAS.

La configuración de las baterías es muy importante ya que estas, no estarán expuestas a altas temperaturas durante el proceso de esterilización estas deben ser removidas del equipo para evitar daños por las altas temperaturas generadas en el proceso de esterilización

Se diseñó una configuración en la cual las baterías están empaquetadas, de tal forma que sea fácil su intercambio y colocación al retirarlas del equipo. Con ayuda del software CAD (Solid-Edge) se realizó la configuración del acomodo de las baterías, y a partir de este se diseñó el contenedor que se muestran en la figura 3.5.5, también se muestra el proceso de estereolitografía para el prototipo del contenedor de baterías en la figura 3.5.6

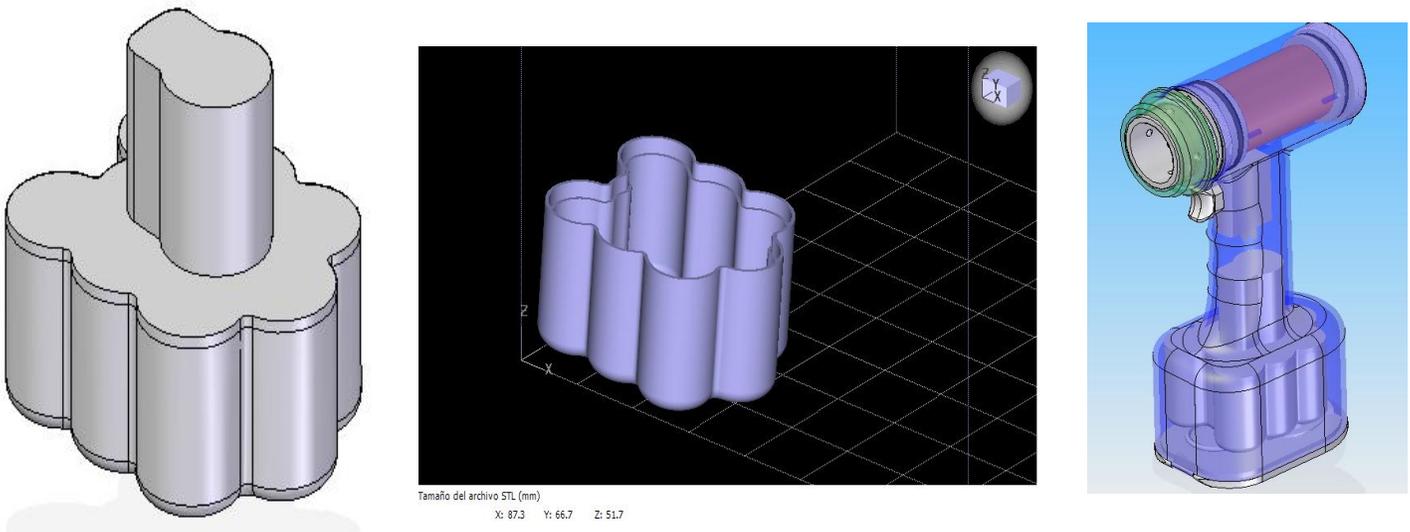


Fig. 3.5.5. Contenedor de baterías.

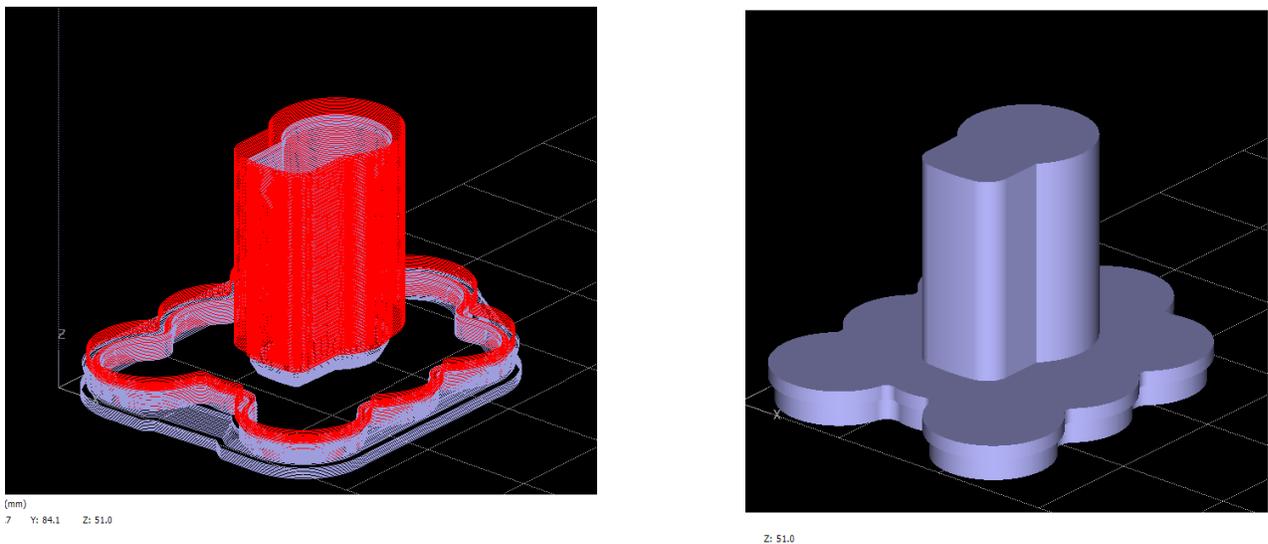


Figura 3.5.6. Trayectorias de fabricación del prototipo de la tapa del contenedor de pilas.

Para el contenedor de baterías se realizó una impresión en 3D, utilizando material ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno). Cabe señalar que este material es uno de los posibles a utilizar en la construcción del contenedor de baterías, por las características y propiedades que tiene el ABS:

El acrilonitrilo butadieno estireno proporciona:

- Resistencia térmica.
- Resistencia química.
- Resistencia a la fatiga.
- Dureza y rigidez.

El butadieno proporciona:

- Ductilidad a baja temperatura.
- Resistencia al impacto.
- Resistencia a la fusión.

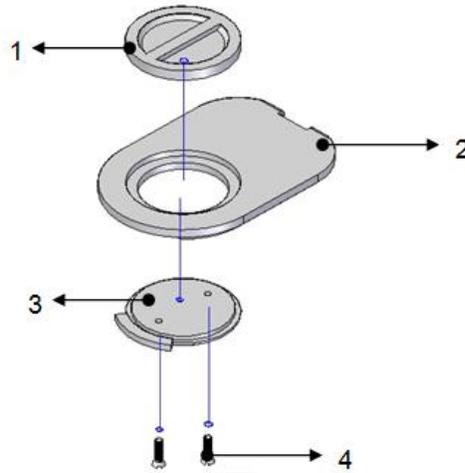
El estireno proporciona:

- Facilidad de procesado. (fluidez)
- Brillo.
- Dureza y rigidez.

Así mismo, cuando el equipo tenga que esterilizarse por medio de vapor de agua, se diseñó un compartimiento basado en el contenedor de las baterías, que consta de una compuerta que abre y cierra herméticamente por medio de bisagras.

3.5.6 SISTEMA DE CIERRE Y ASEGURAMIENTO DE CONTENEDOR DE BATERÍAS.

La apertura y cierre de la escotilla o tapadera de la carcasa, constan de un sistema sencillo. El cual consiste en girar una simple perilla de aseguramiento, el cual está diseñado para un cierre-apertura rápido y confiable en el momento de cambio de baterías. Esto se muestra con detalle en la figura 3.5.7.



ID	Pieza	material	Función
1	Perilla	Aluminio	Permite girar el seguro de la tapa de las baterías
2	Tapa inferior del compartimiento de baterías	Aluminio	Permite cerrar herméticamente para impedir la entrada de vapor y fluidos.
3	Seguro	Aluminio	Es el seguro de cierre de puerta
4	Tornillos	Acero inoxidable	Sujetan a la perilla y al seguro al mismo tiempo a la tapa.

Figura 3.5.7 Tapa del contenedor del equipo.

3.5.7 ACCESORIOS PARA EL SISTEMA DE CAMBIO DE HERRAMIENTAS.

A continuación se muestran las herramientas ya existentes en el mercado actual, que son compatibles y apropiadas a nuestro diseño, principalmente de la marca HITACHI, donde se tienen cabezales ó broqueros de diferentes medidas, así como cabezal para la sierra oscilante y recíprocante, que permite el montaje y cambio de forma rápida y sencilla (push - plug), se pueden observar en las siguientes figuras 3.5.8 y 3.5.9.

En el caso de la boquilla con broquero, es un dispositivo donde se introducen las brocas, equipado con mordazas para la sujeción en tamaños de 1/4", 3/8" y 1/2" que indica el diámetro del vástago de las brocas.

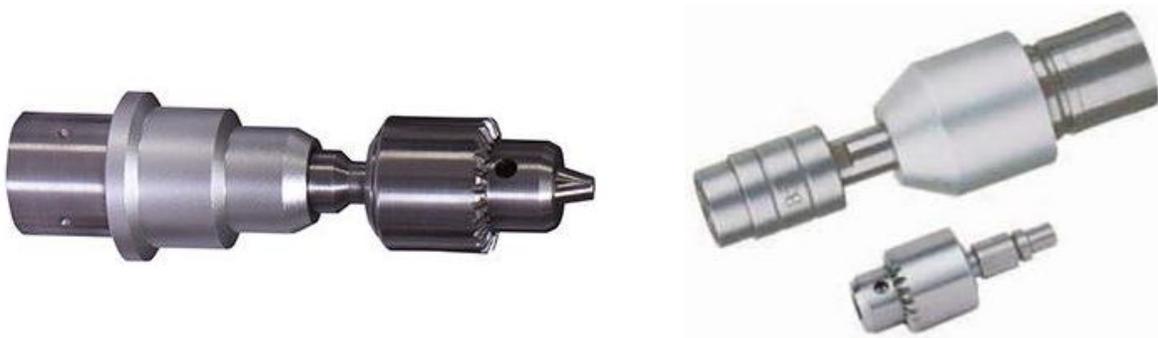


Figura 3.5.8 Broquero de acero inoxidable.



Figura 3.5.9 Cabezal porta sierra oscilante y recíprocante de acero inoxidable.

3.6.1 ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO DE LA CARCASA.

Para el diseño de la carcasa se realizó un análisis por elemento finito para este caso se utilizó el NX (Unigraphics), el material propuesto fue el aluminio 6063, con el cual, se realizaron pruebas de deformación aplicando fuerzas y momentos.

Es necesario determinar las restricciones correctas del modelo, estas restricciones sirven para dar a conocer al programa que elementos son movibles y cuáles no, el siguiente paso, es necesario determinar la posición de la fuerza o peso que será aplicado al modelo así como su magnitud figura. Con los parámetros definidos, ya es posible crear la malla del modelo sobre la cual se realizará el estudio.

El procedimiento de diseño considera tanto la respuesta a fuerzas aplicadas por el motor, la fuerza humana aplicada y la dureza del hueso en cuestión, la fuerza humana se determinó en 1000 N, considerando una persona de 100 kg. Aunque este valor es exagerado no soporta todo el peso de la persona el equipo.

Las condiciones de frontera para el análisis fueron: como la pieza se sujeta con la mano se considera un apoyo fijo en la base de la pieza, dos fuerzas en los soportes que sujetan al motor, que de acuerdo a las especificaciones del motor ejercerá una fuerza de 12.5 N por lado y cuando se lleve el corte se ejercerá una fuerza aproximadamente de 196 N. Ver figura 3.6.1.

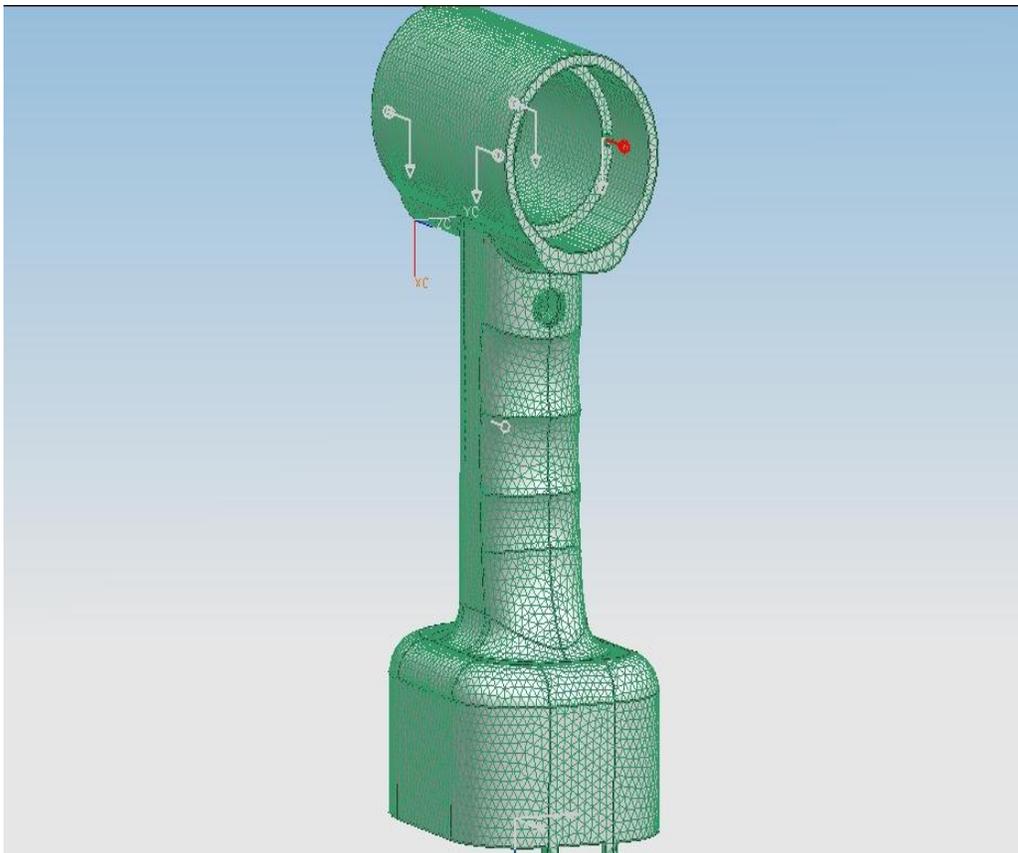


Figura 3.6.1 mallado de la carcasa. No 3

Con el análisis se obtuvieron las siguientes gráficas de desplazamiento del modelo, contando estas con un espectro de colores que determina la magnitud tanto del estrés como del desplazamiento en el modelo.

En el primer estudio (ver figura 3.6.2) se muestra el análisis de cargas estáticas del modelo, se puede observar que el mayor estrés está concentrado en la parte superior, el mayor desplazamiento que se genera en la carcasa de acuerdo a las fuerzas aplicadas tanto por el motor y la fuerza generada por la persona es de $D_{\text{máx}} = 5.886 \times 10^{-2}$ mm.

Esto era de esperarse ya que es en esos puntos en donde el peso recae con mayor fuerza. Sin embargo los valores mostrados no representan ningún problema.

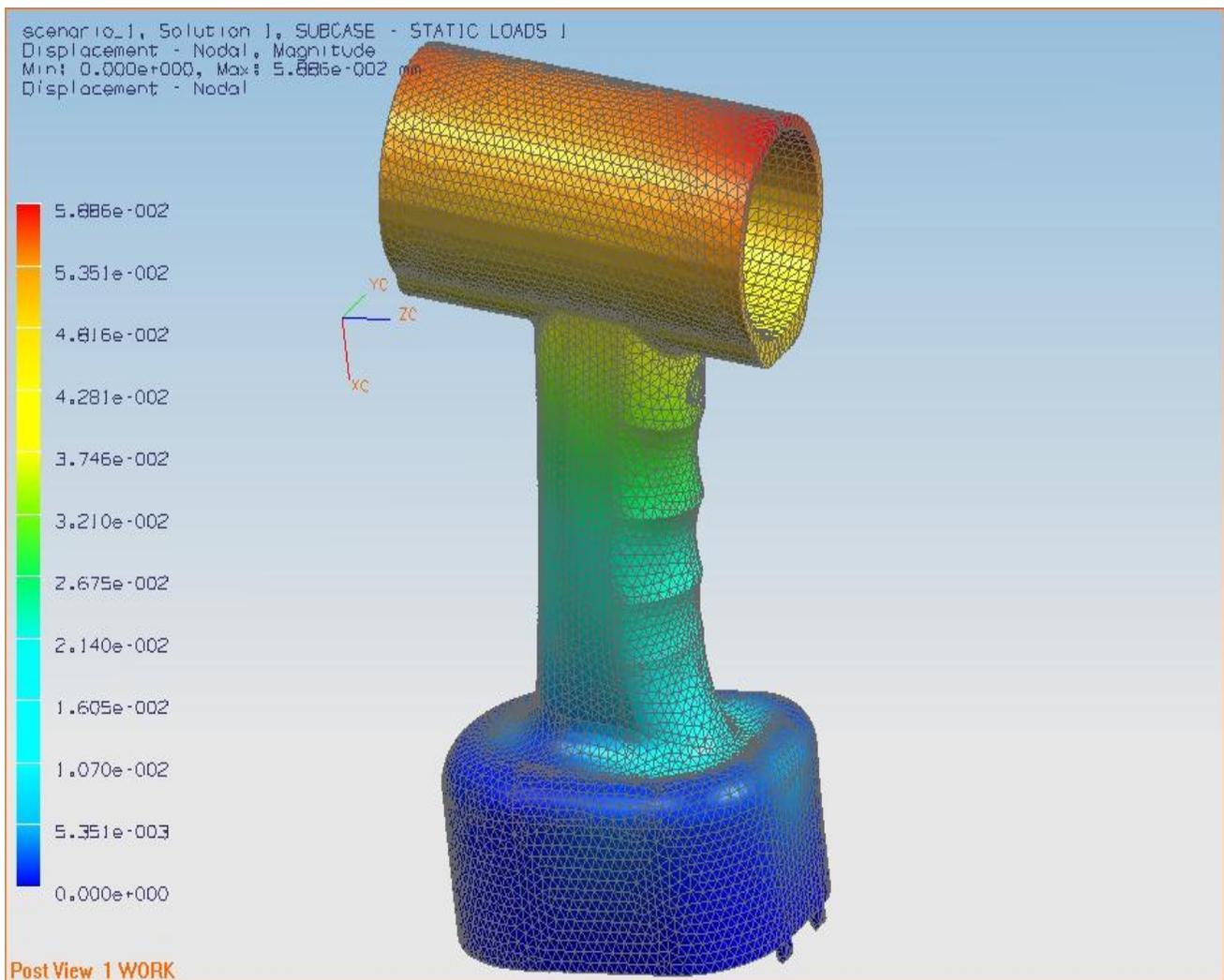


Figura 3.6.2 Desplazamiento máximo.

Los resultados generales del análisis cualitativo de la estructura indica que el esfuerzo máximo que se genera, alcanza valores promedio de 240.7 (MPa) y esto es en las zona donde se sujeta el motor, como se muestra en la figura 3.6.3

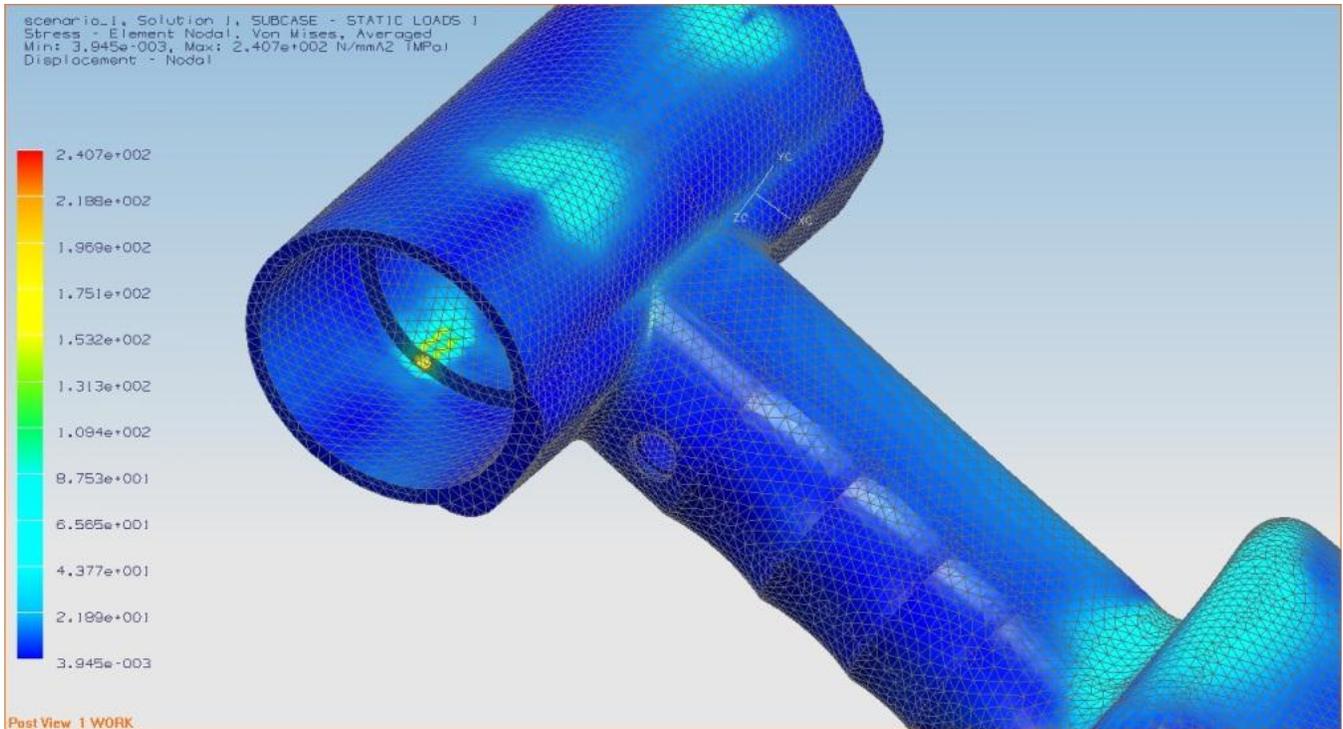


Figura 3.6.3 Gráfica de análisis de esfuerzos.

Se obtienen las gráficas de estrés y desplazamiento del modelo, contando estas con un espectro de colores que determina la magnitud tanto del estrés como del desplazamiento en el modelo lo cual se muestra en la figura 3.6.3 , falta por realizar pruebas físicas al prototipo.

3.7.1 SISTEMA ELÉCTRICO.

Dentro del sistema eléctrico las partes que consideramos más importantes son el motor y las baterías, la función principal del sistema eléctrico es el proveer la energía necesaria para el arranque y el correcto funcionamiento de los accesorios, aun en las peores condiciones de operación.

3.7.2 MOTOR.

Las restricciones principales para el diseño es el tamaño del motor junto con las características de torque, velocidad y compatibilidad, las especificaciones que deben cumplir dicho equipo son.

1. **Voltaje de Motor de 12 volts**
2. **16000-18000 RPM**
3. **Torque 500 mN.m**

Para realizar el corte del hueso humano es necesario que el motor suministre 12000 - 18000 rpm este dato se obtuvo haciendo pruebas, comparado con el torque y velocidad de otros motores neumáticos que opera a una presión de trabajo de 100 lbs y de otros motores eléctricos de los equipos de la marca Micro Aire y Stryke.

Para generar un arco de 5° grados cuando se usa la sierra oscilatoria, se utiliza una cabeza excéntrica con una pequeña leva, para generar el movimiento requerido.

Para el taladro se tiene que utilizar un sistema planetario reductor de engranes para reducir estas velocidades 12000-18000 rpm a 750rpm.

Las velocidades que se requieren para los diferentes procesos son:

Velocidad de sierra quirúrgica: 12.000 a 18000 rpm

Velocidad de taladro quirúrgico: 1.000 rpm/torque: 17,7 in-lbs equivalente 2 Nm

Velocidad de fresado quirúrgico: 250, 350, 500 rpm/torque: 185,8 in-lbs equivalente a 21 Nm (utilizando el 250 RPM)

En la figura 3.7.1 se muestran las especificaciones del motor que se eligió, el cual es de 12 volts, trabaja a 18700 RPM, con un torque de para de 5N*m (44 lbf.in), y un peso aproximado de 320 gramos, de la marca Tec



TMTR- 630TR SERIES

MODELO	VOLTAJE		SIN CARGA (no load)		MAXIMA EFICIENCIA			PARO (stall)		
	RANGO DE OPERACIÓN	NORMAL	VELOCIDAD	CORRIENTE	VELOCIDAD	CORRIENTE	TORQUE		TORQUE	
			rpm	A	rpm	A	mN-m	g-cm	mN-m	g-cm
TMTR-630TR	6.0-15	12V constante	18700	2.20	16000	1.360	69.6	710	500.0	5100

VOLTAJE		SIN CARGA	
RANGO DE OPERACIÓN	NORMAL	VELOCIDAD rpm	CORRIENTE A
6-15	12V CONSTANTE	18700	2.20

MAXIMA EFICIENCIA 12V				PARO	
VELOCIDAD rpm	CORRIENTE A	TORQUE		TORQUE	
		mN-m	g-cm	mN-m	g-cm
1600	1.360	69.6	710	500	5100

Figura 3.7.1. Características eléctricas del motor seleccionado.

A continuación se muestran las dimensiones del motor, así como el explosivo del ensamble con la carcasa ver figura 3.7.2, 3.7.3

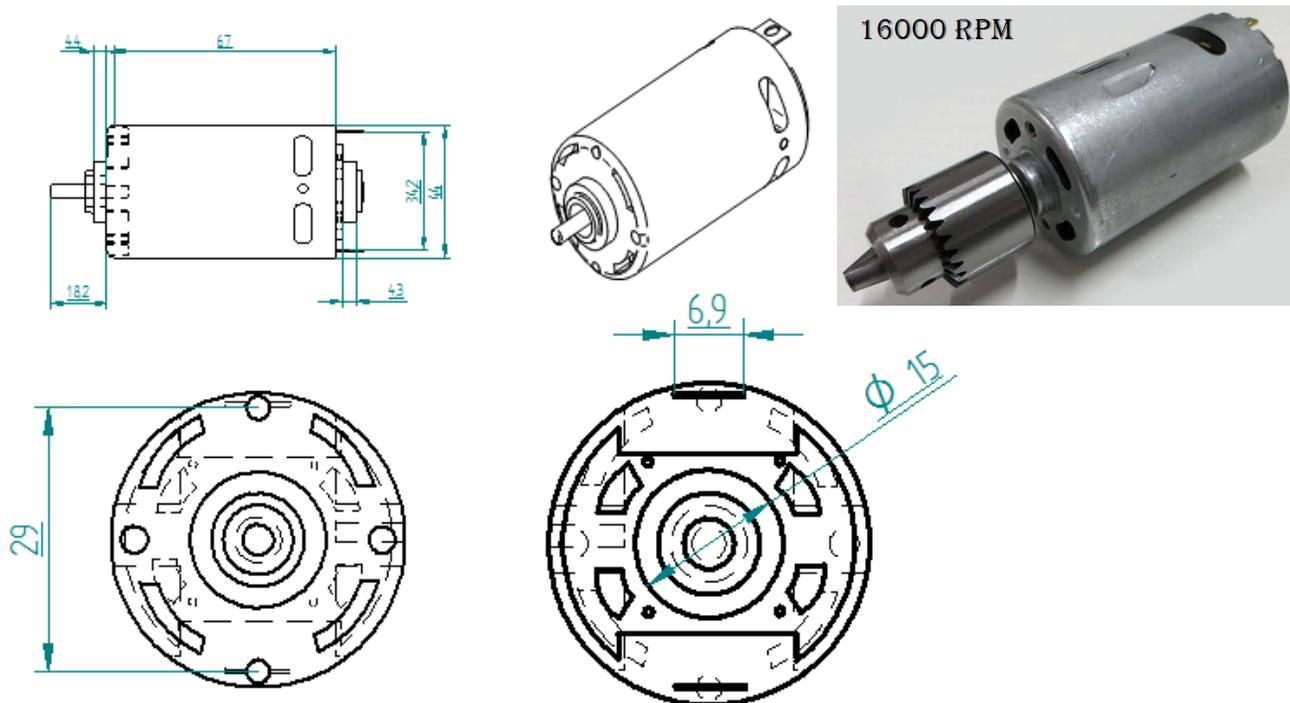


Figura 3.7.2 Dimensiones del motor.

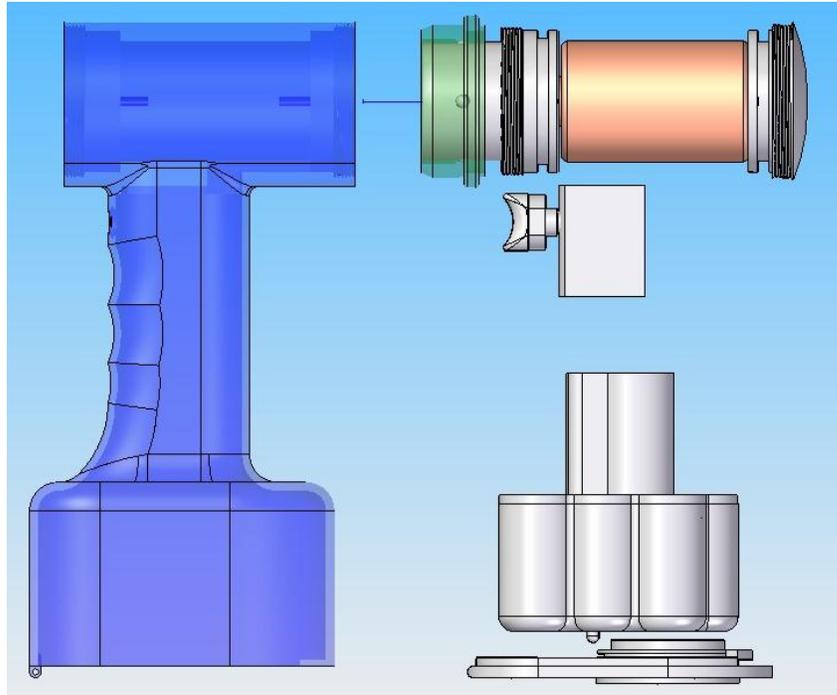


Figura 3.7.3. Croquis del motor.

3.7.3 BATERIAS.

Las baterías implementadas son de NiMH ya que suministran la corriente constante, las cuales no presentan el efecto memoria o en mucho menor grado, así como también el cargador es fácil de fabricar, el tamaño de pila utilizada es el tipo CS, las cuales tienen una mayor densidad de carga (capacidad/peso superior, aprox. 40%-70% más capacidad); no contienen Cd (tóxico) y aparentemente no tienen efectos de pérdida de capacidad, o formación de dendritas. Ver figura 3.7.4

ID	Propiedades	Características
1	Tamaño	SC
2	Tensión Nominal	1.2V
3	Capacidad	3000mAh
4	Química	Níquel Metal Hidruro
5	Dimensiones	43.7 x 22.7mm
6	Tipo de Terminal	Lengüetas
7	Corriente Continua Máxima	3mA
8	Rango de Temperatura de Funcionamiento	-10 → +60°C



Figura 3.6. Características de la pila.

Las lengüetas permiten la combinación en paquetes de baterías de mayor tamaño para hacer el arreglo y hacer una instalación permanente, su carga es de 4 a 6 horas.

El contenedor tiene la capacidad de albergar 10 pilas tipo CS, con lo cual en una configuración de pilas en serie se llega a una tensión de 12 Volts.

Todas las baterías se suministran con sólo una carga residual y se deben cargar a una velocidad de carga continua antes de utilizarlas.

3.7.4 CARGADOR

Las pilas son del tipo CS tienen una capacidad de 3000 mAh (miliamperios-hora), por lo que la corriente de carga debe ser de 300 mA. Si queremos cargar varias pilas al mismo tiempo, simplemente las conectaremos en serie, porque la misma corriente de carga circulará a través de todas las pilas, lo que hará que se carguen de forma simultánea.

Para el cargador se consulto en Internet varios circuitos y el más práctico y que se puede adaptar a nuestro proyecto es el que se encuentra en la pagina web [http://unicrom.com/⁴ cargador-de-baterias-nicd-y-nimh/](http://unicrom.com/cargador-de-baterias-nicd-y-nimh/)

La solución más precisa es usar una fuente de corriente. Aquí hemos usado un regulador de tensión tipo LM317 como regulador de corriente. Este conocido regulador de tres terminales LM317 está diseñado para ajustar su resistencia interna entre los terminales IN y OUT para mantener una tensión constante de 1,25V entre los terminales OUT y ADJ. Si elegimos un valor de $(1.25v / 0.300ma) = 4.16$ ohmios para R1, circulará una corriente de 300 mA. En la práctica no podemos comprar una resistencia con este valor por lo que elegiremos un valor de 6,8 ohmios, que sí está disponible. Por conveniencia, se ha añadido un indicador LED al cargador. Este LED se ilumina sólo cuando la corriente de carga está circulando, por lo que lo podemos usar para verificar que las baterías están haciendo un buen contacto.

Para conseguir que circule una corriente de 300 mA necesitaremos una cierta tensión. La máxima tensión en una pila durante la carga es de 1,5V y la fuente de corriente necesita unos 3V. Si fuera solamente una sola batería la tensión de alimentación sería 4,5 V. El sistema lleva 10 pilas conectadas en serie, por lo cual necesitaremos 1,5 V por el número de baterías, más 3 V. dando una tensión total de alimentación de 18V. Si esta tensión de alimentación es menor, la corriente de carga será demasiado baja. y una tensión de alimentación grande no será mucho problema porque el circuito asegura que la carga no excede de 300 mA.

Un par de puntos prácticos es utilizar LEDs, de alta eficiencia (bajo consumo), y los puntos de conexión a veces tienen una resistencia de al menos 1 ohmio, lo cual da lugar a unas pérdidas, se debe de utilizar un disipador de tipo SK104 (de unos 10K/W) en conjunto al chip LM317T, ver figura

LISTA DE MATERIALES

R1 = 6,8 ohm.

R2 = 180 ohm.

C1 = 10 μ F 25 V electrolítico

T1 = BC547B

IC1 = LM317T

D1 = Diodo led de alta eficiencia (bajo consumo)

⁴ <http://unicrom.com/cargador-de-baterias-nicd-y-nimh/>

K1 = Conector de alimentación hembra (según adaptador de red empleado)
 BT1 = Soporte de pilas adecuado.

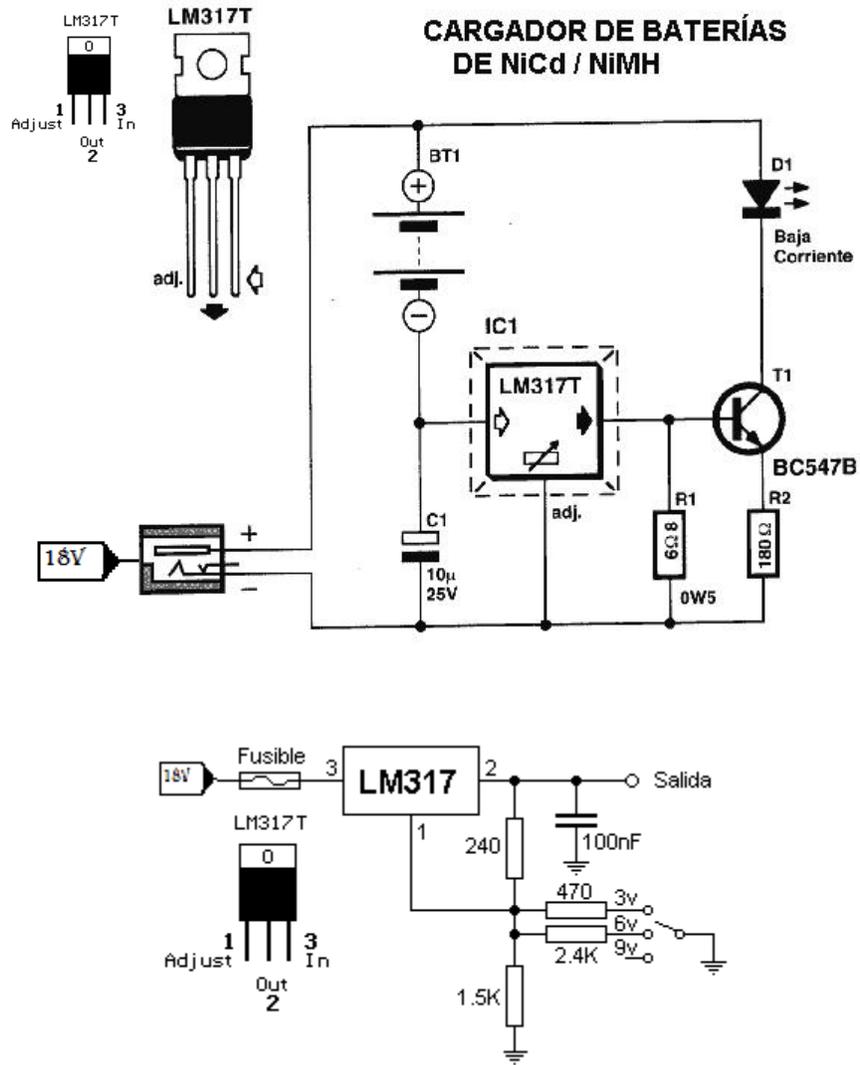


FIGURA 3.7.5 Diagrama del cargador de baterías.

3.8.1 MANUFACTURA DE LA CARCASA

La realización de este proceso fue un desarrollo extra de la presente tesis, ya que esta etapa será desarrollada con mayor detalle en otra tesis.

Este proceso inicia lógicamente con el molde, la cavidad de este debe diseñarse de forma y tamaño ligeramente sobredimensionado, esto permitirá la contracción del metal durante la solidificación y enfriamiento. Cada metal sufre diferente porcentaje de contracción, por lo tanto si la presión dimensional es crítica la cavidad debe diseñarse para el metal particular que se va a fundir. Los moldes se hacen de varios materiales que incluyen arena, yeso, cerámica y metal. Los procesos de fundición se clasifican de acuerdo a los diferentes tipos de moldes.

Para la realización de la manufactura de la carcasa se proponen varios métodos por fundición, el primero será por fundición en arena, que es uno de los métodos más utilizados.

A continuación se mostrará una breve descripción de los pasos a seguir donde se puede observar que la fundición en arena no solamente incluye las operaciones de fundición, sino también la fabricación de modelos y manufactura de moldes de la carcasa. La secuencia se muestra en la figura.

Figura. 3.8.1 Diagrama de flujo del proceso de fundición.

Para esta parte se necesitó corazones y modelos del tamaño natural de las superficies interiores de la carcasa. El corazón se inserta en la cavidad del molde antes del vaciado, para que al fluir el metal fundido, solidifique entre la cavidad del molde y el corazón, formando así las superficies externas e internas de la fundición. El corazón se hace generalmente de arena compactada. El tamaño real del corazón debe incluir las tolerancias para contracción y maquinado lo mismo que el patrón en este caso la carcasa.

Posteriormente al proceso de fundición de la carcasa es necesario hacer algunos maquinado extras como fueron:

Maquinado en fresa.

Se cuentan con varias piezas para fabricar en fresadora como es la misma carcasa, tapa de baterías y sujetadores de motor. En cuanto a la carcasa se utilizara este procedimiento para darle un mejor acabado, y remover residuos producto de la fundición, ver figura 3.8.2.

Maquinado en torno.

Varias piezas que conforman la boquilla y la tapa de la parte posterior, eje de transmisión y elementos del gatillo se maquinaran en torno convencional, ver figura 3.8.2.



Figura 3.8.2 Carcasa y elementos ya maquinados.

Pulido.

El pulido se realizará a la carcasa para darle un mejor acabado a la superficie, y así prepararla para un tratamiento posterior de anodizado.

Recubrimiento Electrolítico.

Pavonado, este se hará para darle una mejor apariencia, ya que con este tratamiento se le podrá impregnar color o un mejor acabado (aspecto típico a las pistolas).

En términos generales, con la metodología explicada se han manufacturado varios de los componentes necesarios para la producción de la cierra para cirugía.

CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

El propósito de este proyecto es optimizar el diseño de un taladro quirúrgico bifuncional mediante la aplicación de tecnología de impresión tridimensional, utilizando el mayor número de partes fabricadas en el mercado nacional para reducir su costo de venta y reparación.

Para la elaboración del proyecto, se trabajó en el laboratorio de Manufactura Avanzada, donde se cuenta con la impresora de prototipado rápido en 3D así como el software de CAD/CAM/CAE, se empleo el software Solid Edge y Unigraphics para el diseño y análisis de las piezas que componen el equipo y comprobar su resistencia.

A lo largo de la realización de este proyecto, se llevó a cabo una investigación de mercado de los equipos quirúrgicos como sus componentes, así como, el funcionamiento de diferentes sistemas que existen actualmente en el mercado (eléctrico y neumático), el sistema que se selección fue el eléctrico ya que es portátil, práctico y ofrece la funcionalidad requerida aún menor costo.

Se tomó en cuenta medidas antropométricas de la mano, con el fin de obtener un diseño funcional, dentro de los parámetros establecidos tomando en cuenta la ergonomía.

En base al diseño con las características requeridas, se realizó una impresión en 3D, la cual nos permitió analizar el diseño y a su vez los posibles procesos de fabricación, los planos se encuentran en el anexo 1 de la presente tesis.

Durante el desarrollo del trabajo fueron propuestos diferentes diseños que podían ser funcionales en cuanto al diseño de la carcasa sin embargo se encontraron diversas ventajas y desventajas por lo que fue necesario realizar matrices de decisión, hasta llegar al diseño que cumplía con los requerimientos para un funcionamiento óptimo, manteniéndose dentro de los márgenes establecidos, los más importantes es que el equipo sea impermeable, resistente a la temperatura ,anticorrosivo ya que este tipo de equipo requiere de esterilización a base de vapor y estará en contacto con fluidos corporales como la sangre, por lo cual el material de la carcasa es de aluminio 6063, y para los accesorios se seleccionó acero inoxidable 316L de grado quirúrgico.

Del análisis de materiales de O-rings se selección el Vitón nombre comercial al que pertenece los FKM (fluorocarbonados), destacado por su excelente resistencia al calor, a los combustibles y a los químicos agresivos.

Con respecto al motor, se seleccionó un motor de 12 Volts de la marca Tervan Corp con características de torque 69 mN.m y 16000 RPM.

El funcionamiento del equipo es eléctrico haciendo uso de baterías recargables del tipo Níquel Metal Hidruro, debido a que aceptan una tolerancia mayor a la temperatura, así como su sistema de carga es mucho más sencilla que las baterías de litio

El contenedor de baterías está conformado de 10 baterías de Níquel Metal Hidruro conectadas en serie, lo más compacto posible, de tal manera que se intercambie fácilmente y de forma segura, el voltaje total a utilizar es de 12 Volts.

El diseño de la carcasa permite el intercambio de herramientas haciéndola versátil, el equipo acepta diferentes accesorios o dispositivos para realizar los diferentes tipos de trabajos, (sierra recíprocante, sierra vaivén y taladro) estos dispositivos le permiten adaptar su funcionamiento a las características de trabajo requerido, gracias a la boquilla que consiste de un sistema de sujeción deslizante (conexión rápida push plug), también permite y facilita la operación de mantenimiento: desmontaje y montaje

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES

Es importante mencionar que en este trabajo en particular se realizó el diseño mecánico y la construcción del prototipo, lo que representa un avance importante en esta materia, ya que en el país no se tiene desarrollo de estos equipos quirúrgicos.

De acuerdo al objetivo planteado y a los resultados revisados anteriormente, se logró el diseño del prototipo quirúrgico de la carcasa, lo que fue posible gracias a la utilización de la impresora 3d, donde se obtuvo un prototipo en material ABS, el cual sirvió de base para generar un molde en arena, así como la utilización de corazones con el fin de obtener un prototipo en aluminio del equipo.

El poder fabricar el prototipo del equipo, permitió ver y contemplar ciertos inconvenientes y situaciones que son imposibles visualizar con el diseño en el papel.

De los logros alcanzados se pueden destacar los siguientes puntos:

- 1.- Se diseñó un dispositivo que permite el intercambio de herramientas haciéndola versátil y bifuncional.
- 2.- Se obtuvo un prototipo funcional con buena eficiencia estructural y ergonómicamente apto para las características físicas del mexicano.
- 3.- El diseño permite en esta etapa tener buenas expectativas para su fabricación ya que este será más barato e igual de eficiente que los equipos comerciales.
- 4.-El equipo quirúrgico es su totalidad está compuesto de elementos y materiales que se encuentran en el mercado nacional, lo cual incide en un bajo costo, y disminuir los tiempos de mantenimiento comparado con los equipos ya existentes.

En cuanto a las problemáticas en el desarrollo del equipo, fue la resolución de la impresora en 3d ya que el modelo impreso tenía pequeños detalles como los roscados internos, los cuales no se imprimían correctamente tanto de la tapa posterior y de la sujeción de la boquilla ya que eran de cuerda fina.

Otra de la situación adversa a la que nos enfrentamos fue que no se contaba con equipo más adecuado para el proceso de fundición, donde la arena se encontraba con impurezas y el control de humedad no era el adecuado.

Trabajos a Futuro:

La etapa siguiente será probar el prototipo físicamente en un ambiente clínico para saber con exactitud si el mercado nacional lo aprueba y si el equipo cumple con los estándares de calidad, es importante que cuando se realicen pruebas físicas, se cuente con el apoyo de cirujanos ortopedistas que hagan uso y evaluación del equipo, como puede ser el ángulo de

ataque, resistencia, tiempo de trabajo que deben ser evaluadas y con los resultado hacerle mejoras al dispositivo si este lo requiere.

Este trabajo corresponde a la primera fase del proyecto el cual es sentar las bases de diseño para el desarrollo de este tipo de equipos, donde proponemos que en trabajos posteriores de la presente tesis seguir trabajando con la misma línea de acción, mejorando el proceso de fundición y maquinado.

Con el fin de que este equipo sea implementado en instituciones médicas públicas y privadas.

Dado que ninguna empresa nacional fabrica este tipo de equipo, existe un área de oportunidad de producir los elementos aquí en México, generando fuentes de empleo.

BIBLIOGRFÍA

Bibliografía.

- 1) S. Pugh, Diseño Total: métodos integrados para el desarrollo exitoso de productos, Addison- Wesley, Reading, MA, 1991.
- 2). G. Dieter" Descripción del Proceso de Selección de Materiales", en ASM Manual de Metales,
- 3) Selección de Materiales y diseño, vol. 20, Volumen Presidente George Dieter, ASM International, Materials Park, OH, 1997, pp 243-254
- 4) George e. dieter, Engineering Desing, Mc Graw-Hill, Segunda edición.

MESOGRAFÍA

- 1) <http://www.stryker.com>
- 2) <http://www.microaire.com>
- 3) <http://www.zimmer.com>
- 4) <http://www.micromo.com>
- 5) <http://www.tecnovancorp.com>
- 6) <http://www.pilasrecargables.com>
- 7) <http://www.textoscientificos.com>
- 8) <http://www.industriasnelson.com>
- 9) http://www.e-radiocontrol.com.ar/?Cargador%2FCicladador_de_baterias
- 10) <http://www.unizar.es/icma/divulgacion/celdascomb.html>
- 11) http://www.capalex.co.uk/spanish/6063_alloy_sp.html
- 12) http://www.infoacero.cl/acero/que_es.htm
- 13) <http://www.allstudies.com/clasificacion-acero-inoxidable.html>
- 14) http://www.fi.uba.ar/materias/6713/ACEROS_INOXIDABLES.pdf
- 15) http://es.wikipedia.org/wiki/Acero_inoxidable

- 16) http://www.cyclosrl.com.ar/03infdat_01.htm
- 17) <http://www.tesisenxarxa.net/TDX-0512103-122109/>
- 18) <http://www.inoxidable.com/introduccion.htm>
- 19) <http://www2.ing.puc.cl/~icm2312/apuntes/materiales/aceros/sabimet.html>
- 20) http://extatico.es/blog_ext/?p=66
- 21) <http://www.monografias.com/trabajos33/implantes-ortopedicos/implantes-ortopedicos.shtml>
- 22) http://www.microaire.com/z_7000.asp
- 23) http://www.surgicalpower.com/inventory_small_bone.htm
- 24) http://www.medfix.es/power/microaire/Power_MicroAire_Series4000.htm
- 25) http://www.easy.cl/mundo_hogar/proyectos/gasfiteria-herram/maq-a4.jsp
- 26) <http://www.inbioel.com.ar/detalledeproducto.php?id=1>
- 27) http://www.sccot.org.co/BancoConocimiento/C/ComunidadOsteoartritis_Cadera/Comunidad--Osteoartritis_Cadera.asp
- 28) http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00485&return_link=0
- 29) <http://www.kinastchile.cl/to.htm>
- 30) <http://encolombia.com/que-es-la-artritis-inflamacion.htm>
- 31) <http://drlikover.com/?gclid=CP-Rn7aRzI8CFRqwOAodNIC0cQ>
- 32) http://drlikover.com/knee_replacement.html
- 33) <http://ymghealthinfo.org/content.asp?pageid=P04021>
- 34) <http://caritaschristiccontent.photobooks.com/content.asp?pageid=P04038>
- 35) <http://www.zsalud.com/articulo2102061a.htm>
- 36) <http://www.keepmeactive.com/Spanish/MyHip/LA-myhip-home.htm>
- 37) http://www.performanceortho.com/education/education.stryker_brochures.spanish.total_hi_p.1.php
- 38) <http://traumaortopedics.com/paginas/cadera/resurface.html>

- 39) http://www.biolaster.com/traumatologia/rodilla/eleccion_plastia_LCA
- 40) http://www.sessler.com/ir/a/ficha/sterilix_sm_16/
- 41) <http://www.mundolab.com/Industria/esterilizacion/e7.htm>
- 42) http://www.dremed.com/catalog/product_info.php/cPath/66/products_id/681/language/es
- 43) <http://www.ccem.org.mx/costos.htm>
- 44) <http://www.amecra.org.mx/qsomos.html>
- 45) <http://www.cmot.com.mx/>
- 46) <http://www.cofepris.gob.mx/MJ/Paginas/NormasPorTema/Equipos-e-instrumentos-medicos-y-quirurgicos.aspx>
- 47) <http://www.economia-noms.gob.mx/noms/inicio.doc>

Endoscopio

El endoscopio es un instrumento en forma de tubo, que contiene una luz y una óptica que permite la visualización del interior de un órgano hueco o una cavidad corporal, introduciéndolo mediante un agujero natural o una pequeña incisión quirúrgica. El procedimiento diagnóstico que utiliza cualquier tipo de endoscopio se llama endoscopia.

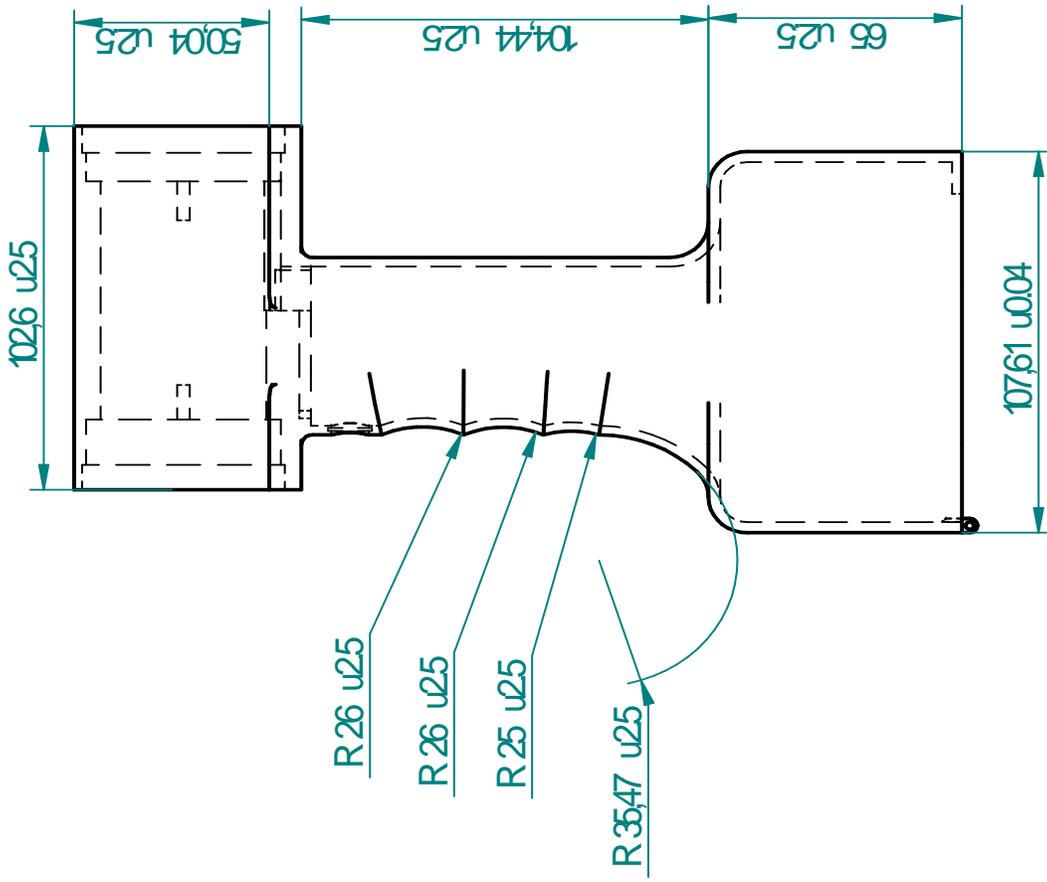
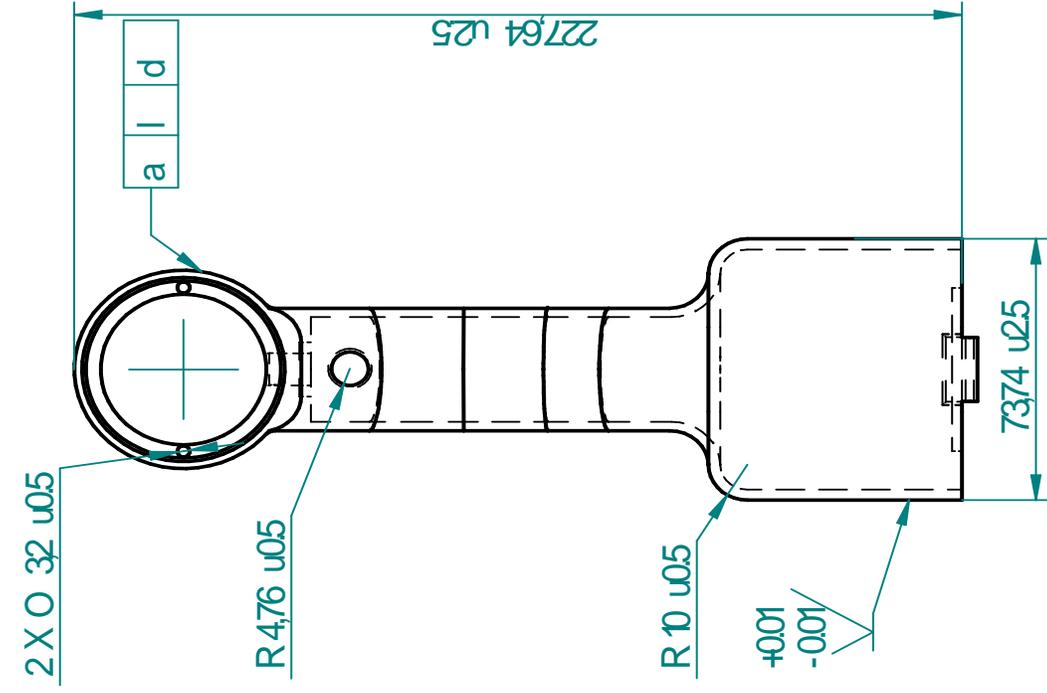
Artroscopia

La palabra artroscopia viene de dos palabras griegas, artro (articulación) y scopia (mirar), y juntos significan literalmente mirar dentro de la articulación. Durante la cirugía artroscópica el cirujano ortopédico hace una pequeña incisión en la piel del paciente y luego inserta un instrumento del tamaño de un lápiz, que contiene un pequeño lente y un sistema de luces para magnificar y iluminar la estructura dentro de la articulación. La luz es transmitida a través de fibras ópticas hasta la punta del artroscopio que ha sido insertado dentro de la articulación. Luego al conectar este artroscopio con una cámara de televisión miniatura, el cirujano puede observar el interior de la articulación a través de una incisión muy pequeña, en vez de una de más tamaño necesaria en caso de cirugía.

La cámara de televisión conectada con el artroscopio muestra la imagen de la articulación en una pantalla de televisión, permitiendo así que el cirujano vea por ejemplo dentro de la rodilla, los cartílagos o ligamentos, o debajo de la rótula. El cirujano puede determinar la cantidad o el tipo de daño, y luego si es necesario reparar o corregir el problema.

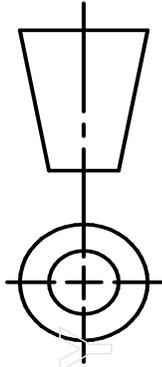
1a. Definición de Máquina: Aparato o conjunto de aparatos capaces de efectuar un trabajo o de llevar a cabo una función, ya sea dirigida por un operador, o de forma autónoma.

PLANOS

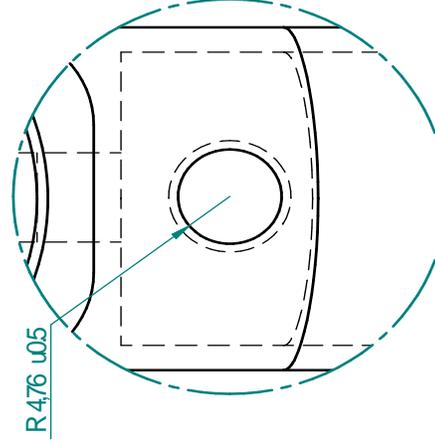
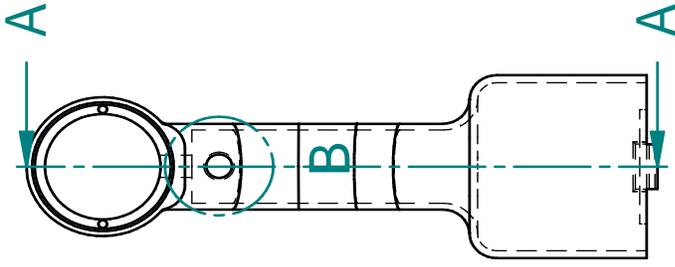


NOMBRE	FECHA
JAVYRL	07/30/14
JJCC	

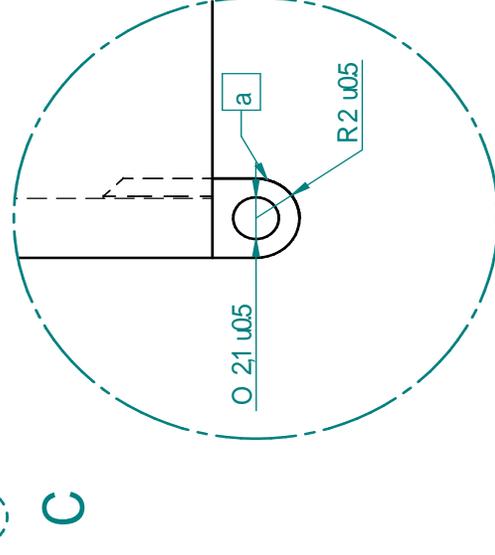
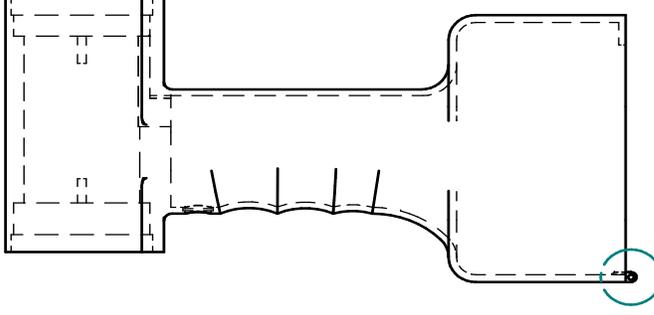
FACULTAD DE INGENIERIA	
UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO (URJCC) MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN 3D (DIMENSIONAL)	
FORMATO A4	PIEZA CAROZA
MATERIAL: ALUMNO	
ESCALA	ACQ: PLANO 1 DE 1



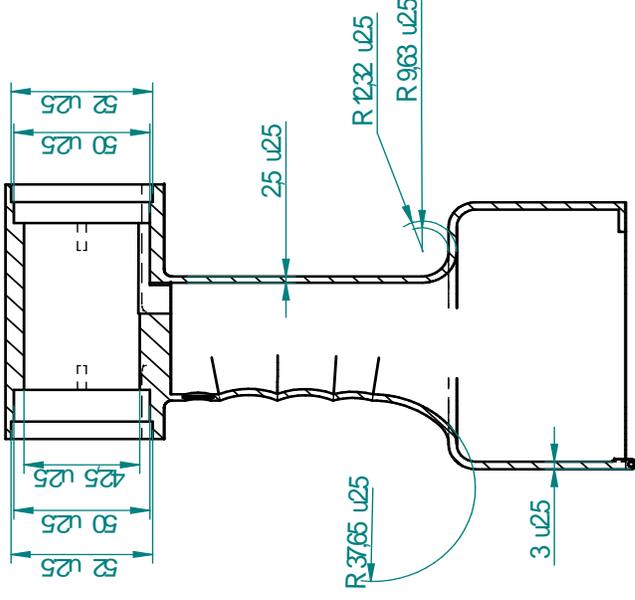
SOLID EDGE ACADEMIC COPY



DETAIL B



DETAIL C

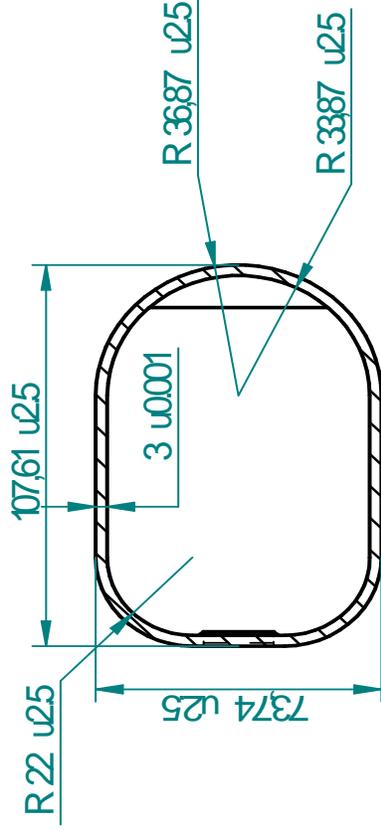
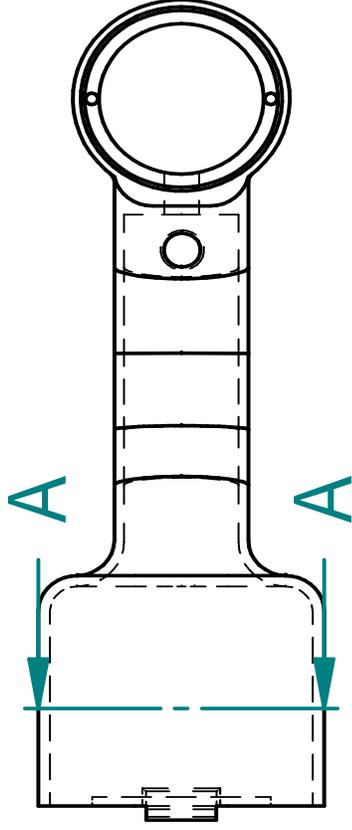


SECCION A-A

NOMBRE	FECHA
DE DIBUJO	J.AMYRL 07/30/14
REVISOR	J.UCC

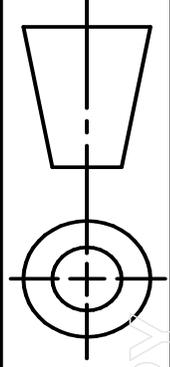
FACULTAD DE INGENIERIA	
U.N.A.M.	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TAPACORRIJEROS	
MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D	
GRUPO	AS
PIEZA: CRUZA	
MATERIA: ALUMINO	
ESCALA	1:1
ACOT.	mm
PLA 02 DE 1	

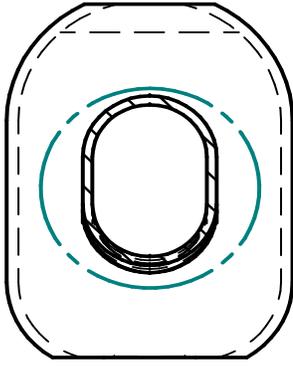
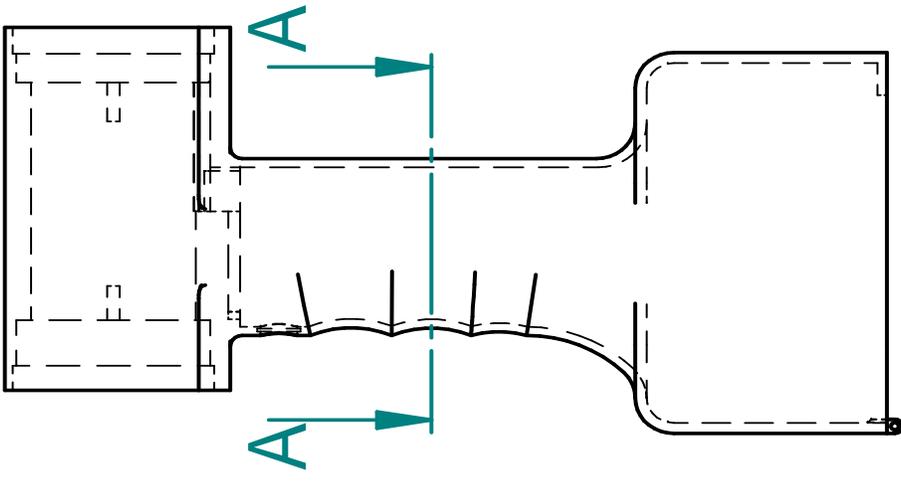
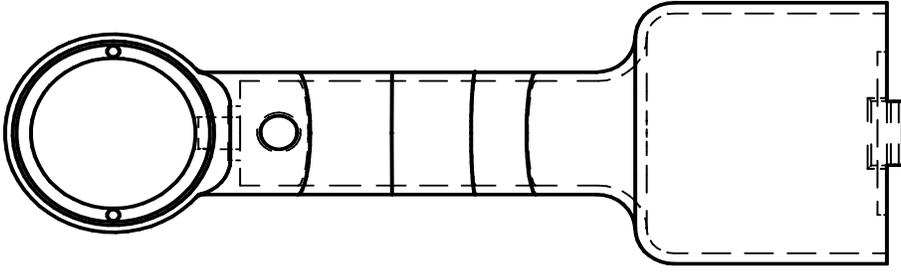
SOLID EDGE ACADEMIC COPY



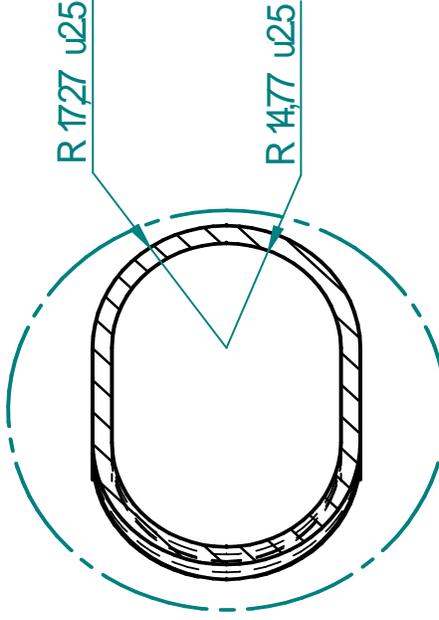
SECCION A-A

NOMBRE		FECHA	
DEJJO		JAVIYRL 07/30/14	
REMSO		JJCC	
FACULTAD DE INGENIERIA			
UNAM			
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUÍMICO MEDIANTE LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN 3D PERSONAL			
FORMATO PIEZA CAROZA (vista de detalle de la parte inferior)			
MATERIAL:			
ESCALA 1:2	ACOT: mm	PÁGINA 3 DE 5	



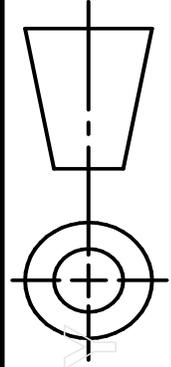


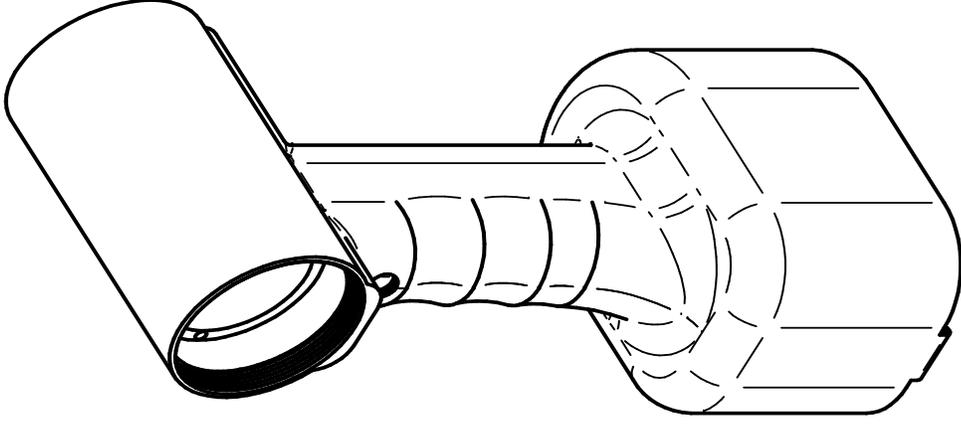
B
SECCION A-A



DETALLE B

NOMBRE		FECHA		FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJO		JAVY RL 07/30/14		UNAM	
REVISO		JJCC		MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUIRURGICO MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D EN BOMAL	
FORMATO		A4		PIEZA CAROZA	
MATERIAL		ALUMINO		ESCALA 12	
ACCT.		mm		PLANO 5 DE 5	

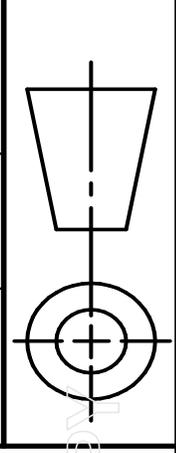




NOMBRE	FECHA
JAVY RAIL	10/16/14
REVISO	JJCC

FACULTAD DE INGENIERIA
UNAM

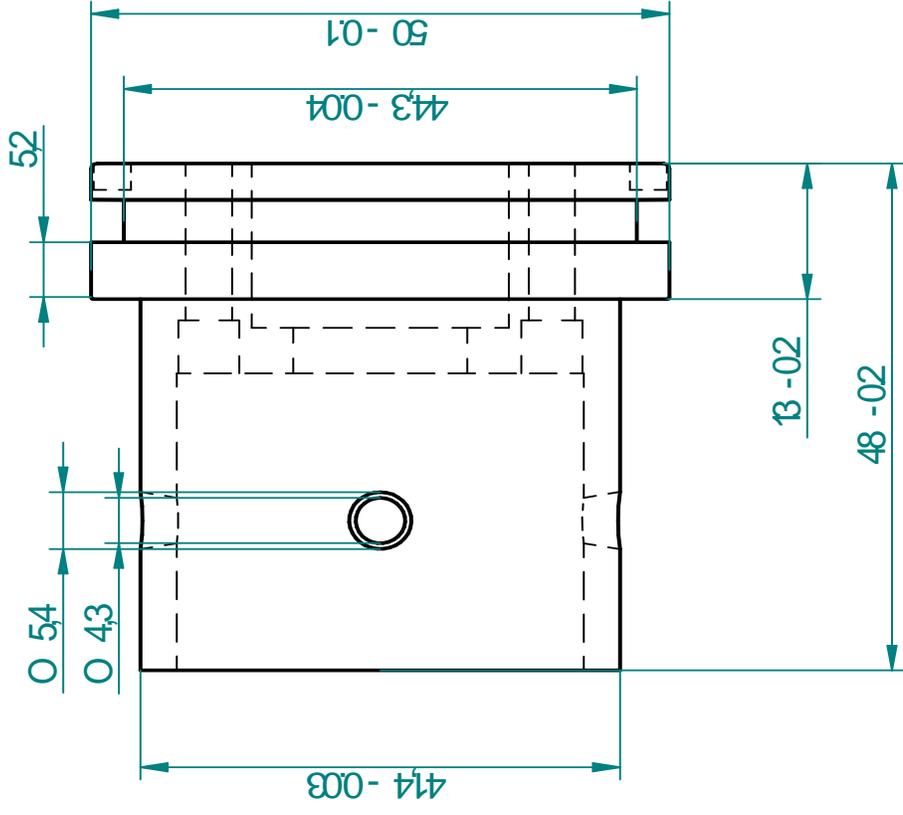
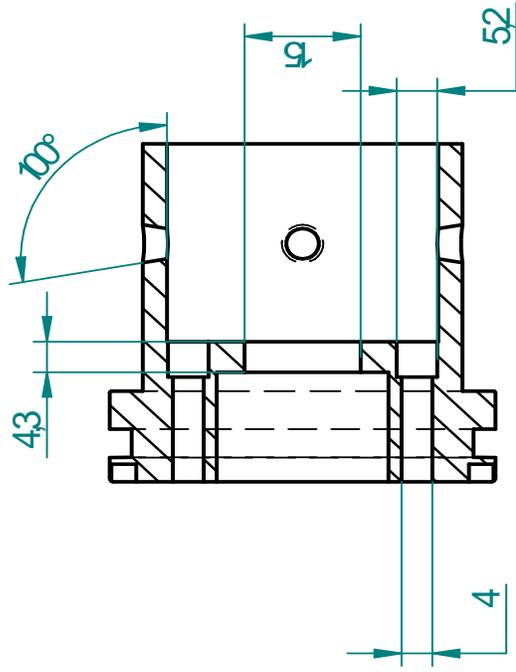
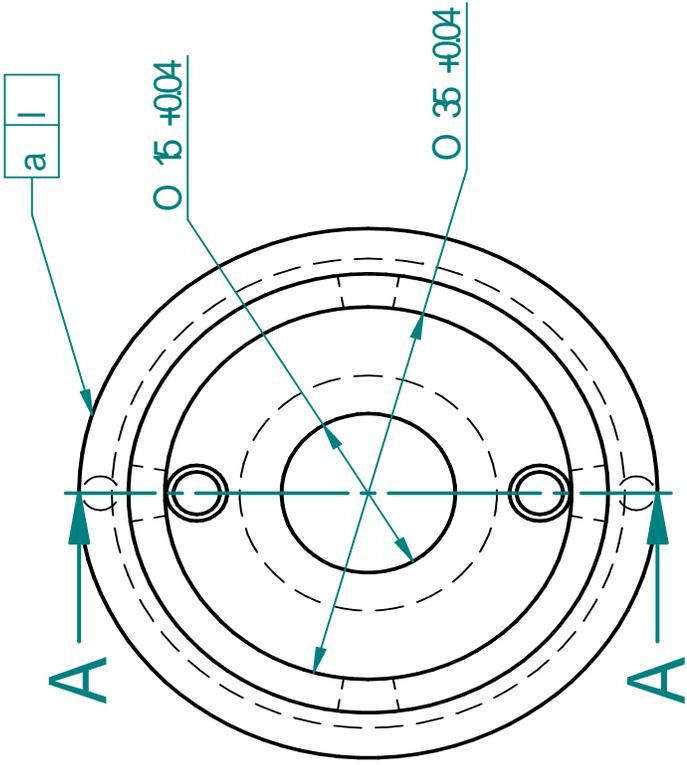
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUÍMICO
 MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN 3D EN SOLID



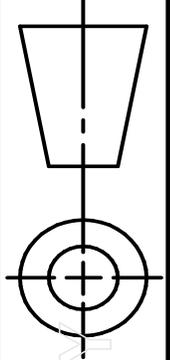
FORMATO
A4 PIEZA: CAROZA

MATERIAL: ALUMINO

ESCALA 12 /ACQ: FLAND1 DE 1

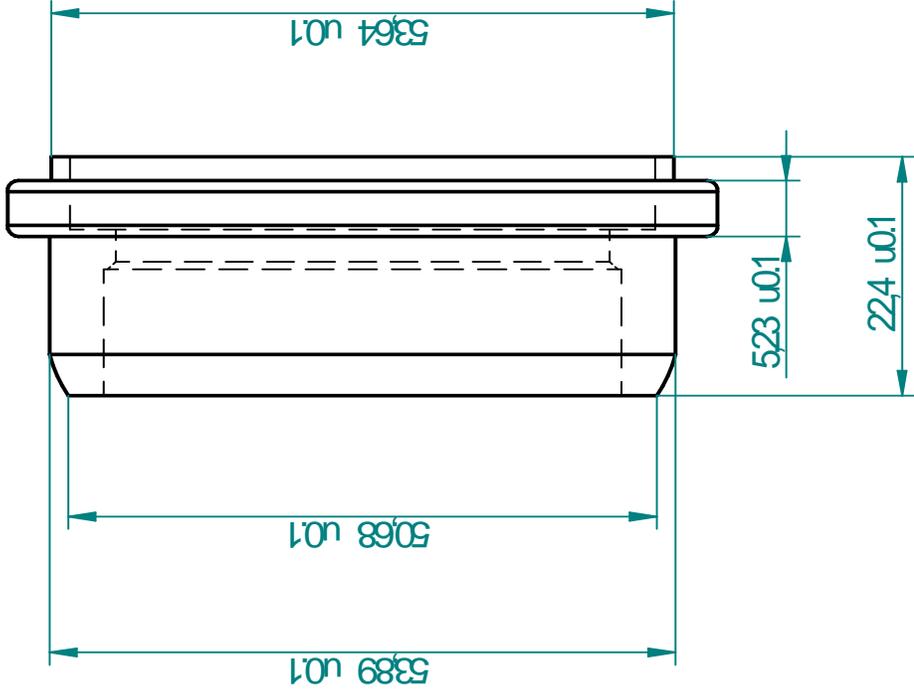
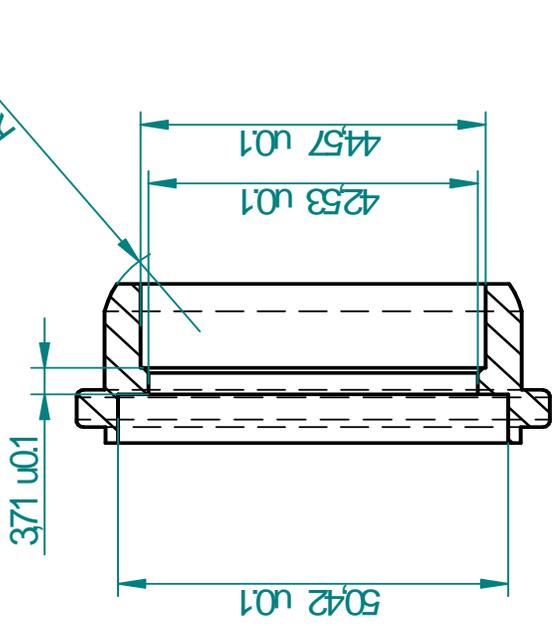
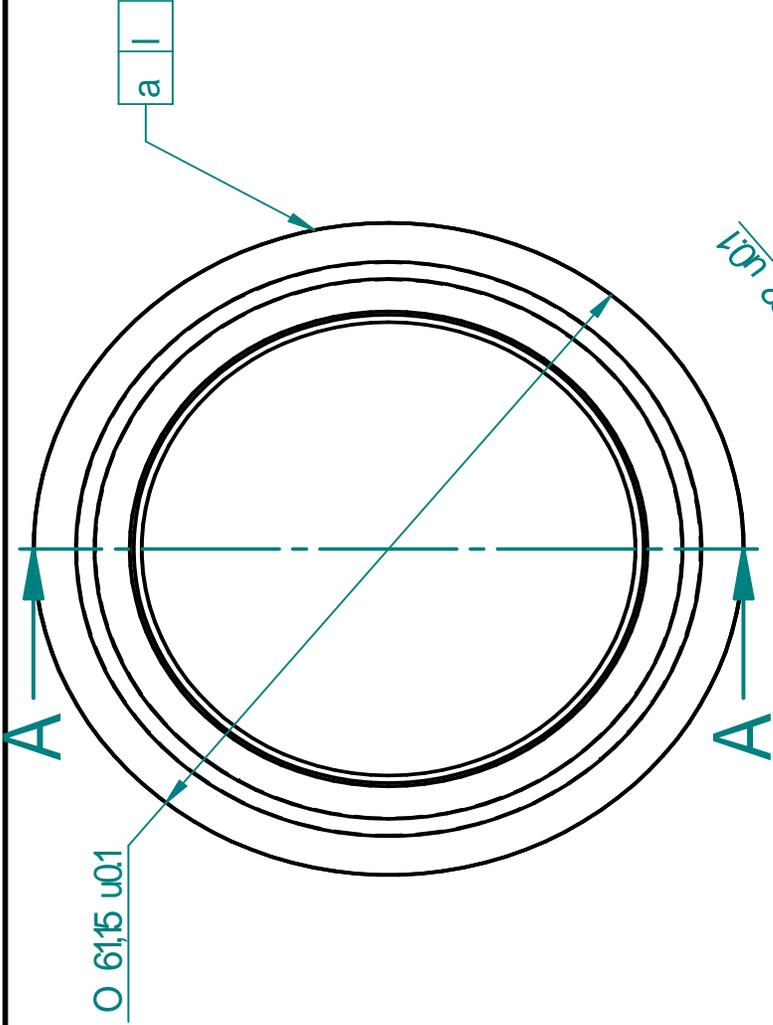


NOMBRE		FECHA		FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJO		JAVY RL 07/30/14		UNAM	
REVISO		J.J.C.C.		MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALLADO QUÍMICO MEDIANTE LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL	
				FORMARIO A4	
				PIEZA BOQUILLA	
				MATERIA: ACERO INOXIDABLE	
				ESCALA 1:1 ACQ: mm	
				PLANO 1 DE 1	



SOLIDWORKS

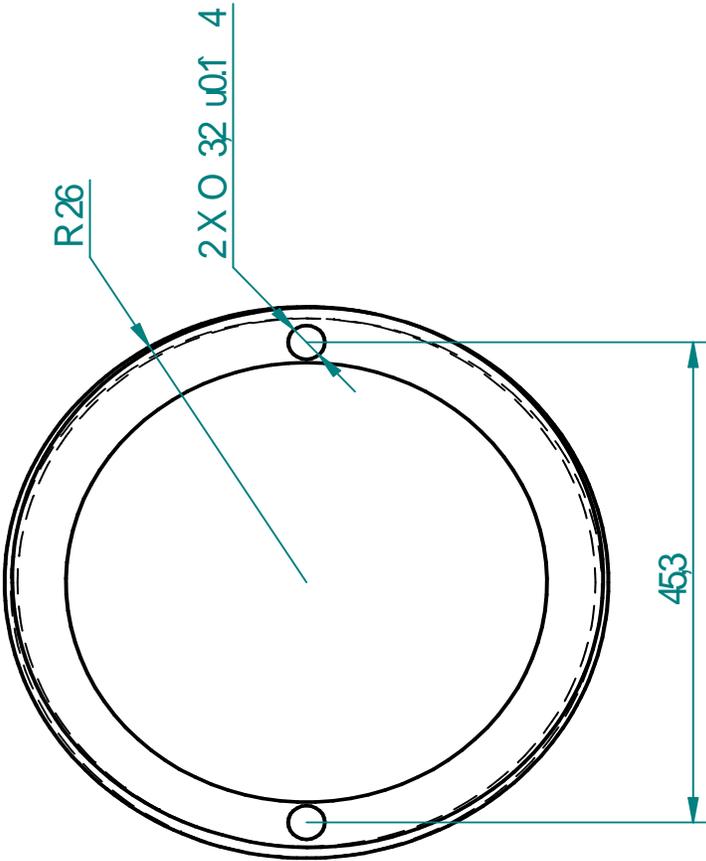
SOLIDWORKS ACADEMIC COPY



FACULTAD DE INGENIERIA		UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO CON JIJOCO MEDIANTE LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL			
FORMA		PIEZA SEGURO	
A4			
MATERIA: AGRINOXIDABLE			
ESCALA 1:51		ACOT: mm	
PLANO 1 DE 1			
NOMBRE	FECHA		
DEBIDO	JAVY RIL 07/30/14		
REVISO	JJCC		

SECCION A-A

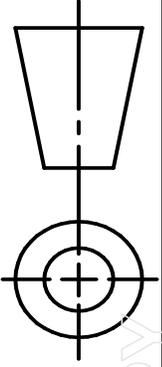
SOLID EDGE 3D CAD SOFTWARE

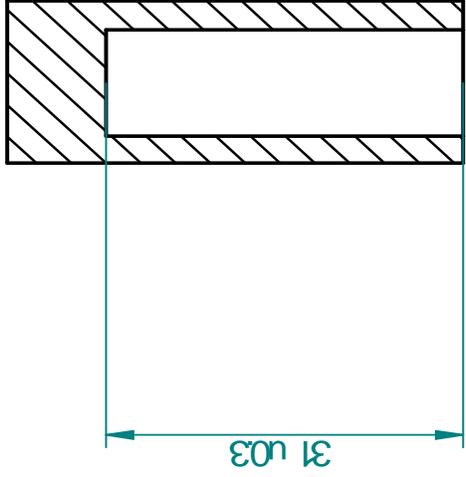
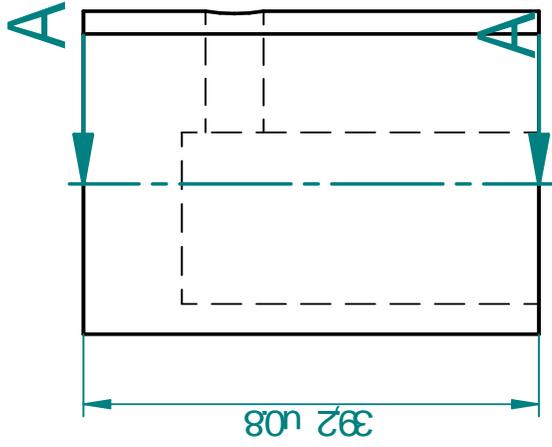


M56 x 0.9

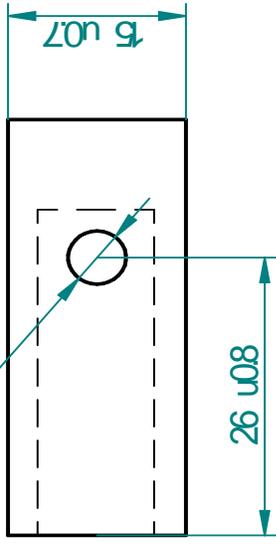
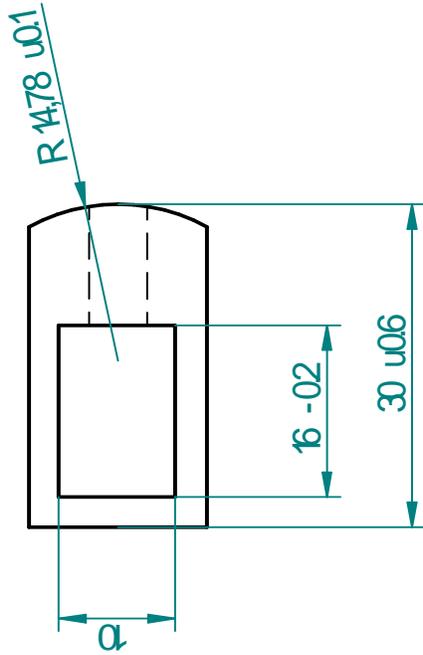


NOMBRE		FECHA	FACULTAD DE INGENIERIA
DEBIDO	JAVIER RIL	07/30/14	UNAM
REVISO	JJCC		MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALLADO QUÍMICO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL
FORMATO		A4	PIEZA SIN
MATERIAL: APROXIMADAMENTE			
ESCALA	1:51	ACOT: mm	PLANO 1 DE 1





0.5 ± 0.01

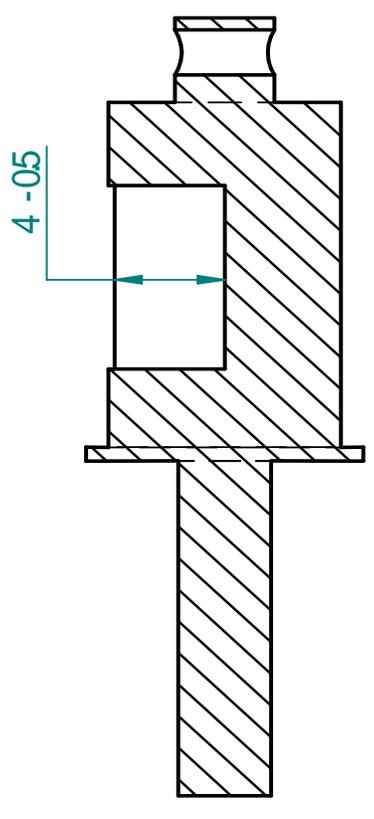
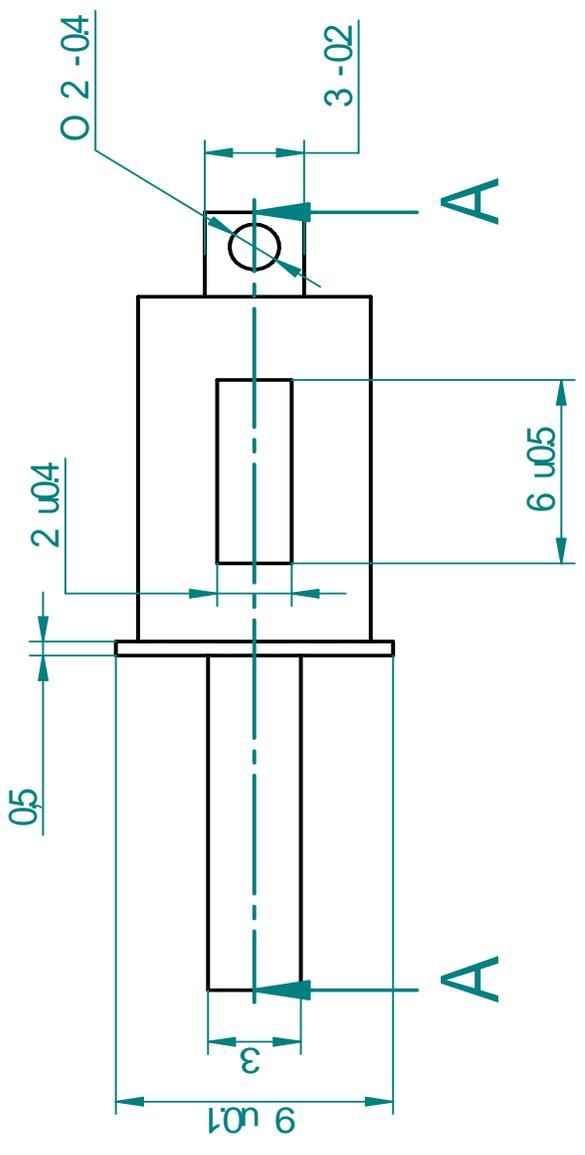
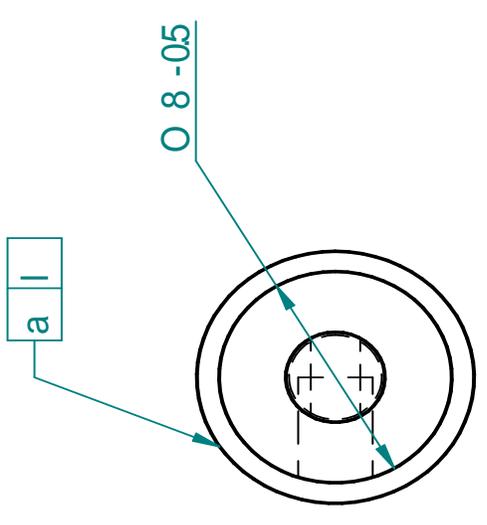


SECCION A-A

NOMBRE	FECHA
DEBIDO JAMY RL	07/30/14
REVISO JJOC	

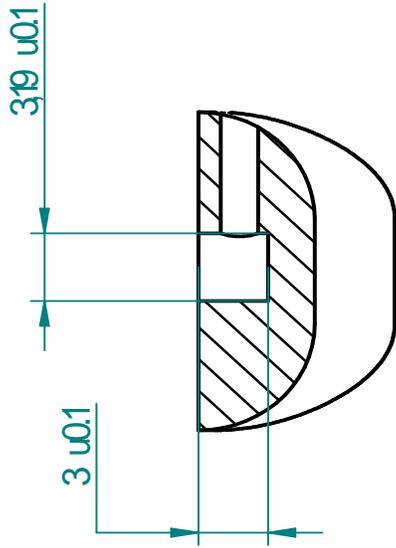
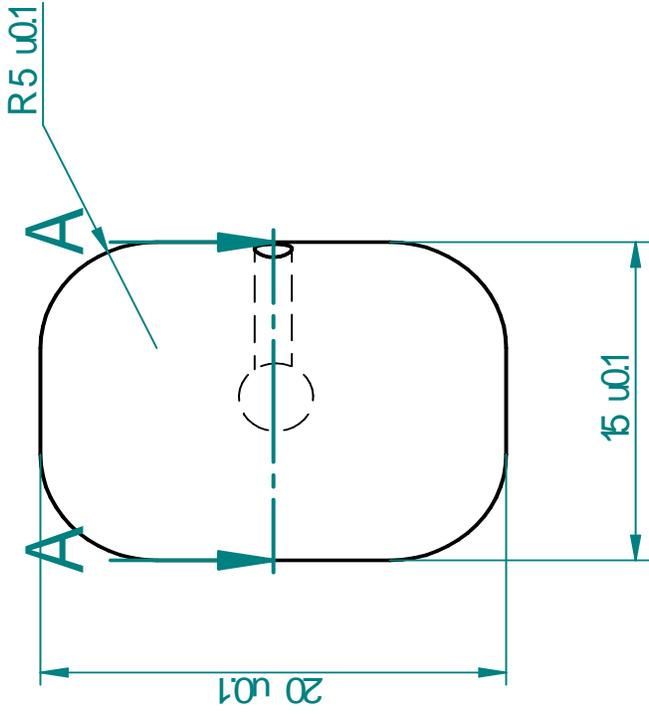
FACULTAD DE INGENIERIA	
UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALLADO QUÍMICO MEDIANTE LA TÉCNICA DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL	
FORMATO A4	PIEZA CAJA DE INTERRUPTOR
MATERIAL: ALUMINO	
ESCALA 1:51	ACOT: mm
	PLANO 1 DE 1

SOLID EDGE ACADEMIC COPY

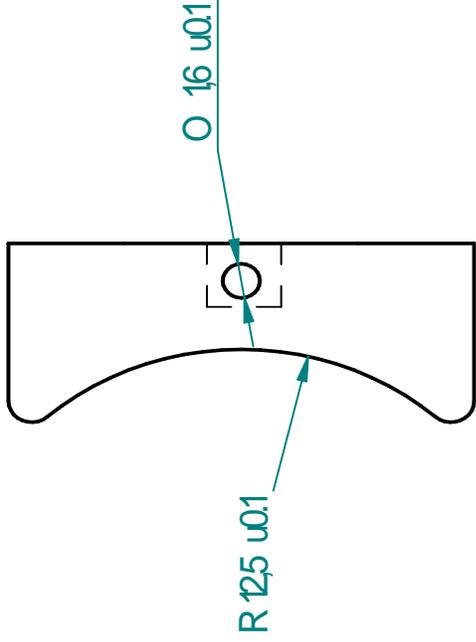


SECCION A-A

FACULTAD DE INGENIERIA		UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUÍMICO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN 3D TRIDIMENSIONAL			
FORMATO A4		PIEZA EJE DEL GATILLO	
MATERIAL: ACERO INOXIDABLE			
ESCALA 4:1	ACQ: nm	PLANO 1 DE 1	
NOMBRE	FECHA		
DBUJO	JLAMYRL 07/30/14		
REMSO	JJCC		

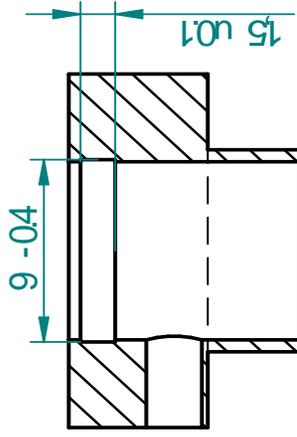
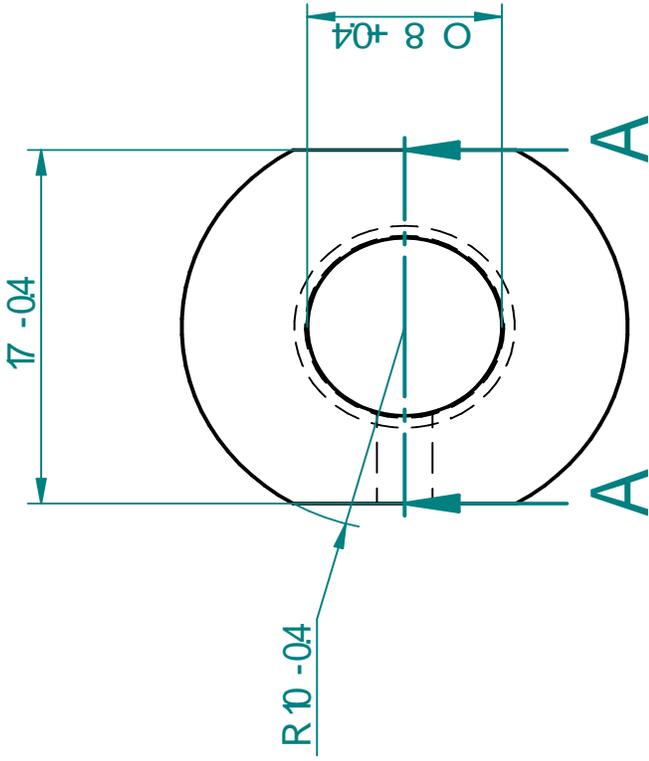


SECCION A-A

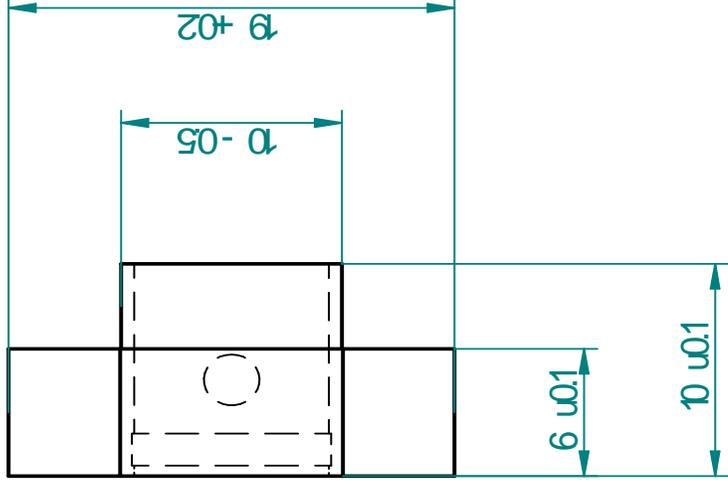


NOMBRE	FECHA
JAMYRL	07/30/14
REVISO	JJCC
APROB	
MGRATR	

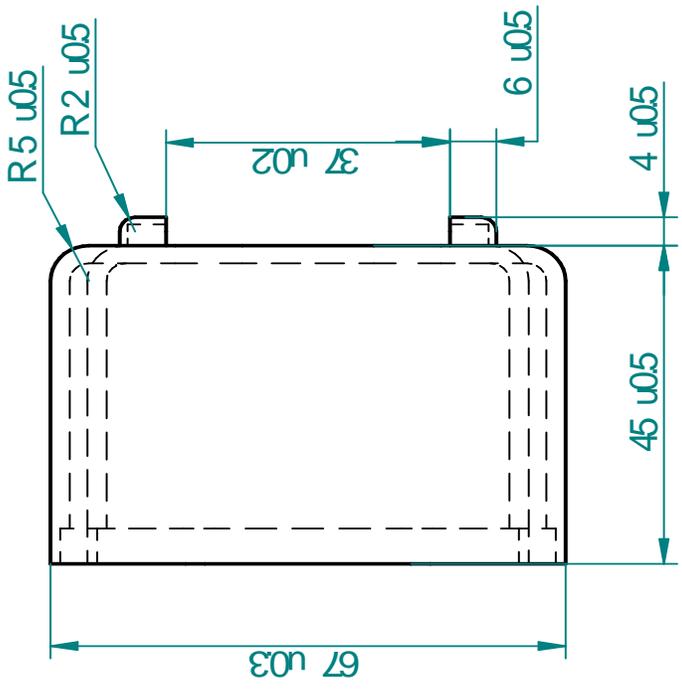
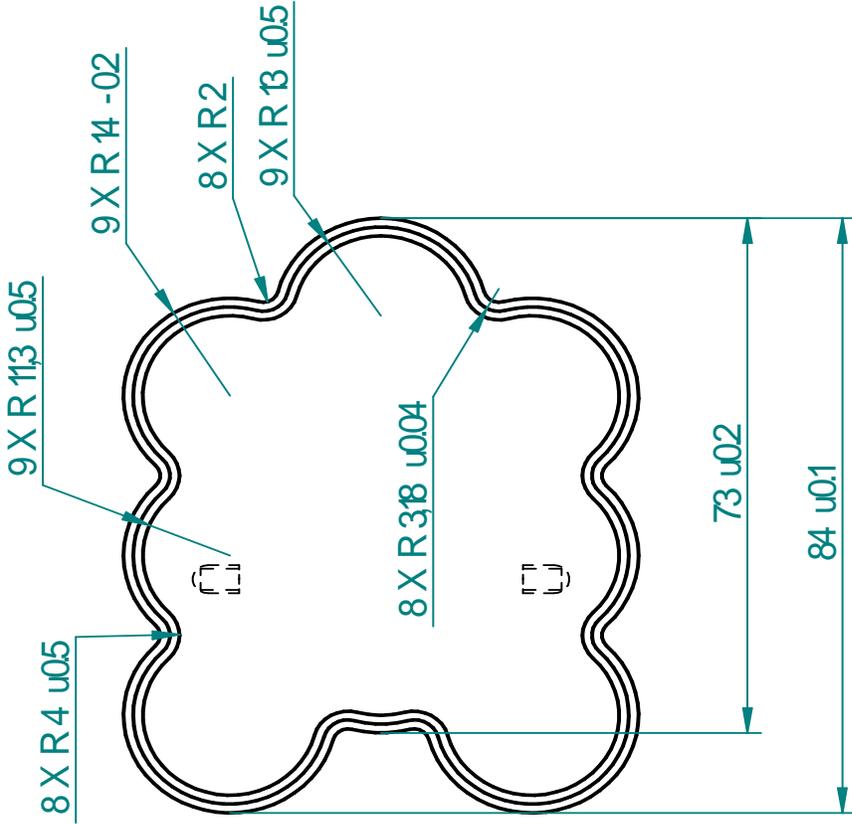
FACULTAD DE INGENIERIA	
UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALAPOCO JURICO MEDIANE LA APLICACION DE IMPRESION 3D TRIMENSIONAL	
FORMATO	PIEZA GATILLO
A4	
MATERIA: ACERO INOXIDABLE	
ESCALA 31	ACQ: mm
	PLANO 1 DE 1



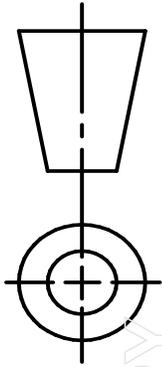
SECCION A A

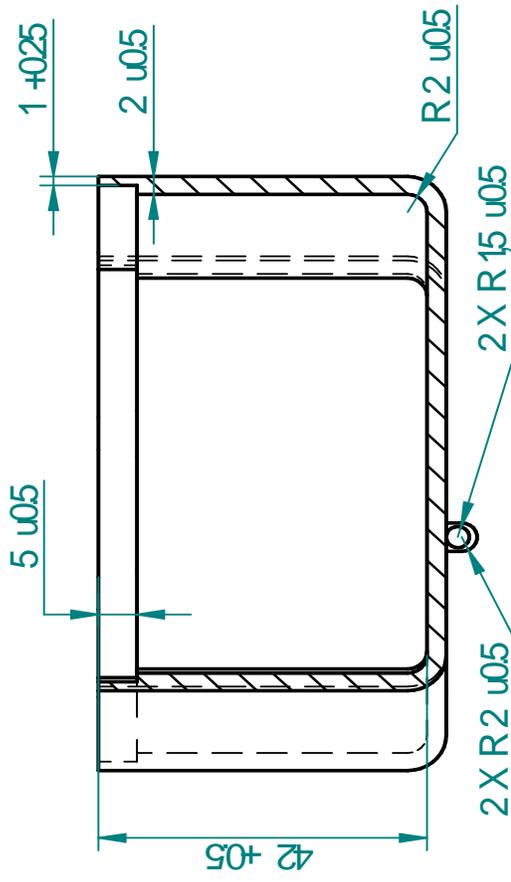
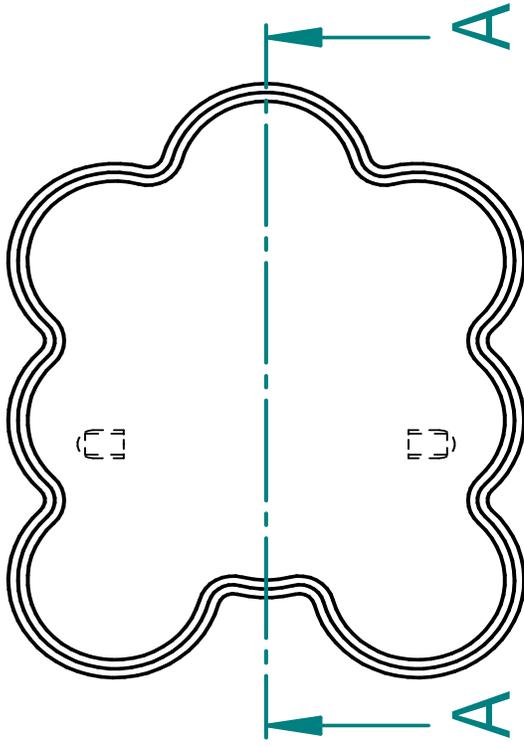


NOMBRE		FECHA	FACULTAD DE INGENIERIA	
DEBUCO		JAVY RL	07/30/14	UNAM
REVISOR		JJCC	MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUIRURGICO MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION TRIDIMENSIONAL	
DISEÑADOR				
INGRAPH				
		FORMATO	PIEZA SIN	
		A4	MATERIAL: ALUMNO	
		ESCALA 3:1	ACC: mm	FLAND 1 DE 1

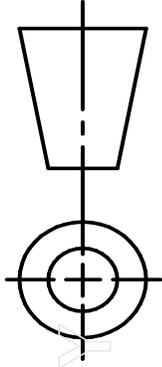


NOMBRE		FECHA		FACULTAD DE INGENIERIA	
DIBUJO		07/30/14		UNAM	
REVISOR		JJCC		MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUIRURGICO MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D EN SOLID	
FORMATO		A4		PIEZA CAJA DE BATERIAS	
MATERIAL		POLIMERO (ABS)			
ESCALA		1:1		/ACQ: mm	
				FLAN01E2	

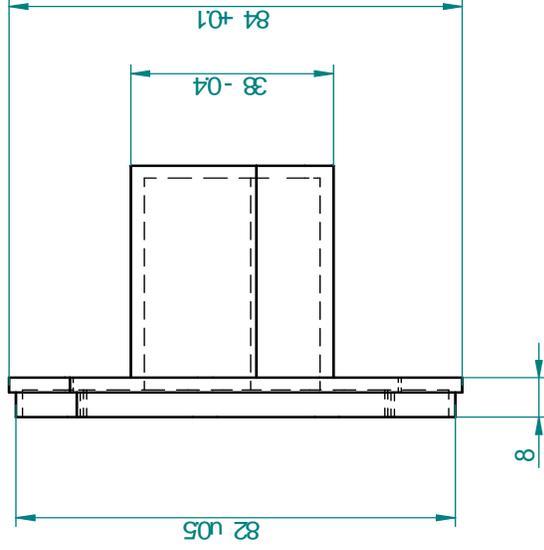
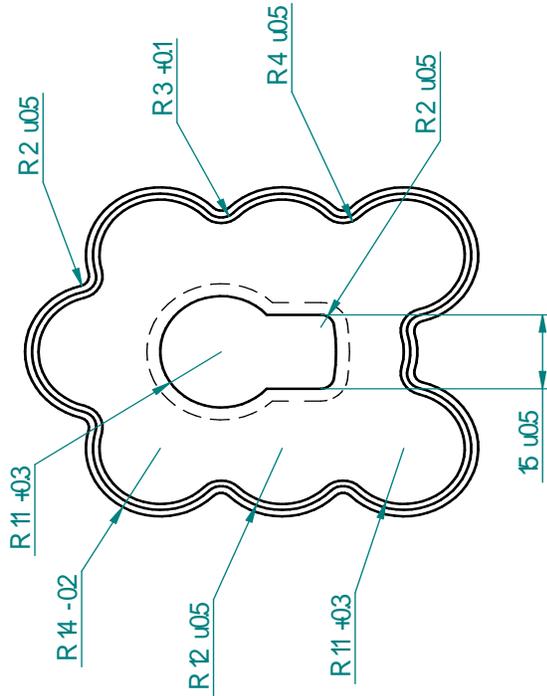
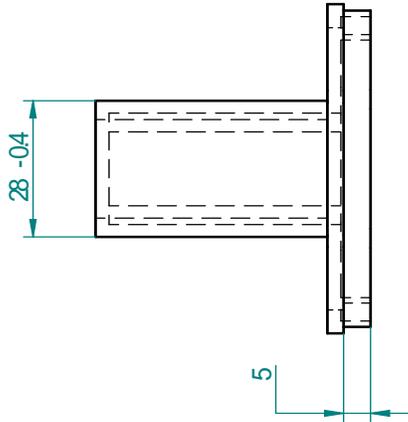
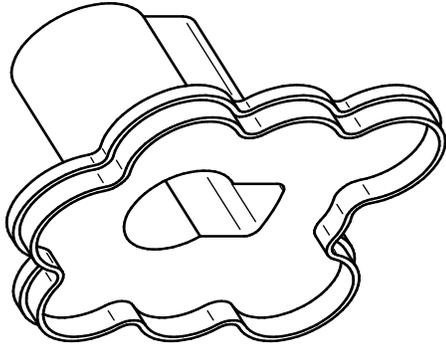




SECCION A-A



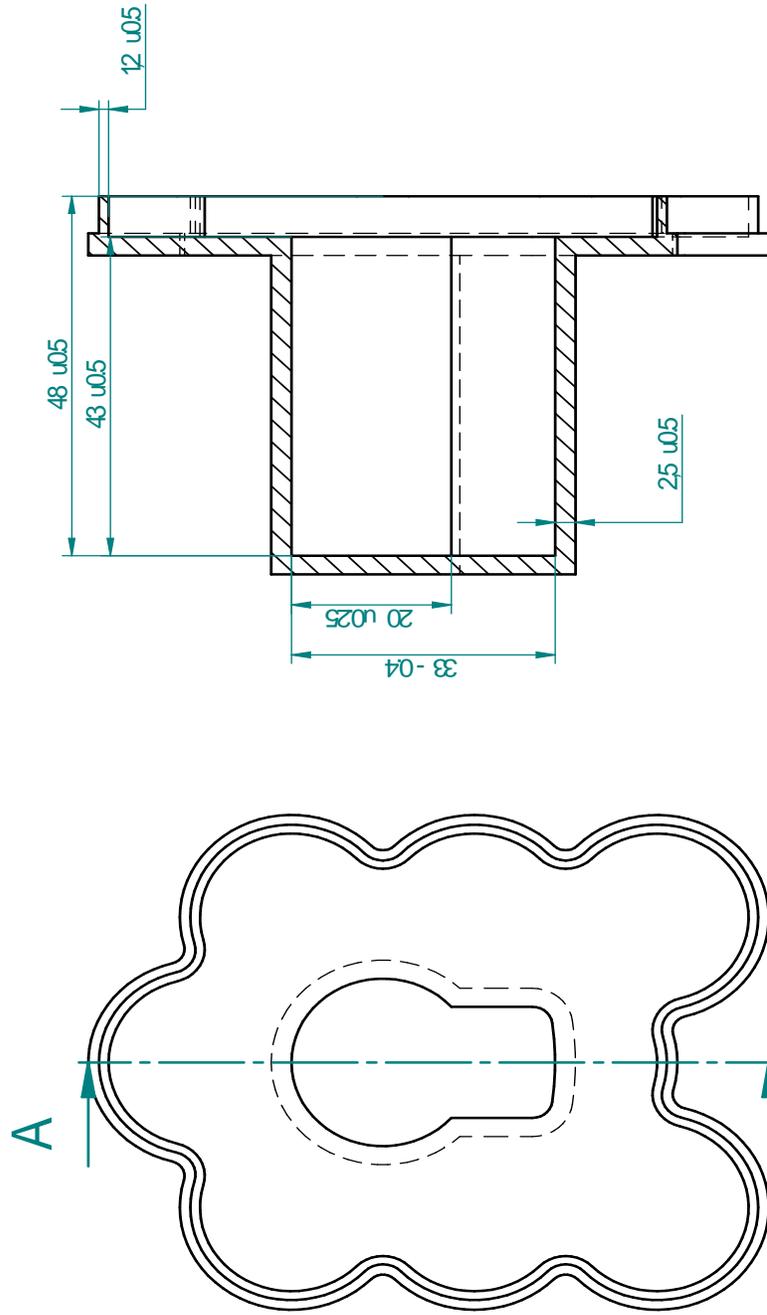
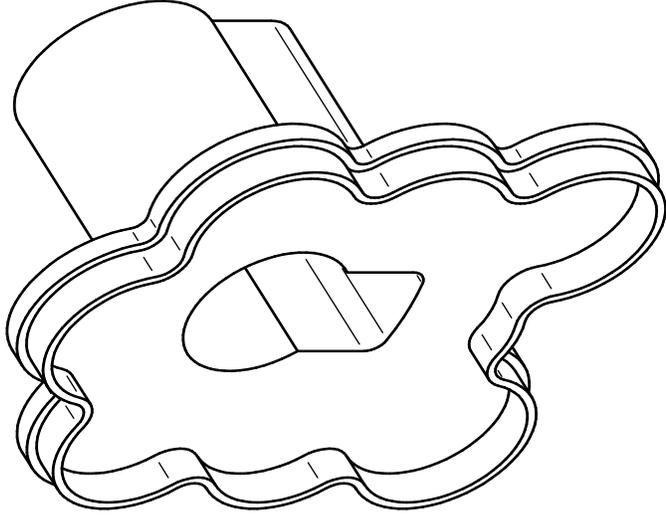
FACULTAD DE INGENIERIA		UNAM	
DIBUJO	NOMBRE	FECHA	
REMSO	JAMY RL	07/30/14	
	JJCC		
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADO QJURGOO MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D TRIMENSIONAL			
FORMATO A4		PIEZA CAJA DE BATERIAS	
MATERIAL: POLIMERO (ABS)			
ESCALA 1:1	ACC: mm	PLANO 2 DE 2	



DEBRES	FECHA
JLVYRL	07/30/14
REMSO	JJCC

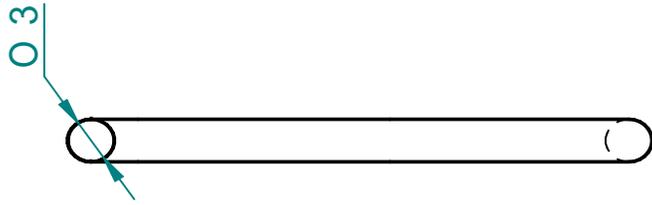
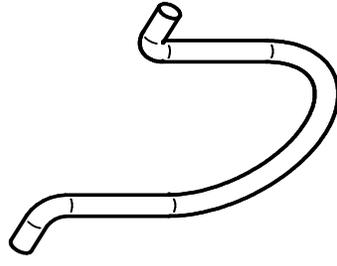
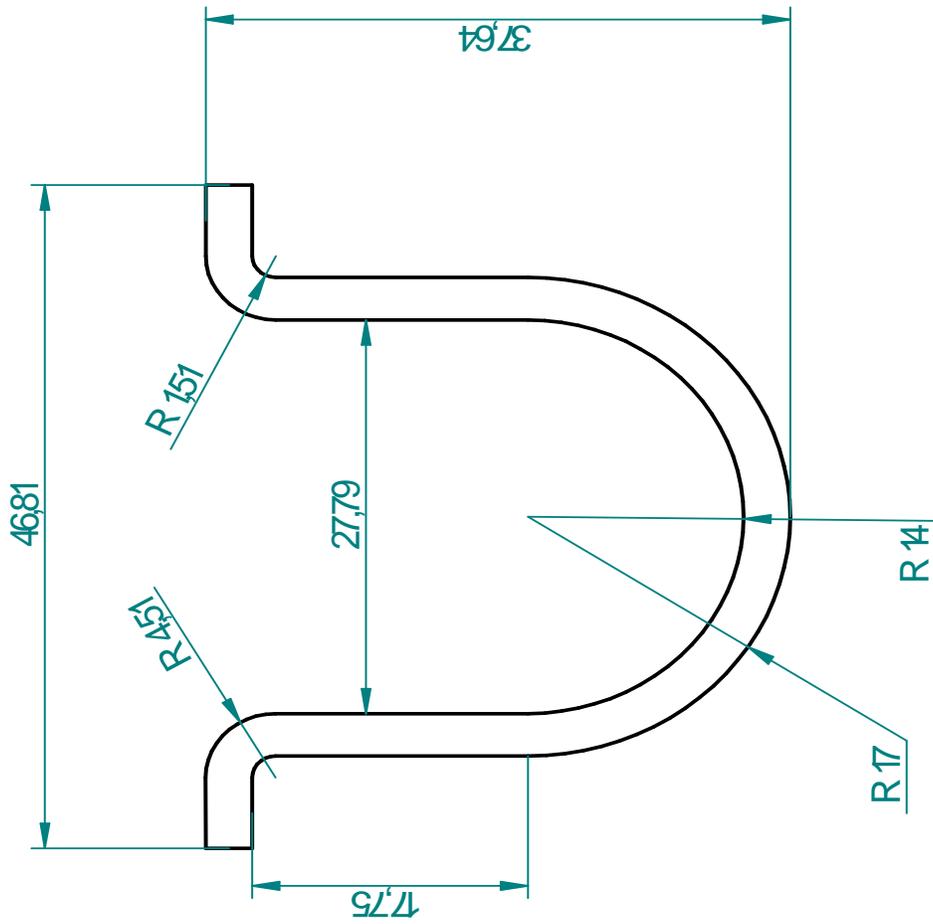
FACULTAD DE INGENIERIA	
U.N.A.M.	
MANIFIESTA QUE CONFORMA LA ENTREGA DE LA PIEZA POR EL PRESENTE MEDIANTE LA PLACUETA DE INGRESO A LA ESCUELA DE INGENIERIA	
FORNIDOR	A8
PIEZA: TAPA DE LA CAJA DE BATERIAS	
MATERIAL	FOUNIFEO/ABS
ESCALA 1:1	ACOT. mm
	RAYO 1 DE 2

SOLID EDGE ACADEMIC COPY



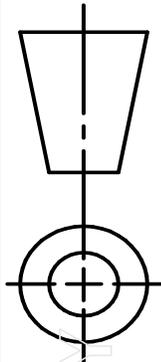
SECCION A-A

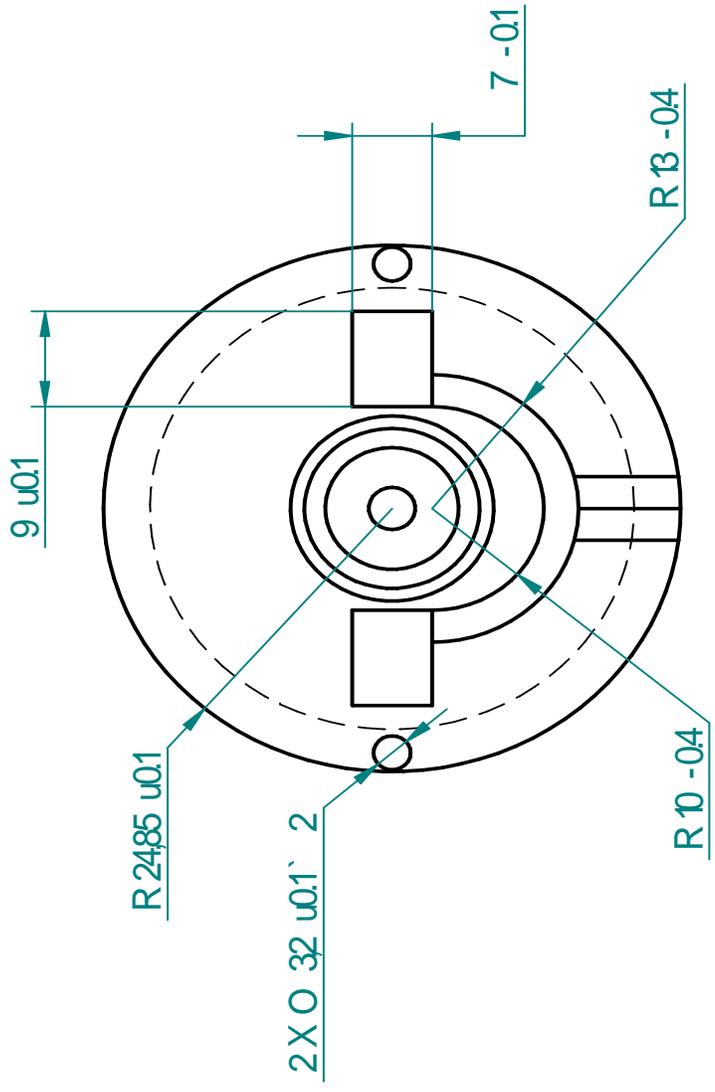
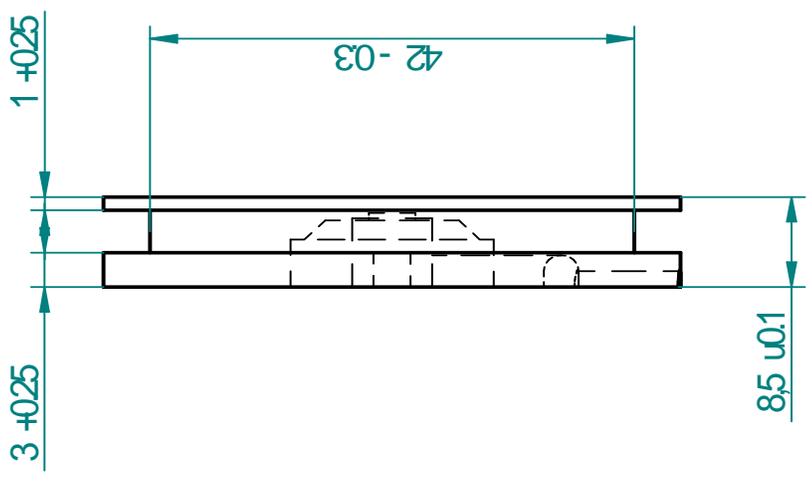
NOMBRE	FECHA	FACULTAD DE INGENIERIA
DEJO	JAMY RL 07/30/14	U.N.A.M.
REVISO	JJOC	MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALAPODO DE FICOD MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION TROMBONAL
		FORNICO
		A8
		PIEZA TAPA DE LA CUNA DE BATERIAS
		MATERIAL: POLIMERO/ABS
		ESCALA 1:51
		ACOT: mm
		PLANO 2 DE 2



SOLID EDGE ACADEMIC COPY

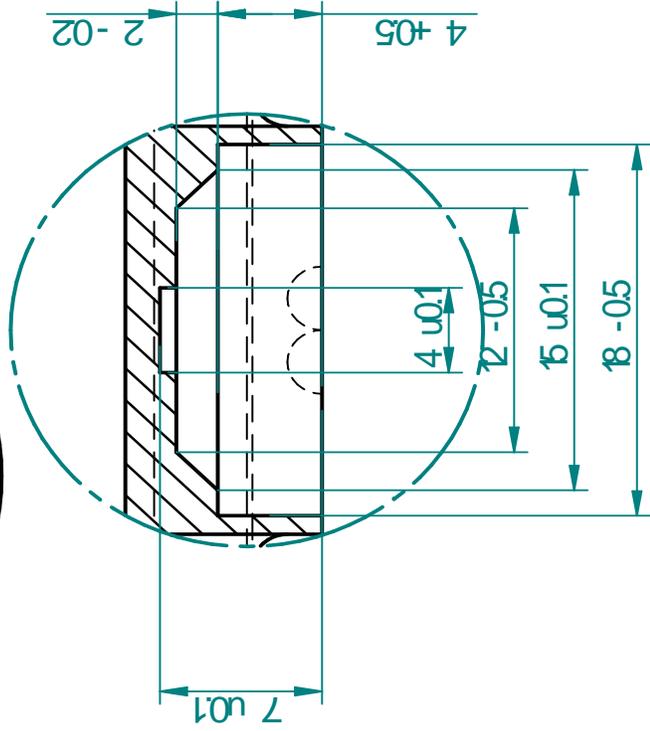
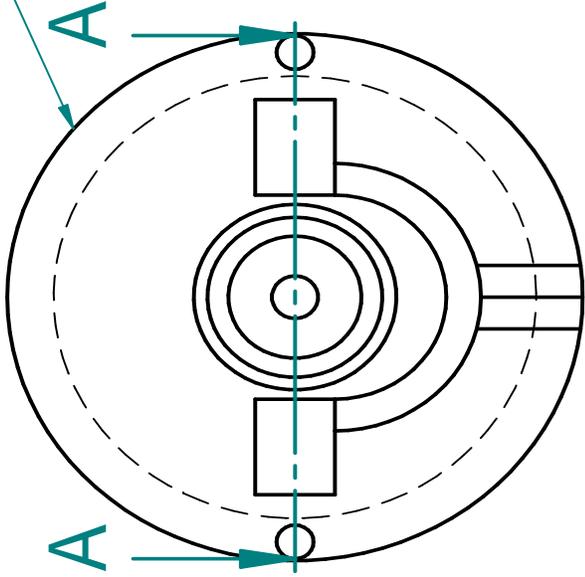
FACULTAD DE INGENIERIA		NOMBRE	FECHA
DEBJO	JAVIER RIL	10/16/14	UNAM
REMZO	JJCC		
ARROIO			
MBRARR			
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUÍMICO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN 3D TRIMEN 804L		FORMAIO A4	
ESCALA: 2:1 ACOT: mm		PIEZA SUJETADOR DE BATERIAS MATERIAL: AEROINDOXIDABLE PLAN01 DE 1	



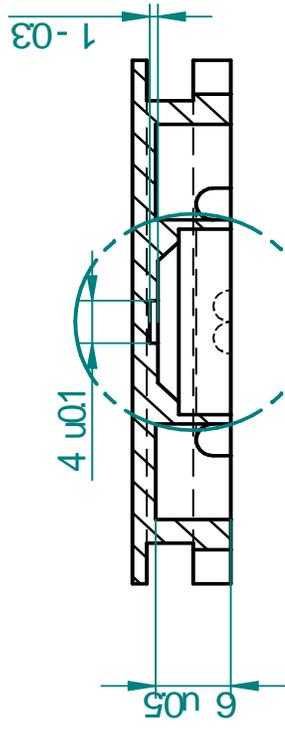


FACULTAD DE INGENIERIA		UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUÍMICO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN 3D DIMENSIONAL			
FORMATO A4	PIEZA SOPORTE PARA EL MOTOR		
MATERIAL: ALUMINO			
ESCALA 1:51	ACCT: nm	PLAN 01 DE 2	

a |



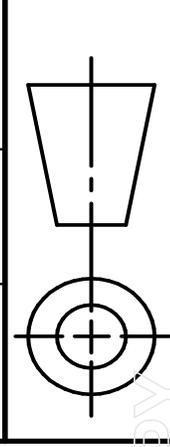
DETAL B



SECCION A-A

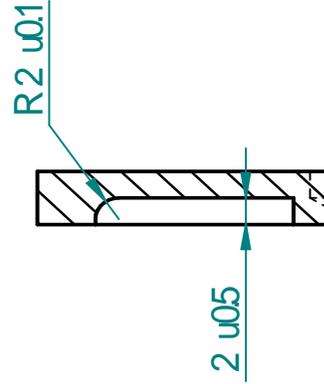
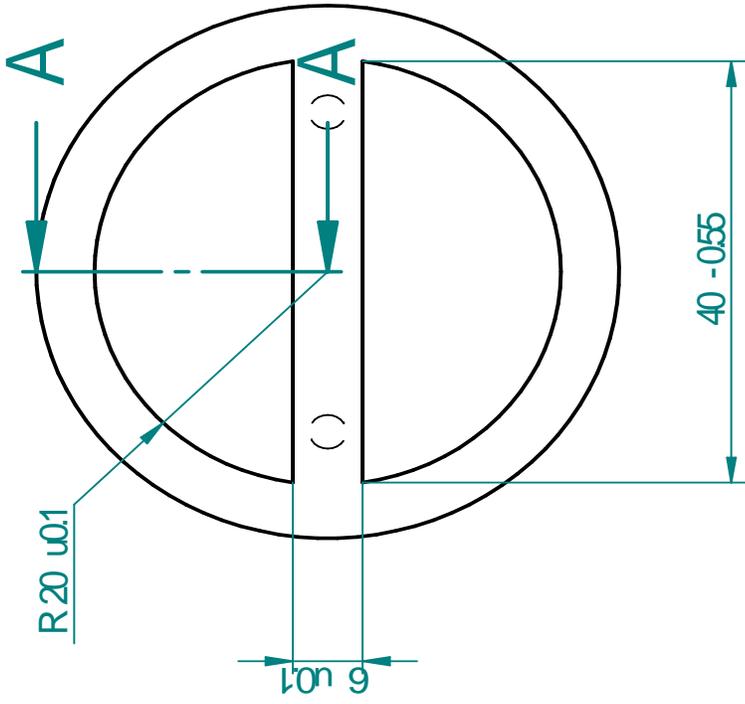
NOMBRE	FECHA
JAMYRL	07/30/14
JJCC	

FACULTAD DE INGENIERIA	
UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALADRO QUIRURGICO MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D TRIMENSIONAL	

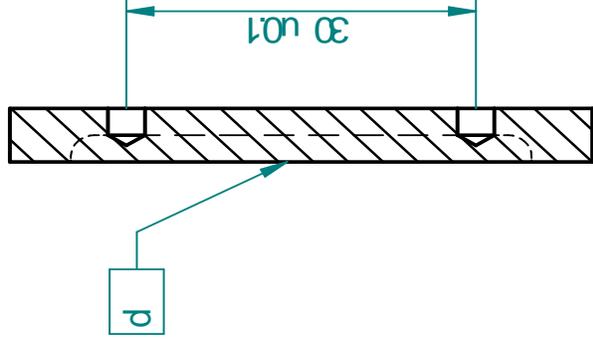
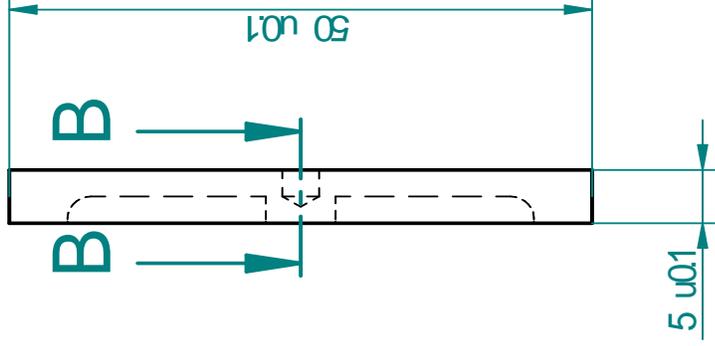


FORMAIO	PIEZA SOPORTE
A4	
MATERIA: ALUMNO	
ESCALA 1:51	ACQ: mm
	PLANO 2 DE 2

SOLID EDGE ACADEMIC COPY

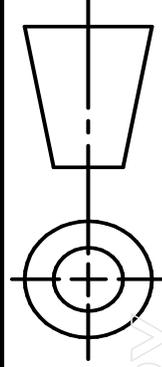


SECTION A-A

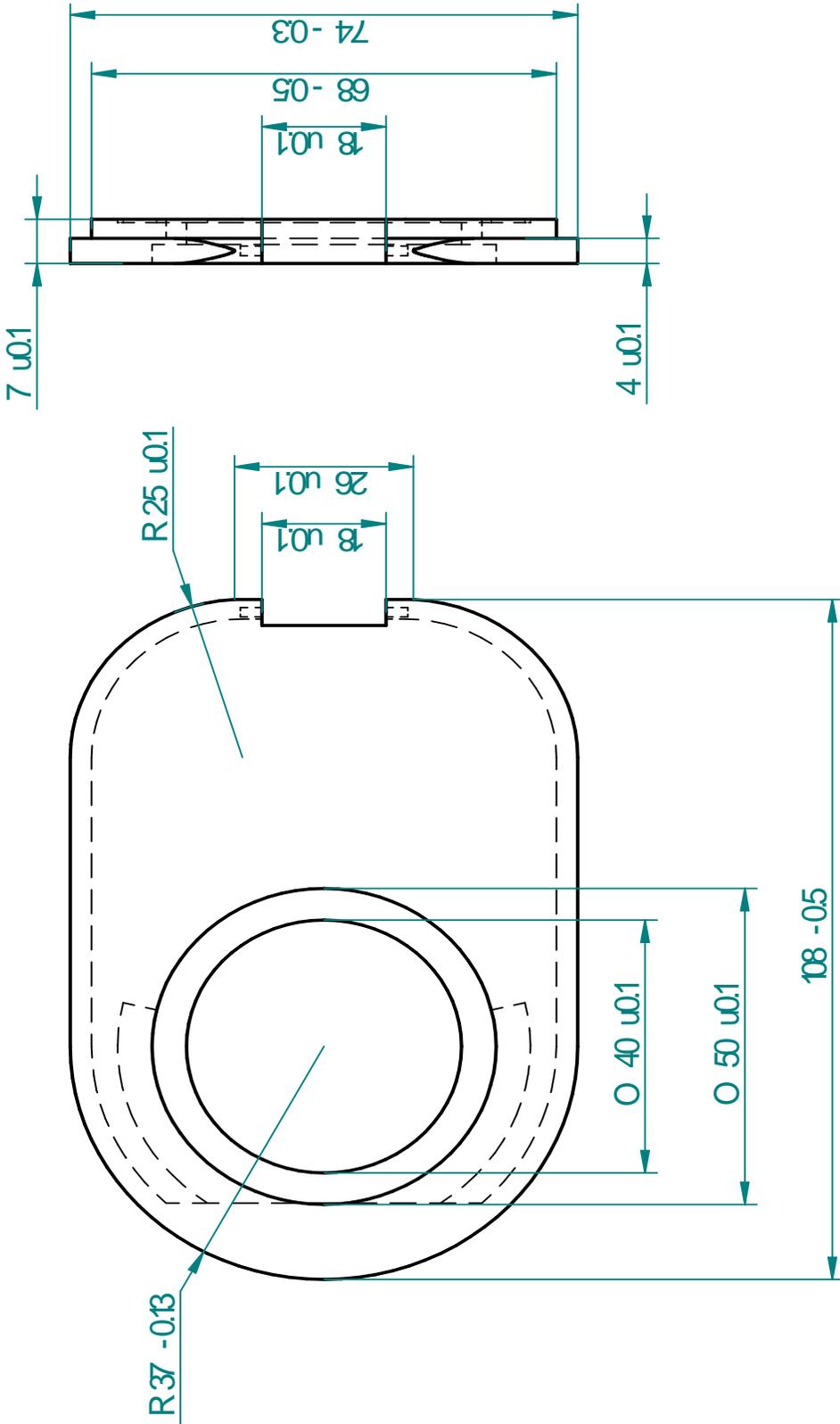


SECTION B-B

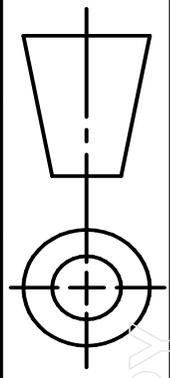
NOMBRE		FECHA		FACULTAD DE INGENIERIA	
DBJO	JAVY RL	07/30/14		UNAM	
REMSO	JJCC			MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALLADO QUÍMICO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL	
				FORMAIO	PIEZA PERILLA
				A4	MATERIAL: ALUMINO
				ESCALA 1:1	ACOT: mm
					PLA01DE1

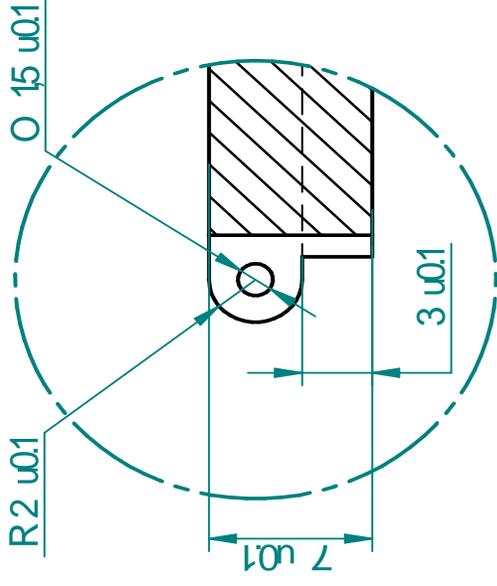
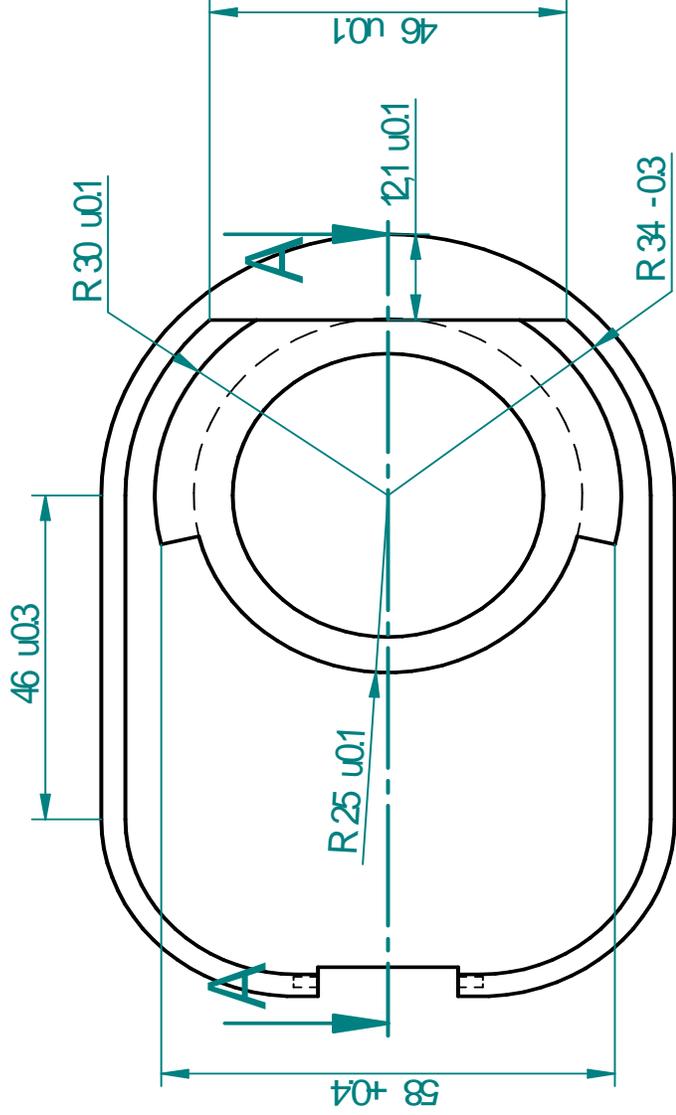


SOLID EDGE ACADEMIC COPY

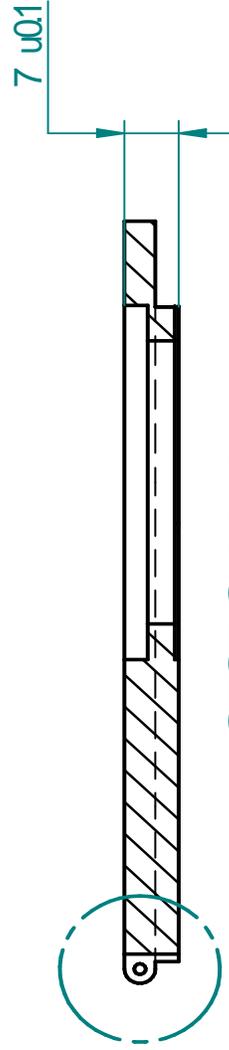


NOMBRE		FECHA		FACULTAD DE INGENIERIA	
DEBUCO		JAVIER RIL		UNAM	
REMSO		JJCC		MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALLADO QUÍMICO MEDIANTE LA APLICACIÓN DE IMPRESIÓN TRIDIMENSIONAL	
FORMAIO		A4		PIEZA TAPA INFERIOR	
				MATERIA: ALUMINO	
				ESCALA: 1:1	
				ACOT: mm	
				RAO1 DE 2	





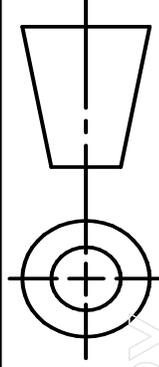
DETAL B



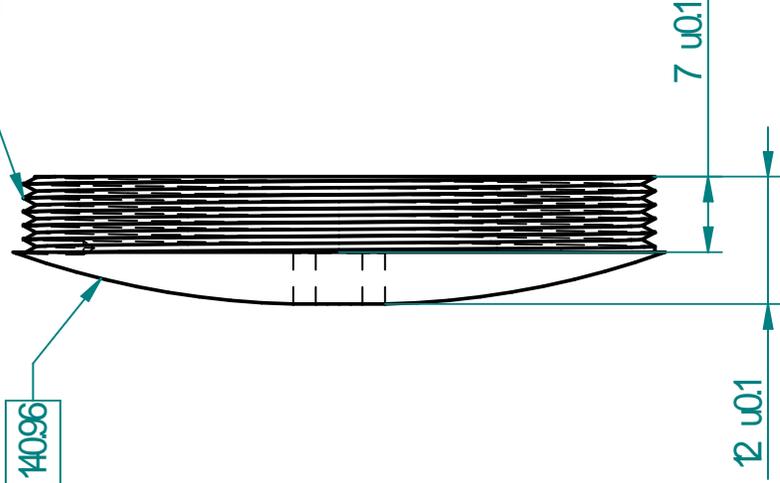
SECCION A A

B

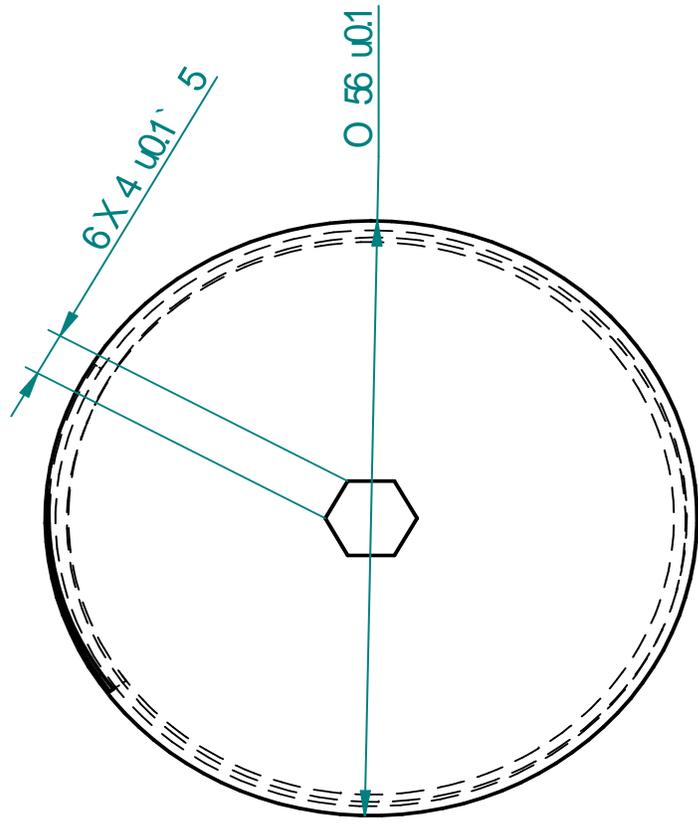
NOMBRE		FECHA		FACULTAD DE INGENIERIA	
DEBUJO	JAVIER R L	07/30/14		UNAM	
REVISOR	JJCC			MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UN TALLADO QUIRURGICO MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D TRIDIMENSIONAL	
				FORMATO A4	
				PIEZA TAPA INTERIOR	
				MATERIAL: ALUMINO	
ESCALA	1:1	ACQ:	nm	PLANO 2 DE 2	



M54.25 x 0.9

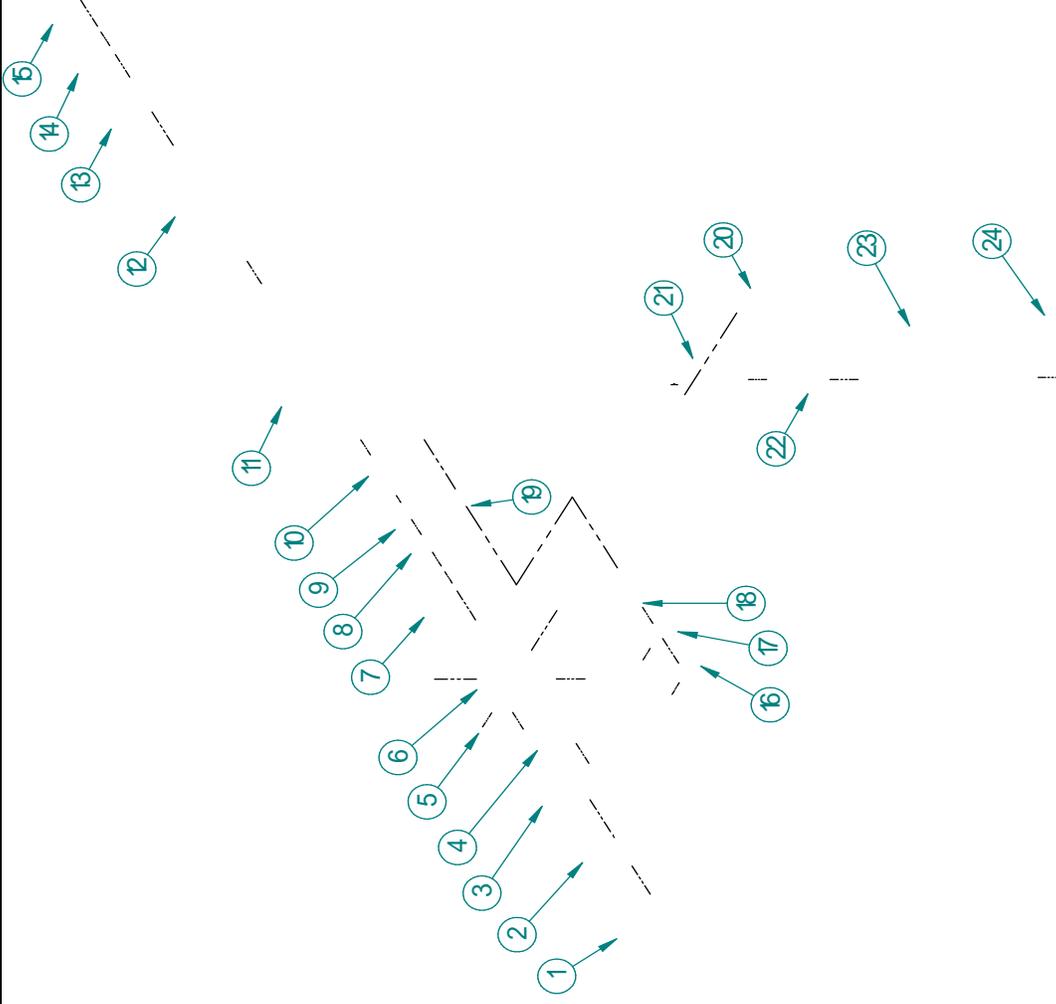


Ø 140.96



NOMBRE		FECHA	
JAMY RL		07/30/14	
REVISOR		JJCC	
FACULTAD DE INGENIERIA		UNAM	
MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA UNA PLATAFORMA DE JUBILACION MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D TRIDIMENSIONAL			
FORMA		PIEZA TPA TRCERA	
A4			
MATERIAL: ALUMINO			
ESCALA: 1:51		ACQ: mm	
RAO1		DE1	

No. de Artículo	Nombre	Material	Cantidad
1	SEGURO DE LA BOQUILLA	ACERO INOX	1
2	RESORE DE LA BOQUILA	ACERO INOX	1
3	TUECA DE LA BOQUILLA	ACERO INOX	1
4	TORNILLO	ACERO INOX	2
5	BALIN	ACERO INOX	4
6	BOQUILLA P/HTA	ACERO INOX	1
7	ORING	BITON	1
8	CELLO MECANICO	BITON	1
9	BALERO	ACERO INOX	1
10	EJE ACOPLADOR MOTOR	ACERO INOX	1
11	CARCASA	ALUMINIO	1
12	MOTOR		1
13	ACOPLADOR TRACERO	ALUMINIO	1
14	ORING	BITON	1
15	TAPON TRACERO	ALUMINIO	1
16	GATILLO	ACERO INOX	1
17	TUECA DEL GATILLO	ACERO INOX	1
18	EJE DEL GATILLO	ACERO INOX	1
19	RESORTE DEL GATILLO	ACERO INOX	1
20	PERNO	ACERO INOX	1
21	CAJA DE INTERRUPTOR	ALUMINIO	1
22	INTERRUPTOR		1
23	BANCO DE BATERIAS		1
24	TAPA INFERIOR	ALUMINIO	1



NOMBRES		FACULTAD DE INGENIERIA	
DEBIDO	J.A.M.Y.R.L.	U.N.A.M.	
FECHSO	J.J.C.C.		
FECHA	10/06/14	MANUFACTURA DE COMPONENTES PARA LA INDUSTRIA DE LA ENERGIA MEDIANTE LA APLICACION DE IMPRESION 3D (TROMBON)	
		FORMA	PIEZA EXPLOSION
		MATERIAL	
		ESCALA 1:3	ACCI:
			PLANO 1 DE 1

SOLID EDGE ACADEMIC COPY