



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERIA MECÁNICA
DEPARTAMENTO DE DISEÑO Y AUTOMATIZACIÓN



**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OSTEÓTOMO
SEMI AUTOMÁTICO CON SIERRA DE GIGLI”**

TUTOR:

Prof. CARLOS MORALES

ELABORADO POR:

**CASTILLO, JESÚS.
PACHECO, ADRIANA.**

BÁRBULA, NOVIEMBRE 2008



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERIA MECÁNICA
DEPARTAMENTO DE DISEÑO Y AUTOMATIZACIÓN



**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OSTEÓTOMO
SEMI AUTOMÁTICO CON SIERRA DE GIGLI”**

Proyecto de grado presentado ante la ilustre

UNIVERSIDAD DE CARABOBO

Para optar al título de

INGENIERO MECÁNICO

TUTOR:

Prof. CARLOS MORALES

ELABORADO POR:

**CASTILLO, JESÚS.
PACHECO, ADRIANA.**

BÁRBULA, NOVIEMBRE 2008



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERIA MECÁNICA
DEPARTAMENTO DE DISEÑO Y AUTOMATIZACIÓN



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Los abajo firmantes, miembros del jurado asignado para estudiar al trabajo de grado titulado: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OSTEÓTOMO SEMI AUTOMÁTICO CON SIERRA DE GIGLI”**, realizado por los bachilleres: **Castillo Flores Jesús Alfredo C.I.- 17.494.986** y **Pacheco Rodríguez Adriana C.I.- 16.551.887**, hacemos constar que hemos revisado y aprobado dicho trabajo.

Presidente de Jurados: Carlos Morales

Jurado: Luís Valles

Jurado: Brizeida Gámez

BÁRBULA, NOVIEMBRE 2008

DEDICATORIA

A Dios por darme sabiduría, salud y brindarme esta oportunidad.

A mis padres, por su apoyo incondicional brindándome todos los recursos y herramientas que tuvieron al alcance para contribuir con mi desarrollo personal, académico y profesional, guiando mis pasos y acciones justo cuando fue necesario, a ellos les debo la persona que soy. A mi hermanita, por ser mi amiga y apoyo en todo momento.

A mis abuelitas, tíos y tías que siempre me apoyaron y estuvieron pendientes en esta etapa de mi vida.

A mi novia Angélica, por ser mi apoyo en todos los momentos difíciles, gracias a tus sabias palabras logré superar todos los obstáculos que se me presentaron a lo largo del desarrollo de este proyecto. Por ser mi amiga incondicional y una de las personas mas importantes en mi vida.

A mis amigos Javier, Luís, Giber, Tobi, Ricardo, Rut, Víctor quienes con sus apoyos incondicionales me ayudaron a no perder el norte de mi carrera y darme animo en los momentos difíciles.

Jesús A. Castillo F.

DEDICATORIA

Este proyecto de Grado no hubiese alcanzado su término de no ser por la ayuda y cooperación de muchas personas, es por ello que debo dedicar mi trabajo:

Primeramente a Dios que me ha dado la vida, la capacidad y la fuerza para llevar a cabo este arduo trabajo.

A la institución que brindo su espacio físico y a los profesores que aportaron sus conocimientos a lo largo de estos años para formarme como *Ingeniero Mecánico*.

A mis queridos padres Emilce y Ernesto que siempre han sido un gran apoyo, pilares en mis decisiones y mis pasos.

A mi hermana y mi bella abuelita quienes han sido ejemplo de esfuerzo y trabajo.

Al profesor Carlos Morales quien fuera el tutor de este proyecto de grado. A usted le agradezco todo el tiempo y los conocimientos entregados para la realización del trabajo.

A mis amigos y compañeros que desde el comienzo de la carrera fueron siempre alentadores y optimistas en mi desarrollo.

Adriana Pacheco Rodríguez

RESUMEN

El presente Trabajo de Grado, se basó en diseñar y construir un prototipo que permita realizar la resección del tejido óseo de manera semiautomática, utilizando la sierra de Gigli como instrumental quirúrgico. Para ello, se realizó un estudio exhaustivo de los instrumentales quirúrgicos existentes en el mercado y más utilizados en el área de la traumatología, para ejecutar el abordaje de la cirugía. Por medio de criterios y restricciones, se plantearon posibles soluciones seleccionando la que satisface todos los requerimientos exigidos en el diseño del instrumental quirúrgico. Durante la fase de construcción, se analizaron algunas propiedades mecánicas, térmicas y físicas, para seleccionar los materiales adecuados en la fabricación del herramental. Entre las variables de estudio se tomó en cuenta la resistencia (mecánica, a altas temperaturas, a la abrasión y a la corrosión). En base a lo expuesto, se seleccionó el acero inoxidable AISI 316-L, el cual es utilizado para la manufactura de instrumental quirúrgico y dispone de excelentes propiedades mecánicas. Se descartó el uso de los plásticos, a pesar de poseer propiedades mecánicas y térmicas aptas, debido a que el constante proceso de esterilización, produce agrietamientos y fisuras en su superficie. De acuerdo a las variables especificadas en el diseño, se construyó un primer prototipo, probado a través de ensayos con hueso porcino, ya que tienen propiedades semejantes a las del hueso humano, con el propósito de obtener los parámetros de corte adecuados que permitan garantizar la realización de la osteotomía en el menor tiempo posible, disminuyendo la fatiga en el especialista y producir menor lesión en el paciente. Finalizada la etapa de ensayos, se determinó que los tiempos de resección empleando el osteótomo, se disminuyeron el tiempo un 88,66% en comparación a los tiempos adquiridos en los ensayos manuales. Por lo antes expuesto, se justifica la construcción de un dispositivo que cumpla con los requerimientos exigidos, que mejore los parámetros de corte durante la cirugía y disminuya los altos costos de instrumentales quirúrgicos.

NOMENCLATURA

La Tabla que se muestra a continuación contiene las abreviaciones establecidas para las variables en el desarrollo de los cálculos empleados.

<i>Abreviatura</i>	<i>Variable</i>	<i>Unidad</i>
a	Constante de Neuber	
Ac	Ancho de la Rosca	mm
Ac_{Base}	Ancho de la Base del Seguidor	mm
A_G	Área de la Garganta de la Soldadura	m ²
A_{ping}	Área de la sección Transversal del Ping	m ²
a_{ping}	Distancia donde se aplica la fuerza	m
$A_{prisionero}$	Área de la Sección Transversal del Tornillo Prisionero	m ²
$A_{uña}$	Área de la Sección Transversal de la Uña	m ²
C	Carrera de la Leva	mm
C_{carga}	Factor de Carga	
$C_{confiabilidad}$	Factor de Confiabilidad	
$C_{superficie}$	Factor de Superficie	
$C_{tamaño}$	Factor de Tamaño	
C_{temp}	Factor de Temperatura	
d	Diámetro Nominal de la Rosca	mm
D_{eje}	Diámetro del Eje	mm
d_{ext}	Diámetro Externo de la Bocina	mm
D_{ext}	Diámetro Externo de la Carcasa	mm
D_f	Diámetro del Fémur	mm
d_{int}	Diámetro Interno de la Bocina	mm
D_{mayor}	Diámetro Externo de la Leva	mm
D_{menor}	Diámetro Menor	mm

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

d_p	Diámetro de Paso	mm
D_{ping}	Diámetro del Ping del Seguidor	mm
E	Módulo de Elasticidad	GPa
f	Fuerza de Roce	N
F	Fuerza Producida por el Par de Torsión	N
F_a	Fuerza Alternante	N
F_m	Fuerza Media	N
$f_{p/c}$	Fuerza de Fricción entre el Seguidor y la Carcasa	N
$f_{p/t}$	Fuerza de Fricción entre el Seguidor y la Leva	N
F_x	Fuerzas Actuantes sobre el Eje X	N
F_y	Fuerzas Actuantes sobre el Eje Y	N
G	Módulo de rigidez	GPa
h	Espesor de la Garganta	plg
I	Momento de Inercia	m ⁴
I_p	Momento de Inercia del Ping	m ⁴
J_{eje}	Momento polar de inercia	m ⁴
K_f	Factor Geométrico de Concentración de Esfuerzos	
K_t	Factor de concentración de Esfuerzos	
L	Avance de la Rosca	mm
L_p	Longitud de Apoyo	mm
L_{ping}	Longitud del Ping del Seguidor	mm
L_s	Longitud del Seguidor	mm
Ma	Momento Flector Alternante	N.m
M_f	Momento Flector	N.m
M_m	Momento Flector Medio	N.m
M_{pf}	Momento Flector del Ping	N.m
N	Factor de Seguridad	
N_f	Factor de Seguridad para Fatiga	

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

N_{fat}	Número de Ciclos	
N_p	Número de Veces que Recorre el Perímetro	rev x mm
$N_{p/c}$	Fuerza Normal Seguidor y la Carcasa	N
$N_{p/t}$	Fuerza Normal entre el Seguidor (ping) y la Leva	N
N_v	Número de Vueltas	rev
P	Carga Axial	N
p	Paso de la Rosca	mm
P_{leva}	Perímetro de la Leva	mm
P_t	Paso	mm
q	Sensibilidad de la Muesca	
$R_{b/t}$	Reacción de la Fuerza de Apoyo entre la leva y la bocina	N
S_f	Resistencia a la Fatiga Corregido	MPa
S_f	Resistencia a la Fatiga Teórico	MPa
S_m	Resistencia Estimada	MPa
S_{ut}	Resistencia Última	MPa
S_y	Resistencia a la Fluencia	MPa
T_{bocina}	Torque de la bocina	N.m
T_{leva}	Torque Generado por la Leva	N.m
$T_{máx}$	Tensión Máxima de Operación de la Sierra	N
T_{total}	Torque Total	N.m
T_u	Par de Apriete	N.m
ν	Relación de Poisson	
y_{max}	deflexión máxima en el ping del seguidor	m
θ	deflexión angular debida al par de torsión	°
λ	Ángulo de Avance	°
α	Ángulo de la Rosca	°
μ_s	Coefficiente de Fricción Estático	

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

σ_{adm}	Esfuerzo Admisible	MPa
$\sigma_{a_{nom}}$	Esfuerzo a Flexión Nominal Alternante	MPa
$\sigma_{a_{torn}}$	Esfuerzo a Tensión del Tornillo	MPa
$\sigma_{m_{nom}}$	Esfuerzo a Flexión Nominal Medio	MPa
σ_{ping}	Esfuerzo Máximo a la Flexión	MPa
τ	Esfuerzo de Corte del Ping	MPa
τ_{majeje}	Esfuerzo cortante máximo debido a la torsión	MPa
τ_p	Esfuerzo de Corte del Ping	MPa
$\tau_{prisionero}$	Esfuerzo de Corte del Tornillo Prisionero	MPa
$\tau_{uña}$	Esfuerzo de Corte de la Uña	MPa

ÍNDICE GENERAL

	PÁGINA
INTRODUCCIÓN	1
1.- CAPÍTULO I <i>EL PROBLEMA</i>	3
1.1 Planteamiento del Problema	3
1.2 Objetivos	4
1.2.1 General	4
1.2.2 Específicos	4
1.3 Limitaciones	4
1.4 Delimitaciones y alcances	5
1.5 Justificación de la Investigación	5
2.- CAPÍTULO II <i>MARCO TEÓRICO</i>	6
2.1 Antecedentes de la Investigación	6
2.1.1 El Bloque de Petrosectomía usando una Sierra de Gigli para Lesiones Petroclival	6
2.1.2 Una Comparación de dos Técnicas de la Osteotomía para el Alargamiento Tibial.	6
2.1.3 Modelos con Animales de Experimentación en Resonancia Magnética del Sistema Músculo-esquelético.	7
2.2 Bases Teóricas	8
2.2.1 Sistema Óseo	8
2.2.1.1 Clasificación de los Huesos	11
2.2.2 Traumatología	12
2.2.2.1 Osteotomía	12
2.2.2.2 Sierra de Gigli	13
2.2.3 Materiales Usados para Herramental Quirúrgico	14
2.2.3.1 Acero Inoxidable	15
2.2.3.2 Otros Metales	17

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

2.2.3.3 Teflón	18
2.2.4 Métodos de Esterilización	20
2.2.4.1 Método Químico	20
2.2.4.2 Método Físico	21
2.2.4.3 Por Irradiación	23
3.- CAPÍTULO III MARCO METODOLÓGICO	25
3.1 Nivel de la Investigación	25
3.2 Diseño de la Investigación	25
3.2.1 Fase Investigativa	26
3.2.2 Fase Comparativa	26
3.2.3 Fase de Planteamientos	26
3.2.4 Fase de Diseño Dimensional	27
3.2.5 Fase de Selección de Material	27
3.2.6 Fase de Selección de Taladro	27
3.2.7 Fase de Diseño	28
3.2.8 Fase Construcción	28
3.2.9 Fase de Evaluación	28
3.2.10 Fase de Estudio	28
4.- CAPÍTULO IV DESARROLLO	29
4.1 Equipos e Instrumentos Quirúrgicos Empleados en el Mercado para Realizar Resecciones Óseas	29
4.1.1 Instrumentos Manuales	29
4.1.2 Equipos Automáticos	30
4.2 Planteamientos de Posibles Soluciones y Selección de la Solución	32
4.2.1 Planteamientos	32
4.2.1.1 Alternativa No. 1	32

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

4.2.1.2 Alternativa No. 2	34
4.2.1.3 Alternativa No. 3	36
4.2.1.4 Alternativa No. 4	37
4.2.2 Selección de la Mejor Solución	38
4.3 Diseño Dimensional	39
4.4 Selección del Material	47
4.5 Selección del Taladro	50
4.5.1 Tensión máxima	50
4.5.2 Fuerza de roce	51
4.5.3 Diagrama de Cuerpo Libre	51
4.5.4 Cálculo del par de Torsión	55
4.5.5 Selección del Taladro	58
4.6 Diseño	60
4.6.1 Seguidores	60
4.6.1.1 Ping del seguidor	60
4.6.1.2 Uña del Seguidor	72
4.6.1.3 Calculo de deflexión en el Ping del Seguidor	74
4.6.2 Tornillos Prisioneros	75
4.6.3 Tornillos	76
4.6.3.a Avance y Ángulo de la Rosca	77
4.6.3.b Coeficiente de Fricción	77
4.6.3.c Diámetro de Paso	77
4.6.3.d Par de Apriete y Carga Axial	78
4.6.3.e Esfuerzo a Tensión	79
4.6.3.f Esfuerzo a Tensión Admisible	79
4.6.4 Soldadura	79
4.6.5 Torsión	81

5.- CAPÍTULO V ENSAYOS Y ANÁLISIS	84
5.1 Descripción de los ensayos	84
5.2 Análisis de Resultados	90
6.- CONCLUSIONES	92
7.- RECOMENDACIONES	93
8.- REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
9.- APENDICES	98
APENDICE I	98
APENDICE II	100
APENDICE III	102
APENDICE IV	103
10.- ANEXOS	108
ANEXOS A	108
ANEXOS B	109
ANEXOS C	110
ANEXOS D	111
ANEXOS E	112
ANEXOS F	113
ANEXOS G	119
ANEXOS H-1	124
ANEXOS H-2	126
ANEXOS H-3	128
ANEXOS H-4	130
ANEXOS H-5	132
ANEXOS H-6	134
ANEXOS H-7	136
ANEXOS H-8	137
ANEXOS I	138

ÍNDICE DE FIGURAS

	PÁGINA
Figura No 2.1. Esqueleto humano	8
Figura No 2.2. Corte transversal del fémur de la cabeza donde el tejido óseo es esponjoso, en el centro del fémur el tejido es compacto, así como en la superficie	9
Figura No 2.3 Craneología	14
Figura No 2.4 Autoclave	22
Figura No.4.1 Sierra de Gigli	30
Figura No 4.2 Dispositivo de Movimiento Reciprocante	31
Figura No. 4.3 Accesorio de Fresado Medular y Adaptador para sierra Alternante	31
Figura No. 4.4 Adaptador para Perforación y Accesorio para la Sierra Oscilante	32
Figura No 4.5 Diseño de Alternativa No 1	33
Figura No 4.6a Diseño de Alternativa No 2	34
Figura No 4.6b Diseño de Alternativa No 2	35
Figura No 4.7 Diseño de Alternativa No 3	37
Figura No 4.8 Diseño de Alternativa No 4	37
Figura No 4.9 Etapas del Dispositivo	39
Figura No. 4.10 Leva Cilíndrica	40
Figura No. 4.11 Paso del Seguidor	43
Figura No. 4.12 Diseño del Perfil de Leva	43
Figura No. 4.13 Seguidor	44
Figura No. 4.14 Detalle Longitud del Seguidor	44
Figura No. 4.15 Ping	46

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Figura No. 4.16	Diagrama de cuerpo libre D.C.L del sistema	52
Figura No. 4.17	Diagrama de cuerpo libre D.C.L del cuerpo N° 2 (seguidor)	52
Figura No. 4.18	Diagrama de cuerpo libre D.C.L del cuerpo N° 1(Canal de la Leva)	54
Figura No. 4.19	Ping y Uña del Seguidor	60
Figura No. 4.20	Ping del Seguidor	61
Figura No. 4.21	Diagrama S-N Vida- Resistencia a la Fatiga	66
Figura No. 4.22	Diagrama De Goodman Modificado para el ping	72
Figura No. 4.23	Diagrama De Goodman Modificado para la uña	74
Figura No. 4.24	Eje de la Leva Cilíndrica	81
Figura No. 5.1	Montaje del Prototipo	84
Figura No. 5.2	Hueso Porcino	85
Figura No. 5.3	Ensayo Manual	87
Figura No. 5.4	Gráficas de cada valor de tensión para cada velocidad de corte ensayada.	88
Figura 5.5.	Gráfica de ensayo manual	89

ÍNDICE DE TABLAS

	PÁGINA
Tabla No 2.1 Fortaleza del hueso y otros materiales comunes	10
Tabla No 2.2 Clasificación de los Huesos	11
Tabla No 2.3 Nomenclatura del Acero Inoxidable según Norma	16
Tabla No 2.4 Composición química del Acero Inoxidable	16
Tabla N° 2.5 Propiedades Mecánicas de los Aceros Inoxidables	17
Tabla N° 2.6. Propiedades Físicas de los Aceros Inoxidables	17
Tabla N° 2.7. Propiedades mecánicas, físicas, térmicas y químicas del PTFE - Marca Teflón	19
Tabla N° 2.8 Métodos de esterilización recomendados de preferencia para distintos materiales	24
Tabla N° 4.1. Taladros Inalámbricos	59
Tabla 5.1. Data obtenida	86
Tabla N° 5.2. Ensayos manuales con una tensión de 20 N.	87

INTRODUCCIÓN

La osteotomía es un proceso quirúrgico que permite realizar resecciones óseas, su aparición en la ciencia médica data del Siglo XVII. Para esta época en Europa se obtuvieron registros de operaciones explotando esta técnica. [Bortz y Socolovsky, 2005].

La ectomía es aplicada comúnmente a pacientes con diabetes o como consecuencia de algún accidente sufrido. Si bien es realizada mayormente para dichos fines, también existe una gran variedad de afecciones óseas que requieren dicha técnica. Con base a esto se ha generado desarrollo e innovación de técnicas e instrumentos capaces de subsanar la demanda establecida.

Los progresos alcanzados en el área de la bioingeniería, dirigidos al sistema óseo buscan entender, controlar y reforzar los aspectos biológicos de curación de las afecciones óseas. El entorno mecánico es un elemento crucial en la sanación de las lesiones en el tejido óseo, con fuertes interacciones con los factores biológicos. El manejo clínico de las fracturas debe influenciar estos dos elementos para que la capacidad original de soporte de carga del tejido óseo se restaure eficazmente.

La idea de crear un instrumento novedoso y versátil en Venezuela, cuya aplicación permita la resección del tejido óseo por medio de la Sierra de Gigli, esta enmarcado dentro de los objetivos de la Línea de Investigación de Bioingeniería de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Carabobo, cuyo objetivo principal es el diseño y construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli.

Se hace necesario diseñar una herramienta sencilla, económica y con la suficiente resistencia, para permitir el corte en el tejido óseo sin que se produzca daños en otros

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

tejidos. En este sentido, esta propuesta pudiera abrir otras perspectivas que permitan sustituir importaciones y contribuir de esta forma, al desarrollo sostenible del país.

El desarrollo de este Proyecto de Grado se encuentra enmarcado por cinco capítulos que permiten desarrollar la problemática planteada de forma estructural. En el primer capítulo, se deja al descubierto la necesidad generada, tanto en los pacientes como en los traumatólogos, de encontrar una fusión entre los métodos manuales de ectomía y la automatización de dispositivos.

El segundo capítulo, contiene una breve reseña de los aspectos fundamentales a conocer para el desarrollo del Proyecto de Grado. Seguidamente, el capítulo tres, contempla las fases establecidas para tener un desarrollo eficiente y eficaz. El cuarto capítulo, detalla la solución que más se adecuó a los requerimientos, así como la especificación del dispositivo a fabricar. Todo esto necesario para poder realizar los ensayos, que permitan generar conclusiones con base a los hechos. Los ensayos se registraron y analizaron en el capítulo cinco, el cual finalmente permite fijar las conclusiones y recomendaciones relevantes.

CAPÍTULO I EL PROBLEMA

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

En los procedimientos quirúrgicos para tratar anomalías óseas, se requiere del uso de instrumentales especializados para realizar las osteotomías (Resección de tejido óseo). Existe una amplia variedad de instrumentales manuales y automáticos para las osteotomías, entre las que se destacan las sierras de arco, sierras de disco, sierras oscilantes y las sierras de Gigli (léase Yigli) [Medilexicon, 2007]. La selección del instrumental para el abordaje de una osteotomía, depende del criterio del especialista. Algunos de ellos, afirman que es preferible el uso de la sierra de Gigli que la sierra oscilante, para evitar la necrosis de los bordes osteotomizados. [Rial, 2006].

Las sierras de Gigli son instrumentales empleados por cirujanos en la resección de tejidos óseos [Mark y Glaze, 1987]. La sierra de Gigli es un cable flexible trenzado, que puede ser insertado a través de una incisión para luego bordear el hueso. Ésta, requiere ser halada de forma alterna en sus extremos para realizar el corte [Moodley, et al., 2005]. La sierra se sujeta en ambos extremos por medio de mangos para que el especialista pueda realizar la osteotomía a partir de movimientos oscilantes. La desventaja de la utilización de la sierra de Gigli es su accionamiento manual, el cual incrementa el tiempo de la intervención y la fatiga del especialista. El uso limitado de la sierra de Gigli y el costo de las sierras oscilante han convertido a los minitaladros comerciales en una herramienta versátil ampliamente utilizada por los traumatólogos para realizar cortes y desbastes en las estructuras óseas con sierra de disco.

Con base a esta situación, se plantea la necesidad de diseñar un dispositivo capaz de realizar, de manera automática, el movimiento recíprocante de la sierra de Gigli a

fin de eliminar el trabajo manual, con lo que se espera mejorar la calidad de las resecciones transversales.

1.2 OBJETIVOS.

1.2.1 Objetivo General.

Diseñar, fabricar y ensayar un Osteótomo Semiautomático capaz de seccionar tejidos óseos mediante el empleo de una Sierra de Gigli, utilizando como fuente motriz un taladro comercial.

1.2.2 Objetivos Específicos.

- Seleccionar los materiales a emplear para la fabricación del osteótomo semiautomático con Sierra de Gigli.
- Diseñar un Osteótomo con sierra de Gigli de corte ortogonal con accionamiento semiautomático.
- Fabricar el prototipo del Osteótomo.
- Realizar ensayos con huesos de animales.

1.3 LIMITACIONES.

Entre las limitaciones asociadas al proyecto, que pueden generar inconvenientes y pérdidas de tiempo se encuentran: La insuficiencia de fuentes bibliográficas relacionadas con las técnicas de resección ósea con sierras de Gigli, los materiales implementados en la fabricación de equipos quirúrgicos, e información técnica de la Sierra de Gigli. Poca disponibilidad tanto de sierras de Gigli como sus accesorios (mangos de sujeción, conducto, etc) en el mercado nacional. El alto costo en el mercado nacional de materiales empleados en la fabricación de equipos quirúrgicos, ya que en su mayoría estas herramientas quirúrgicas no son elaboradas en el país. Falta de disponibilidad y colaboración por parte de especialistas traumatólogos para asesorías técnicas y para la evaluación visual y ergonómica del mecanismo diseñado.

1.4 DELIMITACIONES Y/O ALCANCES.

A fin de garantizar el diseño y la construcción del Osteótomo semiautomático de corte ortogonal con accionamiento mecánico, el estudio deberá considerar los siguientes tópicos:

- El dispositivo deberá tener un acople universal para ser accionado por taladros comerciales.
- La fabricación de prototipo, se podrá realizar con materiales alternos, lo que implica el poder emplear materiales que no sean aptos en la fabricación de instrumental quirúrgico.
- Los ensayos se realizarán con tejido óseo porcino.
- El dispositivo debe ser capaz de realizar osteotomías en huesos largos; por lo que no se contempla la aplicación del dispositivo en huesos pequeños (manos y pies), en operaciones de la columna, tórax o craneales.

1.5 JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Los dispositivos semiautomáticos utilizados para realizar osteotomías tienen costos elevados, siendo ésta una de las razones por lo que muchos centros hospitalarios prescinden de este tipo de instrumental. El diseño de un osteótomo nacional eficiente y económico se presenta como una opción necesaria en el campo de la traumatología en instituciones públicas, ya que permitiría mejorar la calidad de los resultados de las intervenciones quirúrgicas, y por ende, la calidad del servicio prestado a la comunidad.

Este trabajo también sirve como base para impulsar investigaciones relacionadas con el desarrollo de osteótomos semiautomáticos para procedimientos de resección de tejido óseo que utilicen como elemento de corte las sierras Gigli.

CAPITULO II MARCO TEÓRICO

2.1.- ANTECEDENTES DE LA INVESTIGACIÓN

2.1.1.- *Investigación Titulada:* El bloque de petrosectomía usando una sierra de Gigli para lesiones petroclival [Sasaki, et al., 1995]

Esta investigación señala los beneficios obtenidos gracias al empleo de una sierra de Gigli en la realización de una petrosectomía. La conclusión relevante de la investigación se alberga en los siguientes párrafos.

La perforación del hueso petrous puede lesionar los canales semicirculares, la cóclea, o el nervio facial. Perforar es un procedimiento complicado. Se establece que algunos especialistas tardan alrededor de una hora para terminar de perforar el hueso y produce una deformidad cosmética indeseable en el área retroauricular. Para evitar tales desventajas, se ha desarrollado una nueva técnica para petrosectomía usando una sierra de Gigli para perforar el hueso, evitando deformidad cosmética postoperatoria.

Durante los últimos tres años, se ha determinado que el tiempo tomado para realizar la petrosectomías fue acortado drásticamente con el uso de la Sierra de Gigli.

2.1.2.- *Publicación Titulada:* Una comparación de dos técnicas de la osteotomía para el alargamiento tibial. [Levent, et al., 2004]

El artículo referido, presenta una relevante información acerca del beneficio que acarrea el empleo de la sierra de Gigli en procedimientos quirúrgicos, tal como el alargamiento tibial. Una reseña de la investigación y la principal conclusión obtenida se describe subsiguientemente.

Corticotomía y osteotomía percutánea con los agujeros múltiples del taladro rinden los mejores resultados para la calidad del hueso regenerado. El propósito del estudio,

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

era comparar una osteotomía múltiple percutáneas del agujero del taladro con una osteotomía de la sierra de Gigli en términos del índice curativo HI (por sus siglas en inglés healing index).

Los pacientes con poliomielitis tratados con la sierra de Gigli tuvieron un HI perceptiblemente mejor comparado con los pacientes que experimentaron el alargamiento por la otra forma de la osteotomía. La conclusión de la publicación, radica en la confirmación la superioridad biológica de la técnica de la sierra de Gigli.

2.1.3.- *Investigación Titulada:* Modelos con animales de experimentación en resonancia magnética del sistema músculo-esquelético. [Altónaga, et al., 2007]

La investigación mencionada abarca estudios indoloros mediante el empleo de imágenes obtenidas por resonancia magnética a animales, permitiendo adquirir información de gran relevancia para el proyecto de investigación.

“Los experimentos se realizaron utilizando huesos porcinos, debido a su semejanzas materiales con el hueso humano y por las similitudes que el cuerpo porcino guarda en términos de profundidad de los músculos, peso y cantidad de grasa (Haglund y Sorg, 2002). La edad de los porcinos oscila entre adulto-joven y adulto. Este rango se seleccionó por constituir las edades óseas que son menos susceptibles al deterioro.”

“Es indudable que los protagonistas de la investigación quirúrgica experimental son los animales, lo que supone que, mientras no se disponga de otros recursos y los resultados sigan ofreciendo una impagable ayuda a la humanidad, estará justificada, en cierta medida, su utilización; siempre y cuando la metodología experimental se adapte a las más elementales normas éticas, en el manejo de los animales y a las normas científicas, en el desarrollo de los protocolos de investigación”.

El hecho de que el tejido óseo del hombre sea comparable desde el punto de vista fisiológico al de muchas especies animales, así como la aparición de forma natural en estos animales de muchas de las enfermedades del sistema músculo esquelético que aparecen en el hombre, han hecho de estos animales un modelo ideal en que llevar a cabo cualquier estudio músculo esquelético.

Del análisis hecho a la investigación, se concluyó que gracias a la experimentación animal, se calcula que la esperanza de vida del hombre ha aumentado en unos 20 años

2.2.- BASES TEÓRICAS

2.2.1 Sistema Óseo

El esqueleto humano está formado por más de 200 huesos que se unen por bandas de tejido conjuntivo resistente y poco elástico, denominadas ligamentos. Las distintas partes del cuerpo varían mucho en su grado de movilidad. Los movimientos de los huesos del esqueleto se llevan a cabo gracias a las contracciones de los músculos esqueléticos que se unen a los huesos a través de tendones.

El hueso es un tipo especial de tejido conjuntivo que es rígido y actúa de soporte de los tejidos blandos del organismo. Este es un tejido vivo, por ello le es posible cambiar en el tiempo.

El tejido óseo constituye el componente principal de casi todas las estructuras

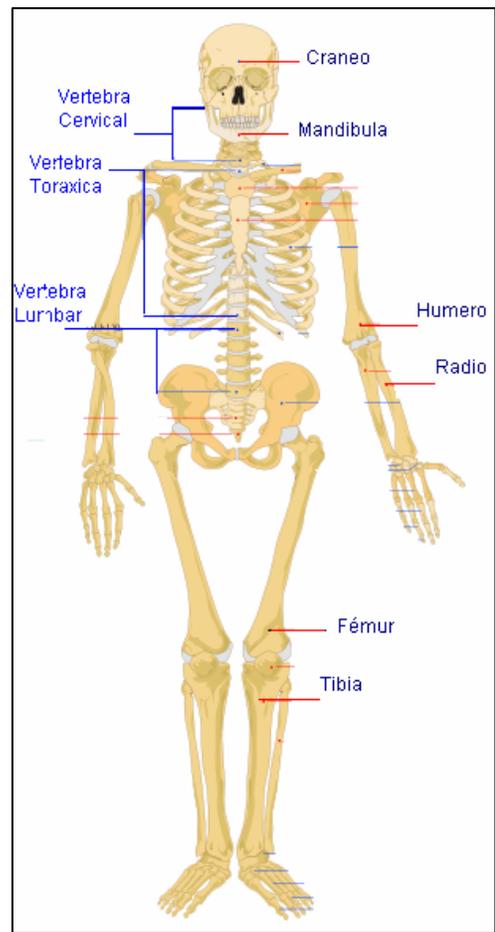


Fig. No. 2.1. Esqueleto humano

esqueléticas de los vertebrados adultos, que protegen los órganos vitales, permiten la locomoción y desempeñan un papel vital en la homeostasis (equilibrio) del calcio en el organismo.

Si se corta por la mitad un hueso, puede verse que el tejido óseo se presenta en tres formas diferentes, cortical, trabecular y reticular, llamadas como hueso compacto, esponjoso y areolar respectivamente, como se ilustra en la figura N° 2.2, donde se distingue otro tipo de tejido conjuntivo duro que recibe el nombre de cartílago.

El *tejido esponjoso* y el compacto no se diferencian en su constitución: químicamente son iguales; sólo se diferencian en su densidad volumétrica, es decir, una masa dada de tejido óseo esponjoso ocupa un mayor volumen que la misma masa formando tejido óseo compacto.

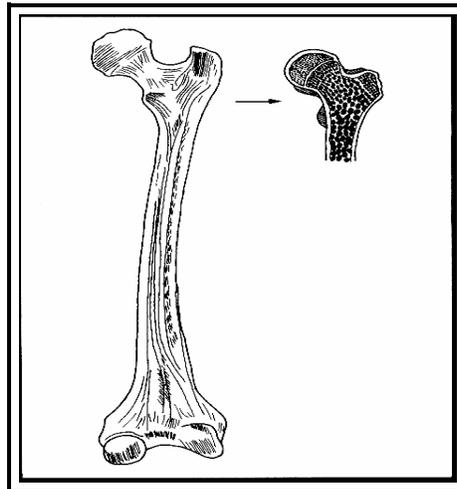


Fig N° 2.2. Corte transversal del fémur de la cabeza donde el tejido óseo es esponjoso, en el centro del fémur el tejido es compacto, así como en la superficie

El *tejido compacto* se encuentra principalmente en la parte superficial de los huesos así como en la caña central de los huesos largos, mientras que el esponjoso se encuentra en los extremos de los huesos largos.

El *tejido reticular o areolar* no es más que una variedad del tejido esponjoso, en la cual los tabiques óseos están más espaciados y por consiguiente, son más grandes las cavidades intermedias.

El hueso está compuesto de pequeños cristales minerales de hueso duro atados a una matriz de colágeno flexible. Estos componentes tienen propiedades mecánicas diferentes, sin embargo, la combinación produce un material fuerte como el granito en compresión y 25 veces más fuerte que el granito bajo tensión.

Como puede observarse en la Tabla No. 2.1, es difícil que un hueso se rompa por una fuerza de compresión, en general se rompe por una fuerza combinada de torsión y compresión. [Piña, 1998]

Tabla No 2.1 **Fortaleza del hueso y otros materiales comunes**

Material	Esfuerzo de compresión al rompimiento (N/mm ²)	Esfuerzo de tensión al rompimiento (N/mm ²)	Módulo de Young a la elasticidad (x 10 ² N/mm ²)
Acero duro	552	827	2070
Granito	145	4.8	517
Concreto	21	2.1	165
Roble	59	117	110
Porcelana	552	55	-
Hueso Compacto	170	120	179
Hueso Trabecular	2,2	-	0,76

Fuente: Caetano, et al, 2007

2.2.1.1 Clasificación de los huesos

Según su tamaño y forma, se pueden diferenciar cuatro tipos de huesos: largos, planos, cortos e irregulares. En la Tabla No. 2.2 se aprecia un cuadro indicando función, ubicación y ejemplo de cada uno de los tres tipos de huesos. Los de forma irregular se especifican posteriormente.

Tabla No 2.2. Clasificación de los huesos

TIPO	FUNCIÓN	UBICACIÓN	EJEMPLOS
<p><u>Huesos Largos</u> (Una de las tres dimensiones, la longitud predomina)</p>	<p>Movimiento. Presentan la inserción de los músculos que dan el movimiento a los miembros. Brindan palanca para el movimiento.</p>	<p>Miembros superiores e inferiores.</p>	<p>Húmero, Tibia, Clavícula, Cúbito, Radio.</p>
<p><u>Huesos Anchos o Planos</u> (Dos dimensiones, longitud y latitud predominan sin la tercer y son casi iguales entre si)</p>	<p>Protección de órganos nobles. Por ejemplo el cráneo al cerebro.</p>	<p>Rodeando las cavidades que contribuyen a formar: cráneo, pelvis, tórax.</p>	<p>Escápula, frontal, Ilíaco, Esternón.</p>
<p><u>Huesos Cortos</u> (Sus tres dimensiones, longitud, latitud y grosor son sensiblemente iguales)</p>	<p>Gran resistencia al peso o a las presiones, disfrutan de muy variado peso</p>	<p>Columna vertebral, en carpo y el tarso.</p>	<p>Cuerpo vertebral, Escafoide, Astrágalo.</p>

Fuente: Caetano, et al 2007

Huesos irregulares: son huesos que no tienen dominio de ninguna de sus dimensiones, por tener formas muy complejas. Ej.: etmoides, esfenoides, vomer, etc.

Fémur: es el hueso del muslo, el segundo segmento del miembro inferior. Es el hueso más largo, fuerte y voluminoso del cuerpo de todos los mamíferos. El fémur humano medio es 48 centímetros en longitud, un promedio de 4mm de diámetro y puede apoyar hasta 30 veces el peso de un adulto. Forma la parte de la cadera y parte de la rodilla [Caetano, et al, 2007]

De la clase de los huesos largos, es par y asimétrico. Presenta una ligera curvatura de concavidad posterior, y en el esqueleto se dispone inclinado hacia abajo y adentro, oblicuidad que resulta más notable en el caso de la mujer por la mayor separación entre las cavidades cotiloideas de los coxales.

Anatómicamente, y como en todos los huesos largos, distinguimos en el fémur tres partes fundamentales:

- *El cuerpo o diáfisis*, que presenta tres caras; anterior, interna y externa, y tres bordes; interno, externo y posterior.
- *Epífisis ó extremo superior*, que se articula con el coxal.
- *Epífisis o extremo inferior*, que se articula con la tibia. [Testut, 2008]

2.2.2 Traumatología

La traumatología es una especialidad de la medicina que se ocupa de la prevención, diagnóstico, tratamiento y rehabilitación de las enfermedades y lesiones del sistema músculo esquelético, esto incluye huesos articulaciones y tendones y nervios, donde no sólo se aplica a su tratamiento médico sino también al quirúrgico.

2.2.2.1 Osteotomía

Es una operación en la que se practican cortes en un hueso, de forma que el cirujano puede efectuar cambios en su posición. Puede practicarse una osteotomía para alargar o acortar una pierna, o para corregir curvaturas o angulaciones de las

piernas. También es útil para colocar correctamente los fragmentos de un hueso fracturado.

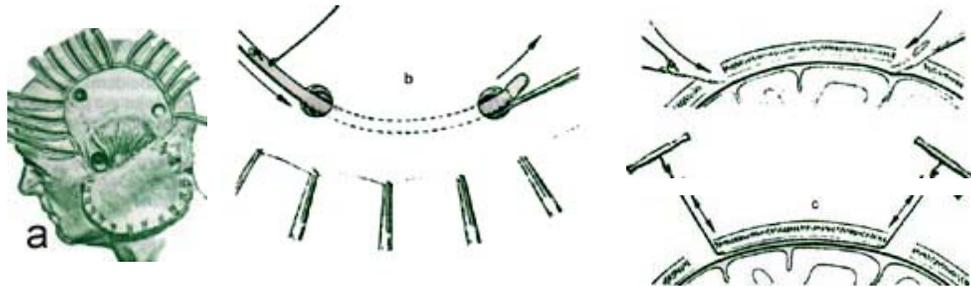
Puede efectuarse una osteotomía en las operaciones de cadera para alterar la posición del fémur; esto puede ser de utilidad en el tratamiento de la osteoartritis de cadera. Sin embargo, suele ser más eficaz en muchos casos la sustitución total de la articulación de la cadera por una articulación artificial. [Wikipedia, 2006]

2.2.2.2 Sierra de Gigli.

La sierra de Gigli es un osteótomo el cual está compuesto por 6 (seis) hilos metálicos cuyas longitudes varían según el uso que se le vaya a dar. Estas longitudes oscilan entre 300 y 600 mm siendo esta última la más adecuada para la craneotomía, sin embargo su uso no es limitativo ya que puede ser empleado en cirugía general, neurocirugía, traumatología y ortopedia.

En 1894, Leonardo Gigli describió un simple alambre como el dispositivo para cortar hueso. La sierra es esencialmente un cable flexible de acero inoxidable con las muescas interpuestas, que proporcionan una superficie muy eficaz del corte cuando es utilizada con movimientos alternantes. Este dispositivo y sus derivados se han utilizado en una variedad de procedimientos quirúrgicos como resección del sacro, las osteotomías para las deformidades tibiales, las osteotomías para el tratamiento de la enfermedad de Perthes, y las amputaciones debajo de la rodilla y sobre la rodilla. Las ventajas adicionales incluyen daño disminuido del tejido fino, la necrosis termal disminuida del hueso.

Con la sierra de Gigli se puede cortar el hueso en la Craneotomía; debe presentarse tensionada para ser montada sobre el conductor de Gigli, de igual forma es usada en Toracotomías para la resección del Esternón. [Arana y Rodríguez, 2007]



a.-) Incisión Trepanaciones

b.-) y c.-) Corte óseo: paso del conducto y sierra de Gigli

Figura No 2.3. Craneología

2.2.3 Materiales usados para herramental quirúrgico

Los instrumentos se diseñan para proporcionar una herramienta que permita al cirujano realizar una maniobra quirúrgica básica. La fabricación de instrumentos quirúrgicos puede ser de titanio, vitalio u otros metales, pero la gran mayoría de instrumentos quirúrgicos están hechos de acero inoxidable, las aleaciones que se utilizan deben tener propiedades específicas para hacerlos resistentes a la corrosión cuando se exponen a sangre y líquidos corporales, soluciones de limpieza, esterilización y a la atmósfera.

Titanio

Es excelente para la fabricación de instrumentos micro-quirúrgicos. Se caracteriza por ser inerte y no magnético. Además su aleación es más dura, fuerte, ligera en peso y más resistente a la corrosión que el acero inoxidable. Un terminado anodizado azul de óxido de titanio reduce el resplandor.

Vitalio

Es la marca registrada de cobalto, cromo y molibdeno. Sus propiedades de fuerza y resistencia son satisfactorias para la fabricación de dispositivos ortopédicos e implantes maxilofaciales. [Wikipedia, 2008]

2.2.3.1 Acero inoxidable

Se entiende como acero inoxidable todo aquel material perteneciente a la familia de aleaciones de hierro resistentes a la corrosión y que contiene un mínimo de un 11% de cromo. El contenido de cromo es el que confiere al material resistencia a la corrosión a través de la formación de una película superficial pasivante muy adherente que se auto-sella cuando es dañada. Un mayor contenido de cromo supone un aumento de la resistencia a la corrosión, y la adición de níquel u otros elementos como el molibdeno puede aumentar la protección ofrecida por la película pasivante.

Cabe destacar, que aunque la denominación inoxidable pudiera hacer pensar que estos aceros son totalmente resistentes a los agentes oxidantes, hay que tener en cuenta que éstos pueden sufrir corrosión bajo ciertas circunstancias, debidas principalmente a una incorrecta observación del medio en el que se ubica la estructura y, por tanto, a una mala elección del tipo de hacer inoxidable utilizado o a un modo inadecuado de trabajo del acero que puede traducirse en un mal acabado superficial.

Los aceros inoxidables se clasifican en cinco grupos básicos atendiendo a su estructura metalúrgica, y a su composición química llamados martensíticos, ferríticos, austeníticos, austenítico/ferríticos (dúplex) y de endurecimiento por precipitación. [Thyssenkrupp, 2007]

Aplicaciones del acero inoxidable AISI 316L en la industria médica

Es un acero resistente a la corrosión intercrystalina hasta 300° C bajo condiciones de operación continua. Con la adición de molibdeno se le confiere una alta resistencia a ácidos no oxidantes y corrosión por picado. El acero AISI 316L es utilizado en piezas y elementos de la industria de celulosa, textiles, seda artificial, equipos para el desarrollo de ejes de hélices, acoples. Usualmente utilizado en la industria química, farmacéutica y para la elaboración del instrumental quirúrgico. La calidad 316L, con

su bajo contenido de carbono hace aumentar la temperatura de resistencia a la corrosión intercrystalina hasta los 400 °C, además de mejorar su soldabilidad.

Existe una diversidad de composiciones químicas para el acero inoxidable, las cuales le otorgan cualidades particulares y deseadas; desde el grado de implante médico, hasta la facilitación de manufactura de instrumentos quirúrgicos. Entre los aceros empleados en la industria médica se encuentran comúnmente los siguientes: 17-4, 304, 316, 316L, 455, 589.

La forma más común de aceros empleados en las aplicaciones ortopédicas es la 316L, grado 2, así designada por la American Society for Testing and Materials (ASTM) bajo la especificación ASTM F138. La identificación numérica "316" ubica a la aleación entre los aceros inoxidables austeníticos; la "L" se refiere a la baja concentración de carbono (típicamente menor al 0.03 % en peso). Como todo acero, el acero inoxidable 316L es una aleación de hierro en carbono. Los otros constituyentes son mayoritarios donde se incluyen el cromo, níquel y molibdeno, con pequeñas cantidades de manganeso, fósforo, azufre y silicio. Los elementos de la aleación afectan a la micro estructura y, por lo tanto, a las propiedades mecánicas y a la resistencia a la corrosión. [Wikipedia, 2008]

Tabla N° 2.3. **Nomenclatura del Acero Inoxidable según Norma**

Acero Inoxidable Austeníticos	NORMAS		
	AISI	W.Nr	DIN
	316	1.4401	X5CrNiMo17-12-2
316L	1.4404	X2CrNiMo17-12-2	

Fuente: Thyssenkrupp, 2007

Tabla N° 2.4 **Composición química del Acero Inoxidable (Valores promedio, %).**

Calidad	C (%)	Cr (%)	Mo (%)	Ni (%)
316	< 0,07	16,5 – 18,5	2 – 2,5	10 - 13
316L	< 0,03	16,5 – 18,5	2 – 2,5	10 - 13

Fuente: Thyssenkrupp, 2007

Tabla N° 2.5 Propiedades Mecánicas de los Aceros Inoxidables

Tipo	Condición	Tensión de rotura (MPa)	Límite elástico (MPa)	Elongación (%)
316	Recocido	515	205	40
	Terminado en frío	620	310	35
	Trabajado en frío	860	690	12
316L	Recocido	505	195	40
	Terminado en frío	605	295	34
	Trabajado en frío	860	690	12

Fuente: Thyssenkrupp, 2007

Tabla N° 2.6. Propiedades Físicas de los Aceros Inoxidables a 20°C.

Densidad (Kg/dm ³)	Conductividad Térmica (W.m ⁻¹ .k ⁻¹)	Calor Especifico (J.Kg ⁻¹ .K ⁻¹)	Resistencia Eléctrica (Ω.mm ² /m)
7,98	15	500	0,75

Fuente: Thyssenkrupp, 2007

La concentración de carbono debe mantenerse baja en el acero inoxidable 316L para mantener la resistencia a la corrosión. Las concentraciones altas de carbono inducen a su combinación con el cromo para formar carburos frágiles segregados en los bordes de grano, debilitando significativamente al material y promoviendo la fractura por corrosión. [Thyssenkrupp, 2007]

2.2.3.2 Otros metales

Algunos instrumentos pueden ser fabricados de cobre, plata, aluminio. El carburo de tungsteno es un metal excepcionalmente duro que se utiliza para laminar algunas hojas de corte, parte de puntas funcionales o ramas de algún instrumento.

Tipos de terminados:

El instrumental quirúrgico requiere de ciertos terminados con el fin de adaptarlo a su funcionalidad. En base a esto, se realizan diversos procesos sobre el acero a fin de obtener los siguientes acabados:

- *El terminado de Espejo* es brillante y refleja la luz. El resplandor puede distraer al cirujano o dificultar la visibilidad. Tiende a resistir la corrosión de la superficie.
- *El terminado Adonizado* es mate y a prueba de resplandor. Para reducir el resplandor, se depositan capas protectoras de níquel y cromo, en forma electrolítica; a esto se le conoce como terminado satinado. Este terminado de la superficie es un poco más susceptible a la corrosión que cuando está muy pulida pero, esta corrosión con frecuencia se remueve con facilidad.
- *El terminado de Ébano* es negro, lo que elimina el resplandor; la superficie se oscurece por medio de un proceso de oxidación química. Los instrumentos con terminado de ébano se utilizan en cirugía láser para impedir el reflejo del rayo; en otras operaciones, brindan al cirujano mejor color de contraste ya que no reflejan el color de los tejidos.

2.2.3.3 Teflón

El teflón es un polímero muy resistente que fue descubierto por casualidad en el año 1938 por un trabajador de la empresa Du Pont llamado Roy J. Plunkett.

La característica resistente del teflón hace referencia a que es capaz de soportar altas temperaturas (hasta 300°C), por períodos prolongados y sin sufrir ninguna clase de daño. Además es resistente a gran parte de los ácidos y bases existentes, y resulta insoluble ante muchos de los disolventes orgánicos. Uno de los grandes usos que se le ha dado es para una permanente "lubricación" de las partes móviles en las naves espaciales, ya que a la temperatura y condiciones a las que se opera, el aceite común no sirve.

Las características resistentes del teflón se deben a los átomos de flúor que posee, logrando crear una especie de barrera que dificulta y a veces impide el daño que las altas temperaturas y los agentes químicos le podrían provocar a su estructura carbonada.

La medicina también ha logrado hacer uso de sus propiedades para la fabricación de prótesis y tejidos artificiales, debido a su gran flexibilidad, su anti-adherencia, etc. Este material puede ser esterilizable por medio del autoclave, esterilización con gas y esterilización con calor seco. [Brunssen, 2005]

Tabla N° 2.7. Propiedades mecánicas, físicas, térmicas y químicas del PTFE - Marca Teflón®

Propiedades Mecánicas	Alargamiento a la Rotura (%)	400
	Coefficiente de Fricción	0,04-0,2
	Dureza – Rockwell	D50-55 - Shore
	Módulo de Tracción (GPa)	0,3-0,8
	Relación de Poisson	0,46
	Resistencia a la Tracción (MPa)	10-40
	Resistencia al Impacto Izod (J m ⁻¹)	160
Propiedades Físicas	Absorción de Agua - en 24 horas (%)	0,01
	Densidad (g cm ⁻³)	2,2
	Índice Refractivo	1,38
	Índice de Oxígeno Límite (%)	95
	Resistencia a la Radiación	Mala
	Resistencia a los Ultra-violetas	Excelente
Propiedades Térmicas	Calor Específico (J K ⁻¹ kg ⁻¹)	1000
	Coef. de Expansión Térmica (x10 ⁻⁶ K ⁻¹)	100-160
	Conductividad Térmica a 23C (W m ⁻¹ K ⁻¹)	0,25
	Temperatura Máxima de Utilización (C)	180-260
	Temperatura Mínima de Utilización (C)	-260
Resistencia Química	Ácidos – concentrados	Buena
	Ácidos – diluidos	Buena
	Alcalis	Buena
	Alcoholes	Buena
	Cetonas	Buena
	Grasas y Aceites	Buena
	Halógenos	Buena

Fuente: Brunssen, 2005

2.2.4 Métodos de esterilización

Existen diferentes procedimientos físicos, mecánicos y químicos, que se emplean para destruir gérmenes patógenos y no patógenos. A través de estos, los instrumentos quirúrgicos, implantes y muchos otros dispositivos, alcanzan un estado de desinfección que evita la contaminación quirúrgica.

La desinfección, es un proceso que elimina la mayoría o todos los microorganismos sobre los objetos inanimados con la excepción de esporas bacterianas. Se efectúa por medio de agentes químicos, clasificados en tres categorías: alta, intermedia y baja, según la intensidad de su acción.

La esterilización, es la destrucción o eliminación completa de toda forma de vida microbiana. Puede llevarse a cabo por procesos físicos o químicos (vapor a presión, calor seco, óxido de etileno o líquidos químicos).

Los métodos más utilizados para la esterilización son:

- Químicos (gases de óxido de etileno, entre otros).
- Físicos (calor húmedo o autoclave, calor seco o estufa).
- Irradiación (rayos gamma o ultravioletas).
- A bajas temperaturas (Formaldehído, Ácido Peracético, Peróxido de hidrógeno, etc).
- Por filtración (filtros EPA).

2.2.4.1 Método químico

El óxido de etileno es utilizado en la esterilización gaseosa, generalmente en la industria farmacéutica. Destruye todos los microorganismos incluso virus. Sirve para esterilizar material termo-sensibles como el descartable (goma, plástico, papel, etc.), equipos electrónicos, bombas cardiorrespiratorias, metal, etc. Es muy peligroso por

ser altamente inflamable y explosivo y además, cancerígeno. Este método provoca la pérdida de viabilidad de los microorganismos.

Se utiliza entre los 25 ° C y los 55 ° C garantizando la no deformación o destrucción de los elementos a esterilizar. Traspasa las membranas de las empaquetaduras que contienen los elementos, en especial el film de polietileno.

Materiales que pueden esterilizarse con óxido de etileno: Plásticos, gomas sensibles, instrumental óptico, material eléctrico, implantes y prótesis.

Materiales que no deben esterilizarse con óxido de etileno: Lo que se puede esterilizar con técnicas tradicionales, materiales y dispositivos capaces de reaccionar químicamente con el agente esterilizante, neutralizando su actividad como tal. [Monografías, 1997]

2.2.4.2 Métodos físicos

La utilización de este método y su eficacia depende de dos factores: el tiempo de exposición y la temperatura. Todos los microorganismos son susceptibles, en distinto grado, a la acción del calor. El calor provoca desnaturalización de proteínas, fusión y desorganización de las membranas y/o procesos oxidantes irreversibles en los microorganismos.

El calor húmedo (autoclave) produce desnaturalización y coagulación de proteínas. Estos efectos se deben principalmente a dos razones: el agua es una especie química muy reactiva y muchas estructuras biológicas son producidas por reacciones que eliminan agua. El vapor de agua posee un coeficiente de transferencia de calor mucho más elevado que el aire. Los materiales deberán disponerse de tal manera que se asegure el íntimo contacto de todas sus partes con el vapor. Ej.: pinzas abiertas, jeringas desensambladas, etc.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Los autoclaves funcionan permitiendo la entrada o generación de vapor de agua pero restringiendo su salida, hasta obtener una presión interna de 103 kPa, lo cual provoca que el vapor alcance una temperatura de 121 grados centígrados. Un tiempo típico de esterilización a esta temperatura y presión es de 15 minutos.

El equipo consta de una caldera de cobre, sostenida por una camisa externa metálica, que en la parte inferior recibe calor por combustión de gas o por una resistencia eléctrica, ésta se cierra en la parte superior por una tapa de bronce. Esta tapa posee tres orificios, uno para el manómetro, otro para el escape de vapor y el tercero, para una válvula de seguridad que funciona por contrapeso o por resorte.



Fig No 2.4. Autoclave

Materiales que se pueden esterilizar con vapor: Material textil, de vidrio, de goma, instrumental quirúrgico de acero inoxidable, soluciones acuosas y todo aquel material cuyo fabricante certifique pueda ser esterilizado por vapor

Materiales que no se pueden esterilizar con vapor: Sustancias oleosas, sustancias grasas, polvos, instrumental quirúrgico cromado o niquelado, artículos eléctricos sin cobertura especial, todo material que no tolera la exposición al calor y a la humedad. No se deben esterilizar prótesis por este método

El Calor Seco (estufa) es un agente esterilizante que trabaja con aire seco. Su mecanismo de acción es la muerte microbiana que se produce como consecuencia de mecanismos de transferencia de energía, además de la oxidación.

Materiales que pueden esterilizarse con calor seco: Instrumental quirúrgico cromado, materiales de vidrio, aluminio o porcelana, aceites, parafina, sustancias grasas, vaselina y polvos.

Materiales que no pueden esterilizarse con calor seco: Material textil (algodón, sedas, lino, etc), gomas, materiales sintéticos y todo material que se altere a la temperatura de trabajo. [Wikipedia, 2008]

2.2.4.3 Por irradiación

Los rayos ultravioletas afectan a las moléculas de DNA de los microorganismos. Son escasamente penetrantes y se utilizan para superficies. Los rayos gamma se basan en los conocimientos sobre la energía atómica. Este tipo de esterilización se aplica a productos o materiales termolábiles y de gran importancia en el campo industrial. Puede esterilizar antibióticos, vacunas, alimentos, etc. [Monografías, 1997]. La tabla 2.8 reseña los materiales más empleados y los métodos de esterilización recomendados.

Tabla N° 2.8 Métodos de esterilización recomendados de preferencia para distintos materiales.

Material	Método de Esterilización	Parámetros de Esterilización
Líquidos	Autoclave	(134 – 135)° C
Algodones	Autoclave	(134 – 135)° C
Artículos de goma, látex	Autoclave	121°C
Algodón y gasas	Autoclave	(134 – 135)° C
Siliconas	Autoclave	121°C
Plásticos	Oxido de etileno	(37 – 55)°C
	Plasma Formaldehído	50°C
	Formaldehído	(50 – 60)°C
Acero inoxidable	Autoclave	(134 – 135)°C
	Estufa por calor seco	180°C
Aluminio	Autoclave	(134 – 135)°C
	Estufa por calor seco	180°C
Maderas	Autoclave	(134 – 135)°C
Vidrios	Autoclave	134°C
Aceites y petrolatos	Estufa a calor seco	180°C

Fuente: Wikipedia, 2008

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

Este capítulo plantea la metodología a seguir a fin de alcanzar de manera precisa eficaz y eficiente los objetivos planteados.

3.1.- NIVEL DE LA INVESTIGACIÓN

El trabajo de grado se enmarca en un proyecto de tipo factible, dado que genera una solución a una necesidad que afecta directamente a cirujanos especialistas en traumatología. Los cirujanos continuamente presentan fatiga intraoperatoria al emplear el osteótomo basado en la Sierra de Gigli como herramienta de trabajo por su alto requerimiento de esfuerzo a fin de culminar la resección ósea, debido a su accionamiento manual.

La metodología empleada en esta investigación es de tipo experimental permitiendo manipular las variables, generando así un diseño novedoso. Entre las variables de estudio se encuentra seleccionar el material adecuado, método de esterilización a emplear y dimensiones del dispositivo que garanticen la maniobrabilidad del mismo. De igual forma se pretende lograr la autolubricación disminuyendo el mantenimiento, determinar el tipo de acople adecuado para garantizar la seguridad del dispositivo, entre otras.

3.2.- DISEÑO DE LA INVESTIGACIÓN

El diseño de la investigación, es documental y de campo, ya que exige principalmente una exhaustiva revisión bibliográfica que permita profundizar en el conocimiento del tema, así como entrevistas con especialistas en el área de traumatología, donde se pretende diseñar y construir un dispositivo que satisfaga la problemática planteada y obtener de esta forma sugerencias y recomendaciones respecto al planteamiento.

Se generan actividades seccionadas en fases, las cuales permiten establecer un orden metodológico.

3.2.1 Fase investigativa: se realiza la principal revisión bibliográfica, la cual va a permitir adentrarse a la problemática planteada. Se obtendrá principalmente la información correspondiente al tejido óseo, los diversos materiales empleados para la fabricación del instrumental quirúrgico, los procedimientos referentes a osteotomía, el instrumental empleado para este fin, así como los diferentes procesos manejados para su esterilización.

Se realizan entrevistas con especialista, permitiendo afianzar o afinar tanto la justificación del problema como los requerimientos.

3.2.2 Fase comparativa: se plantea la investigación de los diferentes equipos empleados en la actualidad en el área de traumatología para realizar resecciones óseas, con el fin de obtener una data comparativa que sirva de referencia para el diseño del dispositivo, entre las variables de estudio se han de considerar: el peso del dispositivo, la potencia de trabajo, medio de esterilización, torque requerido, entre otras.

3.2.3 Fase de planteamientos: se generan posibles soluciones distintas entre sí a la problemática planteada sin descartar inicialmente alguna; aún si se considera poco viable. A fin de seleccionar la que cumpla mejor con las expectativas se proponen restricciones y criterios, los cuales van a ir descartando y ponderando las posibles soluciones respectivamente, estos se describen a continuación:

Restricciones

- El mango debe ser *ergonómico*, a fin de que logre una correcta adaptación con la mano del operario y permita así una mejor maniobrabilidad.
- Deber ser *fabricado con materiales nacionales y estériles*, empleados en la elaboración de instrumental quirúrgico.

- Debe ser *resistente a la corrosión*, dado a que será expuesto a fluidos corporales.
- El *recorrido* de avance y retorno de la sierra debe realizarse *en tiempos iguales*.

Criterios

- *Esterilizable con autoclave*, dado a que es el método más económico y empleado en Venezuela.
- *Ser lo más liviano posible*, debido a que se espera pueda ser manejado por un sólo operario y la función principal del dispositivo es reducir la fatiga intraoperatoria.
- *Simplicidad de diseño*, lo que se espera conlleve a un menor costo tanto de materia prima como fabricación y construcción.
- *Bajo costo de mantenimiento*, en función a menor de cantidad de piezas interactuantes con el fin de proveer un sistema de bajo costo de mantenimiento.
- *Apertura del arco alrededor de 4 cm*, para aprovechar así el mayor beneficio que reciben los pacientes por el uso de la sierra Gigli que implica menor cicatriz, lo que favorece de igual manera el proceso de recuperación. Los 4 cm se establecen en función al diámetro del fémur.

3.2.4 Fase de diseño dimensional: describe de forma más detallada la selección descrita mediante un despiece de las partes que la componen, de igual forma se establecen las dimensiones principales.

3.2.5 Fase de selección de material: contempla la búsqueda y selección de los materiales que involucran la construcción del prototipo y el diseño del dispositivo teniendo en cuenta las restricciones y criterios establecidos previamente.

3.2.6 Fase de selección de taladro: el dispositivo será acoplado a una fuente motriz, la cuál básicamente es representada por un taladro convencional, se ha de estudiar las variables necesarias para su selección tal como el torque y la velocidad.

3.2.7 Fase de diseño: se realizan los cálculos necesarios previos a la fabricación del prototipo para corregir cualquier anomalía en la solución propuesta y verificar la resistencia de los elementos que componen el sistema.

3.2.8 Fase construcción: se construye un prototipo en escala real con materiales alternos, siguiendo los detalles de diseño establecidos en la fase precedente.

3.2.9 Fase de evaluación: se somete el prototipo a ensayos con un fémur porcino registrando las acciones con filmaciones y fotografías que soporten la realización de estos. De igual forma se tomará un registro de la data obtenida durante los ensayos tales como: tiempo, velocidad de corte, así como la profundidad de corte alcanzada en el área de resección y la tensión requerida para la ectomía.

3.2.10 Fase de estudio: en función a la data obtenida se realiza un análisis de los valores operacionales recomendados en el sistema para obtener una mejor calidad de corte.

CAPÍTULO IV DESARROLLO

Este capítulo contempla el desarrollo de las fases propuestas en el Capítulo III referentes al Diseño de la Investigación, cada una de estas fases van acompañadas de demostraciones de cálculo y explicaciones de ser necesario para el cómodo entendimiento.

4.1.- EQUIPOS E INSTRUMENTOS QUIRÚRGICOS EMPLEADOS PARA REALIZAR RESECCIONES ÓSEAS

La medicina en general ha recurrido a elementos mecánicos para poder mejorar sus intervenciones quirúrgicas. Esto ha traído consigo la incursión de gran variedad de equipos y materiales en el mercado nacional e internacional, buscando siempre nuevas tecnologías, sin dejar por alto el uso de instrumentos manuales.

En cuanto a los equipos e instrumentos empleados en la resección ósea se pueden clasificar básicamente en dos tipos según su fuente motriz: manuales y automáticos.

4.1.1.- Instrumentos manuales

Como su nombre lo indica estos instrumentos son accionados por el esfuerzo humano sin la intervención de alguna otra fuente motriz, por lo que resulta un tanto tedioso y fatigante su uso. Estos han sido reemplazados paulatinamente por dispositivos automatizados que reducen casi por completo el esfuerzo por parte del galeno. A pesar de esto no se ha descartado el uso de los instrumentos manuales debido a que en condiciones de contingencia como falla en el sistema eléctrico estos pueden culminar la cirugía de forma satisfactoria, de igual forma tal como se ha estudiado con la sierra de Gigli existen equipos que pueden reducir el uso de instrumentos manuales más no suplantarlos, dado a que estos generan beneficios que dichos equipos no han logrado obtener.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

La sierra de Gigli o sierra de hilos de Gigli es una muestra de cómo los instrumentos manuales aún tiene vigencia en el gremio hospitalario gracias a los beneficios que ofrece. (Ver figura 4.1)

Esta sierra es empleada para la realización de resecciones óseas, su funcionamiento se basa en el esfuerzo alternante que se le aplica en sus extremos, generando por efectos de la fricción el corte deseado.

Especificaciones técnicas de esta sierra no se posee sin embargo se conoce que sus ventajas radican en el hecho de generar una menor cicatriz en los pacientes que estéticamente agrada, junto con una rápida recuperación e internamente reduce la generación de necrosis. Entre las desventajas resalta el hecho de que requiere de altos esfuerzos para poder culminar la resección y el tiempo prolongado de la intervención. [Mark y Glaze, 1987]

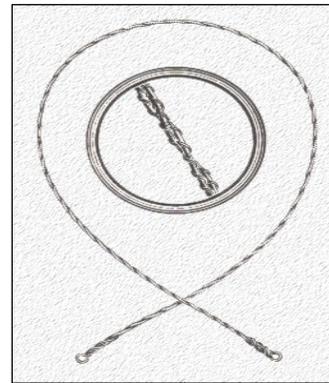


Figura No.4.1 **Sierra de Gigli.**

4.1.2.- Equipos automáticos

Estos equipos emplean una fuente motriz para realizar su movimiento de forma automática, la fuente de energía puede ser neumática, eléctrica o de batería.

Se ha de destacar que la desventaja de muchos de estos equipos es el alto costo de adquisición y esterilización, dado a que generalmente el fabricante es el encargado de este proceso. (Ver figura 4.2)

Existen en el mercado gran variedad de equipos empleados para realizar resecciones óseas, sin embargo para fines del proyecto sólo se hablará de los equipos cuyo principio de funcionamiento sea convertir el movimiento giratorio proveniente de la fuente motriz en movimiento oscilante o recíprocante.

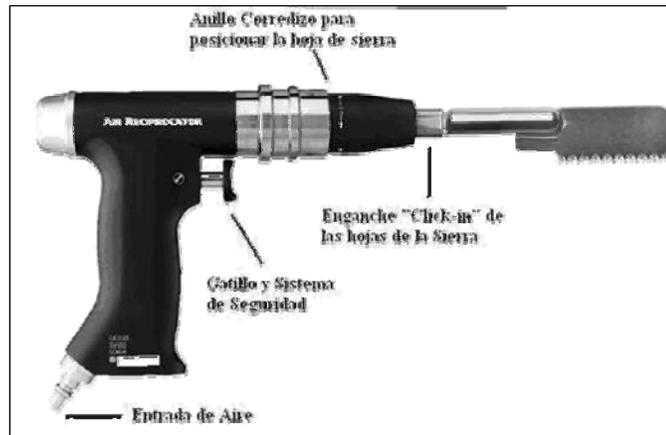


Figura No 4.2. **Dispositivo de movimiento recíprocante.**

Los dispositivos automatizados proveen accesorios que los hacen versátiles, son capaces de cortar, fresar, esculpir y perforar huesos mediante corte oscilatorio, sagital o recíprocante. En las imágenes se puede apreciar los diversos dispositivos adaptables capaces de transformar la dirección de la fuente motriz al movimiento deseado. Ver figura 4.3 y 4.4.)



Figura No. 4.3 **Accesorio de fresado medular y adaptador para sierra alternante.**

En cuanto a las especificaciones técnicas de esta clase de equipos se puede establecer de forma general que:

- Velocidad de Giro: 0 a 2000 rpm
- Peso: 780 g
- Perforación: diámetro 3,2 mm
- Consumo de Aire: 250 rpm
- Nivel de Ruido: 72 dB
- Vibración en la empuñadura: $<2,5 \text{ m/s}^2$



Figura No. 4.4 **Adaptador para perforación y accesorio para la sierra oscilante.**

4.2.- PLANTEAMIENTOS DE POSIBLES SOLUCIONES Y SELECCIÓN DE LA SOLUCIÓN

En función a la fatiga intraoperatoria que se genera en el cirujano durante intervenciones de resección ósea empleando la sierra de Gigli y al alto costo que acarrea la adquisición de la sierra oscilante se plantean alternativas que permitan la automatización del movimiento recíprocante de la sierra de Gigli.

Se establece como fuente motriz en cada una de las soluciones taladros convencionales principalmente por el bajo costo y la alta disponibilidad en el mercado nacional.

4.2.1 Planteamientos

Se generan diversas alternativas que satisfagan la problemática planteada, sin embargo para fines de este Proyecto de Grado se describen las alternativas consideradas más viables acompañadas de ilustraciones que favorezcan la comprensión de las mismas.

a.- Alternativa No. 1

El diseño propuesto se observa en la figura No. 4.5. El sistema está conformado principalmente por los elementos señalados en las imágenes donde se puede apreciar: el taladro (1), la biela (2), el disco (3), el pivote (4), la barra móvil (5), la barra fija (6), la sierra de Gigli (7) y el mango de sujeción (8).

La barra (2), cuya su función es la de una biela, se encuentra unida al disco (3), el cual está acoplado al eje del taladro lo cual permite transmitir el movimiento giratorio a la biela. La barra móvil (5) se encuentra acoplada en su extremo a la biela (2) mediante un pasador (4), el cual hace la función de pivote. Esta segunda barra (2) tiene la finalidad de transmitir el movimiento recíprocante a la sierra (7), la barra (6) sirve como base de la barra (5).

La barra (6) permite generar el punto de giro para obtener la oscilación adecuada, ésta es fijada a la carcasa del taladro y a fin de aprovechar los elementos se acondiciona un mango (8) sobre la barra fija que permita una mejor sujeción del dispositivo.

Por último en la figura se observan dos barras las cuales forman una “V” invertida (9) acoplada en el mismo punto donde se encuentra unida la palanca con la barra fija. La función que tiene esta barra es conducir la sierra de Gigli (7) mediante unos carretes ubicados en sus extremos.

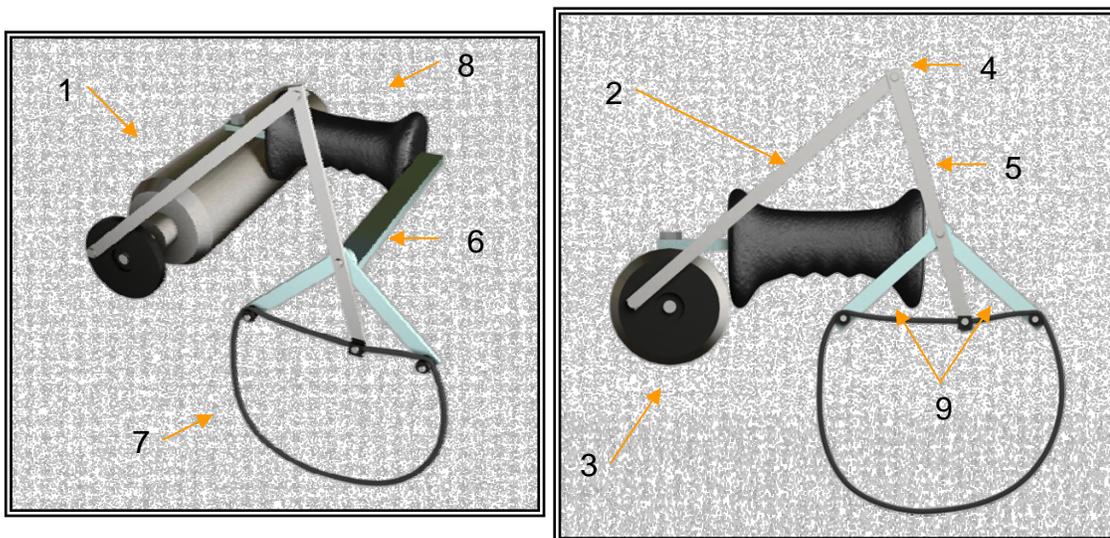


Figura 4.5 Diseño de alternativa No 1

Ventajas:

- Sencillez de diseño, las formas básicas y simples de los elementos influye directamente en el costo y tiempo de fabricación.

- Se compone de elementos mecánicos sencillos accesibles en mercado nacional.
- El dispositivo puede generar mayor torque y menor velocidad.

Desventajas:

- A fin de obtener la carrera deseada las dimensiones del sistema se incrementan notablemente lo que lo hace poco estético y manejable.
- Para mantener la estabilidad del sistema se hace necesario el acople del sistema de barras directamente al taladro lo que aumenta el peso del dispositivo.

b.- Alternativa No. 2

La posible solución que se muestra en las figuras No 4.6.a y 4.6.b, está formada por una guarda protectora (1), engranajes ubicados en el interior de la guarda, taladro (2), ejes (3), mango de sujeción (4), sierra de Gigli (5) y levas (6). El funcionamiento del mecanismo viene dado por el taladro el cual le transmite el movimiento giratorio a tres (3) engranajes de igual tamaño que se encuentran acoplados dentro de una guarda protectora. El engrane del medio es el motriz; transmite el movimiento giratorio a los otros dos engranes que se encuentran acoplados a ambos lados. En los engranes que son movidos se acoplan ejes a los cuales en uno de sus extremos se les ensambla perpendicularmente barras (6) como se muestra en la figura 4.6. A estas barras se les ajusta la sierra de Gigli.

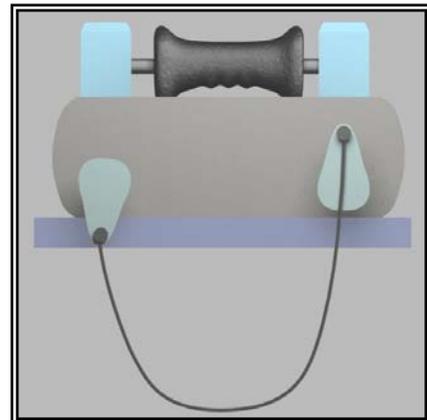


Figura 4.6a **Diseño de alternativa No 2**

Las barras son colocadas en sentido opuesto, es decir, una hacia arriba y otra hacia abajo. El funcionamiento es el siguiente; cuando los ejes se encuentren girando una barra estará halando, es decir subiendo la sierra, mientras que la otra baja la sierra, de manera que la sierra describa el movimiento recíprocante deseado.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Los engranes se encuentran dentro de una guarda protectora, esta posee un orificio el cual se ha de emplear para lubricar los engranajes. Además la guarda sirve de soporte para colocar el mango de sujeción del operario.

Ventajas

- El sistema de sujeción del dispositivo no necesariamente se hace directamente el taladro, se puede acoplar a una guaya o extensión. Esto permite disminuir el peso del sistema y obtener una mejor maniobrabilidad del mecanismo.
- Es de fácil construcción ya, que posee elementos mecánicos sencillos y además accesibles en el mercado nacional.

Desventajas

- El arco que describe la sierra es amplio y variable ya que a medida que las barras giran existen posiciones en las cuales el arco se agranda y reduce.
- No es recomendable que ocurra mucha abertura en el arco ya que ocasionaría daños en el tejido óseo y ampliaría el área de incisión.
- El dispositivo debe lubricarse periódicamente.

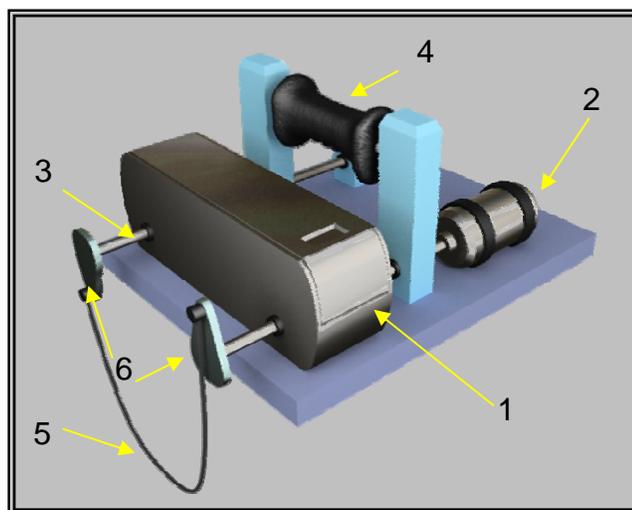


Figura 4.6b **Diseño de alternativa No 2**

c.- Alternativa No. 3

Contempla ciertas características similares a la alternativa No 2, sin embargo en esta se trata de corregir la variación de la apertura del arco de la sierra. Los elementos principales que integran el diseño son: taladro (1), ejes (2), cadenas (3), engranajes (4), guarda protectora (5), soportes (6) y sierra de Gigli (7). (Ver figura 4.7)

El funcionamiento del mecanismo diseñado es generado por el taladro, el cual, es la fuente motriz, encargado de transmitir el movimiento giratorio a tres (3) engranajes que se encuentran interconectados dentro de la guarda protectora. El engrane medio es el motriz, acoplado al eje del taladro para transferirle el movimiento giratorio a los dos engranajes que posee ajustados a ambos lados. A los engranajes que son movidos por las piezas descritas anteriormente, se les ensamblan dos (2) ejes, cada uno con las mismas características. Estos en sus extremos son fijados otros engranes donde se acoplan las respectivas cadenas como se muestra en la figura No 4.7. Es decir, cada cadena posee en sus extremos un par de engranes, que son los encargados de transmitir el movimiento a la sierra. A estas cadenas se les fija un soporte para obtener mayor estabilidad en el funcionamiento.

La sierra es sujeta a los extremos opuestos de las cadenas, de manera que cuando un extremo de la sierra ascienda el otro descienda. Por lo cual, la sierra funciona en sus extremos en sentidos opuestos con la finalidad de generar el movimiento alternante. Sobre la guarda protectora se dispone de un mango que favorezca la sujeción del dispositivo.

Ventajas

- Diseño sencillo por lo que posee pocos elementos interactuantes.
- Facilidad de adquisición de los elementos en el mercado nacional.

Desventajas

- La cadena representa un riesgo laboral por lo que requerirá de una guarda protectora que a su vez incrementará el peso.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

- La cadena al igual que los engranes requerirán periódica lubricación para alargar su período de vida útil.
- La amplitud del arco de la sierra es variable, depende directamente del diámetro externo de los engranajes que se acoplan a la cadena.

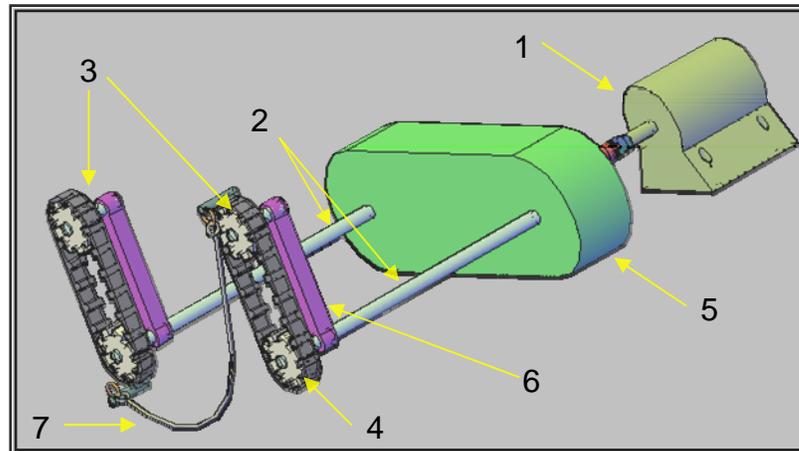


Figura 4.7 **Diseño de alternativa No 3**

d.- Alternativa No. 4

Este diseño se presenta como una propuesta sencilla empleando como elementos primarios: taladro, leva cilíndrica (1), seguidores (2), chaqueta, eje (3) y la sierra de Gigli (4), guías (5), bocinas (6) y mango de adaptador (7). La figura 4.8 permite detallar el interior del dispositivo con los elementos fundamentales como lo son la leva cilíndrica y los seguidores. La leva cilíndrica se acopla al mandril del taladro por lo que esta gira constantemente. (Ver figura 4.8)

Los seguidores se encuentran ubicados en posiciones opuestas; es decir, mientras que un seguidor se sitúa en la parte superior, el otro se ubicara en la inferior. Esto permite generar la alternabilidad en el movimiento ascendente y descendente entre ellos.

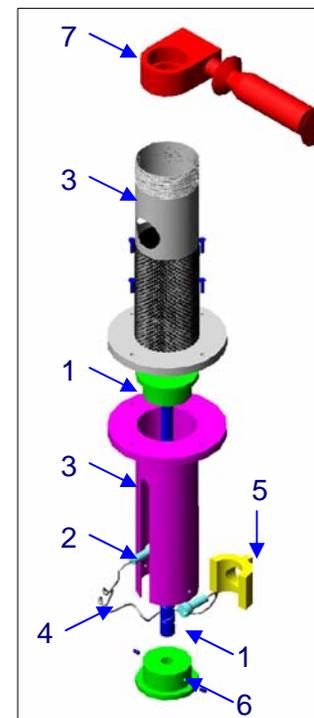


Figura 4.8 **Diseño de alternativa No 4**

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

La chaqueta posee ranuras que mantienen el desplazamiento de los seguidores en una misma dirección y separados entre sí. La velocidad de los seguidores va a estar relacionada con la velocidad de giro del taladro.

A través de los seguidores se acoplará la sierra de Gigli con lo que se genera el movimiento deseado para la misma.

Ventajas

- Simplicidad en el diseño requiriendo poca cantidad de elementos lo que a su vez logra un dispositivo liviano.
- Permite una apertura de la sierra adecuada dado a que ésta depende principalmente del diámetro de la leva y se mantiene constante a lo largo del recorrido de los seguidores.
- Puede acoplarse a una guaya extensiva lo que permite eliminar el peso del taladro.

Desventajas

- Requiere lubricación periódica.
- Complejidad en el proceso de fabricación tanto de la leva como de los seguidores por lo que requiere de un centro de mecanizado especializado.

4.2.2 Selección de la mejor solución

A fin de obtener una solución entre las alternativas descritas, que mejor se adapte a los requerimientos, se emplea el método de Selección de la Mejor Solución propuesto por el Profesor Nelson Vilchez. Siendo la solución la alternativa 5, (Ver Apéndice IV).

4.3.- *DISEÑO DIMENSIONAL*

La solución a desarrollar en este Proyecto de Grado se basa en la transformación del movimiento giratorio del taladro en movimiento recíprocante mediante el empleo de una leva cilíndrica y dos seguidores radiales.

Cada uno de los elementos interactuantes en la solución seleccionada se describirán a continuación y posteriormente se especificarán los parámetros de diseño establecidos.

a. **Carcasa**

Es el elemento fijo, que consta de un tubo metálico, el cuál principalmente sirve de protección y sujeción de los elementos internos. Este elemento se divide en etapas (Ver figura 4.9). La primera (1) se encuentra roscada en la parte superior, lo que permite el ajuste del dispositivo a la brida de soporte, la segunda (2) es la zona de sujeción la cual como su nombre lo indica es el espacio provisto para tomar el dispositivo, su superficie es moleteada para reducir el deslizamiento, la tercera etapa (3) del dispositivo consta de una brida que permite la colocación de una bocina intermedia (4) para reducir así la carga axial a la que se somete el eje, la última etapa (5) posee dos ranuras a 180° por medio de las cuales se transmite el movimiento a la sierra por los seguidores. Las principales dimensiones se detallan a continuación:

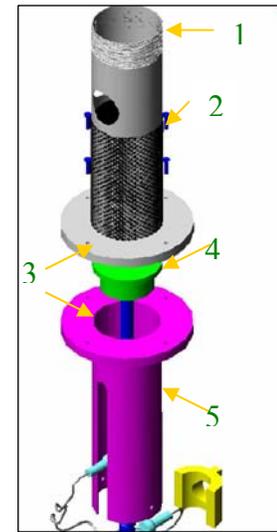


Figura 4.9 **Etapas del dispositivo**

▪ **Diámetro**

El diámetro externo de la carcasa está delimitado por la ergonomía de la mano [Melo, 2008], lo que implica que la selección de este parámetro permita un cómodo y correcto agarre del mecanismo (Ver Anexo B).

$$D_{ext} = 34 \text{ mm.}$$

▪ **Espesor**

Se establecieron dos criterios para la selección del espesor: menor peso y mejor maquinabilidad. Inicialmente el espesor del tubo que se estableció fue Schedule 5s, lo que resultaba bastante liviano. Sin embargo a partir de un primer prototipo (Ver Apéndice II) se descartó su uso ya que la ranura se deformó a causa de los esfuerzos aplicados por el seguidor. Por lo antes expuesto se decidió emplear un mayor espesor. (Ver anexo B espesores nominales).

$$(\text{Schedule } 40s) = 2,87\text{mm}$$

▪ **Longitud**

El largo de la carcasa está delimitado por la función de su etapa. La segunda etapa contempla la zona de sujeción y el apriete con el mandril del taladro, por lo que la dimensión está relacionada con la comodidad para sujetarlo (Ver figura 4.9). La tercera etapa contempla la ranura en la que se desplaza el seguidor y su longitud está determinada principalmente por la carrera de la leva. (Ver anexo H-4)

$$\text{Long } 1 = 129,2 \text{ mm} \quad / \quad \text{Long } 2 = 154 \text{ mm}$$

b.- Leva cilíndrica

El elemento móvil del dispositivo es una leva tipo cilindro que gira completamente alrededor de su eje permitiendo el movimiento de los seguidores. Estos se guían por las ranuras colocadas en lado opuestos de la carcasa (Ver figura 4.10). Para dimensionar la leva se hace necesario el cálculo de diversas variables, las cuales se listan a continuación:

- i.- Diámetro de la leva (D_{ext} , D_{int})
- ii.- Carrera del Seguidor (C)
- iii.- Ángulo de avance (λ)
- iv.- Paso (Pt)
- v.- Número de Vueltas (Nv)
- vi.- Ancho de la Ranura o Canal de la Leva (Ac)

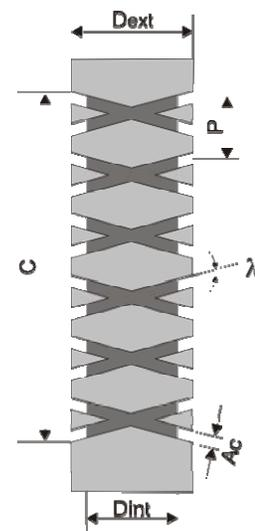


Figura 4.10 **Leva cilíndrica**

- **Diámetro** (D_{ext} , D_{int})

Dado a que el cilindro es ranurado se deben definir dos diámetros: el diámetro mayor, como su nombre lo dice, representa la medida exterior del cilindro, el diámetro menor es el resultante de la diferencia del diámetro exterior y la profundidad de la ranura. Estos parámetros se asumen tomando en cuenta el espacio para ambos seguidores y el eje interno.

$$D_{ext} = 5/8'' = 16 \text{ mm}$$

$$D_{int} = 10 \text{ mm.}$$

Para el cálculo del perímetro “P” se emplea la ecuación 4.1 tomando como “D” el diámetro externo 16 mm.

$$P_{leva} = \pi \times D_{mayor} \quad \text{Ec. 4.1}$$

$$P_{leva} = \pi \times 16 \text{ mm.} \quad P_{leva} = 50 \text{ mm}$$

- **Carrera**

La carrera representa la subida o el avance del seguidor. Dado que la sierra requiere espacio para poder liberar los residuos como astillas, se estima que la sierra de Gigli recorra la mitad del perímetro a seccionar. Por lo que la carrera de la leva se establecerá en función a la mitad del perímetro promedio del fémur humano.

El diámetro del fémur humano derecho es $41,80 \text{ mm} \pm 3,10$ y el izquierdo $42,11 \pm 3,42$ [CAETANO, et al, 2008], por lo que se genera un rango de trabajo que está entre 38 mm y 45,5 mm. Para estos diámetros de fémur se obtiene un rango de diseño de 60 a 71 mm para la carrera del seguidor.

$$C = \frac{\pi \times D_f}{2} \quad \text{Ec. 4.2}$$

C: Carrera

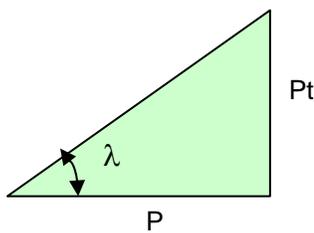
D_f : Diámetro del Fémur

- **Ángulo**

Este parámetro representa el avance que lleva el canal de la leva. En función a experimentos realizados (Ver Apéndice I) se determinó que el ángulo de avance que más se adapta es 15°.

- **Paso**

Representa la distancia que recorre el seguidor en forma paralela al eje de la leva cuando se da una vuelta [Shigley, 2001]. Este se obtiene mediante el empleo de la ecuación 4.3 la cual se deriva del siguiente triángulo:



$$Pt = P_{\text{leva}} \times \tan(\lambda) \quad \text{Ec. 4.3}$$

$$P_{\text{leva}}: \text{Perímetro} = 50 \text{ mm.}$$

$$Pt: \text{Paso}$$

$$\lambda: \text{Ángulo de Avance} = 15^\circ$$

$$Pt = 50\text{mm} \times \tan(15^\circ) \quad Pt = 13,4 \text{ mm.}$$

- **Número de vueltas**

Dado a que la geometría de la leva es cilíndrica y la carrera es amplia con respecto a su diámetro se requieren varias vueltas alrededor del cilindro. El número de vueltas debe ser un valor entero. Con el fin de calcularlas se realiza el siguiente procedimiento. Se calcula el promedio de la carrera, mediante la ecuación 4.4

Sustituyendo el rango de la carrera de trabajo se obtiene:

$$C_{\text{prom}} = \frac{C_{\text{max}} + C_{\text{min}}}{2} \Rightarrow C_{\text{prom}} = 65,50\text{mm} \quad \text{Ec. 4.4}$$

$$C_{\text{max}}: \text{Valor máximo de carrera} = 71\text{mm}$$

$$C_{\text{min}}: \text{Valor mínimo de carrera} = 60\text{mm}$$

El promedio de la carrera se divide por el paso, lo que da como resultado el número de vueltas.

$$N_v = \frac{C_{\text{prom}}}{Pt} = \frac{65,50}{13,40} \Rightarrow N_v = 4,88 \approx 5 \text{ vueltas} \quad \text{Ec. 4.5}$$

Nuevamente se calcula la carrera en función al número de vueltas establecida mediante el despeje de la ecuación 4.5

$$C = N_v \times P_t = 5 \times 13,40 \Rightarrow C = 67\text{mm}$$

- **Ancho de la ranura o canal (Ac)**

Esta medida representa el ancho de la ranura por donde se desplazará el seguidor.

Este parámetro debe ser amplio, para favorecer el desplazamiento del seguidor; y no muy grande, dado a que incrementaría la distancias entre puntas (L_p), la cual es primordial para el diseño del seguidor. Se dispuso que el valor más adecuado es 2 mm.

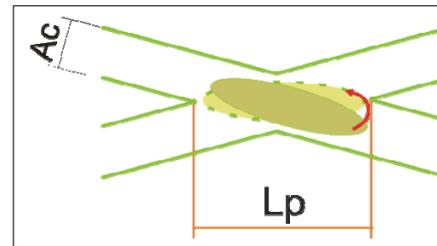


Figura 4.11 Paso del seguidor

Diseño del perfil de leva

Para la realización del diagrama de desplazamiento de la leva se estableció el movimiento armónico, cuya construcción es sencilla y se adapta a los requerimientos.

La construcción gráfica utiliza un semicírculo que tiene un diámetro igual al avance. El semicírculo y la abscisa se dividen en número de partes iguales, luego el perfil sigue el camino de los puntos de intersectados en la gráfica. (Ver figura 4.12).

La ordenada representa el recorrido del seguidor y el eje de las abscisas representa un ciclo del movimiento de entrada (cinco revoluciones de la leva).

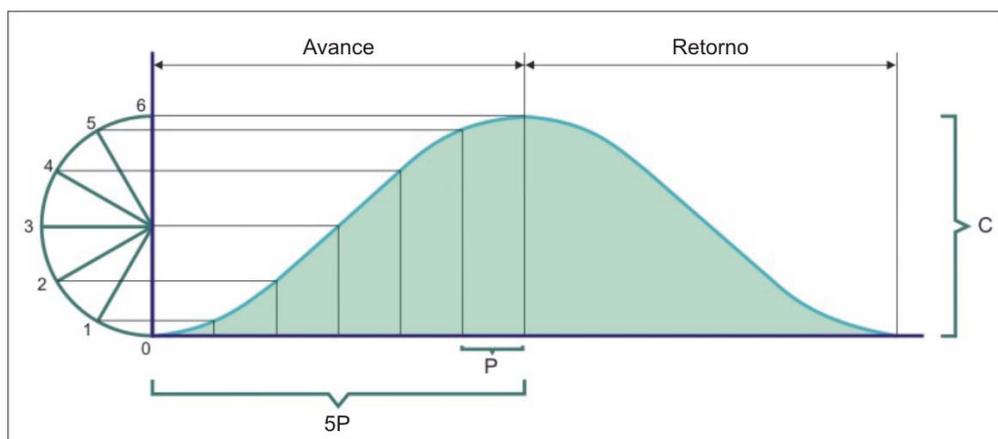


Figura No. 4.12 Diseño del perfil de leva

c.- Seguidor

Elemento móvil, cuya función es realizar el movimiento recíprocante, su forma es singular dado a que de un lado se ha de poder acoplar a los canales de la leva a fin de poder realizar su movimiento, el otro extremo ha de pasar a través de la ranura de la carcasa para sujetar la sierra. (Ver anexo H-2)

Sus dimensiones principales dependen de dos elementos básicamente, la leva cilíndrica y la carcasa. Las variables principales se numeran a continuación previo a su descripción detallada. (Ver figura 4.13)

- i.- Longitud del Seguidor (L_s)
- ii.- Ancho de Base (A_{cbase})
- iii.- Diámetro del Ping (D_{ping})
- iv.- Longitud del Ping (L_{ping})

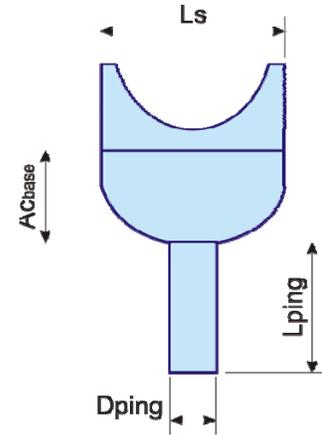


Figura 4.13 Seguidor

Longitud del seguidor

Longitud que representa los puntos de soporte que tiene el seguidor al pasar a través de una intersección. Este valor representa el largo mínimo que puede tener el seguidor.

La longitud de apoyo se detalla en la figura 4.14 generada a partir del cambio de dirección que se suscita. Esta longitud es calculada mediante uso de relaciones trigonométricas dado a que se genera un triángulo rectángulo. El cálculo realizado se describe a continuación.

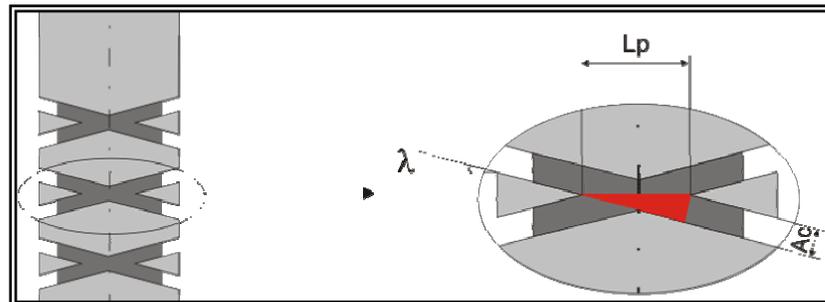
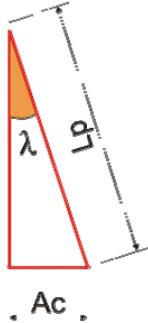


Figura No. 4.14 Detalle longitud del seguidor.

$$\text{Sen}\lambda = \frac{Ac}{Lp} \quad \Rightarrow \quad Lp = \frac{Ac}{\text{sen}\lambda} \quad \text{Ec. 4.6}$$



Lp : Distancia entre las puntas generadas por los canales.

Ac : Ancho de Canal = 3 mm

λ : Ángulo de Avance = 15°

$$Lp = \frac{3\text{mm}}{\text{sen}(15^\circ)} \quad Lp = 11,59 \text{ mm.}$$

$$Ls \geq Lp \rightarrow Ls = 12\text{mm}$$

➤ **Ancho de la base del seguidor**

Esta variable representa como su nombre lo indica la base para la uña o el seguidor en sí, su dimensión se ve determinada por el espacio definido entre el diámetro interno de la carcasa y el diámetro externo de la leva cilíndrica.

$$Ac_{\text{Base}} = \frac{D_{\text{intcarcasa}} - D_{\text{extleva}}}{2} \quad \text{Ec. 4.7}$$

$$Ac_{\text{Base}} = 5,935 \text{ mm}$$

➤ **Diámetro del ping del seguidor**

El criterio de diseño se basa en la resistencia para soportar la tensión generada por la sierra, posteriormente se realizan los cálculos respectivos a fin de demostrar la confiabilidad del elemento.

$$D_{\text{ping}} = \frac{1}{4}'' = 6,35\text{mm.}$$

➤ **Longitud del ping del seguidor**

Por comodidad y seguridad para los operarios se recomienda que esta longitud sea la mínima posible, sin embargo hay que tener en cuenta que el diámetro del fémur es inferior al diámetro externo de la carcasa adicionalmente la longitud de la sierra de

gigli (2) puede variar entre 30 y 60 cm. Estas variables son tomadas en cuenta ya que la sierra puede generar un ángulo capaz de rozar la parte inferior de la carcasa (1) y generar daños tanto en el dispositivo como en la sierra. Ver figura 4.15.

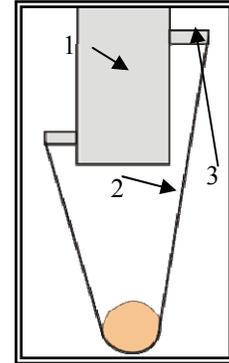


Figura 4.15 **Ping**

$$L_{\text{ping}} = 15 \text{ mm.}$$

d.- Eje

Es un elemento móvil capaz de transmitir el movimiento generado por el taladro a la leva. El diámetro del eje no debe ser mayor al valor alcanzado por el mandril del taladro.

$$D_{\text{eje}} = 1/4''$$

e.- Bocinas

El dispositivo consta de dos bocinas, una está ubicada en un extremo del dispositivo y posee un agujero ciego que es usado como tapa o sello de la carcasa. La otra bocina se encuentra a nivel medio de la carcasa y se emplea para reducir la carga axial que soporta el eje (Ver anexo H-1).

f.- Guía del seguidor

Elemento móvil. Su función es reducir el movimiento del seguidor generado por la tensión en el corte, dado a que puede generar daño permanente en el seguidor (Ver anexo H-3).

g.- Sierra de Gigli

Es el elemento móvil que acoplado a los seguidores por sus extremos logran un desplazamiento lineal de forma alterna. El alcance de este trabajo de grado no contempla la fabricación de la sierra por lo que se empleará una sierra que se encuentre disponible en el mercado nacional.

h.- Mango adaptador

Es un elemento fijo que posee una brida la cual internamente permite enroscar la parte superior de la carcasa y externamente es apretada por un tornillo a fin de obtener un buen ajuste con el taladro. Las dimensiones del mango dependen de los elementos que interactúan con el, tales como el taladro y la carcasa. Dado a que las dimensiones del mango se encuentran establecidas, no requiere de cálculos ni disposiciones para su dimensionamiento. (Ver anexo H-6)

4.4.- SELECCIÓN DEL MATERIAL

La metodología seguida para la selección del material se basó en la especificación de las características que han de poseer los materiales, seguidamente se listan el grupo de materia prima que cumpla con los requerimientos y por último se asigna el material adecuado a cada elemento.

Las características ha establecer son comunes para el mecanismo en general, sin embargo para la elección del material se toma en cuenta adicionalmente la funcionalidad y ubicación de cada una de las piezas.

Inicialmente se detallan las propiedades mecánicas que requieren los materiales dado a que van a ser empleados en recintos hospitalarios y sometidos a esfuerzos. Entre las cuales se tiene:

- a. **Resistencia mecánica:** es la capacidad que tiene un elemento de reaccionar frente a diferentes acciones externas como pueden ser la tensión, la compresión y el corte. Es por ello que el material debe soportar las cargas a las que será sometido el dispositivo durante el proceso de resección ósea, sin presentar deformación.
- b. **Resistencia a la corrosión:** es la habilidad que posee un metal para soportar el deterioro y descomposición química que ocurre durante la exposición de la superficie a un ambiente en particular. El material a seleccionar para la

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

construcción del dispositivo debe ser altamente resistente a la corrosión, ya que durante su uso estará en contacto con sustancias altamente corrosivas, como es la sangre, el agua y soluciones salinas.

- c. **Resistencia a altas temperaturas:** el dispositivo antes de ser utilizado, deberá ser esterilizado a una temperatura máxima de 121°C.
- d. **Maquinabilidad (en frío):** esta propiedad indica la mayor o menor facilidad que presenta el material para ser mecanizado y la obtención de un acabado perfecto. Los factores que influyen en la maquinabilidad de los aceros de herramientas son la dureza en estado de recocido, la microestructura del acero y la cantidad de carburos presentes.
- e. **Resistencia a la abrasión:** se define como una fuerza resistente que actúa sobre un cuerpo, impide o retarda el deslizamiento de este respecto a otro o en la superficie que este rozando. Los materiales que estén en contacto para el accionamiento del dispositivo deben poseer el menor coeficiente de fricción para obtener la menor resistencia al deslizamiento.

Otros criterios a tener en cuenta en la selección del material se refieren a menor costo y disponibilidad en el mercado nacional.

Se indagaron de los diferentes tipos de materiales disponibles en el mercado permitidos para la fabricación del instrumental quirúrgico entre los que se destacan el Nylatron 66 ®, teflón, aceros inoxidable, bronce, vitalio, cobre, plata y titanio. Estos materiales descritos cumplen con las propiedades mecánicas mínimas requeridas, sin embargo muchos ellos son altamente costosos como el titanio y engorrosos de ubicar en el mercado nacional como es el caso del vitalio por lo que se decide trabajar con acero inoxidable y teflón. Tomando en cuenta como criterio fundamental la función que va a desempeñar cada pieza en el dispositivo, se determina el material adecuado para la fabricación de cada elemento.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Se seleccionó el teflón ya que posee excelentes propiedades mecánicas como alta resistencia a la tensión. Además este material posee menor dureza que el acero, por lo que favorece el mecanizado y el acabado superficial, es resistente a altas temperaturas por lo que puede ser esterilizado con autoclave sin presentar deformación en su estructura o propiedades mecánicas. También posee un bajo coeficiente de fricción, lo que se producirá menor resistencia al deslizamiento. Por las razones antes descritas y por su propiedad de ser autolubricante se decide fabricar las bocinas de teflón.

La leva cilíndrica y los seguidores tienen contacto con el exterior por lo que se seleccionó el acero inoxidable AISI 316L para su construcción, este material posee alta resistencia a la corrosión, puede ser esterilizable con vapor. Posee excelentes propiedades mecánicas por lo que puede soportar las cargas a las cuales va a estar sometido, es fácil de mecanizar obteniendo el acabado deseado.

Por último para la carcasa, las bridas y el eje se decide emplear como materia prima acero inoxidable AISI 316L por su bajo contenido en carbono y presencia de molibdeno que le otorgan una mayor resistencia a la corrosión.

La construcción del prototipo, se contempla en el alcance de este proyecto de grado, se realizará con los materiales provistos por la empresa encargada del mecanizado del material, que por razones favorables coinciden con los seleccionados para el dispositivo.

4.5.- SELECCIÓN DEL TALADRO

La fuente motriz del dispositivo consiste en un taladro convencional, el cual requiere de ciertas especificaciones que delimiten su campo de selección.

Se han de tomar en cuenta varias variables para la selección del taladro donde destaca el torque máximo de funcionamiento. Para establecer este valor se toma como referencia la fuerza capaz de romper la sierra. Al seleccionar un torque mayor a esta fuerza se asegura que el taladro soporte una carga mayor, lo que permite resguardar la seguridad del dispositivo.

Para la selección del taladro se realizan los siguientes pasos:

- 4.5.1. Determinación de la *tensión máxima* que soporta la sierra de gigli mediante ensayos.
- 4.5.2. Cálculo del *coeficiente de roce*.
- 4.5.3. Establecimiento de los *diagramas de cuerpo libre* para el cálculo del par de torsión.
- 4.5.4. Obtención del *par de torsión*.
- 4.5.5. Selección de la *fuentes motriz*.

4.5.1.- Tensión máxima

La sierra de Gigli posee en sus extremos un alambre entrelazado y terminado en forma de argolla, la cual permite la fácil adecuación del mango de sujeción diseñado para este tipo de sierras.

Mediante un ensayo se determinó la tensión máxima que soportan los extremos de la sierra antes de deformarse. Esta tensión representa el esfuerzo máximo que puede o debe realizar el operario. Se reseña el ensayo acompañado de imágenes ilustrativas. (Ver Apéndice III).

El valor de la tensión experimental obtenida es de $T_{\text{máx}} = 181,5 \text{ N}$

4.5.2.- Fuerza de roce

El coeficiente de fricción es un coeficiente adimensional que expresa la oposición que ofrecen dichas superficies. [Wikipedia, 2008]. La magnitud de la fuerza de roce se puede expresar matemáticamente de la siguiente ecuación:

$$f = \mu_s \times N \quad \text{Ec. 4.8}$$

a.- Seguidor, leva y carcasa

El seguidor y la leva cilíndrica mantienen un constante contacto en la zona denominada uña, mientras que la fricción de la carcasa se origina con el ping del seguidor. El material seleccionado para la fabricación de estas piezas es acero inoxidable 316L por lo cual le corresponde un coeficiente de fricción de 0,74. (Ver anexo C).

b.- Eje y bocinas

Entre estos elementos tenemos una combinación de dos materiales el teflón, empleado para la fabricación de las bocinas, y el acero, designado para el eje. En función a esto se designa según el anexo C un coeficiente de fricción de 0,04.

4.5.3.- Diagrama de cuerpo libre

El diagrama de cuerpo libre muestra todas las fuerzas que actúan sobre un cuerpo aislado. Las fuerzas son representadas por flechas que indican sus respectivas direcciones y sentidos.

La figura No 4.16 muestra el diagrama de cuerpo libre (D.C.L) del sistema compuesto por la chaqueta o cubierta, leva cilíndrica y seguidor. En este diagrama se pueden observar las fuerzas externas aplicadas sobre el sistema.

El cuerpo N° 1 corresponde al canal o superficie y está representada por un plano inclinado. El cuerpo N° 2 es el seguidor de la leva y el cuerpo N° 3 constituye la ranura del tubo (chaqueta) que envuelve al sistema.

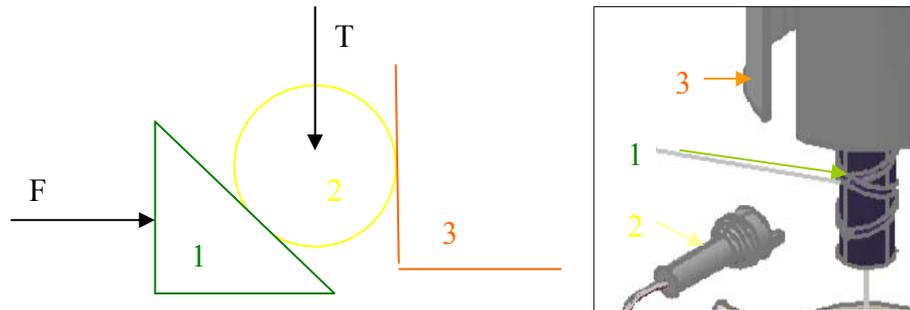


Figura No 4.16. **Diagrama de cuerpo libre D.C.L del sistema**

1.- Seguidor

La figura No 4.17 representa el diagrama de fuerzas que actúan sobre el seguidor de forma aislada. Por facilidad visual se optó por representar la geometría del seguidor como una circunferencia, la cual no afecta el desarrollo matemático.

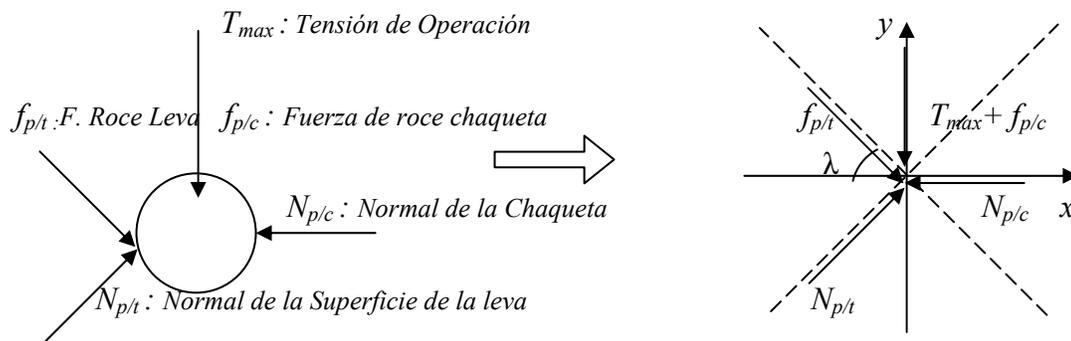


Figura No 4.17. **Diagrama de cuerpo libre D.C.L del cuerpo N° 2 (seguidor)**

Descomponiendo las fuerzas presentes en el diagrama y haciendo sumatorias de fuerzas tanto en el eje de las ordenadas como en el eje de las abscisas, se obtienen las siguientes ecuaciones:

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

$$\uparrow + \sum Fy : N_{p/t} \times \cos \lambda - f_{p/t} \times \text{sen} \lambda - (T_{\max} + f_{p/c}) = 0 \quad \text{Ec. 4.9}$$

$$\rightarrow + \sum Fx : f_{p/t} \times \cos \lambda + N_{p/t} \times \text{sen} \lambda - N_{p/c} = 0 \quad \text{Ec. 4.10}$$

T_{\max} : Tensión de Operación, representa la tensión aplicada por el cirujano= 181,5 N
(Ver 4.5.1)

$N_{p/t}$: Normal, es la fuerza producida entre la leva y el seguidor (N)

$N_{p/c}$: Normal, es la fuerza normal producida entre el seguidor y la camisa (tubo) (N)

$f_{p/t}$: Fuerza de Roce, es la fuerza de fricción entre la superficie de la leva y el seguidor
= 0,74 $N_{p/t}$ (Ver 4.5.2).

$f_{p/c}$: fuerza de Roce, es la fuerza de fricción entre la superficie del seguidor y la
superficie de la camisa (tubo)= 0,74 $N_{p/c}$ (Ver 4.5.2).

λ : Ángulo de Avance = 15°

Sustituyendo estos datos en las ecuaciones (4.9) y (4.10) se obtiene:

$$\uparrow + \sum Fy : N_{p/t} \times \cos(15^\circ) - 0,74 \times N_{p/t} \times \text{sen}(15^\circ) - (181,5 + 0,74 \times N_{p/c}) = 0$$

$$\rightarrow + \sum Fx : 0,74 \times N_{p/t} \times \cos(15^\circ) + N_{p/t} \times \text{sen}(15^\circ) - N_{p/c} = 0$$

Despejando $N_{p/c}$ se obtiene la siguiente relación:

$$N_{p/c} = 0,74 \times N_{p/t} \times \cos(15^\circ) + N_{p/t} \times \text{sen}(15^\circ)$$

$$N_{p/c} = 0,974 \times N_{p/t}$$

La relación resultante para la variable $N_{p/c}$, junto con la ecuación obtenida por la sustitución de las variables conocidas, genera un sistema resoluble de dos ecuaciones con dos incógnitas, que permite obtener el valor de las fuerzas normales.

Sustituyendo el valor la ecuación de la fuerza normal entre el seguidor y la camisa y despejando la fuerza normal entre el seguidor y la leva cilíndrica se obtiene que:

$$N_{p/t} \times \cos(15^\circ) - 0,74 \times N_{p/t} \times \text{sen}(15^\circ) - 181,5 - (0,74 \times 0,974 \times N_{p/t}) = 0$$

$$N_{p/t} = 3.384 \text{ N} \quad / \quad N_{p/c} = 3.296 \text{ N}$$

A partir de estos valores se obtiene las fuerzas de roce presentes. (Ver 4.5.2)

$$f_{p/t} = 2.504 \text{ N} \quad / \quad f_{p/c} = 2.439 \text{ N}$$

2- Leva cilíndrica

La leva cilíndrica, de acuerdo a la aplicación, se estudiará como rosca cuadrada. Para determinar las fuerzas aplicadas sobre la leva cilíndrica se empleó el análisis de fuerzas desarrollado por Norton, para un tornillo de potencia. Para ello se toma en cuenta las fuerzas y reacciones generadas por el contacto con los demás elementos que conforman el dispositivo. En función a esto se realizó el diagrama de cuerpo libre de la leva cilíndrica.

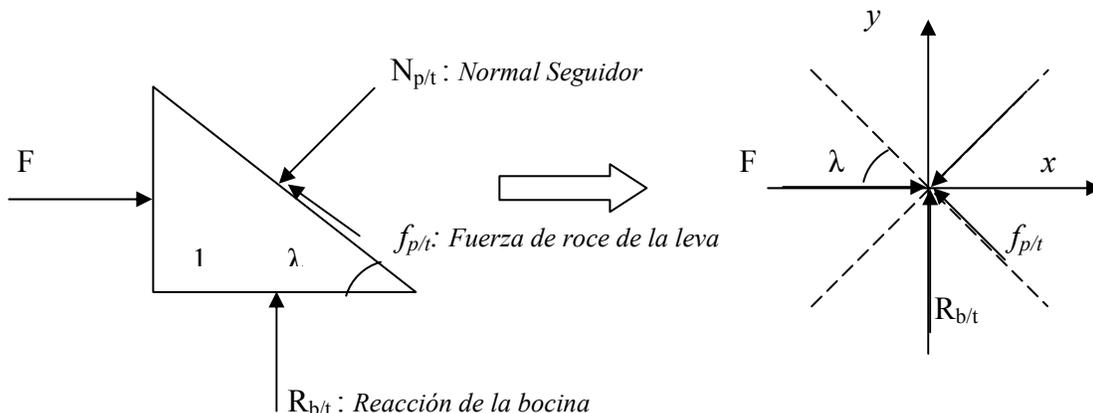


Figura No 4.18. Diagrama de cuerpo libre D.C.L del cuerpo N° 1

Descomponiendo las fuerzas presentes en el diagrama y haciendo sumatorias de fuerzas tanto en el eje de las ordenadas como en el eje de las abscisas, se obtienen la siguiente ecuación:

$$\rightarrow + \sum F_x = F - N_{p/t} \times \text{sen} \lambda - f_{p/t} \times \cos \lambda = 0 \quad \text{Ec. 4.11}$$

$$\uparrow + \sum F_y = R_{b/t} + f_{p/t} \times \text{sen} \lambda - N_{p/t} \times \cos \lambda = 0 \quad \text{Ec. 4.12}$$

$N_{p/t}$: Normal, producida entre la leva cilíndrica y el seguidor = 3384 N (Ver 4.5.3.C.1)

$f_{p/t}$: Fuerza de Roce, es la fuerza de roce entre la superficie del seguidor y la leva = 2504 N (Ver 4.5.3.C.1).

F: Fuerza, producida por el par de torsión del taladro (N).

$R_{b/t}$: Reacción de la fuerza de apoyo entre la leva y la bocina (N).

λ : Ángulo de Avance = 15°.

Sustituyendo estos valores tanto en la ecuación 4.11 como 4.12 y despejando las variables desconocidas se obtiene:

$$F - 3384 \times \text{sen}(15^\circ) - 0,74 \times 3384 \times \cos(15^\circ) = 0 \quad F = 3294 \text{ N}$$

$$R_{b/t} + 0,74 \times 3384 \times \text{sen}(15^\circ) - 3384 \times \cos(15^\circ) = 0 \quad R_{b/t} = 2620 \text{ N}$$

4.5.4.- Cálculo del par de torsión

Para determinar el par de torsión aplicado a la rosca cuadrada de la leva cilíndrica (canal de la leva) se empleó el análisis de fuerzas explicado por Norton [Norton, 1999], para un tornillo de potencia. El par de torsión se calcula para la tensión máxima que soporta la sierra de Gigli.

i.- Torque generado por leva cilíndrica

Representa el torque generado por la fuerza, determinada (Ver 4.5.3.C2) mediante la siguiente ecuación:

$$T_{Leva} = \frac{F \times D_{mayor}}{2} \quad \text{Ec. 4.13}$$

T_{leva} : Torque generado por la leva (N.m)

F : Fuerza producida por el par de torsión del taladro = 3294 (N).

D_{mayor} : diámetro de la leva = 16×10^{-3} m.

Sustituyendo estos valores en la ec. 4.13 se obtiene:

$$T_{Leva} = 26 \text{ N.m}$$

ii.- Torque generado por la bocina

Es necesario calcular el torque generado por las dos (2) bocinas, mediante el uso de la ecuación 4.14, la cual surge de la determinación del coeficiente de fricción estático, que representa una razón entre la fuerza cortante tangencial y la fuerza normal aplicada. Despejando el torque nos queda:

$$\mu = \frac{f}{P} = \frac{T/r}{P} = \frac{2T}{Pd_m} \quad T_{bocina} = \mu \times P \times \frac{d_m}{2} \quad \text{Ec. 4.14}$$

T : Par de torsión requerido (N).

μ : Coeficiente de Fricción = 0,04 (Ver anexo C).

$P=R_{b/i}$: Fuerza normal aplicada = 2620 N.

d_m : Diámetro medio de la bocina (m)

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Para calcular el diámetro medio de la bocina se realizó el siguiente procedimiento de la siguiente ecuación:

$$d_m = \frac{(d_{ext} + d_{int})m}{2} \quad \text{Ec. 4.15}$$

d_{int} : Diámetro interno de la bocina = $\frac{1}{4}$ " \cong 6 mm

d_{ext} : Diámetro externo de la bocina = $1 \frac{1}{4}$ " \cong 32 mm

Sustituyendo estos valores de diámetros en la Ec. 4.15 se obtiene

$$d_m = 19 \times 10^{-3} m$$

El torque se multiplica por dos (2), debido a que son dos bocinas las que se encuentran en el dispositivo. Sustituyendo los valores conocidos de las variables en la Ec. 4.14 dando como resultado: $T_{bocina} = 2N.m$

iii.- Torque total

Para determinar el torque total de operación del dispositivo se suma el torque generado en la leva y el torque de las bocinas quedando la siguiente ecuación:

$$T_{Total} = T_{Leva} + T_{bocinas} \quad \text{Ec. 4.16}$$

$$T_{Total} = 28,16N.m$$

Este el valor representa el máximo torque de operación con el cual la sierra puede trabajar sin falla. Por tal razón no debe ser torque de trabajo del dispositivo. El valor del torque de operación debe estar por debajo del máximo para que la sierra no falle; este dependerá de la fuerza que aplique el especialista para lograr la resección del hueso.

4.5.5.- Selección del taladro

Una vez realizados todos los cálculos preliminares desarrollados en la etapa previa se prosigue a la selección del taladro que más se adapte a los requerimientos. Los aspectos a tener en cuenta en la elección se detallan seguidamente:

- a. **Torque de operación:** se refiere al par de torsión calculado para una fuerza límite en que la sierra cede o se deforma en sus extremos. Se espera que el torque que posea el taladro sea superior a este valor permitiendo que el dispositivo continúe funcionando a pesar de que la sierra quede inhabilitada.
- b. **Velocidad rotacional:** debe establecerse entre 2000 y 3000 rpm, dado que velocidades superiores pueden producir una elevación en la temperatura del tejido óseo que puede cremar el hueso.
- c. **Liviano:** prioritario para lograr la reducción en el esfuerzo por parte del operario y mejorar la maniobrabilidad.
- d. **Inalámbrico:** se tomaron en cuenta las recomendaciones hechas por los especialistas en el área de traumatología, las cuales especificaban el uso de taladros inalámbricos, ya que estos ofrecen una mayor maniobrabilidad a la hora de realizar la resección y poseen la ventaja de trabajar en condiciones de contingencia originada por falla en la energía eléctrica del recinto.

Como característica adicional el taladro tiene que ser de tipo atornillador, ya que estos ofrecen un mayor torque y además posee un regulador de velocidad. Esto con el fin de que la persona pueda variar la velocidad de trabajo hasta encontrar la adecuada y dejarla fija mediante el bloqueo del gatillo.

Analizando las variables antes indicadas se realiza una preselección de equipos disponibles en el mercado nacional reseñados en la tabla No 4.1. Se especifican las variables más relevantes en el funcionamiento y se observa que todos satisfacen los requerimientos del diseño del dispositivo. Sin embargo, siendo más específicos se

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

seleccionó el taladro Hitachi modelo WH18DL ya que posee mayor velocidad de giro (2600 rpm) y tiene un excelente torque (150 N.m). Este es el más económico de los taladros inalámbricos en el mercado nacional. Su peso es de 2 Kg y el tiempo de carga de las baterías es de una hora.

En cuanto al aspecto económico, se plantea una opción no inalámbrica, la cual es empleada para los ensayos del prototipo. La siguiente información corresponde a los datos de placa del taladro a emplear en los ensayos.

- *Marca:* Miura
- *Voltaje/Frecuencia:* 110V – 60Hz
- *Velocidad de giro (en vacío):* (0 - 2500) rpm.
- *Capacidad de abertura del mandril:* 10mm – 3/8”
- *Potencia:* 810W
- *Peso:* 2,6 Kg – 5,73lb
- *Precio en el mercado nacional:* 200 Bs.F

Tabla N° 4.1. **Taladros inalámbricos**

Marca	Velocidad de giro (RPM)	Torque máx (N.m)	Voltaje (V)	Peso (Kg)	Tiempo de carga (hr)	Precio (BsF)
Hitachi WH18DL	2600	150	18	2	1	1.000
DeWalt DC988KA	2000	56	18	6,2	1	1.630
Bosch GSB 14,4 VE-2	1950	30	14,4	2,8	1	2.000

Fuente: Elaboración propia

4.6.- DISEÑO

Una vez dimensionado el dispositivo se somete al estudio de resistencia de esfuerzos a los seguidores, pasadores, tornillos y soldadura, con el fin de asegurarse que no fallen a causa de las cargas aplicadas. El diseño se evaluará para la condición que ocurre cuando la sierra falla a causa de la tensión máxima.

4.6.1 Seguidores

Los seguidores en su desplazamiento a través de la leva cilíndrica transforman el movimiento circular de la fuente motriz en movimiento recíprocante. En uno de los extremos del seguidor, denominado ping, se ajusta la sierra y el otro extremo se canaliza con la leva, a través de la uña (ver figura No 4.19)

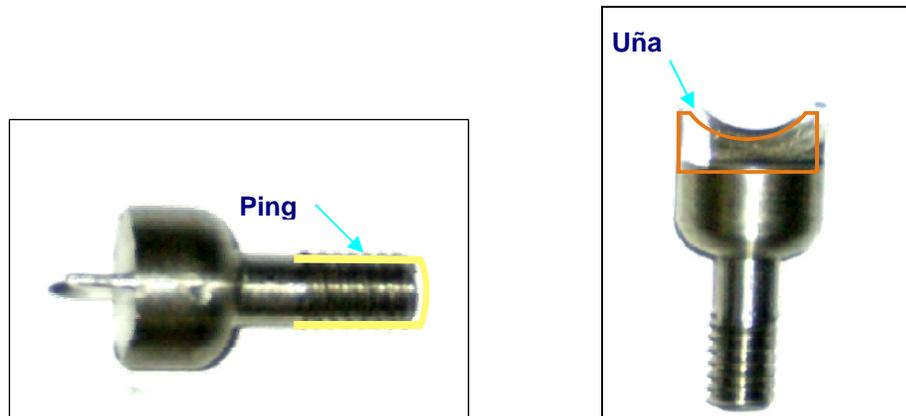


Figura No. 4.19 **Ping y uña del seguidor.**

1.- Ping del seguidor

Para la parte del seguidor que sobresale a través de las ranuras de la chaqueta se realiza la evaluación empleando un modelo voladizo de sección constante, en este estudio se desprecia el peso de la pieza, de igual manera se puede asumir que la carga aplicada sobre el ping es puntual, alternante por lo que se considera el estudio de la fatiga a los esfuerzos que se encuentra sometido durante su ciclo de trabajo.

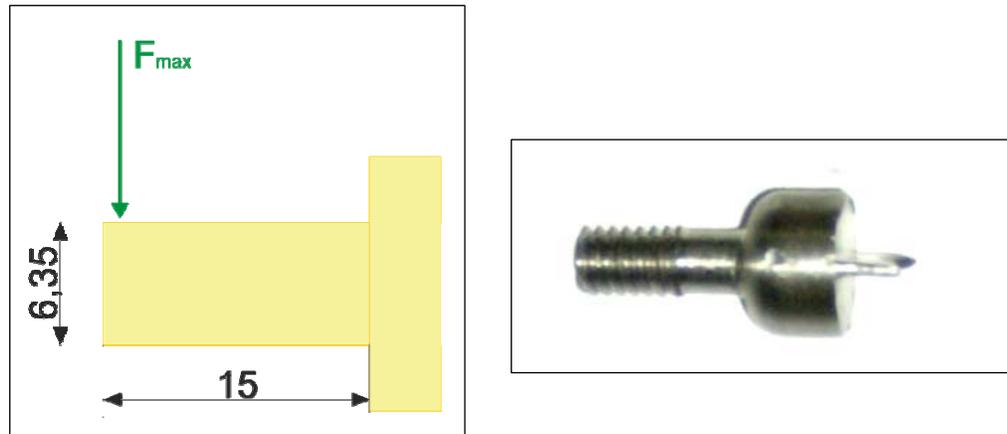


Figura No. 4.20 **Ping del seguidor**

Para determinar los esfuerzos a fatiga en el seguidor se desglosan los pasos de los cálculos realizados tal como se muestran a continuación:

- a.- Se determina el número de ciclos de carga N que la pieza va a experimentar en su vida de servicio esperada.
- b.- Se determina los factores apropiados de modificación de la resistencia a la fatiga para el tipo de carga, tamaño de la pieza, superficie, etc.
- c.- Se calcula la resistencia a la fatiga corregida S_f a la vida de ciclos N (o de ser apropiado el límite de resistencia a la fatiga corregido S_e para vida infinita).
- d.- Se determina las propiedades de interés del material, como S_{ut} , S_y , S_e' a la vida requerida partiendo de información de propia sobre pruebas.
- e.- Se determina la amplitud de las cargas alternantes aplicadas (máxima y mínima) y la carga media.
- f.- Se crea un diseño geométrico tentativo de la pieza para soportar las cargas aplicadas.
- g.- Se determina cualquier factor geométrico de concentración de esfuerzo K_t en las muescas de la geometría de la pieza.
- h.- Se convierte los factores de concentración de esfuerzo geométricos K_t en factores de concentración a la fatiga K_f de acuerdo con la sensibilidad a las muescas q del material.

i.- Se calcula la amplitud de los esfuerzos nominales a tensión media y alternante, en ubicaciones críticas de la pieza debido a cargas de servicio alternante.

j.- Se calcula la amplitud de esfuerzo principal y Von Mises para las ubicaciones críticas, basado en su estado de esfuerzos aplicados. Se realiza este procedimiento por separado para los esfuerzos medios y alternantes.

k.- Se calcula el factor de seguridad para el diseño y trace los esfuerzos de Von Mises medio y alternantes en el diagrama de Goodman modificado. Se ha de verificar que las dimensiones establecidas para el diseño son satisfactorias.

Establecidos los pasos a seguir en el estudio de la fatiga se procede a determinar el número de ciclos de carga N que la pieza va a experimentar en su vida de servicio. Se estimaron condiciones de operación del dispositivo con la velocidad de trabajo en el taladro de 2000 rpm y un número de 10 vueltas de recorrido necesarias para que el seguidor realice un ciclo (ver Ec.4.5), se supone una operación diaria de 16 horas durante los 365 días al año y se estimó que la vida útil del dispositivo es de 5 años. En base a estos valores supuestos se considera que el dispositivo va a ser utilizado por los especialistas en los Hospitales tanto públicos y privados. Teniendo en cuenta estos datos se calcula el número de ciclos N_{fat}

$$N_{fat} = \left(2000 \frac{rev}{min}\right) \times \left(\frac{16horas}{turno - diario}\right) \times \left(\frac{60min}{1hora}\right) \times \left(\frac{365días}{1año}\right) \times \left(\frac{5años}{10rev}\right) \quad Ec\ 4.17$$

$$N_{fat} = 350,4 \times 10^6 \frac{ciclos}{turno - 5añosvida}$$

Obtenido este valor de ciclos la pieza estaría sometida en un régimen de fatiga de alto ciclaje (HCF) para una vida finita de 10^3 a 10^6 ciclos. Se utilizará el procedimiento de esfuerzo-vida para el análisis de diseño a la fatiga, ya que es un modelo basado en esfuerzos, que busca determinar una resistencia a la fatiga y/o un límite de resistencia a la fatiga para el material. Esto con el objeto que los esfuerzos cíclicos se puedan mantener por debajo de este nivel y evitar que falle durante el número de ciclos requerido.[Norton, 1999]

Seguidamente se calcula el valor de S_m , para el cual se tomo en cuenta la carga la cual se le aplica al seguidor

$$\text{Flexión:} \quad S_m = 0,9S_{ut} \quad \text{Ec 4.18}$$

El material seleccionado para la fabricación del seguidor es Acero inoxidable AISI 316L, el valor de la tensión a la rotura $S_{ut} = 605$ MPa, (Ver tabla No 2.5). Sustituyendo este valor en la ecuación 4.18 permite determinar S_m .

$$S_m = 0,9 \times 605 \text{MPa} \quad \longrightarrow \quad S_m = 544,5 \text{MPa}$$

El siguiente paso es calcular la resistencia a la fatiga corregido S_f el cual se determina por medio de la siguiente ecuación:

$$S_f = C_{carga} C_{tamaño} C_{superficie} C_{temperatura} C_{confiabilidad} S_f \quad \text{Ec 4.19}$$

Como se puede observar en la ecuación 4.19 se requiere de diversos factores para poder así obtener el valor de la resistencia a la fatiga corregido por lo que se seguirá la metodología empleada por Norton. [Norton, 1999]

Efectos de carga. Para determinar este valor se debe identificar el tipo de carga el cual va a estar sometido el seguidor. Como se explicó anteriormente la carga aplicada es a flexión por lo que: $C_{carga} = 1$

Efectos dimensionales. Se tomó en cuenta las siguientes premisas; el material es de acero y es una pieza cilíndrica por lo que se emplea la siguiente ecuación

$$0,3in \leq d \leq 10in \quad \longrightarrow \quad C_{tamaño} = 0,869d^{-0,097} \quad \text{Ec. 4.20}$$

donde $d = \frac{1}{4}in$

$$C_{tamaño} = 0,869\left(\frac{1}{4}\right)^{-0,097} \quad \longrightarrow \quad C_{tamaño} = 0,994$$

Efectos superficiales. Para determinar este factor se utilizó la siguiente ecuación:

$$C_{\text{superficie}} \cong A(S_{ut})^b \quad \text{Ec. 4.21}$$

$$\text{Si } C_{\text{superficie}} > 1 \text{ entonces } C_{\text{superficie}} = 1$$

Los coeficientes $A = 4,51$ y $b = -0,265$, se determinaron de acuerdo al tipo de acabado superficial por medio de la tabla 6-3 del Norton. [Norton, 1999]

$$C_{\text{superficie}} = (4,51)(605)^{-0,265} \longrightarrow C_{\text{superficie}} = 0,826$$

Factor de temperatura. El dispositivo va a estar sometido a temperatura ambiente durante su funcionamiento.

$$\text{para } T \leq 450^{\circ}\text{C} \longrightarrow C_{\text{temp}} = 1$$

Factor de confiabilidad. La tabla 6-4 del Norton. [Norton,1999], muestra los valores de confiabilidad. El valor de confiabilidad seleccionado para este diseño es 90 %, por lo que:

$$C_{\text{confiabilidad}} = 0,897$$

Posteriormente se determina el valor de la resistencia a la fatiga teórica S_f' , esta depende directamente del material. Se emplea la grafica de la figura 6-23 del Norton [Norton, 1999], expresa la relación entre la resistencia a la fatiga a flexión y la resistencia máxima a la tensión. Teniendo como dato la resistencia máxima a la tensión S_{ut} y la relación de fatiga para aceros de 0,5 se obtiene la resistencia a la fatiga teórico.

$$S_f' = 310 \text{ MPa}$$

Una vez calculados todos estos factores se calcula el valor de la resistencia a la fatiga corregido S_f por medio de la ecuación 4.19.

$$S_f = (1) \times (0,994) \times (0,826) \times (1) \times (0,897) \times (310) \longrightarrow S_f = 228,3 \text{ MPa}$$

Estas variables fueron determinadas con el fin de proveer la información necesaria para calcular las variables a y b que se detallan en las siguientes ecuaciones.

$$b = \frac{1}{z} \log \left(\frac{S_m}{S_f} \right) \quad \text{Ec. 4.22}$$

dónde; $z = \log N_1 - \log N_2$ Ec. 4.23

Donde el valor de de z se obtuvo de la tabla 6-5 del Norton [Norton, 1999]. Se determina una resistencia a la fatiga a una vida mayor es decir, para un $N_2 = 1.10^9$, por lo cual el valor de $z = -6$. Sustituyendo el valor de z en la ecuación 4.22 se obtiene b

$$b = -\frac{1}{6} \log \left(\frac{544,5}{228,3} \right) \longrightarrow b = -0,063$$

$$\log(a) = \log(S_m) - 3b \quad \text{Ec. 4.24}$$

$$\log(a) = \log(544,5) - 3 \times (-0,063) \longrightarrow a = 841,4$$

Los coeficientes a y b fueron obtenidos dado a que son datos fundamentales para el cálculo de la resistencia a la fatiga. Ver ecuación 4.25.

$$S_n = aN^b \quad \text{Ec. 4.25}$$

Donde S_n es la resistencia a la fatiga en función al número de ciclos calculados inicialmente (ver Ec. 4.18), a y b son constantes definidas por las condiciones de frontera. En todos los casos de diseño de fatiga, la intersección con el eje y es $S_n = S_m$ en $N = N_l = 10^3$. El valor de la resistencia a la fatiga S_f se obtiene en función a los ciclos supuestos de trabajo del dispositivo $N = 350,4 \times 10^6$, se sustituyen los valores en la ec. 4.25.

$$S_f = 243,6 \text{MPa}$$

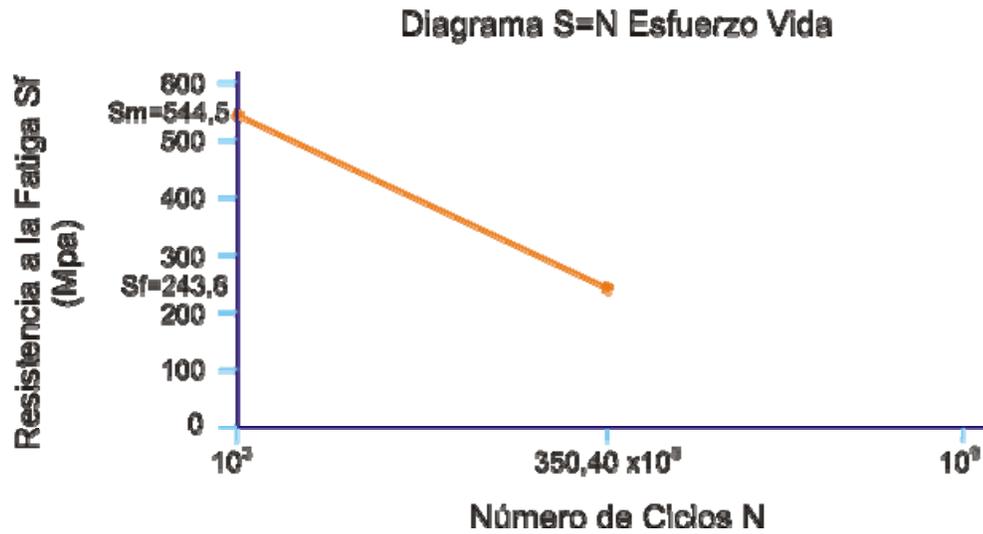


Figura No 4.21 **Diagrama S- N vida – resistencia a la fatiga**

Se determina la amplitud de las cargas aplicadas (máxima y mínima) y la carga media debido a que el dispositivo va a estar sometido a esfuerzos fluctuantes. Los componentes medios y alternantes de la carga pueden ser calculados a partir de la carga máxima y mínima.

La carga máxima que experimenta el dispositivo es de $T_{max} = F_{max} = 181,5$ N. Es la misma carga calculada para la rotura de la sierra en el ensayo descrito (ver apéndice III).

La carga mínima se estimó por medio de la tensión mínima para lograr el corte del tejido óseo (ver capítulo V).

F_{min} : Tensión mínima de corte = 9,81 N

$F_{máx}$: Tensión máxima de corte = 181,5 N

F_m : Carga media sobre el ping del seguidor (N)

F_a : Carga alternante sobre el ping del seguidor (N)

Sustituyendo estos valores en las Ecs. 4.26 y 4.27 se obtiene:

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

$$F_m = \frac{F_{\max} + F_{\min}}{2} \longrightarrow F_m = 95,655 N \quad \text{Ec. 4.26}$$

$$F_a = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{2} \longrightarrow F_a = 85,85 N \quad \text{Ec. 4.27}$$

A partir de estos valores, se pueden calcular los momentos medios y alternantes y el momento máximo que actúa sobre el ping del seguidor

M_m : Momento medio sobre el ping del seguidor (N.m)

M_a : Momento alternante sobre el ping del seguidor (N.m)

M_{\max} : Momento máximo sobre el ping del seguidor (N.m)

l : Longitud del ping del seguidor = 0,015 m

F_m : Carga media sobre el ping del seguidor = 95,655 N

F_a : Carga alternante sobre el ping del seguidor = 85,85 N

Sustituyendo la data en la Ec. 4.28 se obtiene:

$$\begin{aligned} M_m &= F_m \times l \longrightarrow M_m = 1,4(N.m) \\ M_a &= F_a \times l \longrightarrow M_a = 1,3(N.m) \\ M_{\max} &= F_{\max} \times l \longrightarrow M_{\max} = 2,72(N.m) \end{aligned} \quad \text{Ec. 4.28}$$

Se determina la inercia de un círculo necesaria para la obtención de los esfuerzos a flexión nominales del ping en su base tanto para la carga alternante como para la carga media. Se emplea el siguiente arreglo matemático, el diámetro a emplear en la ecuación 4.29 esta determinado por el valor del diámetro del ping

$$D_{\text{ping}} = 6,35 \times 10^{-3} m$$

$$I_{\text{ping}} = \frac{\pi}{64} \times D_{\text{ping}}^4 \quad \text{Ec. 4.29}$$

$$I_{\text{ping}} = 7,98 \times 10^{-11} m^4$$

Luego los esfuerzos nominales a flexión se determinan por:

M_m : Momento medio sobre el ping del seguidor = 1,4 (N.m)

M_a : Momento alternante sobre el ping del seguidor = 1,3 (N.m)

c : Distancia del ping del seguidor al eje neutro = $3,175 \times 10^{-3}$ (m)

I_{ping} : Inercia del ping del seguidor = $7,98 \times 10^{-11}$ (m⁴)

Sustituyendo los valores en la Ec. 4.30 se obtiene:

$$\sigma_{m_{nom}} = \frac{M_m c}{I_{ping}} \longrightarrow \sigma_{m_{nom}} = 55,7 MPa$$

Ec. 4.30

$$\sigma_{a_{nom}} = \frac{M_a c}{I_{ping}} \longrightarrow \sigma_{a_{nom}} = 51,72 MPa$$

Calculados los esfuerzos nominales para cada carga se determina el factor geométrico de concentración de esfuerzo K_t en las muescas de la geometría de la pieza. Este se obtiene en el apéndice E-2 del Norton [Norton, 1999] (factor de concentración de esfuerzo geométrico K_t para una flecha con un filete de hombro a flexión)

$$K_t = A \left(\frac{r}{d} \right)^b \quad \text{Ec. 4.31}$$

Donde; $r = \frac{D-d}{2} = \frac{(1/2 - 1/4) \text{ in}}{2} \longrightarrow r = 0,125$ Ec. 4.32

Con $D/d = \frac{1/2}{1/4} = 2 \longrightarrow A = 0,90879 \quad b = -0,28598$ Ec. 4.33

$$K_t = 0,90879 \left(\frac{0,125}{1/4} \right)^{-0,28598} \longrightarrow K_t = 1,10803$$

El siguiente paso es convertir los factores de concentración de esfuerzo geométricos K_t en factores de concentración a la fatiga K_f de acuerdo con la sensibilidad a las muescas q del material por medio de la siguiente ecuación:

$$K_f = 1 + q(K_t - 1) \quad \text{Ec. 4.34}$$

La sensibilidad a las muescas q se puede definir en función de la constante de Neuber (a) y del radio de la muesca r y también se puede determinar mediante la grafica de la figura 6-36 del Norton [Norton, 1999]. Curva de sensibilidad a las muescas de aceros, con el esfuerzo ultimo de rotura S_{ut} y el radio de la muesca se obtiene:

$$q = 0,85$$

Sustituyendo este valor en la ecuación (4.35)

$$K_f = 1 + 0,85(1,10803 - 1) \quad \longrightarrow \quad K_f = 1,092$$

Este factor geométrico de concentración de esfuerzo K_f es aplicado a la componente alternante del esfuerzo σ_a . El componente medio de esfuerzos σ_m es tratado de forma distinta, dependiendo de la ductilidad o fragilidad del material y a la cantidad de fluencia posible en la muesca. [Norton, 1999]

Se define un factor de concentración de esfuerzo de fatiga al esfuerzo medio K_{fm} con base en nivel de esfuerzo medio local en la concentración de esfuerzo en comparación con el límite elástico S_y (ver tabla N° 2.5).

$$\text{Si } K_f |\sigma_{\max}| < S_y \quad \longrightarrow \quad K_{fm} = K_f \quad \text{Ec. 4.35}$$

$$K_f \left| \frac{M_{\max} c}{I} \right| = 1,092 \left| \frac{(2,72) \times (3,175 \times 10^{-3})}{7,98 \times 10^{-11}} \right| = (118,2 < 295) \text{MPa} \quad K_{fm} = 1,092$$

Se utilizan estos factores para determinar los esfuerzos medio, local y alternante en las muescas y los esfuerzos cortantes

K_{fm} : Factor de concentración de esfuerzo de fatiga al esfuerzo medio = 1,092

K_f : Factor de concentración a la fatiga al esfuerzo alternante = 1,092

$\sigma_{m_{nom}}$: Esfuerzo medio nominal = 55,7 (MPa)

$\sigma_{a_{nom}}$: Esfuerzo alternante nominal = 51,72 (MPa)

Se sustituye en la Ec. 4.36 y se obtiene σ_m y σ_a

$$\sigma_m = K_{fm} \sigma_{m_{nom}} \longrightarrow \sigma_m = 60,8 MPa \quad \text{Ec. 4.36}$$

$$\sigma_a = K_f \sigma_{a_{nom}} \longrightarrow \sigma_a = 56,5 MPa$$

Los esfuerzos cortantes transversales medios τ_m y alterantes τ_a en el ping de sección circular se determinan mediante la Ec 4.38 y diámetro del ping del seguidor $D_{ping} = 6,35 \times 10^{-3}$ (m³):

$$A_{ping} = \frac{\pi}{4} D_{ping}^2 \longrightarrow A_{ping} = 3,17 \times 10^{-5} m^2 \quad \text{Ec. 4.37}$$

F_m : Carga media sobre el ping del seguidor = 95,655 (N)

F_a : Carga alternante sobre el ping del seguidor = 85,85 (N)

A_{ping} : Área de la sección transversal del ping del seguidor = $3,17 \times 10^{-5}$ (m²)

K_{fsm} : Factor de concentración de esfuerzo de fatiga al esfuerzo medio cortante = 1,092

K_{fs} : Factor de concentración a la fatiga al esfuerzo alternante cortante = 1,092

$$\tau_m = K_{fsm} \frac{4F_m}{3A_{ping}} \longrightarrow \tau_m = 4,4 MPa \quad \text{Ec. 4.38}$$

$$\tau_a = K_{fs} \frac{4F_a}{3A_{ping}} \longrightarrow \tau_a = 3,9 MPa$$

Los esfuerzos locales se utilizan para calcular los esfuerzos de Von Mises alternante y medio, mediante el empleo de la Ec. 4.39

σ_m' : Esfuerzo medio de Von Mises (MPa)

σ_a' : Esfuerzo alternante de Von Mises (MPa)

σ_m : Esfuerzo local medio = 60,8 (MPa)

σ_a : Esfuerzo local alternante = 56,5 (MPa)

τ_m : Esfuerzo cortante medio = 4,4 (MPa)

τ_a : Esfuerzo cortante alternante 3,9 (MPa)

$$\sigma_m' = \sqrt{\sigma_{x_m}^2 + \sigma_{y_m}^2 - \sigma_{x_m} \sigma_{y_m} + 3\tau_{xy_m}^2} \longrightarrow \sigma_m' = 61,3 \text{ MPa}$$

Ec. 4.39

$$\sigma_a' = \sqrt{\sigma_{x_a}^2 + \sigma_{y_a}^2 - \sigma_{x_a} \sigma_{y_a} + 3\tau_{xy_a}^2} \longrightarrow \sigma_a' = 56,9 \text{ MPa}$$

Para determinar el factor de seguridad N_f en esfuerzos se tendrá en cuenta la siguiente premisa: tanto los componentes alternantes como el esfuerzo medio pueden incrementarse bajo condiciones de servicio, pero su relación se mantendrá constante y se determina mediante la ecuación 4.40

$$N_f = \frac{S_f S_{ut}}{\sigma_a' S_{ut} + \sigma_m' S_f} = \frac{(243,6)(605)}{(56,9)(605) + (61,3)(243,6)} \quad \text{Ec. 4.40}$$

$$N_f = 2,9 \cong 3$$

Para las dimensiones del seguidor establecidas en el diseño y el material seleccionado para su construcción se obtiene un estado de esfuerzo para el cual la pieza no falla al número de ciclos de servicio. Ver diagrama de Goodman modificado.

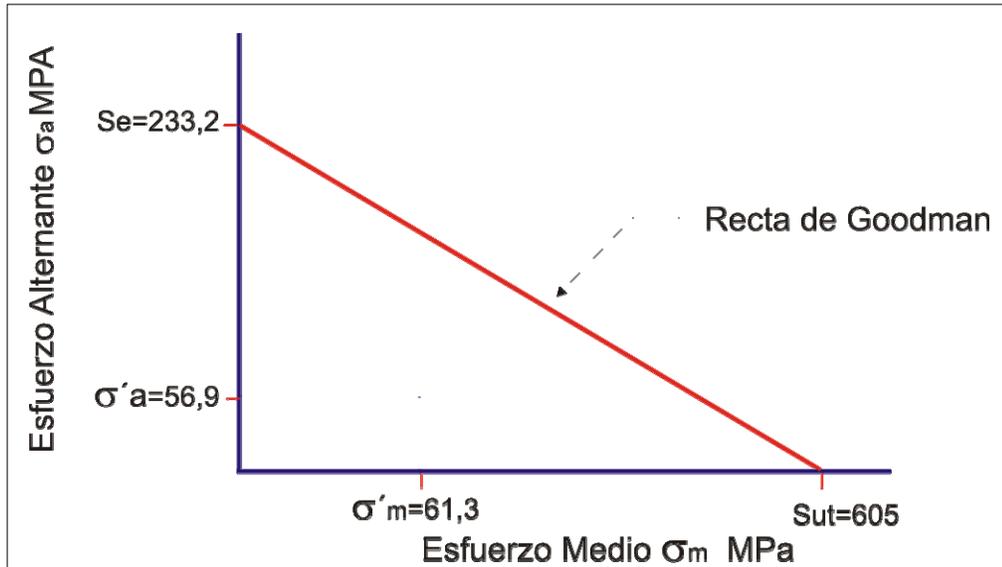


Figura No 4.22 Diagrama de Goodman modificado para el ping del seguidor

2.- Uña del seguidor

Representa la parte del seguidor que se ciñe a los canales de la leva cilíndrica. Se realiza la evaluación empleando un modelo voladizo de sección constante. En este estudio se desprecia el peso de la pieza y se asume que la pieza está sometida a esfuerzos alternantes por lo que se realiza el estudio de fatiga.

Para la uña se debe de tomar en cuenta los mismos cálculos de fatiga determinados en el ping del seguidor (ver sección 4.6.1.1), se considera que la uña sólo está sometida a corte puro y el área de su sección transversal es un rectángulo. Los esfuerzos cortantes medios y alternantes en la uña son calculado mediante la ec.4.41:

$A_{uña}$: Área de la uña del seguidor (m^2)

b : base del rectángulo de la uña del seguidor = 1,7mm

h : altura del rectángulo de la uña del seguidor = 12,7mm

$$A_{uña} = b \times h \quad \longrightarrow \quad A_{uña} = 2,16 \times 10^{-5} m^2 \quad \text{Ec. 4.41}$$

τ_m : Esfuerzo cortante medio en la uña del seguidor (MPa)

τ_a :: Esfuerzo cortante alternante en la uña del seguidor (MPa)

$A_{uña}$: Área de la uña del seguidor = $2,16 \times 10^{-5} m^2$

F_m : Carga media sobre el ping del seguidor = 95,655 (N)

F_a : Carga alternante sobre el ping del seguidor = 85,85 (N)

$$\tau_m = \frac{3F_m}{2A_{uña}} \longrightarrow \tau_m = 6,6MPa \quad \text{Ec. 4.42}$$

$$\tau_a = \frac{3F_a}{2A_{uña}} \longrightarrow \tau_a = 5,9MPa$$

Los esfuerzos cortantes transversales medios y alterantes nominales en la uña son iguales a los esfuerzos locales debido a que no existen concentradores de esfuerzos en esta sección.

Los esfuerzos locales se utilizan para calcular los esfuerzos de Von Mises máximos empleando la ecuación 4.39 se obtiene:

$$\sigma_m' = 11,4MPa$$

$$\sigma_a' = 10,2MPa$$

Se determina el factor de seguridad N_f mediante la ec. 4.40

$$N_f = \frac{S_f S_{ut}}{\sigma_a' S_{ut} + \sigma_m' S_f} = \frac{(243,6)(605)}{(10,2)(605) + (11,4)(243,6)} \quad N_f = 16$$

Este el factor de seguridad máximo admisible para el cual las dimensiones del seguidor establecidas en el diseño y el material seleccionado para su construcción se

obtiene un estado de esfuerzo para el cual la pieza no falla al número de ciclos de servicio.

Por lo que el factor de seguridad determinado en el ping del seguidor también sería adecuado en este caso, ya que el estado de esfuerzos determinados en la uña no sobrepasa la recta de Goodman. Ver diagrama de Goodman modificado.

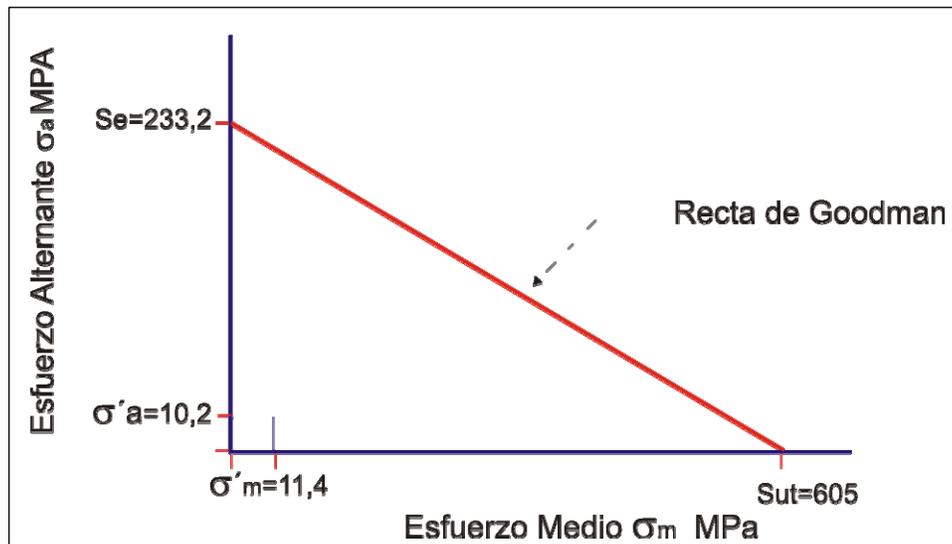


Figura No 4.23. **Diagrama de Goodman modificado para la uña del seguidor**

3.- **Calculo de deflexión en el ping del seguidor.**

Este calculo representa la deflexión máxima y_{max} que experimenta el ping del seguidor debido al esfuerzo de flexión al que esta sometido. Para la determinación se empleó el modelo en voladizo de sección constante (ver fig. N° 4.15). Se utilizó el siguiente modelo matemático, tomado del Norton (ver Capitulo 4) [Norton, 1999]

$$y_{max} = \frac{F_{max} a^2}{6EI_{ping}} (a - 3l) \quad \text{Ec. 4.43}$$

$F_{m\acute{a}x}$: Tensión máxima de corte = 181,5 N (ver Apéndice III)

a: Distancia donde se aplica la fuerza = 0,015 m (ver Fig. No 4.15)

l: Longitud del ping = 0,015 m (ver Fig. No 4.15)

E: Módulo de Elasticidad del acero AISI 316 L = 190 GPa (ver Anexo G)

I_{ping} : Inercia de la sección transversal = $7,98 \times 10^{-11} \text{ m}^4$ (ver Ec. 4.30)

Sustituyendo estos valores en la Ec. 4.43 se obtiene:

$$y_{\text{max}} = -2,7 \times 10^{-5} \text{ m}$$

El valor obtenido no representa una deflexión considerable en el ping del seguidor ya que es aproximadamente cero, por lo que se desprecia y se considera aceptable la deformación.

4.6.2 Tornillos prisioneros

Los tornillos se ubican en la parte baja del dispositivo siendo los principales actores en el soporte de las bocinas, estos se encuentran sometidos a corte puro.

Su sección transversal es un círculo cuyo diámetro es de $\frac{1}{8} \text{ plg} = 3,175 \text{ mm}$, los cálculos a realizar se asemejan a los expresados en la base del seguidor.

$$A_{\text{prisionero}} = \frac{\pi}{4} (D_{\text{prisionero}})^2 \quad \rightarrow \quad A_{\text{prisionero}} = 7,92 \times 10^{-6} \text{ m}^2 \quad \text{Ec. 4.44}$$

El valor del corte directo se estudia cuando es aplicada la fuerza máxima $F_{\text{max}} = 181,5 \text{ N}$, que soporta la sierra de Gigli antes de deformarse.

El esfuerzo de corte para una sección circular se obtiene por:

$$\tau_{\text{prisionero}} = \frac{4 \times 181,5 \text{ N}}{3 \times (7,92 \times 10^{-6} \text{ m}^2)} \quad \longrightarrow \quad \tau_{\text{prisionero}} = 30,56 \text{ MPa.} \quad \text{Ec. 4.45}$$

Utilizando la ecuación 4.39 se determinará si el pasador soporta la carga máxima a la que puede estar sometido

$$\sigma' = 52,93MPa$$

La resistencia a la fluencia del acero inoxidable AISI 316 L es de $S_y = 295$ MPa (ver tabla No. 2.5)

$$\sigma_{adm} = \frac{S_y}{N} \geq \sigma \quad \text{Ec. 4.46}$$

$$\sigma_{adm} = \frac{295}{1,5} = 196,67MPa \geq 52,93MPa$$

Se verifica el cálculo de resistencia del pasador, siendo este capaz de soportar la carga máxima a la que puede ser sometido el dispositivo sin fallar.

4.6.3 Tornillos

Esta sección contempla el estudio de la resistencia de los tornillos seleccionados para el dispositivo.

El mecanismo cuenta con cuatro tornillos ubicados en la zona intermedia del mismo, empleados básicamente para mantener fija la unión entre las bridas. Por facilidad de estudio y dado que son sometidos a condiciones similares el análisis de esfuerzos se demostrará para uno de estos.

Se desglosan los pasos de los cálculos realizados como se muestran a continuación:

- a.- Se establece el valor del avance, así como el ángulo de la rosca
- b.- Se determina el coeficiente de fricción
- c.- Se calcula el diámetro del paso
- d.- Se selecciona el par de apriete con el fin de obtener el valor de la carga axial.
- e.- Se calcula el esfuerzo a tensión mediante el uso de la carga calculada en el punto anterior y se determina el área de esfuerzo.

f.- Se calcula nuevamente el esfuerzo de tensión mediante el empleo de otra relación matemática que implica una razón entre las propiedades del material y un factor de seguridad asumido.

1.- Avance y ángulo de la rosca

El diseño de la rosca se basó en el perfil métrico M, (perfil básico ISO 68 con roscas simétricas a 60°) por lo que su ángulo de avance es de 30°. Las roscas métricas se describen escribiendo el diámetro y el paso en milímetros en ese orden.

Para el diseño de los tornillos sujetadores de la bridas se seleccionó la rosca M6x1, que es una rosca que tiene un diámetro nominal de 6 mm y un paso de 1mm.

2.- Coeficiente de fricción

El valor de coeficiente de fricción se estableció de 0,74 para una superficie de acero sobre acero, ya que son los materiales que se encuentran en contacto (ver anexo C).

3.- Diámetro de paso

El diámetro de paso se obtiene mediante la ecuación 4.47. Las dimensiones principales de las roscas para tornillo métrico estándar ISO se obtuvieron de la tabla No. 14-2 del Norton. [Norton,1999]

$$d_p = d - 0,65p \quad \text{Ec. 4.47}$$

d: Diámetro nominal= 6mm

p: Paso= 1mm

A_t : Área de esfuerzo a tensión = 20,12 mm²

$$d_p = 5,35\text{mm}$$

4.- Par de apriete y carga axial

El par de apriete se obtiene a través de la Tabla No. 14-6 del Norton [Norton,1999]. La cual reseña los valores referentes al par de apriete máximo para tornillos tanto de alta resistencia como normales. Tal como se puede detallar en la tabla el valor referente al par de torsión para un diámetro nominal de 6 mm y un grado de 5.8 equivale a 4,5.

Una vez obtenidos los datos preliminares es posible calcular el valor de la carga, siguiendo el procedimiento establecido para las roscas Acme, donde se considera que por haber avances pequeños, la inclinación se puede ignorar y sólo se toma en cuenta el efecto del ángulo de la rosca. El efecto del ángulo α se necesita para incrementar la fuerza de fricción debida a la acción de cuña de los hilos.

Mediante el empleo de la ecuación 4.48 se despeja el valor de la carga axial que puede soportar dichos tornillos en función a las condiciones establecidas y se sustituye el valor de las variables determinadas.

$$T_u = \frac{Pd_p (\mu\pi d_p + L \cos \alpha)}{2 (\pi d_p \cos \alpha - \mu L)} \quad \text{Ec. 4.48}$$

$$P = \frac{2T_u (\pi d_p \cos \alpha - \mu L)}{d_p (\mu\pi d_p + L \cos \alpha)}$$

T_u : Par de Apriete = 4,5 N.m (ver Tabla N° 4.6)

d_p : Diámetro del Paso= 5,35 mm (ver Ec. 4.48)

μ : Coeficiente de Fricción = 0,74 (ver Sección 4.6.3.b)

L : Avance = 1mm (ver Sección 4.6.3.a)

α : Ángulo de la Rosca = 30° (ver Sección 4.6.3.a)

Sustituyendo los valores en la Ec. 4.48 se obtiene:

$$P = 1747N$$

5.- Esfuerzo a tensión

Para determinar el esfuerzo a tensión es necesario tener el área de esfuerzo a tensión $A_t = 20,12 \text{ mm}^2$ (ver sección 4.6.3.c). Se establece en una situación de esfuerzo uniaxial por lo que el esfuerzo principal y el esfuerzo de Von Misses son idénticos al esfuerzo de tensión aplicado.

$$\sigma_{atorm} = \frac{P}{A_t} \longrightarrow \sigma_{atorm} = 86,83 \text{MPa} \quad \text{Ec. 4.49}$$

6.- Esfuerzo a tensión admisible

Este esfuerzo es calculado en función a las propiedades mecánicas del material dividido por un factor de seguridad que los autores establecieron de 1,5. La ecuación que rige este valor es la número 4.46. El valor del limite elástico $S_y = 420 \text{ MPa}$ se obtuvo de la tabla 14-7 del Norton [Norton, 1999], para un perno de acero de grado 5,8

$$\sigma_{adm} = \frac{S_y}{N} \longrightarrow \sigma_{adm} = \frac{420}{1,5} = 280 \geq 86,83 \quad \text{Ec.4.50}$$

Mediante el cotejo entre los resultados se puede afirmar que los tornillos seleccionado M6x1 se adaptan a los requerimientos establecidos.

4.6.4 Soldadura

El dispositivo cuenta con una soldadura de filete perimetral alrededor de las bridas. Ésta es colocada con la finalidad de mantener fija la brida; es decir, impedir algún movimiento relativo entre la brida y el tubo. La soldadura va a estar sometida a

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

esfuerzos de tracción en función a la tensión aplicada para la realización de la resección ósea.

Para el diseño de la soldadura en las bridas se basó en el método de los esfuerzos permisibles. En el anexo D se listan las propiedades del metal de aporte

Se seleccionó el electrodo AWS: E 316L-16 el cual es de acero inoxidable con un bajo contenido de carbono (0,03% máx.) para la fijación de las bridas. Este tipo de electrodo evita la formación de carburos y es resistente a la corrosión (ataque por ácidos), recomendado para aplicaciones en aceros inoxidables del tipo 316, 316L, 317, 317L y 318. Posee una resistencia a la tracción de 612 MPa, un límite de fluencia de 400 MPa. El diámetro del electrodo debe ser de 1/8" o mayor, ya que esta medida es la referencia más pequeña que cumple con la altura de filete deseada.

Para calcular los esfuerzos a tracción se debe especificar la carga a la que se encuentra sometido el dispositivo. Se realiza el estudio para el valor de la carga máxima determinada la cual es igual a $T_{m\acute{a}x} = 181,5N$

La soldadura posee un espesor de garganta igual a $h = 3/16''$ y un diámetro exterior de $D_{ext} = 33,49mm$. En función a esta data es posible el cálculo del área de la garganta.

$$A_G = \frac{1,414\pi h D_{ext}}{2} \quad \text{Ec 4.51}$$

Sustituyendo los valores en la ecuación 4.51 se obtiene que el valor del área de la garganta es igual a:

$$A_G = 3,54 \times 10^{-4} (m^2)$$

A partir del área de la garganta $A_G = 3,54 \times 10^{-4} (m^2)$ es posible determinar el valor del esfuerzo a tracción al que se somete la soldadura.

$$\sigma_{sol} = \frac{F_m}{A_G} = \frac{181,5(N)}{3,54 \times 10^{-4}(m^2)} \longrightarrow \sigma_{sol} = 512,71 KPa$$

Se verifica la resistencia de la soldadura tomando en cuenta un factor de seguridad de 1,5 utilizando la siguiente ecuación:

$$\frac{S_y}{N} \geq \sigma_{sol} \longrightarrow \frac{400 MPa}{1,5} = 266,7 MPa \geq 512,71 KPa$$

Por lo que la estructura soldada resulta satisfactoria a los esfuerzos que esta sometido.

4.6.5 Torsión

Esta sección contempla el estudio de los esfuerzos a torsión que se originan en el eje de acople entre la leva cilíndrica y el taladro cuando se acciona el dispositivo. Las dimensiones del eje son $\phi_{eje} = 1/4 in$ y $L_{eje} = 245 mm$.

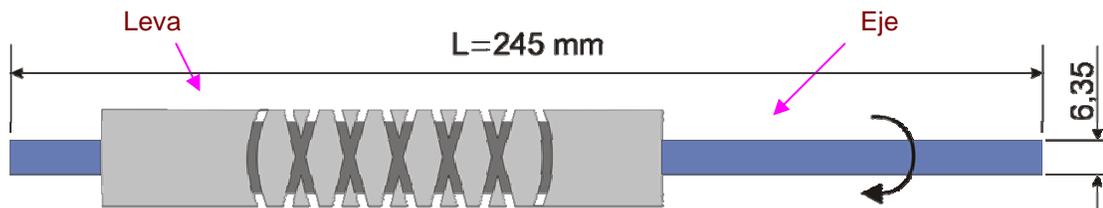


Figura No 4.24 Eje de la leva cilíndrica.

Se calcula el esfuerzo cortante máximo $\tau_{max\ eje}$ generado por el esfuerzo de torsión a través de la siguiente ec.

$$\tau_{max\ eje} = \frac{T_{leva} r_{eje}}{J_{eje}} \quad \text{Ec. 4.52}$$

T_{leva} : Par torsor de la leva = 26,16 N.m (ver ec. 4.14)

r_{eje} : Radio del eje de la leva = $3,175 \times 10^{-3} m$ (ver sección 4.6.5)

J_{eje} : Momento polar de inercia de la sección transversal (ver ec. 4.53)

El momento polar de inercia para una sección circular se calcula mediante el siguiente modelo:

$$J_{eje} = \frac{\pi d_{eje}^4}{32} \longrightarrow J_{eje} = 1,6 \times 10^{-10} m^4 \quad \text{Ec. 4.53}$$

$$\tau_{\max eje} = 519,11 MPa$$

$$S_y \leq \tau_{\max eje} = 519,11 MPa \leq S_{ut}$$

Donde el esfuerzo de corte calculado se encuentra dentro del límite de resistencia a la fluencia $S_y = 295 MPa$ y la resistencia máxima al cortante $S_{ut} = 605 MPa$ (ver tabla No 2.5). Por último para verificar que no exista falla debido a los esfuerzos cortantes producidos por el momento torsor se calcula el ángulo de deflexión, para determinar si el material cede a éste estado de esfuerzos.

Se calcula la deflexión angular debido al par de torsión aplicado

$$\theta = \frac{T_{leva} l_{eje}}{JG} \quad \text{Ec. 4.54}$$

T_{leva} : Par torsor de la leva = 26,16 N.m (ver ec. 4.14)

l_{eje} : longitud del eje = 245 mm (ver sección 4.6.5)

J_{eje} : Momento polar de inercia de la sección transversal (ver ec. 4.53)

G : Módulo de rigidez (ver ec. 4.55)

El módulo de rigidez se determina por

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad \text{Ec. 4.55}$$

E : Módulo de elasticidad = 190 GPa (ver Anexo G)

ν : Relación de Poisson = 0,28 (ver tabla No 2.1 del Norton) [Norton, 1999]

$$G = \frac{190}{2(1 + 0,28)} \longrightarrow G = 74,2\text{GPa}$$

Se sustituye en la Ec. 4.44 y se obtiene la deflexión angular θ

$$\theta = 0,54\text{rad} = 30,9^\circ$$

El material del eje no falla al esfuerzo de torsión al cual esta sometido. Esto se debe a que el ángulo de deflexión es pequeño por lo que no alcanza los 180° grados, en función a esto se deduce que la sección de estudio no podrá girar una revolución y por ende no se torcerá el eje.

CAPITULO V

ENSAYOS Y ANÁLISIS

Este capítulo abarca la descripción detallada de los ensayos efectuados con la ayuda del prototipo, junto a la data obtenida gracias al desarrollo de los mismos. Esta información representa los cimientos del análisis realizado y descrito de igual manera en este capítulo. Todo esto ejecutado con el fin de dejar plasmado la funcionalidad del prototipo en la resección de los huesos porcinos.

Para la fabricación del prototipo se requirió de maquinarias y herramientas adecuadas. Entre los procesos asociados en la fabricación del dispositivo se encuentran: taladrado, torneado y fresado.

La estimación del costo que acarrea la fabricación y construcción de un dispositivo de esta envergadura abarca: materia prima, costo de mecanizado y mano de obra. (Ver Anexo I). Adicionalmente se ha de tomar en cuenta el costo de la fuente motriz.

5.1 Descripción de los ensayos

Para la realización de los ensayos se emplearon equipos e instrumentos entre los que se encuentran: taladro (1), prototipo (2), prensa manual (3), hueso porcino (4), contenedor cilíndrico (5), sierra de Gigli (6), regla graduada, atomizador, cronómetro, cámara fotográfica, entre otros. (Ver figura No 5.1).

El procedimiento realizado para llevar a cabo la resección consistió en el llenado del contenedor con agua hasta alcanzar la cantidad de litros deseada, se ajustó el hueso porcino, por medio de unos tirrú al contenedor, se acopló el taladro al prototipo y posteriormente se ajusto el prototipo con la prensa

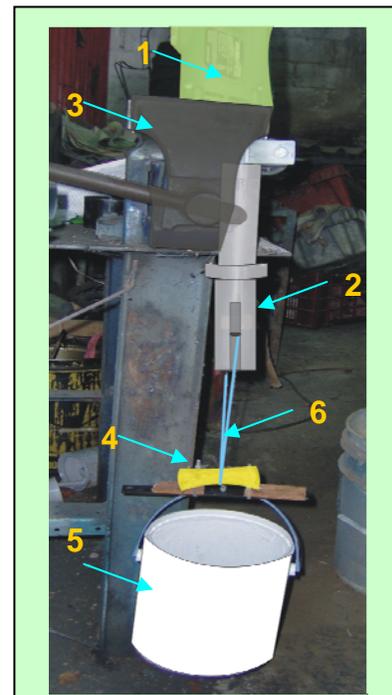


Figura N° 5.1. Montaje del prototipo

para darle el soporte necesario. La sierra se coloca alrededor del hueso y se ajusta al prototipo. Una vez armado lo descrito se procedió a la graduación de la velocidad en el taladro y la puesta en marcha del prototipo. Durante la resección se hace necesaria la refrigeración periódica del hueso y la sierra, para lo cual se empleó un atomizador con agua.

Los ensayos se realizaron variando la tensión y la velocidad del taladro. Se fijó la profundidad de corte aproximadamente a la mitad del diámetro del hueso. Se obtuvo con ellos el tiempo que tarda en realizar la resección a cada tensión y velocidad fijada.

Dado que se busca generar curvas que faciliten el análisis de los resultados, se decidió trabajar con tres pesos (1, 1,5 y 2 kg), y cuatro valores de velocidad ($V_1= 500$, $V_2= 1000$, $V_3= 1500$, $V_4= 2000$ rpm). Se fijó un valor de tensión y se realizaron cuatro resecciones, cada una con un valor de velocidad. Finalmente se obtuvieron doce cortes, por lo que se requirió de 3 huesos porcinos. (Ver Figura 5.2).



Figura N° 5.2. Hueso porcino

La tabla 5.1 reseña los datos obtenidos en los ensayos. En ella se puede observar que el tiempo máximo requerido para realizar la resección se obtuvo para una tensión de 10 N y una velocidad de 1000 rpm. El menor tiempo empleado para realizar el corte se ubica para una tensión de 20 N y una velocidad de 2000rpm. Se observa que para cada velocidad se efectuaron varios cortes hasta alcanzar la profundidad deseada. Esto se debió al calentamiento que se produjo en el taladro por lo que se requiere intervalos de reposo durante la resección para disipar el calor generado. Esta data se gráfico (Ver figura 5.3.) para obtener una visión más clara de los resultados obtenidos. Se realizaron ensayos con tensiones tanto mayores como menores al rango

establecido. Sin embargo para el primer caso con una tensión de 30 N, la sierra fallaba y para tensiones de 5 N, el tiempo de corte superaba al manual.

Tabla 5.1. **Data obtenida**

Tensión = 10 N						Total
V₁	t (seg)	200	330	330	-	860
	P (mm)	5	7,95	15,85	-	15,85
V₂	t (seg)	240	300	292	90	922
	P (mm)	3,65	7,15	13,35	14,89	14,89
V₃	t (seg)	300	87	290	-	677
	P (mm)	6,7	8,5	15,75	-	15,75
V₄	t (seg)	240	300	154	-	694
	P (mm)	5	9	16	-	16
Tensión = 15 N						Total
V₁	t (seg)	152	390	150	-	692
	P (mm)	4,15	11,85	16,80	-	16,80
V₂	t (seg)	300	316	-	-	616
	P (mm)	6,40	17,45	-	-	17,45
V₃	t (seg)	240	180	270	-	690
	P (mm)	8,95	9,80	15,90	-	15,90
V₄	t (seg)	228	184	165	-	577
	P (mm)	8,80	12,75	16,20	-	16,20
Tensión = 20 N						Total
V₁	t (seg)	360	156	132	41	689
	P (mm)	5,85	9,20	14,70	15,30	15,30
V₂	t (seg)	182	139	205	-	526
	P (mm)	7,65	9,95	15,95	-	15,95
V₃	t (seg)	172	32	37	-	241
	P (mm)	11	14,05	16,20	-	16,20
V₄	t (seg)	190	-	-	-	190
	P (mm)	16,45	-	-	-	16,45

Fuente: Elaboración propia

A fin de obtener un parámetro de comparación se realizó un ensayo manual. Se fijo extremo del hueso (1) en el borde de una mesa, la otra parte es dejada en el aire. Se acopla unos mangos (2) a los extremos de la sierra (3) que a su vez se encuentran atados a unos contenedores (4), cuya función es la de generar la tensión adecuada mediante un contra peso.

Se hace uso de una franja (5) dibujada para mantener la carrera igual a la del dispositivo. Ver figura 5.3).

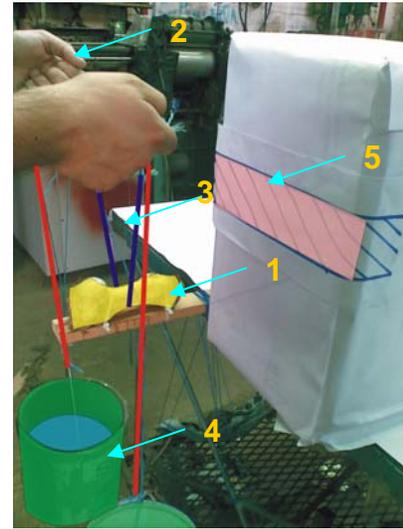


Figura N° 5.3. **Ensayo manual**

Durante el ensayo manual se debió descansar por lo que la data se encuentra seccionada en los intervalos de reposo. La información obtenida de este ensayo lo resume la tabla 5.2.

Tabla N° 5.2 **Ensayos manuales con una tensión de 20 N.**

Corte	Profundidad (mm)	Tiempo (s)
I	5,10	306
II	5,20	131
III	5,90	175
IV	6,25	141
V	6.70	186
VI	8,40	184
VII	10,40	242
Total	10,40	1365

Fuente: Elaboración propia

El ensayo manual consumió gran cantidad de tiempo no sólo por los períodos de corte sino por los largos lapsos de descanso del operador. El tiempo de descanso se estimo en 5 min y el tiempo total requerido para alcanzar una profundidad de 10,40 mm fue de 1.365 s. La figura 5.5. permite mejor visualización de la data.

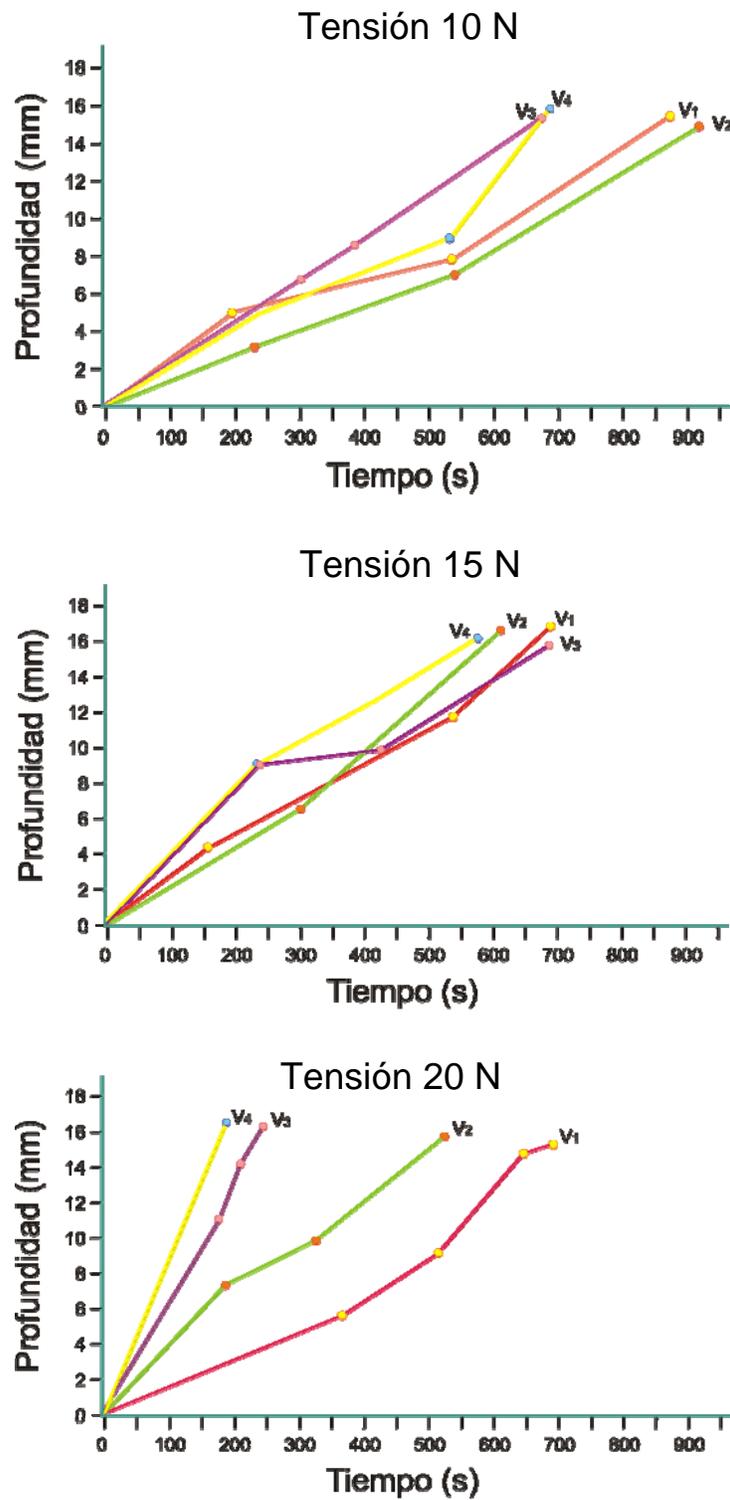


Figura 5.4. Gráficas para cada valor de tensión y velocidad de corte ensayada.

En la gráfica 5.4 se observa que los tiempos de corte mayores corresponden a las dos velocidades más bajas del taladro, mientras que la velocidades 3 y 4 disminuyen el tiempo de corte. El corte más eficaz y eficiente se obtuvo con una tensión de 20 N y una velocidad de 2000 rpm.

Los intervalos de corte se suscitaron por la elevación en la temperatura del taladro o el rompimiento de la sierra, por lo que se realizaron pausas para la refrigeración y/o cambio de sierra.

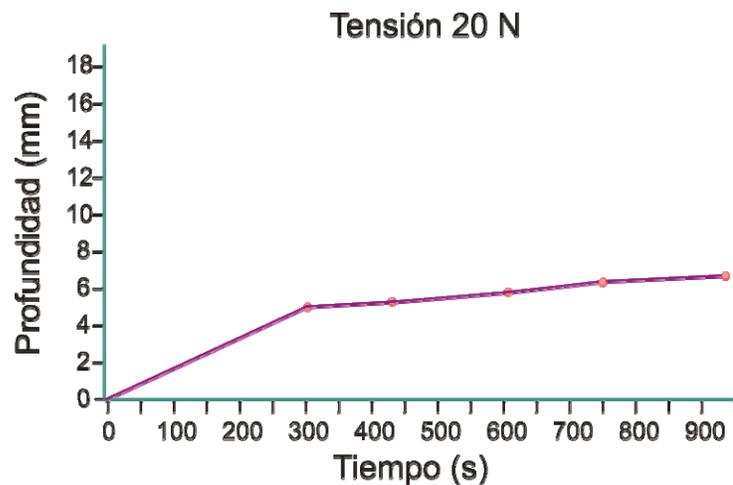


Figura 5.5. **Gráfica de ensayo manual**

Para establecer una relación cuantificable, entre los ensayos con el prototipo y los manuales, se determina el tiempo que tarda en seccionar un milímetro, y se establece el valor porcentual de aumento o reducción del tiempo.

Como dato de estudio se selecciona para el dispositivo una velocidad 1500 N y una tensión de 20 N lo que genera una profundidad de corte de 16,20 en un tiempo de 241 s y para el ensayo manual 10,40 mm en 1365 s. Dividiendo el tiempo empleado en la resección por los milímetros de profundidad alcanzados se obtiene el tiempo que tarda en avanzar un milímetro. En función a esto se determina que para el ensayo manual se consume 131,25 s mientras que con el prototipo 14,88 s.

$$\% R = \frac{t_{\text{manual}} - t_{\text{prototipo}}}{t_{\text{manual}}} \times 100\% \quad \text{Ec. 5.1}$$

Donde:

t_{manual} : Tiempo de corte en ensayo manual = 131,25 s

$t_{\text{prototipo}}$: Tiempo de corte con el Osteótomo = 14,88 s

$$\% R = 88,66\%$$

5.2 Análisis de Resultados

Posterior a la fabricación de las partes que conforman el prototipo después de la realización de los ensayos experimentales, se han obtenido los siguientes resultados:

El prototipo se mantuvo estable durante los ensayos no requiriendo casi lubricación interna. Ninguna pieza falló por esfuerzos o fatiga durante los ensayos controlados, doce cortes, y los no controlados, cinco cortes.

El dispositivo tiene problemas de simetría en consecuencia, sólo se puede girar el taladro en un sentido.

La sierra es desechable, sin embargo fue ensayada en varias ocasiones lo que generó ciertas variaciones en los resultados, adicionalmente la data se vió afectada por el uso de varios huesos porcinos, ya que estos requieren de un tiempo de hidratación que no fue controlado.

Comparando los ensayos realizados con el dispositivo y el ensayo manual se puede aseverar la vialidad del dispositivo, ya que en cualquiera de las combinaciones de trabajo se obtuvieron tiempos de corte inferiores

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Los valores de velocidad que oscilan entre 1500 y 2000 rpm generan la mayor reducción del tiempo de corte por lo que se considera velocidades altamente eficaces. Con la máxima velocidad se genera mayor calor en el taladro y la sierra rompe por la fricción por lo que se establece la velocidad de 1500 rpm como la idónea de trabajo.

La combinación de corte adecuada contempla aumento de tensión y velocidad, sin embargo, altas tensiones y velocidades también desgarran la sierra y producirían necrosis en el tejido óseo (cremación del hueso). Por lo antes expuesto, se recomienda al usuario trabajar en un rango de velocidades en el taladro entre (1500 – 1800) rpm junto a una tensión de 15 a 20 N.

CONCLUSIONES

El osteótomo semiautomático con sierra de Gigli diseñado permite la reducción del tiempo de resección ósea en más del 80%, en comparación con la base de datos obtenida en los ensayos manuales.

Se comprueba la resistencia del diseño, determinada teóricamente, mediante la etapa de ensayos, donde es posible realizar la resección del hueso porcino sin afectar ninguno de sus elementos.

La vida útil del dispositivo será de 5 años para el estado de esfuerzo al que se encuentra sometido en condiciones de trabajo altas.

Se determinó gracias a los ensayos que los parámetros de corte requeridos son; tensión, entre (10-20) N, y la velocidad de giro del taladro, en un rango de operación de (1500 -1800) rpm.

Para tensiones mayores de 30 N se produce desgarre en la sierra, mientras que para valores inferiores a 5 N, se obtienen tiempos de corte elevados por lo que no se considera viable.

Velocidades mayores a 1800 rpm creman el hueso, sin embargo no se descarta la refrigeración continua del tejido óseo durante la resección, para disminuir la temperatura alcanzada por la fricción y evitar así su cremación.

RECOMENDACIONES

- La sierra de Gigli puede ser usada en diversos tipos de osteotomías entre las que se puede mencionar: craneotomía, toracotomía, toraxocomía, entre otras, por lo que se recomienda diseñar un sistema que permita variar el ángulo de apertura de la sierra para los diversos tipos de huesos.
- Los instrumentos empleados en la actualidad permiten adaptar diversos tipos de sierras logrando así realizar múltiples acabados el tejido óseo. En función a esto se recomienda diseñar adaptadores que permitan la colocación de las distintas sierras usadas para la resección ósea.
- Se recomienda emplear tornos y fresas de control numérico computarizado (C.N.C), para obtener una mayor precisión y simetría en las piezas que componen el dispositivo.
- Se propone el estudio Tribológico que implica el análisis de desgaste entre superficies, para determinar el periodo de vida de los materiales que son sometidos a mayor fricción, la leva y el seguidor.
- Es conveniente realizar más ensayos de corte, que permitirán sentar una base más sólida que argumente la efectividad y funcionalidad del sistema quirúrgico. Y que permitan obtener de forma mas precisa los parámetros adecuados para realizar la resección.
- Se sugiere realizar más ensayos pudiendo abarcar valores intermedios de tensión y velocidad, adicionalmente se debería simular las condiciones ambientales de los quirófanos.
- Es necesario antes de realizar la resección con la sierra de Gigli, hacer una zanja o canal, para tener una guía en la sierra y evitar desajustes en el tejido óseo mientras se acciona el dispositivo. Este abordaje se ha de hacer de forma manual.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALTÓNAGA, José R.; GONZALO ORDEN, José Manuel y ORDEN Asunción (2007). “Modelos animales de experimentación en resonancia magnética del sistema músculo-esquelético” *Sociedad Española de Radiología Músculo-Esquelética S.E.R.M.E.* [On-Line]. Disponible en:
<http://www.serme.org/docs/libro.pdf>
- ARANA C, Jorge y RODRÍGUEZ, María L (2007) “Neurocirugía, Manual de Procedimientos” *Fundación Ana Vásquez* [On-Line]. Disponible en:
<http://fundacionannavazquez.wordpress.com/2007/07/03/neurocirugia-manual-de-procedimientos/>
- BRUNSSSEN. (2005) “Propiedades del Teflón” *Brunsen Productos Auxiliares para Industrias* [On-Line] Disponible en:
<http://www.comercioindustrial.net/productos.php?id=tprop&mt=ptfe>
- BORTZ, Jaime y SOCOLOVSKY, Mariano (2005) “Historia de la Cirugía de los Nervios Periféricos, con Especial Interés en la Influencia que Tuvieron los Conflictos Armados” *Historia de La Cirugía de los Nervios Periféricos* [On-Line]. Disponible en:
[http://74.125.95.104/search?q=cache:iVMwk9e96KIJ:www.ranc.com.ar/pdf/2005/Volumen_4/6.pdf%3FPHPSESSID%3Dd105d38df9789bfccb697297eaa6bc2c+osteotomia+\(siglo+xvii\)&hl=es&ct=clnk&cd=37&gl=ve&client=firefox-a](http://74.125.95.104/search?q=cache:iVMwk9e96KIJ:www.ranc.com.ar/pdf/2005/Volumen_4/6.pdf%3FPHPSESSID%3Dd105d38df9789bfccb697297eaa6bc2c+osteotomia+(siglo+xvii)&hl=es&ct=clnk&cd=37&gl=ve&client=firefox-a)
- CAETANO, Edie B., et al. (2007) “Estudio del Ángulo del Cuello del Fémur en Cadáveres del Departamento de Anatomía de la Facultad de Medicina – PUC-SP” *Internacional Journal of Morphology* [On-Line] Disponible en:
<http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S07179502200700020006&lng=es&nrm=iso>. ISSN 0717-9502.
- ENCICLOPEDIA MICROSOFT® ENCARTA® 98 “Taladro Microsoft Corporation.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

- EXTATICO. (2007) “Propiedades mecánicas de los Aceros 303, 316L” Extático [On-line]. Disponible en: http://extatico.es/blog_ext/?p=66
- HENRYFORD. (2005), “EETHF – Procesos Productivos A – Cuestionario de Cobre y Aleaciones”. [On-line]. Disponible en:
<http://www.henryford.esc.edu.ar/Descargas/Archivos/74.doc>
- INDURA, (2008), "Electrodos para Soldar", Indura Tecnología a su Servicio [On-Line]. Disponible en : www.indura.net
- LEVENT, Eralp, et al., (2004), “Una comparación de dos técnicas de la osteotomía para el alargamiento tibial” *Springer Link* [On-Line]. Disponible en:
<http://SpringerLink/Art%C3%ADculo%20period%C3%ADstico.htm>
- MARK, Michael y GLAZE, Scott. (1987). “Surgeon's Gigli saw and method”. *Free Patents On Line* [On-Line] Disponible en:
<http://www.freepatentsonline.com/4709699.html>
- MEDILEXICON, (2007) “Gigli Saw” *Medical Dictionary* [On-Line] Disponible en:
<http://www.medilexicon.com/medicaldictionary.php?s=Gigli+saw>
- MELO, José L. (2008) “Ergonomía Aplicada a las Herramientas – 8va Parte” *Estrucplan* [On-Line] Disponible en:
<http://www.estrucplan.com.ar/Producciones/entrega.asp?IdEntrega=71>
- MOODLEY, Brendon, et al., (2005) “Use of The Gigli Saw for Transmetatarsal Amputations” *The Journal of Foot and Ankle Surgery Volume 44, Issue 5*, Pgs. 415-418 [On-Line]. Disponible en: <http://www.sciencedirect.com>
- NORTON, Robert L. (1999). “Diseño de Máquinas” Primera Edición. Editorial Prentice Hall, Estados Unidos.
- PÉREZ, Alexis (2005). “Guía Metodológica para Anteproyectos de Investigación” 2da Edición Fedupel, Caracas, Venezuela.
- PIÑA B, María C. (1998). “La física en la Medicina” *La Ciencia para Todos*. [On-Line]. Disponible en:
<http://omega.ilce.edu.mx:3000/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/.htm>

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

- RIAL CELS, José. (2006), “Resumen del AO small course-advance in fracture treatment, celebrado en Davos del 3 al 8 de Diciembre 2005” *Sociedad Ortopédica Española de Traumatología* [On-Line]. Disponible en: http://setov.org/detalle_noticia.php?codigo=1138206106
- TAMAYO Y TAMAYO, Mario (1992) “El Proceso de la Investigación Científica” Limusa Editores, Bogotá Colombia.
- TESTUT, L. (2008). “Anatomía del Fémur” *Tripod* [On-Line]. Disponible en: <http://www.anatomia.tripod.com/femur.htm>
- SAN ANTONIO, Talía. (2001) “Dibujo Mecánico” Universidad de Carabobo, Venezuela.
- SASAKI, Tomio, et al., (1995). “El Bloque De Petrosectomia Usando Una Sierra de Gigli Para Lesiones Petroclival” *JNS Online* [On-Line]. Disponible en: <http://www.jnsonline.org/jns/issues/v83n3/pdf/n0830559.pdf>
- SHIGLEY, Joseph E. y Uiker, John J., (2001) “Teoría de Máquinas y Mecanismos” Editorial Mc Graw Hill Pág. 209
- SYNTHES. (2006) “Catálogo Synthes instrumentos e Implantes Originales de la Asociación para el Estudio de la Osteosíntesis” [On-Line]. Disponible en: www.synthes.com
- VEMACERO. (2005) “Tuberías de aceros al carbono” [On-Line]. Disponible en: <http://www.vemacero.com/Tablas/A53MP.pdf>
- VILCHEZ, Nelson. (2005) “Estrategias creativas en el diseño mecánico” Universidad de Carabobo, Venezuela.
- WIKIPEDIA LA ENCICLOPEDIA LIBRE. (2008). “Acero Inoxidable”. [On-Line]. Disponible en: http://es.wikipedia.org/wiki/Acero_inoxidable
- WIKIPEDIA.(2006). “Osteotomía”. [On- Line]. Disponible en: <http://es.wikipedia.org/wiki/Osteotomía>.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

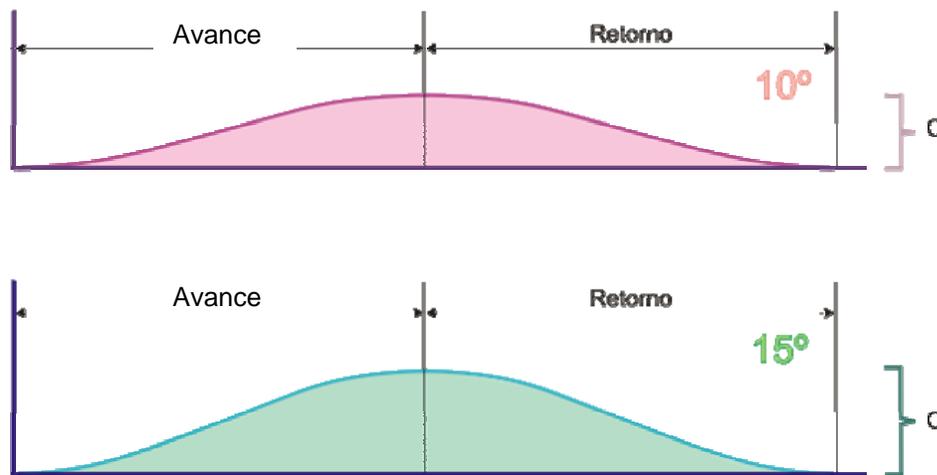
- ZIMMER. (2006) “Cuidados, limpieza y esterilización del instrumental quirúrgico. según la Norma Iso 17664” [On-Line]. Disponible en: http://www.zimmerindia.com/web/enUS/pdf/34891_ZimmerSpanishQuickRefGuide.pdf

ELECCIÓN DEL ÁNGULO DE AVANCE

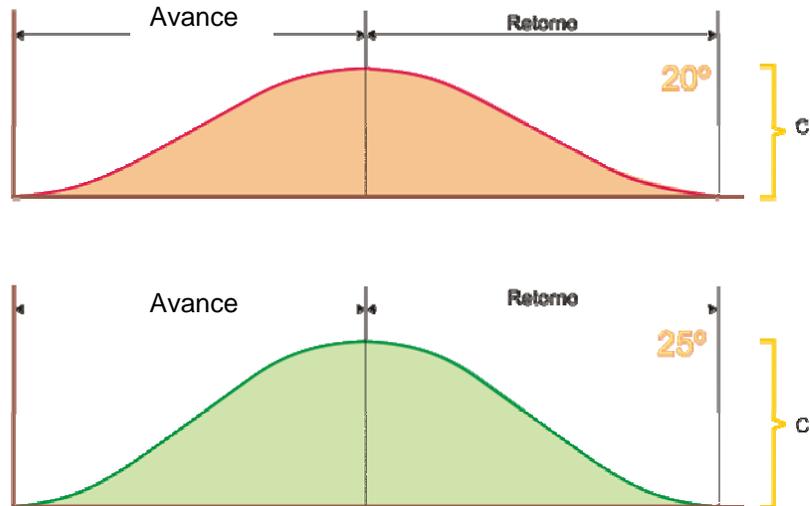
Se dibujo sobre un papel el perfil de leva, el cual requiere de dos variables fundamentales para su diseño: la carrera y el ángulo de avance. La variable a determinar o seleccionar es el ángulo de avance, dado a que en previos cálculos se determinó un rango en la carrera.

El rango de estudio se establece entre $[10^\circ, 25^\circ]$, dibujando cada 5° por facilidad en la fabricación. El conjunto de ángulos se estableció en función de un estudio de levas cilíndricas.

Los dibujos alusivos a los ángulos de avance en estudio se muestran a continuación:



Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli



A fin de determinar el ángulo que mejor se adaptara a las necesidades del dispositivo se establecieron criterios, los cuales se detallan subsiguientemente.

- i.- Menor cantidad de vueltas.
- ii.- Menor ángulo de avance.
- iii.- Menor cambio brusco de dirección y sentido.

Estos criterios fueron establecidos bajo una misma premisa, favorecer el desplazamiento y diseño del seguidor.

En función a esto se acordó que el ángulo que mejor se adaptaba a los requerimientos es el de 15°.

DESCRIPCIÓN DEL PRIMER PROTOTIPO

Esta sección contempla la descripción del primer prototipo construido, haciendo énfasis en las decisiones que se asumieron de forma errónea, y por ende se detallan las modificaciones pertinentes.

Dos variables fundamentales afectaron el desempeño del primer prototipo: el material empleado en la fabricación de la leva cilíndrica y el espesor de la carcasa del prototipo.

Para la construcción de la leva se selecciono inicialmente como materia prima el Nylatron 66. Este material posee excelentes propiedades térmicas lo cual favorece su proceso de esterilización, primordial en los instrumentos quirúrgicos. La carcasa del se diseño de acero inoxidable sin costura de 1” de diámetro nominal y Schedule 5s.

Durante los ensayos se presentó desvío por parte del seguidor de su trazado generando daños en la superficie de la leva y deformando la ranura de la carcasa.

A fin de evitar posterior daño se dispuso incrementar el espesor del tubo, que si bien se obtiene con esto un ligero aumento en el peso del dispositivo se logra obtener un mecanismo confiable y seguro. El espesor electo para ser empleado en la fabricación de la carcasa es Schedule 40s manteniendo el diámetro nominal de 1”, sin embargo por disponibilidad en el taller de mecanizado se realizó el nuevo prototipo de 1 ¼” y Schedule 40s.

Las imágenes permiten detallar las malformaciones que se suscitaron sobre la superficie de la leva y la carcasa.



Figura no AII.1 Daño de la Carcasa

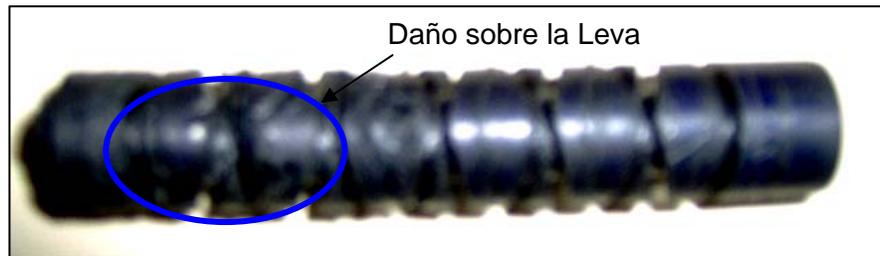


Figura No AII.2 Daño en la Leva Cilíndrica

DETERMINACIÓN TENSION MÁXIMA

Para determinar el valor de la tensión máxima que soportan los extremos de la sierra de Gigli se desarrolló el siguiente experimento doméstico.

Se sujetó la sierra de Gigli en un extremo a un peso, en el otro a un contenedor que por accesibilidad era cilíndrico. El recipiente se fue llenando con agua hasta que el agarre de la sierra falló, generando la lectura instantánea en el peso del valor requerido. La medida obtenida fue de 18,5 Kg que mediante la aplicación de la Segunda Ley de Newton se determinó la Tensión Máxima de Operación de la Sierra de Gigli.

$$T = m_{rec} \times g$$

Donde:

m: Masa = 18,5 kg.

g: Gravedad = $9,81 \text{ m/seg}^2$

Sustituyendo se obtiene que:

$$T = 18,5(\text{Kg}) \times 9,81(\text{m/s}^2)$$

$$T_{m\acute{a}x} = 181,5\text{N}$$

La foto que se muestra ilustra lo antes descrito.

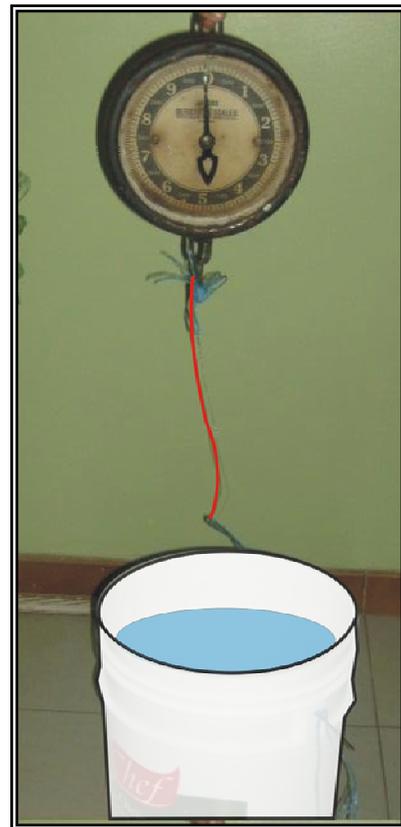


Figura No A.1 Ensayo carga máxima

SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN

1.- Evaluación de Alternativas

A fin de descartar de modo eficaz aquellas alternativas que no satisfagan los requerimientos se establecen las restricciones, las cuales van a ir retirando o admitiendo cada una de las alternativas sin necesidad de compararlas entre si.

Restricciones (R).

- R1.- *Debe ser ergonómico* para la mano dado que con estas es que se van a sujetar.
 R2.- *Se ha fabricar con material°es nacionales y estériles* a fin de reducir costos en materia prima y asegurar su utilización en quirófanos.
 R3.- *Resistente a la corrosión*, dado a que será expuesto a fluidos corporales.
 R4.- *Desplazamiento de la sierra en tiempos iguales*, para obtener un corte uniforme.

Las alternativas de solución siguen el orden siguiente

Alternativa No. 1.- Sistema de Barras Articuladas

Alternativa No. 2.- Sistema de Levas

Alternativa No. 3.- Sistema de Cadena

Alternativa No. 4.- Sistema de Leva Cilíndrica

Tabla No 4.1 Evaluación de Alternativas

	R1	R2	R3	R4
Alternativa No. 1	✘			
Alternativa No. 2	✓	✓	✓	✓
Alternativa No. 3	✓	✓	✓	✓
Alternativa No. 4	✓	✓	✓	✓

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Las alternativas No 2, 3, y 4 pasan a ser posibles soluciones que serán ponderadas por los criterios para conseguir la solución deseada. Estas alternativas de ahora en adelante se designaran como se muestra a continuación:

- a.- Alternativa 2 = Posible Solución 1 (PS1)
- b.- Alternativa 3 = Posible Solución 2 (PS2)
- c.- Alternativa 4 = Posible Solución 3 (PS3)

2.- Ponderación de los Criterios

Los criterios son de gran relevancia en la selección de la mejor solución, dado a que estos permiten la comparación entre las posibles soluciones. Estos se describen a continuación.

Criterios (C).

C1.- *Esterilizable con autoclave*, dado a que es el método más económico y empleado en Venezuela.

C2.- *Ser lo más liviano posible*, debido a que se espera pueda ser manejado por un solo operario y la función principal del dispositivo es reducir la fatiga intraoperatoria.

C3.- *Simplicidad de diseño*, lo que se espera conlleve a un menor costo tanto de materia prima como fabricación y construcción.

C4.- *Bajo costo de mantenimiento*, en función a menor de cantidad de pieza interactuantes con el fin de proveer un sistema económico en costo de mantenimiento.

C5.- *Apertura del arco alrededor de 4 cm*, para aprovechar así el mayor beneficio que reciben los pacientes por el uso de la sierra Gigli que implica menor cicatriz lo que favorece de igual manera el proceso de recuperación. Los 4cm se establecen en función al diámetro del fémur.

Se ha de establecer una ponderación a cada criterio entre 1 y 5 de acuerdo al grado de importancia, donde el mayor valor corresponde al criterio más relevante. La

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

Tabla No 4.2 reseña la puntuación según la envergadura de los criterios. [Vilchez, 2005]

Tabla No 4.1 Evaluación de los Criterios

Criterio	Descripción	Puntaje
C1	Esterilizable con autoclave	3
C2	Ser lo más liviano posible	4
C3	Simplicidad de diseño	1
C4	Bajo costo de mantenimiento	2
C5	Apertura del arco alrededor de 4 cm	5

3.- Comparación de las Posibles soluciones según cada criterio

Las siguientes tablas permiten cotejar cada criterio entre las posibles soluciones establecidas.

Tabla No 4.2a Evaluación de las Posibles Soluciones según C1

C1	S1	S2	S3	Ponderación de la Solución
S1				3
S2	S1			1
S3	S1	S3		2

Tabla No 4.2b Evaluación de las Posibles Soluciones según C2

C2	S1	S2	S3	Ponderación de la Solución
S1				2
S2	S2			1
S3	S1	S2		3

Tabla No 4.2c Evaluación de las Posibles Soluciones según C3

C3	S1	S2	S3	Ponderación de la Solución
S1				3

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

S2	S1			1
S3	S1	S3		2

Tabla No 4.2d Evaluación de las Posibles Soluciones según C4

C4	S1	S2	S3	Ponderación de la Solución
S1				3
S2	S1			1
S3	S1	S3		2

Tabla No 4.2e Evaluación de las Posibles Soluciones según C5

C5	S1	S2	S3	Ponderación de la Solución
S1				1
S2	S1			2
S3	S1	S3		3

4.- Selección de la Mejor Solución

Una vez ponderadas las posibles soluciones en función a los criterios se procede a compararlas entre sí junto a todos los criterios obteniendo así un valor numérico que establece la mejor solución.

Se ha de multiplicar los valores establecidos de alcance del criterio por el puntaje dado a cada criterio y se totaliza obteniendo la mejor solución en función a la posible solución de mayor puntaje. [Vilchez, 2005]

Tabla No 4.3 Selección de la Mejor Solución

	C1	C2	C3	C4	C5	Total
PS1	3x3	2x4	3x1	3x2	1x5	31
PS2	1x3	1x4	1x1	1x2	2x5	20

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

PS3	2x3	3x4	2x1	2x2	3x5	39
------------	-----	-----	-----	-----	-----	----

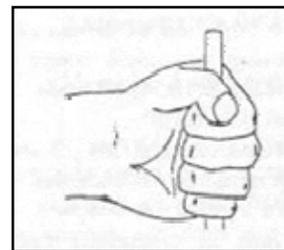
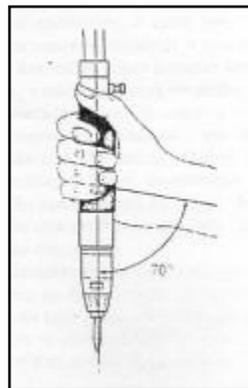
La demostración del cálculo realizado en la Tabla No 4.4 se muestra a continuación y dado que el cálculo se aplica a cada una de las posibles soluciones se escoge al azar la PS2.

$$\begin{aligned}
 \text{TOTAL} &= \text{PS2} \times \text{C1} + \text{PS2} \times \text{C2} + \text{PS2} \times \text{C3} + \text{PS2} \times \text{C4} + \text{PS2} \times \text{C5} && \text{Ec. 4.1} \\
 &= (1 \times 3) + (1 \times 4) + (1 \times 1) + (1 \times 2) + (2 \times 5) \\
 &= 3 + 4 + 1 + 2 + 10 \\
 &= 20
 \end{aligned}$$

En función al resultado obtenido en la columna denominada **TOTAL** de la Tabla No 4.3 se puede determinar que la solución que más se adapta a los requerimientos establecidos es la Solución No 3, la cual se describirá posteriormente de forma más detallada.

**MODO DE ASIR PARA DISTINTOS MATERIALES Y DIMENSIONES
RECOMENDADAS PARA CORRECTO AGARRE**

Modo de asir				
		45 m.m. o 70 cmkp	30 m.m. o 25 kp	30 m.m. o 30 kp
Material	Material Sintético (Plástico)	45 m.m. o 70 cmkp	30 m.m. o 25 kp	30 m.m. o 30 kp
	Madera	45 m.m. o 80 cmkp	30 m.m. o 26 kp	30 m.m. o 30 kp
Metal	Metal	45 m.m. o 90 cmkp	30 m.m. o 27 kp	30 m.m. o 30 kp



Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

DIAMETROS INTERIORES Y ESPESORES DE TUBERIA Y CONEXIONES SOLDABLES DE ACERO INOXIDABLE							
=	=	CEDULA 5S		CEDULA 10S		CEDULA 40S Y ESTÁNDAR WT	
DIAMETRO NOMINAL	DIAMETRO EXTERIOR	ESPESOR	DIAMETRO INTERIOR	ESPESOR	DIAMETRO INTERIOR	ESPESOR	DIAMETRO INTERIOR
1/8	.405049	.307	.068	.269
1/4	.540065	.410	.088	.364
3/8	.675065	.545	.091	.493
1/2	.840	.065	.710	.083	.674	.109	.622
3/4	1.050	.065	.920	.083	.884	.113	.824
1	1.315	.065	1.185	.109	1.097	.113	1.049
1 1/4	1.660	.065	1.530	.109	1.445	.140	1.380
1 1/2	1.900	.065	1.770	.109	1.682	.145	1.610
2	2.375	.065	2.245	.109	2.153	1.54	2.067
2 1/2	2.875	.083	2.709	.120	2.635	.203	2.469
3	3.500	.083	3.334	.120	3.260	.216	3.068
3 1/2	4.000	.083	3.834	.120	3.760	.226	3.548
4	4.500	.083	4.334	.120	4.260	.237	4.026
5	5.563	.109	5.345	1.34	5.295	.258	5.047
6	6.625	.109	6.407	.134	6.357	.280	6.065
8	8.625	.109	8.407	.184	8.329	.322	7.981
10	10.750	.134	10.482	.165	10.420	.365	10.020
12	12.750	.156	12.438	.180	12.390	.375	12.000
14	14.000	.156	13.688	.188	13.624	.375	13.250
16	16.000	.165	15.670	.188	15.624	.375	15.250
18	18.000	.165	17.670	.188	17.624	.375	17.250
20	20.000	.188	19.624	.218	19.564	.375	19.250
24	24.000	.218	23.564	.250	23.500	.375	23.250

COEFICIENTE DE ROZAMIENTO DE ALGUNAS SUSTANCIAS

Materiales en contacto	Fricción estática	Fricción cinética
Hielo // Hielo	0,1	0,03
Vidrio // Vidrio	0,9	0,4
Vidrio // Madera	0,2	0,25
Madera // Cuero	0,4	0,3
Madera // Piedra	0,7	0,3
Madera // Madera	0,4	0,3
Acero // Acero	0,74	0,57
Acero // Hielo	0,03	0,02
Acero // Latón	0,5	0,4
Acero // Teflón	0,04	0,04
Teflón // Teflón	0,04	0,04
Caucho // Cemento (seco)	1,0	0,8
Caucho // Cemento (húmedo)	0,3	0,25
Cobre // Hierro (fundido)	1,1	0,3
Esquí (encerado) // Nieve (0°C)	0,1	0,05
Articulaciones humanas	0,02	0,003

Electrodos para aceros inoxidable

INDURA: 308-L AWS: E 308L-16



Electrodo de acero inoxidable extra bajo carbono (0,03% máx.). Especial para soldadura en plantas químicas, en soldaduras de acero tipo 302, 304, 304L, 321, 347. El bajo contenido de carbono previene la formación de carburos de cromo en límites de grano.

Amperajes Recomendados:

Diámetro		Amps.
Pulg.	mm.	
3/32"	2,4	60 - 90
1/8"	3,2	80 - 120
5/32"	4,0	120 - 150
*3/16"	4,8	150 - 190

* Se fabrica a pedido.

CA, CC (+). Toda posición.

Resistencia a la tracción : 92.700 lb/pulg² (591 MPa)
 Límite de fluencia : 67.900 lb/pulg² (425 MPa)
 Alargamiento en 50 mm. : 44%

Composición Química (Típica):

C: 0,03% Mn: 0,9% P: 0,02% S: 0,02% Si: 0,5%
 Cr: 19,0% Ni: 9,9%

INDURA: 309-L AWS: E 309L-16



Electrodo de acero inoxidable austenítico, con un bajo contenido de carbono. Resistente a la corrosión. Diseñado para soldar aceros 309L, 309Cb, 321, 347.

Amperajes Recomendados:

Diámetro		Amps.
Pulg.	mm.	
3/32"	2,4	60 - 80
1/8"	3,2	80 - 110
5/32"	4,0	110 - 140
*3/16"	4,8	140 - 180

CA, CC (+). Toda posición.

Resistencia a la tracción : 86.000 lb/pulg² (620 MPa)
 Límite de fluencia : 71.900 lb/pulg² (485 MPa)
 Alargamiento en 50 mm. : 40%

Composición Química (Típica):

C: 0,03% Mn: 1,0% P: 0,02% S: 0,02% Si: 0,50%
 Cr: 23,0% Ni: 13,5%

INDURA: 29-9S AWS: E 312-16



Depósitos inoxidables de buena apariencia y penetración, fabricado para soldar aceros inoxidables tipo 312, 314, 303, aceros disímiles y altos en níquel. Reparación de ejes y engranajes, aceros templados.

Amperajes Recomendados:

Diámetro		Amps.
Pulg.	mm.	
1/8"	3,2	80 - 120
*5/32"	4,0	120 - 150
*3/16"	4,8	150 - 190

CA, CC (+). Toda posición.

Resistencia a la tracción : 120.000 lb/pulg² (828 MPa)
 Límite de fluencia : 99.000 lb/pulg² (660 MPa)
 Alargamiento en 50 mm. : 36%

Composición Química (Típica):

C: 0,11% Mn: 1,25% P: 0,02% S: 0,02% Si: 0,70%
 Cr: 29,5% Ni: 9,2%

INDURA: 316-L AWS: E 316L-16



Electrodo de acero inoxidable con un bajo contenido de carbono (0,03% máx.). Evita la formación de carburos y es resistente a la corrosión (ataque por ácidos). Se recomienda para aplicaciones en aceros inoxidables del tipo 316, 316L, 317, 317L y 318.

Amperajes Recomendados:

Diámetro		Amps.
Pulg.	mm.	
3/32"	2,4	60 - 80
1/8"	3,2	80 - 110
5/32"	4,0	110 - 140
*3/16"	4,8	140 - 180

CA, CC (+). Toda posición.

Resistencia a la tracción : 83.900 lb/pulg² (612 MPa)
 Límite de fluencia : 55.000 lb/pulg² (400 MPa)
 Alargamiento en 50 mm. : 41%

Composición Química (Típica):

C: 0,03% Mn: 1,0% P: 0,020% S: 0,020% Si: 0,8%
 Cr: 18,5% Ni: 13,0% Mo: 2,5%

Aprobado por:
 • Lloyd's Register of Shipping.
 • American Bureau of Shipping.

**OTRAS PROPIEDADES MECANICAS DEL ACERO INOXIDABLE AISI
316 L**

Densidad ($\times 1000 \text{ Kg/m}^3$) = 8

Módulo Elástico $E = (190 - 210) \text{ MPa}$

Resistencia a la tracción = 480 MPa

Elongación (%) = 40

Alargamiento (%) = 50

Dureza (HRB) = 83

En principio las diferencias entre el 303 y el 316L son las aplicaciones directas ya que el 303 no tiene aplicaciones para la medicina, por eso se le llama acero quirúrgico al 316L. El acero 303 tiene un mayor contenido de carbono que disminuye su resistencia a la corrosión en ambientes marinos, además del azufre, mientras que el 316L tiene una buena resistencia en estos ambientes por el bajo contenido de carbono.

Las ventajas del 303 frente al 316 es que tiene una mayor dureza escala de Rockwell B. Con respecto a los procesos industriales el mecanizado es más fácil de realizar que el 316L, porque es suficiente con un torneado para la fabricación de la pieza y no de un troquelado como necesita el 316L. Ahora bien, el 316L se presta a mejores acabados que el 303, pero en realidad todo depende del fabricante y el proceso y marketing que se le quiera dar a la utilización de cada metal. [Extático, 2007]

CUIDADOS, LIMPIEZA Y ESTERILIZACIÓN DEL INSTRUMENTAL QUIRÚRGICO. SEGÚN LA NORMA ISO 17664

Durante las intervenciones de cirugía musculoesquelética, los instrumentos se contaminan con sangre, tejidos, esquirlas óseas y médula. El instrumental también puede contaminarse con fluidos corporales que contengan el virus de la hepatitis, el VIH u otros organismos patógenos. Todos los profesionales sanitarios deben familiarizarse con las necesarias precauciones universales para prevenir lesiones como consecuencia del manejo de instrumentos punzantes durante y después de las intervenciones quirúrgicas, así como durante el reprocesamiento del instrumental.

A continuación se hacen algunas instrucciones que se recomiendan para el cuidado, la limpieza, el mantenimiento y la esterilización de los instrumentos manuales para cirugía ortopédica manual reutilizables. Esta norma tiene por objeto ayudar a los profesionales sanitarios a seguir prácticas de manipulación seguras, así como lograr un reprocesamiento eficaz y un mantenimiento adecuado de los dispositivos reutilizables.

ADVERTENCIAS Y PRECAUCIONES

- Todo el personal hospitalario que trabaje con dispositivos médicos contaminados real o potencialmente debe adoptar las precauciones universales establecidas. Deben manipularse con cuidado aquellos dispositivos que tengan puntas o bordes afilados.
- Deben utilizarse Equipos de Protección Personal (EPP) al manipular o trabajar con materiales, dispositivos y equipos contaminados real o potencialmente. El EPP se compone de bata, mascarilla, gafas o careta, guantes y calzas.
- No deposite objetos pesados encima de dispositivos frágiles.
- No deben utilizarse cepillos metálicos durante los procesos de limpieza manual. Estos materiales producirían daños en la superficie y en el acabado de

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

los instrumentos. Deben emplearse cepillos de nailon con cerdas suaves y cepillos para tubos.

- No permita que los dispositivos contaminados se sequen antes de reprocesarlos. Para facilitar el procedimiento de limpieza y esterilización. Evite que la sangre, los fluidos corporales, los restos óseos o de tejidos, la solución salina o los desinfectantes se sequen sobre los instrumentos utilizados.
- No debe emplearse solución salina ni productos de limpieza o desinfectantes que contengan aldehídos, mercurio, cloro activo, cloruros, bromo, bromuros, yodo o yoduros, puesto que son corrosivos.
- No debe utilizarse aceite mineral ni lubricantes a base de siliconas, ya que; cubren los microorganismos, impiden el contacto directo de la superficie con el vapor y son difíciles de eliminar.

LIMITACIONES Y RESTRICCIONES

- La limpieza automática realizada únicamente con un producto de limpieza o desinfectante tal vez no sea eficaz para el instrumental de ortopedia. Se recomienda llevar a cabo una limpieza exhaustiva manual o que combine procedimientos manuales y automáticos.
- Para limpiar los dispositivos reutilizables se recomienda y es preferible usar detergentes enzimáticos con pH neutro. Se pueden emplear productos alcalinos con $\text{pH} < 12$ para limpiar el acero inoxidable y ciertos instrumentos poliméricos en aquellos países donde así lo exijan la legislación o la normativa local. Las brocas, los ensanchadores, las limas y otras herramientas de corte deben examinarse cuidadosamente después de procesarlas con detergentes alcalinos para comprobar que los filos se encuentran en buen estado.
- Es necesario retirar los instrumentos de las bandejas metálicas o poliméricas para limpiarlos de forma manual o automática. Las bandejas de instrumentos, las cajas y las tapas deben limpiarse por separado.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

- Debe evitarse el uso de aguas duras. Para el aclarado inicial se puede emplear agua del grifo ablandada. Debe utilizarse agua purificada para el aclarado final con el fin de eliminar los depósitos minerales de los instrumentos. Para purificar el agua se puede seguir uno de estos procedimientos: ultra-filtrado (UF), ósmosis inversa (OI), desionización (DI) o un procedimiento equivalente.

PROCEDIMIENTO DE LIMPIEZA O DESINFECCIÓN MANUAL

Si los instrumentos de acero inoxidable están manchados o corroídos, puede ser suficiente con utilizar productos ácidos anticorrosión en un limpiador ultrasónico para eliminar los restos de la superficie. Tenga cuidado para aclarar bien el ácido de los dispositivos. Sólo deben utilizarse productos ácidos anticorrosión si es necesario.

Tabla No AF.1. **Fases de la limpieza manual**

Paso 1	Sumerja completamente los instrumentos en una solución enzimática y déjelos en remojo durante 20 minutos. Frótelos con un cepillo de cerdas suaves de nylon hasta que toda la suciedad visible haya desaparecido.
Paso 2	Extraiga el dispositivo de la solución enzimática y aclárelo con agua del grifo durante al menos 3 minutos. Lave muy bien los orificios y otras zonas de difícil acceso.
Paso 3	Coloque los productos de limpieza preparados en un equipo de baño ultrasónico. Sumerja completamente los instrumentos en una solución de limpieza y déjelos en remojo durante 10 minutos a 45–50 kHz.
Paso 4	Aclare el instrumento con agua purificada durante al menos 3 minutos o hasta que no queden restos de sangre ni de suciedad en el dispositivo ni en el agua de aclarado. Lave muy bien, luces, los orificios y otras zonas de difícil acceso.
Paso 5	Repita el baño de ultrasonidos y los pasos de aclarado antes indicados.
Paso 6	Retire el exceso de humedad del instrumento con un paño limpio absorbente y desechable que no deje pelusa.

Procedimiento de limpieza o desinfección manual

Tabla No AF.2. **Fases de la limpieza combinada manual y automática**

Paso 1	Sumerja completamente los instrumentos en una solución enzimática y déjelos en remojo durante 10 minutos. Frote con cuidado el dispositivo empleando un cepillo de cerdas suaves de nailon hasta que toda la suciedad visible haya desaparecido. Preste especial atención a las grietas, luces, superficies acopladas, conectores y otros lugares difíciles de limpiar. Las luces deben limpiarse con un cepillo largo y estrecho con cerdas de nailon suave.
Paso 2	Extraiga los dispositivos de la solución enzimática y aclárelos con agua purificada durante al menos un minuto.
Paso 3	Coloque los instrumentos en una lavadora o desinfectador adecuado, o bien en una cesta y procéselo con un ciclo estándar para instrumentos de la lavadora o del desinfectador.

ESTERILIZACIÓN

- La desinfección sólo es aceptable como paso previo a la esterilización completa en el caso del instrumental quirúrgico reutilizable. En la tabla N° AF.3 encontrará los parámetros mínimos de esterilización recomendados para conseguir un nivel de garantía de esterilidad (SAL) de 10^{-6} .
- El hospital debe responsabilizarse de los procedimientos internos de reensamblaje, inspección y envasado de los instrumentos después de lavarlos bien de manera que se garanticen una penetración adecuada del vapor esterilizante y un secado correcto
- El método de esterilización recomendado para el instrumental ortopédico es el vapor o el calor húmedo.
- Siga **siempre** las recomendaciones del fabricante del esterilizador. Cuando esterilice varios grupos de instrumentos en un mismo ciclo de esterilización, asegúrese de no superar la carga máxima que establezca el fabricante.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

- El instrumental debe prepararse y envasarse correctamente en bandejas o cajas que permitan al vapor penetrar y entrar en contacto directo con todas las superficies.
- **No deben** usarse métodos de esterilización a base de óxido de etileno o de plasma gaseoso a menos que los folletos del envase del producto correspondiente así lo especifiquen en sus instrucciones.
- **No se recomiendan** tampoco los ciclos de esterilización de desplazamiento por gravedad, ya que resultan excesivamente largos y, por tanto, poco prácticos.

Tabla No AF.3. **Parámetros recomendados para la esterilización con vapor**

Tipo de ciclo	Temperatura	Presión	Tiempo de exposición	Tiempo de secado
Prevacío Reino Unido	134 °C	3bar 28,5 psi	3 minutos	30 minutos
Prevacío	132 °C	1,86 bar 27 psi	4 minutos	30 minutos
Prevacío	134 °C	3 bar 28,5 psi	18 minutos	30 minutos
Prevacío	132 °C	1,86 bar 27 psi	8 minutos	30 minutos
Gravedad	No se recomienda, ya que estos ciclos de esterilización son muy prolongados y, por tanto, poco prácticos.			

INSPECCIÓN, PRUEBA, MANTENIMIENTO Y LUBRICACIÓN

- Inspeccione cuidadosamente cada dispositivo para asegurarse de haber eliminado todos los contaminantes visibles. Si observa indicios de contaminantes, repita el proceso de limpieza y desinfección.
- Compruebe las partes móviles (como bisagras, cierres de las cajas, conectores, piezas deslizantes, etc.) para asegurarse de que funcionan normalmente en todo su recorrido.
- Revise los instrumentos que lleven piezas finas y alargadas (particularmente los dispositivos giratorios) para comprobar que no presentan distorsiones.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

- Si los instrumentos forman parte de otro aparato más complejo, compruebe que los dispositivos se acoplan bien con las piezas correspondientes.
- Los instrumentos con bisagras, giratorios o articulados deben lubricarse con un producto soluble en agua (como leche de instrumentos o una sustancia equivalente) apto para instrumentos quirúrgicos esterilizables. Algunos lubricantes de instrumentos a base de agua contienen sustancias bacteriostáticas beneficiosas. Es necesario respetar las fechas de caducidad que indica el fabricante tanto para el almacenaje como para el uso de las disoluciones y su concentración. [Zimmer, 2006]

MANUAL DE ENSAMBLE DEL PROTOTIPO

Para el ensamblaje de las piezas que conforman el Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli se debe seguir los pasos mencionados a continuación:

1. Posicione los seguidores en la leva cilíndrica, considerando que deben ser colocados de forma opuesta (Ver Figura No AIV.1). Coloque las guías en los seguidores y luego introduzca la leva cilíndrica junto con los seguidores dentro de la camisa, teniendo en cuenta que los seguidores deben ser colocados en las ranuras del tubo (Ver Figura No AIV.2.)

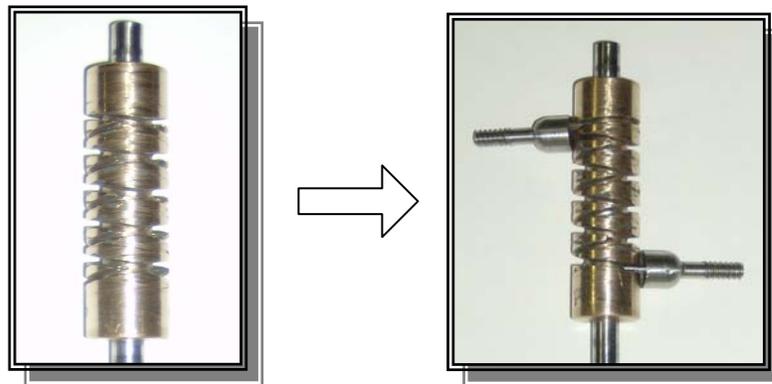


Figura No AIV.1. Acople de los seguidores con la leva cilíndrica.

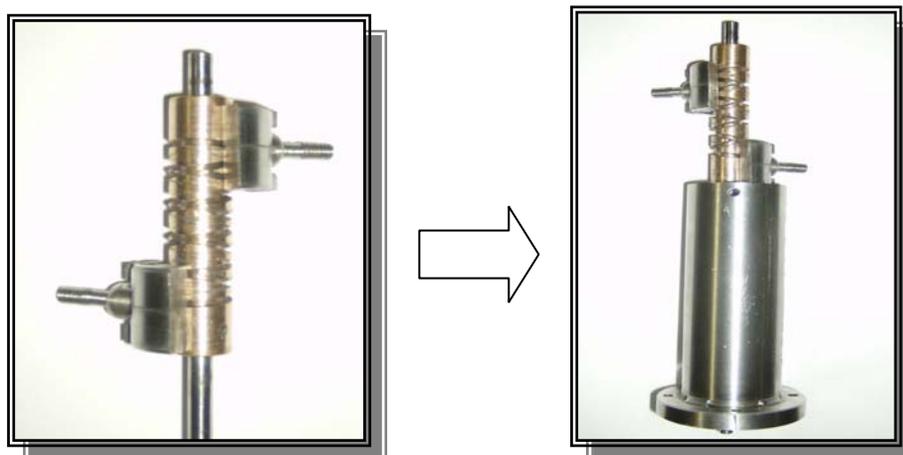


Figura No AIV.2. Acople de los seguidores y la leva cilíndrica en la camisa.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

2. Posteriormente se colocan las dos bocinas dentro de la camisa, con el fin de ofrecerle mayor estabilidad al eje de la leva cilíndrica. Estas van colocadas en los extremos de la camisa (Ver Figura No AIV.3). Luego en la bocina inferior se enroscan los prisioneros con una llave allen de 1/8 pulg (Ver Figura No AIV.4).

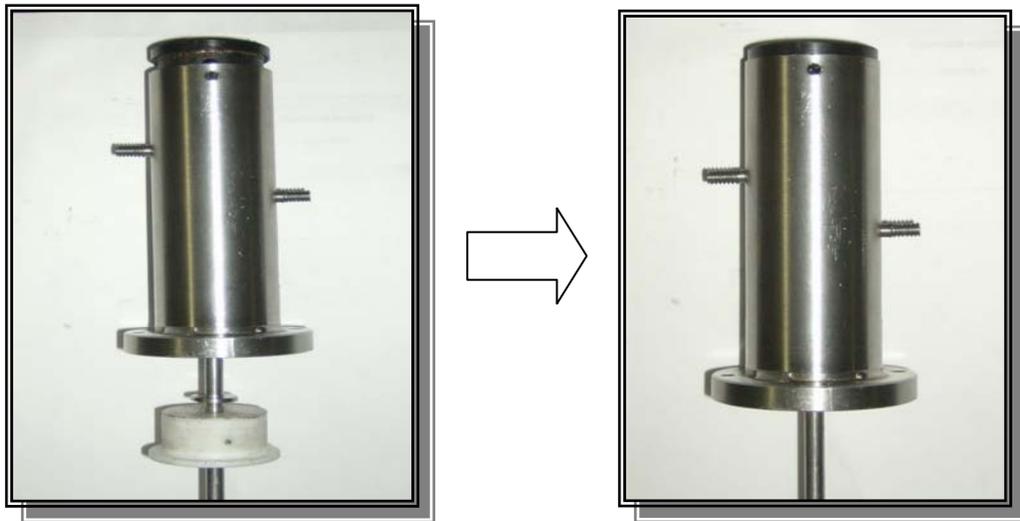


Figura No AIV.3. Ajuste de las bocinas del prototipo.



Figura No AIV.4. Enroscado de los prisioneros en la bocina inferior.

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

3. Instale el segundo tubo (mango de sujeción), el cual es sujetado por medio de bridas, a la camisa. (Ver Figura No AIV.5).

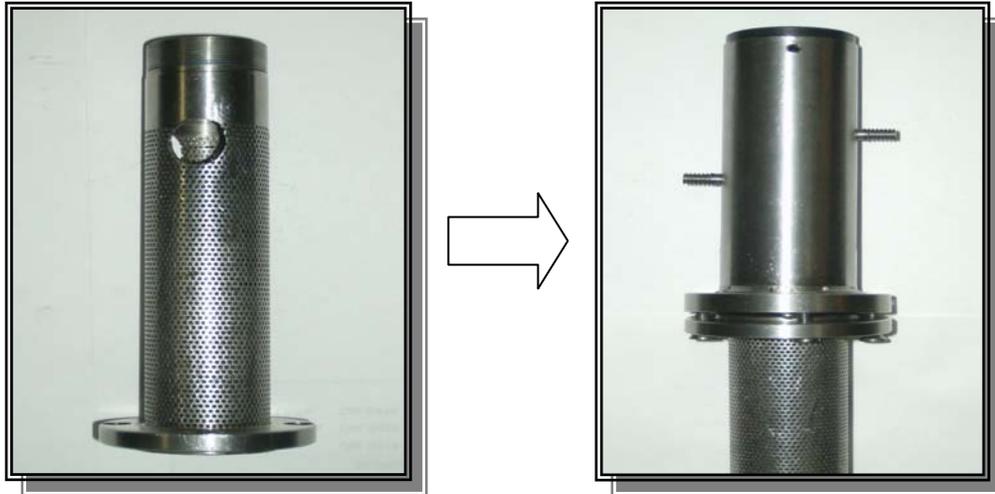


Figura No AIV.5. **Ensamble del tubo de sujeción del prototipo**

4. Enrosque la brida de sujeción en el tubo (Ver Figura No AIV.7), seguidamente coloque el eje en el mandril del taladro, ajustar con la herramienta de apriete hasta que quede fijo el dispositivo (Ver Figura No AIV.8).
5. Apriete manualmente el mango de la brida de sujeción para lograr mayor estabilidad y agarre del mecanismo con el taladro (Ver Figura No AIV.9).



Figura No AIV.6. **Brida de sujeción del tubo con el taladro**

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

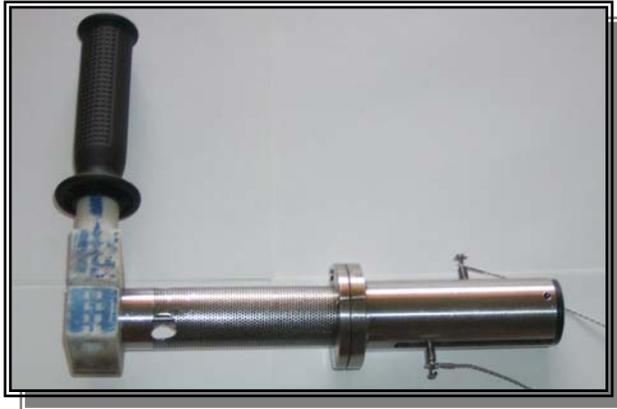


Figura No AIV.7. Acople de la brida de sujeción con el Osteótomo.

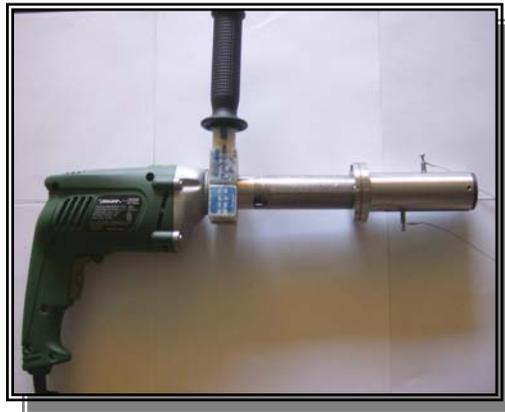


Figura No AIV.8. Ensamble final del prototipo

6. Por último coloque la sierra de Gigli alrededor del hueso y engánchela al ping del seguidor (Ver Figura No AIV.9).



Figura No AIV.9. Ajuste de la Sierra de Gigli en los seguidores.

MANUAL DE USO DEL PROTOTIPO

Se hace referencia de algunas recomendaciones a tener en cuenta para el accionamiento del mecanismo, y así obtener los mejores resultados en su funcionamiento.

Se plantea el uso del método de esterilización con autoclave, dado a que este es el más económico y usado a nivel Nacional,

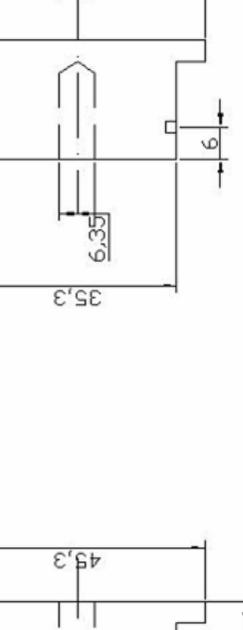
Se ha de lubricar los elementos móviles interactuantes. Dada la gran importancia que tiene este parámetro se recomienda escoger un lubricante que cumplan con las exigencias de higiene y esterilización para un instrumental quirúrgico. El lubricante recomendado es vaselina en crema.

Se debe tomar en cuenta un tiempo de reposo para la refrigeración del taladro y del dispositivo. Tiempos prolongados de uso ocasionarían un sobrecalentamiento en ambos elementos. El tiempo de refrigeración dependerá de las condiciones ambientales donde se realice la operación, generalmente en los hospitales públicos y privados se exige que la temperatura se encuentre en un rango de (17- 27)°C en las salas quirúrgicas ver (Anexo F).

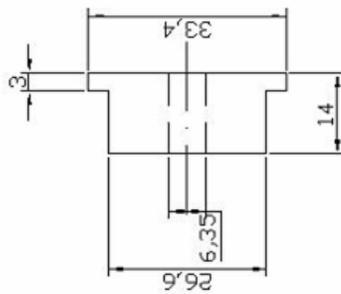
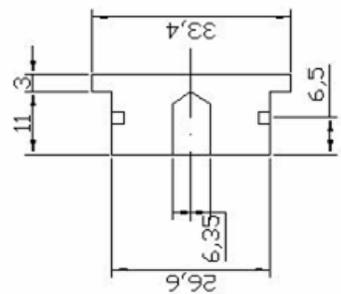
Es de vital importancia evitar derramamiento del lubricante en la zona donde se realiza la cirugía, ya que trae consigo infecciones en el paciente. Es por ello que es recomendable cubrir la ranura donde se vierte el lubricante con alguna carcasa o recubrimiento que al igual que el dispositivo cumpla con las normas de esterilización.

Antes de realizar la resección con la sierra de Gigli se recomienda hacer una zanja o canal, para evitar desajustes de la sierra en el hueso mientras se acciona el dispositivo. Este abordaje se ha de hacer manual.

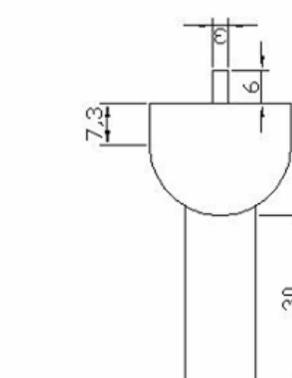
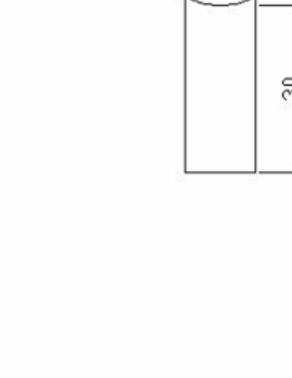
PLANOS DEL PROTOTIPO Y DISPOSITIVO DE LAS BOCINAS

<p>Bocina Superior</p> 	<p>Bocina Inferior</p> 	<p>2</p>	<p>BOCINAS Prototipo</p>	<p>1</p>	<p>TEFLÓN</p>	<p>Obs.</p>
<p>Cantidad</p>	<p>Denominación</p>	<p>Número</p>	<p>MATERIAL</p>	<p>NOMBRE</p>	<p>Obs.</p>	<p></p>
<p>UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA</p>	<p>BOCINAS</p>	<p>JESÚS CASTILLO</p>	<p>ING. CARLOS MORALES</p>	<p>PROYECTO DE TESIS TG2</p>	<p></p>	<p></p>
<p>Escala 1:1</p>	<p>TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)</p>	<p></p>	<p></p>	<p></p>	<p></p>	<p></p>

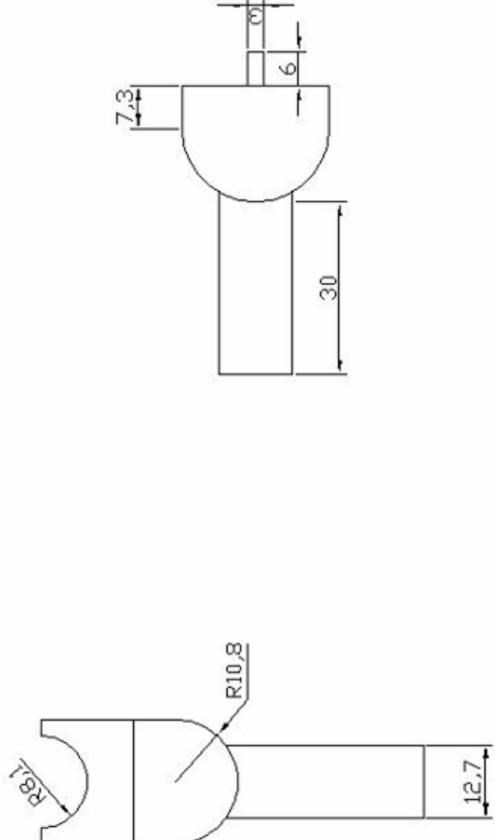
Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

<p>Bocina Superior</p> 	<p>Bocina Inferior</p> 	<p>2</p>	<p>BOCINAS Dispositivo</p>	<p>1</p>	<p>TEFLÓN</p>
<p>Cantidad</p>	<p>Denominación</p>	<p>Número</p>	<p>Material</p>	<p>Obs.</p>	
<p>UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESUELA DE INGENIERIA MECANICA</p>	<p>BOCINAS TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)</p>	<p>Dibuja</p>	<p>JESUS CASTILLO</p>	<p>NOMBRE</p>	
<p>Escala 1:1</p>		<p>Revisa</p>	<p>ING. CARLOS MORALES</p>	<p>PROYECTO DE TESIS TC2</p>	

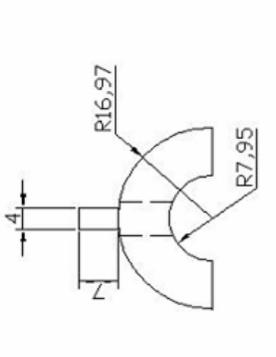
PLANOS DEL PROTOTIPO Y DISPOSITIVO DE LOS SEGUIDORES

		<p>2</p>	<p>SEGUIDORES DE LA LEVA Prototipo</p>	<p>1</p>	<p>ACERO INOX 316L</p>	<p>Obs.</p>
<p>Cantidad</p>	<p>Denominación</p>	<p>Número</p>	<p>Material</p>	<p>Obs.</p>	<p>FECHA NOMBRE</p>	
<p>UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA</p>		<p>Dibuja</p>	<p>Material</p>	<p>Obs.</p>	<p>JESUS CASTILLO.</p>	
<p>Escala 2:1</p>		<p>Revisa</p>	<p>Material</p>	<p>Obs.</p>	<p>ING. CARLOS MORALES</p>	
<p>SEGUIDORES DE LA LEVA</p>		<p>TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)</p>		<p>PROYECTO DE TESIS TC2</p>		

Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

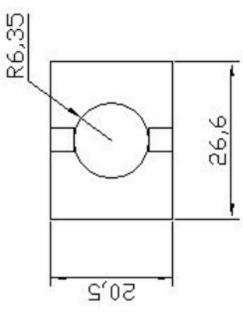
	<table border="1"> <tr> <td>2</td> <td>SEGUIDORES DE LA LEVA Dispositivo</td> <td>1</td> <td>ACERO INOX 316 L</td> <td></td> </tr> </table>	2	SEGUIDORES DE LA LEVA Dispositivo	1	ACERO INOX 316 L																			
2	SEGUIDORES DE LA LEVA Dispositivo	1	ACERO INOX 316 L																					
<p>Cantidad</p>	<table border="1"> <tr> <td colspan="2">Denominación</td> <td>Número</td> <td>Material</td> <td>Obs.</td> </tr> <tr> <td colspan="2" rowspan="2"> UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA </td> <td>Dibuja</td> <td>FECJIA</td> <td>NOMBRE</td> </tr> <tr> <td>Revisa</td> <td></td> <td>JESUS CASTILLO</td> </tr> <tr> <td colspan="2"> SEGUIDORES DE LA LEVA <small>TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)</small> </td> <td></td> <td></td> <td>ING. CARLOS MORALES</td> </tr> <tr> <td colspan="2"> Escala 2:1 </td> <td></td> <td></td> <td>PROYECTO DE TESIS T02</td> </tr> </table>	Denominación		Número	Material	Obs.	UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA		Dibuja	FECJIA	NOMBRE	Revisa		JESUS CASTILLO	SEGUIDORES DE LA LEVA <small>TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)</small>				ING. CARLOS MORALES	Escala 2:1				PROYECTO DE TESIS T02
Denominación		Número	Material	Obs.																				
UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA		Dibuja	FECJIA	NOMBRE																				
		Revisa		JESUS CASTILLO																				
SEGUIDORES DE LA LEVA <small>TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)</small>				ING. CARLOS MORALES																				
Escala 2:1				PROYECTO DE TESIS T02																				

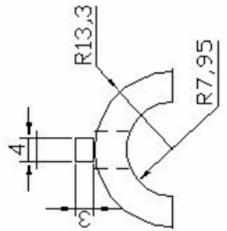
**PLANOS DEL PROTOTIPO Y DISPOSITIVO DE LAS GUIAS DE LOS
SEGUIDORES**

	<p>2</p>	<p>GUJAS DE LOS SEGUIDORES Prototipo</p>	<p>1</p>	<p>ACERO INOX 316L</p>	<p>Obs.</p>
<p>Cantidad</p>	<p>Denominación</p>	<p>Número</p>	<p>Material</p>	<p>Nombre</p>	<p>Obs.</p>
<p>Escala 1:1</p>	<p>UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA</p>	<p>Dibaja</p>	<p>FECHA</p>	<p>NOMBRE JESUS CASTILLO</p>	<p>PROYECTO DE TESIS TG2</p>
<p>1:1</p>	<p>SEGUIDORES DE LA LEVA TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)</p>	<p>Revise</p>	<p>ING. CARLOS MORALES</p>	<p></p>	<p></p>

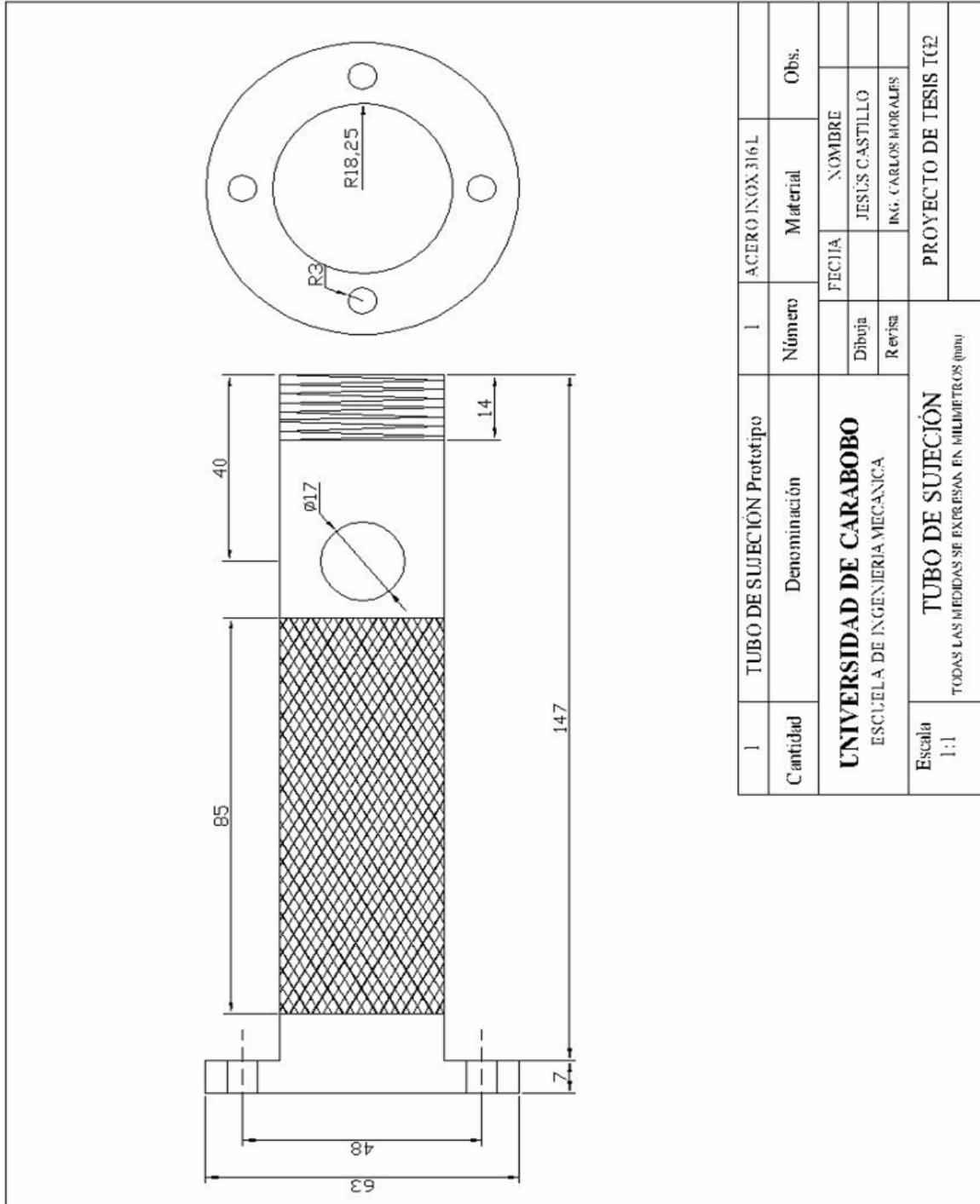
Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

2	GUÍAS DE LOS SEGUIDORES Dispositivo	1	ACERO INOX. 316 L	
Cantidad	Denominación	Número	Material	Obs.
UNIVERSIDAD DE CARABOBO ESCUELA DE INGENIERIA MECANICA	Dibuja	FECHA	NOMBRE	
		Revisa	ING. CARLOS MORALES	
Escala 1:1	SEGUIDORES DE LA LEVA TODAS LAS MEDIDAS SE EXPRESAN EN MILIMETROS (mm)		PROYECTO DE TESIS TG2	

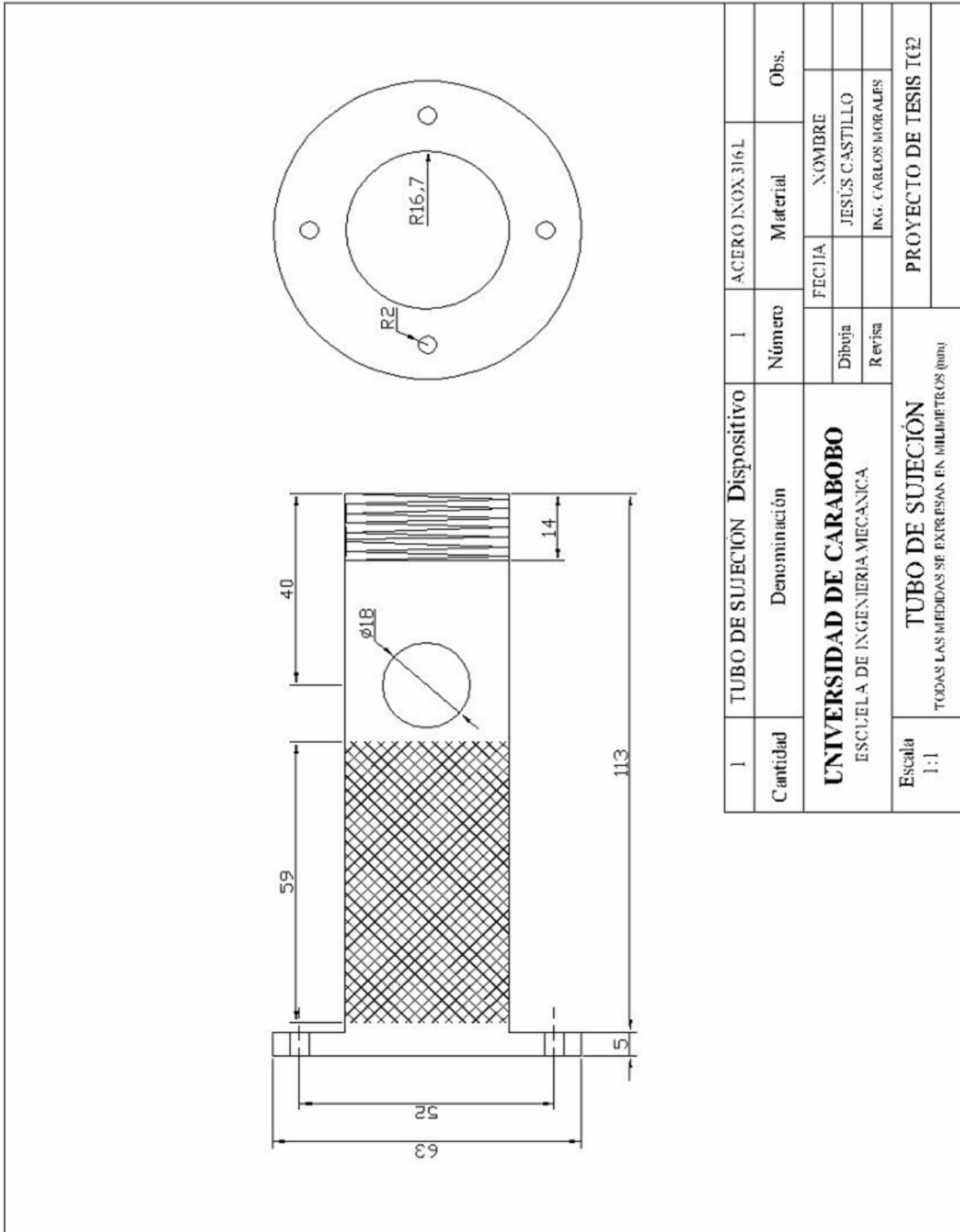




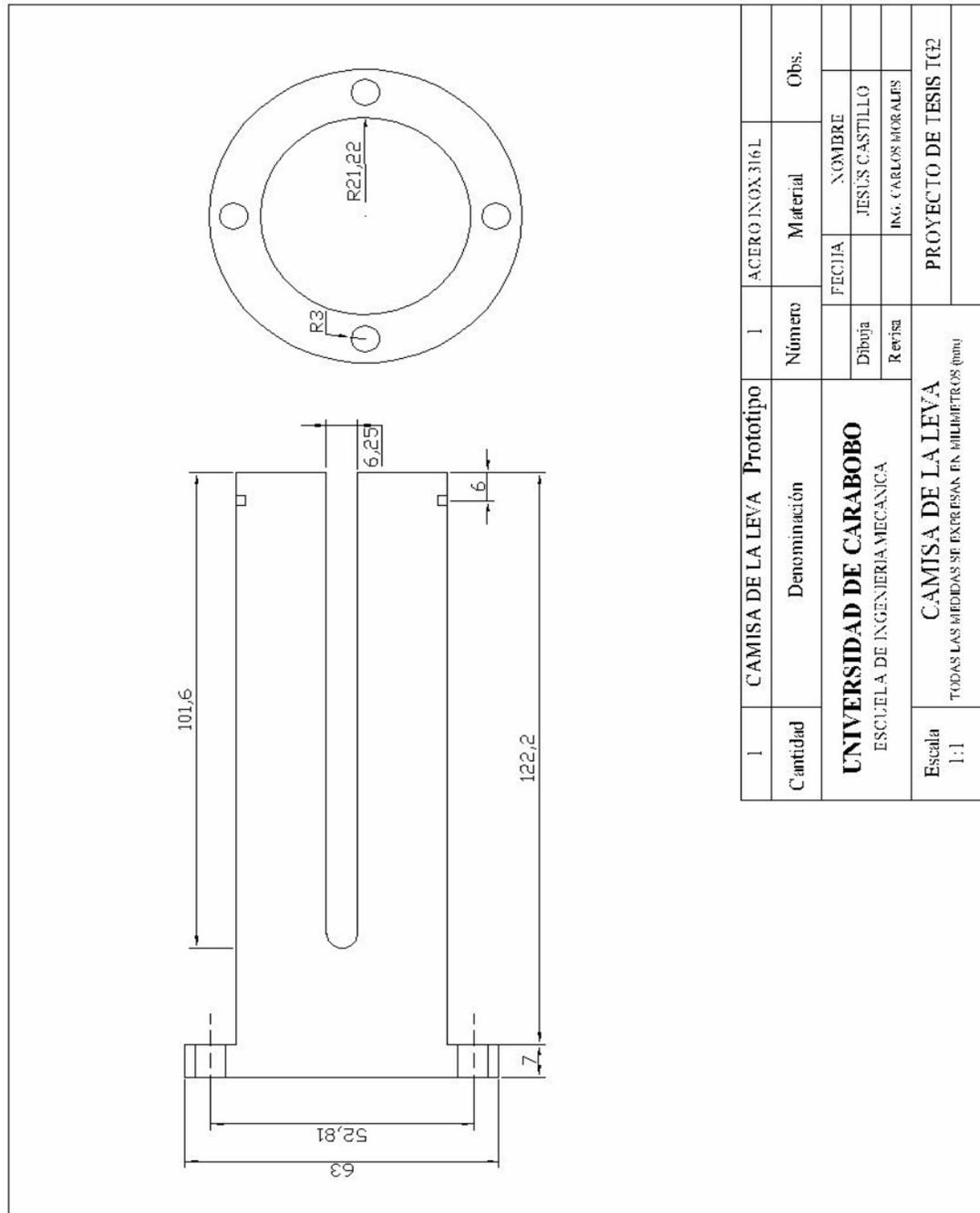
PLANOS DEL PROTOTIPO Y DISPOSITIVO DEL TUBO DE SUJECCIÓN



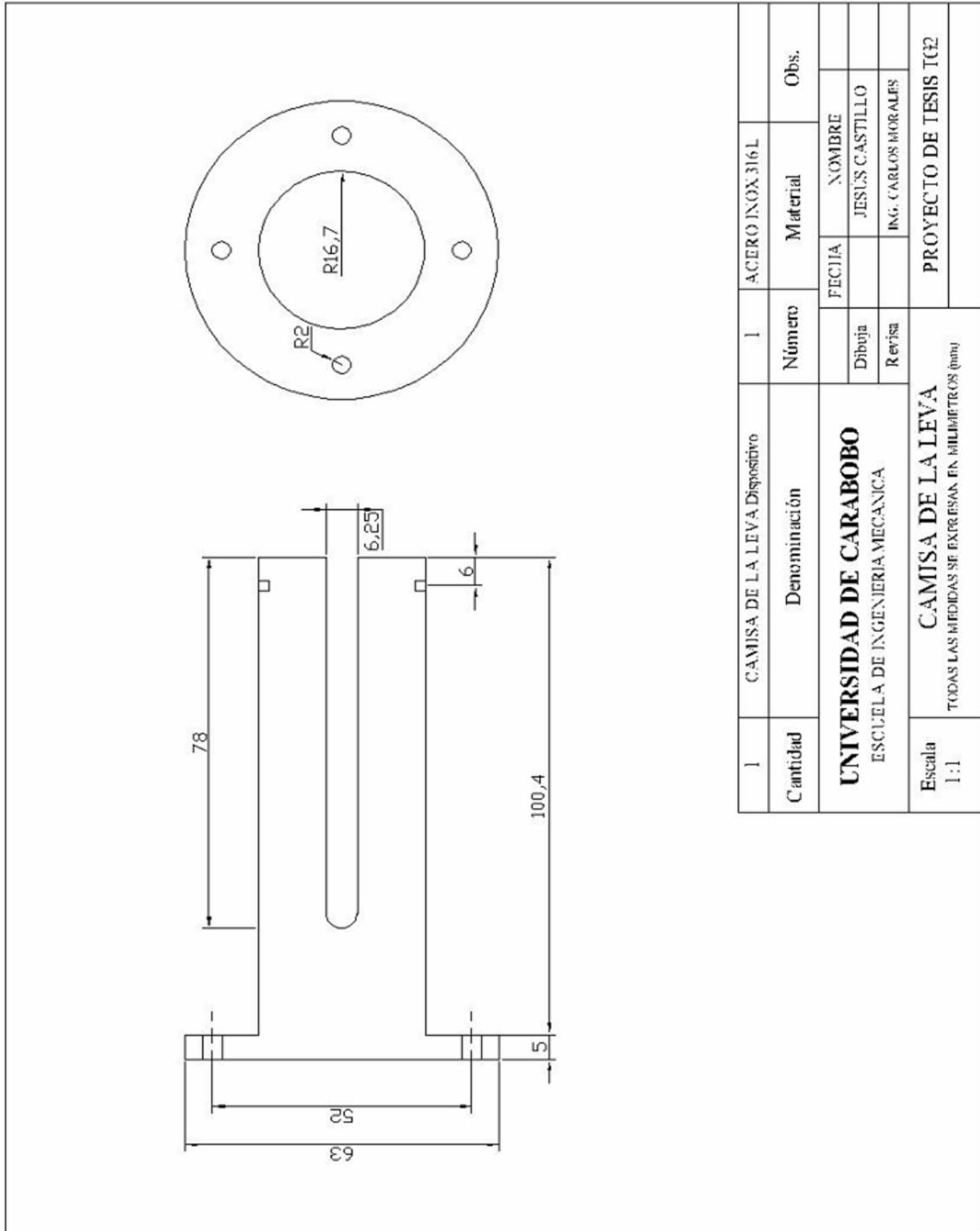
Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli



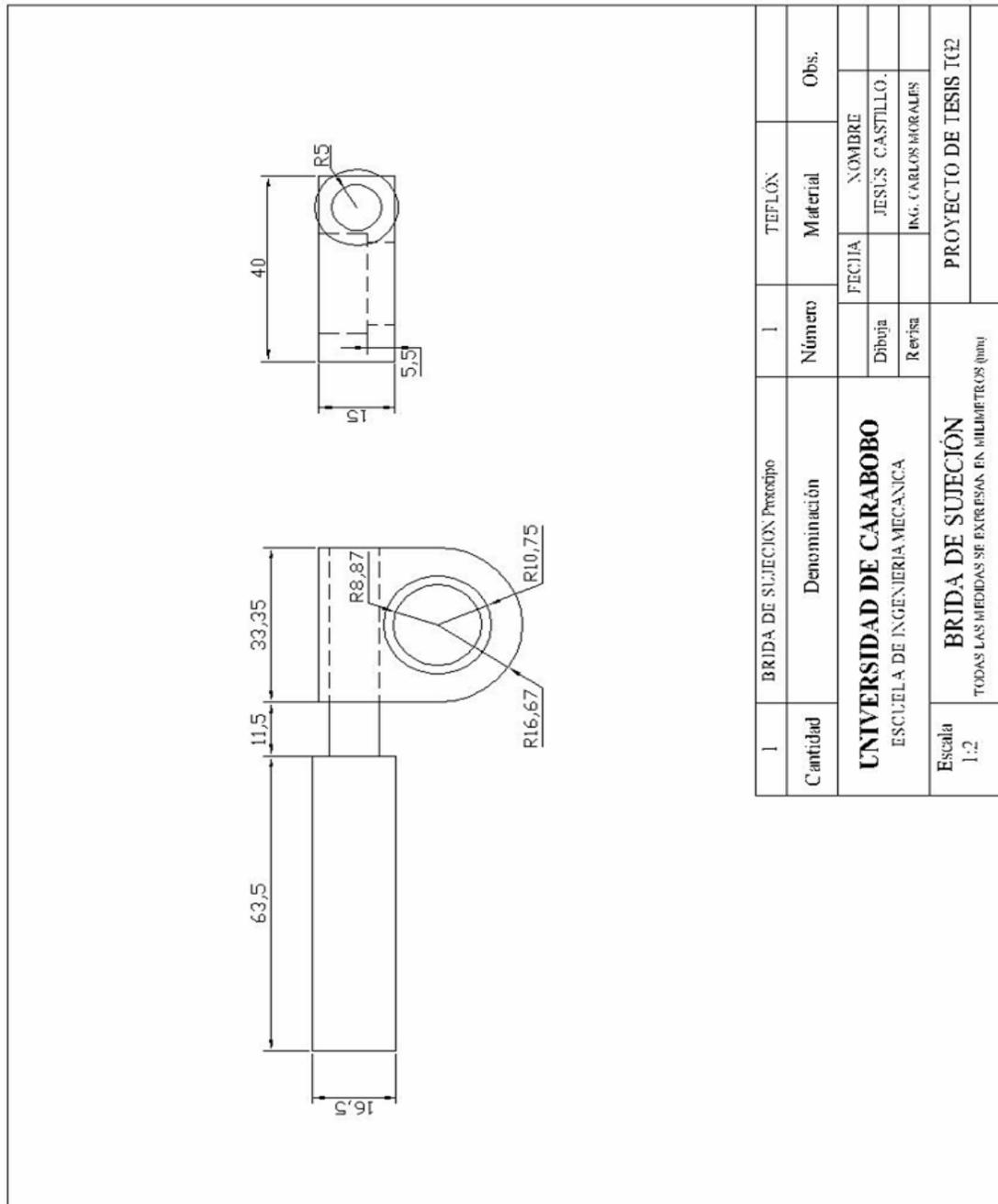
PLANOS DEL PROTOTIPO Y DISPOSITIVO CAMISA DE LA LEVA



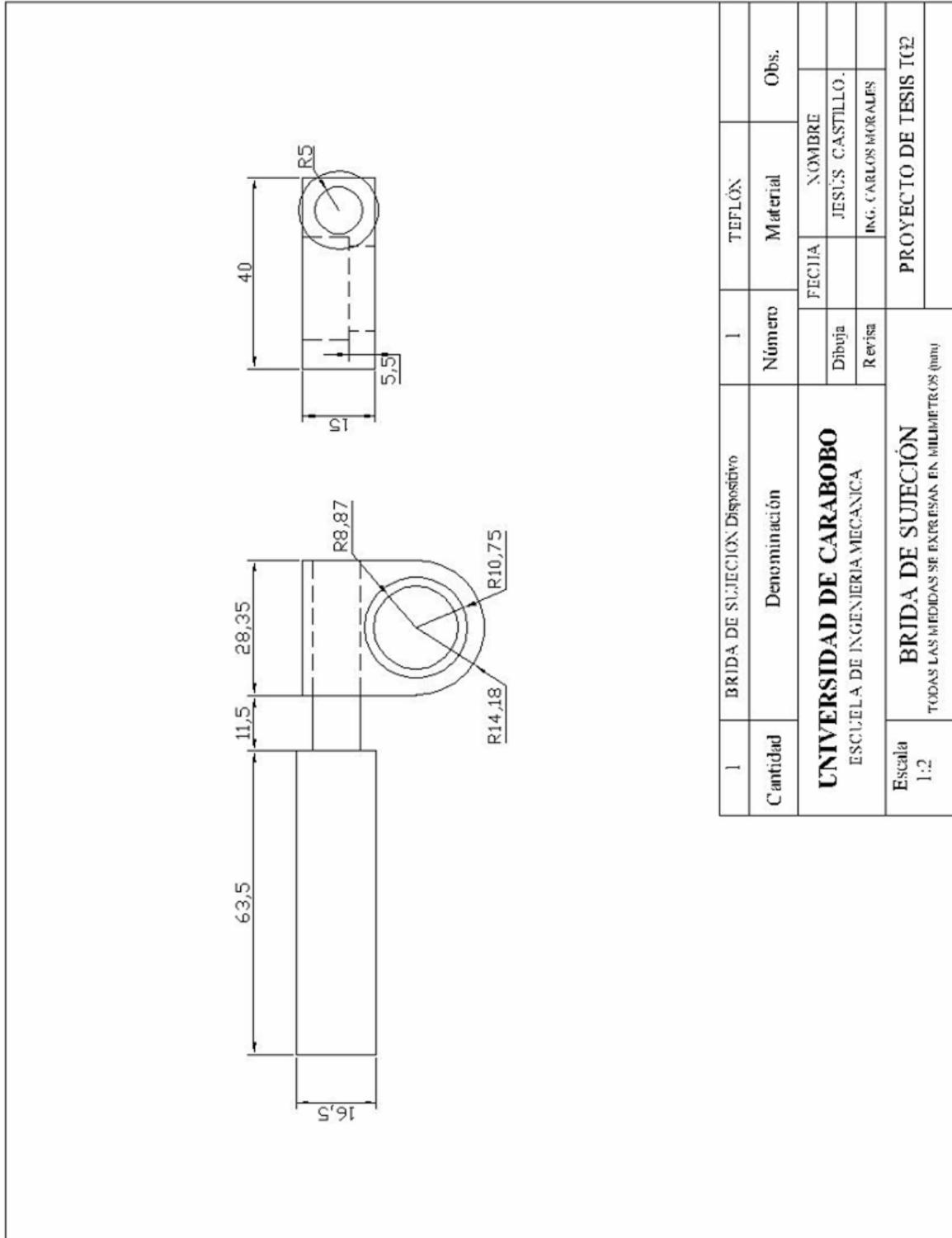
Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli



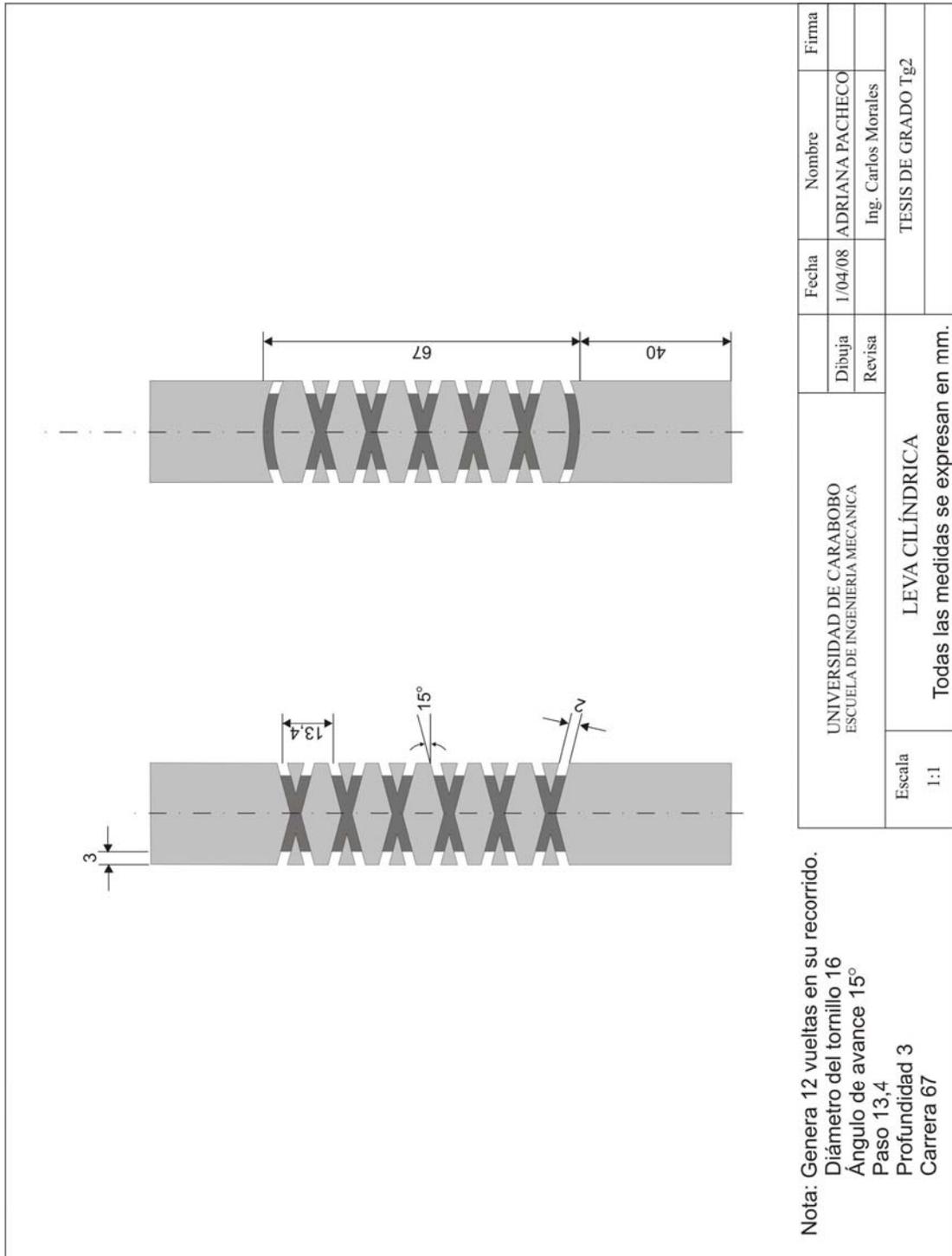
PLANOS DEL PROTOTIPO Y DISPOSITIVO BRIDA DE SUJECCIÓN



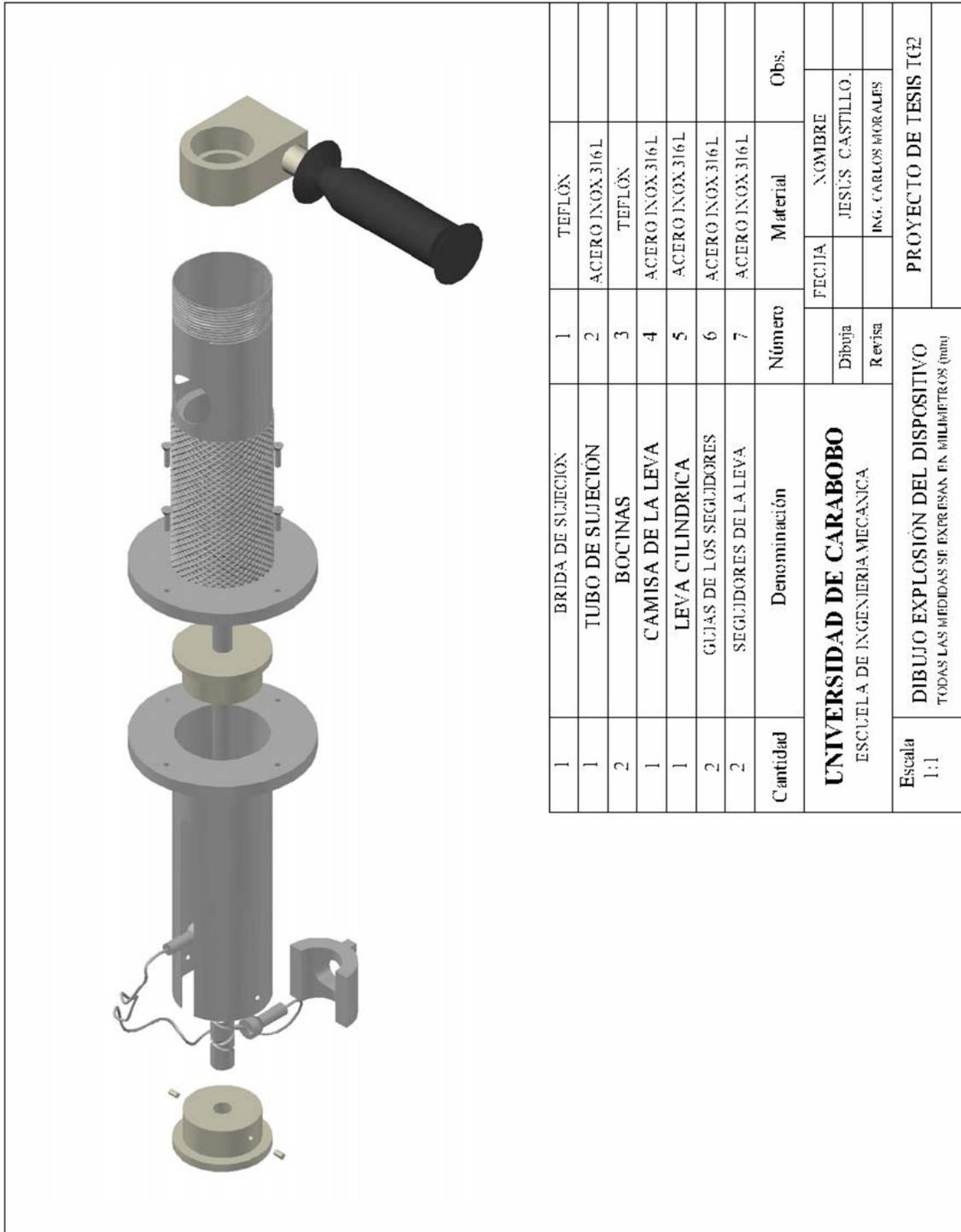
Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli



PLANOS DE LA LEVA CILÍNDRICA



PLANOS DE EXPLOSIÓN DEL DISPOSITIVO



Diseño y Construcción de un Osteótomo Semiautomático con Sierra de Gigli

COSTOS PARA LA FABRICACIÓN DEL DISPOSITIVO

Pieza	Cant	Material	Costo del Material (BsF)	Costos en los procesos utilizados (BsF)				
				Torneado	Fresado	Taladrado	Soldadura	Ajuste
Bocinas	2	Teflón	10	100		50		
Eje de la leva cilíndrica	1	Acero Inox. AISI 316 L	3	50				
Leva cilíndrica	1	Acero Inox. AISI 316 L	80	200	700			80
Seguidores	2	Acero Inox. AISI 316 L	5	100	200			
Guías de los seguidores	2	Acero inoxidable	50	50		50		
Tornillos sujetadores de la Sierra	2	Acero inoxidable	5					20
Sierra de Gigli	2	Acero Inox. AISI 316 L	40					
Camisa de la leva cilíndrica	1	Acero Inox. AISI 316 L	100	50	50		80	
Bridas	2	Acero Inox. AISI 316 L	20	100	100	50		80
Tornillos sujetadores de las bridas	4	Acero Inox. AISI 316 L	6					40
Tubo sujetador	1	Acero Inox. AISI 316 L	80	100	50		80	40
Brida de sujeción para el taladro	1	Acero Inox. AISI 316 L	100	200	200		40	
		Total en materiales	647	Total en mano de obra y construcción				2860
Sub-Total general = Total en materiales + Total en mano de obra y construcción								3507
IVA 9%								315,63
Total General BsF								3822,63