



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



**REDISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
OSTEÓTOMO DE SIERRA OSCILANTE.**

Alfonzo, Andrews

Gualdrón, Daniel

Bárbula, 11 de noviembre de 2008



**UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA**



REDISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OSTEÓTOMO DE SIERRA OSCILANTE.

**TRABAJO ESPECIAL DE GRADO PRESENTADO ANTE LA ILUSTRE
UNIVERSIDAD DE CARABOBO PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO**

Alfonzo, Andrews
Gualdrón, Daniel

Bárbula, 11 de noviembre de 2008



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERIA MECÁNICA



CERTIFICADO DE APROBACIÓN

Los abajo firmantes, miembros del Jurado designado para evaluar el Trabajo Especial de Grado titulado “**REDISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OSTEÓTOMO DE SIERRA OSCILANTE**”, realizado por los bachilleres: *Andrews Efraín Alfonzo Brito*, cédula de identidad: V-16.760.646 y *Daniel Gualdrón Zuleta*, cédula de identidad: V-15.993.857, hacemos constar que hemos revisado y aprobado dicho trabajo.

Prof. Carlos Morales.

Tutor

Prof. Brizeida Gámez

Jurado

Prof. Thalía San Antonio

Jurado

Bárbula, 11 de noviembre de 2008



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



AGRADECIMIENTOS

A Dios por guiarnos durante toda nuestra vida y a lo largo de nuestra carrera.

A nuestros padres y familiares, por brindarnos apoyo y no dejarnos desfallecer en los momentos difíciles alentándonos a seguir para alcanzar las metas trazadas.

A la Universidad de Carabobo, por acoger en todos sus espacios nuestras esperanzas e ilusiones, proporcionándonos todo lo necesario para hacernos unos excelentes profesionales.

A nuestros profesores, por ser nuestras guías y transmitirnos todos sus conocimientos y exigirnos a dar lo mejor de nosotros.

A nuestro tutor el Profesor Carlos Morales, por orientarnos y asesorarnos satisfactoriamente en nuestro trabajo de grado.

Al Sr. William Urtua, por el apreciable aporte técnico que nos brindó durante el desarrollo de nuestra tesis de grado y a la Dra. Maribel de la Llama por compartir sus valiosos conocimientos y experiencias.

A Rosiris Colina y Claritza Rendón por estar presentes en cada etapa de nuestras vidas dándonos su apoyo a cada momento.

A Manillo por ofrecernos en todo momento un lugar en donde descargar todas nuestras presiones, ahogar las frustraciones y disfrutar con nuestros amigos.

A todas las personas que contribuyeron en el logro de nuestras metas. ¡GRACIAS!



UNIVERSIDAD DE CARABOBO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA



REDISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
OSTEÓTOMO DE SIERRA OSCILANTE

Autores: Alfonzo, Andrews
Gualdrón, Daniel

Tutor: Morales, Carlos

RESUMEN:

El área de traumatología y ortopedia en Venezuela se ha visto afectada por una escasez de equipamiento quirúrgico debido al alto costo de los mismos. El objetivo general de éste trabajo es rediseñar y construir un osteótomo de sierra oscilante económico, funcional, eficiente y ergonómico. Para cumplir dicho objetivo se diseñó un prototipo basado en mecanismos capaces de transformar el movimiento de rotación de una herramienta comercial en oscilaciones que permitan cortar tejido óseo. Las dimensiones del diseño fueron condicionadas por el máximo ángulo de oscilación permitido (10°) para las hojillas utilizadas en intervenciones quirúrgicas. En la etapa de construcción, el osteótomo sufrió modificaciones estructurales que permitieron definir el modelo final. La funcionabilidad del osteótomo construido se comprobó realizando pruebas de corte a un fémur de cerdo, obteniéndose cortes de diferentes profundidades. Finalmente, se demostró que el desarrollo de un osteótomo de sierra oscilante funcional y económico es factible con un costo de procura equivalente al 24% del precio de adquisición de un osteótomo comercial.

CONTENIDO.

	pp.
INTRODUCCIÓN.	1
CAPÍTULO I: EL PROBLEMA.	
1.1.-Disposiciones generales.	4
1.2.-Planteamiento del problema.	4
1.3.-Objetivos.	6
1.3.1.-Objetivo general.	6
1.3.2.- Objetivos específicos.	6
1.4.-Justificación.	7
1.5.-Limitaciones.	7
1.6.-Delimitaciones y/o alcances.	8
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO.	
2.1.-Antecedentes de la investigación.	10
2.2.-Bases teóricas.	11
Equipos utilizados en intervenciones ortopédicas y traumatológicas.	12
Sierras manuales.	12
Sierras de disco.	12
Sierras alternantes.	13
Sierras Gigli.	14
Sierras oscilantes.	14
Acero quirúrgico	15
Herramienta rotatoria.	15
Nylatron-6	16
Hueso.	16
Tipos de huesos.	17
Técnica para realizar una osteotomía.	18

2.3.-Glosario de términos básicos.	19
CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO.	
3.1.-Disposiciones generales.	22
3.2.-Nivel de la investigación.	22
3.3.-Diseño de la investigación.	22
3.4.-Cronogramas de actividades.	25
CAPÍTULO IV: DIAGNÓSTICO DE LA SITUACIÓN ACTUAL.	
4.1.-Disposiciones generales.	28
4.2.-Situación actual del área de traumatología y ortopedia.	28
4.3.-Instrumental quirúrgico empleado.	29
4.3.1.-Funcionamiento.	30
4.3.2.-Parámetros nominales de operación.	30
4.3.3.-Dimensiones.	31
4.3.4.-Fuente de energía.	32
4.3.5.-Herramental cortante.	33
4.3.6.-Mantenimiento y reparación.	34
4.3.7.-Método de esterilización.	34
4.3.8.-Materiales constitutivos.	35
4.3.9.-Adquisición.	35
4.4.-Otras variables importantes.	36
4.4.1.-Paciente (hueso).	36
4.4.2.-Instrumental quirúrgico.	37
4.4.3.-El especialista.	37
4.5.-Herramientas alternas.	37
CAPÍTULO V: ESPECIFICACIONES DEL DISEÑO PROPUESTO.	
5.1.-Disposiciones generales.	40
5.2.-Criterios empleados para el diseño.	40

5.3.-Diseño propuesto.	41
5.4.-Carcasa.	43
5.5.-Sistema motriz (verificación estática y a fatiga).	43
5.5.1.-Eje excéntrico.	45
5.5.1.1.-Verificación estática de las secciones transversales del eje excéntrico.	46
5.5.1.2.-Verificación a fatiga.	54
5.5.2.-Carrete seguidor.	58
5.5.2.1.-Verificación estática.	59
5.5.2.2.-Verificación a fatiga.	63
5.5.3.-Barra oscilante.	68
5.5.3.1.-Verificación estática.	69
5.5.3.2.-Verificación a fatiga.	72
5.5.4.-Eje oscilante	73
5.5.4.1.-Verificación estática.	74
5.5.4.2.-Concentrador de esfuerzos.	75
5.5.4.3.-Verificación a fatiga.	76
5.5.5.-Cuña.	79
5.5.5.1.-Verificación estática.	79
5.5.5.2.-Verificación a fatiga.	82
5.6.-Rango de operación del diseño.	83
 CAPÍTULO VI: RESULTADOS OBTENIDOS.	
6.1.-Disposiciones generales.	86
6.2.-Variables controladas y pruebas realizadas.	86
6.3.-Metodología de pruebas y resultados obtenidos.	88
6.3.1.-Características generales.	88
6.3.2.-Pruebas cualitativas.	88
6.3.3.-Pruebas cuantitativas.	90
6.4.-Costo estimado de procura.	92

CONCLUSIONES.	97
RECOMENDACIONES.	99
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	101
APÉNDICES.	
A.- Selección del mecanismo más adecuado para el diseño.	105
B.- Planos resultantes del diseño.	111
ANEXOS.	
A.- Costo de un osteótomo de sierra oscilante comercial.	125

ÍNDICE DE FIGURAS.

	pp.
Figura 1.- Instrumentos manuales para intervenciones quirúrgicas.	12
Figura 2.- Sierra de disco (accionamiento neumático).	13
Figura 3.- Sierra alternante (accionamiento neumático).	13
Figura 4.- Sierra Gigli.	14
Figura 5.- Sierra oscilante (accionamiento neumático)	15
Figura 6.- Ejemplos de tipos huesos.	18
Figura 7.- Operación de Juanete Dorsal.	29
Figura 8.- Osteótomo de sierra oscilante (unidad).	30
Figura 9.- Osteótomo de sierra oscilante (equipo modular).	30
Figura 10.- Osteótomo de sierra oscilante con alimentación neumática...	32
Figura 11.- Osteótomo de sierra oscilante con alimentación eléctrica.	33
Figura 12.- Hojilla con sujeción plana.	33
Figura 13.- Hojilla con sujeción tipo broca.	34
Figura 14.- Autoclave.	35
Figura 15.- Paquete de distribución de los osteótomos.	36
Figura 16.- Ejemplos de herramientas rotatorias usadas por traumatólogos.	38
Figura 17.- Modelo definitivo del diseño propuesto.	42
Figura 18.- Eje excéntrico.	45
Figura 19.- Modelación de la sección transversal A del eje excéntrico	46
Figura 20.- Modelación de la sección transversal C del eje excéntrico.	49
Figura 21.- Carrete seguidor.	58
Figura 22.- Modelación de la sección transversal D del carrete seguidor.	59
Figura 23.- Barra oscilante.	68
Figura 24.- Punto de contacto entre la barra oscilante y el carrete seguidor.	68
Figura 25.- Modelación de la barra oscilante.	69
Figura 26.- Eje oscilante.	74

Figura 27.- Modelación del eje oscilante.	74
Figura 28.- Configuración dimensional de la cuña.	79
Figura 29.- Filos de hojillas utilizados.	87
Figura 30.- Cortes realizados al hueso.	87

ÍNDICE DE TABLAS.

	pp.
Tabla 1.- Cronograma de actividades.	25
Tabla 2.- Propiedades mecánicas de Acero Inoxidable 316L.	44
Tabla 3.- Verificación estática de la sección transversal B del eje excéntrico.	48
Tabla 4.- Verificación estática del cambio de sección transversal B-C del eje excéntrico.	54
Tabla 5.- Verificación a fatiga de la sección transversal D del carrete seguidor.	64
Tabla 6.- Verificación a fatiga de la sección transversal E del carrete seguidor.	67
Tabla 7.- Verificación a fatiga de la barra oscilante.	72
Tabla 8.- Verificación estática del eje oscilante	75
Tabla 9.- Verificación a fatiga del eje oscilante.	77
Tabla 10.- Verificación a fatiga de la cuña.	82
Tabla 11.- Valores de referencia para seleccionar la herramienta rotatoria de accionamiento.	84
Tabla 12.- Características cualitativas del osteótomo.	89
Tabla 13.- Profundidad en mm del corte a 1950 rpm.	90
Tabla 14.- Profundidad en mm del corte a 2200 rpm.	91
Tabla 15.- Profundidad en mm del corte a 3400 rpm.	91
Tabla 16.- Profundidad en mm del corte a 11000 rpm.	92
Tabla 17.- Costo total de la manufactura del osteótomo de sierra oscilante	93
Tabla 18.- Valor comercial del Acero Inoxidable AISI/SAE 316L y del NYLATRON-6	94
Tabla 19.- Costos estimados del material utilizado	94

LISTA DE SÍMBOLOS Y ABREVIACIONES.

Los símbolos y abreviaciones que no poseen unidades son adimensionales.

- <i>a</i> :	Distancia de aplicación de carga [<i>mm</i>].	- <i>Ka</i> :	Factor de acabado superficial.
- <i>A</i> :	Parámetros diversos.	- <i>Kb</i> :	Factor de tamaño.
- <i>A_o</i> :	Área de la sección transversal [<i>mm</i> ²].	- <i>Kc</i> :	Factor de carga.
- <i>b</i> :	Parámetros diversos.	- <i>Kd</i> :	Factor de temperatura.
- <i>c</i> :	Distancia del plano neutro a la fibra externa [<i>mm</i>].	- <i>Ke</i> :	Factor de confiabilidad.
- <i>C</i> :	Parámetros diversos.	- <i>Kf</i> :	Factor de concentración de esfuerzos a fatiga.
- <i>cdd</i> :	Consecuencia del diseño.	- <i>Kt</i> :	Factor de concentración de esfuerzos estáticos.
- <i>cpm</i> :	Ciclos por minuto.	- <i>L</i> :	Longitud [<i>mm</i>].
- <i>d</i> :	Diámetro [<i>mm</i>].	- <i>L_d</i> :	Longitud de desfase [<i>mm</i>].
- <i>dm</i> :	Diámetro menor en cambio de sección [<i>mm</i>].	- <i>Mf</i> :	Momento flector [<i>Nm</i> ó <i>Nmm</i>].
- <i>D_M</i> :	Diámetro mayor en cambio de sección [<i>mm</i>].	- <i>n</i> :	Constante de NEUBER [<i>m</i>].
- <i>E</i> :	Modulo de elasticidad [<i>GPa</i>].	- <i>N</i> :	Número de ciclos.
- <i>F</i> :	Fuerza [<i>N</i>].	- <i>Nc</i> :	Factor de seguridad al corte.
- <i>fig.</i> :	Figura.	- <i>Nco</i> :	Factor de seguridad a compresión.
- <i>G</i> :	Modulo de rigidez [<i>GPa</i>].	- <i>Nf</i> :	Factor de seguridad a la fatiga.
- <i>h</i> :	Espesor [<i>mm</i>].	- <i>Nfl</i> :	Factor de seguridad a la flexión.
- <i>I</i> :	Momento de inercia de área [<i>mm</i> ⁴].	- <i>q</i> :	Sensibilidad a las muescas.
- <i>J</i> :	Momento polar de inercia	- <i>Q</i> :	Carga [<i>N</i>].
		- <i>r</i> :	Radio [<i>mm</i>].

- R :	Reacción [N].	- σ :	Esfuerzo de flexión [MPa].
- rf :	Radio del filete o entalla en cambio de sección [m ó mm].	- σ_a :	Esfuerzo alternante [MPa].
- Scy :	Esfuerzo permisible a compresión [MPa].	- σ_c :	Esfuerzo de compresión [MPa].
- Se :	Límite a la fatiga corregido [MPa].	- σ_{cs} :	Esfuerzo de flexión corregido [MPa].
- Se' :	Límite a la fatiga [MPa].	- σ_m :	Esfuerzo medio [MPa].
- Sf@N :	Resistencia a la fatiga a N ciclos [MPa].	- σ_{max} :	Esfuerzo máximo [MPa].
- Ssy :	Esfuerzo cortante permisible [MPa].	- σ_{min} :	Esfuerzo mínimo [MPa].
- Su :	Resistencia última a la tensión [MPa].	- τ :	Esfuerzo cortante [MPa].
- Su' :	Resistencia última a la tensión corregida [MPa].	- τ_{cs} :	Esfuerzo cortante corregido [MPa].
- Sy :	Límite elástico a la tensión [MPa].	- τ_d :	Esfuerzo cortante directo [MPa].
- Sys :	Límite elástico al corte [MPa].	- τ_f :	Esfuerzo cortante por carga transversal [MPa].
- T :	Par torsor [Nm ó Nmm].	- τ_t :	Esfuerzo cortante por torsión [MPa].
- V :	Carga cortante [N].		
- w :	Ancho [mm].		
- \dot{W} :	Potencia [watt].		
- x :	Parámetros diversos.		
- Y_{MAX} :	Deflexión por flexión máxima [mm].		
- Z :	Factor de duración.		
- θ :	Deflexión angular [grados].		

INTRODUCCIÓN.

A través del tiempo el campo medicinal ha intentado solventar los problemas de salud de la población en general, de allí que se haya hecho necesaria la diversificación y especialización de dicho campo. Hoy en día la TRAUMATOLOGÍA es un área medicinal sobresaliente, ya que sus conocimientos son aplicados en una amplia gama de operaciones correctivas de la estructura ósea. La necesidad de equipos especiales por parte del campo traumatológico genera un obstáculo difícil de solventar debido al costo de los equipos quirúrgicos.

Los costos asociados a la adquisición de los equipos de corte (osteótomos) utilizados en las distintas intervenciones traumatológicas y la creciente problemática económica que viven las instituciones hospitalarias de Venezuela, han obligado a los médicos traumatólogos a adquirir equipos y herramientas de corte que normalmente se utilizan para realizar trabajos de bricolaje; teniendo que esterilizarlas antes de utilizarlas.

El siguiente trabajo de grado tiene como objetivo presentar una propuesta que permita reducir los costos de los equipos de corte (osteótomos), que posea los estándares básicos de funcionabilidad exigidos por el área de traumatología.

Para la consecución del objetivo planteado, la investigación se ha dividido en una serie de pasos donde se desarrollaron los aspectos de mayor relevancia en lo que respecta a la obtención de una solución favorable.

La estructuración del presente Trabajo Especial de Grado es la siguiente.

Primero se encontrará el planteamiento del problema, la situación actual y a donde se espera llegar con ésta investigación, así como una serie de objetivos que colaboran en la obtención de una solución apropiada. De igual forma, se definen todas las

limitantes que intrínsecamente presenta ésta investigación así como las delimitaciones que la condicionan y el alcance de la misma.

Seguidamente se presentan los trabajos utilizados como antecedentes y aspectos teóricos asociados al tema de investigación. También se plasman términos básicos que se utilizan para fundamentar la investigación.

Posteriormente se expone la metodología utilizada para realizar la investigación, resaltando el tipo de investigación y el cronograma de actividades llevado a cabo.

A continuación se encontrará, el diagnóstico completo de la situación actual pasando por los equipos empleados en las operaciones de traumatología y por otros puntos relevantes.

Por último, se desarrolla la solución más idónea para llegar a la resolución de la problemática planteada, mostrando además sus características, resultados obtenidos y una estimación del costo que estaría asociado a la puesta en marcha de la misma.

Al final del trabajo se encuentran las conclusiones y recomendaciones provenientes de la investigación, así como los apéndices y anexos utilizados en la misma.



*C
A
P
Í
T
U
L
O

I*

EL PROBLEMA

CAPÍTULO I EL PROBLEMA.

1.1.- Disposiciones generales.

Generalmente las instituciones hospitalarias presentan diversos inconvenientes, ya sean de tipo humano, económicos o carencia de insumos y herramientas. Estas dificultades terminan afectando al personal médico que labora en ellas, y consecuentemente a los pacientes que son atendidos en dichas instituciones.

Para realizar las operaciones, los traumatólogos se han valido de una gran diversidad de equipos que no están relacionados directamente con la medicina; teniendo que ingeniárselas para poder adaptarlos a las necesidades de las operaciones de la forma más eficiente posible.

Por lo antes expuesto se hace necesaria una buena comprensión del problema, de forma que se puedan observar los beneficios que generaría el desarrollo de equipos quirúrgicos nacionales.

1.2.- Planteamiento del problema.

Actualmente en medicina se utilizan diversos instrumentos quirúrgicos para realizar secciones en el tejido óseo, que se pueden accionar de forma semiautomática o manual. Entre los más utilizados están el cincel, las sierras manuales, las sierras Gigli, las sierras de disco y las sierras oscilantes. La selección de cada instrumental depende del tipo de intervención, del procedimiento de abordaje y del criterio del cirujano especialista.

La utilización de instrumentos semiautomáticos tiene como objetivo primario mejorar la calidad y precisión de la osteotomía, disminuir la fatiga intraoperatoria de

Capítulo 1: El Problema.

los especialistas, reducir la posibilidad de dañar o desgarrar tejidos blandos de los órganos adyacentes y disminuir el tiempo de la cirugía.

De acuerdo a especialistas del área de traumatología, la sierra oscilante es un instrumento ideal para el abordaje de intervenciones quirúrgicas en dicha área; como por ejemplo las osteotomías (resección de un hueso) y las ectomías o escisiones (amputaciones).

La ventaja de la sierra oscilante sobre las sierras de disco, es la posibilidad de realizar cortes profundos disminuyendo riesgos de lesiones a tejidos blandos adyacentes; lo que permite realizar resecciones rectas tanto transversales como oblicuas en tejido óseo. Por lo antes expuesto, las sierras oscilantes son muy versátiles y se pueden utilizar, por ejemplo, en la extracción de injertos y en implantes de rodillas y de caderas, entre otros.

Las sierras oscilantes disponibles en el mercado son de accionamiento neumático o eléctrico. El instrumental de accionamiento neumático es idóneo ya que se puede esterilizar con vapor, pero el alto costo del nitrógeno requerido para su accionamiento lo hace poco accesible a las instituciones hospitalarias del país. Por otro lado la esterilización de las sierras oscilantes dotadas de un motor eléctrico a base de agentes gaseosos representa una desventaja, ya que éstos pueden producir daños en las partes móviles del motor eléctrico (estos sistemas se distribuyen como un solo elemento).

Se debe destacar que en el país se ha difundido como recurso alternativo el uso de herramientas rotatorias comerciales para el accionamiento de fresas, mechas y discos de cortes en intervenciones quirúrgicas tanto ortopédicas como traumatológicas.

Las herramientas rotatorias son equipos que operan en un alto rango de revoluciones y están disponibles actualmente entre el instrumental de los especialistas

pediatras y traumatólogos en el país. Por esto se pueden considerar como elementos motrices idóneos para el accionamiento de una sierra oscilante.

Lo anterior sirve como base para diseñar una sierra oscilante universal que pueda ser impulsada por una herramienta rotatoria comercial. La cual permita a los especialistas contar con un osteótomo económico que brinde altas prestaciones en cuanto a precisión y versatilidad, siendo a su vez simple y ergonómico.

1.3.- Objetivos.

Una vez planteado el problema, se procede a definir el Objetivo General a cumplir en el presente Trabajo Especial de Grado con sus respectivos Objetivos Específicos.

1.3.1.- Objetivo general.

Rediseñar y construir un osteótomo de sierra oscilante que tenga como elemento motriz una herramienta rotatoria comercial.

1.3.2.- Objetivos específicos.

- Diagnosticar la situación actual, enfatizando las causas que motivaron el diseño.
- Evaluar el funcionamiento de los dispositivos que actualmente son usados en osteotomías.
- Diseñar una sierra oscilante que cumpla con los parámetros básicos de operación de los instrumentos de corte (osteótomos) disponibles en el mercado.
- Construir un prototipo de la sierra oscilante a escala natural.

- Comprobar la operabilidad y ergonomía del prototipo.
- Ensayar el prototipo en un tejido óseo animal y reportar los resultados.
- Estimar los costos de procura y construcción de la sierra oscilante.

1.4.- Justificación.

Los dispositivos utilizados para realizar osteotomías tienen costos elevados, alrededor de Bs.F 30.000 (ver anexo A), por lo tanto muchos centros hospitalarios prescindían de este tipo de instrumental. El diseño de un dispositivo eficiente y económico resultaría muy positivo para el campo de la medicina en el ámbito nacional ya que mejoraría la calidad de los resultados de las intervenciones traumatológicas y, por ende, la calidad de los hospitales.

También sirve como base para impulsar nuevas investigaciones relacionadas con el desarrollo de equipos e instrumentales quirúrgicos similares, haciendo posible una buena dotación de las instituciones hospitalarias públicas y privadas.

1.5.- Limitaciones.

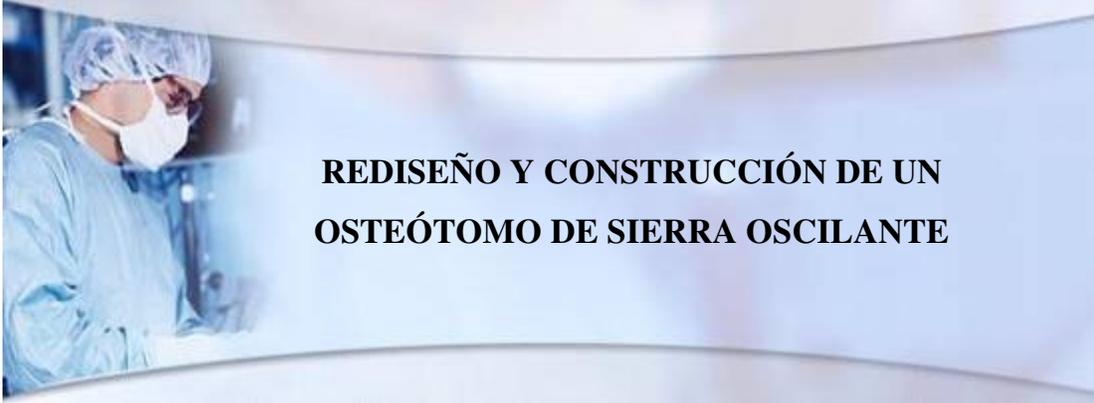
- Disponibilidad de bibliografía técnica asociada con los procedimientos de osteotomía del tejido óseo.
- Dificultad económica y comercial para adquirir algún modelo de los dispositivos utilizados en la actualidad para realizar osteotomías. Esto con la finalidad de realizar comparaciones directas con el diseño.
- Disponibilidad de información sobre la funcionabilidad de los equipos existentes en el mercado.

- Disponibilidad de materiales, equipos y maquinarias para la fabricación del dispositivo.

1.6.- Delimitación y/o alcances.

- El dispositivo poseerá un acople universal para ser accionado por herramientas rotatorias comerciales.
- No se considerará la aplicación del osteótomo a diseñar en estructuras óseas pequeñas, como por ejemplo: huesos de manos y pies.
- Los ensayos y pruebas se realizarán en un fémur de cerdo, pues éste hueso presenta características y propiedades muy similares a un hueso humano.

*Universidad de Carabobo.
Facultad de Ingeniería.*



**REDISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN
OSTEÓTOMO DE SIERRA OSCILANTE**

*C
A
P
Í
T
U
L
O

II*

***MARCO
TEÓRICO***

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO.

2.1.- Antecedentes de la investigación.

En la actualidad son muy pocos los trabajos de investigación que proporcionan información detallada referente a los osteótomos de sierra oscilante. Sin embargo, se han encontrado algunos documentos con contenidos o metodologías que sirven como base para el desarrollo del presente Trabajo Especial de Grado. A continuación, se presenta una selección de algunos trabajos que aportan datos para la elaboración y estructuración de éste estudio:

- Pacheco (1993), en México, desarrolló la norma oficial mexicana NOM-068-SSA1 ^[18] que establece las especificaciones sanitarias de los instrumentos quirúrgicos y materiales metálicos de acero inoxidable. Ésta norma tiene como objetivo, ayudar en la selección de los aceros para la fabricación del instrumental para cirugía traumatológica en general y tiene la finalidad de minimizar el riesgo de utilizar un acero inapropiado en la fabricación del instrumental quirúrgico. Pacheco presenta en su trabajo una serie de aceros inoxidables que cumplen con todas las especificaciones sanitarias y además señala cual es el más adecuado para cada aplicación determinada.
- Ramírez (1999) ^[20] presentó un estudio en donde se trataron diecinueve pacientes, con deformidades post-traumáticas a fracturas consolidadas en posición viciosa, con una osteotomía de un solo corte simple basada en un modelo matemático. En éste trabajo muestran la forma de realizar la osteotomía sirviendo de base para los distintos usos que se le pueden dar a las sierras oscilantes.

- González (2002) ^[9] diseñó y construyó el prototipo de una herramienta que facilita la inserción y posterior bloqueo de un clavo intramedular para utilizarse en cirugías donde se estabilizan fracturas diafisarias en el primer hueso metacarpiano. Éste trabajo contiene una serie de pasos significativos y el orden de los mismos, de forma tal que ayudan a la obtención de resultados satisfactorios para cualquier investigación en el campo de la biomecánica.
- Barragán (2003) ^[4] presenta un trabajo donde se detallan los pasos a seguir y los materiales necesarios para la realización de osteotomías carpianas; entre los materiales utilizados se encuentra la sierra oscilante y explica en que momento debe ser usada en la operación y con que hojas de sierra utilizarla.
- En el año 2006 la compañía Suiza SYNTHES ^[23] lanzó al mercado un catálogo donde se muestran los instrumentos, productos e implantes originales para la realización intervenciones de Traumatología y Osteosíntesis General. También exponen una serie de pasos y consejos para que estos equipos funcionen de forma correcta alargando todo lo posible su vida útil, al igual que los pasos para el mantenimiento y los problemas más comunes con sus respectivas soluciones.

2.2.- Bases teóricas.

Para la investigación y desarrollo del presente Trabajo Especial de Grado es necesario familiarizarse con distintas teorías que proporcionan soporte al mismo. A continuación se reseñan algunos conceptos que sirven de ayuda para una buena interpretación del trabajo.

- *Equipos utilizados en intervenciones ortopédicas y traumatológicas:* con la versatilidad y especialización que se ha generado en las áreas de traumatología y ortopedia, también ha sido desarrollada una amplia gama de técnicas para realizar cirugías en las cuales se emplean una gran variedad de instrumentos. Debido a que muchos equipos, siendo de diferentes casas distribuidoras, se rigen bajo los mismos principios de funcionamiento sólo se muestran los ejemplares más relevantes para la presente investigación:

→ *Sierras manuales:* tienen ésta denominación debido a que todo el esfuerzo y los movimientos necesarios deben ser realizados por una persona. Su uso, actualmente, está limitado a ocasiones de extrema necesidad donde el tiempo apremie o sea urgente la intervención quirúrgica y no se cuenten con las herramientas adecuadas. Algunos de estos instrumentos se muestran en la figura 1.



Figura 1.- Instrumentos manuales para intervenciones quirúrgicas

Fuente: Microsoft Encarta 2007 Biblioteca Premium. (2007). [Multimedia en CD]

→ *Sierras de disco:* éste tipo de instrumentos funciona con el movimiento giratorio de un eje acoplado directamente al motor, mientras que los accesorios utilizados para cortar se adaptan al otro extremo del eje^[23]. Estos instrumentos tienen la característica de realizar cortes bastante limpios y rápidos, pero presentan la desventaja de necesitar la remoción de casi toda la

piel que rodea la zona para poder realizar el corte. Lo anterior hace que las etapas pre-operación y post-operación sean fatigantes para los médicos; un ejemplo de estos instrumentos es el mostrado en la figura 2.



Figura 2.- Sierra de disco (accionamiento neumático)

Fuente: Synthes. (2006). Air Power Line. [Documento en línea]. Disponible: www.synthes.com

→ *Sierras alternantes*: el principio de funcionamiento de éstas sierras (fig. 3) se basa en un movimiento alternado de avance y retroceso de los accesorios de corte ^[23]. Tienen casi el mismo comportamiento que las sierras manuales, pero sin el esfuerzo requerido por parte del operario.



Figura 3.- Sierra alternante (accionamiento neumático)

Fuente: Synthes. (2006). Air Power Line. [Documento en línea]. Disponible: www.synthes.com

→ *Sierras Gigli*: pueden entrar en la categoría de sierras manuales, un ejemplo de esta sierra se puede observar en la figura 4. Su funcionamiento está basado en la tensión aplicada en cada una de las puntas de un cable especialmente diseñado para ésta función. La continua aplicación alternada de tensión en el cable genera un desprendimiento de partículas para realizar el corte a una estructura ósea. Estas sierras presentan la desventaja de limitar los tipos de cortes que se pueden realizar debido a su funcionamiento. Generalmente se utilizan en Craneotomías.

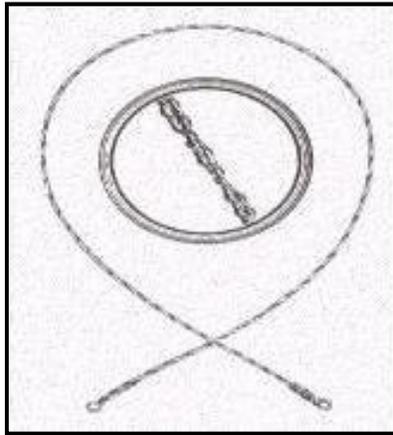


Figura 4.- Sierra Gigli

Fuente: Amputación. [Documento en línea]. Disponible: www.wikipedia.org.es

→ *Sierras oscilantes*: están compuestas de un sistema que hace posible cambiar el movimiento giratorio del motor en un movimiento oscilante en los accesorios de corte que se coloquen en el eje ^[23]. Esto permite realizar una variedad de cortes con facilidad y versatilidad; en la figura 5 se observa un modelo de sierra oscilante accionada neumáticamente. Cabe destacar que es el tipo de sierra que compete a la presente investigación.

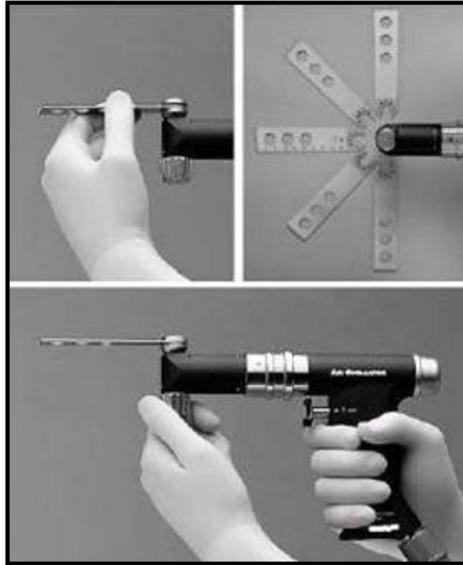


Figura 5.- Sierra oscilante (accionamiento neumático)

Fuente: Synthes. (2006). Air Power Line. [Documento en línea]. Disponible: www.synthes.com

- **Acero quirúrgico:** es el nombre que se le da al acero utilizado en los diversos implementos que se emplean en las operaciones quirúrgicas (tales como bisturí, pinzas, entre otras), denominados instrumental quirúrgico. Éste acero es escogido para ésta aplicación por no provocar reacciones alérgicas en la mayoría de las personas, por ser fácil de limpiar y esterilizar, además de ser resistente a la corrosión. El acero quirúrgico es una variación del acero inoxidable que comúnmente se compone de una aleación de cromo (12–20%), molibdeno (0,2–3%) y, en ocasiones, níquel (8–12%). El cromo le da a éste metal su resistencia al desgaste y corrosión. El níquel le da un acabado suave y pulido. El molibdeno le da mayor dureza y ayuda a mantener la agudeza del filo^[1].
- **Herramienta rotatoria:** es una máquina eléctrica que dependiendo de su tamaño, peso y aplicación, se puede utilizar con una sola mano. En uno de sus extremos se coloca el accesorio adecuado para cada trabajo. Debido al movimiento de rotación que adquiere, permite realizar múltiples tareas sobre

la pieza a trabajar. La herramienta rotatoria está diseñada especialmente para trabajos que requieran control, precisión y ligereza. También se les conoce como: “MINITALADRO”, “TALADRO”, “POWER TOOL”, “ROTARY TOOL”, “MINI DRILL” ó “MOTO TOOL”.

- **Nylatron-6:** es un material rígido formado por fibras de Nylon, que se obtiene de la polimerización de una amina y un grupo carbonílico. El Nylatron es altamente deslizante, resistente a los químicos y tiene muy buena resistencia al desgaste, aún trabajando en seco. Además, como se trata de un polímero termoplástico, es de fácil conformado mediante fundido ^[16]. De manera general, las características del Nylatron, son:
 - Alta dureza.
 - Capacidad de amortiguación de golpes, ruido, vibraciones.
 - Resistencia al desgaste y calor (hasta 1.200 °C).
 - Resistencia a la abrasión.
 - Inercia química casi total.
 - Antiadherente.
 - Inflamable.
 - Excelente dieléctrico.
 - Alta fuerza sensible.
 - Excelente abrasión.
- **Hueso:** es un órgano firme, duro y resistente que forma parte del endoesqueleto de los vertebrados. Está compuesto principalmente por tejido óseo, un tipo especializado de tejido conectivo constituido por células, y

componentes extracelulares calcificados. Los huesos también poseen cubiertas de tejido conectivo (periostio), cartílago (carilla articular), vasos, nervios, y algunos contienen tejido hematopoyético y adiposo (médula ósea). La constitución general del hueso es la del tejido óseo. Si bien no todos los huesos son iguales en tamaño y consistencia, en promedio, su composición química es de un 25% de agua, 45% de minerales como fosfato y carbonato de calcio y 30% de materia orgánica, principalmente colágeno y otras proteínas^[19].

- **Tipos de huesos:** la superficie de los huesos presenta diversos tipos de irregularidades, como prolongaciones, protuberancias y tuberosidades, en las que se insertan los ligamentos de las articulaciones y los tendones de los músculos. También posee una gran variedad de irregularidades como surcos, poros y depresiones, por las que discurren y penetran los vasos sanguíneos y los nervios. Según su tamaño y forma, se pueden diferenciar tres tipos de huesos: largos, planos y cortos.
 - Los huesos largos (fig. 6-a), como los de las extremidades, son cilíndricos y alargados. Constan de una corteza, que es una capa externa de tejido óseo compacto de varios milímetros de espesor, y de una zona interna denominada cavidad medular. La corteza está revestida por fuera por una fina lámina de tejido conjuntivo y óseo llamada periostio, y por dentro, por otra lámina de tejido óseo denominada endosito. La cavidad medular de los extremos está rellena de un tejido óseo esponjoso, que es poco denso.
 - Los huesos planos (fig. 6-b) como los del cráneo, el esternón, las costillas o los huesos ilíacos, son delgados, planos y anchos. Cuentan con una capa externa de tejido óseo compacto, y están rellenos de tejido óseo esponjoso.

→ Los huesos cortos (fig. 6-c) como las vértebras, los huesos del carpo de la mano y los huesos del tarso de los pies, son pequeños y tiene forma cúbica o cilíndrica. Al igual que los huesos planos, cuentan con una capa externa de tejido óseo compacto rellena de tejido óseo esponjoso.

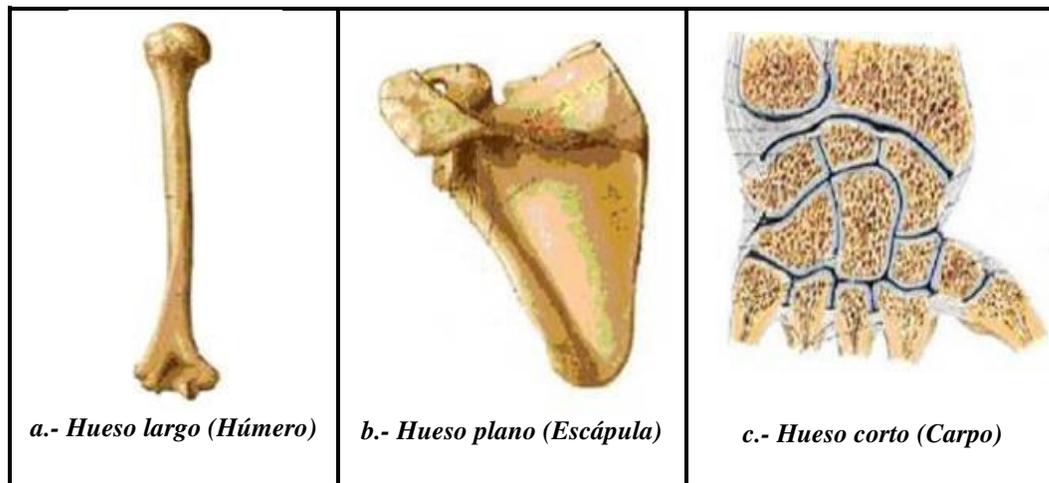


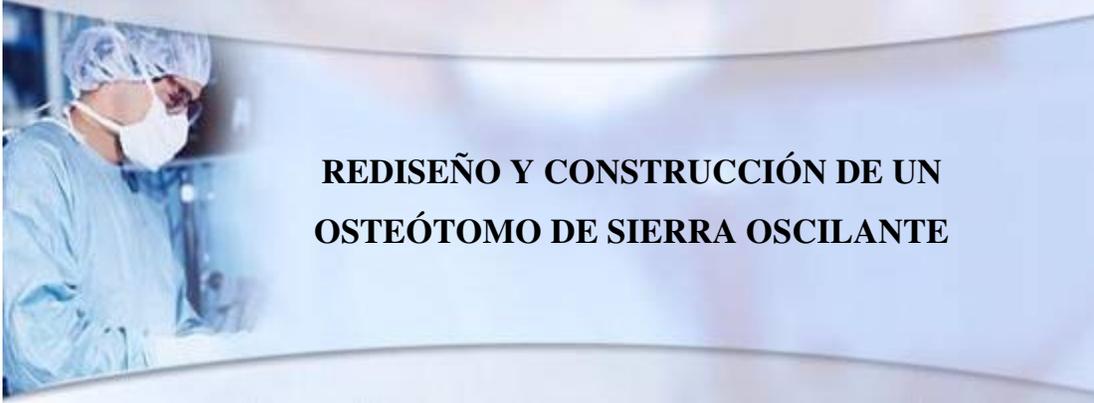
Figura 6.-Ejemplos de tipos de huesos

Fuente: Paredes Ramírez, A. (2004). Huesos. IES La Fuensanta. Córdoba

- **Técnica para realizar una osteotomía:** para realizar una osteotomía simple, lo fundamental es encontrar el ángulo del plano de la deformidad, su inclinación y dirección.^[20] Básicamente antes de iniciar una osteotomía se deben seguir los siguientes pasos:
 - I) Definir la deformidad.
 - II) Encontrar el ángulo de la osteotomía necesario para la corrección.
 - III) Localizar el punto de iniciación de la osteotomía en el plano transversal.
 - IV) Cortar, rotar los fragmentos óseos hasta la posición correcta y fijarlos.

2.3.- Glosario de términos básicos.

- **Autoclave:** Aparato que sirve para esterilizar objetos y sustancias situadas en su interior, por medio de vapor y altas temperaturas ^[14].
- **Ectomía (Amputación):** es el corte y separación de una extremidad del cuerpo mediante traumatismo o cirugía. Se utiliza como medida quirúrgica para controlar el dolor o un proceso causado por una enfermedad en la extremidad afectada, por ejemplo un tumor maligno o una gangrena ^[2].
- **Isotropía:** Características de los cuerpos cuyas propiedades físicas no dependen de la dirección ^[14].
- **Mecanismo:** Conjunto de elementos rígidos, móviles unos respecto de otros, unidos entre sí mediante diferentes tipos de uniones (pernos, uniones de contacto, pasadores, etc.), cuyo propósito es la transmisión de movimientos y fuerzas ^[14].
- **Necrosis ósea por quemadura:** Degeneración del tejido óseo por muerte de sus células a causa de una exposición prolongada a altas temperaturas (mayor a 40°). Este tipo de necrosis se manifiesta por el oscurecimiento de la zona afectada ^[12].
- **Osteotomía:** Resección de un hueso ^[14].
- **Osteótomo:** Aparato utilizado para practicar una osteotomía ^[14].



C
A
P
Í
T
U
L
O

III

MARCO
METODOLÓGICO

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO.

3.1.- Disposiciones generales.

En el marco del presente estudio es necesario hacer seguimiento a una planificación bien detallada y ajustada a los requerimientos, ya que para cada tipo de problema existe una serie de pasos lógicos adaptados y enfocados en busca de una solución sugestiva y rápida pero eficiente^[3].

Por lo anterior, es necesario conocer y entender las características del problema presentado de modo que se haya seleccionado el modelo de investigación más adecuada y los pasos más idóneos para el éxito de la misma. De ésta forma se garantiza la inversión de tiempo sólo en las actividades estrictamente necesarias y favorables para el desarrollo de la investigación.

3.2.- Nivel de la investigación.

De acuerdo a la naturaleza y características del problema estudiado en el presente Trabajo Especial de Grado, y luego de observar y estudiar los objetivos planteados, esta investigación se enmarcó dentro del modelo de investigación aplicada o proyecto factible. Lo cual se puede definir como: “Consiste en la investigación, elaboración y desarrollo de una propuesta de un modelo operativo viable para solucionar problemas, requerimientos o necesidades de organizaciones o grupo sociales”^[25].

3.3.- Diseño de la investigación.

A continuación se presenta una serie de pasos que describen la metodología empleada para lograr los objetivos propuestos y responder a la problemática planteada:

- **Paso 1:** *Buscar y solicitar información sobre los equipos usados actualmente en intervenciones ortopédicas y traumatológicas.*

En esta fase se solicita asesoramiento a traumatólogos y se investiga en libros, Internet, revistas y publicaciones, aspectos relacionados con los equipos existentes en el mercado (fuente de potencia, condiciones de trabajo, parámetros de operación, entre otros).

- **Paso 2:** *Analizar uno de los equipos existentes.*

Se estudian las características del equipo seleccionado (sierra oscilante). Se evalúa el modo de uso, mantenimiento, dimensiones y parámetros de operación.

- **Paso 3:** *Buscar información sobre los materiales usados en equipos existentes.*

Se realiza una búsqueda de información relacionada con los materiales usados en los equipos. Este estudio se efectúa en tres partes: ❶- Estudio de las características exteriores, ❷- Estudio de los componentes internos y, ❸- Estudio del herramental cortante.

- **Paso 4:** *Determinar el proceso de adquisición de los equipos quirúrgicos asociados al tema tratado.*

Se visitan tiendas especializadas en la venta y distribución de instrumental quirúrgico, para solicitar presupuestos sobre los costos de los mismos. Además se consulta con Traumatólogos especializados sobre los medios que ellos han utilizado para adquirir los osteótomos que poseen.

- **Paso 5:** *Rediseñar el dispositivo.*

Ya recolectada toda la información respecto al equipo de corte, se procede a diseñar un prototipo que cumpla con las características básicas y funcionales.

- **Paso 6:** *Fabricar un prototipo del dispositivo a tamaño real.*

Con el diseño del paso anterior, se procede a construir un prototipo con el fin de evaluar su funcionamiento y con ello corregir cualquier detalle que no cumpla con el desempeño esperado.

- **Paso 7:** *Construir el dispositivo diseñado tomando el prototipo como base.*

Una vez evaluado el comportamiento del prototipo y corregir los detalles que éste hubiese presentado, se procede a construir un dispositivo con los materiales seleccionados y las especificaciones necesarias.

- **Paso 8:** *Realizar pruebas de funcionabilidad, ergonomía y eficiencia del dispositivo construido.*

Luego de construir el dispositivo, se crea un registro de operación del mismo y se realizan pruebas de corte para corroborar que cumpla con las especificaciones planteadas para el equipo.

- **Paso 9:** *Verificar la rentabilidad y factibilidad del dispositivo diseñado.*

Se evalúa desde el punto de vista económico la construcción del dispositivo, tomando en cuenta materiales, ensamblaje y mano de obra necesaria.



C
A
P
Í
T
U
L
O

***DIAGNÓSTICO DE LA
SITUACIÓN ACTUAL***

IV

CAPÍTULO IV

DIAGNÓSTICO DE LA SITUACIÓN ACTUAL.

4.1.- Disposiciones generales.

En éste capítulo se podrá encontrar una descripción detallada de la situación actual del área de traumatología y ortopedia; lo cual se ha planteado como el primer objetivo. También se presenta un análisis del instrumental que se emplea en dicha área para realizar intervenciones quirúrgicas, dándose así, cumplimiento al segundo objetivo específico planteado.

4.2.- Situación actual del área de traumatología y ortopedia.

El área medicinal de traumatología y ortopedia es la encargada de corregir enfermedades o problemas del tejido óseo. De igual forma los conocimientos del área mencionada intervienen en casos donde la pérdida de algún miembro del cuerpo sea inminente, teniendo que practicar una ectomía del mismo.

Actualmente, dentro de la especialidad de Traumatología y Ortopedia se ha difundido la utilización de instrumentos cada vez más automatizados. Dejando a los instrumentos manuales sólo para casos puntuales en donde no se cuente con los implementos necesarios.

El osteótomo de sierra oscilante no presenta limitaciones desde el punto de vista funcional; sin embargo no se emplea en todas las intervenciones quirúrgicas. El uso de estos equipos se ha reservado, prácticamente, para operaciones donde se remueva poco tejido óseo tal como en la artroplastia total de rodilla, osteotomía triple de cadera (OTC), extirpación del juanete dorsal (fig. 7), entre otras. Lo anterior

evidencia, que la selección del instrumento queda sujeta a la pericia, sapiencia y criterio del especialista.



Figura 7.- Operación de Juanete Dorsal

Fuente: Barragán, C. (2003). Hallux Limitus. Valencia, España: Autor

En muchos casos, los altos costos de los equipos fuerzan a las instituciones hospitalarias a prescindir de los mismos, obligando a los galenos a trabajar con el material que se disponga. Es por esto que muchos especialistas han decidido implementar el uso de herramientas rotatorias y accesorios de corte comerciales que no han sido diseñados para las aplicaciones médicas, por lo que su uso puede causar daños al paciente. Lo anterior tienen como finalidad evitar el uso de instrumentos manuales que son físicamente muy demandantes para los especialistas.

4.3.- Instrumental quirúrgico empleado.

Tal como se describió en el marco teórico de la presente investigación, existen varios modelos de instrumentos con los que se pueden realizar recesiones al tejido óseo. A continuación se describirán las características más importantes del osteótomo de sierra oscilante:

4.3.1.- Funcionamiento:

Los osteótomos de sierra oscilante funcionan, básicamente, por medio de la rotación que se induce a un eje. Para generar el movimiento oscilante se emplea un mecanismo que puede estar acoplado directamente al eje del motor formando una sola unidad (fig. 8), o puede acoplarse y desacoplarse fácilmente del eje del motor haciéndolo más práctico para su manejo (fig. 9).



Figura 8.- Osteótomo de sierra oscilante (unidad).

Fuente: ORTHOMEDEX. Single Use Sterile Power Equipment. [Documento en línea] Disponible: www.orthomedex.com



Figura 9.- Osteótomo de sierra oscilante (equipo modular)

Fuente: Synthes. (2006). Catalogo: Traumatología y Osteosíntesis General (Edición 2006). [Documento en línea]. Disponible: www.synthes.com

4.3.2.- Parámetros nominales de operación:

Los parámetros nominales de operación varían, levemente, dependiendo de la casa constructora-distribuidora, (ORTHOMEDEX, SYNTHES, STRYKER, OSTEONICS, ZIMMER, entre otras). A continuación se muestran los parámetros mencionados más frecuentemente entre lo productos de dichas casas constructoras:

Capítulo IV: Diagnóstico de la Situación Actual.

- *Nivel de Ruido* → 83,1 dB como máximo ^[23]. Éste valor no solo es limitado por la Ley Orgánica de Prevención, Condiciones y Medio Ambiente de Trabajo sino que también es requerido por los especialistas para poder mantener un nivel de concentración óptimo.
- *Ángulo de Oscilación* → desde 4,5° hasta un máximo de 10° ^[17]. Si se excede éste valor cuando la hojilla empleada es de gran longitud se debe remover mucha piel, lo cual no es aceptable por los especialistas.
- *Oscilación* → 0 a 14.000 c.p.m. ^[23]. Éste rango de operación es útil para intervenir todos los tipos de huesos del cuerpo humano sin influir negativamente en el comportamiento dinámico del equipo de corte.
- *Vibración en el Mango* → $2,5 \frac{m}{s^2}$ ^[23]. Un alto nivel de vibración influye negativamente en la calidad y precisión de la intervención quirúrgica.
- *Masa* → 1.200 gr. ^[23]. Sobrepasar éste valor podría causar fatiga al traumatólogo, especialmente cuando la intervención es muy prolongada.

4.3.3.- Dimensiones:

Entre los diferentes instrumentos comercializados no hay similitud alguna desde el punto de vista dimensional, pues dependen del tipo de alimentación, del modelo y de otra serie de características. Inclusive, dentro de una misma casa constructora existen líneas y modelos diferentes que cumplen con el mismo objetivo ^[23]. Sin embargo, fue posible determinar que existen dimensiones límites (sin hojilla) las cuales son: 250mm de alto, 70mm de ancho y 200mm de longitud.

4.3.4.- Fuente de energía:

Estas sierras se encuentran en el mercado con 2 fuentes básicas de alimentación energética:

- a. *Alimentación neumática:* Por facilidad de manejo y seguridad, la alimentación neumática (fig. 10) se realiza con aire o nitrógeno^[23]. El nivel de presión se controla mediante un pedal mando; mientras más presionado esté el pedal mayor será el flujo de gas permitiendo el aumento de la velocidad, mientras que al dejar de presionar el pedal el flujo del gas es menor obteniéndose una baja velocidad.



Figura 10.- Osteótomo de sierra oscilante con alimentación neumática

Fuente: Los autores

- b. *Alimentación eléctrica:* Se puede conseguir mediante la conexión directa a una red eléctrica o con baterías (fig. 11). El control de la velocidad se puede realizar por medio de un variador de frecuencia instalado en el equipo, el cual permite modificar la intensidad de corriente y por ende la velocidad. De no poseer un variador instalado, al equipo se le puede adaptar un variador de frecuencias externo.



Figura 11.- Osteótomo de sierra oscilante con alimentación eléctrica (batería)

Fuente: Synthes. (2006). Catalogo: Traumatología y Osteosíntesis General (Edición 2006). [Documento en línea]. Disponible: www.synthes.com

4.3.5.- Herramental cortante:

Los osteótomos de sierra oscilante utilizan gran variedad de pequeñas hojillas de acero inoxidable AISI/SAE 304 (la baja conducción térmica de este acero reduce la posibilidad de generar necrosis ósea debida al daño del tejido por altas temperaturas. La forma geométrica y el espesor de las hojillas dependen directamente del tipo de intervención que se vaya a realizar. La hojilla de mayor longitud posee una configuración de 90/79^[23] (90 mm de longitud total y 79 mm de longitud útil). Por la gran variedad de hojillas que existe también hay diversidad entre los sistemas de sujeción, siendo los más comunes la sujeción plana (fig. 12) y la sujeción tipo broca (fig. 13).

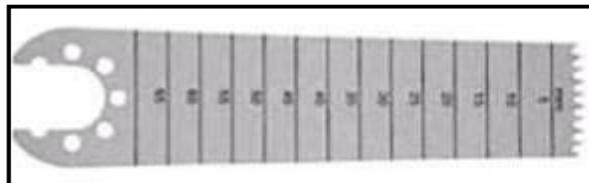


Figura 12.- Hojilla con sujeción plana

Fuente: Synthes. (2006). Catalogo: Traumatología y Osteosíntesis General (Edición 2006). [Documento en línea]. Disponible: www.synthes.com

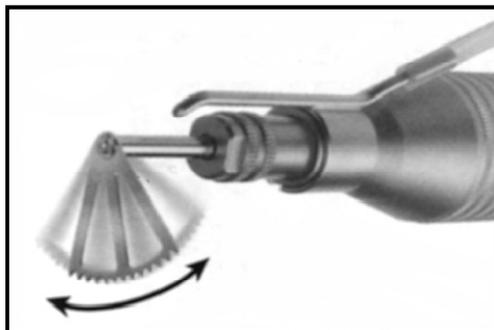


Figura 13.- Hojilla con sujeción tipo broca

Fuente: Handpieces dental. [Documento en línea]. Disponible en: www.tatumsurgical.com

4.3.6.- Mantenimiento y reparación:

El mantenimiento y reparación de estos equipos es realizado exclusivamente por agentes especializados autorizados por el fabricante, el no acatar esta cláusula hace perder la garantía. Sin embargo, el distribuidor autorizado otorga especificaciones para la limpieza de las partes externas, un manual de operación para utilizar el equipo y un instructivo con los problemas más comunes y sus soluciones para asegurar la vida útil del mismo.

4.3.7.- Método de esterilización.

En la actualidad existen diversos métodos de esterilización ^[7, 8], pero el más utilizado en Venezuela es el método físico del AUTOCLAVE (fig. 14). Basándose en que todos los microorganismos son susceptibles a la acción del calor, el autoclave somete al material a vapor de agua a 120°C y una presión de una atmósfera de modo que se puedan destruir la mayor cantidad de gérmenes patógenos ^[13]. Con éste método se puede esterilizar el osteótomo y todos sus

componentes de forma rápida y segura; sin embargo puede ser problemático esterilizar, por este método, a los osteótomos accionados eléctricamente.



Figura 14.- Autoclave

Fuente: Conceptos básicos sobre la esterilización del instrumental quirúrgico. [Documento en línea]. Disponible: www.portalesmedicos.com

4.3.8.- Materiales constitutivos.

En todos los equipos que se comercializan en el mercado, se observa una constante en cuanto al material que los constituye. Las carcasas de los equipos son fabricadas con polímeros por su baja transmisión de calor (aunque hay algunos equipos con una carcasa metálica). El mecanismo interno del equipo es de acero inoxidable AISI/SAE 316L que es un poco más resistente que el AISI/SAE 304 desde el punto de vista del comportamiento mecánico.

4.3.9.- Adquisición.

Venezuela no cuenta con establecimientos encargados de distribuir osteótomos, lo cual dificulta su adquisición. La única forma de adquirir estos equipos (incluyendo las hojillas de corte), es solicitando su importación a través de centros especializados en equipos quirúrgicos. Debe mencionarse que los osteótomos se

comercializan en paquetes (fig. 15) que traen una serie de accesorios para ser utilizados en las diferentes modalidades e intervenciones quirúrgicas, lo cual aumenta sus costos. El valor de un osteótomo de sierra oscilante es cercano a los 30.000 Bs.F y se puede observar en el anexo A.



Figura 15.- Paquete de distribución de los osteótomos

Fuente: Los autores

4.4.- Otras variables importantes.

El uso de los osteótomos (de sierra oscilante, de sierra alternante o de disco) para un tipo de intervención quirúrgica no sigue patrones de estricta rigurosidad, pues existen diversas variables capaces de modificar y distinguir cada tipo de intervención. Éstas variables se pueden agrupar en tres grandes grupos:

4.4.1.- Paciente (hueso):

En éste punto se debe considerar la calidad del hueso del paciente, el grosor de hueso cortical y su dureza. Además se debe tomar en cuenta que el hueso es mal conductor térmico ^[12] (el gradiente de temperatura entre dos puntos separados 0,5

mm es apreciablemente alto) y que el hueso esponjoso tiene mayor tolerancia a las temperaturas elevadas. Por otra parte, la densidad del hueso es lo que más influye en la generación de calor y la exposición del hueso a temperaturas de 47°C por más de 30 segundos ó 40°C por intervalos de más de 7 minutos causa necrosis ósea ^[12].

4.4.2.- Instrumental quirúrgico:

Las variables referidas al instrumental quirúrgico son variadas: las hojillas (diseño de la zona de corte, ángulo de ataque, afilado, antigüedad, dimensiones); velocidad de corte; refrigeración (volumen, tipo de fisiodispensador, sistema de irrigación); secuencia de corte; entre otras.

4.4.3.- El especialista:

Las características personales de cada profesional también aportan nuevas variables que influyen sobre el uso del Osteótomo. Estas son: el tipo de osteotomía seleccionada (oblicua, en cuña o cuculiforme); el tiempo de contacto entre la hojilla y el hueso; un corte continuo o intermitente; la presión ejercida sobre la hojilla y las variaciones personales sobre la sistemática quirúrgica a emplear.

4.5.- Herramientas alternas.

Como se mencionó en la sección 4.2, en la actualidad muchos profesionales del área médica han optado por sustituir el instrumental quirúrgico por otras herramientas más económicas que puedan cumplir con las exigencias y necesidades de los procedimientos quirúrgicos.

En el área de traumatología y ortopedia se ha implementado el uso de herramientas rotatorias comerciales tales como taladros, fresas y minitaladros (fig. 16), con las cuales se logran cubrir las necesidades básicas inherentes al área en mencionada.



Figura 16.- Ejemplos de herramientas rotatorias usadas por traumatólogos

Fuente: Catálogo de Herramientas Rotatorias. [Documento en línea]. Disponible: www.epaenlínea.com.ve.

Las herramientas comerciales no son equipos diseñados para realizar intervenciones quirúrgicas y no cumplen con las exigencias higiénicas necesarias aumentando lo posibilidad de contaminación del área intervenida (el paciente). Otro punto negativo de los equipos y accesorios de corte alternos es la poca tolerancia al vapor de agua (el método de esterilización utilizado en Venezuela es el autoclave), lo cual puede limitar su utilización.



C
A
P
Í
T
U
L
O

V

***ESPECIFICACIONES
DEL DISEÑO
PROPUESTO***

CAPÍTULO V

ESPECIFICACIONES DEL DISEÑO PROPUESTO.

5.1.- Disposiciones generales.

En éste capítulo se muestra y se verifica el funcionamiento de los elementos que constituyen el mecanismo del osteótomo de sierra oscilante propuesto como alternativa para el área traumatológica venezolana. El diseño del mecanismo se basa en los parámetros de operación de los equipos ya existentes (sec. 4.3.2), así como en la disponibilidad de materiales, facilidad de construcción y ergonomía requerida. Con base a lo anterior el diseño será funcional y económico, lo cual forma parte del objetivo principal del presente Trabajo Especial de Grado.

Al inicio del capítulo se plantean los aspectos que más influencia tuvieron en las características finales del diseño, así como el funcionamiento, distribución y ubicación de los elementos que conforman el diseño desarrollado.

Posteriormente se muestran las condiciones límites y las propiedades mecánicas utilizadas para verificar, teóricamente, el comportamiento del mecanismo para condiciones de operación conservadoras; con lo que se da cumplimiento al tercer objetivo específico del trabajo.

5.2.- Criterios empleados para el diseño.

El déficit de información referente al tema tratado, fue un obstáculo en la etapa de diseño. Por tanto fue necesario solicitar información a traumatólogos especialistas, de quienes se pudo establecer que las condiciones prioritarias y en las que se hace más énfasis, son:

- Máxima amplitud de deflexión (ángulo de oscilación de la hojilla) de 10°.

- Bajo peso del diseño.
- Tamaño reducido para tener un fácil manejo.

Aunado a las tres condiciones prioritarias el diseño debe ser ergonómico y debe cumplir con las normas higiénicas exigidas por las instituciones hospitalarias (los equipos alternos que utilizan los especialistas no cumplen con estas exigencias). Como parámetro base para el diseño se selecciona la condición del ángulo máximo de oscilación (10°)^[17]. Esta selección obedece, principalmente, a que partiendo de dicha condición se pueden determinar las dimensiones del resto de los elementos que componen la sierra.

5.3.- Diseño propuesto.

La distribución de los elementos constitutivos del diseño y las dimensiones iniciales de los mismos se obtuvieron mediante programas de diseño y tomando como base el parámetro seleccionado en la sección anterior (sec. 5.2). Las herramientas que proporcionan los programas de diseño permitieron simular el movimiento de los elementos del mecanismo seleccionado (este proceso de selección se puede observar en el apéndice A). Con base en los resultados obtenidos en la simulación, se determinaron las mínimas dimensiones permitidas para que los elementos del mecanismo tuviesen un movimiento sin interferencias.

El diseño pasó por varias etapas y modificaciones desde las propuestas iniciales hasta el modelo definitivo (fig. 17), pues la construcción se convirtió en la clave para la consecución de los objetivos. Con la colaboración de especialistas en mecanizado de piezas y observando el comportamiento operativo del prototipo fabricado, se pudieron determinar las características de la estructura y las dimensiones finales que mejor se adaptan a las necesidades ergonómicas requeridas por los médicos.

Cabe destacar que las hojillas utilizadas para realizar los cortes, también fueron fabricadas en el taller de mecanizado encargado de construir el resto de los elementos constitutivos del diseño. El modelo de hojillas seleccionado fue el de sujeción plana (ver figura 12) similar a los modelos de SYNTHES ^[23] por ser las más fáciles y de fabricar.

Debido a que el diseño de osteótomo de sierra oscilante será accionado por una herramienta rotatoria comercial que no cumple con las normas de higiene necesarias, se utilizará una guaya (también comercial) como elemento de unión entre ellos. De esta forma la herramienta rotatoria se mantendrá alejada de la zona donde se lleve a cabo la intervención quirúrgica disminuyendo el riesgo de contaminación.

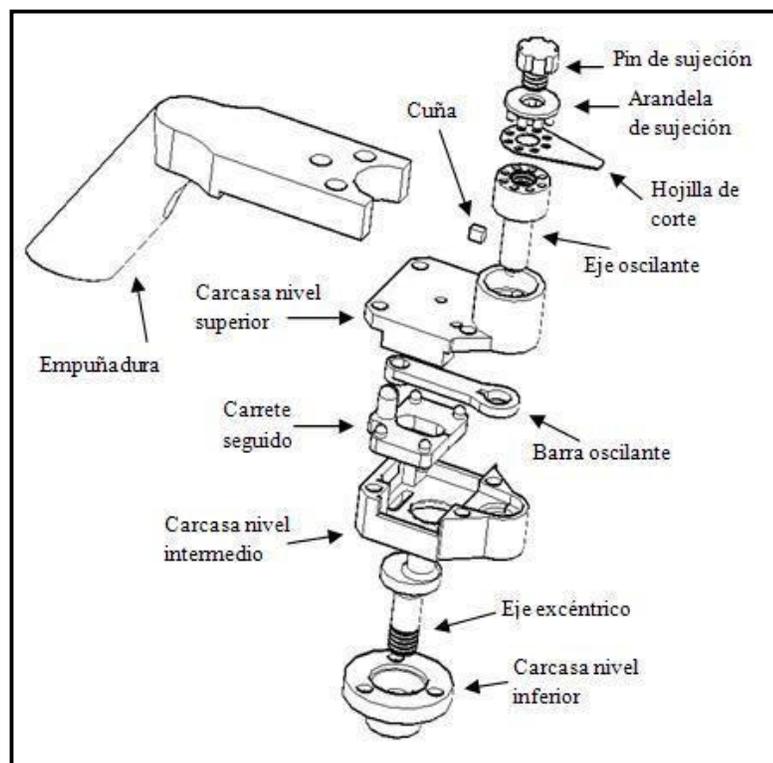


Figura 17.- Modelo definitivo del diseño propuesto

A continuación, se describen cada una de las partes que componen el diseño señalado en la figura 17.

5.4.- Carcasa.

La carcasa del diseño está dividida en cuatro partes: carcasa nivel inferior, carcasa nivel medio, carcasa nivel superior y mango de sujeción. La carcasa, cumple las siguientes funciones: guía el movimiento de los elementos internos del diseño; sirve como superficie de deslizamiento para el elemento motriz y es la empuñadura por la cual se sujeta el equipo. La estructura interna de la carcasa obedece a la distribución y funcionamiento de los componentes del elemento motriz, ya que entre ellos ocurre una interacción (los componentes del elemento motriz deslizan sobre varios puntos internos de la carcasa).

La carcasa no sufre esfuerzos relevantes por cargas estáticas o por fatiga ya que, por condiciones del diseño, sólo queda sometida a desgaste en los puntos de contacto que existen entre ésta y el elemento motriz. El desgaste, aunque son varios los factores influyentes, se ve disminuido por las propiedades del material de la carcasa (ver página 16) y por el agente utilizado como lubricante (vaselina)^[10, 21, 24].

La carcasa está construida de un material llamado NYLATRON-6®^[16] que, aparte de poder ser esterilizado con Autoclave, posee una serie de propiedades que lo hacen ideal para éste tipo de aplicaciones (ver página 16). Además, el uso de éste material representa una reducción del 83,8% en el peso de la carcasa respecto a una construida en acero; esto se basa en la comparación de los pesos específicos de cada material: $7,8 \text{ Kg/m}^3$ para el acero^[15] y $1,26 \text{ Kg/m}^3$ para el NYLATRON-6^[16].

5.5.-Sistema motriz (verificación estática y a fatiga).

El sistema motriz (plano 2) se refiere a todas aquellas piezas del diseño, que permiten transformar el movimiento giratorio inicial de la herramienta rotatoria en un movimiento final de oscilación de las hojillas de corte.

La evaluación del sistema motriz se lleva a cabo bajo dos condiciones de trabajo conservadoras (exceden el funcionamiento normal de los osteótomos de sierra oscilante). La primera es el accionamiento mediante una herramienta rotatoria que aporta un par torsor superior al utilizado por los osteótomos de sierra oscilante comerciales, el cual es $1 Nm$ ^[11]. La segunda de las condiciones es el bloqueo del equipo, el cual impedirá el movimiento del sistema motriz aunque reciba el par torsor de la herramienta rotatoria que lo acciona. Por lo anterior, es necesario realizar un análisis de los componentes del sistema motriz bajo los efectos de cargas estáticas.

El material seleccionado para la construcción del sistema motriz es Acero Inoxidable AISI/SAE 316L. Este acero tiene una alta resistencia a la corrosión en un amplio rango de temperaturas y es de fácil maquinado. Por lo antes expuesto se considera el más adecuado para ésta aplicación ^[18]. Sus propiedades mecánicas muestran en la tabla 2.

Tabla 2.- Propiedades mecánicas del Acero Inoxidable 316L

<i>AISI/SAE</i>	<i>Sy (MPa)</i>	<i>Su (MPa)</i>	<i>G (GPa)</i>	<i>E (GPa)</i>
<i>316L</i>	<i>250</i>	<i>570</i>	<i>74,1</i>	<i>189,6</i>

Fuente: www.sumindu.com.ve

Para obtener el límite elástico al corte (S_{ys}), que es de gran importancia en la verificación estática del sistema motriz, se utilizó la teoría de Von Mises. Esto se debió a que es la teoría que mejor describe el comportamiento de los esfuerzos aplicados a materiales dúctiles como el acero inoxidable ^[15].

- Cálculo del límite elástico al corte (S_{ys}) ^[15]:

$$S_{ys} = \frac{S_y}{\sqrt{3}}$$

(Ec. 1)

Donde S_y es la resistencia de fluencia del material y se encuentra en la tabla 2.

Luego, sustituyendo S_y en la ecuación 1, se obtiene: $S_{ys} = 144,34MPa$

Para que las ecuaciones utilizadas en la verificación estática del sistema motriz produjesen resultados válidos, se supuso una eficiencia del 100% en la transmisión de fuerza y un material completamente isotrópico. Por seguridad, el diseño se evaluó con un par torsor $T = 4Nm$, el cual es superior al que ofrecen las herramientas rotatorias comerciales que lo accionarían ^[6].

La verificación del funcionamiento de los elementos del sistema motriz se realiza por cada sección transversal esforzada, es decir, solo se evalúan aquellas secciones transversales que sufren esfuerzos a causa de la interacción entre los elementos del sistema motriz.

5.5.1.- Eje excéntrico: A través de este elemento (fig. 18) se inicia el movimiento del sistema motriz, pues recibe el par torsor proporcionado por la herramienta rotatoria. Como consecuencia del bloqueo supuesto, queda sometido a esfuerzos de torsión. Sin embargo, por la distribución y funcionamiento de los elementos del diseño una sección transversal (sección transversal C) es afectada por esfuerzos de flexión.

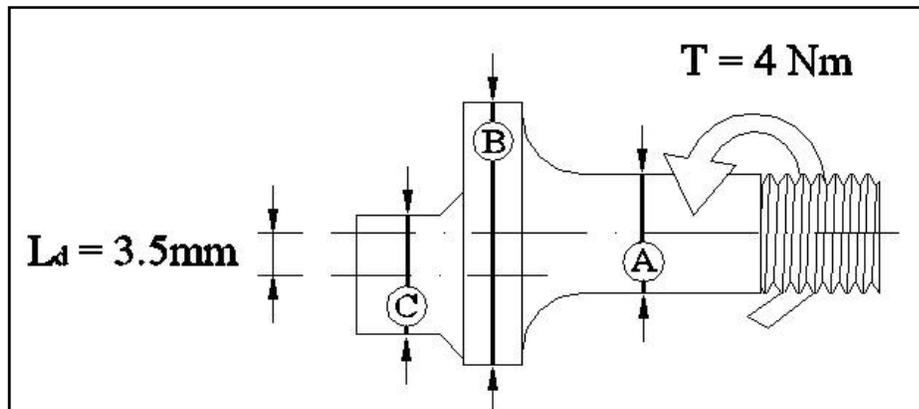


Figura 18.- Eje excéntrico

5.5.1.1.- Verificación estática de las secciones transversales del eje excéntrico: en ésta etapa se verifica la condición de falla del eje excéntrico al ser sometido a un bloqueo (factores de seguridad mayores a 1). De igual forma, se evalúa la deflexión que sufren las secciones trasversales del eje, para verificar si son menores a los límites permisibles (deflexión angular de $0,5^\circ$ como máximo para ejes y flechas de diámetros pequeños ^[5] y deflexión por flexión hasta $0,01\text{ mm}$ que es el ajuste o separación existente entre la carcasa nivel inferior y el eje excéntrico). Los diámetros y longitudes de las secciones transversales A, B y C se determinaron en base a las observaciones y sugerencias aportadas por el especialista en mecanizado de piezas.

1.- Sección transversal A: esta sección pertenece al eje excéntrico y se puede observar en la figura 18. Al suponer que la sección transversal B no puede moverse por efecto del bloqueo, ésta sección se puede modelar como una barra cilíndrica empotrada y sometida a torsión (fig. 19).

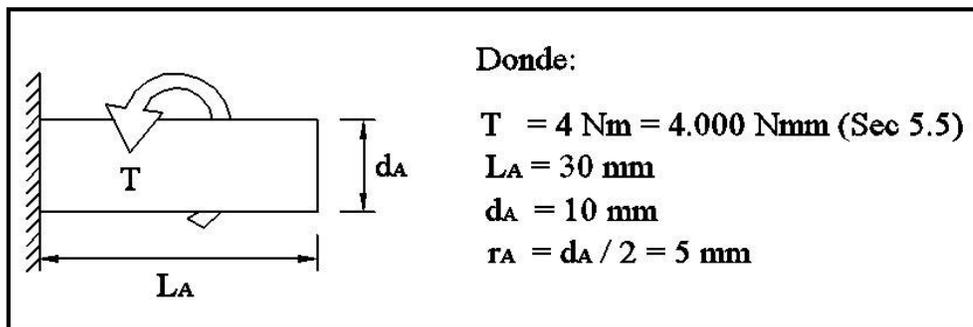


Figura 19.- Modelación de la sección transversal A del eje excéntrico

a. Cálculo del esfuerzo cortante por torsión (τ_{tA}) ^[15]:

$$\tau_{tA} = \frac{T \times r_A}{J_A}$$

(Ec. 2)

Los valores del par torsor T y del radio r_A se observan en la figura 19.

b. Cálculo del momento polar de inercia para la sección circular (J_A) ^[15]:

$$J_A = \frac{\pi \times d_A^4}{32} \quad (\text{Ec. 3})$$

Donde d_A es el diámetro de la sección transversal A y se observa en la figura 21.

Luego, sustituyendo d_A en la ecuación 3 se tiene que: $J_A = 981,75 \text{ mm}^4$

Con el valor de J_A obtenido y los valores de T y r_A previamente determinados, se sustituyen en la ecuación 2, obteniéndose que:

$$\tau_{tA} = 20,37 \text{ MPa}$$

c. Cálculo del factor de seguridad al corte (Nc_A):

$$Nc_A = \frac{Sys}{\tau_{tA}} \quad (\text{Ec. 4})$$

El valor del límite elástico al corte Sys se encuentra en la sección 5.5.

$$Nc_A = \frac{144,34 \text{ MPa}}{20,37 \text{ MPa}} \Rightarrow Nc_A = 7,09$$

d. Cálculo de la deflexión angular (θ_A) ^[15]:

$$\theta_A = \frac{T \times L_A \times 57,3}{J_A \times G} \quad (\text{Ec. 5})$$

Donde G es el módulo de rigidez del material (ver tabla2).
Sustituyendo se tiene que:

$$\theta_A = 0,09^\circ$$

Con base en los resultados obtenidos las dimensiones de la sección transversal A del eje excéntrico se consideran adecuadas, ya que la deflexión angular obtenida (0,09°) es inferior al límite establecido (0,5°) y la sección cuenta con un factor de seguridad apreciablemente alto (7,09).

2.- Sección transversal B: suponiendo que la sección transversal C (ver figura 18) no puede moverse, la sección B se comporta igual que la sección A. Por lo anterior, el procedimiento de verificación estática para ésta sección es similar al utilizado en la sección transversal A exceptuando que $L_B = 5 \text{ mm}$ y $d_B = 22 \text{ mm}$. Los resultados se muestran en la tabla 3:

Tabla 3.-Verificación estática de la sección transversal B del eje excéntrico

<i>Variable</i>	<i>Ecuación Utilizada</i>	<i>Numero de Ecuación</i>	<i>Valor de la Variable</i>
Momento polar de inercia de la sección circular (J_B)	$J_B = \frac{\pi \times (d_B)^4}{32}$	3	22.998 mm ⁴
Esfuerzo cortante por torsión (τ_{TB})	$\tau_{TB} = \frac{T \times r_B}{J_B}$	2	1,91 MPa
Factor de seguridad al corte (N_{CB})	$N_{CB} = \frac{S_{ys}}{\tau_{TB}}$	4	75,57
Deflexión angular (θ_B)	$\theta_B = \frac{T \times L_B \times 57,3}{J_B \times G}$	5	0,0007°

Al igual que la sección anterior, la sección transversal B no falla pues, la deflexión angular obtenida (0,0007°) es mucho menor al límite establecido (0,5°) y se obtiene un factor de seguridad bastante elevado (75,57).

3.- Sección transversal C: ésta sección queda sometida a esfuerzos de flexión (consecuencia del diseño) ya que su eje se encuentra desfasado 3,5mm del eje de rotación principal. Esta condición modifica la línea de acción de la fuerza aplicada. El comportamiento de ésta sección, bajo la acción de un bloqueo al equipo, se considera similar al de una viga empotrada con una carga concentrada, tal como aprecia en la figura 20.

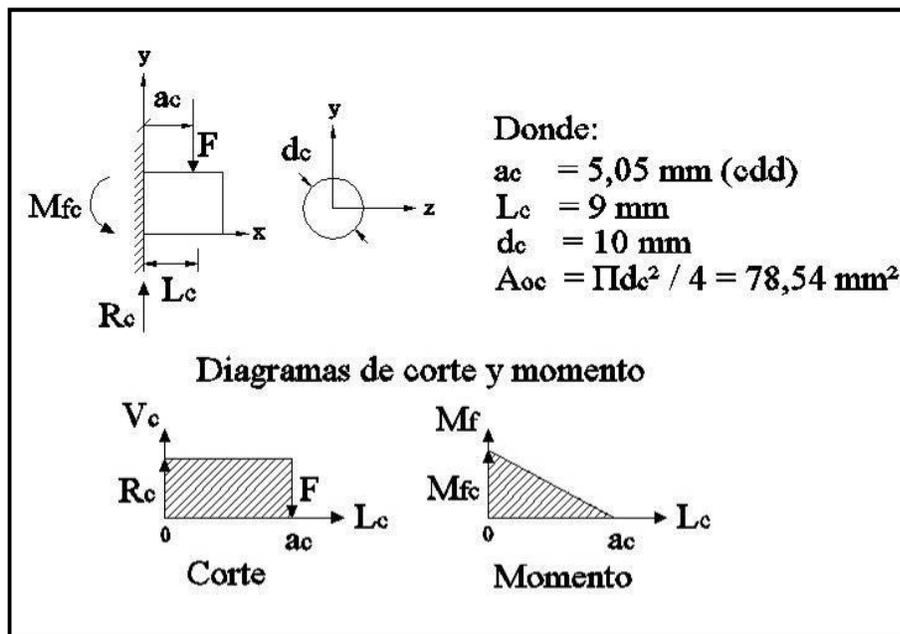


Figura 20.- Modelación de la sección transversal C del eje excéntrico

a. Determinación de la fuerza aplicada (F):

$$\boxed{F = \frac{T}{L_d}} \tag{Ec. 6}$$

El valor del par torsor T se encuentra en la sección 5.5 y al valor de la longitud de desfase L_d se puede observar en la figura 18. Sustituyendo se tiene que:

$$F = 1.142,9 \text{ N}$$

b. Cálculo de la reacción (R_C)^[15] y del momento flector (M_{fc})^[15]:

$$\boxed{R_C = F = V_C} \quad (\text{Ec. 7})$$

$$R_C = F = V_C = 1.142,9N$$

$$\boxed{M_{fc} = F \times a_c} \quad (\text{Ec. 8})$$

Donde a_c es la distancia desde el punto de aplicación de carga hasta el punto de empotramiento y se puede observar en la figura 22. Al sustituir se tiene:

$$M_{fc} = 5.771,6 \text{ Nmm}$$

c. Cálculo del momento de inercia de área (I_C)^[15]:

$$\boxed{I_C = \frac{\pi \times d_c^4}{64}} \quad (\text{Ec. 9})$$

$$I_C = 490,87 \text{ mm}^4$$

d. Cálculo del esfuerzo de flexión (σ_C)^[15]:

$$\boxed{\sigma_C = \frac{M_{fc} \times r_c}{I_C}} \quad (\text{Ec. 10})$$

$$\sigma_C = 58,79 \text{ MPa}$$

e. Cálculo del esfuerzo cortante por carga transversal (τ_{fc})^[15]:

$$\boxed{\tau_{fc} = \frac{4 \times V_C}{3 \times A_{oc}}} \quad (\text{Ec. 11})$$

Donde A_{oC} es el área de la sección transversal C, y se puede observar en la figura 20. Al sustituir se tiene:

$$\tau_{fc} = 19,4 \text{ MPa}$$

f. Cálculo del esfuerzo cortante directo (τ_{dc}) ^[15]: esta sección también podría fallar por rotura de la base ^[15], por lo que:

$$\tau_{dc} = \frac{V_c}{A_{oC}} \quad (\text{Ec. 12})$$

$$\tau_{dc} = 14,55 \text{ MPa}$$

g. Cálculo de los factores de seguridad a flexión (N_{flC}) y a corte (N_{cC}):

$$N_{flC} = \frac{S_y}{\sigma_c} \quad (\text{Ec. 13})$$

El límite elástico a la tensión S_y se obtiene de la tabla 2 y al sustituir se tiene que:

$$N_{flC} = 4,25$$

$$\text{De Ec. 4: } N_{cC1} = \frac{S_{ys}}{\tau_{fc}} = 7,44$$

$$\text{De Ec. 4: } N_{cC2} = \frac{S_{ys}}{\tau_{dc}} = 9,92$$

h. Cálculo de la deflexión por flexión (Y_{maxc}) ^[15]: esta deflexión se presenta justo en el punto donde aplica la fuerza F , pues es el más alejado de la zona de empotramiento.

$$Y_{maxc} = \frac{F \times (a_c)^2}{6 \times E \times I_c} (a_c - 3L_c) \quad (\text{Ec. 14})$$

Donde E es el módulo de elasticidad y se obtiene de la tabla 2. Sustituyendo los valores correspondientes se tiene:

$$Y_{maxc} = -0,0011 \text{ mm}$$

Ya que la deflexión por flexión ($0,0011 \text{ mm}$) es inferior a la deflexión límite ($0,01 \text{ mm}$), y los factores de seguridad a la flexión y al corte son superiores a 1 la sección transversal C puede funcionar adecuadamente.

4.- Cambio de sección transversal A-B: entre las secciones A y B existe una concentración de esfuerzos debido al cambio de sección transversal.

a. Cálculo del factor de concentración de esfuerzos estáticos (K_t)^[15]:

$$K_t = A_1 \left(\frac{r_{f1}}{d_{m1}} \right)^{b_1} \quad (\text{Ec. 15})$$

Con $\frac{D_{M1}}{d_{m1}} = \frac{22 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} = 2,2$ y $\frac{r_{f1}}{d_{m1}} = \frac{5 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} = 0,5$ (plano 2), se obtiene

que: $A_1 = 0,86802$ y $b_1 = -0,24075$ ^[15]; de modo que:

$$K_t = 0,86802(0,5)^{-0,24075} = 1,02566$$

Ya que $\tau_{tA} = 20,37 \text{ MPa}$ (sec. 5.5.1.1 apartado 1 parte b) es el mayor esfuerzo aplicado a alguna de las 2 secciones transversales, se tiene que:

$$\tau_{CS1} = \tau_{tA} \times K_t \Rightarrow \tau_{CS1} = 20,89 \text{ MPa}$$

b. Cálculo del factor de seguridad por esfuerzos de corte (Nc_1):

$$\text{De Ec. 4: } Nc_1 = \frac{S_{ys}}{\tau_{tA}} = 6,91$$

Donde: $S_{ys} = 144,34 \text{ MPa}$ (sec. 5.5).

El concentrador de esfuerzos generado por el cambio de sección transversal $A-B$ no afecta apreciablemente la funcionabilidad del eje excéntrico, pues el factor de seguridad continúa siendo superior a 1 (6,91).

5.- Cambio de sección transversal B-C: éste cambio genera un concentrador de esfuerzos al igual que el cambio de sección $A-B$. El procedimiento para verificar es el mismo de la sección anterior, exceptuando que $\frac{D_{M2}}{dm_2} = \frac{15 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} = 1,5$ y $\frac{rf_2}{dm_2} = \frac{2 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} = 0,2$ (plano 2); por lo que: $A_2 = 0,93836$ y $b_2 = -0,25759$ ^[15].

Además, cuando en la fibra más crítica σ es máximo τ_f es igual a cero y viceversa ^[5, 15, 22]; por lo que se estudian separadamente. Los resultados se muestran en la tabla 4.

Para los cálculos se debe tener en cuenta que: $\sigma_c = 58,79 \text{ Mpa}$ y $\tau_{fc} = 19,4 \text{ MPa}$ (sec. 5.5.1.1 apartado 3), $S_{ys} = 144,34 \text{ MPa}$ (sec. 5.5) y $S_y = 250 \text{ Mpa}$ (ver tabla 2).

Tabla 4.-Verificación estática del cambio de sección transversal B-C del eje excéntrico

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Factor de concentración de esfuerzos estáticos (Kt_2):	$Kt_2 = A_2 \left(\frac{rf_2}{dm_2} \right)^{b_2}$	15	1,42042
Esfuerzo cortante corregido (τ_{CS2})	$\tau_{CS2} = \tau_{fc} \times Kt_2$	-	27,56 MPa
Esfuerzo de flexión corregido (σ_{CS2})	$\sigma_{CS2} = \sigma_C \times Kt_2$	-	83,51 MPa
Factor de seguridad al corte (Nc)	$Nc_2 = \frac{S_{ys}}{\tau_{CS2}}$	4	5,24
Factor de seguridad a la flexión (Nfl)	$Nfl_2 = \frac{S_y}{\sigma_{CS2}}$	13	2,99

Aún con el concentrador de esfuerzos que se produce en el cambio de sección transversal B-C, ésta no debe fallar pues los factores de seguridad al corte y la flexión continúan siendo superiores a 1.

5.5.1.2.- Verificación a fatiga: en cuanto al diseño por fatiga, sólo la sección transversal C del Eje Excéntrico se encuentra sometida a esfuerzos cíclicos repetitivos (fig. 23); las secciones transversales A y B sufren esfuerzos constantes de torsión y se consideran secciones cargadas estáticamente.

a. Cálculo del límite a la fatiga (Se_1'):

$$Se_1' = 0,5Su \text{ si } Su \leq 20Kpsi(1.400 MPa)^{[15]}, \text{ como } Su = 570MPa \text{ (tabla 2)}$$

$$Se_1' = 0,5(570 MPa) = 285 MPa$$

b. Cálculo de la resistencia última a la tensión corregida (Su_1'):

Al ser carga de flexión (*cdd*): $Su_1' = 0,9Su^{[5]}$, de lo que se obtiene:

$$Su_1' = 0,9(570 MPa) = 513 MPa. \text{ Para valor } Su \text{ ver tabla 2.}$$

c. Cálculo del límite a la fatiga corregido (Se_I) ^[15]:

$$\boxed{Se_I = Ka_I \times Kb_I \times Kc_I \times Kd_I \times Ke_I \times Se_I'} \quad (\text{Ec. 16})$$

c.1.- Factor de acabado superficial (Ka_I) ^[15]:

$$\boxed{Ka_I = A(Su)^b} \quad (\text{Ec. 17})$$

$A = 1,58$ y $b = -0,085 \rightarrow$ Acabado Rectificado ^[15]

$$Ka_I = 1,58(570)^{-0,085} \Rightarrow Ka_I = 0,92131$$

c.2.- Factor de tamaño (Kb_I) ^[15]:

$$\boxed{Kb_I = \left(\frac{d}{7,62} \right)^{-0,107}} \quad \text{sí } 7,62 \leq d < 51\text{mm} \quad (\text{Ec. 18})$$

Como $d = dc = 10\text{mm}$ (fig. 20) $Kb = \left(\frac{10}{7,62} \right)^{-0,107} \Rightarrow Kb = 0,97134$

c.3.- Factor de carga (Kc_I):

$$Kc_I = 1 \rightarrow \text{por ser carga de flexión} \supset [15]$$

c.4.- Factor de temperatura (Kd_I): la temperatura está limitada hasta 180°C, ya que hasta este valor operan los polímeros (carcasa) sin modificar sus propiedades.

$$\text{Como } T \leq 450^\circ C, \text{ entonces: } Kd_I = 1 \supset [15]$$

c.5.- Factor de confiabilidad (Ke_I):

$$Ke_I = 0,659 \rightarrow \text{Éste valor es para un } 99,999 \% \text{ de confiabilidad} \supset [15].$$

Luego de definir todos los factores modificadores (Ka_1 , Kb_1 , Kc_1 , Kd_1 y Ke_1) y con el valor del límite a la fatiga Se_1' (sec. 5.5.1.2 parte a), se tiene que:

De Ec. 16: $Se_1 = 168,08 MPa$

Al no poseer información sobre la vida útil de éstos equipos, para el diseño por fatiga, se seleccionó una vida supuesta de $N = 5 \times 10^9$ ciclos de esfuerzos. De modo que si el equipo es utilizado 3 veces diarias en operaciones de 60 minutos de duración y al límite de oscilaciones o ciclos (14.000 c.p.m), el osteótomo tendrá una vida útil de 5 años y 5 meses; lo cual es un tiempo apreciablemente alto.

d. Cálculo de la resistencia a la fatiga ($Sf_{@NI}$) ^[15]:

$$\boxed{Sf_{@NI} = A_3(N)^{b_3}} \quad (\text{Ec. 19})$$

Donde:

$$\boxed{A_3 = \frac{(Su_1')^2}{Se_1}} \quad (\text{Ec. 20})^{[15]}$$

$$\boxed{b_3 = \frac{1}{Z} \text{Log} \left(\frac{Su_1'}{Se_1} \right)} \quad (\text{Ec. 21})^{[15]}$$

Para $N = 5 \times 10^9 \rightarrow Z = -6,699$ ^[15].

$$\text{De Ec. 20: } A_3 = \frac{(513 MPa)^2}{168,08 MPa} = 1.565,74 MPa$$

$$\text{De Ec. 21: } b_3 = \frac{1}{-6,699} \text{Log} \left(\frac{513 MPa}{168,08 MPa} \right) = -0,07234$$

De Ec.19: $Sf_{@NI} = 1.565,74 MPa(5 \times 10^9)^{-0,07234} \Rightarrow Sf_{@NI} = 311,24 MPa$

Como esta sección posee un concentrador de esfuerzos se debe verificar su sensibilidad a las muescas

e. Cálculo de la sensibilidad a las muescas (q_I)^[15] y factor de concentración de esfuerzos a fatiga (Kf_I)^[15]:

$$\boxed{Kf_I = 1 + [q_I(Kt_2 - 1)]} \tag{Ec. 22}$$

$$\boxed{q_I = \frac{1}{1 + \frac{\sqrt{n_1}}{\sqrt{rf_I}}}} \tag{Ec. 23}$$

Con: $\sqrt{n_1} = 0,07733in^{0,5} = 0,01232m^{0,5}$ ^[15] y

$$\sqrt{rf_I} = \sqrt{0,002m} = 0,04472m^{0,5} \text{ (Plano 2)}$$

De Ec. 23: $q_I = 0,78401$

El valor del factor de concentración de esfuerzos estáticos Kt_2 se encuentra en la sección. 5.5.1.1 apartado 5.

De Ec. 22: $Kf_I = 1,32961$

$$\sigma_1 = Kf_I \times \sigma_{a1} \Rightarrow \sigma_1 = 39,09 MPa$$

Donde: $\sigma_{a1} = \frac{\sigma_c}{2} = \frac{58,79 MPa}{2} = 29,4 MPa$

f. Cálculo del factor de seguridad a la fatiga (Nf_I)^[15]:

$$Nf = \frac{Su' \times Sf_{@N}}{(\sigma_m \times Sf_{@N}) + (\sigma_a \times Su')} \quad (\text{Ec. 24})$$

Para este caso:
$$Nf_I = \frac{Su_I' \times Sf_{@NI}}{\sigma_{aI} (Sf_{@NI} + Su_I')} \quad (\text{Ec. 25})$$

Sustituyendo los valores correspondientes, se tiene que:

De Ec. 25: $Nf_I = 4,96$

Ya que el factor de seguridad a la fatiga es superior a 1 (4,96), se puede asegurar que el Eje Excéntrico va a funcionar durante los 5×10^9 ciclos que fueron establecidos.

5.5.2.- Carrete seguidor: éste elemento es la clave del diseño, pues se encarga de transformar el movimiento giratorio del eje excéntrico en un movimiento de vaivén que luego se convertirá en oscilaciones. Por su estructura, las secciones del carrete que quedan sometidas a esfuerzos son las secciones transversales *D* y *E* (fig. 21). Los pines de deslizamiento solo sufren desgaste; aunque no se descarta que la situación de bloqueo genere esfuerzos de corte directo en la base de los mismos.

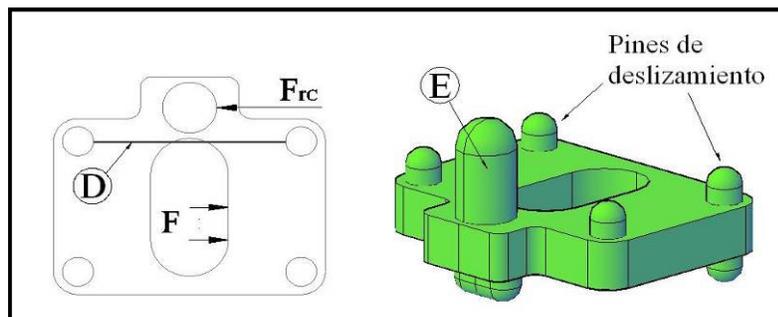


Figura 21.- Carrete seguidor

5.5.2.1.- Verificación estática: en ésta etapa, al igual que en la sección 5.5.1.1 se debe verificar, el funcionamiento del carrete seguidor bajo el efecto de un bloqueo. También se debe comprobar que la deflexión por flexión que sufre el carrete no afecta su funcionamiento (debe ser inferior a 0,01mm).

1.- Sección transversal D: ésta sección se puede modelar, por su comportamiento frente a un bloqueo, como una barra simplemente apoyada (el apoyo simula la presencia de los pines de deslizamiento) sometida a un momento flector generado por una fuerza concentrada (que representa al eje excéntrico) capaz de desplazarse de un punto a otro (fig. 22).

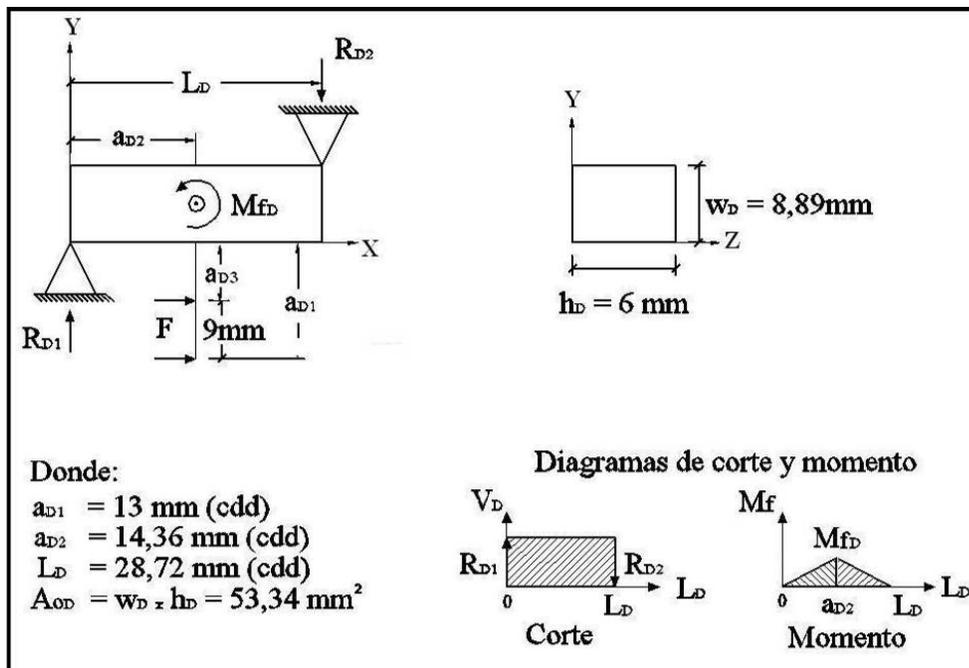


Figura 22.- Modelación de la sección transversal D del carrete seguidor

a. Cálculo del momento flector (M_{fD}) y de las reacciones (R_D) ^[22]:

Aunque la fuerza F tiene la capacidad de desplazarse de un punto a otro, la situación más crítica ocurre cuando ésta se encuentra en el punto

más alejado de la sección transversal D . Dicho punto se encuentra a una distancia $a_{D1} = 13\text{mm}$ (ver figura 22).

De Ec. 8: $Mf_D = F \times a_{D1} = 14.858\text{ Nmm}$

Donde: $F = 1.142,9\text{ N}$ (sec. 5.5.1.1)

$$\boxed{R_{D1} = -R_{D2} = V_D = \frac{Mf_D}{L_D}} \quad (\text{Ec. 26})$$

La longitud L_D se puede observar en la figura 22. Evaluando la ecuación 26 con los valores correspondientes, se tiene:

$$R_{D1} = -R_{D2} = V_D = \frac{14.858\text{ Nmm}}{28,72\text{ mm}} = 517,34\text{ N}$$

b. Cálculo del esfuerzo cortante por carga transversal (τ_{fD}) ^[15]:

$$\boxed{\tau_{fD} = \frac{3 \times V_D}{2 \times A_{oD}}} \quad (\text{Ec. 27})$$

El valor de área A_{oD} se observa de la figura 25. Al sustituir cada término se tiene que:

$$\tau_{fD} = 14,55\text{ MPa}$$

c. Cálculo del momento de inercia de área (I_D) ^[15]:

$$\boxed{I_D = \frac{(w_D)^3 \times h_D}{12}} \quad (\text{Ec. 28})$$

Los valores del ancho w_D y del espesor h_D se pueden observar en la figura 22. Sustituyendo w_D y h_D en la ecuación 28, resulta:

$$I_D = \frac{(8,89 \text{ mm})^3 \times 6 \text{ mm}}{12} \Rightarrow I_D = 351,3 \text{ mm}^4$$

d. Cálculo del esfuerzo de flexión (σ_D):

$$\text{De Ec. 10: } \sigma_D = \frac{M_{fD} \times r_D}{I_D} = 126,88 \text{ MPa}$$

$$\text{Donde: } r_D = \frac{h_D}{2} = 3 \text{ mm}$$

e. Cálculo de factores de seguridad al corte (N_{cD}) y la flexión (N_{fD}):

$$\text{De Ec. 4: } N_{cD} = \frac{S_{ys}}{\tau_{fD}} = 9,92$$

$$\text{De Ec. 13: } N_{fD} = \frac{S_y}{\sigma_D} = 1,97$$

Donde: $S_{ys} = 144,34 \text{ MPa}$ (sec. 5.5), $S_y = 250 \text{ MPa}$ (ver tabla 2).

f. Cálculo de la deflexión por flexión (Y_{maxD}) ^[22]: la máxima deflexión de la sección transversal D del carrete seguidor ocurre en el punto donde se aplica el momento flector M_{fD} .

$$Y_{maxD} = \frac{M_{fD}}{6 \times E \times I_D \times L_D} \left[\frac{3(a_{D2})^3}{8} \right] \quad (\text{Ec. 29})$$

Sustituyendo los términos que correspondan a la ecuación 29 incluido el modulo de elasticidad E (la tabla 2), se obtiene que:

$$Y_{maxD} = 0,0014 \text{ mm}$$

Como se observa, esta sección funciona correctamente bajo las condiciones supuestas. Lo anterior se verifica al comparar el valor obtenido de la flexión (0,0014 mm) con el 0,01 mm permitido, de igual forma los factores de seguridad calculados son superiores a 1.

2.- Sección transversal E y pines de deslizamiento: la sección transversal E y los pines de deslizamiento sufren esfuerzos de corte directo. En la sección transversal E, el esfuerzo de corte se presenta cuando se impide el movimiento de la barra oscilante. Los pines de deslizamiento son afectados simultáneamente con la sección transversal D. El esfuerzo de corte que afecta a los pines de deslizamiento es consecuencia del momento flector M_{fD} que sufre la sección transversal D, esta situación se observa en la figura 22 en donde los pines son representados por las reacciones R_{D1} y R_{D2} .

a. Cálculo del área (A_{oE}) de la sección transversal E:

$$A_{oE} = \pi \times \left(\frac{d_E}{2} \right)^2 \Rightarrow A_{oE} = 38,48 \text{ mm}^2$$

Donde: $d_E = 7 \text{ mm}$ (ver plano 3)

b. Cálculo del esfuerzo cortante directo en la sección transversal E:

$$\text{De Ec. 12: } \tau_{dE} = \frac{F}{A_{oE}} = 29,7 \text{ MPa}$$

Donde: $F = 1.142,9 \text{ N}$ (sec. 5.5.1.1).

c. Cálculo del factor de seguridad al corte (N_{cE}):

$$\text{De Ec. 4: } N_{cE} = \frac{S_{ys}}{\tau_{dE}} = 4,86 \rightarrow \text{Para la sección transversal E.}$$

Donde: $Sys = 144,34 MPa$ (sec. 5.5).

d. Cálculo del área (A_{oP}) de la sección transversal de los pines de deslizamiento:

$$A_{oP} = \pi \times \left(\frac{d_P}{2}\right)^2 \Rightarrow A_{oP} = 12,57 mm^2 \rightarrow \text{Área de un solo pin.}$$

Donde: $d_P = 4 mm$.

e. Cálculo del esfuerzo cortante directo en los pines de deslizamiento:

De Ec. 12: $\tau_{dP} = \frac{F}{A_{oP}} = 90,92 MPa$

Donde: $F = 1.142,9N$ (sec. 5.5.1.1).

f. Cálculo del factor de seguridad al corte (N_{cP}):

De Ec. 4: $N_{cP} = \frac{Sys}{\tau_{dP}} = 1,59 \rightarrow$ Para un pin de deslizamiento.

Donde: $Sys = 144,34 MPa$ (sec. 5.5).

De acuerdo a los valores de los factores de seguridad al corte, obtenidos para la sección transversal E y para los pines de deslizamiento, estas secciones funcionan adecuadamente bajo la influencia de un bloqueo al equipo.

5.5.2.2.- Verificación a fatiga: en el estudio a fatiga, el carrete seguidor es una pieza sometida a esfuerzos combinados (cíclicos y fluctuantes). Lo anterior obliga a tener precaución, en el estudio por fatiga, al momento de estimar la vida útil del carrete seguidor.

1.- Sección transversal D: ésta sección sufre esfuerzos cíclicos repetitivos y fluctuantes a la vez, por lo que el análisis debe realizarse para ambos casos. Como esta sección es rectangular se debe hallar un diámetro equivalente, lo cual modifica el valor del factor de tamaño Kb_1 (sec. 5.5.1.2). Los otros factores de corrección usados en la sección transversal C del eje excéntrico mantienen su valor.

a. Cálculo del diámetro equivalente (d_2)^[15] de la sección transversal D:

$$d_2 = \sqrt{\frac{A_{95\%}}{0,0766}} \quad (\text{Ec. 30})$$

Donde: $A_{95\%} = h_D \times w_D \times 0,95 = 50,67 \text{ mm}^2$ (para h_D y w_D ver figura 22)

$$d_2 = \sqrt{\frac{50,67 \text{ mm}^2}{0,0766}} \Rightarrow d_2 = 25,72 \text{ mm}$$

b. Cálculo del factor de tamaño (Kb_2):

$$\text{De Ec. 18: } Kb_2 = \left(\frac{d_2}{7,62} \right)^{-0,107} = 0,87795$$

El resto del procedimiento para la verificación a fatiga, es igual al utilizado en la sección 5.5.1.2. Los resultados se muestran en la tabla 5.

Tabla 5.-Verificación a fatiga de la sección transversal D del carrete seguidor

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Límite a la fatiga corregido (Se_2)	$Se_2 = Ka_1 \times Kb_2 \times Kc_1 \times Kd_1 \times Ke_1 \times Se_1'$	16	151,92MPa
Factor A_4	$A_4 = \frac{(Su_1')^2}{Se_2}$	20	1.732,29MPa

Tabla 5.- Continuación

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Factor b_4	$b_4 = \frac{1}{Z} \text{Log} \left(\frac{Su_1'}{Se_2} \right)$	21	-0,07889
Resistencia a la fatiga a 5×10^9 ciclos ($Sf_{@N2}$)	$Sf_{@N2} = A_4(N)^{b_4}$	19	297,49 MPa
Factor de seguridad a la fatiga (Nf_2)	$Nf_2 = \frac{Su_1' \times Sf_{@N2}}{\sigma_D(Sf_{@N2} + Su_1')}$	25	1,49

Para la tabla 5: $Ka_1 = 0,92131$, $Kc_1 = 1$, $Kd_1 = 1$ y $Ke_1 = 0,659$ (sec. 5.5.1.2 punto c), $Se_1' = 285 \text{ MPa}$ (sec. 5.5.1.2 punto a), $Su_1' = 513 \text{ MPa}$ y $Z = -6,699$ (sec. 5.5.1.2 puntos b y d respectivamente). Además $\sigma_D = 126,88 \text{ MPa}$ (sec. 5.5.2.1 apartado 1 punto d).

c. Cálculo de la fatiga a esfuerzos fluctuantes: para la verificación por esfuerzos fluctuantes es necesario determinar el esfuerzo mínimo $\sigma_{\min D}$. Éste se obtiene del momento flector Mf_D resultante cuando la fuerza F se encuentra más cerca de la sección transversal D . Esta situación ocurre cuando la fuerza F está separada una distancia de $a_{D3} = 4 \text{ mm}$ de la sección transversal D (ver figura 22).

f.1.- Cálculo del momento flector (Mf_{D1}):

De Ec. 8: $Mf_{D1} = F \times a_{D3} = 4,571,6 \text{ Nmm}$

Donde $F = 1.142,9 \text{ N}$ (sec. 5.5.1.1).

f.2.- Cálculo del esfuerzo mínimo ($\sigma_{\min D}$):

De Ec. 10: $\sigma_{\min D} = \frac{Mf_{D1} \times r_D}{I_D} = 39,04 \text{ MPa}$

Donde: $I_D = 351,3 \text{ mm}^4$ (sec. 5.5.2.1 apartado 1 punto c).

f.3.- Cálculo de los esfuerzos medio y alternante (σ_{mD} y σ_{aD}) ^[15]:

$$\sigma_{mD} = \frac{\sigma_{\max D} + \sigma_{\min D}}{2} \quad (\text{Ec. 31})$$

$$\sigma_{aD} = \frac{\sigma_{\max D} - \sigma_{\min D}}{2} \quad (\text{Ec. 32})$$

El valor del esfuerzo máximo es $\sigma_{\max D} = 126,88 \text{ MPa}$ (sec. 5.5.2.1 apartado 1 punto d).

$$\text{De Ec. 31: } \sigma_{mD} = \frac{126,88 \text{ MPa} + 39,04 \text{ MPa}}{2} \Rightarrow \sigma_{mD} = 82,96 \text{ MPa}$$

$$\text{De Ec. 32: } \sigma_{aD} = \frac{126,88 \text{ MPa} - 39,04 \text{ MPa}}{2} \Rightarrow \sigma_{aD} = 43,92 \text{ MPa}$$

f.4.- Cálculo del factor de seguridad a la fatiga (Nf_D):

$$\text{De Ec. 24: } Nf = \frac{Su_1' \times Sf_{@N_2}}{(\sigma_{mD} \times Sf_{@N_2}) + (\sigma_{aD} \times Su_1')} = 3,23$$

Donde: $Su_1' = 513 \text{ MPa}$ (sec. 5.5.1.2 punto b) y $Sf_{@N} = 297,49 \text{ MPa}$ (sec. 5.5.2.2 apartado 1 punto d).

2.- Sección transversal E: ésta sección sufre esfuerzos cíclicos completamente alternantes (fig. 27), debido al movimiento de vaivén que realiza el carrito seguidor:

a. Cálculo del factor de tamaño (Kb_3):

Como: $d_E < 8 \text{ mm}$ (ver plano 3), entonces: $Kb_3 = 1$ ^[15]

b. Cálculo del factor de carga (Kc_3):

Ya que la carga es de corte puro (*cdd*), entonces: $Kc_3 = 0,57$ ^[5]

c. Cálculo de la resistencia última a la tensión corregida (Su_3'):

Como la carga es de corte puro (*cdd*): $Su_3' = 0,7Su$ ^[5] →
 $Su_3' = 0,7(570 MPa) = 399 MPa$. El valor Su se encuentra en la tabla 2.

El resto del procedimiento para la verificación a fatiga, es igual al utilizado en la sección 5.5.1.2. Los resultados se muestran en la tabla 6.

Tabla 6.-Verificación a fatiga de la sección transversal E del carrete seguidor

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Límite a la fatiga corregido (Se_3)	$Se_3 = Ka_1 \times Kb_3 \times Kc_3 \times Kd_1 \times Ke_1 \times Se_1'$	16	98,63MPa
Factor A_5	$A_5 = \frac{(Su_3')^2}{Se_1}$	20	1.614,12MPa
Factor b_5	$b_5 = \frac{1}{Z} \text{Log} \left(\frac{Su_3'}{Se_1} \right)$	21	-0,09061
Resistencia a la fatiga a 5×10^9 ciclos ($Sf_{@N3}$)	$Sf_{@N3} = A_5(N)^{b_5}$	19	213,36MPa
Factor de seguridad a la fatiga (Nf_3)	$Nf_3 = \frac{Sf_{@N3}}{\tau_{dE}}$	24	7,18

Para la tabla 6: $Ka_1 = 0,92131$, $Kd_1 = 1$ y $Ke_1 = 0,659$ (sec. 5.5.1.2 punto c), $Se_1' = 285 MPa$ (sec. 5.5.1.2 punto a) y $Z = -6,699$ (sec. 5.5.1.2 punto d). Además $\tau_{dE} = 29,7 MPa$ (sec. 5.5.2.1 apartado 2 punto b).

Como puede observarse, el carrete seguidor tiene una configuración dimensional adecuada para soportar el funcionamiento a lo largo de 5×10^9 ciclos. Esto se comprueba al verificar que todos los factores de seguridad a la fatiga calculados arrojaron valores superiores a 1.

5.5.3. Barra oscilante: la barra oscilante (fig. 23) debe su nombre al hecho de ser el elemento encargado de transformar el movimiento de vaivén del carrete seguidor, en el movimiento oscilante que se desea generar en las hojillas de corte.

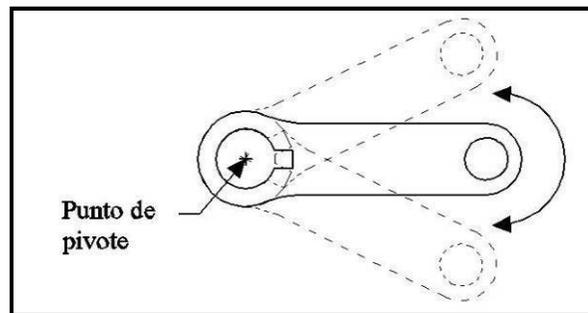


Figura 23.- Barra oscilante

Para evaluar éste elemento debe utilizarse la fuerza o carga que se produce en el punto de contacto entre la barra oscilante y el carrete seguidor (fig. 24).

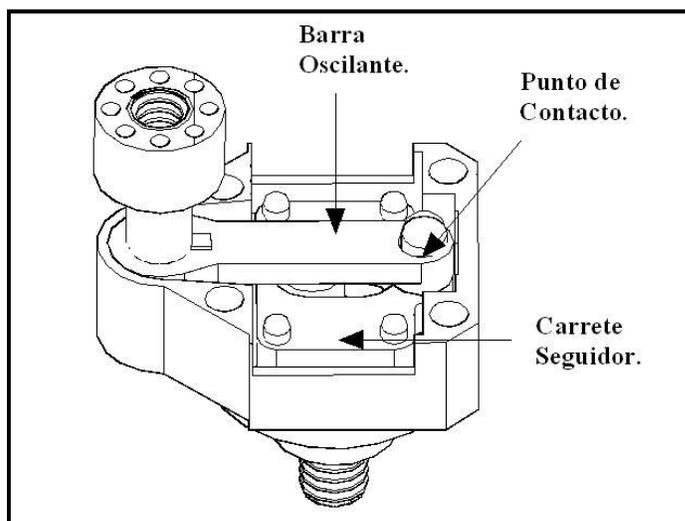


Figura 24.- Punto de contacto entre la barra oscilante y el carrete seguidor

El valor de la fuerza generada en el punto de contacto es la misma que produce el eje excéntrico y es $F = 1.142,9 N$ (sec. 5.5.1.1 apartado 3 punto a). Esto se debe a la suposición de un 100% de eficiencia en la transmisión de fuerzas a través de todos los elementos del diseño (sec. 5.5). Por otra parte, una de las restricciones inherentes al diseño se modifica en ésta sección. Por construcción, ubicación y funcionamiento la barra oscilante permite una deflexión por flexión máxima de $0,5 mm$ en comparación con la deflexión de $0,01 mm$ que permiten los elementos analizados anteriormente.

5.5.3.1.- Verificación estática: para el análisis estático de la barra oscilante, ésta se modelará como una barra empotrada en un extremo (fig. 25) que simula la condición de bloqueo del punto de pivote, con una carga aplicada en el extremo libre; que es el mismo punto de contacto entre la barra oscilante y el carrete seguidor.

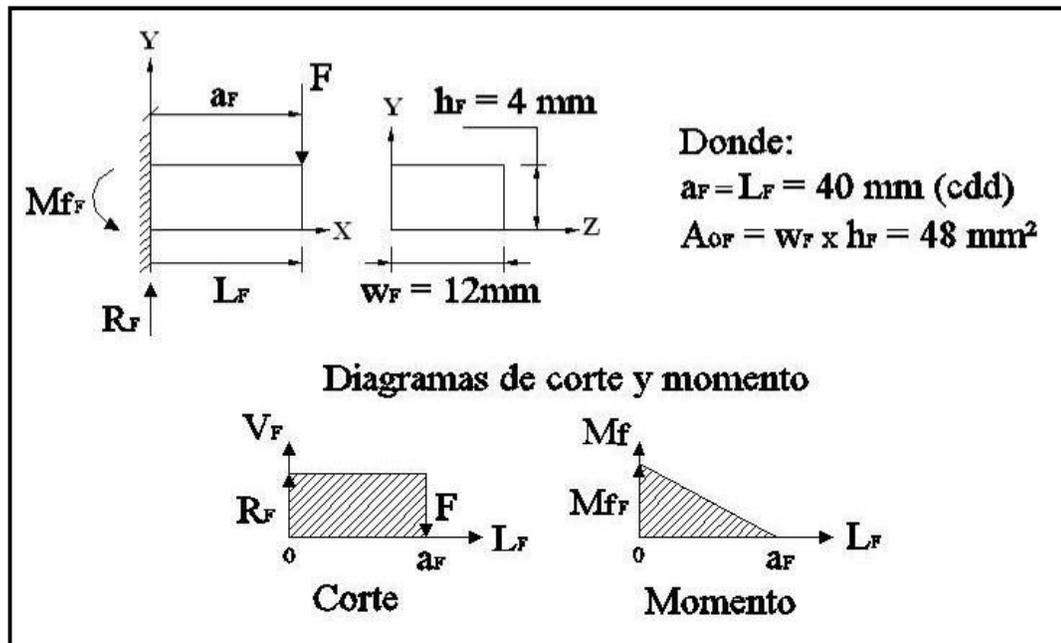


Figura 25.- Modelación de la barra oscilante

a. Cálculo de la reacción (R_F) y del momento flector (Mf_F):

De Ec. 8: $Mf_F = F \times a_F = 45.716 \text{ Nmm}$

Donde: $F = 1.142,9N$ (sec. 5.5.1.1 apartado 3 punto a) y $a_F = 40 \text{ mm}$
 (ver figura 25).

b. Cálculo del esfuerzo cortante por carga transversal (τ_{f_F}):

De Ec. 27: $\tau_{f_F} = \frac{3 \times F}{2 \times A_{oF}} = 35,72 \text{ MPa}$

Donde: $F = 1.142,9 N$ (sec. 5.5.1.1 apartado 3 punto a) y $A_{oF} = 48 \text{ mm}^2$
 (fig. 30).

c. Cálculo del momento de inercia de área (I_F):

De Ec. 28: $I_F = \frac{(w_F)^3 \times h_F}{12} = 576 \text{ mm}^4$

Donde: $w_F = 12 \text{ mm}$ y $h_F = 4 \text{ mm}$ (ver figura 25).

d. Cálculo del esfuerzo de flexión (σ_F):

De Ec.10: $\sigma_F = \frac{Mf_F \times r_F}{I_F} = 158,74 \text{ MPa}$

Donde: $r_F = \frac{h_F}{2} = 2 \text{ mm}$

e. Cálculo del concentrador de esfuerzos estáticos (Kt_3): ésta sección posee un cuñero, lo cual puede afectar su desempeño y comprometer el funcionamiento del Osteótomo de sierra oscilante diseñado.

Con $\frac{dm_3}{h_3} = \frac{3 \text{ mm}}{4 \text{ mm}} = 0,75$ y $\frac{w_3}{dm_3} = \frac{12 \text{ mm}}{3 \text{ mm}} = 4$ (plano 3), se obtiene que:

$$A_6 = 0,974 \text{ y } b_6 = -0,87977 \quad [15]$$

De Ec. 15: $Kt_3 = A_6 \left(\frac{dm_3}{h_3} \right)^{b_6} \Rightarrow Kt_3 = 1,25452$

Con lo que se puede determinar qué:

$$\sigma_{CS3} = \sigma_F \times Kt_3 = 199,14 \text{ MPa}$$

f. Cálculo del factor de seguridad a la flexión (Nfl_F):

De Ec. 13: $Nfl_F = \frac{Sy}{\sigma_{CS3}} = 1,26$

Donde: $Sy = 250 \text{ Mpa}$ (ver tabla 2).

g. Cálculo de la deflexión por flexión ($Ymax_F$)^[15]:

$$\boxed{Ymax_F = \frac{-F \times (L_F)^3}{3 \times E \times I_F}} \quad (\text{Ec. 33})$$

Donde E es el módulo de elasticidad (tabla 2) y F es la fuerza aplicada (sec. 5.5.1.1 apartado 3 punto a). Sustituyendo los valores correspondientes se tiene:

$$Ymax_F = -0,22 \text{ mm}$$

Estáticamente, la configuración de la barra oscilante no presenta problemas desde el punto de vista funcional. Lo anterior se deriva del factor de seguridad obtenido (1,26) el cual es superior a 1. Además que la deflexión que sufre este elemento (0,22 mm), es inferior a la deflexión permitida (0,5 mm).

5.5.3.2.- Verificación a fatiga: la barra oscilante se encuentra, por el hecho de oscilar, sometida a esfuerzos totalmente alternantes:

a. Cálculo del diámetro equivalente (d_4) de la sección transversal:

Con: $A_{95\%} = h_F \times w_F \times 0,95 = 45,6 \text{ mm}^2$ (ver figura 25 para h_F y w_F)

$$\text{De Ec. 30: } d_4 = \sqrt{\frac{A_{95\%}}{0,0766}} = 24,4 \text{ mm}$$

b. Cálculo del factor de tamaño (Kb_4):

$$\text{De Ec. 18: } Kb_4 = \left(\frac{d_4}{7,62}\right)^{-0,107} = 0,88291$$

El resto del procedimiento para la verificación a fatiga, es igual al utilizado en la sección 5.5.1.2. Los resultados se muestran en la tabla 7.

Tabla 7.-Verificación a fatiga de la barra oscilante

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Límite a la fatiga corregido (Se_4)	$Se_4 = Ka_1 \times Kb_4 \times Kc_1 \times Kd_1 \times Ke_1 \times Se_1'$	16	152,78MPa
Factor A_7	$A_7 = \frac{(Su_1')^2}{Se_4}$	20	1.722,54MPa
Factor b_7	$b_7 = \frac{1}{Z} \text{Log}\left(\frac{Su_1'}{Se_4}\right)$	21	-0,07853
Resistencia a la fatiga a 5×10^9 ciclos ($Sf_{@N_4}$)	$Sf_{@N_4} = A_7(N)^{b_7}$	19	298,2MPa

Tabla 7.-Continuación

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Sensibilidad a las Muecas (q_4)	$q_4 = \frac{1}{1 + \frac{\sqrt{n_4}}{\sqrt{rf_4}}}$	23	0,81637
Factor de concentración de esfuerzos a fatiga (Kf_4)	$Kf_4 = 1 + [q_4(Kt_3 - 1)]$	22	1,20778
Esfuerzo alternante (σ_{a4})	$\sigma_{a4} = \sigma_F \times Kf_4$	-	191,72 MPa
Factor de seguridad a la fatiga (Nf_4)	$Nf_4 = \frac{Sf_{@N_4}}{\sigma_{a4}}$	24	1,56

Para la tabla 7: $Ka_1 = 0,92131$, $Kc_1 = 1$, $Kd_1 = 1$ y $Ke_1 = 0,659$ (sec. 5.5.1.2 punto c), $Se_1' = 285 MPa$ (sec. 5.5.1.2 punto a). También se tiene que $Su_1' = 513 MPa$ y $Z = -6,699$ (sec. 5.5.1.2 puntos b y d respectivamente), y que $\sqrt{rf_4} = 0,05477m^{0.5}$ y $\sqrt{n_4} = 0,01232m^{0.5}$ (sec. 5.5.1.2 punto e). Además $Kt_3 = 1,25452$ (sec. 5.5.3.1 punto e), $\sigma_F = 158,74 MPa$ (sec. 5.5.3.1 punto d)

El diseño de la barra oscilante se considera optimo para funcionar por espacio de 5×10^9 ciclos, pues el factor de seguridad a la fatiga calculado es superior a 1 (1,56).

5.5.4.- Eje oscilante: éste elemento (fig. 26) se encarga de transmitir el movimiento oscilatorio, producido por la barra oscilante, a las hojillas de corte. La barra y el eje oscilantes poseen el mismo punto de pivote (están unidos por una cuña), por lo que el ángulo de oscilación que produzca la barra oscilante será reproducido fielmente por el eje oscilante.

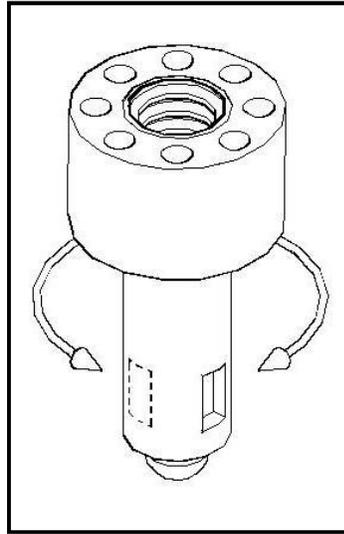


Figura 26.- Eje oscilante

5.5.4.1.- Verificación estática: el eje oscilante se puede modelar, para su estudio por cargas estáticas, como una barra empotrada sometida a torsión pura (fig. 27). Lo anterior se deriva de la suposición del bloqueo súbito de las hojillas de corte (punto de empotramiento), mientras el resto del sistema permite el movimiento.

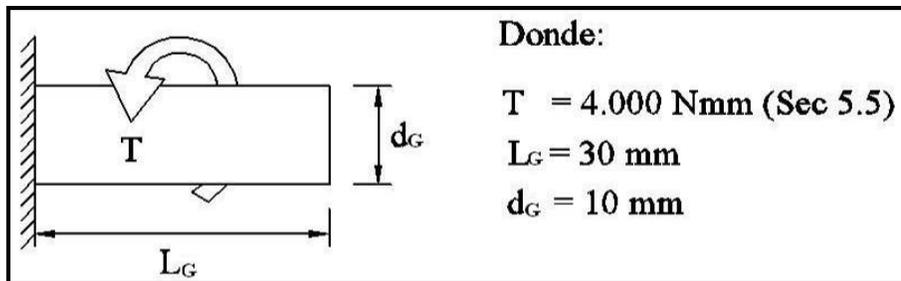


Figura 27.- Modelación del eje oscilante

La verificación estática del eje oscilante, se realiza con el mismo procedimiento utilizado para la sección transversal A del eje excéntrico (sección 5.5.1.1 apartado 1). Los resultados se muestran en la tabla 8:

Tabla 8.-Verificación estática del eje oscilante

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Momento polar de inercia (J_G)	$J_G = \frac{\pi \times (d_G)^4}{32}$	2	$981,75 \text{mm}^4$
Esfuerzo cortante por torsión (τ_{tG})	$\tau_{tG} = \frac{T \times r_G}{J_G}$	3	$20,37 \text{MPa}$
Factor de seguridad al corte (N_{cG})	$N_{cG} = \frac{S_{ys}}{\tau_{tG}}$	4	7,09
Deflexión angular (θ_G)	$\theta_G = \frac{T \times L_G \times 57,3}{J_G \times G}$	5	$0,08^\circ$

Para la tabla 8: $d_G = 10 \text{ mm}$ (fig. 27), $T = 4.000 \text{ Nmm}$ (sec. 5.5) y $r_G = \frac{d_G}{2} = 5 \text{ mm}$. También se tiene que: $S_{ys} = 144,34 \text{ MPa}$ (sec. 5.5), $L_G = 24 \text{ mm}$ (fig. 27) y $G = 74,1 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ (ver tabla 2).

5.5.4.2.- Concentrador de esfuerzos: éste elemento posee dos concentradores de esfuerzos diferentes, uno por el cambio de sección y otro por la perforación del eje o cuñero (ver plano 3).

Para la evaluación se utilizará el esfuerzo cortante por torsión $\tau_{tG} = 20,37 \text{ MPa}$ (tabla 8).

a. Cambio de sección: con $\frac{D_{M4}}{d_{m4}} = \frac{20 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} = 2$ y $\frac{r_{f4}}{d_{m4}} = \frac{3 \text{ mm}}{10 \text{ mm}} = 0,3$ (plano 3),

se obtiene que: $A_8 = 0,86331$ y $b_8 = -0,23865$ ^[15]. De modo que:

De la Ec. 15: $Kt_4 = A_8 \left(\frac{r_{f4}}{d_{m4}} \right)^{b_8} = 1,15067$

De donde se deriva que: $\tau_{CS4} = \tau_{tG} \times Kt_4 = 23,44 \text{ MPa}$

b. Cuñero: la ecuación a utilizar es:

$$Kt_s = 3,9702 - 9,292X + 27,159X^2 + 30,231X^3 - 393,19X^4 + 650,39X^5 + 15,451X^6 \quad (\text{Ec. 34})^{[15]}$$

$$\text{Donde: } X = \frac{dm_s}{D_{M5}} = \frac{3mm}{10mm} = 0,3 \text{ (plano 3)}$$

Al evaluar la ecuación 34 con $X = 0,3$ se obtiene un valor de $Kt_s = 2,85$, por lo que:

$$\tau_{cs5} = \tau_{tg} \times Kt_s = 58,05 \text{ MPa}$$

c. Cálculo de factores de seguridad al corte (Nc_G):

$$\text{De Ec. 4: } Nc_{G1} = \frac{Sys}{\tau_{CS4}} = 6,16 \text{ y } Nc_{G2} = \frac{Sys}{\tau_{CS5}} = 2,49$$

Donde: $Sys = 144,34 \text{ MPa}$ (sec. 5.5).

Como se puede observar el eje oscilante posee, desde el punto de vista estático, un diseño apropiado. Esto se verifica observando los factores de seguridad que arroja el estudio. A pesar de los concentradores de esfuerzos, ambos factores son superiores a 1 ($Nc_{G1} = 6,16$ y $Nc_{G2} = 2,49$). Además, la deflexión angular que sufre este elemento ($0,08^\circ$) es inferior al límite permisible ($0,5^\circ$).

5.5.4.3.- Verificación a fatiga: el eje oscilante se encuentra sometido, al igual que la barra oscilante, a la acción de esfuerzos alternantes. Por esto el procedimiento de verificación es:

a. Cálculo de la resistencia última a la tracción corregida (Su_5'):

Como la carga es de torsión pura (*cdd*): $Su_5' = 0,72Su$ ^[15] →
 $Su_5' = 0,72(570 MPa) = 410,4 MPa$. Para valor Su ver tabla 2.

b. Cálculo del factor de tamaño (Kb_5):

De Ec. 18: $Kb_5 = \left(\frac{d_G}{7,62}\right)^{-0,107} = 0,97134$

Donde: $d_G = 10 mm$ (ver figura 27).

c. Cálculo del factor de carga (Kc_5):

$Kc_5 = 0,577$ → Por ser torsión pura ^[15]

El resto del procedimiento para la verificación a fatiga, es igual al utilizado en la sección 5.5.1.2. Los resultados se muestran en la tabla 9.

Tabla 9.-Verificación a fatiga del eje oscilante

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Límite a la fatiga corregido (Se_5)	$Se_5 = Ka_1 \times Kb_5 \times Kc_5 \times Kd_1 \times Ke_1 \times Se_1'$	16	96,98MPa
Factor A_9	$A_9 = \frac{(Su_5')^2}{Se_5}$	20	1.736,73MPa
Factor b_9	$b_9 = \frac{1}{Z} \text{Log}\left(\frac{Su_5'}{Se_5}\right)$	21	-0,09353
Resistencia a la fatiga a 5×10^9 ciclos ($Sf_{@N5}$)	$Sf_{@N5} = A_9(N)^{b_9}$	19	215,07MPa

Tabla 9.- Continuación

Variable	Ecuación Utilizada	Numero de Ecuación	Valor de la Variable
Sensibilidad a las Muecas (q_5) cambio de sección	$q_5 = \frac{1}{1 + \frac{\sqrt{ns}}{\sqrt{rf_5}}}$	23	0,85113
Sensibilidad a las Muecas (q_6) cuñero	$q_6 = \frac{1}{1 + \frac{\sqrt{ns}}{\sqrt{rf_6}}}$	23	0,82357
Factor de concentración de esfuerzos a fatiga (Kf_5) cambio de sección	$Kf_5 = 1 + [q_5(Kt_4 - 1)]$	22	1,12824
Factor de concentración de esfuerzos a fatiga (Kf_6) cuñero	$Kf_6 = 1 + [q_6(Kt_5 - 1)]$	22	2,80464
Esfuerzo alternante (σ_{a5}) cambio de sección	$\sigma_{a5} = \tau_{TG} \times Kf_5$	-	22,98MPa
Esfuerzo alternante (σ_{a6}) cuñero	$\sigma_{a6} = \tau_{TG} \times Kf_6$	-	57,13MPa
Factor de seguridad a la fatiga (Nf_5) cambio de sección	$Nf_5 = \frac{Sf_{@N5}}{\sigma_{a5}}$	24	9,36
Factor de seguridad a la fatiga (Nf_6) cuñero	$Nf_6 = \frac{Sf_{@N5}}{\sigma_{a6}}$	24	3,76

Para los cálculos de la tabla 9 se utilizaron los siguientes valores: $Ka_1 = 0,92131$, $Kd_1 = 1$ y $Ke_1 = 0,659$ (sec. 5.5.1.2 punto c), $Se_1 = 285MPa$ y $Z = -6,699$ (sec. 5.5.1.2 puntos a y d). También se tiene que: $\sqrt{ns} = 0,00958m^{0,5[15]}$, $\sqrt{rf_5} = 0,05477m^{0,5}$ y $\sqrt{rf_6} = 0,04472m^{0,5}$ (plano 3). Finalmente: $Kt_5 = 1,15067$ y $Kt_6 = 3,19124$ (sec. 5.5.4.2 puntos a y b).

El funcionamiento de eje oscilante por espacio de 5×10^9 ciclos está garantizado. Lo anterior se puede afirmar pues los factores de seguridad a la fatiga calculados arrojan valores apreciablemente superiores a 1 ($Nf_5 = 9,36$ y $Nf_6 = 3,76$).

5.5.5.- Cuña: la cuña es el elemento encargado unir, de forma no permanente, a la barra oscilante y el eje oscilante. De ésta forma, el conjunto se puede separar fácilmente en caso que alguna de las piezas falle y deba ser sustituida o reparada. Por el hecho de unir a la barra oscilante con el eje oscilante, la cuña está expuesta al mismo par torsor T al que están sometidos los elementos mencionados. En la figura 28 se muestran las dimensiones de la cuña.

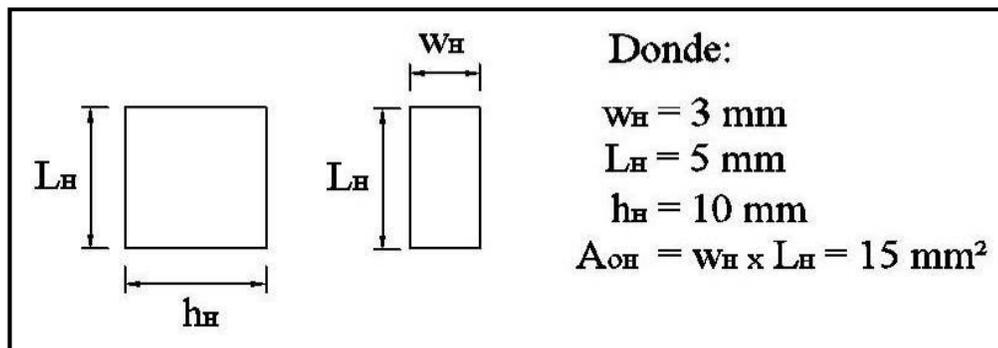


Figura 28.- Configuración dimensional de la cuña

5.5.5.1.- Verificación estática: la cuña es un elemento fácil de construir y de reemplazar. Por lo que, desde el punto de vista del diseño, en caso de sobrepasar los límites de funcionamiento u ocurra una situación imprevista la cuña debe fallar antes que cualquier otro elemento del equipo.

1.-Diseño a corte: en el diseño a corte se prevé la pérdida del ajuste que existe entre la cuña y los elementos que une (barra y eje oscilante). Este

desajuste crea una holgura entre los elementos mencionados, y la cuña queda sometida a un esfuerzo cortante directo en su sección transversal w_H-L_H .

a. Cálculo del esfuerzo cortante permisible (S_{sy}) ^[10]:

$$\boxed{S_{sy} = 0,4S_y} \quad (\text{Ec. 35})$$

El valor del límite elástico a la tensión S_y se obtienen de la tabla 2.

De Ec. 35: $S_{sy} = 0,4 \times 250 \text{ MPa} \Rightarrow S_{sy} = 100 \text{ MPa}$

b. Cálculo del esfuerzo cortante (τ) ^[10]:

$$\boxed{\tau = \frac{2 \times T}{d_G \times w_H \times L_H}} \quad (\text{Ec. 36})$$

El valor del par torsor T se obtiene de la sección 5.5, el valor d_G de la figura 27 y los valores w_H , y L_H se encuentran en la figura 28. Sustituyendo estos valores se tiene que:

$$\tau = 53,33 \text{ MPa}$$

c. Cálculo de factor de seguridad al corte (N_{cH}):

$$\text{De Ec. 4: } N_{cH} = \frac{S_{sy}}{\tau} = 1,88$$

2.- Diseño a compresión: en el diseño a compresión se presume un ajuste tal, que la barra y el eje oscilante se pueden modelar como una sola pieza. De ésta forma, la cuña es comprimida en su sección transversal L_H-h_H .

a. Cálculo del esfuerzo permisible a compresión (S_{cy})^[10]:

$$\boxed{S_{cy} = 0,9S_y} \quad (\text{Ec. 37})$$

El valor del límite elástico a la tensión S_y se obtienen de la tabla 2.

De Ec. 37: $S_{cy} = 0,9 \times 250 \text{ MPa} \Rightarrow S_{cy} = 225 \text{ MPa}$

b. Cálculo del esfuerzo normal a compresión (σ_{CH})^[10]:

$$\boxed{\sigma_{CH} = \frac{4 \times T}{d_G \times h_H \times L_H}} \quad (\text{Ec. 38})$$

El valor del par torsor T se encuentra en la sección 5.5, el valor d_G de la figura 27 y los valores h_H , y L_H se encuentran en la figura 28. Sustituyendo estos valores se tiene que:

$$\sigma_{CH} = 64 \text{ MPa}$$

c. Cálculo del factor de seguridad a la compresión (N_{co})^[10]:

$$\boxed{N_{co} = \frac{0,9S_{cy}}{\sigma_{CH}}} \quad (\text{Ec. 39})$$

$$N_{co} = \frac{0,9 \times 225 \text{ MPa}}{64 \text{ MPa}} \Rightarrow N_{co} = 3,16$$

Como se puede observar, las dimensiones de la cuña son adecuadas para soportar los esfuerzos a los cuales será sometida. El factor de seguridad al corte ($N_{cH} = 1,88$) es lo suficientemente alto para funcionar

correctamente, pero en caso de sobrepasar el esfuerzo permisible la cuña fallará antes que otro elemento del diseño.

5.5.5.2.- Verificación a fatiga: la cuña recibe esfuerzos alternantes al igual que los elementos que une (barra oscilante y eje oscilante), pero los esfuerzos que sufre son de flexión.

a. Cálculo del diámetro equivalente (d_7):

Con: $A_{95\%} = L_H \times w_H \times 0,95 = 14,25 \text{ mm}^2$ (ver figura 28 para L_H y w_H)

$$\text{De Ec. 30: } d_7 = \sqrt{\frac{A_{95\%}}{0,0766}} = 13,64 \text{ mm}$$

b. Cálculo del factor de tamaño (Kb_7):

$$\text{De Ec. 18: } Kb_7 = \left(\frac{d_7}{7,62} \right)^{-0,107} = 0,9396$$

El resto del procedimiento para la verificación a fatiga, es igual al utilizado en la sección 5.5.1.2. Los resultados se muestran en la tabla 10.

Tabla 10.-Verificación a fatiga de la cuña

<i>Variable</i>	<i>Ecuación Utilizada</i>	<i>Numero de Ecuación</i>	<i>Valor de la Variable</i>
Límite a la fatiga corregido (Se_7)	$Se_7 = Ka_1 \times Kb_7 \times Kc_1 \times Kd_1 \times Ke_1 \times Se_1'$	16	162,58MPa

Tabla 10.-Continuación

<i>Variable</i>	<i>Ecuación Utilizada</i>	<i>Numero de</i>	<i>Valor de la Variable</i>
-----------------	---------------------------	------------------	-----------------------------

		<i>Ecuación</i>	
Factor A_{10}	$A_{10} = \frac{(Su_1')^2}{Se_7}$	20	1.618,7MPa
Factor b_{10}	$b_{10} = \frac{1}{Z} \text{Log} \left(\frac{Su_1'}{Se_7} \right)$	21	-0,07483
Resistencia a la fatiga a 5×10^9 ciclos ($Sf_{@N7}$)	$Sf_{@N7} = A_{10}(N)^{b_{10}}$	19	304,36MPa
Factor de seguridad a la fatiga (Nf_7)	$Nf_7 = \frac{Sf_{@N7}}{\tau}$	24	5,71
Factor de seguridad a la fatiga (Nf_8)	$Nf_8 = \frac{Sf_{@N7}}{\sigma_{CH}}$	24	4,76

Para los cálculos hechos en la tabla 11 se utilizaron los siguientes valores: $Ka_1 = 0,92131$, $Kc_1 = 1$, $Kd = 1$, $Ke_1 = 0,659$, $Se_1' = 285 MPa$, $Su_1' = 513 MPa$ y $Z = -6,699$ (sec. 5.5.1.2). Además $\tau = 53,33MPa$ y $\sigma_{CH} = 64 MPa$

De la tabla 10 se puede concluir que la cuña tiene un vida útil lo suficientemente alta para soportar un funcionamiento de 5×10^9 ciclos. Esto se asegura por el valor de los factores de seguridad a la fatiga, ya que ambos son superiores a 1.

5.6.- Rango de operación del diseño.

La cantidad y variedad de herramientas rotatorias que existe en el mercado, dificulta la selección de la más adecuada para accionar al Osteótomo de sierra oscilante diseñado y construido. Es por ello que, tomando como referencia el par torsor de diseño (4 Nm) y mediante la utilización de la ecuación 40 se determinan los rangos seguros de operación del equipo diseñado.

$$T_o(Nm) = \frac{\dot{W} \text{ (watt)}}{N \text{ (rpm)} \times \left(\frac{2\pi}{60}\right)} \quad (\text{Ec. 40})^{[5]}$$

En la práctica, a las herramientas rotatorias que poseen variadores de velocidad no se les puede fijar una velocidad de rotación exacta. Por lo anterior, el rango de operación del Osteótomo se determinará a partir de las potencias que ofrecen las herramientas rotatorias no industriales (entre 300 watts y 2.000 watts) ^[6]. Los valores de referencia para los rangos seguros de operación se muestran en la tabla 121

Tabla 11.- Valores de referencia para seleccionar la herramienta rotatoria de accionamiento

<i>Potencia (Watt)</i>	300	500	600	700	900	1100	1300	1400	1500	1700	1900	2000
<i>Velocidad de rotación mínima (rpm)</i>	750	1200	1500	1700	2200	2700	3200	3400	3600	4100	4600	4800

Es importante acotar que, por seguridad a las personas y al equipo mismo, no se debe sobrepasar el par torsor de diseño (4 Nm). Si el Osteótomo de sierra oscilante diseñado se acciona con una herramienta que posea una velocidad de rotación inferior a las mostradas en la tabla 11 (para cada nivel de potencia), el equipo (Osteótomo) podría fallar.



C
A
P
Í
T
U
L
O

RESULTADOS
OBTENIDOS

VI

CAPÍTULO VI

RESULTADOS OBTENIDOS.

6.1.- Disposiciones generales.

Uno de los objetivos del presente Trabajo Especial de Grado fue la construcción del osteótomo diseñado (4^{to} objetivo específico). Pero, la construcción del prototipo no es indicativo del nivel de funcionalidad del osteótomo o si cumple con los parámetros necesarios para ser considerado como una propuesta factible para el campo de traumatología y ortopedia. Es por ello que en este capítulo se reflejan los resultados obtenidos de los ensayos realizados al diseño. De éstos se derivan las conclusiones respecto al funcionamiento y operatividad del osteótomo de sierra oscilante diseñado y construido. Además, dichos resultados se corresponden con el cumplimiento de los objetivos específicos 5 y 6 de éste Trabajo Especial de Grado.

También se puede encontrar en detalle el costo de fabricación y puesta en marcha del diseño. Costo que se compara con el valor de adquisición de un equipo existente en el mercado para poder determinar la rentabilidad y factibilidad económica del mismo; cumpliendo así con el 7^{mo} y último objetivo específico del trabajo.

6.2.- Variables controladas y pruebas realizadas.

Como se detalló en la sección 4.4, las variables que intervienen en las operaciones de corte son muy diversas. Por esto se decidió hacer pruebas de corte modificando las siguientes variables:

- *Filo de las hojillas*: se emplearon 4 filos diferentes recomendados por especialistas en traumatología: plano, biselado, trabado y en zigzag (fig. 29).

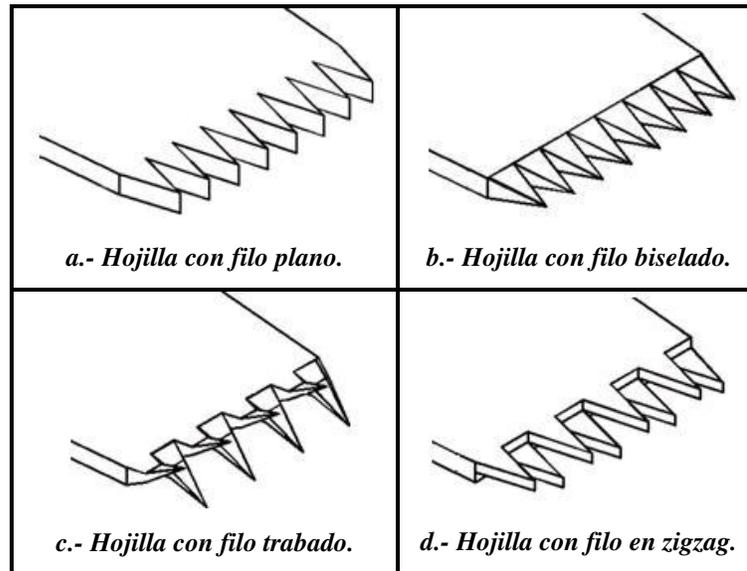


Figura 29.- Filos de hojillas utilizados

- Velocidad de rotación: se utilizaron herramientas rotatorias con diferentes velocidades (500, 1950, 2200, 3400, 11000 y 30000 rpm). Estas velocidades representan el número de oscilaciones por minuto de las hojillas de corte.
- Ancho de hojillas: se hicieron cortes con hojillas de 5mm, 12mm y 20mm de ancho.
- Tipo de corte: se emplearon 3 tipos de cortes al hueso (fig. 30): transversal, longitudinal y oblicuo.

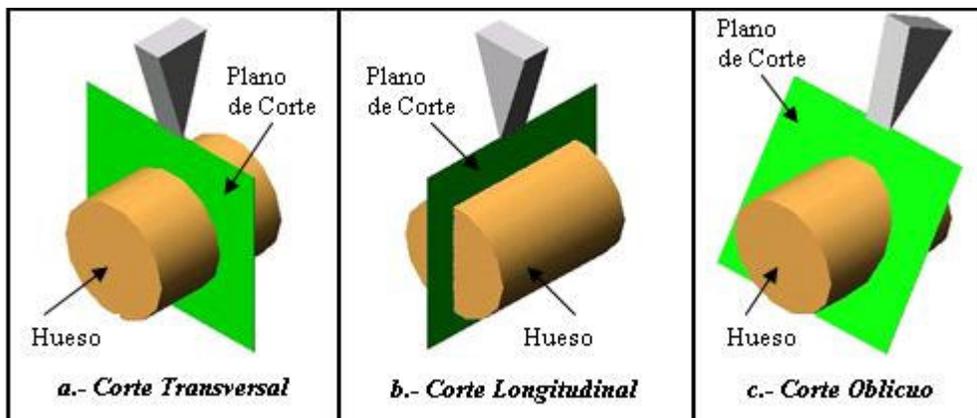


Figura 30.- Cortes realizados al hueso

Para determinar si el prototipo del osteótomo de sierra oscilante construido es adecuado para el área medicinal de traumatología y ortopedia, se debe comprobar su operatividad. Esto se alcanzará realizando una serie de pruebas cualitativas y cuantitativas al diseño. En este trabajo se realizaron pruebas cualitativas para evaluar los niveles de ruido, vibración, temperatura y control del osteótomo al funcionar sin hojillas. Mientras que, para probar la eficiencia del corte se realizaron pruebas cuantitativas (profundidad y tiempo de corte).

6.3.- Metodología de pruebas y resultados obtenidos.

Para obtener datos representativos del funcionamiento del osteótomo de sierra oscilante, se realizaron varias pruebas combinando las variables controladas.

A continuación se detallan las pruebas realizadas, junto con los resultados obtenidos en las mismas:

6.3.1.- Características generales: esta sección se refiere a todas las características exteriores que presenta el equipo construido. Estas características son independientes del comportamiento del osteótomo, y son:

- *Masa:* $398 \pm 1gr$ (verificado mediante una balanza digital).
- *Altura:* 95mm
- *Ancho:* 51mm
- *Longitud (sin hojilla):* 145mm
- *Ángulo de Oscilación:* 7°

6.3.2.- Pruebas cualitativas: los resultados de éstas pruebas se obtuvieron al accionar el osteótomo sin hojillas. De ésta forma se pudo apreciar el comportamiento cualitativo del diseño bajo la condición de cero carga. Las pruebas se realizaron con 6 herramientas rotatorias diferentes (6 velocidades de prueba),

durante un lapso de 5 minutos con cada una. Los resultados se muestran en la tabla 12.

Tabla 12.- Características cualitativas del osteótomo

<i>RPM`s</i>	<i>Características Cualitativas</i>			
	<i>Vibración</i>	<i>Ruido</i>	<i>Temperatura</i>	<i>Control</i>
500	Media	Alto	Fría al tacto	Excelente
1950	Casi nula	Casi nulo	Fría al tacto	Excelente
2200	Casi nula	Casi nulo	Fría al tacto	Excelente
3400	Casi nula	Casi nulo	Fría al tacto	Excelente
11000	Escasa	Escaso	Fría al tacto	Muy bueno
30000	Muy alta	Muy alto	Fría al tacto	Bueno

NOTA: esta valoración es particular de los autores.

El comportamiento del Osteótomo de sierra oscilante construido, como se observa en la tabla 13, no fue el esperado cuando se accionó a 500 y 30000 rpm`s. Por ende, y para optimizar la etapa de obtención de datos, las pruebas cuantitativas no se realizaron con estas dos velocidades.

En las pruebas cualitativas también se pudo determinar la influencia de la guaya que acopla al Osteótomo construido con la herramienta rotatoria. Esta guaya comercial debe mantenerse en todo momento con un radio de curvatura mayor a 127mm (5"). Disminuir este radio no afecta el funcionamiento del osteótomo, pero la guaya puede trabarse ocasionando posibles daños físicos al operario.

Se debe mencionar que en el prototipo construido la única diferencia respecto al osteótomo final fue el material constitutivo de la carcasa. La carcasa del prototipo se construyó en Acero Inoxidable AISI/SAE 304. En este prototipo no se pudieron completar las pruebas cualitativas. Lo anterior se debió al desgaste de uno de los

puntos de la carcasa en donde los pines de deslizamiento del carrete seguidor interactuaban con ésta. Este desgaste se puede atribuir a un defecto de material o a una lubricación deficiente. Como consecuencia, del desgaste, el osteótomo presentaba una vibración al ser accionado inclusive con herramientas de bajas rpm (inferiores a 1950 rpm).

6.3.3.- Pruebas cuantitativas: la finalidad de estas pruebas, fue obtener datos sobre el comportamiento del osteótomo al momento de realizar cortes a un fémur de cerdo. Para ello se establecieron varias pruebas de corte, con cada combinación de variables, durante 2 minutos. Acotándose que en ninguna de las pruebas realizadas, el hueso presentó oscurecimiento de las zonas próximas al corte por lo que se descarta la generación de necrosis ósea por calentamiento excesivo de la hojilla.

Los resultados (profundidad de los cortes) se muestran en las siguientes tablas:

Tabla.13.- Profundidad en mm del corte a 1950 rpm

Tipo de corte	Ancho de Hojilla (mm)	Filo de la Hojilla			
		Plano	Biselado	Trabado	Zigzag
<i>Transversal</i>	5	2,05	2,50	5,70	3,00
	12	2,25	2,55	5,95	3,10
	20	2,40	2,50	6,25	3,35
<i>Longitudinal</i>	5	2,10	2,60	5,55	3,15
	12	2,30	2,55	5,80	3,20
	20	2,55	2,60	6,15	3,05
<i>Oblicuo</i>	5	2,05	2,55	5,30	3,25
	12	2,10	2,60	5,55	3,55
	20	2,10	2,45	6,00	3,60

Tabla.14.- Profundidad en mm del corte a 2200 rpm

Tipo de corte	Ancho de Hojilla (mm)	Filo de la Hojilla			
		Plano	Biselado	Trabado	Zigzag
<i>Transversal</i>	5	2,15	2,55	5,55	3,15
	12	2,30	2,50	6,00	3,20
	20	2,35	2,55	6,75	3,35
<i>Longitudinal</i>	5	2,20	2,55	5,30	3,30
	12	2,30	2,60	5,45	3,55
	20	2,60	2,55	5,80	4,05
<i>Oblicuo</i>	5	2,20	2,65	5,05	3,30
	12	2,20	2,55	5,35	3,65
	20	2,35	2,40	5,40	3,60

Tabla.15.- Profundidad en mm del corte a 3400 rpm

Tipo de corte	Ancho de Hojilla (mm)	Filo de la Hojilla			
		Plano	Biselado	Trabado	Zigzag
<i>Transversal</i>	5	2,35	2,65	6,15	3,35
	12	2,50	2,50	6,25	3,30
	20	2,55	2,50	6,95	3,55
<i>Longitudinal</i>	5	2,30	2,65	5,95	3,40
	12	2,70	2,65	6,15	3,85
	20	2,80	2,50	6,30	4,35
<i>Oblicuo</i>	5	2,25	2,60	6,00	3,40
	12	2,40	2,60	6,10	3,55
	20	2,55	2,50	6,45	3,70

Tabla 16.- Profundidad en mm del corte a 11000 rpm

Tipo de corte	Ancho de Hojilla (mm)	Filo de la Hojilla			
		Plano	Biselado	Trabado	Zigzag
<i>Transversal</i>	5	3,55	2,45	8,35	4,60
	12	3,80	2,70	9,05	4,70
	20	4,05	2,55	9,15	4,75
<i>Longitudinal</i>	5	3,50	2,65	8,15	4,45
	12	4,00	2,55	8,35	5,00
	20	4,40	2,50	8,45	5,95
<i>Oblicuo</i>	5	3,40	2,50	7,95	4,60
	12	3,55	2,50	8,60	4,65
	20	3,60	2,65	8,75	4,90

Como puede observarse en las tablas anteriores, el filo de hojilla que ofrece mejores prestaciones es el filo trabado. Este filo reportó las mayores profundidades de corte para cada velocidad de rotación utilizada. También se pudo notar que la hojilla de 20mm de ancho y con el filo trabado fue la que produjo los cortes más profundos. Además, las velocidades de rotación más altas permitieron obtener cortes más profundos.

Por otra parte, la característica anisotrópica de los hueso ^[19], afectó directamente la eficiencia del osteótomo de sierra oscilante construido. Sin embargo esta característica es una variable que no puede ser controlada ni eliminada, por lo que todas las pruebas de corte fueron influenciadas por igual.

6.4.- Costo estimado de procura.

El costo estimado de procura está basado en los factores necesarios para que todo el sistema sea puesto en marcha. Los costos de fabricación dependen, en gran medida,

de la habilidad del experto en mecanizado, la tecnología disponible y el tiempo de entrega de las piezas. Los materiales son proporcionados en su totalidad por el taller de mecanizado, sin embargo no inciden (los materiales) considerablemente en los costos totales. El costo final de la manufactura del osteótomo de sierra oscilante diseñado se desglosa en la tabla 17:

Tabla 17.- Costo total de la manufactura del osteótomo de sierra oscilante

Elemento	Cantidad	Valor unitario (Bs.F)	Valor total (Bs.F)
Eje excéntrico	1	600	600
Carrete seguidor	1	1.100	1.100
Barra oscilante	1	850	850
Eje oscilante	1	650	650
Carcasa	4	500	2.000
Elementos complementarios	-	-	850
Guaya	1	160	160
Hojillas	15	12	180
Materiales	-	-	700
Costo Total			7.090

NOTA: el costo de cada elemento fue proporcionado por el encargado en fabricar el prototipo.

El costo de los materiales (700 Bs.F) fue proporcionado por el experto en mecanizado encargado de construir el prototipo. Sin embargo, se puede realizar una estimación del costo de los materiales basándose en el volumen del mismo. Para esto se calculó el volumen de las piezas del osteótomo y se supuso un factor de desperdicio de 3. De igual forma se realizaron cotizaciones sobre el valor del Acero Inoxidable AISI/SAE 316L y del NYLATRON-6 para realizar esta estimación. Estos costos se observan en la tabla 18:

Tabla 18.- Valor comercial del Acero Inoxidable AISI/SAE 316L y del NYLATRON-6

<i>Material</i>	<i>Presentación</i>	<i>Volumen (mm³)</i>	<i>Valor (Bs.F)</i>
<i>Acero Inoxidable AISI/SAE 316L</i>	<i>Lamina de 1m² y 2mm de espesor</i>	<i>2.000.000</i>	<i>2.368,36</i>
<i>NYLATRON-6</i>	<i>Planchon 0,5"×24"×24"</i>	<i>4.719.474</i>	<i>3.794,95</i>

Fuente: SuministrosJL C.A. y SUMINDU

Los costos estimados del material se realizaron a través de cálculos sencillos mediante una aproximación lineal. Los volúmenes calculados para el sistema motriz (Acero Inoxidable AISI/SAE 316L), de la carcasa (NYLATRON-6) y costos estimados se encuentran en la tabla 19:

Tabla 19.- Costos estimados del material utilizado

<i>Elemento</i>	<i>Material</i>	<i>Volumen (mm³)</i>	<i>Factor de Desperdicio</i>	<i>Volumen Final (mm³)</i>	<i>Costo Estimado (Bs.F)</i>
<i>Sistema Motriz</i>	<i>Acero Inoxidable AISI/SAE 316L</i>	<i>30.509</i>	<i>3</i>	<i>91.527</i>	<i>108,38</i>
<i>Carcasa</i>	<i>NYLATRON-6</i>	<i>198.232</i>	<i>3</i>	<i>594.696</i>	<i>478,2</i>
				<i>Total</i>	<i>586,58</i>

De la tabla 19 se obtiene el costo aproximado de los materiales. Dicho costo se obtiene al sumar el costo del sistema motriz y el costo de la carcasa, arrojando un valor final de 586,58Bs.F el cual es cercano al costo proporcionado por el especialista en mecanizado.

Para determinar la reducción generada en el costo de un osteótomo de sierra oscilante, se comparó el costo de fabricación (tabla 18) con el costo de adquisición de un modelo del mercado (anexo A). Para esto se empleó la siguiente ecuación:

$$\% \text{ red.} = \frac{\text{Costo (Osteótomo del mercado)} - \text{Costo (Osteótomo diseñado)}}{\text{Costo (Osteótomo del mercado)}} \times 100\% \quad (\text{Ec. 41})$$

$$\% \text{ red.} = \frac{30.000Bs.F - 7.090Bs.F}{30.000Bs.F} \times 100\% = 76,37\%$$

Esta evaluación en la reducción de costos se realizó en base a la construcción de un solo dispositivo. Se estima que (datos aportados por el especialista en el mecanizado) mediante la construcción de treinta (30) o más equipos, los costos de procura sufrirán una reducción cercana al 30% del valor unitario. Sin embargo, en esta estimación no se toman en cuenta los costos que pudiese acarrear la comercialización (publicidad, patente, personal de venta, distribución, entre otros) del osteótomo de sierra oscilante diseñado.

CONCLUSIONES.

- Con base en los resultados obtenidos de los ensayos realizados se puede concluir que el diseño y construcción de un osteótomo de sierra oscilante funcional, es factible con tecnología nacional. Esto se comprueba con base a las pruebas realizadas (cortes a un fémur de cerdo), sin que el osteótomo presentara alteraciones de su estructura o de su funcionamiento. Además, en la verificación teórica a fatiga y a cargas estáticas los valores de los factores de seguridad oscilaron entre 1,26 y 9,92. Por otra parte el mínimo factor de seguridad a la fatiga fue de 1,49 siendo 3 el mínimo recomendado para equipos experimentales, por los que esto es un aspecto al que se le debe realizar un seguimiento.
- La construcción de un prototipo de osteótomo de sierra oscilante que pueda sustituir a los existentes en el mercado es viable, desde el punto de vista económico, ya que los costos de construcción solo representan el 24% del valor de adquisición de un osteótomo del mercado.
- La profundidad del corte producido por el osteótomo de sierra oscilante construido y el tiempo del mismo se ven afectados, en gran parte, por la configuración del filo de la hojilla de corte. El factor que más influye es el filo de las hojillas siendo el filo trabado quien ofrece mejores resultados. La configuración de éste filo permite desprender y apartar una gran cantidad de partículas del hueso. Por otra parte, el corte se optimiza mientras más ancha sea la punta de la hojilla y mayor sea el número de oscilaciones por minuto.
- Al accionar el osteótomo construido con herramientas rotatorias de velocidades inferiores a 1950 rpm o superiores a 11000 rpm (atornilladores y minitaladros), este no cumplió con los parámetros planteados en la etapa de diseño. Con los

atornilladores (baja velocidad) el corte se hace excesivamente lento y la hojilla tiende a trabarse muy seguido. Con los minitaladros (alta velocidad) se acentúa la vibración y el ruido del osteótomo. Además el par torsor que ofrecen los minitaladros es tan bajo que el motor de estos se detiene a los pocos segundos de iniciar el corte. Los taladros son las herramientas rotatorias comerciales más adecuadas para el accionamiento del equipo, por los niveles de velocidad y potencia que aportan.

- El manejo del equipo lo deben realizar dos personas (mínimo). Un operario debe encargarse del control de la velocidad de la herramienta rotatoria, mientras que el otro operario se ocupa de controlar el osteótomo para realizar los cortes.
- El osteótomo de sierra oscilante diseñado, al cumplir con las condiciones de velocidad de corte, facilidad de manejo, bajo costo (el costo de procura representa el 23,63 % del precio de adquisición de un osteótomo comercial), ergonomía y bajo peso (el peso del equipo construido representa solo un 33,2% del peso límite de un osteótomo comercial), se puede considerar como una propuesta viable para formar parte del instrumental cortante quirúrgico utilizado para realizar osteotomías luego de ser probado de forma más rigurosa.

RECOMENDACIONES.

- Debido a que las pruebas del diseño se realizaron con un par torsor inferior a $4Nm$ (este fue el par límite seleccionado para el estudio teórico del diseño), se recomienda hacer pruebas con varios valores de torque para encontrar el valor límite en condiciones reales. De esta forma se puede eliminar la posibilidad de falla por el uso del diseño con un nivel de torque superior al que pueda tolerar. Además estas pruebas permitirán determinar el valor del par torsor que permita obtener un factor de seguridad mínimo de 3, el cual es adecuado para equipos experimentales (con $4Nm$, el menor factor de seguridad a la fatiga fue de 1,49).
- Dado que el diseño y el estudio teórico se basaron en algunas suposiciones, es recomendable hacer múltiples ensayos enfocados a la generación de datos estadísticos sobre los diversos parámetros que introducen fallas al diseño. De este modo se puede estimar con mayor exactitud la vida útil del equipo.
- Las pruebas de corte se realizaron en huesos de cerdo en situación “in Vitro” reportando resultados satisfactorios. Sin embargo, sería de gran valor para la aceptación del osteótomo diseñado (por el personal traumatólogo de Venezuela) continuar con los lineamientos protocolares que deben seguir los equipos experimentales hasta poder realizar pruebas en situaciones más cercanas a la realidad (pruebas de corte en huesos humanos en situación “in Vivo” hechas por especialistas del área).
- No se debe tomar el osteótomo propuesto en el presente Trabajo Especial de Grado como un diseño final. Se recomienda continuar con las investigaciones, desarrollo y modificaciones del diseño, hasta alcanzar un modelo de osteótomo que sea estético, ergonómico y mantenga su funcionalidad.

- La configuración de las hojillas (tipo de filo, geometría y dimensión) es un factor muy influyente en la eficiencia del corte. Por ello se recomienda la realización de un estudio sobre las hojillas para lograr una configuración que produzca resultados óptimos en los cortes.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. *Acero Quirúrgico*. [Documento en línea]. Disponible: es.wikipedia.org. [Consulta: 2007, agosto 06].
2. *Amputación*. [Documento en línea]. Disponible: es.wikipedia.org. [Consulta: 2007, agosto 06].
3. Balestrini Acuña, M. (2001). *Como se elabora el proyecto de investigación* (5ta. ed., pp. 125-194). Caracas: BL Consultores Asociados.
4. Barragán, C. (2003). *Hallux Limitus*. Valencia, España: Autor.
5. Baumeister, T., Avallone, E.A. y Baumeister III, T. (1984). *MARKS: Manual del Ingeniero Mecánico* (8va. ed., vol. I). México: McGraw Hill.
6. BOSCH. *Catalogo de Productos BOSCH*. [Documento en línea]. Disponible: www.bosch-do-it.es. [Consulta: 2008, febrero 15].
7. *Conceptos Básicos sobre la Esterilización del Instrumental Quirúrgico*. [Documento en línea]. Disponible: www.portalesmedicos.com. [Consulta: 2008, marzo 04].
8. Domínguez Romero, M., Galiana Martínez, J.A. y Pérez Vega, F.J. (2002). *Manual de Cirugía Menor: Esterilización y Desinfección*. Madrid: Aran Ediciones SL.
9. González, J., Contreras, G. y Falcón, O. (2002). *Diseño y fabricación de instrumental quirúrgico para la instalación de dispositivos biomédicos en huesos metacarpianos*. Caracas: Autor.

10. Hamrock, B.J., Jacobson, B. y Schmid, S.R. (2000). *Elementos de Maquinas*. Mexico: McGraw Hill.
11. IBEAR. *Macro Systems CA 400 – Sierra Oscilante*. [Documento en línea]. Disponible: www.inbio.com.ar/textocomp.asp?id=214.htm. [Consulta: 2008, febrero 15].
12. Klockner. (2004). *Cirugía Acalórica*. [Documento en línea]. Disponible: www.tesisenxarxa.net/tesis_ub/available//04.cirurgia_acalrica. [Consulta: 2008, febrero 15].
13. *Métodos de Esterilización*. [Documento en Línea]. Disponible: www.monografias.com. [Consulta: 2008, marzo 04].
14. *Microsoft Encarta 2007 Biblioteca Premium*. (2007). [Multimedia en CD]. [Consulta: 2007, agosto 06].
15. Norton, R. (1999). *Diseño de Maquinas* (1ra. ed.). México: Prentice Hall.
16. *NYLATRON-6*. [Documento en línea]. Disponible: www.suministrosjl.com/nylon. [Consulta: 2008, marzo 27].
17. ORTHOMEDEX. *Single Use Sterile Power Equipment*. [Documento en línea]. Disponible: www.orthomedex.com/medicalpowertools-pricelist.htm. [Consulta: 2008, febrero 15].
18. Pacheco, C. (1993). *Norma Oficial Mexicana NOM-068-SSA1*.
19. Paredes Ramírez, A.M. (2004). *Huesos*. Tesis de Doctorado. Córdoba: IES La Fuensanta.

20. Ramírez, C.E. (1999). *Diseño Matemático de una Osteotomía Simple para Corregir Deformidades Post-Traumáticas*. Medellín, Colombia: Autor.
21. Rodríguez Martínez, C. (2006). *Características del Desgaste de Elementos de Máquinas*. [Documento en línea]. Disponible: www.monografias.uo.edu.cu. [Consulta: 2008, abril 22].
22. Shigley, J. y Mischke, C. (2002). *Diseño en Ingeniería Mecánica* (6ta. ed.). México: McGraw Hill.
23. Synthes. (2006). *Air Power Line*. [Documento en línea]. Disponible: www.synthes.com. [Consulta: 2007, agosto 06].
24. *Teoría del recargue*. [Documento en línea]. Disponible: www.soldadurascromaweld.com. [Consulta: 2008, abril 22].
25. Universidad Pedagógica Experimental Libertador. (2003). *Manual de trabajos de grado de especialización y maestría y tesis doctorales* (3ra. ed., pp. 16-17). Caracas: Autor, Vicerrectorado de Investigaciones y Postgrado.



En éste apéndice se presentan algunos mecanismos estudiados, con los cuales se podrían obtener los parámetros de funcionamientos deseados y de entre los cuales se seleccionó el mejor de ellos en base a su factibilidad, facilidad de construcción, cantidad de piezas, estética, entre otras características que presentan.

Antes de proceder a describir los distintos mecanismos evaluados para realizar el cambio de movimiento giratorio a movimiento oscilante, se enumeran las consideraciones hechas para realizar dichos mecanismos:

Consideraciones:

- El diseño debe poseer dimensiones adecuadas para no afectar la ergonomía del dispositivo al momento de realizar una intervención.
- La estructura, no debe afectar la ergonomía general del dispositivo.
- La cantidad de piezas del mecanismo debe ser la mínima posible y las dimensiones de dichas piezas deben ser tales que no se dificulte su construcción.

▪ **Mecanismo 1.- Cuadrilátero articulado o mecanismo de 4 barras (figura A1).**

El mecanismo consta de una serie de barras articuladas que representa a la *Manivela a* articulada en el punto fijo A_o , el *Balancín c* articulado en el punto B_o y el miembro de unión o *Biela b*, unida a los puntos A y B (el balancín posee una longitud superior a la manivela). La *manivela* puede dar un giro completo y el *balancín* sólo puede oscilar determinado ángulo n . El problema que presenta éste mecanismo se presenta al momento de generar un ángulo n de 10° , pues para que esto sea posible todas las piezas deben ser de dimensiones muy reducidas complicando la etapa de fabricación de las mismas. Además las piezas con dimensiones reducidas hacen que el dispositivo sea propenso a fallar por los esfuerzos que recibe. Lo anterior también presenta la desventaja de generar una estructura asimétrica del equipo, lo cual repercute como una condición disergonómica (genera altas vibraciones de todo el conjunto) para los operarios.

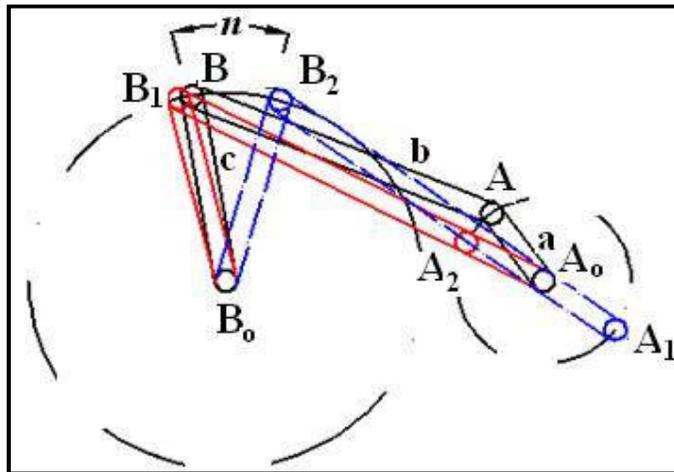


Figura A1.- Cuadrilátero articulado

▪ **Mecanismo 2.- Mecanismo manivela-biela-corredera (figura A2).**

El mecanismo presenta una barra llamada *Manivela a* articulada en el punto A_o respecto al cual puede girar. Ésta barra se une a la *Biela b*, la cual se une a una

Corredera c que produce un movimiento de vaivén, que se puede semejar al movimiento oscilatorio. Éste diseño presenta piezas articuladas y un cuerpo asimétrico posibilitando, al igual que el mecanismo anterior, una excesiva vibración, fallas y otras desventajas.

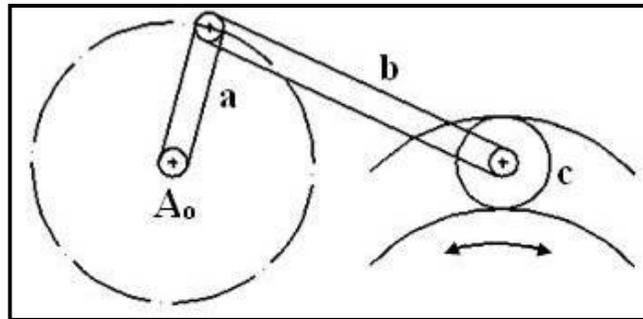
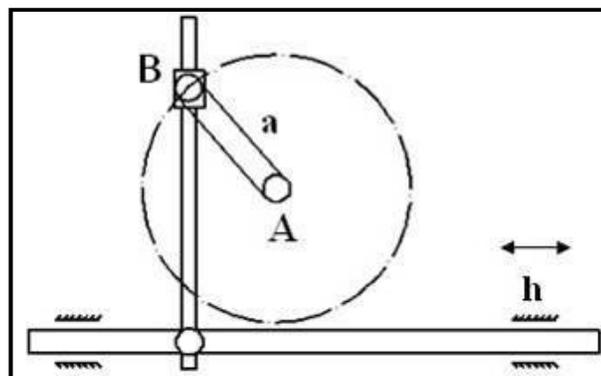


Figura A2.- Mecanismo Manivela-Biela-Corredera

▪ *Mecanismo 3.- Mecanismo manivela-corredera en cruz (figura A3).*

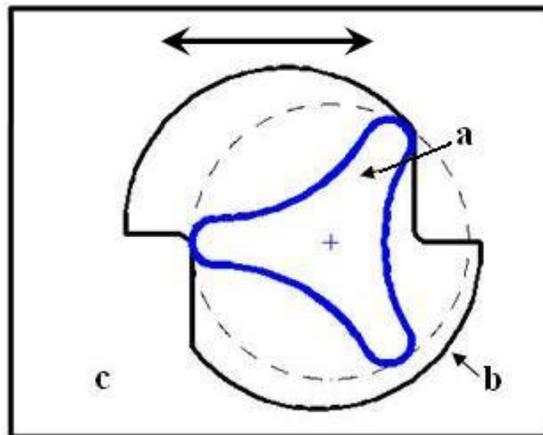
La *Manivela a* gira alrededor del punto *A* llevando en el otro punto articulado un *Taco de Deslizamiento B* que es conducido por la guía de una corredera. El movimiento de giro de la manivela se transforma en un movimiento de vaivén en la corredera que, por el pequeño ángulo de oscilación deseado se puede semejar al movimiento oscilante. Las desventajas de éste diseño son similares a la de los diseños anteriores, resaltando lo complicado de su fabricación.



*Figura A3.- Mecanismo Manivela-Corredera en Cruz***▪ Mecanismo 4.- Mecanismos de leva.**

Estos mecanismos se basan en la rotación de un eje que posee en uno de sus extremos una leva (*a*) que al girar sobre la misma línea del eje y dentro de una cavidad (*b*), especialmente diseñada, permite que un pequeño bloque (*c*) pueda deslizarse de un lado al otro según se desee.

El diseño de 3 levas (fig. A4) permite triplicar el número de oscilaciones o ciclos por cada revolución, pero esto aumenta la frecuencia de repetición de los esfuerzos que sufren las partes involucradas produciendo la necesidad de hacer un diseño más robusto aumentando en el peso total del equipo.

*Figura A4.- Mecanismo de leva (3 levas)*

El diseño de un eje excéntrico girando en una cavidad elíptica (fig. A5) disminuye la frecuencia de aplicación de esfuerzos, pero posee una zona del recorrido donde no hay contacto entre la leva y la cavidad. Esto genera un golpeteo cuando entran nuevamente en contacto, produciendo altas vibraciones y ruido.

El diseño de un eje excéntrico girando en una cavidad recta (fig. A6) genera el movimiento que se desea, pero sin producir todos los inconvenientes de los diseños

anteriormente mencionados. Además de permitir algunas modificaciones sin afectar su funcionamiento. Es por ello que éste es el mecanismo seleccionado para cumplir con los objetivos del presente Trabajo Especial de Grado.

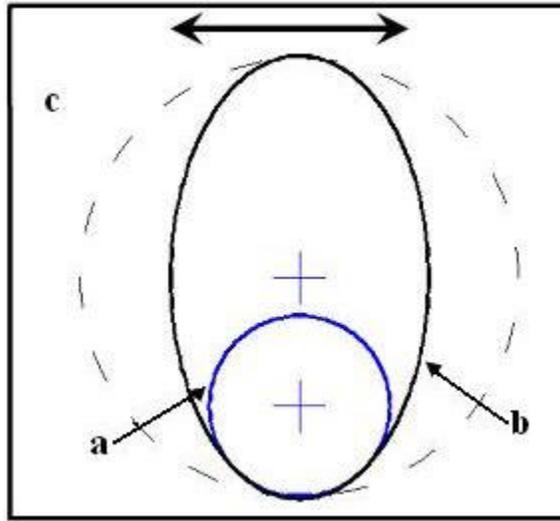


Figura A5.- Mecanismo de leva (eje excéntrico en cavidad elíptica)

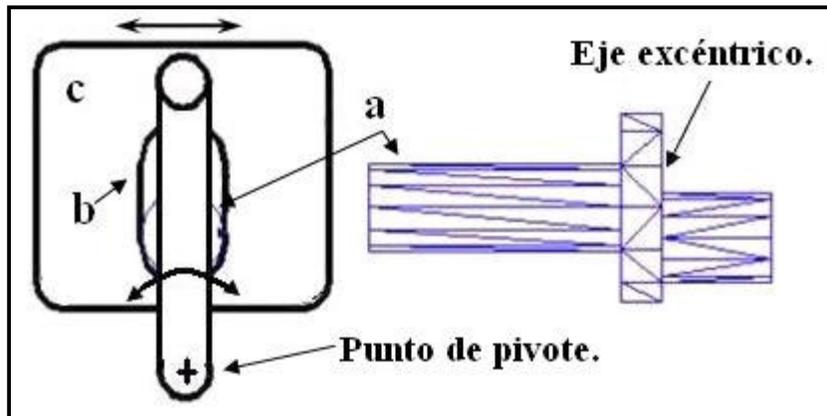
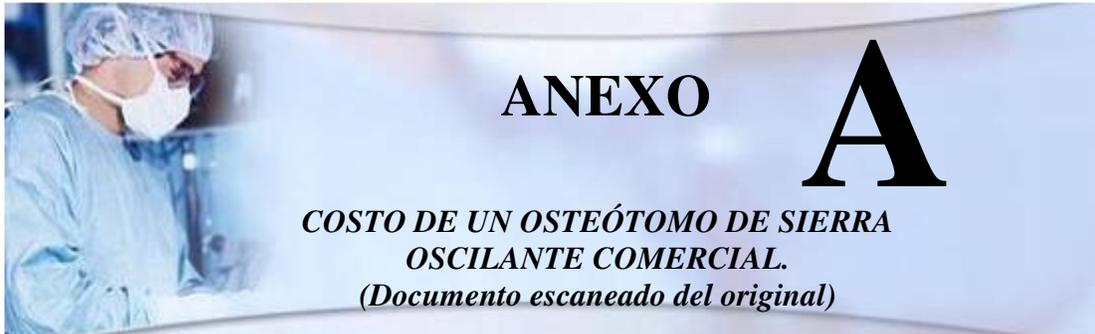


Figura A6.- Mecanismo de leva (eje excéntrico en cavidad recta)



En éste apéndice se muestran los planos de todas las piezas finales que conforman al osteótomo de sierra oscilante y fueron obtenidas como resultado de la etapa de diseño del presente Trabajo especial de Grado:

- ☞ **PLANO 1:** Conjunto armado.
- ☞ **PLANO 2:** Despiece sistema motriz 1
- ☞ **PLANO 3:** Despiece sistema motriz 2.
- ☞ **PLANO 4:** Despiece carcasa 1.
- ☞ **PLANO 5:** Despiece carcasa 1.
- ☞ **PLANO 6:** Despiece elementos complementarios.



		MEDICENTRO MARACAY, C.A.			
					
		Av. Principal Las Delicias - c/c José María Vargas - Torre Las Delicias Local 2-A - Urb. La Floresta - Maracay, Edo. Aragua. Telefax: (0243) 241.54.01 242.29.13 - Celulares: (0414) 437.18.70 - (0414) 425.32.56 e-mail: medicentromaracay@cantv.net RIF: J-07551950-7 - NIT.: 0034193479			
				PRESUPUESTO 2703-08 Fecha: 28/03/2008	
CLIENTE: UNIVERSIDAD DE CARABOBO Atención: Direc.: MARACAY EDO. ARAGUA					
Item	Cant	Descripcion	Precio unit	Precio total Bs	
1	1	SIERRA OSCILANTE	30.000,00	30.000,00	
					
		PRODUCTOS CON (*) ESTAN EXENTOS DE I.V.A.			
		PRECIOS SUJETOS A CAMBIO SIN PREVIO AVISO PLAZO DE ENTREGA: INMEDIATA FORMA DE PAGO: CONTADO		Sub-total 30.000,00 I.V.A. 9% 2.700,00 TOTAL 32.700,00	