

Trabajo Especial

**DISEÑO, SIMULACIÓN NUMÉRICA Y DESARROLLO DE UN PROTOTIPO
DE IMPLANTE PARA EL TRATAMIENTO DE FRACTURAS DE PERONÉ
DISTAL Y SUS DISPOSITIVOS DE MONTAJE**

PRESENTADO ANTE LA ILUSTRE
UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
POR LA BACHILLER:
GONZÁLEZ GUTIERREZ, JESSY DEL V.
PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO

CARACAS, OCTUBRE DE 2000

González G. Jessy del V.

“DISEÑO, SIMULACIÓN NUMÉRICA Y DESARROLLO DE UN PROTOTIPO DE IMPLANTE PARA EL TRATAMIENTO DE FRACTURAS DE PERONÉ DISTAL Y SUS DISPOSITIVOS DE MONTAJE”.

Tutor Académico: Prof. Miguel Cerrolaza.

Tutor Médico: Dr. José Bendayan.

Tesis. Caracas. U.C.V. Facultad de Ingeniería.

Escuela de Ingeniería Mecánica. 2000. 99 páginas.

1.- Diseño Mecánico;

2.- Bioingeniería;

3.- Biomecánica;

En este Trabajo Especial de Grado se propuso un nuevo sistema de fijación interna para el tratamiento de fracturas de la articulación del tobillo, donde la reconstrucción anatómica del peroné es la prioridad absoluta. Este sistema intramedular en el eje axial del peroné distal ha sido desarrollado bajo un riguroso estudio de modelación y simulación numérica.

El estudio abarcó el análisis de los diferentes dispositivos de fijación interna existentes en el mercado internacional, para conocer cuales iban a ser los parámetros de diseño, y requisitos de uso de este implante. Los diseños preliminares se realizaron bajo la perspectiva médico-ingenieril del grupo de profesionales interdisciplinarios que laboran en el Centro de Bioingeniería.

Los diseños preliminares, fueron modelado en 3D utilizando un software de diseño paramétrico llamado Pro/Engineer, luego se sometieron a las cargas biológicas, procedentes de estudios similares realizados a nivel internacional, estas fueron aplicadas en la articulación tibio-peronea proximal. Para el análisis se escogió el método de Elementos Finitos y el programa de análisis Nastran. El análisis por elementos finitos ha permitido analizar los prototipos con el fin de evaluar los esfuerzos y deformaciones, comprobando que los valores de los esfuerzos obtenidos no exceden el límite elástico.

Una vez obtenidos los diseños finales, se construyeron los prototipos en acero inoxidable 316L y sus dispositivo de montaje en aluminio 7075 T6 y posteriormente uno de ellos fué implantado en un cadáver. El taller realizado en el cadáver fue satisfactorio, cumpliéndose así los objetivos propuestos.

Dedicatoria:
A Dios
A mis padres
A mis hermanos
Y a las Familias Serres, Gudiel y Alvarez

GLOSARIO

ADIPOSA: Grasa presente en las células del tejido adiposo. (Diccionario Enciclopédico de Términos Médicos, 1981).

ARTROSIS: Afección crónica de las articulaciones, de naturaleza degenerativa, no inflamatoria.

CAPILAR: Cualquiera de los diminutos vasos que unen las arteriolas con las vénulas y forman una red en casi todas las partes del cuerpo. Las paredes de los capilares están formadas de una capa de células endoteliales. A través de estas paredes se efectúan los intercambios entre la sangre y los tejidos.

CARTILAGINOSO: Formado por cartílagos, una sustancia elástica, flexible, blanca o grisácea, adherida a las superficies articulares óseas y que forman ciertas partes del esqueleto. El cartílago es una variedad de tejido conjuntivo, compuesto de células dispuestas en grupos y contenidas en cavidades (cápsulas cartilaginosas) en una sustancia intercelular homogénea.

DRENAJE POR ASPIRACIÓN: Es el medio por el que queda asegurada la salida de líquidos y derrames de una herida, absceso o cavidad. Por aspiración, el drenaje cerrado de una cavidad, se conecta el tubo con un aparato de aspiración.

EDEMA: Acumulación de líquido seroalbuminoso en el tejido celular, debido a diversas causas: disminución de la presión oncótica del plasma por reducción de las proteínas; aumento de la presión hidrostática en los capilares, por insuficiencia cardíaca; mayor permeabilidad de las paredes capilares u obstrucción de las vías linfáticas. La hinchazón producida se caracteriza por conservar la huella de la presión del dedo.

ENDOSTIO: Tejido que cubre inmediatamente la cavidad medular de un hueso; periostio interno.

MESENQUIMA: Tejido conjuntivo embrionario que forma la mayor parte del mesodermo, y del que derivan los tejidos conjuntivos y vasos sanguíneos y linfáticos.

MULTINUCLEAR: Que posee varios núcleos; polinuclear.

NEOFORMACIÓN: Tejidos de formación reciente anormal; d'ícese de las neoplasias.

OSTEOMA: Tumor integrado por elementos óseos diversos, dispuestos en forma desordenada, con frecuencia difícil de diferenciar de exostosis y enostosis. Cuando el tumor asienta sobre tejido óseo recibe el nombre de homoplástico, y cuando se localiza fuera del hueso se denomina heteroplástico.

PERICONDRIO: Tejido conectivo fibroso que cubre el cartílago.

PERIOSTIO: Membrana fibrosa gruesa que cubre toda la superficie de hueso, con excepción de la parte correspondiente al cartílago articular. Consta de dos capas: una osteógena, u osteoblastica, de las que deriva el tejido óseo nuevo, y otra fibrosa, externa, de tejido conectivo, portadora de los nervios y vasos sanguíneos destinados al hueso.

SINUSOIDE: Vaso sanguíneo terminal que ocupa la misma posición con los vasos arteriales y venosos que los capilares en la mayor parte del cuerpo. Sin embargo son mucho más anchos que los capilares y sus células de revestimiento no se hallan tan bien adaptadas unas a otras. Están revestidos de túnica endotelial completa con poca o ninguna adventicia y se encuentran en ciertos órganos como hígado, bazo, etc.

TUMEFACCIÓN: Efecto de hincharse.

INDICE

1	Introducción	1
2	Fundamentos Teóricos	3
2.1	Histología ósea	3
2.2	Composición del hueso	3
2.3	Estructura general de los huesos	4
2.3.1	Periostio	4
2.3.2	Sustancia ósea	5
2.3.3	Médula ósea	5
2.4	Formación del hueso	6
2.5	Modelado óseo	7
2.6	Anatomía del tobillo	8
2.6.1	La tibia	9
2.6.2	El astrágalo	9
2.6.3	El peroné	9
2.7	Ligamentos de la articulación del tobillo ó tibiotarsiana	12
2.8	Biomecánica del tobillo	13
2.8.1	Mecanismo de flexión del tobillo	15
2.8.2	Mecanismo de extensión del tobillo	16
3	Tecnologías de fijación interna para fracturas de peroné	17
3.1	Dispositivos para fijación interna	17
3.2	Funciones de la fijación interna: estabilización de las fracturas	22
3.2.1	Bases de la estabilización quirúrgica	22
3.3	Clasificación de las fracturas según Danis Y Weber	24
3.3.1	Clasificación Tibia/Peroné, segmento maleolar	24
3.3.2	Diagnostico de la fractura Tipo B	25
3.4	Comparación entre los diversos dispositivos de fijación interna para fracturas de peroné existentes en el mercado nacional e internacional	26
3.4.1	Tornillo de Tracción	26
3.4.2	Tornillo maleolares	27
3.4.3	Tornillos maleolares canulados de diámetro 4.5 mm	27
3.4.4	Placas	28
3.4.5	Placas de autocompresión -Placas de tercio de caña-	29
3.4.6	Placas de neutralización	29
3.5	Técnicas quirúrgicas para la colocación de dispositivos de fijación interna de fractura de tobillo	30
3.5.1	Técnica de Osteosíntesis	30
3.6	Osteosíntesis para las fracturas maleolares tipo B	31
3.7	Tratamiento postoperatorio	33

4	Diseño de un prototipo de clavo intramedular para el tratamiento de fracturas de peroné.	34
4.1	Definición de diseño	34
4.2	Proceso de diseño	34
4.2.1	Análisis de la necesidad	35
4.2.2	Generación de soluciones	35
4.2.3	Evaluación, selección y desarrollo	36
4.3	Diseño del prototipo del clavo intra medular para el tratamiento de fracturas de peroné distal	37
4.4	Evaluación del material para la construcción del clavo intra medular	38
4.4.1	Metales	38
4.4.2	Acero	39
4.4.3	Titanio puro	39
4.4.4	Aleación de Titanio-6-Aluminio-4-Vanadio	39
4.4.5	Otras aleaciones	39
4.4.6	Otros materiales de implantes	40
4.5	Selección del material para la construcción del prototipo de clavo intra medular y de los dispositivos de montaje	40
4.6	Generación de soluciones	41
4.6.2	Clavo intrafixB	41
4.6.2	IntrafixB curvo	42
4.7	Evaluación de los diseños y selección	43
4.8	Modelado en 3D del prototipo de clavo intramedular para fractura de peroné	45
4.8.1	Ficha técnica del clavo intrafixB curvo	45
4.8.2	Descripción del ensamblaje del clavo y los dispositivos de montaje	48
4.9	Transmisión de cargas en el peroné	50
4.10	Técnicas de mecanizado utilizadas para la construcción del prototipo elegido y sus dispositivos de montaje	51
4.10.1	Torneado	54
4.10.2	Taladrado	54
4.10.3	Fresado	55
4.11	Construcción del prototipo elegido y sus dispositivos de montaje	56
5	Análisis numérico	61
5.1	Esfuerzo	61
5.1.1	Definición de esfuerzo	62
5.1.2	Tensor de esfuerzo	62
5.2	Ecuaciones diferenciales de equilibrio	64
5.3	Deformación	64
5.3.1	Tensor deformación	65
5.4	Ley de Hooke	65
5.5	Análisis de sólidos tridimensionales con elementos finitos	66
5.5.1	Método de los desplazamientos	67

5.5.2	Campo de desplazamientos	68
5.5.3	Campos de deformaciones y tensiones.	68
5.5.4	Relación tensión - deformación	69
5.5.5	Ecuaciones de equilibrio	70
5.6	Discretización de sólidos tridimensionales	71
5.7	Elementos tetraédricos de 10 nodos	71
5.8	Modelo del prototipo mediante métodos numéricos	74
5.8.1	Discretización por elementos finitos	76
5.8.2	Estado de sollicitaciones y condiciones de contorno	77
6	Análisis de resultados y prueba “in vitro”	78
6.1	Resultados y análisis del clavo intrafixB curvo, a	78
6.2	Resultados y análisis del clavo intrafixB Curvo, b	82
6.3	Prueba “in vitro”	84
7	Conclusiones y recomendaciones	87
8	Bibliografía y referencias	88
9	Anexos	91
10	Glosario	98

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

La fractura de huesos es uno de los males que frecuentemente afectan a la población venezolana, en especial aquellas que afectan el miembro inferior. Los dispositivos utilizados comúnmente para reducir fracturas se denominan yesos, pero éstos tienen serias desventajas ya que es difícil hacer un seguimiento de la evolución de la fractura, hay que inmovilizar el miembro fracturado y además si la fractura es severa, el yeso debe estar colocado por un largo período de tiempo lo que perjudica a la articulación, teniendo luego que ser rehabilitada, lo cual no es siempre posible.

Debido a estos inconvenientes de los yesos, existe la alternativa de utilizar dispositivos de fijación interna como: clavos intramedulares, tornillos de compresión en conjunto con placas de tercio de caña auto compresoras, utilizadas en las fracturas de la articulación del tobillo.

Estos dispositivos son importados desde países desarrollados, lo que los hace muy costosos e inaccesibles para la mayor parte de la población que acude a los hospitales de nuestro país. Se plantea entonces la necesidad de el diseño de un nuevo sistema de fijación interna con el fin de realizar una cirugía menos traumática y para estabilizar la fractura de una manera más favorable desde el punto de vista biomecánico, y donde el conjunto hueso-clavo intramedular puedan actuar para favorecer la estabilidad de la fractura.

Tratando de responder a esta realidad, equipos multidisciplinarios constituidos por Médicos, Químicos e Ingenieros realizan investigaciones en sus áreas respectivas, dentro del Centro de Bioingeniería de la Universidad Central de Venezuela (C.E.B.I.O.). Básicamente, para producir en nuestro país estos dispositivos a un menor costo.

Este trabajo especial de grado forma parte de uno de los proyectos de investigación que se lleva a cabo en este centro y tiene como objetivo principal el diseño, simulación numérica y desarrollo de un prototipo de implante para fracturas de tobillo tipo Weber B y sus dispositivos de montaje.

Continuando en la búsqueda de alternativas tecnológicas, se planteó la necesidad de diseñar y construir un nuevo sistema de implante, para estabilizar la fractura más favorable desde el punto de vista biomecánico y con una cirugía menos traumática, aspecto que influirá

de manera positiva en el desenvolvimiento normal del paciente y que además cumpliera con el requisito indispensable de soportar las cargas que se generan en las extremidades inferiores.

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Histología ósea

Los huesos son elementos que constituyen el esqueleto proporcionando un almacén rígido para los órganos blandos, se caracterizan por ser algo elásticos, muy resistentes, capaces de soportar diversos grados de compresión y tracción. Sus principales funciones son: proporcionar un sostén mecánico, permitir la locomoción, proporcionar protección y actuar como almacén de sales minerales.

La organización microscópica del hueso es muy compleja. Su descripción pertenece a los tratados especializados, por lo que en este capítulo se hará el estudio de la composición y estructura celular del tejido óseo, sólo mencionando los detalles más importantes, como base fundamental en el proceso de reparación y restitución a su forma y función original al hueso fracturado, sin la intervención de dispositivos internos o externos (yesos, placas, clavos, tornillos, fijadores) (Fuentes y Galindo, 1997).

2.2 Composición del hueso

El hueso está constituido principalmente por sustancia intercelular mineralizada. Esta sustancia intercelular se presenta como una matriz, en cuya composición intervienen materias orgánicas e inorgánicas. La materia orgánica está constituida por fibras colágenas (95%) inmersa en la sustancia fundamental, que constituye apenas el 5% de la matriz y cuya composición no es del todo conocida, aunque resulta innegable su naturaleza glucoproteica; se han aislado de ellas, principalmente, ácido hialurónico, sulfato de condroitina y sulfato de querotén. El material inorgánico del hueso consiste en: fosfato de calcio (85%), carbonato de calcio (10%) y fluoruro de calcio y magnesio (el 5% restante) (Fuentes y Galindo, 1997).

Las sales orgánicas se depositan a intervalos regulares sobre las fibras colágenas, formando los llamados cristales de hidroxiapatita, por su semejanza con el mineral de este nombre. Este depósito de sales otorga al hueso su rigidez y resistencia mecánica característica.

El hueso compacto tiene un peso promedio de alrededor de un 30% de matriz orgánica y un 70% de sales (Videla,1997)

2.3 Estructura general de los huesos

Se distinguen en vivo tres partes fundamentales, estrechamente relacionadas entre sí: el periostio, la sustancia ósea y la médula ósea.

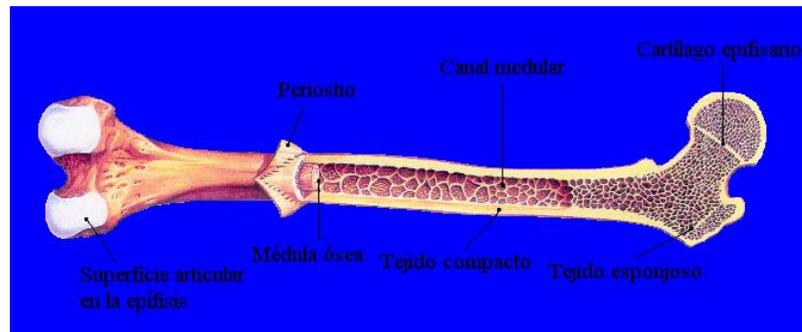


Figura 2.1 Fémur seccionado longitudinalmente en sus tercios proximales

2.3.1 Periostio

Es una membrana fibrosa y resistente, irrigada por abundantes vasos sanguíneos que llevan nutrientes al hueso. Envuelve al hueso y le da lisura. La membrana perióstica está constituida por dos láminas unidas entre sí: una exterior, de tejido colágeno y función protectora, llamada estrato fibroso, y otra inferior, de una malla densa de fibras elásticas, el estrato osteoblástico o generativo, en cuya caras profundas se encuentran los osteoblastos, o células formadoras de hueso, que dan su nombre a esta lámina. Cuando los osteoblastos han terminado de secretar la sustancia que forma la matriz ósea, quedan en reposo, en el estado de osteocitos. Por otra parte, su grosor cambia con la edad y es mayor en la juventud que en la vejez, por razón de la mayor actividad de la cara generativa en el periodo de formación del hueso; la potencialidad regenerativa de esta capa no se pierde del todo, pues de otra manera no podrían soldarse los huesos fracturados. Así, en las fracturas, la reparación corre a cargo del periostio.

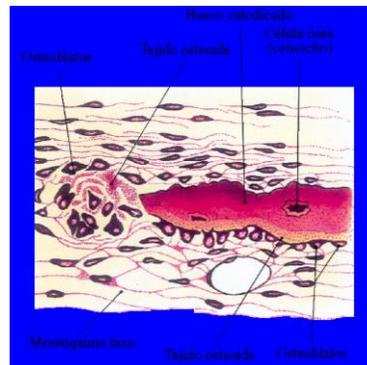


Figura 2.2 Osificación intermembranosa

2.3.2 Sustancia ósea

En el corte longitudinal de un hueso largo, se distinguen dos zonas en la sustancia ósea (Figura 2.1): una periférica, de tejido óseo denso, que es la sustancia compacta y otra interior, la sustancia esponjosa, situada en los extremos.

La sustancia compacta predomina en las estructuras o partes de éstas que funcionan como sostén o palanca, esto es, que soportan presiones y tensiones, como las diáfisis de los huesos largos. En el hueso compacto hay una red de conductos de Havers de trayecto vertical, que están unidos transversalmente por los conductos de Volkmann. Estos conductos contienen vasos sanguíneos y algunos nervios. Cada conducto de Havers vertical está rodeado de capas concéntricas de hueso compacto. Estas capas óseas contienen anillos de osteocitos dispuestos de forma concéntrica, cada uno en el interior de su pequeña laguna (Stevens y James, 1992).

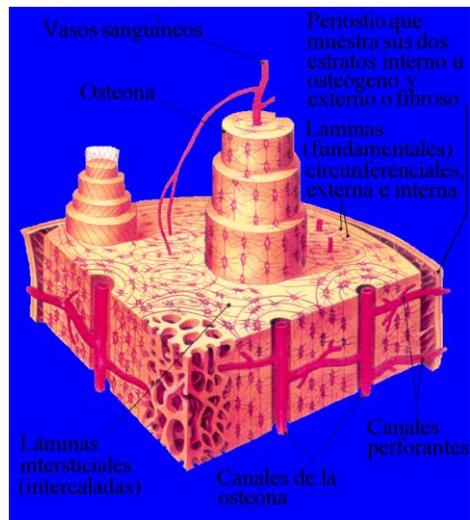


Figura 2.3 Esquema tridimensional de la estructura laminar

2.3.3 Médula ósea

Se aloja en los espacios del tejido esponjoso, así como en el gran canal central que poseen algunos huesos, al que se da el nombre de cavidad medular. Este espacio interior está recubierto por una membrana afín al periostio, llamada endostio, con capacidad osteogénica, que se prolonga por todos los espacios intraóseos.

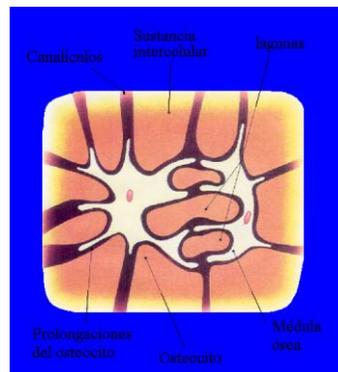


Figura 2.4 Esquema de lagunas óseas

2.4 Formación del hueso

Los huesos largos y los irregulares se forman por osificación condral; mientras que los planos, por osificación membranosa.

En la *osificación condral*: en los sitios donde habrá de formarse un hueso largo, aparece primero un modelo cartilaginoso que crece en las tres dimensiones, al paso que sufre cambios morfológicos, tanto en su centro como en el nivel del pericondrio (Figura 2.5).

Las células del estrato interno, del pericondrio se transforman en osteoblastos, liberando matriz ósea, enseguida sobre las fibras subyacentes del tejido se depositan sales minerales, ocurriendo un efecto de la erosión activa que ocurre en su centro. (Fuentes y Galindo, 1998).



Figura 2.5 Osificación condral, transformación del molde del cartilago en hueso largo y su crecimiento longitudinal

En tanto crece el modelo cartilaginoso, prolifera también el centro de osificación, por fases sucesivas de erosión y consecutiva invasión osteoblástica.

Los acontecimientos sucesivos de erosión y neoformación se van repitiendo.

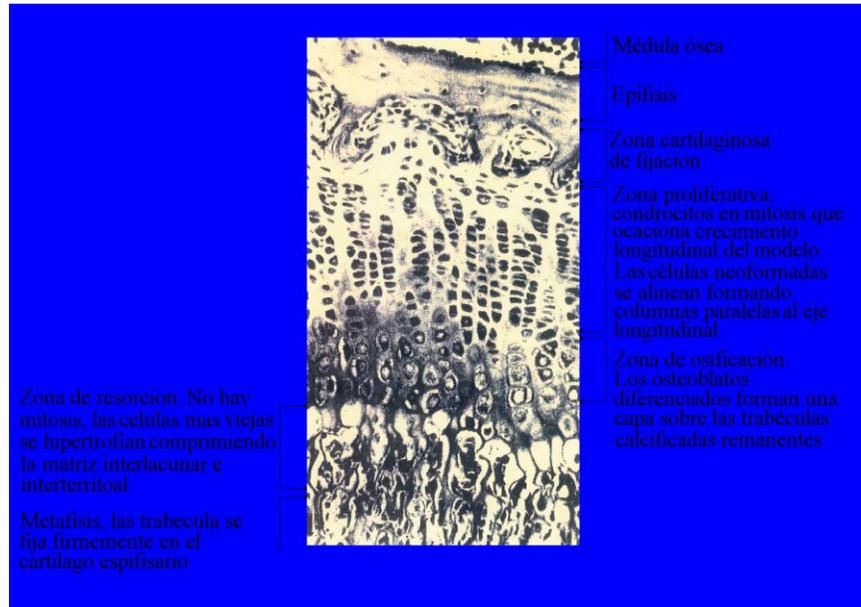


Figura 2.6 Micrografía de una sección longitudinal de un hueso largo en crecimiento

Hacia la época del nacimiento, los extremos del modelo siguen siendo cartilagosos; pero poco después aparecen *centros secundarios de osificación* en las epífisis, de manera que, temporalmente, entre ellas y las diáfisis permanece un disco o *cartilago epifisial*, que desempeña un papel muy importante en el crecimiento longitudinal del hueso, ya que el proceso de osificación continúa por sus dos lados, con lentitud en la cara epifisaria y velozmente en la diafisaria (Figura 2.7).

La aparición y el desarrollo tanto de los cartílagos epifisarios como de los centros secundarios de osificación siguen un ritmo predeterminado genéticamente, por medio del cual se rige el crecimiento de los huesos y, hasta cierto punto, la talla de los individuos. El crecimiento normal, en longitud, de los huesos largos suele terminar entre los 25 y los 29 años de edad.

La osificación membranosa ocurre en los sitios donde se formará un hueso plano - cráneo, costillas, pelvis -, las células osteoprogenitoras se transforman en osteoblastos que inmediatamente empiezan a secretar matriz cartilaginosa, constituyendo un tejido de aspecto membranoso, denominado *osteóide*.

2.5 Modelado óseo

Cuando el hueso sufre una fractura, ya sea por efecto de un traumatismo o de una intervención quirúrgica, es posible que sus fragmentos se unan por formación de tejido óseo nuevo y que puedan remodelarse hasta recuperar su forma y función originales. Este proceso

de reparación y remodelación se inicia en el momento mismo de la fractura y concluye en un lapso variable, que depende de factores como edad del paciente, condiciones físicas previas a la fractura, que a ésta siga o no algún proceso infeccioso, la pronta inmovilización del hueso fracturado (mediante moldes de yeso, placas o clavos), el daño a los tejidos vecinos, etc.

Con la fractura, suele producirse desgarramiento de los tejidos adyacentes y hemorragia en los tejidos blandos, en los vasos del periostio y en los conductos centrales. Poco después se forma un coágulo y luego un trombo. La falta de riego sanguíneo en el hueso próximo a la fractura (isquemia), debido a la obstrucción de los canales perforantes, hace que mueran los osteocitos de las lagunas y, en menos extensión, el periostio y la médula adyacentes (Fuentes y Galindo, 1998).

Hacia las 48 horas de ocurrida la fractura, se ven abundantes lagunas vacías en las zonas contiguas a ella, y en la región donde se ha formado el coágulo comienza a formarse tejido fibroso y vasos sanguíneos. El periostio intacto prolifera y avanza hacia la zona destruida, al igual que el endostio de la cavidad medular. Las células osteocondrogenas provenientes del periostio forman cartílago en la zona con menos vasos sanguíneos, que es la más alejada de la parte destruida. Mientras tanto, en las partes abundantes en vasos, dichas células se diferencian en osteocitos y constituyen nuevo tejido óseo, que se apoya en el almacén calcificado del fragmento óseo destruido. Esta proliferación de tejido osteocartilaginoso, recubierto por periostio y que forma un rodete en la zona fracturada, se denomina *callo exterior*, en tanto que el tejido óseo que prolifera en la cavidad medular se llama *callo interior*. Entre ambos se forma una capa ósea que une los fragmentos separados por efecto de la fractura.

Ulteriormente, el hueso recién formado prolifera y reemplaza el cartílago. El hueso periférico se organiza para constituir osteones, que se unen a los del hueso no afectado, mientras que, hacia el centro, se forman trabéculas que darán lugar a hueso esponjoso. La resorción ósea, a cargo de los osteoblastos, restituye su forma original al hueso fracturado.

Por otra parte, el hueso es un tejido dinámico, que se forma y destruye continuamente bajo el control de factores hormonales y físicos. Esta constante actividad permite que se produzca el proceso de modelado; es decir, la modificación de la arquitectura ósea para hacer frente a las tensiones físicas (Stevens y James, 1992).

El recambio óseo es normalmente bajo en el adulto maduro, mientras que en el recién nacido y en el niño es alto para permitir el crecimiento y el remodelado activo que es necesario para hacer frente a nuevas exigencias, por ejemplo al empezar a andar.

2.6 Anatomía del tobillo

La anatomía del tobillo ó articulación tibioperoneotarsia está constituida por: el maléolo (extremidad inferior) peroneo, el maléolo tibial, y el astrágalo ó polea astragalina. Los maléolos están articulados entre sí en sus extremidades y están separados uno del otro, en todo el resto de su extensión, por un espacio alargado, llamado espacio interóseo (Rouviere y Delmas, 1991). Se hará especial referencia al maléolo externo, por ser el objeto principal de esta investigación

2.6.1 La tibia

La tibia es un hueso largo, voluminoso, situado en la parte interna de la pierna. Se articula hacia arriba con el fémur y hacia abajo con el astrágalo (Figura 2.7).

Se dirige verticalmente y forma con el fémur un ángulo obtuso abierto hacia afuera. La tibia no es rectilínea, está contorneada en S itálica muy larga y presenta una ligera concavidad externa en su parte superior e interna en su parte inferior.



Figura 2.7 Huesos que conforman la articulación del tobillo (Minn, 1998)

2.6.2 El astrágalo

Es el hueso que transmite la carga de la tibia y se encarga de distribuirlo adecuadamente al resto del pie.

2.6.3 El peroné

El peroné es un hueso largo, delgado, situado en la parte externa de la pierna; se articula por arriba con la tibia y por abajo con la tibia y el astrágalo. Está formado en su parte media por una vaina compacta que envuelve un canal medular muy estrecho; las extremidades son esponjosas y están envueltas por tejido compacto. Además está conformado por un cuerpo y dos extremidades, una superior y otra inferior.

▪ *Cuerpo del peroné*

El cuerpo del peroné es prismático y triangular; se puede distinguir tres caras y tres bordes:

1.-Cara externa

La cara externa es convexa hacia abajo, excavada longitudinalmente en canal en su parte media. En ella se insertan los músculos peroneos laterales largo y corto (Figura 2.9). Esta cara está dividida en su extremidad inferior, por una cresta oblicua hacia abajo y atrás en dos segmentos: el anterior es triangular y subcutáneo; el otro, posterior, se desvía hacia atrás y sobre él se deslizan los tendones de los peroneos laterales (Schatzker, 1989).

2.- Cara Interna

Está dividida en dos segmentos muy alargados por una cresta longitudinal, la *cresta interósea*, en la que se fija el ligamento interóseo (Figura 2.8). Por delante de la cresta interósea, en la cara interna, se insertan los extensores de los dedos y el peroneo anterior; por detrás de esta cresta, la cara interna está deprimida en canal en sus dos tercios superiores donde se fija el músculo tibial posterior.

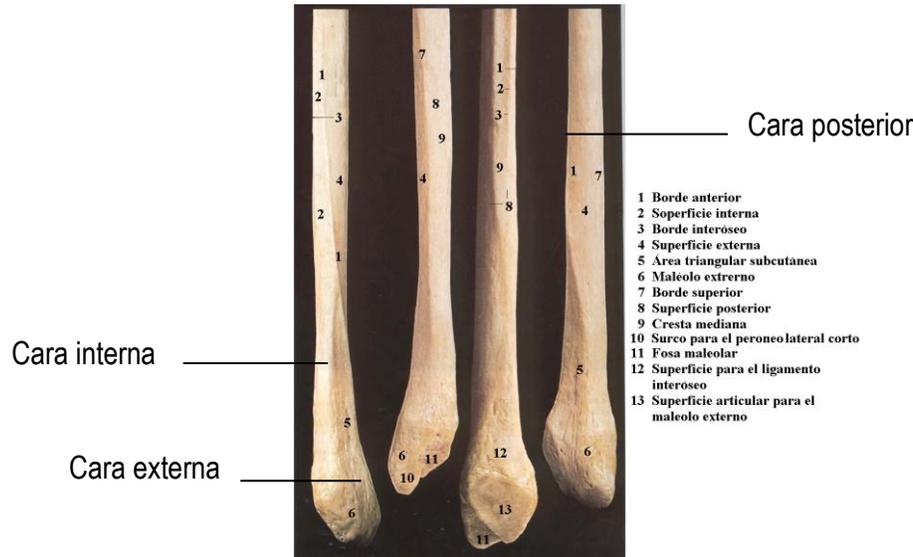


Figura 2.8 Vistas de las caras del peroné izquierdo (Minn, 1998)

3.- Cara posterior

Hacia arriba, esta cara es estrecha, convexa y rugosa y en ella se inserta el sóleo (Figura 2.8). En el resto de su extensión es más ancha y está cubierta por las inserciones del flexor largo del dedo gordo. En el cuarto inferior del hueso, la cara posterior se vuelve hacia adentro y se sitúa en el mismo plano que la cara interna. El agujero nutricio principal se localiza generalmente hacia la parte media de la cara posterior.

▪ Bordes

Las tres caras están separadas por un borde anterior, un borde interno y un borde externo.

1.- Borde anterior

Es delgado y cortante, sobre todo en su parte media, y se continúa hacia abajo con el borde anterior de maléolo externo.

2.- Borde interno

Este borde es muy marcado en su parte media, y se atenúa hacia las extremidades del hueso, sobre todo en la extremidad inferior.

3.- Borde externo

Romo hacia arriba, es prominente en sus dos tercios inferiores. Hacia la extremidad inferior del hueso, el borde se vuelve posterior (Figura 2.9).

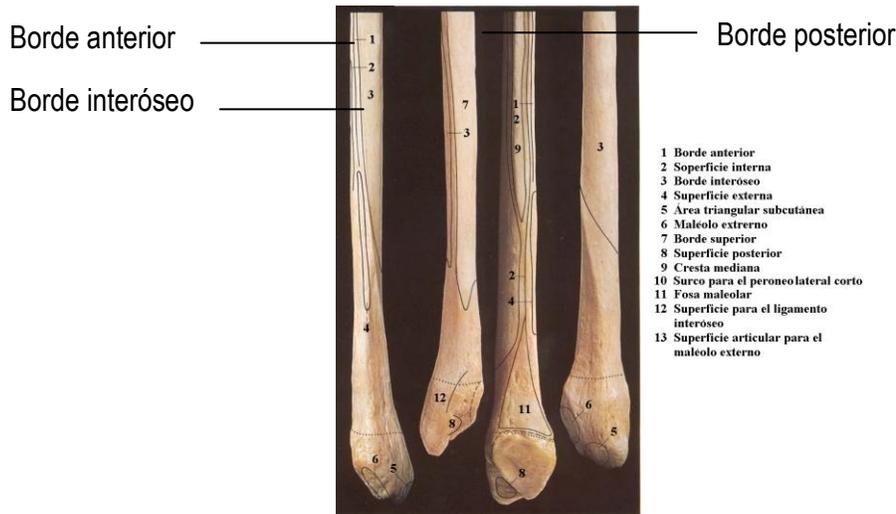


Figura 2.9. Bordes del peroné izquierdo, extremo inferior (Minn, 1998).

■ *Extremidad inferior del peroné*

Se llama maléolo externo. El maléolo externo es alargado de arriba hacia abajo y aplanado transversalmente. La cara externa del maléolo externo comprende dos segmentos separados por la misma cresta oblicua (Figura 2.9). El segmento anterior o borde anterior, convexo y liso, se orienta hacia afuera y es subcutáneo. El segmento posterior, también llamado cara posterior del maléolo, se dirige hacia atrás; está deprimido en el canal en el que se deslizan los tendones de los peroneos laterales. La cara Interna (Figura 2.9) presenta una carilla articular, triangular de base superior, convexa, que se articula con el astrágalo. Los bordes anterior y posterior del maléolo externo son rugosos. Al anterior se insertan: por arriba, el ligamento peroneotibial anterior; por abajo, los ligamentos peroneoastragalino anterior y peroneocalcáneo. En el borde posterior se inserta el ligamento peroneotibial posterior.

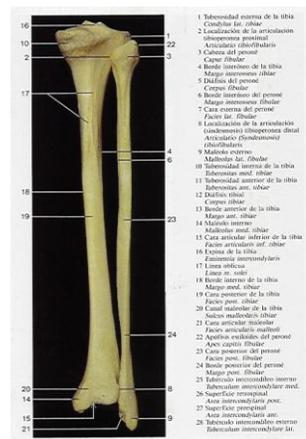


Figura 2.10 Vista posterior de la tibia y peroné

2.7 Ligamentos de la articulación del tobillo ó tibiotalariana

Los ligamentos de la tibiotalariana se componen de dos sistemas ligamentosos principales, los ligamentos laterales externo e interno, y dos sistemas accesorios, los ligamentos anterior y posterior (Kapandji, 1974).

Los ligamentos laterales constituyen, a cada lado de la articulación, potentes abanicos fibrosos cuyo vértice se fija en el maléolo correspondiente, próximo al eje XX', y cuya periferia se expande por los dos huesos del tarso posterior:

El Ligamento lateral externo (LLE) (Figura 2.11.a: vista externa) está formado por tres haces, dos de ellos se dirigen al astrágalo y el otro restante al calcáneo:

- el haz anterior (21), adherido al borde anterior del maléolo peroneo (14), se dirige oblicuamente hacia abajo y adelante para insertarse en el astrágalo, entre la carilla externa y la apertura del seno del tarso.
- el haz medio (22) se inicia en las proximidades del punto más prominente del maléolo para dirigirse hacia abajo y atrás e insertarse en la cara externa del calcáneo. El ligamento calcaneoastragalino externo (32) recorre todo su borde inferior.
- el haz posterior (23), se origina en la cara interna del maléolo, por detrás de la carilla articular, para dirigirse horizontalmente hacia dentro y ligeramente hacia atrás e insertarse en el tubérculo posteroexterno del astrágalo (37). Su posición y dirección hacen que sea más visible en el plano posterior (Figura 2.12.a). Se prolonga a través de un pequeño ligamento denominado calcaneoastragalino posterior (31).

Del maléolo externo parten también los dos ligamentos peroneotibiales inferiores (Figura 2.12): el anterior (27) y el posterior (28). Estos reciben también el nombre de sindesmosis.

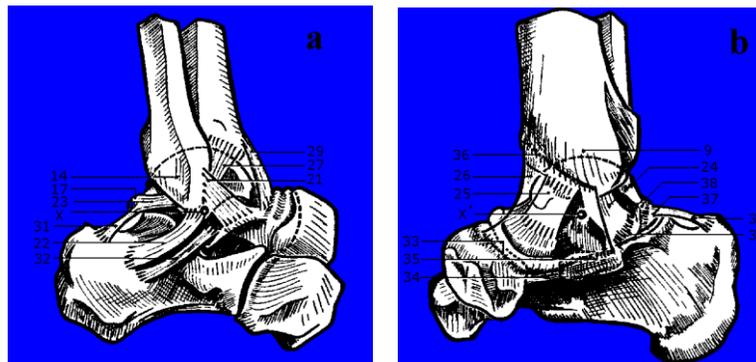


Figura 2.11 Vista interna del ligamento lateral interno

Los ligamentos anterior (Figura 2.12.b: vista anterior) y posterior (Figura 13: vista posterior) de la tibiotalariana son simples engrosamientos capsulares. *El anterior* (29) une oblicuamente el margen anterior de la superficie tibial y la rama de la bifurcación posterior del yugo astragalino (Figura 2.11.a). *El posterior* (30) está formado por fibras de origen tibial y peroneo que convergen hacia el tubérculo posterointerno del astrágalo (39), que con el tubérculo posteroexterno (37), constituye los límites de la corredera profunda del flexor del dedo gordo (38).

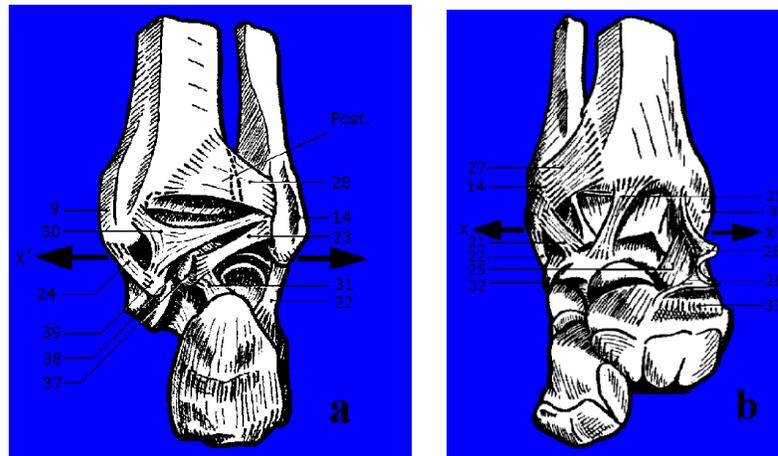


Figura 2.13 Vista posterior(a) y vista anterior(b) del ligamento anterior

El ligamento lateral interno (LLI) (Figura 12.11.b: vista interna) se divide en dos planos, superficial y profundo.

El plano profundo está constituido por dos haces tibioastragalinos:

- el haz anterior (25), oblicuo hacia abajo y adelante, se inserta en la rama interna del yugo astragalino.
- el haz posterior (24), oblicuo hacia abajo y atrás, se inserta en una fosita profunda (Figura 2.12) localizada por debajo de la carilla interna; sus fibras más posteriores se fijan en el tubérculo posterointerno (39).

El plano superficial, muy extenso y triangular, forma el ligamento deltoideo (26) (Figura 2.11.b) se le representa transparente.

2.8 Biomecánica del tobillo

La articulación tibiotarsiana, o del tobillo, es la articulación distal del miembro inferior. Es de especial relevancia porque diferencia al ser humano del resto de los vertebrados, puesto que nos permite la marcha en bipedestación. Lo que implica que en la articulación tiene que conjuntarse gran movilidad con solidez. Esto es posible por la disposición de sus elementos óseos, en concreto del astrágalo, ya que este se interpone entre los huesos de la pierna (tibia y peroné) y el resto de los huesos del pie a modo de cojinete. Por su propia estructura está dotada de un solo grado de libertad de movimiento. Debiendo su estabilidad a su configuración ósea y a su complejo sistema ligamentoso (Kapandji, 1974).

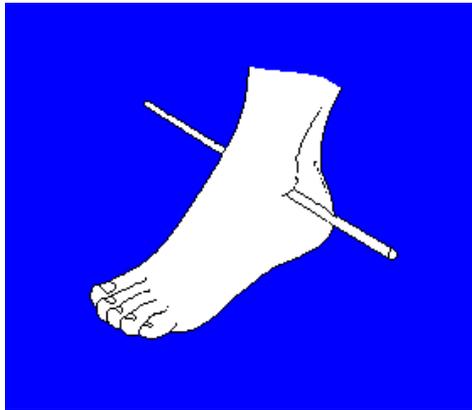


Figura 2.13 Eje empírico del tobillo: línea que une las puntas de los maléolos medial y lateral

Si se compara la tibiotarsiana a un modelo mecánico (Figura 2.14), se puede describir de la siguiente manera:

- Una pieza inferior (A): el astrágalo, que soporta una superficie cilíndrica (en una primera aproximación) con un gran eje transversal XX' .

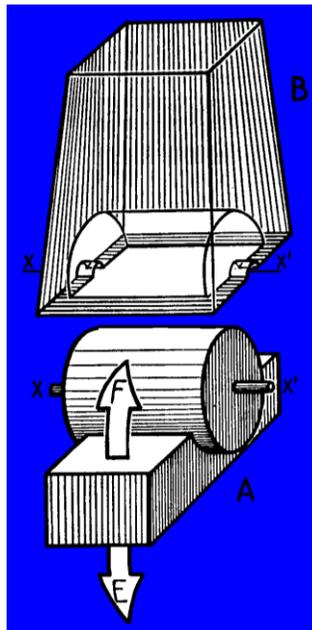


Figura 2.14 Biomecánica de la articulación del tobillo

- Una pieza superior (B): la porción inferior de la tibia y el peroné, que constituyen un bloque –aquí supuestamente transparente– cuya superficie inferior presenta un agujero en forma de segmento cilíndrico idéntico al anterior.

El cilindro macizo, encajado en el segmento de cilindro hueco, y sujeto lateralmente entre ambos flancos de la pieza superior, puede realizar movimientos de flexión (F) y de extensión (E) alrededor del eje común XX' . Además, el peroné realiza movimientos verticales como se ve en las figura 2.15 y figura 2.16: se ha representado el peroné en forma de regla. De hecho, unido a la tibia mediante fibras oblicuas hacia abajo y afuera de la membrana interósea, el peroné, separándose de la tibia (Figura 2.15), asciende ligeramente, mientras que desciende si se aproxima a ella (Figura 2.16), de acuerdo a la indemnidad de la sindesmosis ó ligamento tibioperoneo.

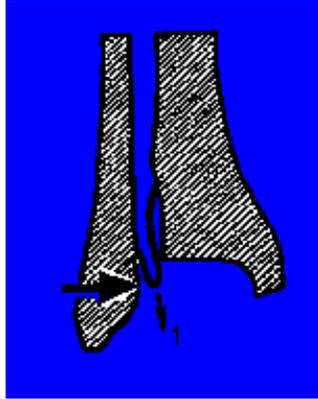


Figura 2.15

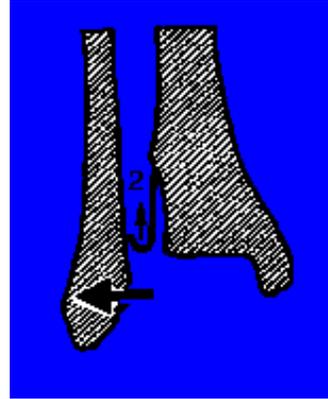


Figura 2.16

2.8.1 Mecanismo de flexión del tobillo

- El maléolo externo se aleja del interno (flecha 1), ver figura 2.17.

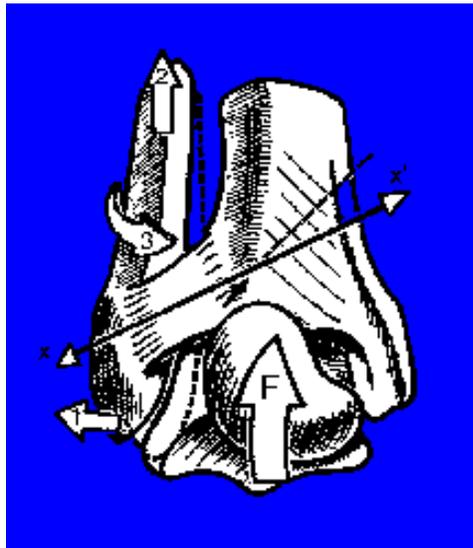


Figura 2.17 Flexión del tobillo

- Simultáneamente, asciende ligeramente (flecha 2), mientras que las fibras de los ligamentos peroneotibiales y de la membrana interósea tiende a horizontalizarse (XX').
- Por último, gira sobre sí mismo en el sentido de la rotación interna (flecha 3).

2.8.2 Mecanismo de extensión del tobillo

- Aproximación del maléolo externo al interno (flecha 1), ver figura 2.17. Este movimiento es activo: la contracción del tibial posterior (TP), cuyas fibras se insertan en ambos huesos, cierra la pinza bimaleolar (Figura 2.18: sección del lado derecho, fragmento inferior, las flechas corresponden a la contracción de las fibras del TP). De esta forma, la polea astragaliana está bien sujeta sea cual fuere el grado de flexoextensión del tobillo.
- Descenso del maléolo externo (flecha 2) con verticalización de las fibras ligamentosas (YY').
- Ligera rotación externa del maléolo externo (flecha 3).

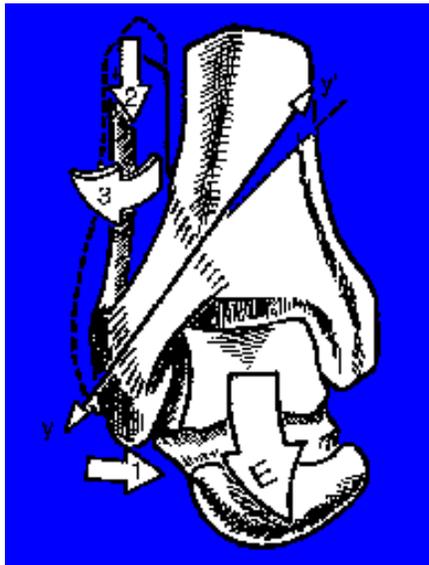


Figura 2.18 Extensión del tobillo

CAPÍTULO 3

TECNOLOGÍAS DE FIJACIÓN INTERNA PARA FRACTURAS DE PERONÉ

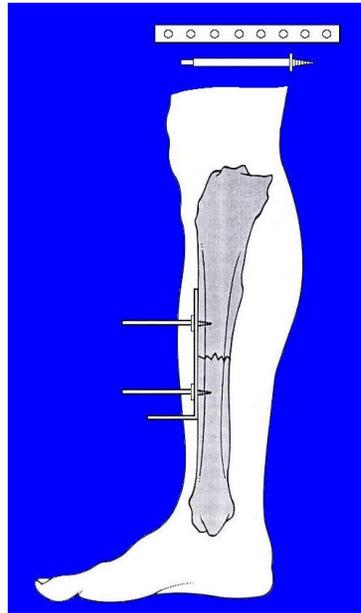
3.1 Dispositivos para fijación interna

De acuerdo con el Dr. Malgaigne Icar, en 1770 se practicó una de las primeras técnicas de la fijación interna de las fracturas y fue realizada con una ligadura ó sutura con alambre. En el siglo 19 el contenido de Icart fue ampliamente aceptado por los franceses en una discusión académica, concluyendo que existía una alta probabilidad de que la técnica de la ligadura de hueso fuese desarrollada por Lapujode alrededor de 1770 y no por Sire (Browner y et.al, 1992).

El 31 de julio de 1827, se publicó, que el Dr. Kearny Rodgers de Nueva York, fue el primero en desarrollar la sutura al hueso. El reconstruyó una pseudoartrosis de húmero, encontrando la parte final del hueso mas inestable, taladrando un agujero y pasando a través de este un alambre de plata, para así retener la coacción de los fragmentos del hueso.

A finales de 1840, probablemente comenzó el uso de los tornillos aplicados en el hueso; con certeza en 1850, cuando los cirujanos franceses Cucuel y Rigaud describieron dos casos, en los cuales se utilizaron tornillos para el manejo de las fracturas.

En 1886 Hansmann de Hamburgo publicó la primera estadística de la fijación de una placa al hueso titulada como “El nuevo método de fijación de fragmentos de complicadas fracturas”. El ilustra una placa maleable, aplicada al hueso para mantener la fractura en su sitio, el final de la placa estaba doblada a través de un ángulo recto para proyectarse a través de la piel (Figura 3.1). La placa es anclada a cada fragmento a través por uno o más tornillos especiales, los cuales fueron construidos con largos vástagos que se proyectan a través de la piel para una fácil remoción (Browner y et.al, 1992).



**Figura 3.1 “El nuevo método de fijación de fragmentos de fracturas complicadas”
(Browner y et.al, 1992)**

El hombre que creó el término osteosíntesis fue Albin Lambotte (1866-1955), es generalmente recordado como el padre de la fijación interna moderna. Desde 1900 el realizó el tratamiento quirúrgico de las fracturas con mucha innovación. El manufacturó la mayoría de los primeros instrumentos e implantes en su propio taller, desarrollando no solo placas y tornillos para la fijación rígida en huesos en una variedad de materiales, sino también equipos de fijación externa similares en el principio a los utilizados actualmente (Muller y Allgower, 1991).

Otro gran pionero de la fijación interna, William Arbuthnot Lane, doctor del Hospital de Londres, empezó a trabajar con alambres y fue en 1893 el primero en publicar la técnica de colocado de tornillos a través del foco de la fractura. Para 1900 el ya había inventado una gran variedad de diferentes formas de placas para cada problema de fractura en particular y en 1905 escribió su clásico libro de tratamiento de fracturas, en el cual el ilustraba las placas simples y dobles y el uso del clavo intramedular para las fracturas de tobillo (Muller y Allgower, 1991).

En 1926, Shermann basándose en línea aséptica de Lane, diseño su propia serie de placas y tornillos, así como los primeros tornillos autoroscante y de paso fino. Introdujo el uso del acero aleado con vanadiun para aumentar la resistencia a la corrosión. Además el enfatizó la particularidad de que la fijación debía ser rígida permitiendo una temprana rehabilitación (Browner y et.al, 1992).



Figura 3.2 Instrumentos e implantes diseñados por Lambotte (Browner y et.al, 1992)



Figura 3.3 Instrumental de Shermann (Browner y et.al, 1992)

En 1935, Pawels utilizó el concepto ingenieril de fijación por el principio del tirante, y demostró su aplicación para la osteosíntesis de huesos sometidos a cargas excéntricas (Figura 3.4). Un tirante, este es un dispositivo que ejerce una fuerza de la misma magnitud pero de sentido contrario a la fuerza de flexión (Figura 3.4); debe ser de un material resistente a la tensión y que pueda ser pretensado. El hueso, por su parte, debe soportar la compresión. En la fractura de un hueso de carga excéntrica, para restablecer la función y minimizar el esfuerzo del dispositivo de osteosíntesis, hay que absorber las fuerzas de tensión (originadas por el momento de flexión) y convertirlas en compresión. El pretensado de una placa (o alambre) en tensión produce, como ya se ha explicado compresión axial en el hueso, si entonces, se somete a cargas excéntricas como las del fémur, el pretensado de la placa resistirá las fuerzas de tensión y las convertirá en fuerzas de compresión: produciéndose un aumento de las fuerzas de compresión en el foco de fractura (Muller y Allgower, 1991).

En la figura 3.4 se observa el principio de Pawels:

- a.- Las cargas excéntricas sobre un hueso producen tensión en una cortical y compresión en la opuesta.
- b.- Bajo carga excéntrica la fractura se separa primero en la cortical sometida a tensión.
- c.- Una placa en la cortical sometida a tensión evita la deformidad; al aumentar la carga la placa es sometida a tensión y la cortical opuesta a compresión.
- d.- Si la placa se utiliza en la cortical cóncava, sometida a compresión, cuando se aplica carga la única resistencia a la deformidad es la rigidez de la placa.

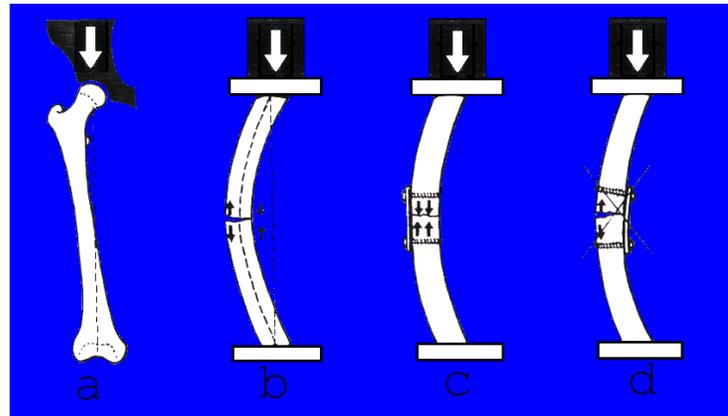


Figura 3.4 Principio del tirante de Pawels

En 1940 Küntscher estableció los principios biomecánicos de la fijación intramedular al describir la técnica del enclavado intramedular. Este método de osteosíntesis proporciona una estabilidad relativa sin compresión interfragmentaria, permitiendo un apoyo precoz en las fracturas estables, lo que produce compresión axial entre los dos fragmentos principales de la fractura (Muller y Allgower, 1991).

En 1949, Danis, en Bélgica fue el primero en demostrar la consolidación sin callo visible radiológicamente de fragmentos corticales estabilizados mediante una placa especial, que podía ejercer compresión axial activa entre los fragmentos y para brindar estabilidad absoluta utilizaba un cerrojo para aplicar presión sobre el tornillo final de la placa antes de apretarlo. Danis, denominó a este tipo de unión “consolidación ósea primaria”. Venable y Stuck en Estados Unidos diseñaron una placa similar (Muller y Allgower, 1991).

En 1963 Müller, introducen su placa de orificios redondos, la cabeza del tornillo, de forma cónica, sólo permite su inserción perpendicular. La superficie interna de la placa es lisa (Muller y Allgower, 1991).

En 1969 Perren y colaboradores, desarrollaron la placa de compresión dinámica DCP, la geometría de contacto esférico permite una inclinación del tornillo de 20° en relación con el eje longitudinal del hueso (Muller y Allgower, 1991).

En 1982 Klaue y Perren, desarrollan la unidad de compresión dinámica DCP, los orificios de los tornillos, totalmente simétricos, están distribuidos a intervalos regulares a lo largo de la placa, estando provistos de una muesca oblicua que mejora el margen de inclinación en su introducción (Muller y Allgower, 1991).

En 1989 Perren y colaboradores, desarrollan la placa de compresión dinámica de contacto limitado LC-DCP, logrando una mejor adaptación de la placa a la forma del hueso (Muller y Allgower, 1991).

Actualmente, la A.O (Organización para el estudio de la Osteosíntesis) ha desarrollado nuevos implantes, utilizando los mismos principios básicos de la fijación interna, a diferencia, que los materiales utilizados para la fabricación de estos nuevos implantes son aleaciones biocompatibles, posteriormente estos son sometidos a tratamientos térmicos, para que estos puedan resistir las solicitudes de cargas correspondientes,

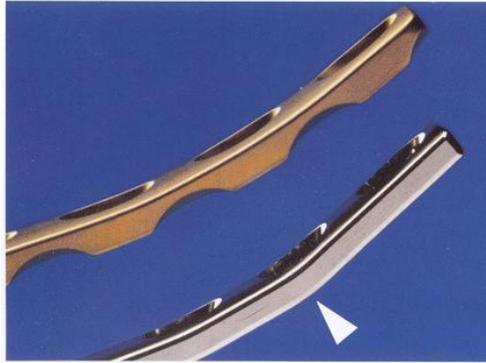


Figura 3.5 Comparación de las mejoras del diseño en una placa LC-DCP: la placa en acero inoxidable 316L fabricada en 1989 vs. la placa de titanio fabricada en 1999

3.2 Funciones de la fijación interna: estabilización de las fracturas

El tratamiento de las fracturas en general tiene como objetivo la pronta y total recuperación de la función del miembro. Por tanto, el objetivo básico es una consolidación sólida con una forma anatómica adecuada. Con respecto a las fracturas diafisarias, esto significa al menos una colocación relativamente correcta de los segmentos óseos que sostienen las articulaciones; es decir, el restablecimiento de la longitud global y la reducción de los defectos de alineación en flexión y torsión. En las fracturas intraarticulares, la reconstrucción de la superficie articular es el objetivo primordial. La reconstrucción de la anatomía ofrece, por regla general, la mejor oportunidad para restaurar la función.

3.2.1 Bases de la estabilización quirúrgica

Hay dos mecanismos básicamente diferentes para la fijación de las fracturas: la ferulización y la compresión. Se diferencian en el mecanismo de estabilización y en el grado de estabilización que proporcionan (Muller y Allgower, 1991).

- *Fijación por férulas*

La fijación por ferulización consiste en conectar un dispositivo más o menos rígido a un hueso fracturado. Este dispositivo reduce la movilidad de la fractura en proporción con su rigidez. La ferulización se consigue utilizando una gran variedad de métodos, entre los cuales podemos destacar la osteosíntesis con yesos, placas, tornillos y clavos intramedulares. El efecto de la ferulización es reducir, no abolir, la libertad de la fractura. Así el dolor disminuye y se protege la extremidad de una deformación excesiva.

La efectividad de la férula conectada al hueso depende en gran medida de la rigidez del elemento menos rígido de la cadena, el hueso como tal es muy rígido debido a sus grandes dimensiones; sin embargo proporciona una estabilidad limitada a la fractura, debido al flexible acoplamiento entre yeso y hueso por las partes blandas.

En teoría las placas se pueden utilizar para mantener los fragmentos fracturarios separados. La placa soporta toda la carga funcional hasta que se da una consolidación firme del hueso. El acoplamiento entre la placa y el hueso es muy hermético (en algunos casos no tolera bien la reabsorción de la superficie de la fractura. En cambio, el clavo es relativamente

fuerte, y en las aplicaciones de férulas en las que se utiliza enclavamiento intramedular tolera bien la reabsorción de la superficie de la fractura.

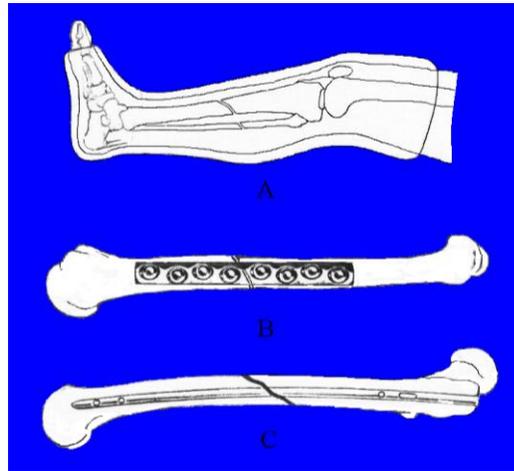


Figura 3.6 Instrumentos básicos para la fijación interna

Un tipo especial de ferulización es el abortante, en el que una férula rígida sirve para mantener la forma del hueso tras una fractura compleja o en presencia de un defecto. El implante hace de puente al segmento de hueso que no puede soportar carga. El implante es por tanto sometido a sollicitaciones funcionales hasta que el hueso pueda reasumirlas.

- *Compresión*

La compresión es un método muy elegante de estabilizar una fractura porque se consigue una estabilización eficaz con cantidades mínimas de material implantado. La síntesis a compresión consiste en presionar dos superficies una contra otra (hueso a hueso o implante a hueso).

Según su alteración en el curso del tiempo, se distinguen dos tipos diferentes de compresión:

1. Compresión estática, por ejemplo, compresión que "no" cambia con el tiempo. Una vez aplicada la compresión estática permanece prácticamente inalterada.
2. Compresión dinámica: la función de la extremidad, por ejemplo, da lugar a periodos sucesivos de carga y descarga de las superficies en contacto debido a las fuerzas dinámicas resultantes de la función. El cerclaje de alambre o placa aplicados como tirantes de tensión transforma la tensión funcional en compresión. Se consigue una síntesis que permite cierto movimiento inducido por la carga.

El efecto de la compresión es doble:

1. La compresión produce una precarga, es decir, las superficies permanecen en contacto estrecho mientras la compresión aplicada supere a cualquier otra fuerza opuesta actuante, por ejemplo, la tensión de la carga fisiológica que ocasiona angulación; (Figura 3.7.a).
2. La compresión produce fricción, es decir, las superficies comprimidas se oponen al desplazamiento por deslizamiento mientras la fricción producida por la compresión sea mayor

que la fuerza de cizallamiento aplicada (Figura 3.7.b, c). El cizallamiento local en una fractura transversa resulta la mayor parte de las veces de la fuerza de torsión aplicada alrededor del eje mayor del hueso, mientras que las superficies inclinadas, como en las fracturas oblicuas, experimentan el cizallamiento cuando el hueso soporta carga a lo largo de su eje longitudinal, como en el apoyo.

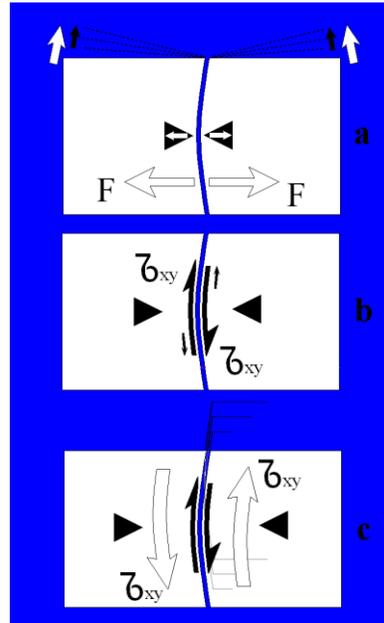


Figura 3.7 Método básico de Osteosíntesis: compresión

Se utilizan diferentes métodos para producir compresión. Se diferencian no sólo en el implante usado sino también en el mecanismo mediante el cual se aplica la compresión y la eficacia de ésta.

3.3 Clasificación de las fracturas según Danis Y Weber

Cuanto más proximal se localiza la fractura del peroné mayor es el grado de lesión de los ligamentos de las sindésmosis, y por tanto, mayor el peligro de que la mortaja sea insuficiente.

“Una clasificación es útil solamente si tiene en cuenta la gravedad de la lesión del hueso y sirve de base para establecer el tratamiento y la evaluación de los resultados”.

Maurice E. Muller

3.3.1 Clasificación Tibia/Peroné, segmento maleolar (Browner y et.al, 1992)

Tipo B

B Fractura transindesmal del peroné.

B1 Fractura transindesmal del peroné aislada.

. 1 Simple.

. 2 Simple con ruptura de la sindesmosis anterior.

. 3 Multifragmentaria.

- B2 Fractura transindesmal del peroné con lesión medial.
- . 1 Simple, con ruptura de ligamento colateral medial (deltoideo) y de la sindesmosis anterior.
 - . 2 Simple, con fractura del maleolo medial y ruptura de la sindesmosis anterior.
 - . 3 Multifragmentaria.
- B3 Fractura transindesmal del peroné, con lesión medial y fractura de Volkmann (fractura del reborde postero-lateral).
- . 1 Simple del peroné, con ruptura del ligamento colateral medial.
 - . 2 Simple del peroné, con fractura del maleolo medial.
 - . 3 Multifragmentaria del peroné con fractura del maleolo medial.

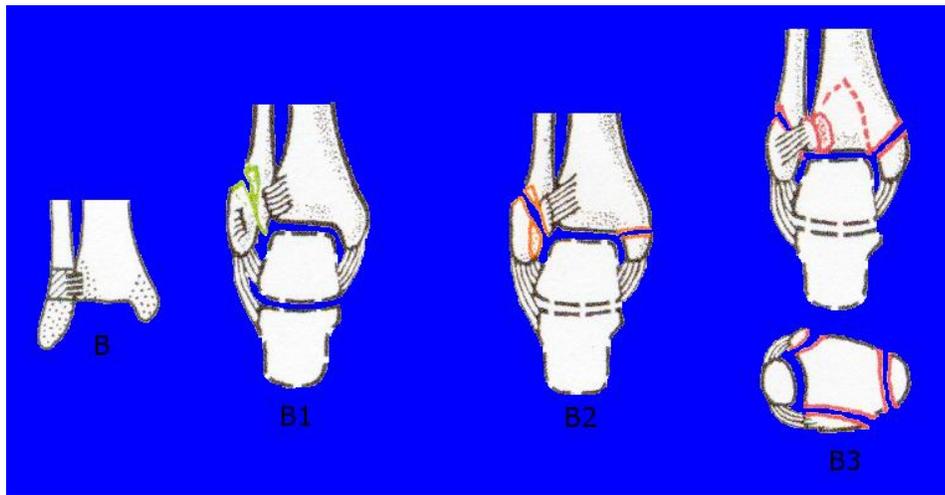


Figura 3.8 Tipos de fracturas Tibia/peroné, segmento maleolar

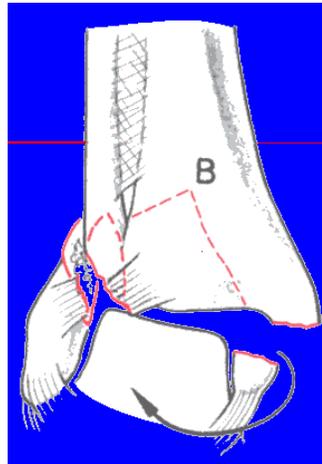
3.3.2 Diagnóstico de la fractura Tipo B

Peroné: Existe una fractura oblicua distal que se dirige hacia proximal y hacia atrás desde el nivel de la articulación del tobillo (Figura 3.8 b). El trazo de fractura puede ser único o bien pueden existir varios dependiendo del tipo de fuerzas causantes del traumatismo.

Maléolo medial: A este nivel existe una fractura de tamaño variable o bien una rotura del ligamento deltoideo.

Borde posterior de la tibia: Puede estar intacta o bien presentar una fractura con un fragmento posterolateral del denominado triángulo de Volkmann.

Complejo ligamentoso tibioperoneo: Habitualmente la membrana interósea se encuentra intacta. El ligamento posterior de la sindésmosis se puede encontrar intacto o bien presentar una fractura del labio posterior de la tibia (triángulo de Volkmann).



La sindesmosis anterior está intacta si la fractura oblicua del maléolo medial se localiza por debajo del nivel de la articulación del tobillo. Sí, por el contrario, el trazo de fractura comienza a nivel de la interlínea del tobillo la sindesmosis anterior se rompe parcial o totalmente o bien se produce una avulsión del ligamento en la inserción tibial o peronea.

Además de las lesiones maleolares y a las lesiones ligamentosas este tipo de traumatismos pueden acompañarse también de fracturas por cizallamiento del borde medias o lateral del astrágalo. Muchas de estas lesiones no son visibles fácilmente en la radiología por lo que debe realizarse una exploración cuidadosa durante la cirugía.

3.4 Comparación entre los diversos dispositivos de fijación interna para fracturas de peroné existentes en el mercado nacional e internacional

3.4.1 Tornillo de Tracción

El tornillo de tracción es un tornillo cuya rosca sólo se ancla en la cortical distal lo que significa que el tornillo no está roscado en la cortical proximal, bien porque el tornillo no tiene rosca a ese nivel, bien porque el taladro de la cortical proximal es de un diámetro igual o superior al exterior del tornillo. Cuando se aprieta este tornillo se produce la compresión de los dos fragmentos óseos entre sí (Figura 3.8). Los tornillos con rosca sólo en parte de su longitud, los maleolares y los de esponjosa de pequeños y grandes fragmentos están diseñados para fijar fragmentos óseos en compresión; la parte del tornillo situada en la cortical proximal es lisa, y por tanto no hay rosca que se ancle, pero la porción distal del tornillo sí tiene rosca y se ancla en la cortical distal de modo que cuando se aprieta el tornillo éste intenta aproximar los dos fragmentos produciendo compresión interfragmentaria.

La síntesis con tornillos de tracción proporciona una fijación sin movilidad (“estabilidad absoluta”), pero la resistencia que proporciona a menudo resulta inadecuada; es decir, las cargas funcionales aplicadas puede producir deslizamiento. Por tanto, la síntesis con tornillos de tracción es a menudo protegida con una placa con una función llamada de neutralización ó de protección.



Figura 3.9 Tornillo de tracción (ECT,1994)

3.4.2 Tornillo maleolares

Los tornillos maleolares (Figura 3.10) se diseñaron inicialmente para la osteosíntesis del maléolo tibial. Tienen rosca sólo en parte de su longitud, un diámetro externo de 4,5 mm y el mismo perfil y paso de rosca de los tornillos de cortical, pero su punta está tallada para que puedan labrar su propio camino en el hueso esponjoso. Al tener rosca sólo en parte de su longitud son el ejemplo clásico de tornillos de tracción en osteosíntesis. Se puede realizar un labrado previo o inicial de la rosca con una terraja de 4,5 mm. La cabeza es algo prominente lo que supone una desventaja potencial para el paciente que use calzado deportivo, pero una ventaja para localizarlos fácilmente cuando son retirados.

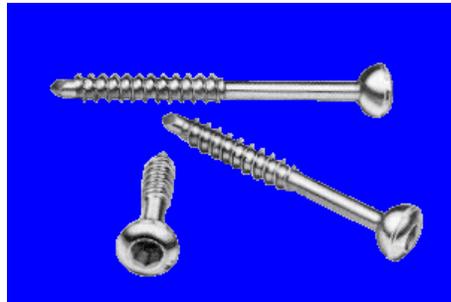


Figura 3.10 tornillos maleolares de Ø4.5 mm (ECT,1987)

3.4.3 Tornillos maleolares canulados de diámetro 4.5 mm

Los tornillos canulados están diseñados para realizar una inserción percutánea segura y precisa acompañados de un instrumental clínicamente comprobado; consta de un sistema de montaje que garantiza la inserción percutánea o la inserción con la guía de agujas paralelas regulable (para uno o dos tornillos), que asegura un sólido anclaje, ya que la punta de la guía esta roscada y un posee un diámetro de 1.6 mm.



Obteniéndose un posicionamiento exacto y fiable del eje de la aguja guía, luego se inserta a través de esta guía la punta autoroscante del tornillo, lo que hace innecesario el empleo del macho, permitiendo una fijación extraordinaria y compresión interfragmentaria efectiva mediante la rosca de esponjosa de 4.5 mm; de fácil extracción incluso en los huesos densos porque la rosca esta provista de una muesca cortante en sentido retrógrado.

3.4.4 Placas

Las placas son dispositivos que se sujetan sobre el hueso para proporcionar fijación. Se diferencian principalmente por su función: las hay de protección o neutralización, de soporte, de compresión (estática) y de compresión dinámica (principio del tirante). La forma de la placa sirve para adaptar la misma a la anatomía de la región, pero no implica ninguna función, esta clasificación, depende, pues, de la función biomecánica de cada placa.

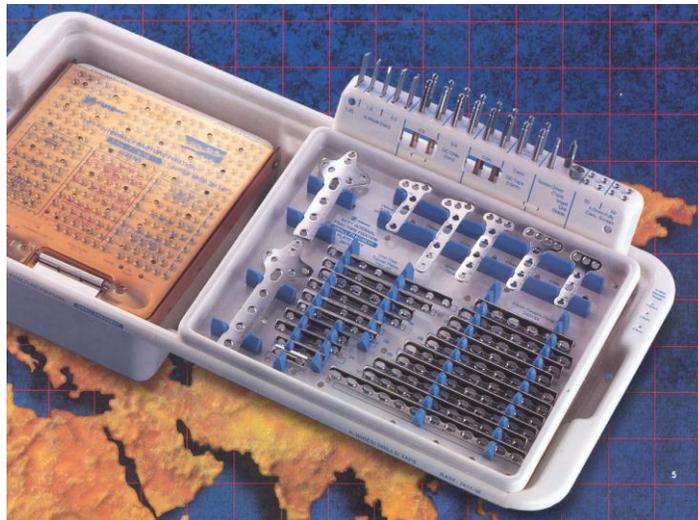


Figura 3.11 Sistema de fijación de fracturas internas (ECT, 1994)

3.4.5 Placas de autocompresión -Placas de tercio de caña-

Son aquellas que consiguen compresión axial combinando el efecto de la geometría del orificio para el tornillo y el modo en que se introduce éste.

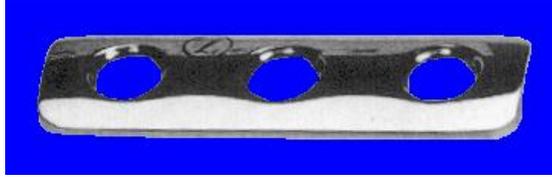


Figura 3.12 Placa tercio de caña (ECT,1994)

Las placas tercio de caña son útiles especialmente para el tratamiento de fracturas del maléolo peroneo y de metacarpianos y metatarsianos.

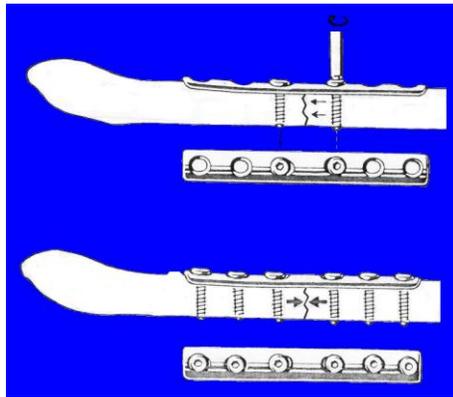


Figura 3.13 La compresión de una fractura del maléolo peroneo

La compresión de una fractura del maléolo peroneo se realiza colocando los tornillos que se encuentran cerca del foco de la fractura, de forma excéntrica al agujero oval, tan separado como sea posible del foco de la fractura; apretando alternativamente el primero y el segundo se obtiene compresión axial y por tanto, una osteosíntesis estable. El resto de los tornillos se aplican en posición neutra (insertando en el centro de los agujeros).

3.4.6 Placas de neutralización

Las placas de neutralización o compresión son aquellas utilizadas en fracturas diafisarias para proteger la osteosíntesis realizada con tornillos de tracción. La fijación solo con tornillos no es capaz de soportar mucha carga externa, y para permitir al paciente una movilidad precoz postoperatoria y carga parcial es necesario proteger la osteosíntesis con una placa. Esta placa protege de los esfuerzos en flexión, torsión y cizallamiento a la compresión interfragmentaria.



Figura 3.14 Placas de compresión (ECT,1994)

3.5 Técnicas quirúrgicas para la colocación de dispositivos de fijación interna de fractura de tobillo.

Lo mismo que en todas las fracturas que interesan a la superficie articular de las grandes articulaciones de sustentación, el tratamiento óptimo de las fracturas de tobillo sigue el mismo principio básico de restaurar la anatomía normal para prevenir la artrosis. El método más exacto para restaurar y mantener la anatomía de la lesión inestable del tobillo es la reducción a cielo abierto y fijación interna, siendo esta última una ventaja ya que permite realizar movimientos temprano y suele asegurar un resultado satisfactorio.

3.5.1 Técnica de Osteosíntesis

Se pueden realizar cuatro abordajes diferentes, (Figura 3.14 a-c). Lo prioritario es la reconstrucción del peroné, por lo que se debe iniciar la intervención realizando la reducción y la síntesis provisional de éste. En algunas ocasiones puede existir dificultad para reducir el peroné a consecuencia de que se interpongan partes blandas en el lado medial, como el ligamento deltoideo roto, el tendón del tibial posterior o el tendón del flexor hallucis longus o el periostio. En estos casos debe abordarse el maléolo medial antes de llevar a cabo la osteosíntesis del peroné explorando las superficies articulares y procediendo a su reducción y osteosíntesis (Browner y et-al, 1992).

Una vez conseguida la reducción anatómica del maléolo externo se debe mantener esta de manera provisional para lo que son de utilidad las pinzas de reducción o las pinzas óseas auto-centradoras. La reducción del maléolo interno se debe mantener de manera provisional mediante agujas de Kirschner o pinzas de reducción, dependiendo del tamaño del fragmento. La osteosíntesis definitiva se realiza utilizando tornillos de tracción o mediante una placa de tercio de caña.

En las zonas metafisiarias con hueso cortico-esponjoso, de los paciente jóvenes y activos se puede permitir un ligero hundimiento de la cabeza de los tornillos de tracción, pero si existe alguna duda sobre la calidad del hueso de las zonas metafisiarias, se debe utilizar una arandela asociada al tornillo de tracción para evitar el hundimiento excesivo.

a.- Abordaje del maléolo externo y de la sindesmosis anterior. La incisión cutánea se sitúa más o menos paralela al nervio peroneo superficial, que no debe lesionarse. La sindesmosis

anterior y el borde anterior del peroné sólo son visibles después de seleccionar el retináculo extensor. Se debe intentar desperiostizar lo menos posible el fragmento distal del maléolo externo.

b.- La incisión habitual para el abordaje del maléolo interno debe evitar la vena safena. Una vez abierta la cápsula se debe valorar con seguridad la calidad de la reducción y el estado de la superficie articular.

c.- Incisión para realizar el abordaje simultáneo del maléolo externo y del triángulo de Volkmann

d.- Incisión para la colocación de una placa "antideslizante" según el método de weber.

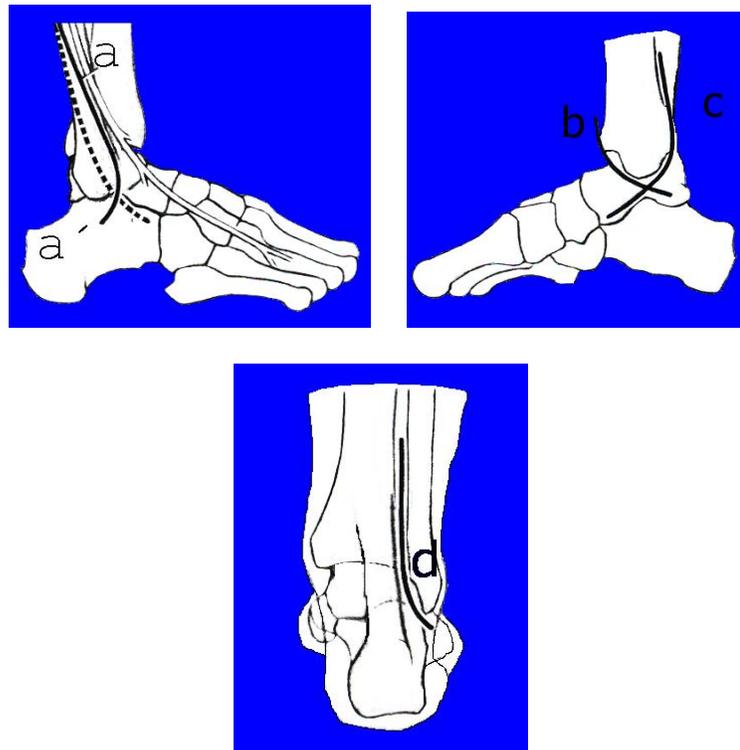


Figura 3.15 Abordajes quirúrgicos para las fracturas de tobillo

3.6 Osteosíntesis para las fracturas maleolares tipo B

Lo primero a realizar es el abordaje del peroné a través del foco de fractura del peroné, se procede a visualizar la cúpula del astrágalo realizando una rotación externa suave del pie, y se suaviza una fractura osteocondral en escama, esta debe extirparse. El maléolo externo se puede encontrar acortado, desplazado a posterior y a lateral y en rotación externa. Para realizar la reducción se debe utilizar una pinza de punta que también realiza una estabilización provisional, confirmando a continuación, que la reducción es adecuada en el borde posterior del peroné(para más detalle sobre osteosíntesis, ver Figura 3.16 a-d.

a.- La fractura oblicua corta de] peroné se sintetiza con tornillos de tracción de 3,5 mm. La osteosíntesis se suplementa con una placa de tercio de caña en neutralización.

b,c,d.- Diferentes métodos de osteosíntesis del maléolo externo de acuerdo con los diferentes tipos de fractura.

d.- Colocación posterior de una placa "antideslizante" de tercio de caña según Weber.

g.- En los casos en que se necesita abordar el ligamento deltoideo porque se haya interpuesto, se debe proceder a su sutura.

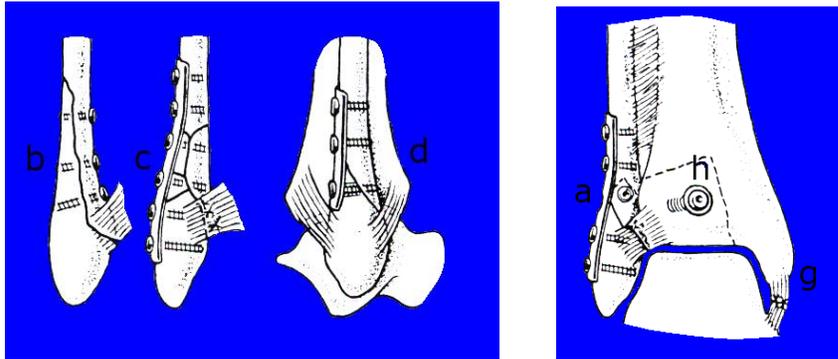


Figura 3.16 Reducción abierta y osteosíntesis típicas de las fracturas tipo B

Las fracturas por avulsión del maléolo interno se sintetizan con tornillos de esponjosa pequeños o bien con un cerclaje, en función del tamaño del fragmento. La rotura del ligamento deltoideo no es necesario abordarla y suturarla cuando exista seguridad de que no hay interposición de partes blandas (Figura 3.17 e-g).

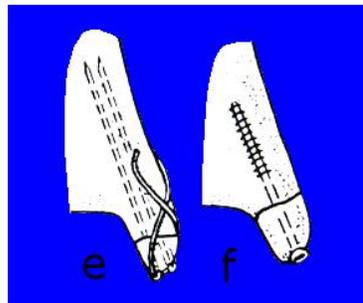


Figura 3.17: e,f.- Diferentes tipos de osteosíntesis del maléolo interno

La reducción exacta del maléolo interno termina con la reducción del desplazamiento proximal de cualquier fragmento posterolateral ya que los dos se encuentran conectados por el ligamento posterior de la sindésmosis. Puede persistir un pequeño hueco en la fractura. Los fragmentos tibiales de pequeño tamaño no necesitan ser sintetizados, mientras que los grandes fragmentos que incluyen el cartílago articular deben ser reducidos cuidadosamente mediante un abordaje posteromedial: esto se consigue introduciendo un instrumento estrecho y empujando hacia abajo y hacia delante con su punta. Se realiza una osteosíntesis provisional mediante agujas de Kirschner introducidas desde anteromedial; la osteosíntesis definitiva se realiza con tornillos de esponjosa que se introducen en dirección anteroposterior (Figura 3.18 h-h'''), (Muller y Allgower, 1991).

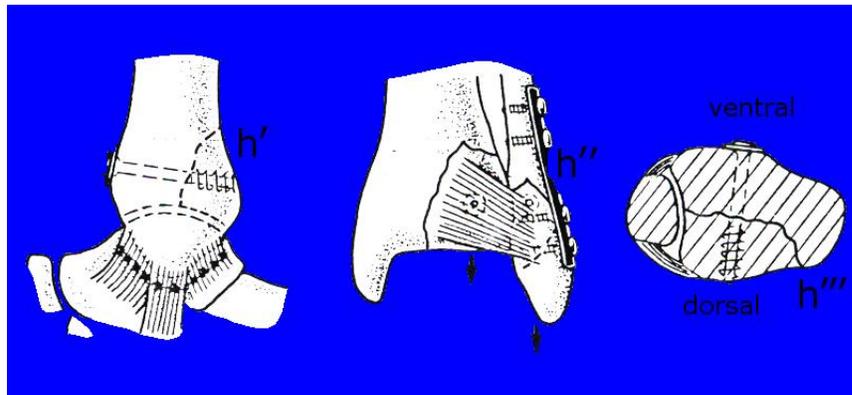


Figura 3.18 h-h''': Osteosíntesis del triángulo posterolateral de Volkmann mediante un tornillo de tracción. Vista lateral, posterior y transversal

3.7 Tratamiento postoperatorio

Como en todos los casos en que se realiza osteosíntesis se coloca un sistema de drenaje aspirativo durante las primeras 24 - 48 horas. Se coloca una férula posterior en 90° mientras que el paciente se encuentra bajo los efectos de la anestesia con el fin de evitar el equino. Se retira temporalmente la férula y se instruye al paciente para comenzar a realizar flexión dorsal activa supervisada de los dedos y del tobillo. La férula se retira definitivamente cuando se consigue hacer una movilización activa indolora y desaparece la tumefacción; esto ocurre habitualmente entre el cuarto y décimo día postoperatorios, dependiendo de una serie de factores clínicos entre los que se incluye el dolor, la hinchazón y la curación de las heridas.

CAPÍTULO 4

DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE CLAVO INTRAMEDULAR PARA EL TRATAMIENTO DE FRACTURAS DE PERONE

Se ha hecho rutinario actualmente en las fracturas Weber tipo B del tobillo la fijación del maléolo peroneal con placas de tercio de caña. Este implante ha permitido una fijación estable, versátil y segura en la gran mayoría de fracturas, pero presenta el inconveniente que su instalación amerita una gran exposición de tejidos y la utilización de una gran cantidad de tornillos que aumentan considerablemente el tiempo quirúrgico y de rehabilitación del paciente.

En este capítulo, se planteará la necesidad de diseñar y construir un nuevo sistema de fijación interna con el fin de realizar una cirugía menos traumática y para estabilizar la fractura de una manera más favorable desde el punto de vista biomecánico, donde el conjunto hueso-clavo intramedular, puedan actuar para favorecer la estabilidad de la fractura. Así como también, se planteará la necesidad de lograr autosuficiencias tecnológicas y abaratar los costos, al ser construidos en el país y no tener la necesidad de importarlos.

4.1 Definición de diseño

Es un proceso cuyo objetivo es transformar los recursos en sistemas o productos para la satisfacción de necesidades de cualquier índole.

4.2 Proceso de diseño

El proceso de diseño abarca las necesidades y eventos que transcurren entre el reconocimiento de un problema y la especificación de una solución del mismo que sea funcional, económica y satisfactoria de algún modo (Dixon, 1970).

Las fases del diseño son:

4.2.1 Análisis de la necesidad:

El objetivo general es analizar la necesidad específica, a través de la exploración de las posibles soluciones técnicas utilizables, los requisitos de uso, los usuarios y sus experiencias, para definir la factibilidad del diseño. Para efectuar éste análisis es indispensable cumplir los pasos a continuación:

- Identificar los factores que definen el campo de acción del diseño propuesto, en función de la necesidad analizada.
- Definir los objetivos de la investigación bibliográfica así como las fuentes de información.
- Estudiar las consideraciones de tipo humano, social y económico, así como las posibles implicaciones o consecuencias del efecto del diseño en la sociedad, a través del contacto con los usuarios y estudios ergonómicos.
- Evaluar las dificultades tecnológicas a enfrentar, en función de las tecnologías existentes y su aplicación a la necesidad humana bajo estudio.
- Ergonomía: está parte de la investigación de la necesidad tiene por propósito, definir las características deseadas o requeridas para obtener un buen diseño, desde el punto de vista de la interacción con los usuarios. Se deben identificar los siguientes parámetros:
 - Los niveles de generalización, que comprenden: características del producto, tipos de equipos, alternativas a un producto;
 - Se establecen las especificaciones de funcionamiento o requisitos de uso, que deben comprender: seguridad, comodidad, funcionalidad, larga vida, facilidad de mantenimiento, exigencias de espacio, accesibilidad, control, entre otras.

4.2.2 Generación de soluciones:

Esta fase tiene que ver con el proceso de crear; la real academia define por crear: “producir algo de la nada” (Tablante,1988). Está fase de gestación o ideación de soluciones es realizada mediante el despliegue de la creatividad. Como es necesario estimularla y liberarla de los bloqueos o frenos se proponen a continuación varias alternativas: (Krick, 1992).

- *Inversión*: consiste en invertir el problema.
 - Si una pieza se mueve y otra permanece fija, probar lo contrario. Son ejemplos de inversión la máquina de escribir de esfera y las escaleras automáticas.
 - Si algo encierra a otra cosa, invertir la posición.
 - Si vemos algo desde afuera, verlo desde adentro. Si lo vemos desde arriba, voltearlo.
- *Analogía*: consiste en buscar analogías al problema enfrentado. Estas analogías pueden ser:
 - De la naturaleza.

- De otras áreas de la técnica.
 - De otras ramas de la ciencias.
 - De la literatura.
 - Analogías fantásticas.
- *Empatía*: consiste en identificarse o ponerse en lugar de la pieza o parte del sistema que se está diseñando. La empatía favorece el pensamiento sensorial en general y con un poco de práctica puede llegar a ser un mecanismo poderoso para la generación de nuevas ideas.
 - *Método de la tormenta de ideas (Brainstorming)*: este método fue ideado por Alex Osborn y consiste en reunir un grupo (4 a 12 personas) para trabajar sobre un problema. El grupo debe trabajar sobre las siguientes reglas:
 - No se permite ninguna evaluación o juicio sobre las ideas, según Osborn de no ser así los participantes estarían más preocupados en defender sus ideas que en buscar nuevas ideas.
 - Tratar de que los participantes generen ideas y las expongan en la forma más espontanea posible. De esta manera se logra evitar que las misma sean enjuiciadas internamente por las personas.
 - Debe buscarse cantidad de ideas porque esto ayudará a evitar evaluarlas internamente y porque, en este caso generar calidad.
 - Debe proponerse entre los miembros del grupo que construyan sobre (ó modifiquen) las ideas de otros, porque esto generalmente desemboca en ideas superiores a las iniciales.

Es conveniente que las ideas sean apuntadas de alguna manera.

- *Análisis morfológico*: el método consiste en seleccionar los parámetros más importantes del problema para luego buscar la mayor cantidad de alternativas para cada parámetro.

El análisis morfológico se complementa muy bien con el método de la tormenta de ideas ya que una vez definido los parámetros, la búsqueda de alternativas para los mismos puede hacerse mediante tormenta de ideas.

4.2.3 Evaluación, selección y desarrollo:

Se genera un prototipo, estudiando su función, materiales y forma.

Evaluación: se selecciona una solución considerando los requisitos de uso.

Selección: se evalúa la solución a través de la siguiente metodología:

- Establecer los criterios de comparación.
- Jerarquizar los criterios según su importancia, basándose en los requisitos de uso y asignarles puntuación (0-5puntos).
- Determinar el puntaje total de cada diseño.
- Seleccionar el diseño.

4.3 Diseño del prototipo de clavo intramedular para el tratamiento de fracturas de peroné distal

En la investigación bibliográfica se realizó una investigación de las tecnologías, así como de la anatomía de la articulación del tobillo, la biomecánica, tipos de fracturas, evaluación de las cargas fisiológicas, materiales y métodos para la construcción del prototipo y sus dispositivos de montaje. Esta investigación se completó en dos etapas, la primera que fue en el proceso del desarrollo del anteproyecto y la segunda que consistió, en visitas de usuario al Hospital Universitario y revisión de tesis de pregrado y postgrado elaboradas en el Centro de Bioingeniería de la U.C.V.

La investigación de usuarios consistió en entrevistas con diferentes Médicos Traumatólogos del Hospital Universitario, comprobándose que este tipo de lesión es una de las más frecuentes que se puede encontrar en la estadística del Hospital. Así como también, que el dispositivo de fijación interna debía ser de fácil maniobrabilidad e instalación, por parte de los cirujanos, destacando que dicho dispositivo debía tener una buena interacción hueso-clavo, sin dañar ningún ligamento o tejido blando de importancia.

La investigación de las tecnologías nos llevó a concluir que la forma tan variada de los huesos hace que los clavos sean especiales para cada uno de ellos, para cada tipo de fractura y diferentes zonas del mismo hueso; para fracturas del maléolo peroneo no se encontró disponible, ni patentado ningún sistema de fijación interna para este tipo de lesión, entonces se revisaron algunos de los dispositivos biomédicos relacionados con clavos intramedulares, y se encontró el estudio y análisis de el sistema de fijación interna de la tibia, decidiendo trabajar entonces con el enfoque de este diseño, debido a que la tibia forma parte de la articulación en estudio. Se describe a continuación el análisis realizado a el clavo intramedular para fractura del pilón tibial:

Nombre	Clavo Universal AO/ASIF -Synthes-
Diseño	La curvatura de 11 grados en el tercio proximal del Clavo Universal para tibia facilita la introducción del implante y su correcto asiento anatómico.
Material	Acero inoxidable 316L
Costo	320.000Bs.

Un clavo intramedular debe cumplir los siguientes requisitos ó especificaciones:

- Diseño anatómico: se debe insertar fácilmente en la cavidad medular, de este modo se minimiza el traumatismo óseo y la deformación del implante. El diámetro del dispositivo se debe adaptar al canal medular y a la configuración interna del hueso, para así obtener una mejor estabilización de la fractura por la disposición equilibrada de las áreas de contacto entre el hueso y el clavo (Canales, 1998). Esta inserción debe ser complementada con un intensificador de imágenes para orientar la trayectoria del implante en el canal medular.
- Fácil inserción: la punta del clavo debe ser ligeramente redondeada, para que se deslice por la cara interna de la cortical y proteja las partes blandas.
- Alta resistencia del implante a las cargas fisiológicas, para soportar las sollicitaciones de carga en la articulación. Las cuales corresponden a 1/6 del peso corporal (ver Figura 4.18).

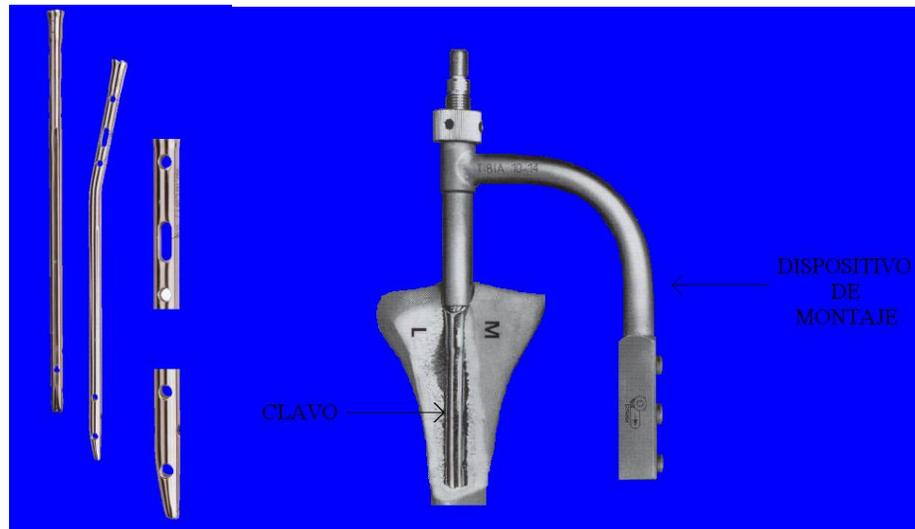


Figura 4.2 Clavo Universal de tibia y su dispositivo de montaje

- Este deber ser de un material biocompatible, suficientemente resistente para proporcionar estabilidad, mantener la alineación y la posición, incluido el bloqueo de la rotación, y debe ser resistente a la corrosión por líquidos orgánicos y antisépticos.
- Diseño ergonómico para facilitar la colocación y posterior extracción del implante.
- El proceso de fabricación empleado debe ser sencillo, de forma tal que permita su fabricación en serie.

4.4 Evaluación de los materiales para la construcción del clavo intramedular

Para la realización de implantes ortopédicos, se ha venido estudiando el comportamiento de ciertos materiales que cumplan los requisitos necesarios para tal fin, donde el principal y cometido de los materiales utilizados para la osteosíntesis es proporcionar una fijación temporal de la fractura que permita su tratamiento funcional. Determinándose que los requisitos necesarios que éstos deben cumplir son los siguientes: una buena resistencia a la fatiga (ver anexo # 1), deben ser dúctiles (de forma que mantengan la resistencia después de haber sido adaptados a la superficie del hueso), la relajación del implante a la tensión debe ser mínima para mantener la compresión, el material no debe degradarse de forma incontrolada; por último, pero no por eso menos importante, el material del implante debe estar disponible en todo momento, poseer una determinada calidad y un precio aceptable, a la vez que debe tener una propiedades que permitan manejarlo y moldearlo durante la intervención (Muller y Allgower, 1991).

4.4.1 Metales

Los metales son los materiales que más se utilizan para implantes, porque son fuertes, dúctiles, es decir, pueden ser moldeados para ajustarse a la forma de la superficie del hueso, y porque su biocompatibilidad es aceptable en general. Los implantes de osteosíntesis actuales están hechos en su mayoría de acero inoxidable o de titanio puro o aleación de éste.

4.4.2 Acero

El acero está formado principalmente por hierro, cromo, níquel. Se fabrica de acuerdo con las normas internacionales (ISO TC 150 5832/1) que definen dos grados de contenido de carbono y cuatro grados de forja en frío, desde el recocido o templado hasta el extra duro. El acero actualmente es un material completo, con buena combinación de resistencia, ductilidad y precio. Su resistencia a la corrosión y su compatibilidad son bastante aceptables.

4.4.3 Titanio Puro

El titanio puro comercial (c.p.Ti) está compuesto por titanio y oxígeno. El titanio es extremadamente insoluble y por lo tanto es inerte y compatible. Según Steinemann (1988), el cuerpo está saturado de titanio y, por lo tanto, no puede ocurrir que se active más cantidad de titanio soluble. Actualmente se puede encontrar en grados que combinan una buena resistencia y ductilidad (ISO TC150 5832/2). Sin embargo, su precio es mayor que el del acero.

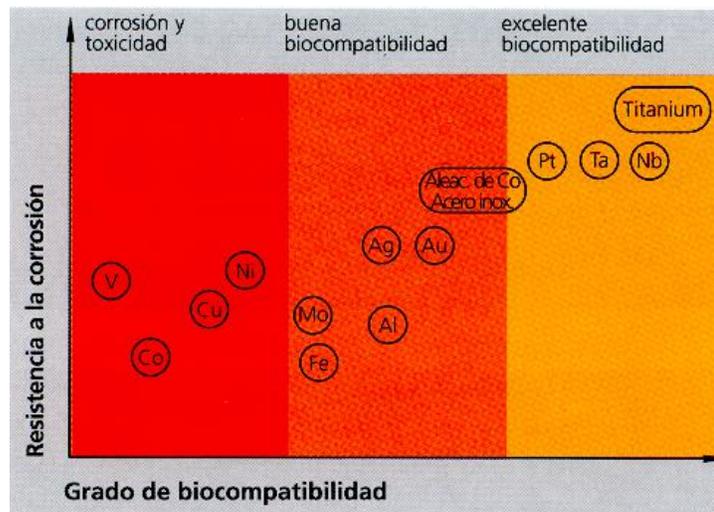


Figura 4.3 Metales con actividad biológica. Resistencia a la corrosión vs. biocompatibilidad de algunos metales puros y aleaciones (Steinemann, 1980).

4.4.4 Aleación de Titanio-6-Aluminio-4-Vanadio

El Ti6Al4V es una aleación de titanio, aluminio y vanadio que ofrece una resistencia excelente y una ductilidad aceptable (ISO TC150 5832/3). Este material es muy usado en las aplicaciones industriales en las que se requiere construcciones ligeras pero resistentes (por ej., los aviones). Las propiedades de corrosión del Ti6Al4V son excelentes. Para cualquier aleación, el riesgo de sensibilización hacia uno de sus componentes aumenta cuanto mayor es su número. El vanadio es un elemento conocido por ser 10 veces más tóxico que el níquel.

4.4.5 Otras aleaciones

Las aleaciones de cromo y cobalto ya casi no se utilizan en la osteosíntesis. El tantalio y el niobio se han propuesto a veces como material de implante pero, hasta la fecha, su

aplicación es bastante limitada debido a que no presentan ventajas demasiado importantes (ver anexo # 2)

4.4.6 Otros materiales de implante

- *Polímeros*

Se ha sugerido la utilización de materiales poliméricos en sustitución de los metales en los implantes para osteosíntesis. Si el objetivo es evitar la corrosión, hay que tener en cuenta que aún no se ha resuelto el problema de la fuga de los componentes de los materiales poliméricos (por ej., los reforzados de fibra de carbono) puede ser muy elevada, pero a la vez no es muy probable que se mantenga la ductilidad ni que se evite la relajación a la tensión.

- *Polímeros biodegradables*

Normalmente, una vez que el hueso está en condiciones de soportar la carga, se practica una intervención para retirar los implantes del cuerpo. Para evitar esta segunda operación, Rokkanen y col, (1985), han propuesto que se utilicen materiales poliméricos biodegradables, de forma que después de cierto tiempo, el implante se disuelva dentro del cuerpo. Aún no se ha encontrado un material de estas características que se pueda utilizar con las técnicas convencionales de osteosíntesis, y que además combine adecuadamente las propiedades de resistencia, ductilidad, mantenimiento de la compresión y degradabilidad, sin provocar una reacción importante de los tejidos. La tolerancia de los tejidos, en especial los efectos locales de la resistencia a la infección es un problema aún sin resolver.

- *Materiales cerámicos*

Hay distintos materiales disponibles, tales como la hidroxiapatita o el fosfato tricálcico, que ofrecen una gran variedad de propiedades mecánicas. Estos materiales se utilizan para la sustitución y para la mejora del crecimiento progresivo del hueso sobre el implante. Sin embargo, dado que estos materiales son bastantes quebradizos y tienen una resistencia limitada, su uso como material de implantes para osteosíntesis es bastante restringido.

Las cerámicas de óxido de aluminio, así como las cerámicas de otros metales, ofrecen una gran resistencia y tienen una superficie lisa, característica que tienen una gran importancia en la sustitución protésica, pero no tanto en la osteosíntesis. En lo que se refiere a la tolerancia de los tejidos, estos materiales son bastantes inertes, característica que comparten con la capa pasiva del titanio comercial puro.

4.5 Selección del material para la construcción del prototipo de clavo intramedular y de los dispositivos de montaje

Debido a la complejidad de factores al que se halla sometido un implante, es necesario realizar un estudio minucioso de los materiales que se deben usar. En estudios previos, se ha determinado que el titanio y las aleaciones con titanio, son los materiales ideales para este tipo de aplicación, pero por la dificultad de conseguir titanio y los elevados costos que ello implica se ha tenido que buscar soluciones alternativas, como lo son la familia

de aceros inoxidable, entre los cuales destaca el 316L, el cual al ser comparado con las propiedades del titanio muestra en ciertas condiciones propiedades similares.

Por consiguiente, el acero inoxidable 316L, tiene muchas características importantes, entre las que podemos destacar: pertenece a la familia de los aceros austeníticos, el porcentaje de contenido níquel (le confiere la propiedad de inoxidable), además su contribución a la formación de la estructura austenítica, mejorando sensiblemente la resistencia a la corrosión, son amagnéticos y su conductividad térmica es bastante baja, posee buenas propiedades mecánicas (ver anexo #1), fue seleccionado para este estudio.

El material seleccionado para la fabricación de los dispositivos de montaje es una aleación de aluminio 7075-T6 (ver anexo), el término T6 significa que son aluminios tratados térmicamente y envejecidos artificialmente, este tratamiento les da características especiales aumentado considerablemente la resistencia tanto de flexión y flexión. Los dispositivos que se fabricaran de este material son utilizados para la colocación del clavo, por lo que no es necesario hacerlos en acero inoxidable 316L, ya que éstos no estarán en contacto con el hueso, sino con la piel, durante la intervención. Por otra parte, esta aleación ha sido utilizada para la construcción de fijadores externos, debido a que es un material con buenas propiedades mecánicas, fácil de mecanizar y fácil acceso en el mercado y de costo razonable.

En las normas ASTM (American Society for Testing and Materials) están contempladas las características y exigencias que debe tener un material para ser usado como material de implante. Específicamente en las ASTM F55/F56 y ASTM F138/139 se consideran los requerimientos que deben cumplir los aceros inoxidables para ser usados como material de implante (ver anexo # 2).

Dependiendo de la función que realiza el implante, éste tiene una vida de uso más o menos larga. Las propiedades mecánicas de los implantes deben aportar suficiente resistencia para absorber sin daños las sollicitaciones mecánicas a las que está sometido en su permanencia dentro del cuerpo, debe poseer un módulo elástico similar al hueso que se refuerza o reemplaza, debe ser capaz de soportar cargas repetitivas, por lo que es deseable que el implante posea una buena resistencia a la fatiga.

4.6 Generación de soluciones

Al realizar los estudios de los clavos intramedulares en especial, el sistema de clavo universal para tibia, existente en el mercado nacional e internacional, se realizó una tormenta de ideas que arrojó, las siguientes propuestas de diseños preliminares:

4.6.1 Clavo Intrafix-B:

- Es un clavo de sección transversal constante, con un diámetro de 6 mm, adaptándose al canal medular del peroné, éste diámetro le confiere la suficiente resistencia a las cargas funcionales.
- El extremo proximal del clavo tiene una rosca interior que facilita la fijación segura del tornillo allen, para la adaptación del instrumental de introducción.
- El extremo distal ha sido diseñado en punta roma, para una introducción segura y para deslizarse suavemente a lo largo del canal medular.

- Para el bloqueo, el clavo consta de siete orificios, son circulares y miden 3.5 mm de diámetro. Distribuidos uniformemente en la longitud del clavo, para poder realizar el bloqueo dependiendo donde se encuentre el foco de la fractura y para indicaciones ampliadas de abordaje de la fractura. (Los tornillos con los que se realiza el bloqueo son adquiridos en las casas comerciales y no son objeto de este estudio).
- El instrumental para la introducción de este clavo consta de una guía recta, la cual se atornilla en el extremo distal, y su función principal es mantener en posición y permitir la inserción de los tornillos de tracción, sin necesidad de un intensificador de imágenes, y de guías externas para la perforación e introducción de los tornillos de bloqueo, previo estudio del caso.

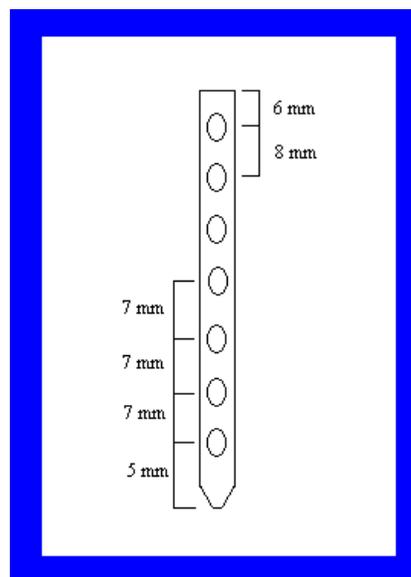


Figura 4.4 Boceto del implante intrafix B

4.6.2 IntrafixB-curvo:

- Es un clavo de sección de 4.5 mm de diámetro, el diseño del clavo está adaptado para acomodarse a la configuración interna del hueso, obteniéndose así una mejor estabilización de la fractura por la disposición equilibrada de las áreas de contacto entre el clavo y el hueso; además posee una curvatura de 15° hacia el extremo distal, que toma en cuenta el ángulo anatómico, formado por el eje de entrada y el canal medular del peroné.
- El extremo proximal del clavo, posee una rosca interior para fijar firmemente al tornillo roscado que forma parte de la guía (material de inserción). Así como consta de muescas de posicionamiento que alinean de forma precisa el instrumental de introducción del clavo.
- En el extremo distal, la punta cónica ha sido diseñada para una introducción segura, para deslizarse suavemente a lo largo de la pared dorsal del canal

medular, disminuyendo el riesgo de lesión de la cortical posterior del hueso y evitando que el clavo se atasque.

- Para el bloqueo, el clavo consta de siete agujeros, con un diámetro de 2.7 mm, distribuidos a lo largo del clavo y pueden ser utilizados de forma flexible dependiendo de los objetivos quirúrgicos. (Los tornillos con los que se realiza el bloqueo son adquiridos en las casas comerciales y no son objeto de este estudio)
- El instrumental para la introducción de este clavo consta: de una pieza de conexión angulada ó guía curva, la cual se atornilla en el extremo proximal, con un tornillo especialmente diseñado para una mejor sujeción y manipulación por parte del cirujano, su función principal es mantener en posición y permitir la inserción de los tornillos de tracción, sin necesidad de un intensificador de imágenes, así como, de guías externas para la perforación e introducción de los tornillos de bloqueo, previo estudio del caso.

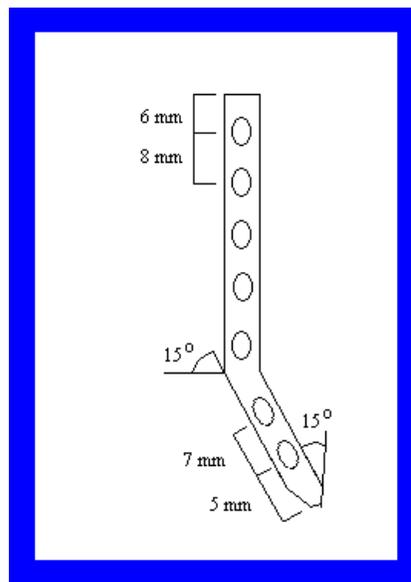


Figura 4.6 Boceto del implante intrafix B curvo

4.7 Evaluación de los diseños y selección

Matriz morfológica

El siguiente paso fue seleccionar a través de una matriz el diseño más óptimo de los escogidos en la tormenta de ideas, para luego pasar a una segunda etapa en donde se rediseñará el modelo que presente el comportamiento idóneo en estas dos primeras fases.

Primeramente se establecen los siguientes criterios de selección, representados en porcentajes, se establece un criterio de puntuación del (1) al cinco(5), puntuación que corresponde al más desfavorable al más favorable, respectivamente, estableciéndose luego puntuaciones ponderadas sobre los prototipos:

- | | |
|--|------|
| 1. Diseño anatómico | ⇒25% |
| 2. Complejidad del Instrumental de inserción | ⇒10% |

3. Facilidad de montaje, según diseño $\Rightarrow 20\%$
4. Complejidad en el proceso de fabricación $\Rightarrow 15\%$
5. Análisis y opiniones de los traumatólogos $\Rightarrow 15\%$
6. Tiempo y Costo de fabricación $\Rightarrow 15\%$

Estos porcentajes no están basados en estudios estadísticos, solamente se asignaron a manera de establecer una diferencia cualitativa de los criterios expuestos anteriormente; están basados en estudios y en análisis realizados sobre los distintos criterios, en especial de la asesoría de los médicos traumatólogos e ingenieros encargados del área de producción.

En la siguiente matriz tenemos la evaluación realizada, con las puntuaciones del 1 al 5:

Criterios de selección	IntrafixB	IntrafixB(curvo)
1.	4	5
2.	4	4
3.	4	4
4.	4	3
5.	3	5
6.	3	3

Se elaboró entonces la matriz ponderada, dada a continuación:

Criterios	Ponderado	IntrafixB	IntrafixB(curvo)
1	25%	1	1.25
2	10%	0.4	0.4
3	20%	0.8	0.8
4	15%	0.6	0.45
5	15%	0.45	0.75
6	15%	0.45	0.45
	Total	3.7	4.1

Esta matriz fue calculada de la manera siguiente, una vez establecida la puntuación correspondiente a cada criterio se multiplicó por el porcentaje respectivo, se tiene el siguiente ejemplo: Modelo IntrafixB(curvo): al criterio 3 se le asignó una puntuación de 4, por lo que al multiplicarlo por el porcentaje correspondiente se obtiene 0.8. la suma de estas puntuaciones ponderadas nos indican cual es el modelo mas y el menos favorable. Con el resultado obtenido en la matriz, se seleccionó IntrafixB curvo, como prototipo de los siguientes estudios a realizar.

4.8 Modelado en 3D del prototipo de clavo intramedular y los dispositivos de montaje para fractura de peroné

El modelaje del prototipo se realizó a través del software Pro/Engineer de Parametric Systems. Es un software CAD/CAM que presenta las siguientes cualidades: asociatividad, ensamblaje de partes y capacidad paramétrica, que lo hacen excelente para los diseñadores, ya que solo con cambiar un parámetro automáticamente cambia la totalidad del diseño.

A continuación se presentan las modificaciones realizadas al modelo IntrafixB curvo, cuyo diseño fue evolucionando hasta llegar a un prototipo que reúne todas las características de requisito de uso que debe cumplir un dispositivo de fijación interna, para este tipo de hueso.

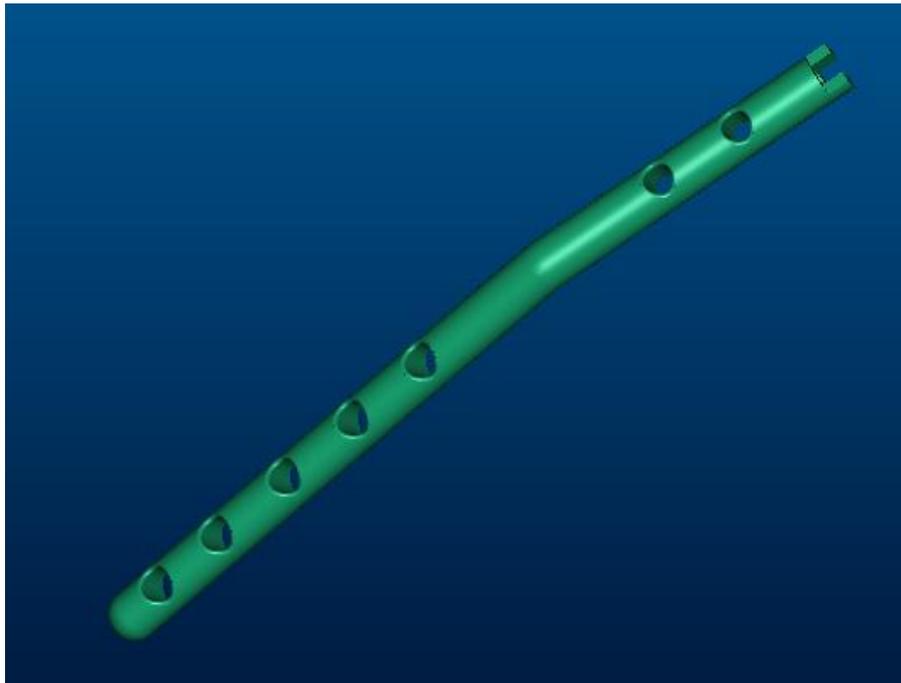


Figura 4.6 Prototipo final de clavo intramedular modelado en el Pro/Engineer

4.8.1 Ficha técnica del clavo intrafixB curvo:

- Uso indiferenciado: para lado derecho e izquierdo.
- Diseño anatómico: La curvatura de 15 grados en el tercio distal del clavo para peroné, facilita la introducción del implante y su correcto asiento anatómico.
- Fácil inserción: El extremo en forma de cono del clavo se desliza por la cara interna de la cortical encontrando muy poca resistencia.
- Alta resistencia del implante: la combinación del espesor de 4.5 mm de pared proporciona al implante una resistencia con optima flexibilidad.
- Bloqueo distal y proximal: se distribuyeron siete agujeros en la longitud efectiva del clavo, para permitir el bloqueo con tornillos según sea necesario.
- Dispositivos de montaje: están diseñados para instalar el clavo y los tornillos de bloqueo.

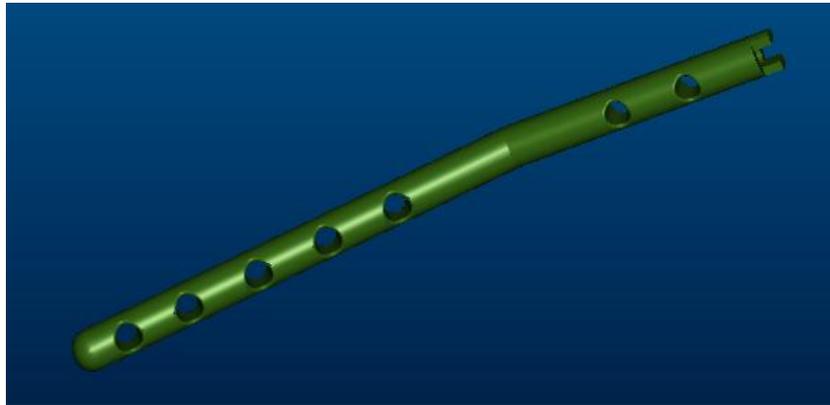


Figura 4.7 Vista frontal del prototipo final de clavo intramedular

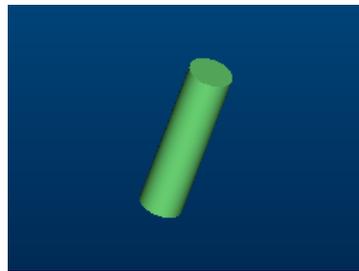


Figura 4.8 Simulación del tornillo de cortical de 2.7 mm de diámetro

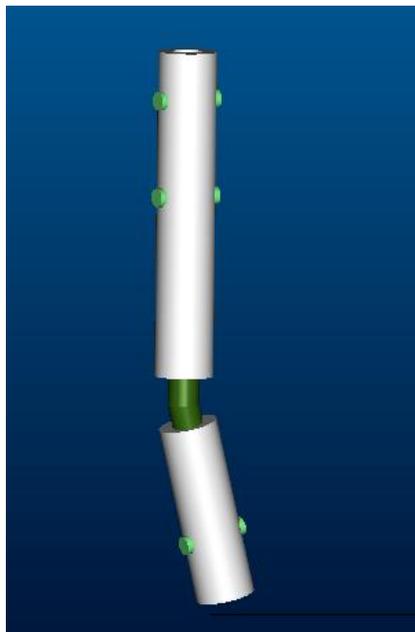


Figura 4.9 Simulación de una fractura de peroné, con el ensamblaje de el clavo intramedular y bloqueada con los tornillos de cortical

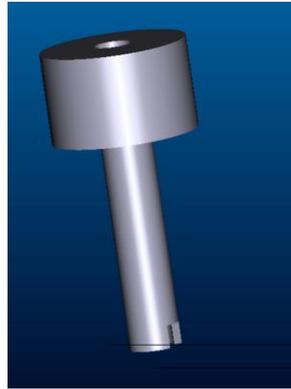


Figura 4.10 Tornillo de sujección del clavo intramedular con la pieza de sujección angulada ó guía curva

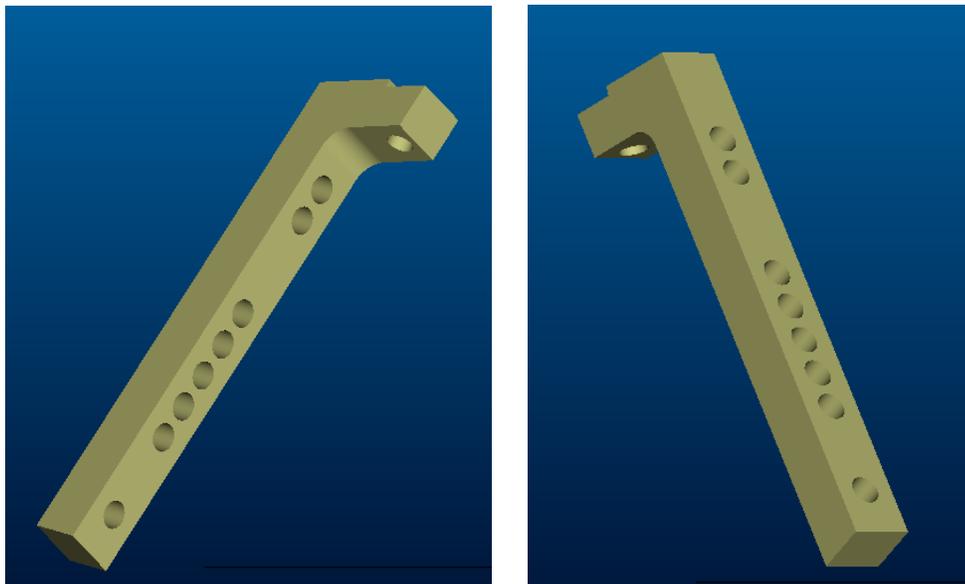


Figura 4.11 Pieza de conexión angulada

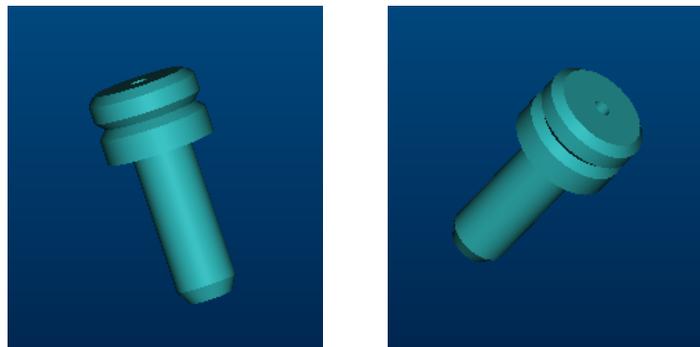


Figura 4.12 Casquillo centrador, para realizar el labrado de la rosca con la terraja



Figura 4.13 Casquillo de inserción, guía que permite la introducción del tornillo de cortical, sin necesidad de intensificador de imágenes

4.8.2 Descripción del ensamblaje del clavo y los dispositivos de montaje:

1.- El tornillo de inserción se acopla a la pieza de conexión angulada ó guía, orientando la cara plana del tornillo con la cara plana de la guía

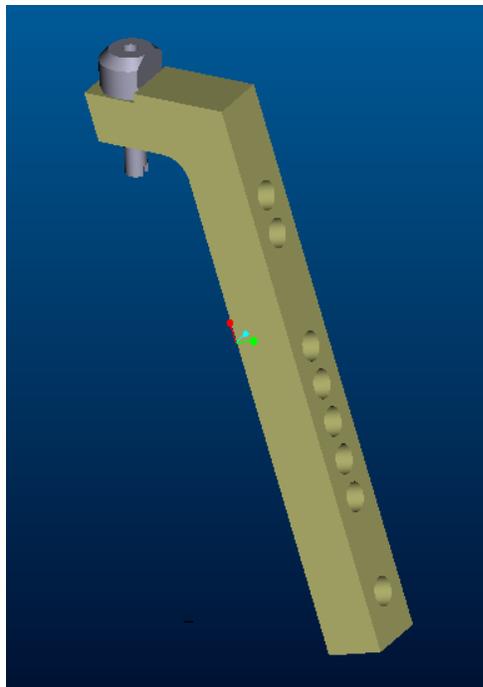


Figura 4.14 Ensamblaje del tornillo de sujeción a la guía

2.- Se ajusta el clavo intrafixB en el tornillo de sujeción, de forma que los dos salientes del arco engarcen en las muescas correspondientes del clavo y se fija a la pieza de conexión angulada con un tornillo allen de 1/8 de pulgada que, permitirá mantener firme el clavo en su posición.

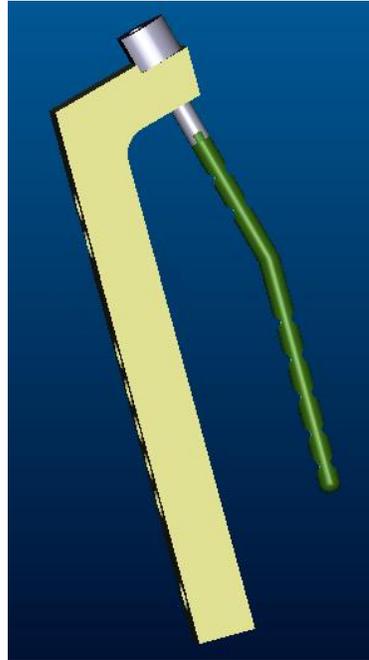


Figura 4.15 Ensamblaje del clavo al tornillo de sujeción

- 3.- Se introduce el clavo en el canal medular, previo alineamiento de la fractura, por medio de impactos regulares efectuados con el mazo de percusión.
- 4.- Se coloca el casquillo centrador y se realiza el labrado del hueso, con una terraja cuyo perfil corresponde exactamente a la rosca del tornillo.

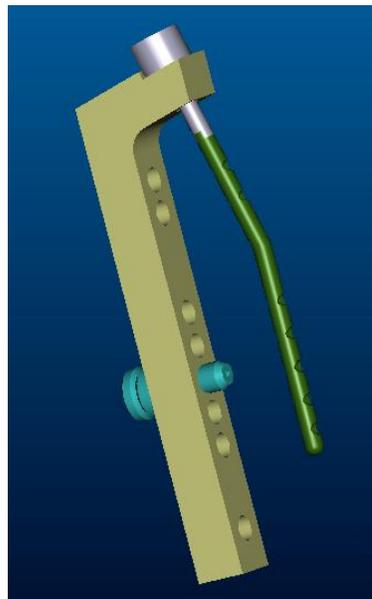


Figura 4.16 Casquillo centrador, para el labrado de hueso

5.- Se retira el casquillo centrador y se coloca el casquillo de inserción y se introduce el tornillo de cortical, con un destornillador AO para tornillos de cortical de 2.7 mm de diámetro.

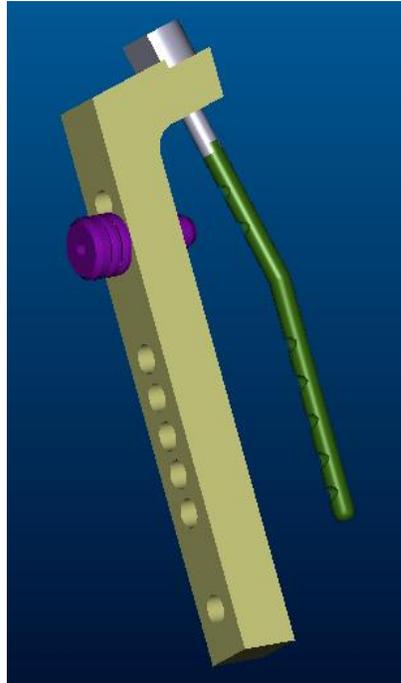


Figura 4.17 Casquillo de inserción para la introducción del tornillo de cortical

4.9 Transmisión de cargas en el peroné

Del estudio realizado para determinar cual era la carga de peso soportada por el peroné, (Lambert, 1971) se determinó que sí la superficie de la tibia y el peroné se encuentran en fricción, estas pueden ejercer una fuerza resultante solo en la dirección que es perpendicular a este punto de contacto.

En la figura 4.18 se puede observar que esta fuerza está actuando como un vector resultante, con una componente horizontal y una componente vertical. Así como también, cualquier presión que se pueda ejercer en el peroné, por la articulación con la tibia debe tener alguna fuerza transmitida longitudinalmente a través del peroné. Las fuerzas horizontal y vertical, ocurren concurrentemente, porque está presenta un efecto de acúñamiento, y sugiere que, en posición de pie, caminando y particularmente en algunos estados patológicos, la estabilización lateral y las funciones de carga axial ocurren inseparablemente. La geometría y posición del peroné y las deformaciones sugiere que está reacciona como una viga cargada excéntricamente, con una fuerza axial.

Concluyendo que en un modelo bioestático un sexto de la carga estática de la pierna es soportada por el peroné.

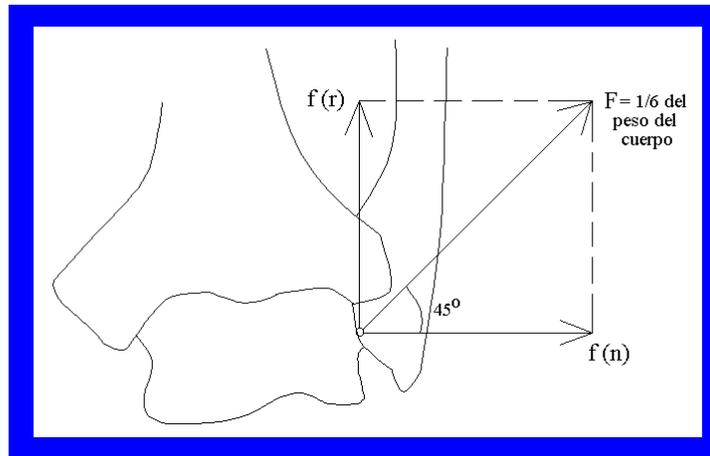


Figura 4.18 Fuerza resultante generada en la articulación del tobillo

4.10 Técnicas de mecanizado utilizadas para la construcción del prototipo elegido y sus dispositivos de montaje

La Maquinabilidad no es una propiedad definida ni estandarizada. Generalmente es definida como la habilidad del material de la pieza a ser mecanizado, o la facilidad de cortar el material de una pieza con una herramienta de corte. Un acero de contenido medio de carbono es más fácil de mecanizar que una aleación resistente al calor y, una fundición gris es más fácil que una fundición de costilla, mientras que un acero de bajo contenido de carbono puede crear más problemas que un acero aleado (Manual Práctico, 1994).

Conocer el material de la pieza a mecanizar es esencial con el fin de determinar los factores esenciales que hagan obtener un buen resultado de la operación de mecanizado. Sin embargo, a menudo otras prioridades como el costo de pieza, la productividad, la presión de la vida de la herramienta con el fin de generar un acabado específico y seguridad de mecanizado, establecen las bases de asentamiento de producción individual en relación al concepto de maquinabilidad.

La maquinabilidad de un material desde un punto de vista operacional de la herramienta de corte es analizada bajo el criterio de:

- Vida de herramienta
- Formación de viruta
- Acabado superficial
- Capacidad de metal arrancado
- Fuerza de corte/potencia
- Tendencia al filo de aportación

- *Mecanizado de acero inoxidable*

Cuando se mecanizan aceros inoxidables, austeníticos y ferrítico/martensíticos, hay normalmente un campo de bajas y altas velocidades para la mayoría de este tipo de materiales. Entre estas ($V_c: 40-90$ y $180-400$ m/min) se encuentra el problema del filo de aportación.

Generalmente, al acero inoxidable muy aleado es el material más solicitado y el más caro de mecanizar. Para algunas aplicaciones, la propiedad requerida es la resistencia a la corrosión. Las características típicas para el mecanizado de los aceros inoxidables son:

- Una tendencia generalizada de endurecimiento por deformación (mayor presión sobre la arista)
- Conducción pobre del calor (temperaturas de corte altas)
- Tenacidad y fuerza (elevadas fuerzas de corte y demanda de rotura de viruta)
- Tendencia a la soldadura (formación de filo de aportación).

Existen algunas recomendaciones generales para el mecanizado de los aceros inoxidables:

- Seleccionar una máquina herramienta que tenga una construcción estable. También son importantes una buena base y un cabezal de buena calidad. Deben tener capacidad para soportar el mecanizado de piezas largas.
- La sujeción de la herramienta de corte y la fijación de la pieza debe ser lo más rápida posible. Utilizar el voladizo más corto posible. Se recomienda un sistema modular de gran resistencia y un acoplamiento rígido.
- Seleccionar el rápido de la herramienta según la aplicación. Un radio muy grande va a producir vibraciones, un radio pequeño pero suficientemente fuerte va a dar un mejor control de viruta y fuerzas de corte más pequeñas.
- Utilizar una combinación de aristas de corte positiva con resistencia suficiente de la misma. Seleccionar la calidad y la geometría dependiendo de la operación que se vaya a realizar.
- Emplear un ángulo de desprendimiento positivo lo más grande posible combinado con un ángulo de incidencia según la dimensión de la pieza, con el fin de mejorar la penetración de la herramienta en el material, no matar a ser posible la arista de corte.
- Para operaciones de desbaste, la arista de corte debe ser más reforzada.
- Para operaciones de acabado, la arista de corte debe ser lo más aguda posible.
- En torneado el líquido refrigerante debe ser el adecuado y en cantidad abundante con el fin de facilitar la evaluación del calor en la zona de corte.
- Seleccionar una placa que produzca la menor fricción posible entre la misma y la viruta.
- Para desbastes emplear grandes avances y profundidades de corte en combinación con velocidades de corte relativamente pequeñas, mejor que pequeños avances y pequeñas profundidades de corte a altas velocidades.
- El desbaste y semi-acabado debe haber dejado suficiente material para cortar en el acabado, permitiendo a la herramienta ir cortando por debajo de la zona endurecida o deformada.
- No permitir un desgaste en incidencia muy grande, esto producirá un endurecimiento de la pieza en la zona de corte, esta zona endurecida puede alcanzar hasta los 500 HB, haciendo que se tengan problemas más tarde en el acabado.
- Se recomienda fresar en contra del avance ya que a favor se produce un tiempo de contacto mayor, produciéndose una capa más deformada y endurecida con un resultado de mayores fuerzas de corte.
- Evitar las holguras del husillo de avance durante el mecanizado ya que va a producir un endurecimiento de la superficie mecanizada. Si las máquinas tienen estas holguras reducir el avance tanto a la entrada como a la salida del mecanizado.

- En el mecanizado de los aceros inoxidables es importante posicionar la fresa de corte en relación con la pieza a mecanizar, teniendo en cuenta la profundidad radial de corte.
- En el fresado, usar el líquido refrigerante solamente en casos de baja velocidad de corte y con fresas de forma.
- Un ángulo de ataque (menor que 90°) es beneficioso. Una rebaba gruesa y dura se formara con un ángulo de ataque igual o menor que 90° el cual resultará un rápido desgaste mecánico por astillamiento.

- *Mecanizado de aluminio*

La mayoría de los aluminios utilizados para mecanizar se presentan en forma de aleaciones. El aluminio puro tiene un uso limitado debido a que es muy blando y dúctil. Las propiedades tanto del aluminio como de sus aleaciones van a depender de cómo ha sido trabajado anteriormente. Los aluminios aleados se dividen, normalmente, en forjados y aleaciones fundidas. Hay más grupos, como tratados en caliente y no caliente, no tratados así como endurecido por estirado.

Los elementos más comunes de aleación son: cobre, manganeso, silicio, magnesio, cinc y hierro. Estos producen diferentes efectos sobre las aleaciones: el cobre aumenta u resistencia y mejora su maquinabilidad, el manganeso mejora su ductibilidad y su posibilidad de ser fundido, el silicio mejora la resistencia a la corrosión y también facilita la posibilidad de ser fundido, el magnesio mejora su fuerza y su resistencia a la corrosión, el cinc mejora también su resistencia y facilita la posibilidad de ser fundido, mientras que el hierro aumenta su resistencia y su dureza.

Las aleaciones de aluminio tienen buenas propiedades de maquinabilidad. Las temperaturas de mecanizado son bajas generalmente y podemos obtener velocidades de corte altas. Para controlar bien la viruta en algunas operaciones se necesita valerse de ciertas ayudas. La acción de cortar hará que se necesiten una arista muy aguda, positiva y para ello se empleará herramientas de corte con geometría específica para mecanizar aleaciones de aluminio satisfactoriamente. Se necesita un gran ángulo de desprendimiento para evitar la tendencia al filo de aportación.

La maquinabilidad siendo generalmente buena, está basada en la vida de la herramienta, estructura superficial y formación de viruta. Las fuerzas de corte son pequeñas. La forja y las aleaciones fundidas se mecanizan mejor tratadas que recocidas. Inclusive a altas velocidades de corte se pueden llegar a producir filo de aportación en ciertas aleaciones, causando un acabado superficial no muy bueno, sobretodo si se trabaja con herramientas de corte que no tienen la geometría adecuada para el mecanizado del aluminio. Uno de los factores más importantes cuando se mecaniza aluminio es el control de la viruta. Algunos no rompen fácilmente a velocidades altas y para conseguir una buena evaluación de viruta se necesita ayuda extra.

Un ángulo de incidencia grande va a ser necesario para mecanizar aleaciones que contengan silicio con composición eutéctico y sobre-eutéctico. Las partículas grandes y largas de silicio producen un gran desgaste en la herramienta. La herramienta de diamante ha sido desarrollada para el mecanizado de estas aleaciones. Es muy efectivo utilizar velocidades de corte muy altas con gran volumen de arranque de virutas en máquinas de herramientas con capacidad para trabajar a estas altas velocidades de corte. Normalmente la velocidad de corte está limitada muchas veces por la máquina. Arista aguda, calidades de metal duro sin recubrir

han sido especialmente desarrolladas, dando un comportamiento excelente para el mecanizado de la mayoría de las aleaciones de aluminio.

El espesor de la viruta es importante incluso en el fresado del aluminio. Frecuentemente cuando la velocidad de corte utilizada es elevada, suele ocurrir que el avance tiende a ser bajo, causando excesivo rozamiento, en ves de cortar. Esto producirá un sobre calentamiento dando una vida de herramienta corta.

4.10.1 Torneado

El torneado genera básicamente formas cilíndricas con herramientas de un solo punto de corte, en la mayoría de los casos la herramienta es estacionaria y la pieza rotativa. En muchos aspectos es el método de corte más directo, con definiciones relativamente poco complicadas. Por otra parte, es el proceso más ampliamente utilizado y que facilita su propio desarrollo. El torneado ha mostrado el camino, es un proceso altamente optimizado que requiere una apreciación exhaustiva de los diferentes factores en las aplicaciones.

A pesar de que generalmente se trata de una operación con un sólo filo de corte, el proceso de torneado es variado en lo que respecta a la forma de la herramienta y material, tipo de operación, condiciones, requerimientos, etc; que determinan un número de factores de herramientas de corte. Las herramientas de torneado de hoy en día son diseñadas cuidadosamente, basándose en la experiencia acumulada durante décadas, así como en investigación y desarrollo. Desde la micro-geometría y materiales hasta su aplicación en el trabajo, pasando por la forma básica y sujeción de las plaquitas intercambiables por medio del portaplaquitas, tipo de mango o modulares, la herramienta emplea la dinámica de las herramientas de corte de hoy en día de una forma que hubiera sido imposible hace un par de décadas. Muchos de los principios que se aplican en el mecanizado con un solo punto de corte también son aplicadas a otros métodos de mecanizado, incluso con multi-puntos, mecanizado rotativos como fresado.

El torneado es un método eficiente y flexible para mecanizar piezas redondas, en una gran variedad de tamaños y materiales, con herramientas de una sola punta.

4.10.2 Taladrado

El taladro es un término que cubre todos los métodos para producir agujeros cilíndricos en una pieza con herramientas de arranque de viruta.

El hecho del que el taladrado sea la operación de mecanizado más común y que la mayoría de los diámetros de los agujeros estén dentro de la gama 10-20 mm, demuestra claramente la importancia de esta operación en el campo del mecanizado moderno. Con el desarrollo de las herramientas para el taladrado de agujeros cortos, la necesidad de preparación y mecanizados posteriores han cambiado de forma drástica. Las modernas herramientas han inducido a realizar un taladrado macizo en una sola operación, sin necesidad de realizar un taladrado preparatorio de agujeros centradores y pilotos y poder obtener una calidad de agujeros donde, en la mayoría de los casos, puede ser eliminado el mecanizado posterior para mejorar la precisión de medida y acabado superficial.

- *Proceso de taladrado*

El proceso de corte puede compararse con el torneado de fresado, pero las demandas en cuanto a las rotura de viruta y evacuación de la misma está más acentuada en el

taladrado. Cuanto mayor sea la profundidad del agujero más difícil será controlar el proceso y retirar la viruta. Y aún más, en una comparación general, los requerimientos de calidad son mayores cuando se mecanizan agujeros profundos, mientras que los agujeros cortos son los que se realizan más a menudo y se necesita un régimen muy elevado de arranque de material para obtener una buena economía de mecanizado. Esto significa que las diferencias entre el mecanizado de agujeros cortos y profundos está solo limitado a una relación entre la profundidad del agujero y su diámetro. Los parámetros que han sido mencionados -evaluación de viruta, calidad y régimen de arranque- forman la base de los diferentes métodos para el mecanizado de agujeros cortos y profundos.

El mecanizado de agujeros cortos cubre agujeros con una profundidad de agujero relativa al diámetro del mismo. Para diámetros de agujeros de hasta 30mm. esto normalmente se aplica a profundidades de agujeros con un máximo de 5-6 veces su diámetro. Mientras que la profundidad del agujero para diámetros mayores está limitada 2,5 veces su diámetro. La relación entre la profundidad del agujero y el diámetro del mismo, que es lo que define a los agujeros cortos está limitada por la tecnología disponible y podría cambiar con el desarrollo de nuevas herramientas. Por ejemplo, hace sólo diez años el mecanizado de agujeros cortos estaba clasificado como una operación de desbaste, mientras que con la herramienta de hoy en día pueden obtenerse unas tolerancias de IT9, lo que en la mayoría de los casos es suficiente, sin necesidad de operaciones de acabado.

El taladrado es una combinación de dos elementos: uno rotativo principal más otro de avance lineal. En el mecanizado de agujeros cortos en máquinas convencionales, la forma más usual de trabajar es que tanto el movimiento de avance como el rotativo sean realizados por la herramienta. Sin embargo con la utilización de los tornos convencionales de mecanizado y CNC para el taladrado de agujeros cortos a llevado a una combinación de movimientos de piezas rotativas y de brocas fijas.

El método más común para el mecanizado de agujeros cortos es el taladrado macizo, donde el agujero es taladrado en material macizo a un diámetro predeterminado y en una sola operación.

El trepanado, es principalmente para agujeros de grandes diámetros puesto que con este método no se consume tanta potencia como con el taladrado. El trepanado, también se lleva a cabo en una operación, pero en lugar de arrancar todo el material en forma de viruta, deja un núcleo de forma cilíndrica dentro del agujero. El método es solo para la aplicación de agujero pasante.

Para poder mejorar la calidad superficial o la tolerancia de agujero, se puede realizar una operación posterior de mandrinado. El mandrinado, que es un tercer método de taladrado, puede realizarse por supuesto con brocas de agujero corto, pero normalmente esto no proporciona suficiente precisión. El agujero pre-taladrado puede causar desviación de la broca, puesto que se utilizan herramientas con geometría asimétrica. Muchas brocas de agujeros cortos son auto-centrantes y en un agujero pre-taladrado se obtienen cargas irregulares de filo de corte cuando la broca busca el centro. Esto significa que la broca sigue un camino curvo, lo que da como resultado agujeros ovalados.

4.10.3 Fresado

En principio, el fresado se lleva a cabo por un movimiento coordinado entre una herramienta rotativa con varias puntas y un avance recto de la pieza. Sin embargo, hoy en día

el fresado es también un movimiento de la herramienta y de la pieza casi en cualquier dirección. La fresa tiene diferentes filos y cada uno de ellos arranca cierta cantidad de material. Las ventajas del fresado son una alta eficiencia en el mecanizado, buen acabado superficial, precisión y flexibilidad en la producción de formas. Muy frecuentemente el fresado genera caras planas, escuadras y ranuras, además, la eficiencia en el fresado periférico está aumentando con la creciente utilización del Control Numérico (CNC).

El fresado está llegando a ser el método universal de mecanizado más ampliamente utilizado, con un desarrollo constante en maquinaria, controles y herramientas de corte. En los centros de mecanizados actuales se utiliza muy a menudo el fresado y esto requiere diferentes tipos de herramientas. El fresado es llevado a cabo en diferentes tipos de máquinas, desde las de diseño básico de principios de siglo, hasta centros de mecanizado con sofisticados multi-husillos.

El fresado comprende una gran variedad, no solo de los tipos de operaciones que puede realizar, sino también en lo que respecta a máquinas, herramientas y piezas. Se ve considerablemente influido por las condiciones de todo el equipo y de la pieza, y requiere del conocimiento de sus limitaciones.

El tipo de operación y de herramienta son establecidos a partir del plano de la pieza y de las demandas de producción. Los métodos convencionales siempre serán cuestionados puesto que el desarrollo de la máquina y de las piezas ha cambiado de forma considerable las posibilidades del fresado. Se estudia el tipo de corte a realizar y se busca la forma más moderna de llevarlo a cabo; con toda seguridad, el corte deberá ser realizado en el menor tiempo posible y con los mejores resultados. También se considera si el corte debe realizarse en una o varias operaciones.

4.11 Construcción del el prototipo elegido y sus dispositivos de montaje

El prototipo intrafixB-curvo- fue construido en acero inoxidable 316L, presentando el siguiente esquema de producción (ver anexo # 3):

1. Se tomó una barra de acero inoxidable 316L, con una longitud de 3000mm y con de diámetro de $\frac{1}{4}$ de pulgada (6.35 mm).
2. Con la sierra de vaivén, se procedió a cortar un tocho de 80mm de longitud; luego se montó, en el torno y se refrentaron ambas caras (figura 4.9), hasta obtener la longitud deseada

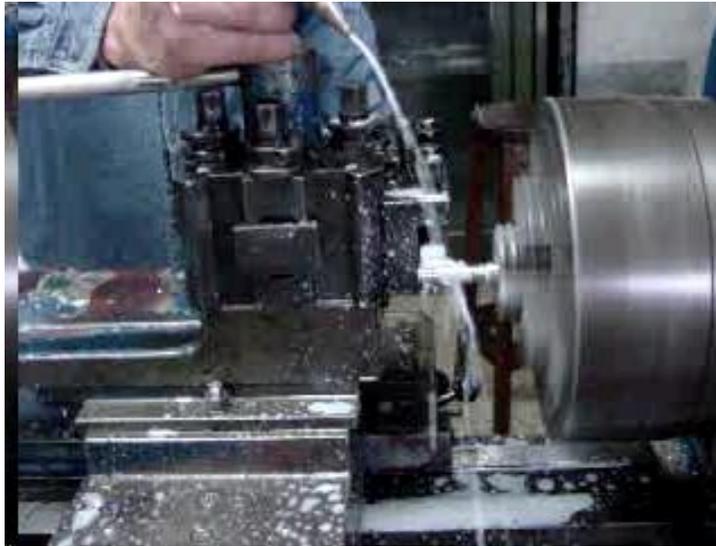


Figura 4.19 Proceso de refrentado de la barra en un tocho de 80mm

3. A continuación, se le hicieron los agujeros de centro- punto en ambas caras, con el torno, para evitar que éste pandeara (Figura 4.10).

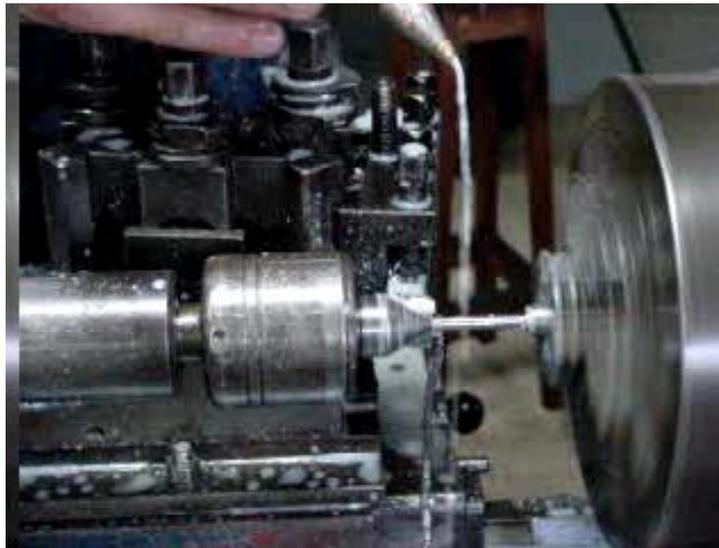


Figura 4.20 Vista del contrapunto y el proceso de cilindrado

4. Ya en el torno, se cilindró (Figura 4.10), entre el punto y el plato hasta obtener un diámetro de 4.5 mm, luego de varias pasadas se volteó la pieza y se repitió el proceso.
5. En un extremo del tocho, se realizó un cono de 10 grados y en la longitud de 5 mm.
6. Posteriormente, se pasa a la fresadora y se perforan los agujeros, según el plano de diseño.



Figura 4.21 Proceso de perforación del tocho en el taladro

7. Se prosiguió con el proceso de doblado del clavo, el cual consistió en realizar una marca, en el tocho a una distancia predeterminada; luego se montó en una dobladora de placa A.O, y se procedió a realizar la curvatura de éste hasta obtener los grados estipulados en el plano.



Figura 4.22 Montaje del clavo en la dobladora de placa A.O.



Figura 4.23 Proceso de doblado del clavo

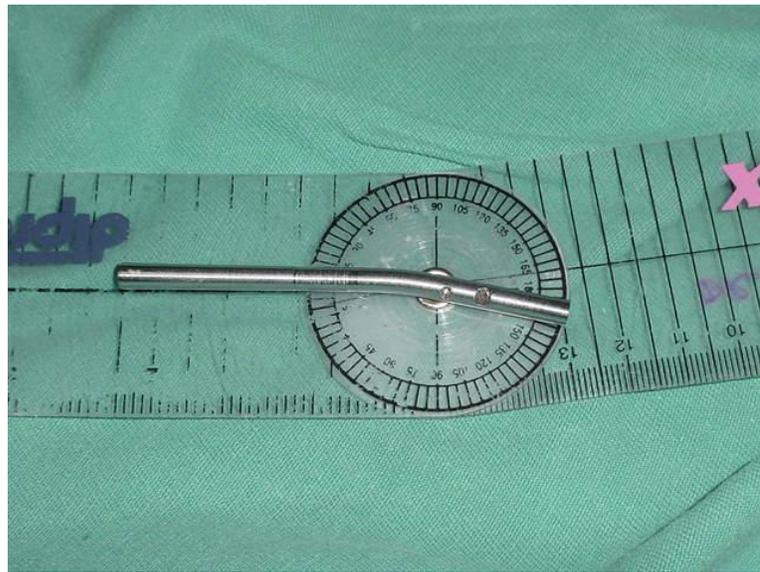


Figura 4.24 Medición de los grados del doblaje, con un goniómetro

Para La construcción de los dispositivos de montaje el material utilizado fue una pletina de aluminio de $9/16'$ * $1\ 1/4'$ * 125 mm y se realizó el siguiente esquema productivo:

1. Se fresaron las caras hasta obtener un paralelepípedo de 13 mm * 120 mm * 60 mm (Figura 4.15)



Figura 4.25 Fresado del tocho de aluminio

2. Se continuó el proceso de fresado a una altura de herramienta, y longitud de barrido preestablecida por las dimensiones del modelo, hasta obtener un ángulo interno de entre caras de 75 grados (Figura 4.16).
3. Se le dió vuelta a el tocho en 90 grados y se procedió a fresar en la cara interna, una profundidad de 4 mm. Así como, a perforar y roscar un agujero de 6 mm de diámetro.
4. Se rotó 90 grados nuevamente, y se procedió a realizar ocho perforaciones, según el plano.



Figura 4.26 Fresado de una las caras del tocho de aluminio

CAPÍTULO 5

ANÁLISIS NUMÉRICO

5.1 Esfuerzo

Las fuerzas internas que actúan sobre áreas infinitesimales en una sección transversal son de magnitud y dirección variables, como se indica en la figura 5.1. Estas fuerzas son de naturaleza vectorial y mantienen en equilibrio a las fuerzas exteriormente aplicadas.

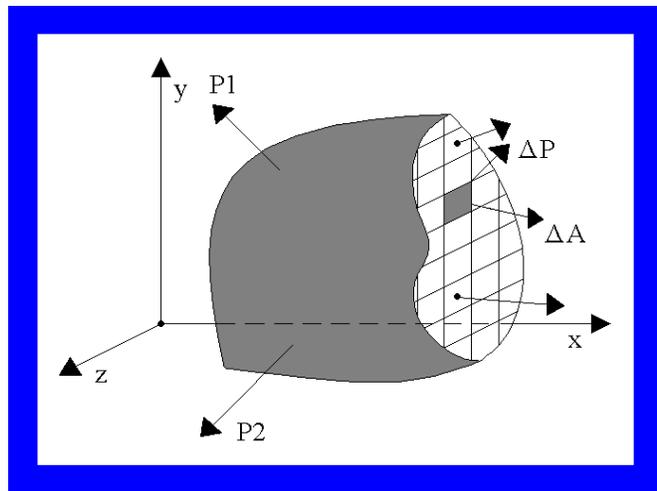


Figura 5.1 Representación de un Cuerpo libre con algunas fuerzas internas

Es particularmente significativa la determinación de la intensidad de estas fuerzas sobre las diversas porciones de una sección transversal, pues la resistencia a la deformación y a las fuerzas depende de dichas intensidades; acostumbrándose a descomponer las intensidades en: direcciones perpendicular y paralela a la sección que se investiga.

5.1.1 Definición de Esfuerzo

Por definición los esfuerzos representan una intensidad de fuerza en un área, éstos y se miden por unidades de fuerza por unidad de área, es así como, los esfuerzos multiplicados por las áreas respectivas sobre las que actúan, dan fuerzas y que es la suma de tales fuerzas en un corte imaginario la que mantiene a un cuerpo en equilibrio.

Los esfuerzos perpendiculares o normales a la sección se llaman esfuerzos normales y se designan con la letra σ . Las otras componentes de intensidad de fuerza actúan tangencial o paralelamente al plano del elemento de área y se llaman esfuerzos cortantes, los cuales se designaran por la letra τ .

5.1.2 Tensor de Esfuerzo

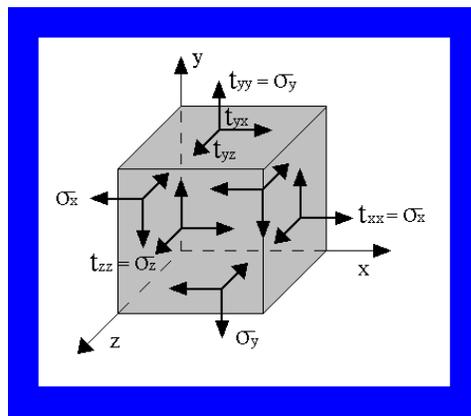


Figura 5.2 Estado más general de esfuerzo que puede actuar en un elemento. Todos los esfuerzos tienen sentido positivo

En la figura 5.2 se puede observar todos los esfuerzos que actúan en un cubo de dimensiones infinitesimales, el primer subíndice τ relaciona el esfuerzo con un plano perpendicular a un eje dado; el segundo subíndice σ designa la dirección del esfuerzo. Sobre la cara más alejada del origen, los sentidos de los esfuerzos son positivos si coinciden con los sentidos positivos de los ejes. Sobre las caras próximas al origen y a partir del concepto de equilibrio entre acción y reacción, los esfuerzos positivos actúan en sentidos contrarios a los positivos de los ejes coordenados.

En la figura 5.2 muestra que existen tres esfuerzos normales: $\tau_{xx} \equiv \sigma_x$, $\tau_{yy} \equiv \sigma_y$, $\tau_{zz} \equiv \sigma_z$, y seis esfuerzos cortantes: $\tau_{xy}, \tau_{yx}, \tau_{yz}, \tau_{zy}, \tau_{zx}, \tau_{xz}$. Por el contrario, un vector fuerza P , tiene únicamente tres componentes: P_x, P_y y P_z . Estas se pueden escribir de forma ordenada como un vector columna:

$$\begin{pmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{pmatrix}$$

Análogamente, las componentes de esfuerzo pueden agruparse como sigue:

$$\begin{pmatrix} \tau_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \tau_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \tau_{zz} \end{pmatrix} \equiv \begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{yx} & \sigma_{yy} & \tau_{yz} \\ \tau_{zx} & \tau_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

La Ec.(5.1) es una representación matricial del tensor esfuerzo. Para abreviar un tensor esfuerzo se escribe en notación con subíndices como τ_{ij} , donde se entiende que i y j pueden asumir las designaciones de x , y , z , como se puede apreciar en la Ec.(5.1).

De los requisitos directos de equilibrio de un elemento, se puede demostrar que el tensor esfuerzo es simétrico, es decir $\tau_{ij} = \tau_{ji}$. Sean, dx , dy y dz las dimensiones del elemento infinitesimal y efectúese la suma de los momentos de las fuerzas con respecto a un eje, tal como el eje z de la figura 5.2. Despreciando las infinitesimales de orden superior (cambio infinitesimal de esfuerzo de una cara del cubo a otra y la presencia de fuerzas inerciales de cuerpo), este proceso equivale a considerar el momento con respecto al eje z en la figura 5.3 (a), o bien en su representación bidimensional, en la figura 5.3 (b). Así:

$$M_c = 0 \cup +, \quad +(\tau_{yx})(dxz)(dy) - (\tau_{xy})(dydz)(dx) = 0 \quad (5.2)$$

donde las expresiones entre paréntesis corresponden respectivamente a esfuerzo, área y brazo de momento. Simplificando:

$$\tau_{yz} = \tau_{xy}$$

De modo semejante, se puede demostrar que $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ y que $\tau_{yz} = \tau_{zy}$. Por tanto, los subíndices para los esfuerzos cortantes son conmutativos, esto es, su orden puede intercambiarse y el tensor de esfuerzo es simétrico.

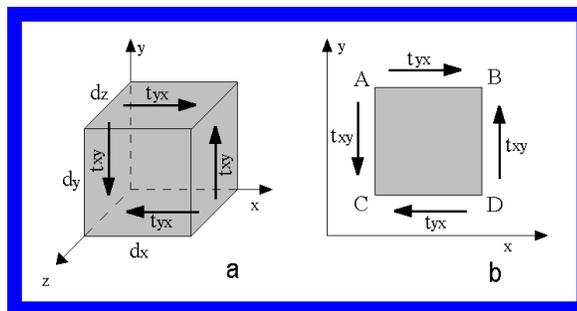


Figura 5.3 Elemento infinitesimal, representación trimensional y bidimensional

El hecho de que los esfuerzos sean conmutativos significa que, en planos perpendiculares entre sí de un elemento infinitesimal, los esfuerzos cortantes son numéricamente iguales. Además, es posible tener *un elemento en equilibrio solamente cuando se presentan esfuerzos cortantes simultáneamente en las cuatro caras de dicho elemento*.

5.2 Ecuaciones diferenciales de equilibrio

Un elemento infinitesimal de un cuerpo tiene que estar en equilibrio. En la figura 3.3 se muestra, para el caso bidimensional, el sistema de esfuerzos que actúa en un elemento infinitesimal(dx) (dy) (1). En este caso particular se considera que el elemento tiene una unidad de longitud como espesor en la dirección perpendicular al plano de la figura. La derivada de σ_x en la dirección x es $(\delta\sigma_x/\delta x)$. Se va a utilizar las derivadas parciales, para los cambios en las diferentes direcciones.

Las fuerzas de inercia o de cuerpo, como las debidas al peso o a un efecto magnético, se designan por X y Y y están referidas a la unidad de volumen del material. Empleando las notaciones anteriores se tiene :

$$\Sigma F_x = 0 \rightarrow + \quad (5.3)$$

$$\left(\sigma_x + \frac{\partial \sigma_x}{\partial x} dx \right) (dy * 1) - \sigma_x (d_y * 1) + \left(\tau_{yx} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} dy \right) (dx * 1) - \tau_{yz} (d_x * 1) + X(dx dy * 1) = 0$$

Simplificando y recordando que $\tau_{xy}=\tau_{yx}$ se obtiene la ecuación básica de equilibrio para la dirección x. Esta ecuación, y una análoga para la dirección y, da:

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + X = 0 \quad (5.4)$$

$$\frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + Y = 0$$

Del equilibrio de momentos del elemento que requiere que se cumpla $\Sigma M_z = 0$ se obtiene $\tau_{xy}=\tau_{yx}$.

Para el caso tridimensional, una ecuación típica de equilibrio es:

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + X = 0 \quad (5.5)$$

En la deducción de las ecuaciones de equilibrio , no se han utilizado las propiedades mecánicas del material. Esto significa que tales son aplicables si un material es elástico, plástico o viscoelástico.

5.3 Deformación

Una definición desde el punto de vista físico de la deformación lineal sería el alargamiento por unidad de longitud, ϵ . Puesto que por lo general las deformaciones varían de un punto a otro, las definiciones de deformación deben relacionarse a un elemento infinitesimal.

Para el caso bidimensional (Fig.5.3), si un cuerpo se deforma en direcciones perpendiculares, los desplazamientos (u,v) ocurren respectivamente en las direcciones de los ejes coordenados y las definiciones básicas de deformación lineal se convierte en:

$$\epsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x}, \epsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad (5.6)$$

5.3.1 Tensor deformación

En el esquema de la figura 5.4. se define la componente de deformación por cortante, donde el elemento no es girado como un cuerpo rígido.

La representación matricial del tensor deformación es:

$$\begin{pmatrix} \varepsilon_x & \frac{\gamma_{xy}}{2} & \frac{\gamma_{xz}}{2} \\ \frac{\gamma_{yx}}{2} & \varepsilon_y & \frac{\gamma_{yz}}{2} \\ \frac{\gamma_{zx}}{2} & \frac{\gamma_{zy}}{2} & \varepsilon_z \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

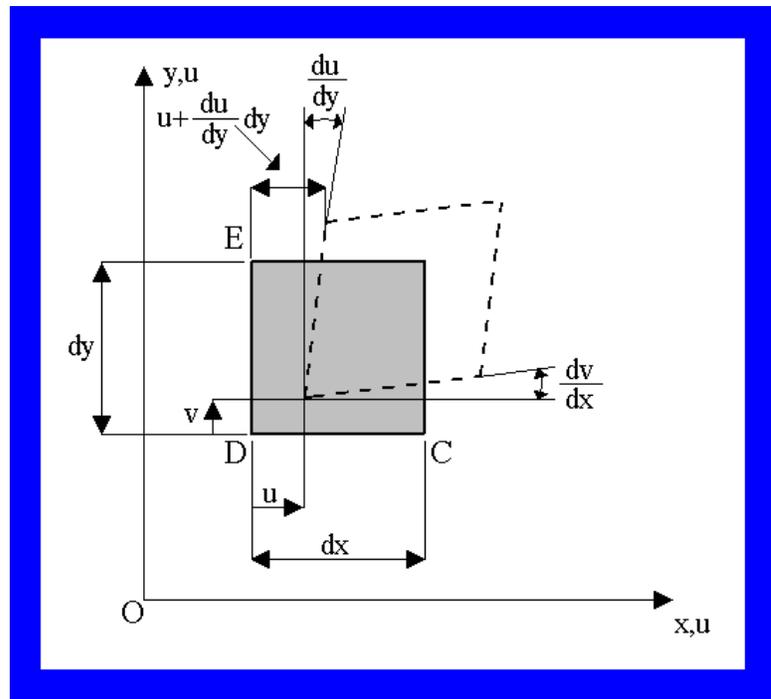


Figura 5.4 Tensor deformación

5.4 Ley de Hooke

La relación lineal entre fuerzas y deformaciones totales, o bien entre esfuerzos y deformaciones se conoce como ley de Hooke.

Para materiales isotrópicos homogéneos, es decir, materiales con las mismas propiedades en todas las direcciones, se puede escribir la ley de Hooke generalizada como:

$$\begin{aligned}
 \varepsilon_x &= \frac{\sigma_x}{E} - \nu \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \\
 \varepsilon_y &= -\nu \frac{\sigma_x}{E} + \frac{\sigma_y}{E} - \nu \frac{\sigma_z}{E} \\
 \varepsilon_z &= -\nu \frac{\sigma_x}{E} - \nu \frac{\sigma_y}{E} + \frac{\sigma_z}{E} \\
 \gamma_{xy} &= \frac{\tau_{xy}}{G} \\
 \gamma_{yz} &= \frac{\tau_{yz}}{G} \\
 \gamma_{zx} &= \frac{\tau_{zx}}{G}
 \end{aligned} \tag{5.8}$$

En estas ecuaciones la constante E se llama módulo de elasticidad ó módulo de Young. La constante de proporcionalidad G, se llama módulo de elasticidad al corte ó módulo de rigidez. Las dimensiones de G son las mismas que las de E. La constante ν recibe el nombre de relación de Poisson (sí se somete a un cuerpo sólido a tensión axial, se contrae lateralmente; por otra parte, si se le comprime, el material se ensancha lateralmente).

De la Ec. (5.8) se deduce que hay tres constantes elásticas E, ν , G. Sin embargo, para un material isotrópico existe una relación entre las tres constantes. La ecuación que las relaciona es la siguiente:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \tag{5.9}$$

5.5 Análisis de sólidos tridimensionales con elementos finitos

El método de los elementos finitos se destaca como uno de los métodos aproximados más actuales y eficientes para aplicaciones biomédicas, superando los métodos tradicionales de diferencias finitas, variacionales (Rayleigh-Ritz) ya que estos presentan dificultades para analizar espacios tridimensionales.

Generalmente se reconoce que el método de elementos finitos fue introducido por Turner, Clough, Martín y Topp, quienes en 1956 presentaron un trabajo en el cual se ocupaban de la solución aproximada de problemas de estado plano de tensiones, relacionados con procesos de análisis estructural de la industria aeronáutica (Videla, 1997). El esquema presentado seguía lo que podemos llamar el enfoque físico del método de los elementos finitos.

La idea fundamental consistía en extender los métodos de análisis matricial de estructuras de barras, para permitir el tratamiento de problemas continuos, bi y tridimensionales" (Oñate E,1992)

En la aplicación de esta técnica, el primer paso es la subdivisión del continuo en un conjunto de regiones, cuyo comportamiento se rige por ciertas funciones de interpolación que están unidas mediante unos puntos denominados nodos. A este conjunto de características

se le denomina malla de elementos finitos, definida por las formas geométricas que adopten estos elementos por las funciones de interpolación que utilicen y por el tipo de problema que se trate. Para problemas de geometría plana y de geometría espacial, las formas más utilizadas son triángulos, cuadriláteros, tetraedros y hexaedros respectivamente que pueden tener lados rectos o curvos.

A partir de esta discretización se obtienen las matrices de rigidez $\mathbf{K}^{(e)}$ y el vector de cargas $\mathbf{f}^{(e)}$ para cada elemento. Luego se procede al ensamblaje de las matrices y el vector de cargas. Resolviéndose el sistema de ecuaciones resultantes, para calcular el movimientos de todos los nodos en la malla; así como las deformaciones y las tensiones en cada elemento.

Para obtener una solución numérica, se toman en cuenta los grados de libertad de los nodos y funciones de interpolación simples. Ello puede hacerse, con el uso de un software especializado.

5.5.1 Método de los desplazamientos

El modelo de desplazamientos es general para todos los tipos de elementos finitos, bidimensionales o tridimensionales y se basa en el principio de los trabajos virtuales:

"Una estructura está en equilibrio bajo la acción de un sistema de fuerzas exteriores si al imponer a la misma unos desplazamientos arbitrarios (virtuales) compatibles con las condiciones en los apoyos, el trabajo realizado por las fuerzas exteriores sobre los desplazamientos virtuales es igual al trabajo que realizan las tensiones sobre las deformaciones producidas por los desplazamientos virtuales" (Oñate, E, 1992)

Existen muchas estructuras cuyas características geométricas, mecánicas o de carga no permiten la utilización de modelos de cálculo simplificado, tales como los de sólidos bidimensionales o de revolución. En dichos casos es imperativo considerar la estructura como un sólido tridimensional y hacer uso para su análisis de la teoría general de la elasticidad en tres dimensiones. Ejemplos prácticos de dichas situaciones son típicos en estructuras constituidas por elementos sólidos de geometrías irregular o propiedades de los materiales heterogéneas y/o anisotrópicas. En la siguiente figura se muestran algunas geometrías en las que se hace necesario el análisis tridimensional.

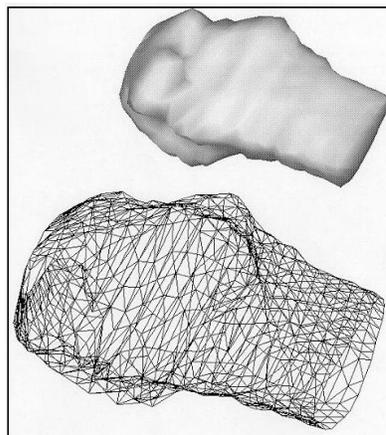


Figura 5.5 Ejemplo de problemas tridimensionales modelados por elementos finitos

No obstante, su aparente dificultad, el análisis tridimensional de una estructura por medio del método de los elementos finitos no presenta grandes problemas conceptuales porque es una generalización de la teoría de elasticidad bidimensional. Pese a la relativa sencillez del procedimiento de análisis, los problemas tridimensionales sí representan un gran aumento en el esfuerzo de cálculo, preparación de datos e interpretación de resultados en comparación a problemas bidimensionales. Esta dificultad es inherente al tamaño del problema que al pasar de dos dimensiones a tres dimensiones aumenta significativamente el número de ecuaciones.

5.5.2 Campo de desplazamientos

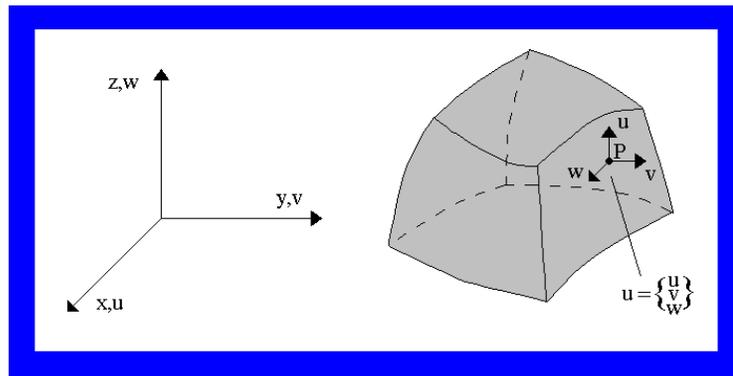


Figura 5.6 Sólido tridimensional. Vector de desplazamientos de un punto donde u , v , w son los desplazamientos del punto según los ejes cartesianos x , y , z , respectivamente

Sea un sólido tridimensional como el que se muestra en la figura (5.6). El movimiento de un punto en el espacio queda perfectamente definido por las tres componentes del vector de desplazamientos.

$$u = [u, v, w]^T \quad (5.10)$$

5.5.3 Campos de deformaciones y tensiones

Siguiendo la teoría clásica de la elasticidad tridimensional, el vector de deformación en un punto está definido por seis componentes como.

$$\varepsilon = [\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}]^T$$

$$\varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \quad ; \quad \varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad ; \quad \varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \quad (5.11)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \quad ; \quad \gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \quad ; \quad \gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}$$

El vector de tensiones en un punto contiene seis componentes de tensión, conjugadas de las seis respectivas deformaciones. Así

$$\sigma = [\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}]^T \quad (5.12)$$

5.5.4 Relación tensión - deformación

La relación entre las seis deformaciones y las seis tensiones viene expresada en el caso más general de elasticidad anisótropa por una matriz constitutiva de tamaño 6×6 simétrica y con 21 términos independientes.

Un caso más simplificado es el de material ortótropo. Si x' , y' , z' son las direcciones principales de ortotropía las relaciones constitutivas pueden escribirse en dichos ejes como.

$$\begin{aligned}\varepsilon'_{x'} &= \frac{1}{E_{x'}} * \sigma'_{x'} - \frac{\nu_{y'x'}}{E_{y'}} * \sigma'_{y'} - \frac{\nu_{z'x'}}{E_{z'}} * \sigma'_{z'} \\ \varepsilon'_{y'} &= \frac{1}{E_{y'}} * \sigma'_{y'} - \frac{\nu_{x'y'}}{E_{x'}} * \sigma'_{x'} - \frac{\nu_{z'y'}}{E_{z'}} * \sigma'_{z'} \\ \varepsilon'_{z'} &= \frac{1}{E_{z'}} * \sigma'_{z'} - \frac{\nu_{x'z'}}{E_{x'}} * \sigma'_{x'} - \frac{\nu_{y'z'}}{E_{y'}} * \sigma'_{y'} \\ \gamma_{x'y'} &= \frac{\tau_{x'y'}}{G_{x'y'}}; \quad \gamma_{x'z'} = \frac{\tau_{x'z'}}{G_{x'z'}} \quad \gamma_{y'z'} = \frac{\tau_{y'z'}}{G_{y'z'}}\end{aligned}\tag{5.13}$$

donde únicamente intervienen nueve parámetros independientes del material ya que la simetría de la matriz constitutiva exige.

$$E_{x'} \nu_{y'x'} = E_{y'} \nu_{x'y'}; \quad E_{y'} \nu_{z'y'} = E_{z'} \nu_{y'z'}; \quad E_{z'} \nu_{x'z'} = E_{x'} \nu_{z'x'}\tag{5.14}$$

De la expresión anterior puede obtenerse la relación entre tensiones y deformaciones en ejes locales x' , y' , z' , que luego debe transformarse a ejes globales siguiendo un procedimiento similar a elasticidad bidimensional.

Un caso muy usual en la práctica es el de elasticidad isótropa en que los nueve coeficientes independientes se reducen a dos; el módulo de elasticidad E y el coeficiente de Poisson ν . En dicho caso la ecuación constitutiva puede escribirse directamente en ejes globales x , y , z (teniendo en cuenta los vectores de deformaciones y tensiones iniciales) como

$$\sigma = D * (\varepsilon - \varepsilon^0) + \sigma^0\tag{5.15}$$

y la matriz constitutiva D viene dada por

$$D = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & & 1 & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ & & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix}\tag{5.16}$$

5.5.5 Ecuaciones de equilibrio

Por último, queda plantear las ecuaciones de equilibrio estático en el elemento. Un elemento e estará en equilibrio estático cuando se cumpla la relación matricial:

$$q^e = K^e a^e + f^e \quad (5.17)$$

donde el vector columna $q^e = \{q_i^e, q_j^e, q_m^e, q_p^e\}$ representa a las fuerzas que actúan directamente sobre los nodos $f^e = \{f_i^e, f_j^e, f_m^e, f_p^e\}$ son las fuerzas resultantes de las fuerzas distribuidas que actúan sobre el contorno del elemento y:

$$K^e = \begin{bmatrix} K_{ii}^e & K_{ij}^e & K_{im}^e & K_{ip}^e \\ K_{ji}^e & K_{jj}^e & K_{jm}^e & K_{jp}^e \\ K_{mi}^e & K_{mj}^e & K_{mm}^e & K_{mp}^e \\ K_{pi}^e & K_{pj}^e & K_{pm}^e & K_{pp}^e \end{bmatrix} \quad (5.18)$$

es la matriz de rigidez del elemento e. En general, para cualquier elemento de la maya los elementos de la matriz de rigidez K_{ij}^e representan el efecto que sobre las fuerzas que actúa en el nodo i tiene desplazamiento en el nodo j y su valor viene dado en la expresión:

$$K_{ij}^e = B_j^T D B_j V^e \quad (5.19)$$

donde V^e representa el volumen del tetraedro elemental. Las fuerzas nodales de vidas a las deformaciones iniciales se convierten, similarmente a la ecuación (5.20).

$$f_i^e = B_i^T D \varepsilon_o V^e \quad (5.20)$$

Por último queda establecer la condición de equilibrio global de las fuerzas nodales con las externas. Así para cualquier nodo i, el equilibrio se cumplirá cuando la fuerza externa r_i actuante sobre dicho nodo sea igual a la suma de las fuerzas internas que aportan cada uno de los elementos de ese nodo.

$$r_i = \sum q_i^e = q_i^1 + q_i^2 + \dots + q_i^p \quad (5.21)$$

donde q_i^1 es la fuerza que aporta el elemento 1 al nodo i. La sumatoria esta extendida a todo los elementos de la maya pero las fuerzas q_i^e serán nulas para aquellos elementos que no contengan el nodo i.

Sustituyendo cada fuerza q_i^e por su valor se tendrá que:

$$r_i = \left(\sum K_{i1}^e\right)a_1 + \left(\sum K_{i2}^e\right)a_2 + \left(\sum K_{i3}^e\right)a_3 + \dots + \left(\sum K_{ip}^e\right)a_p + \sum f_i^e \quad (5.22)$$

Si aplicamos la expresión anterior a todo y cada uno de los nodos de la maya, obtendremos un sistema de ecuaciones que se puede escribir de forma general como:

$$Ka = r - f \quad (5.23)$$

Del sistema de ecuaciones anteriores se conocen las fuerzas aplicadas al modelo, que constituyen las llamadas condiciones de contorno de carga, y las restricciones de desplazamiento de algunos nodos (entre ellos los apoyos) que constituyen las condiciones de contorno de los desplazamientos. Por tanto, las únicas incógnitas del sistema e ecuaciones son los desplazamientos de los nodos.

De la resolución del sistema de ecuaciones se obtiene los desplazamientos nodales y a partir de estos, las deformaciones y las tensiones en los elementos del modelo.

5.6 Discretización de Sólidos Tridimensionales

Existen muchas estructuras cuyas características geométricas, mecánicas o de carga no permiten la utilización de modelos de cálculo simplificado, tales como los de sólido bidimensional o de revolución. En dichos casos es imperativo considerar la estructura como un sólido tridimensional y hacer uso para su análisis la teoría general de la elasticidad en tres dimensiones. No obstante su mayor aparente dificultad, el análisis tridimensional de una estructura por el método de los elementos finitos no presenta en principio grandes problemas conceptuales. La teoría de la elasticidad en tres dimensiones es una generalización de la teoría bidimensional.

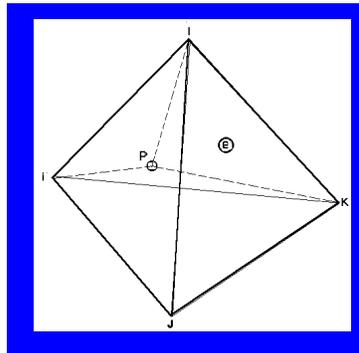
Pese a la relativa sencillez del proceso de análisis, los problemas tridimensionales sí que representan un mayor esfuerzo de cálculos por elementos finitos. Dicha dificultad es inherente al tamaño del problema que pasa de dos a tres dimensiones. Este aumento en una dimensión se refleja no únicamente en un considerable incremento en el tiempo de cálculo, sino también en un esfuerzo mucho mayor en la preparación datos e interpretación de resultados. Por estos motivos se emplea para obtener la solución tridimensional del método de los elementos finitos un programa comercial o bien uno desarrollado al respecto.

En esta investigación se utilizaron elementos tetraédricos isoparamétricos para el modelado de condiciones de la geometría. Se dice que un elemento es isoparamétrico cuando las funciones de interpolación o de forma, usadas para definir la geometría y los campos de desplazamientos tienen el mismo orden.

5.7 Elementos tetraédricos de 10 nodos

Los elementos tetraédricos de lados rectos son una generalización de los elementos triangulares a tres dimensiones. Por tanto, similarmente a éstos, los elementos más característicos de la familia tetraédrica se caracterizan porque sus funciones de forma son polinomios completos y se obtienen directamente del tetraedro de Pascal.

Las funciones de forma de elementos tetraédricos pueden expresarse en coordenadas de volumen y/o en coordenadas naturales como productos de cuatro polinomios de Lagrange en cada una de dichas coordenadas. Las coordenadas de volumen se identifican por L_1, L_2, L_3, L_4 . Cada coordenada L_i se define como el cociente entre el volumen del tetraedro formado por un punto interior al elemento P y la cara opuesta al nodo i y el volumen del tetraedro Figura 5.7



$$L_i = \frac{\text{volumen } Pjkl}{V^{(e)}}$$

Figura 5.7 Definición de las coordenadas de volumen L_i en elementos tetraédricos

$$L_i = \frac{\text{Volumen } Pjkl}{V^{(e)}} \quad ; \quad i = 1,2,3,4 \quad (5.24)$$

Evidentemente se cumple que

$$L_1 + L_2 + L_3 + L_4 = 1 \quad (5.25)$$

$$x = \sum_{i=1}^4 L_i x_i \quad ; \quad y = \sum_{i=1}^4 L_i y_i \quad ; \quad z = \sum_{i=1}^4 L_i z_i \quad (5.26)$$

Estas tres ecuaciones junto con la Ec. (5.25) permiten eliminar las L_i en función de las coordenadas cartesianas. Se puede comprobar fácilmente que

$$L_i = \frac{1}{6V^{(e)}} (a_i + b_i x + c_i y + d_i z) = N_i \quad (5.27)$$

donde los coeficientes a_i, b_i, c_i, d_i son los factores de la función de forma expresada en coordenadas cartesianas. De la Ec (5.27) se pueden obtener las derivadas parciales de las coordenadas de volumen con respecto a las cartesianas.

$$\frac{\partial L_i}{\partial x} = \frac{1}{6V^{(e)}} b_i \quad ; \quad \frac{\partial L_i}{\partial y} = \frac{1}{6V^{(e)}} c_i \quad ; \quad \frac{\partial L_i}{\partial z} = \frac{1}{6V^{(e)}} d_i \quad (5.28)$$

Las coordenadas generalizadas l, j, k, l y los valores de las coordenadas naturales α, β, γ de cada nodo pueden verse en la Figura 5.8. A partir de estas últimas pueden deducirse automáticamente las coordenadas de volumen de cada nodo obteniéndose como el producto de cuatro polinomios de Lagrange ec (5.29).

$$N_i = l_i^i(L_1)l_j^i(L_2)l_k^i(L_3)l_l^i(L_4) \quad (5.29)$$

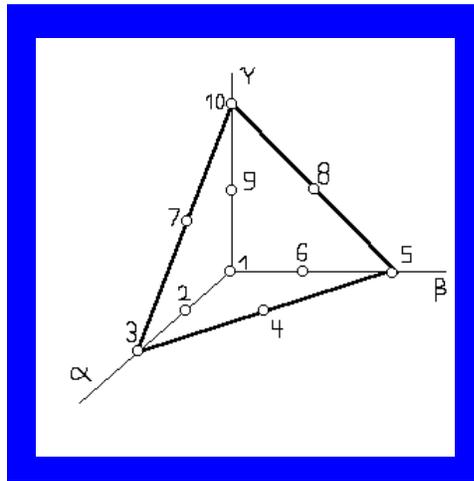
Como ejemplo Nodo 1

Posición (I,J,K,L): (2,0,0,0) Coordenadas de volumen : (1,0,0,0)

$$N_1 = l_2^1(L_1) = \frac{(L_1 - 0.5)L_1}{1 - 0.5} = (2L_1 - 1)L_1 \tag{5.30}$$

$$\begin{aligned} N_2 &= 4L_1L_2 & ; & & N_3 &= (2L_2 - 1) \\ N_4 &= 4L_2L_3 & ; & & N_5 &= (2L_3 - 1)(L - 3) \\ N_6 &= 4L_1L_3 & ; & & N_7 &= 4L_2L_4 \\ N_8 &= 4L_3L_2 & ; & & N_9 &= 4L_1L_4 \\ N_{10} &= (2L_4 - 1)L_4 \end{aligned} \tag{5.31}$$

La ec (5.31) describe las ecuaciones de forma para los demás nodos del elemento tetraédrico de 10 nodos.



Número local de los nodos	Coordenadas				Coordenadas naturales		
	I	J	K	L	α_i	β_i	γ_i
1	2	0	0	0	0	0	0
2	1	1	0	0	1	0	0
3	0	2	0	0	0	1	0
4	0	1	1	0	0	0	1
5	0	0	2	0	1/2	0	0
6	1	0	1	0	1/2	1/2	0
7	0	1	0	1	0	1/2	0
8	0	0	1	1	0	0	1/2
9	1	0	0	1	1/2	0	1/2
10	0	0	0	2	0	1/2	1/2

Figura 5.8 Elemento tetraédrico cuadrático de 10 nodos. Coordenadas generalizadas I,J,K,L y naturales $\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$

5.8 Modelado del prototipo mediante métodos numéricos

Nastran fue el programa utilizado como módulo de cálculo, por elementos finitos. Es un sistema modelador y postprocesador de elementos finitos que permite ejecutar análisis ingenieriles de una manera rápida y confidencial. Además, se puede desarrollar sofisticados análisis de fuerzas, temperatura y comportamiento dinámico. Proporciona eficaces y variadas herramientas, para la generación de la malla, asignación del material apropiado, aplicación de cargas, las condiciones de contornos y una vez obtenido el resultado, existe una amplia variedad de herramientas, aprovechables para la visualización y el reporte de los resultados.

El mallado se realizó usando elementos tetraédricos de diez nodos.

En el prototipo elegido se considera un tipo de sollicitación: Fuerza Axial (Lambert, K., 197). El material hueso se consideró como continuo, homogéneo, ortotopo y linealmente elástico y el acero inoxidable 316 L se consideró con sus propiedades mecánicas características. En el estudio del prototipo se realizó en dos casos.

- Caso a: se modeló la fractura Weber B y se bloqueó con dos tornillos en el extremo distal, para permitir la alineación del clavo, así como se colocaron tres tornillos en el extremo proximal con separación de agujero, el primero garantizará la estabilidad del clavo y el segundo permitirá mantener los fragmentos alineados y en compresión. Para este modelo el módulo de análisis utilizado fue Pro/Mechanica.



Figura 5.9 Simulación del caso a

- Caso b: se simula la fractura tipo Weber B, y se bloqueó con un tornillo en su extremo distal, así como con dos tornillos en el extremo proximal, para simular las mismas funciones con los tornillos en el caso a, a diferencia que en este modelo se perforaron dos agujeros pertenecientes en el hueso con la trayectoria de los agujeros del clavo, simulando así, un posible error del cirujano a la hora de colocar el bloqueo y poder estudiar como sería el comportamiento de la interfase hueso-clavo cuando éste, está sometido a la carga fisiológica.

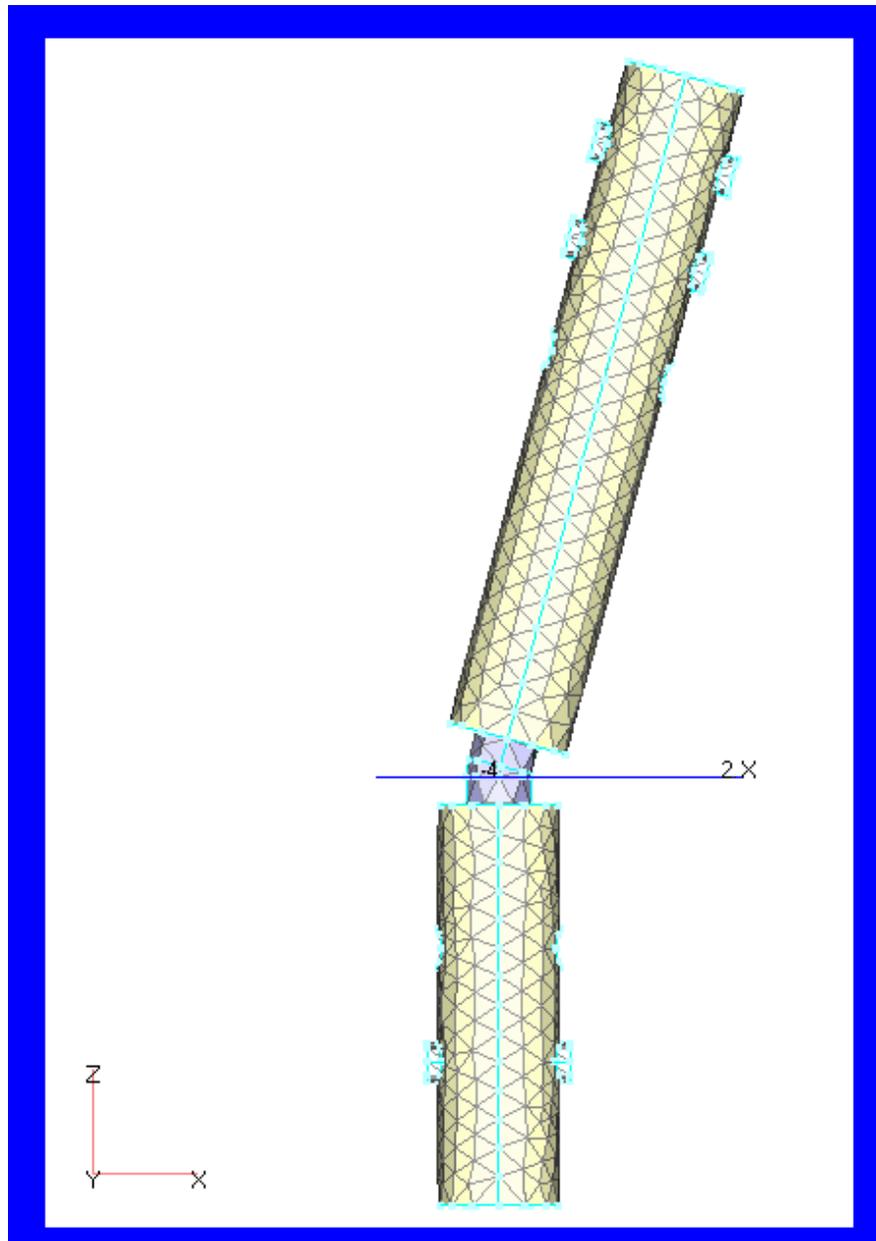


Figura 5.10 Simulación del caso b

TABLA 5.1 Propiedades elásticas, módulos de elasticidad y esfuerzos cedentes de diferentes clases de hueso y otros tipos de materiales (Videla, 1997)

Variable	Comentario	Magnitud	Unidades
Densidad	Hueso cortical	$17 \cdot 10^{-3} - 20 \cdot 10^{-3}$	N/m ³
Tracción(Cedencia)	Peroné(cortical)	94.9	MPa
	Tibia(cortical)	97-143	
	Acero	520	

5.8.1 Discretización por elementos finitos

La figura 5.10 muestra el prototipo de clavo intramedular, con un mallado de elementos finitos. El generador de malla del software utilizado creó más de 6848 elementos. Presentándose la mayor densidad de malla en los cambios bruscos de sección, debido a que son zonas que presentan concentradores de esfuerzos.

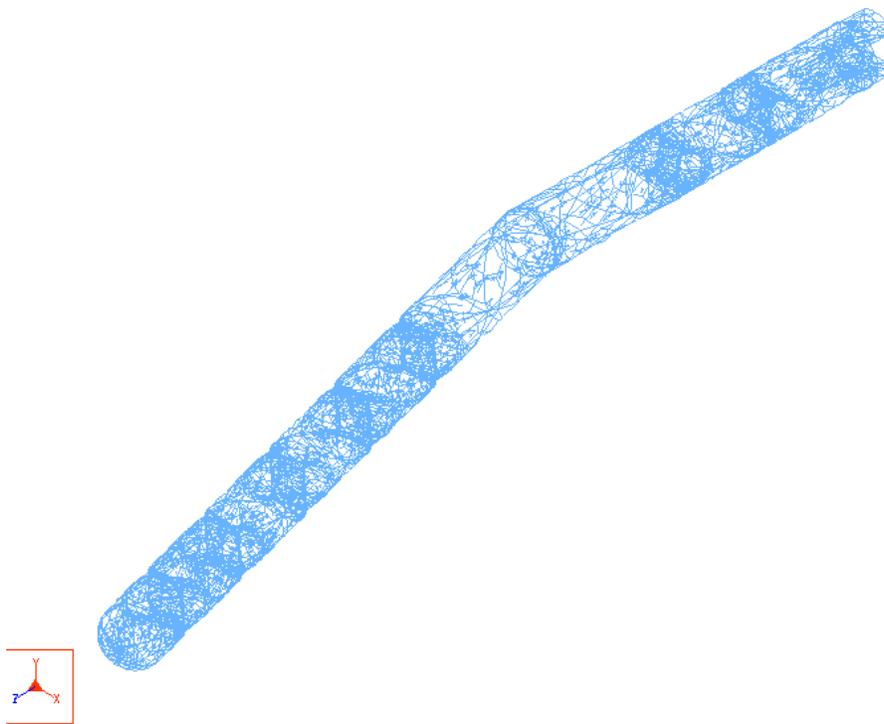


Figura 5.11 Discretización del clavo por elementos finitos.

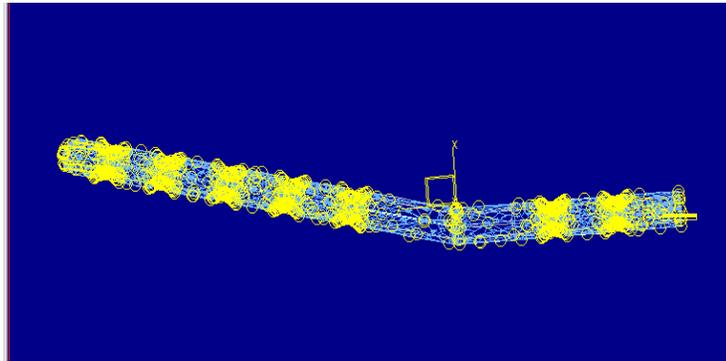


Figura 5.12 Zonas con concentradores de esfuerzos (en amarillo).

5.8.2 Estado de solicitaciones y condiciones de contorno

En la figura 5.13 se puede apreciar la zona de aplicación de la carga axial, al conjunto hueso- clavo, mostrando además el sistema de vinculación –empotramiento-, que en este caso especial, simula la interacción y restricción de los ligamentos y el astrágalo, con la parte distal del peroné.

La carga que se utilizó fue de 134 N, suponiendo un peso corporal promedio de 800 N, esta carga biológica fue extraída de un modelo bioestático de la distribución del peso soportado por la tibia y el peroné (Lambert, k., 1971), donde 1/6 de la carga estática de la pierna es soportado por el peroné.

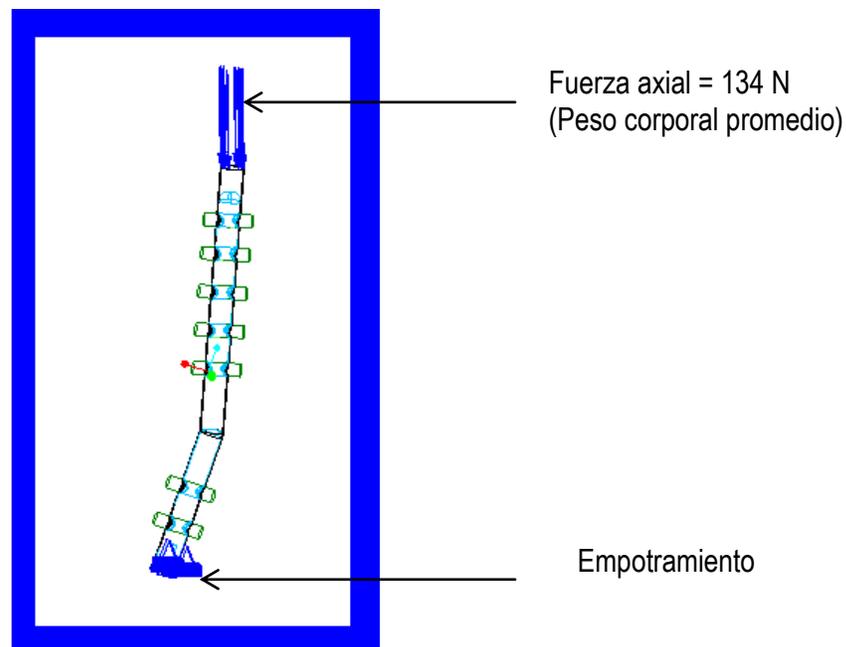


Figura 5.13 Modelo del prototipo- hueso peroné- tornillos de cortical, sometido a carga axial en Pro/Mechanica.

CAPÍTULO 6

ANÁLISIS DE RESULTADOS Y PRUEBA “IN VITRO”

En este capítulo se muestran los resultados y análisis del comportamiento del clavo intrafixB curvo, sujeto a tensiones calculadas por medio de elementos finitos tridimensionales y utilizando el programa Nastran.

En el caso a, el clavo intrafixB curvo, se presentan los resultados del comportamiento clavo- hueso y tornillo cortical, realizando el bloqueo sólo con cuatro tornillos de cortical, por la ubicación del foco de la fractura

En el análisis del casos b , se presentan los resultados obtenidos del comportamiento del las tensiones a las cuales va a estar sometido el implante, con una técnica quirúrgica inapropiada.

Los resultados obtenidos se comparan con los esfuerzos admisibles de los materiales usados en el prototipo.

6.1 Resultados y análisis del clavo intrafixB curvo, caso a:

Se presentan los resultados de carga axial (Figura 6.1), indicando los esfuerzos máximos principales y una escala de valores. De esta forma se puede apreciar donde ocurren los máximos esfuerzos cuando se somete el implante a estados de cargas biológicos.

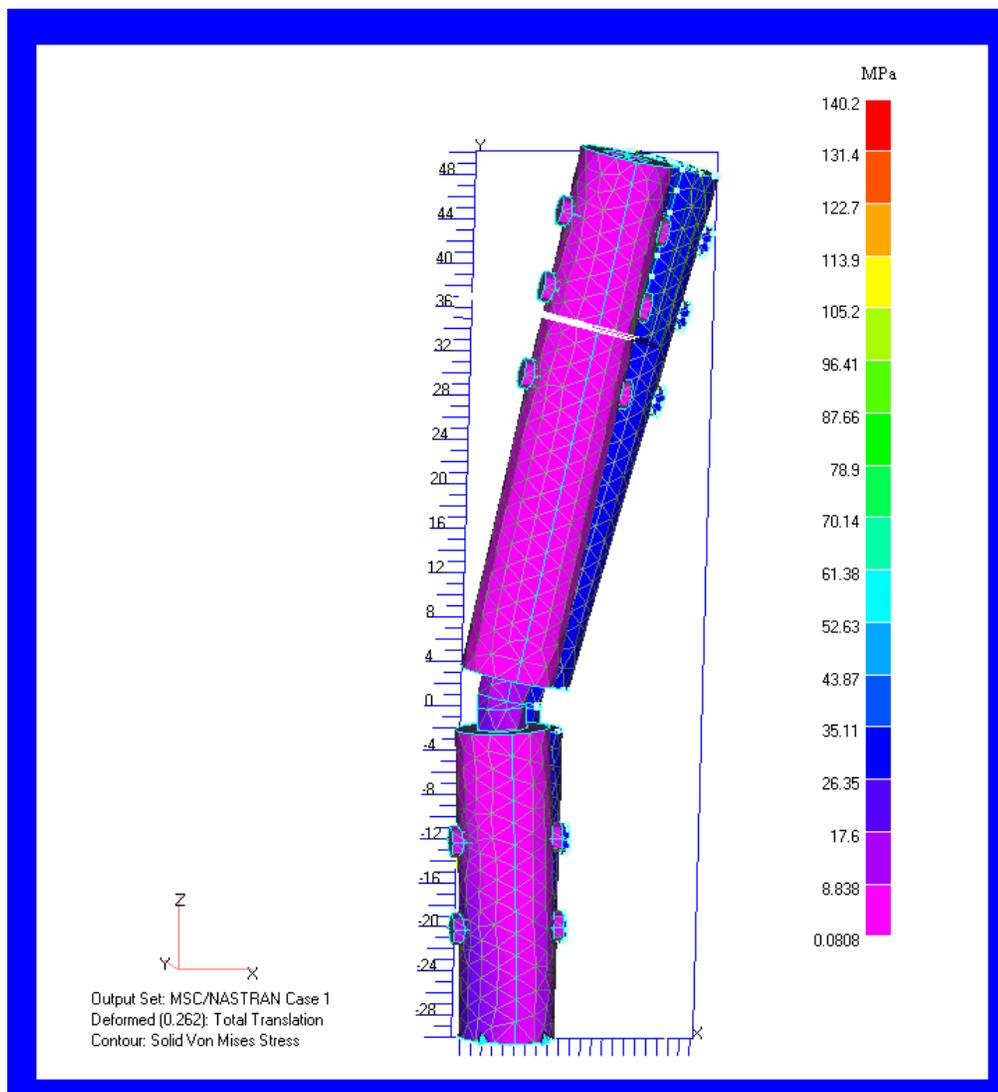


Figura 6.1 Clavo intrafij B curvo mostrando los esfuerzos máximos principales del caso a

En la figura 6.1 se observa el esfuerzo máximo que se producen en las juntas hueso, clavo-tornillo, donde las tensiones máximas medidas son del orden de los 61.38 MPa y ocurren hacia la zona de bloqueo con los tornillos.

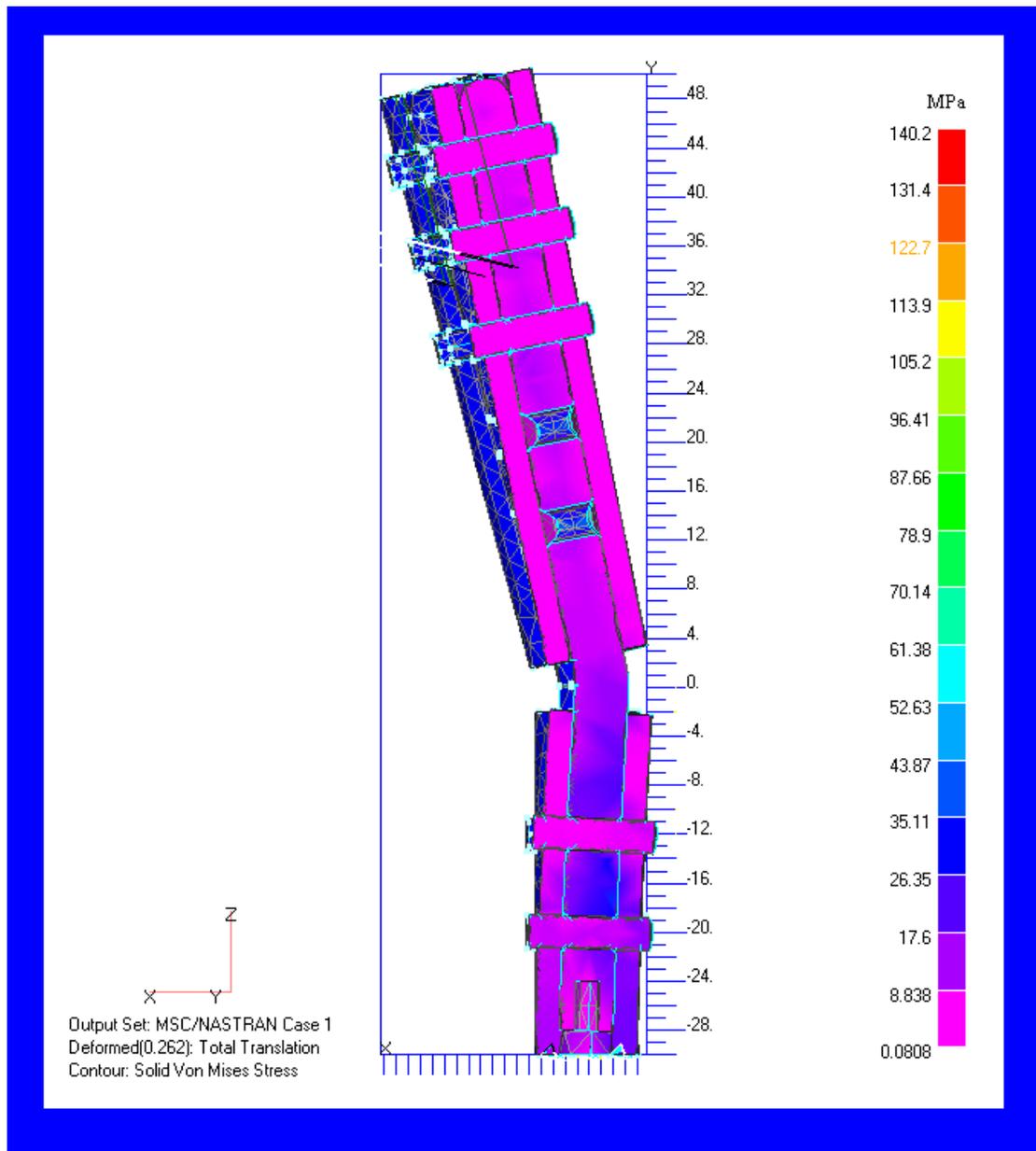


Figura 6.2 Corte en la interfase hueso- clavo

En la figura 6.2 se aprecia que en los agujeros del implante, que no fueron bloqueados el valor del esfuerzo principal máximo $\sigma_{\max} = 140.2$ MPa. es en esta zona por donde podría comenzar la falla, ya que se podría alcanzar el límite de fluencia del material, en este caso del acero quirúrgico ($F_y=200$ a 300 MPa). Pero el implante no está diseñado para soportar la carga directamente, el objetivo es aportar al sistema del peroné distal las condiciones idóneas y que el tejido sea activo después de la tercera semana, recuperando el hueso sus condiciones biomecánicas parcialmente hasta la sexta semana

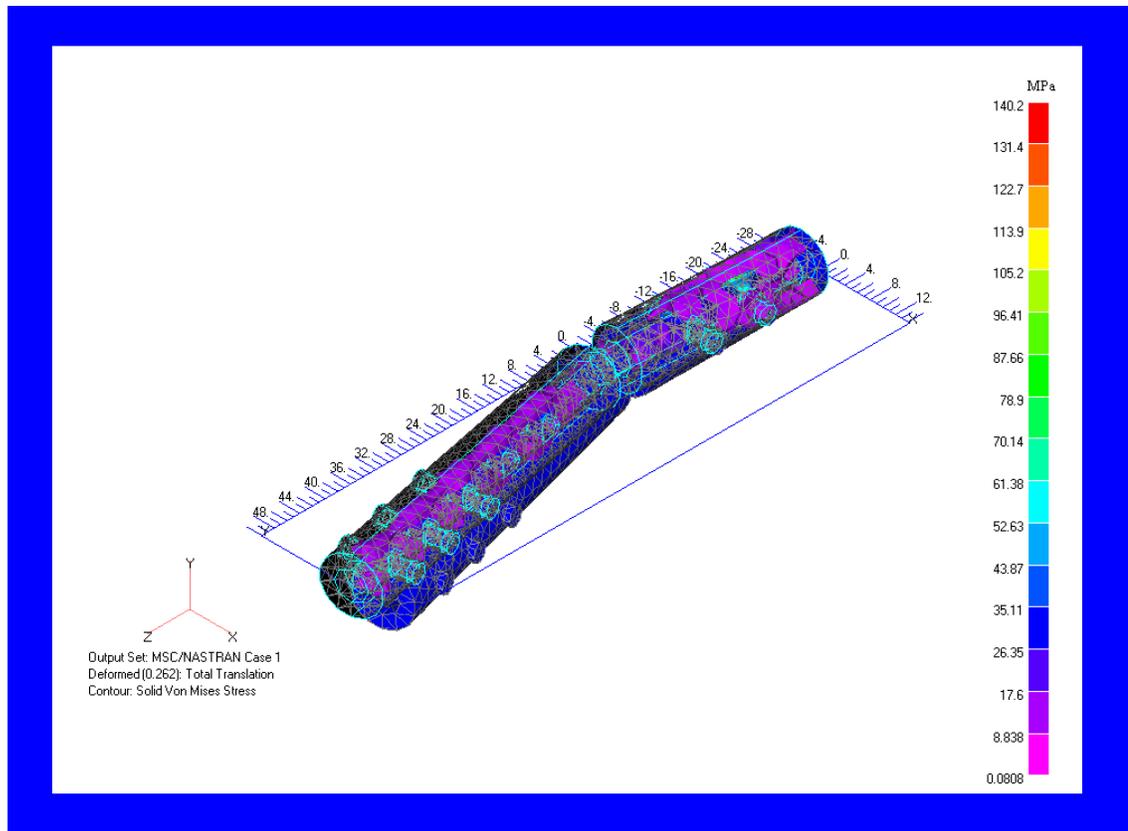


Figura 6.3 Vista detalla de concentración de esfuerzos obtenidos en la interfase hueso – tornillo de cortical

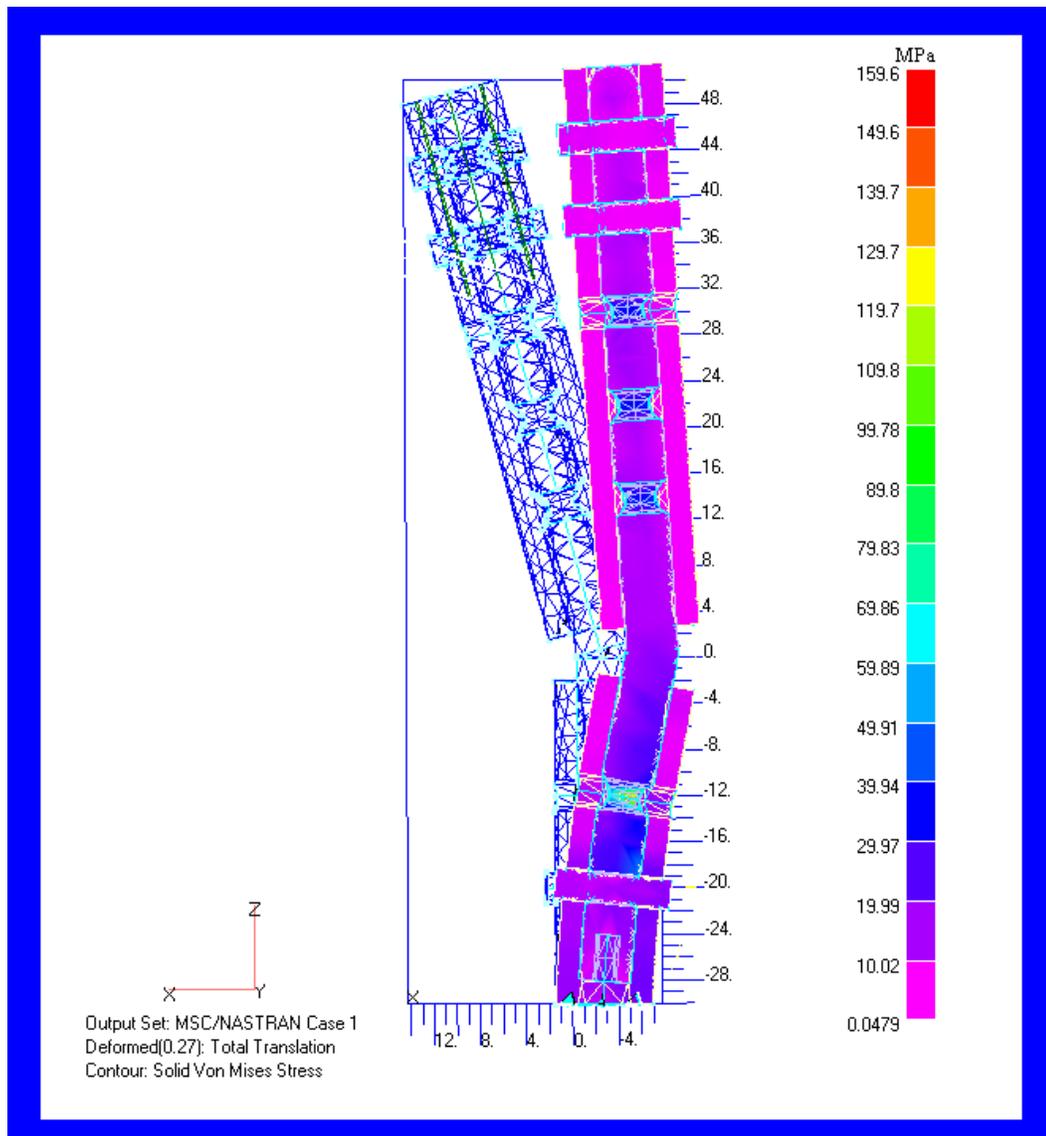


Figura 6.4 Corte del clavo intrafix curvo, mostrando los esfuerzos obtenidos de Von Mises, en el caso b

6.2 Resultados y análisis del clavo intrafixB curvo, caso b:

En la figura 6.4 se puede observar, como es la distribución de los esfuerzos en el conjunto hueso- clavo- tornillos de cortical, y que la mayor concentración ocurre en $\sigma_{\max} = 69,86$ MPa. Está zona es de especial interés, debido a que es una zona donde el implante puede fallar, debido a un mal manejo de la técnica quirúrgica. Este resultado era de esperarse, pues el hueso está rotó hacia los extremos de la cortical. Aunque este valor de tensión máxima está muy por debajo del esfuerzo de fluencia del material (acero quirúrgico 316L, ver anexo #1).

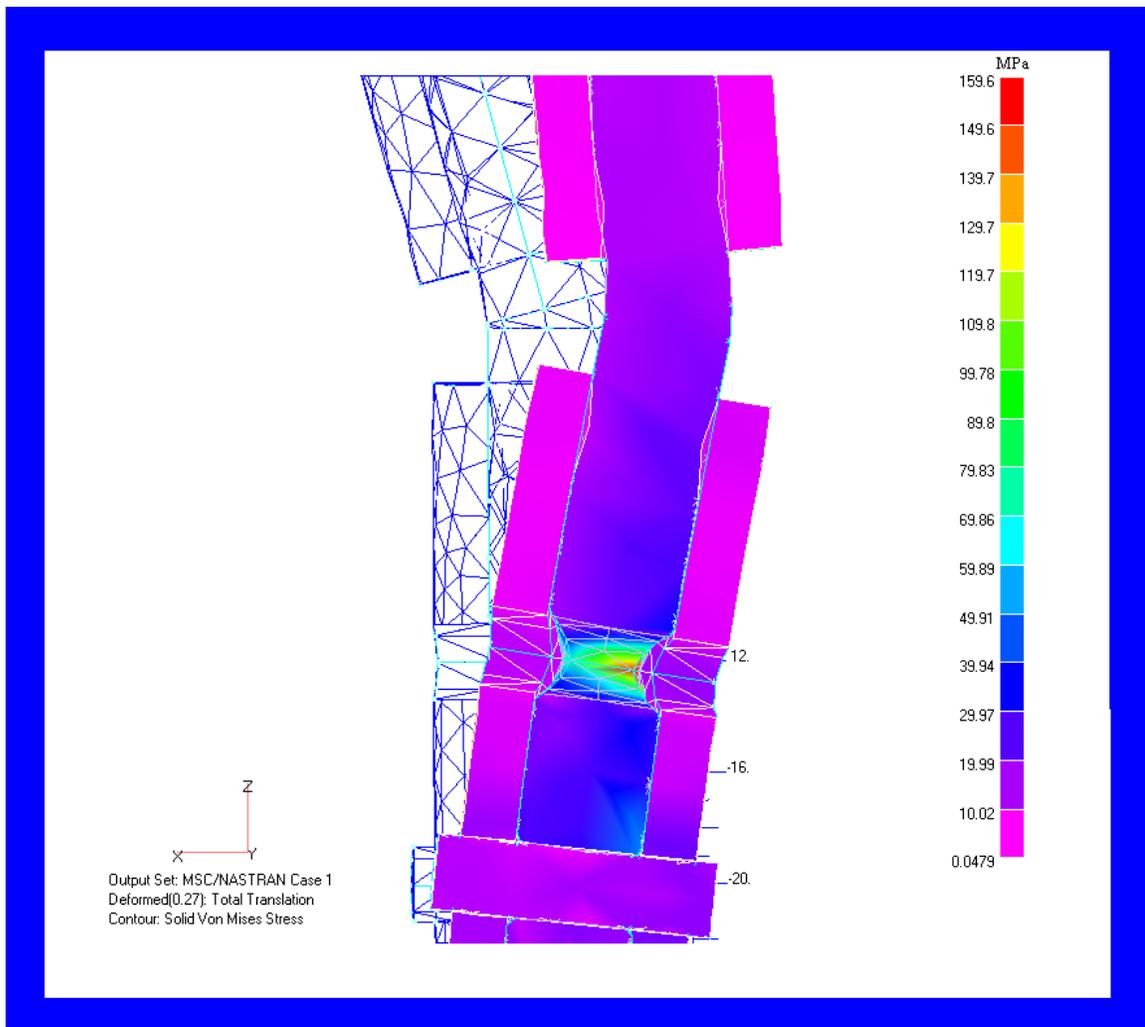


Figura 6.5 Vista detallada de la concentración de esfuerzos obtenidos que ocurre en el hueso en el caso b

En la figura 6.5 se puede apreciar, que los mayores esfuerzos se concentran en las zonas del clavo-hueso donde no ocurre bloqueo, y la deformación del hueso cuando está sometido a la carga fisiológica y este resultado se puede comparar con el comportamiento degenerativo que presentaría el hueso al tener una perforación adicional al foco de la fractura, se alcanzan valores máximos de 159,6 Mpa. y en el foco de la fractura es de 79,83 MPa.

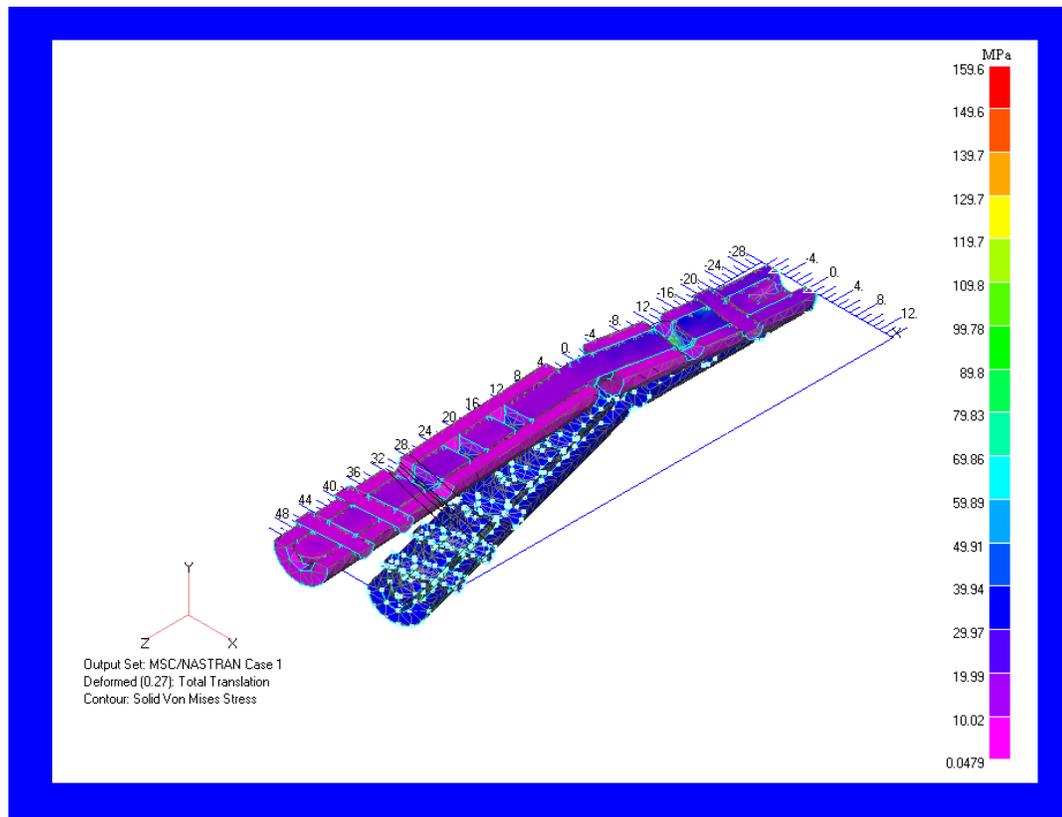


Figura 6.6 Corte del clavo intrafijador B curvo mostrando los esfuerzos principales

6.3 Prueba “In Vitro”

Con el interés de resolver un problema social y aportar nuevas alternativas a la práctica médica, se ha desarrollado un prototipo de clavo que se introduce en la punta del maléolo peroneal atravesando la fractura, permitiendo así la fijación interna más estable de estas fracturas de una manera más compatible a la anatomía biomecánica de esta zona. El clavo se bloquea proximalmente y distalmente con tornillos de 2.5 mm de diámetro, permitiendo soportar las cargas axiales y rotacionales de una manera más eficiente y además con la ventaja de poder instalarlo de una manera percutánea reduciendo así una serie de complicaciones intra y post quirúrgicas.

Para realizar una prueba “in vitro” del clavo diseñado, nos dirigimos al edificio de Anatomía Patológica, en el cual nos fue cedido un cadáver fresco para su realización, implementando la siguiente técnica quirúrgica:

- Localización e identificación de la punta del maléolo externo.
- Incisión de aproximadamente de 1 cm sobre la punta del maléolo.
- Colocación de la guía de 6 mm con mango y orientada en el eje axial del peroné.
- Apertura del canal con una mecha de 4.5 mm en el eje axial del peroné.



Figura 6.7 Taladrado del canal medular

- Se montó el clavo intramedular en la guía respectiva apretándolo con el tornillo de 2.5 mm, que está en la parte inferior de la guía.



Figura 6.8 Montaje del clavo en la guía

- Se montó el clavo con su respectiva guía, con ligeros golpes de percusión en la base de la guía.
- Se a rotado el clavo guía de manera que se orientara en la posición adecuada (el clavo debe estar en su conjunto en unos 25 grados con respecto al eje frontal de la articulación del tobillo).



Figura 6.9 Colocación del clavo

- Se realizaron dos incisiones sobre la piel en la cual se colocaran los tornillos de bloqueo.
- Se colocó la guía de 2,5 mm en el agujero proximal y distal para la posterior elaboración de los agujeros con una mecha de 2,5 mm.
- Medición de ambas longitudes de los agujeros para saber la medida de tornillo a utilizar.
- Se colocaron ambas guías de 2,5 mm para la subsecuente elaboración de la rosca del canal con una terraja de 2,5 mm.
- Se insertaron ambos tornillos de 2,5 mm, de la longitud adecuada a través de la guía de 2.8 mm de diámetro.
- Por último, se retiró la guía del prototipo de clavo.



Figura 6.10 Inserción del tornillo de cortical

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Los resultados obtenidos, en los análisis por el método de elementos finitos para los dos casos de aplicación, demuestran que el clavo intrafix B curvo resiste en forma satisfactoria las sollicitaciones producidas por el peso corporal. Los resultados obtenidos evidencian que las tensiones se mantienen dentro del rango elástico, por lo que el clavo se deformara plásticamente.
- Desde el punto de vista ergonómico, el clavo cumple con los requisitos de uso; La prueba en cadáver evidenció que su manipulación es sencilla, cómoda y su colocación es bastante rápida. El diseño anatómico se adapta al canal medular sin dañar el mismo, permitiendo un adecuado remodelado óseo. La punta roma asegura la fácil inserción en el hueso del peroné distal del clavo intrafix, minimizando el traumatismo óseo, siendo una ventaja frente a los otros implantes que necesitan de la aplicación de fuerza mecánica.
- El software utilizado para el diseño, Pro/Eng fue una poderosa herramienta y cubrió con las expectativas en cuanto a su capacidad para realizar ensambles, diseños paramétricos y su flexibilidad para realizar modificaciones a los diseños durante la investigación.
- El software utilizado para el proceso, análisis y postproceso permitió simular satisfactoriamente las condiciones fisiológicas de carga.
- Se recomienda realizar los ensayos mecánicos, para validar los resultados numéricos.
- El médico especialista debe vigilar la evolución del paciente. A pesar de que esta técnica sea sencilla y de fácil instrumentación, el traumatólogo debe revisar si la restauración anatómica de la articulación se logró con éxito.
- Una vez realizada la osteosíntesis, el paciente debe esperar por lo menos dos semanas para la regeneración y consolidación del hueso, antes de someter a carga de marcha normal a la articulación

BIBLIOGRAFÍA

Bendayan J., González C. y Maldonado, Z., *Bioingeniería Aplicada, "Técnica Ingenieril para la práctica médica"*, Sociedad Venezolana de Métodos Numéricos en Ingeniería, 1996. 61-67 pp.

Browner, Jupiter, Levine and Trafton, *Skeletal trauma, (fractures – dislocations – Ligamentos injurier)*, Principles of external fixation, Editorial W.B. Saunders Company, Volumen 1. 1992. 1223 pp.

Browner, Jupiter, Levine and Trafton, *Skeletal trauma, (fractures – dislocations – Ligamentos injurier)*, Principles of external fixation, Editorial W.B. Saunders Company, Volumen 2. 1992. 1223-2468 pp.

Canales S. Terry, *Campbell, Cirugía Ortopédica*, Harcour Brace de España, S.A. Madrid, España. 1998. 453 pp.

De Sousa L.J., Gustillo R.B., *Results of operative treatment of displaced external rotation-abduction fractures of the ankle*. J. Bone and Joint Surg. N° 67-A: 1985. 1066-1074 pp.

Diccionario Enciclopédico University de Términos Médicos. Editorial Interamericana S.A. México. 1981. 1501 pp.

Dixon R. John, *Diseño en Ingeniería, análisis y toma de decisiones*, Editorial Limusa-wiley, Mexico, 1970. 354 pp.

ECT™. Internal Fracture Fixation System, *Small Fragment Set*. 20 MI. 1994. 4-5 pp.

ECT™. Internal Fracture Fixation System, *Cortical Screw*. Section C. 1994. 18 pp.

Fuentes Santoyo Rogelio, Salvador de Lara Galindo, *Corpus, "Anatomía Humana General"*. Volumen I. Editoril Trillas, S.A. Mexico. 1997. 1684 pp.

Kapandji I.A., *Cuadernos de fisiología articular. Miembro inferior*. Edit. Toray-Masson, París. 1980. 578 pp.

Krick Edward V., *Introducción a la Ingeniería y al Diseño en la Ingeniería*, 2ª ed. Limusa, Grupo Noriega Editores. México D.F. 1992.. 240 pp.

Lambert K., *The weigth bearing function of the fibula*, J. Bone and Joint Surg. N° 53-A. 1971. 507-513 pp.

Leeds, H.C., Ehrlich, M.G., *Inestability of the sistal tibiofibular syndesmosis after bimalleolar and rimalleolar ankle fractures*. J. Bone and Joint Surg. N° 66-A. 1984. 490-503 pp.

- Manual Práctico, *El Mecanizado Moderno*, Editorial Sandvik, Suecia. 1994. 525 pp.
- Markilf F., , *Torsional strength of the ankle in vitro. The supination external rotation injury*. Clin-Orthop. N° 246:P. 1989. 266-272 pp.
- Martínez Gabriela, “ *Diseño, evaluación y construcción de mecanismos de transportación osea en huesos largos* ”, 2000. Tesis MSc.: Caracas. U.C.V. Facultad de Ingeniería. Cap. 4. 31 pp.
- Milani Rodolfo, *Diseño para nuestra realidad*, Caracas Venezuela, Editorial Equinoccio,1978. 122 pp.
- Minn, R.T, *Gran Atlas de Anatomía Humana*, Editorial Ocean/Centrum, España. Barcelona. 1998. 1253 pp.
- Mitchell, W.G., Shaftan G.W., *Mandatory open reduction. Its role in displaced ankle fractures*. J. Trauma, N° 19. 1979. 602-615 pp.
- Muller M., Allgower M., *Manual of internal fixation*. Ed. 2. New York. 1991. 295. pp.
- Oñate E., *Cálculo de estructuras para el método de elementos finitos*, Cimne, Barcelona. 1992. 682 pp.
- Orts Llosca, Francisco. “*Anatomía Humana*”, 5^{ta}. Editorial Científico Médica, Barcelona. Tomo 1. 1979. 396 pp.
- Phillips, W.A., Schwartz A., *A prospective randomized study of the ankle*. J. Bone and Joint Surgery. N° 67-A. 1985. 67-78 pp.
- Pro/Engineer User Manual, Versión 18, Parametrics Technology Corporation, 1998. 437 pp.
- Pro/Mechanica User Manual, Versión 18, Parametrics Technology Corporation, 1998. 433 pp.
- Romero A., *Semiología y clínica ortopédica*. Edit. Disinlimed C.A., Caracas. 1982. 483 pp.
- Rouvière H., Delmas A., *Anatomía Humana, Descriptiva, topográfica y funcional*, 9 ed. Tomo III. Masson, S.A. Barcelona, España. 1991. 2659-3482 pp.
- Schatzker J., Tile M., *Tratamiento Quirúrgico de las Fracturas*. Edit. Medica Panamericana, Buenos Aires. 1989. 625 pp.
- Shigley, J.E., *Diseño en Ingeniería Mecánica*, 5^{ta} edición, Editorial Mc Graw Hill Book Company, Mexico. 1985. 883 pp.

Steinemann, S.G., *Corrosion of Surgical Implant –in vivo and in vitro Test-*. Instrumentos e implantes originales de la asociación para el estudio de la osteosíntesis. N° 0123. 1999. 8-9 pp.

Stevens Alan, James Stelven Lowe, *Texto y Atlas de Histología*, Ediciones Doyma, S. A. y Times Mirror de España, S.A. Madrid, España. 1992. 765. pp.

Tablante, Otman, *El proceso de Investigación y Desarrollo en el Diseño de Equipos, Productos y Máquinas*. 1988. Trabajo de Ascenso. Facultad de Ingeniería, UCV. 115pp.

Tobio R., *Tratamiento quirúrgico de las fracturas*. Edit. Médica Panamericana, Buenos Aires. 1987. 485 pp.

Van Der W., *The dorsal aproach for internal fixations of fractures of lateral malleolos*. Netch J. Surg. N° 38(3) 1986. 85-86 pp.

Videla Liber, “*Análisis, diseño y construcción de fijadores externos por el método de los elementos finitos*”, 1997. Tesis MSc.: Caracas. U.C.V. Facultad de Ingeniería. Cap. 5. 92 pp.

Yablón., *The key role of the lateral malleolus in displaced fractures of the ankle*. J. Bone and Joint Surg. N° 59-A. 1977. 169-173. pp.

ANEXO 1

TABLA nº 1: Propiedades mecánicas de algunos aceros austeníticos

Constante elástica para el hueso cortical humano				
Grupo	Reilly y Burtein (1975)	Yoon y Katz (1976)	Knets el al. (1977)	Ashman et al. (1984)
Hueso	Fémur	Fémur	Tibia	Fémur
Simetría	Isótropo	Isótropo	Ortótropo	Ortótropo
E_1 (Gpa)	11.50	18.80	6.91	12.00
E_2 (Gpa)	11.50	18.80	8.51	13.40
E_3 (Gpa)	17.00	27.40	18.40	20.00
G_{12} (Gpa)	3.60	7.17	2.41	4.53
G_{13} (Gpa)	3.30	8.71	3.56	5.61
G_{23} (Gpa)	3.30	8.71	4.19	6.23
μ_{12}	0.58	0.31	0.49	0.38
μ_{13}	0.31	0.19	0.12	0.22
μ_{23}	0.58	0.31	0.62	0.42
μ_{31}	0.46	0.28	0.32	0.37
μ_{32}	0.46	0.28	0.31	0.35

TABLA nº 2: Propiedades del hueso cortical humano, la dirección tres coincide con el eje longitudinal del hueso y las uno y dos son la radial y la circunferencial respectivamente (Martínez, 2000)

Designación		Composición Química (%) valores máximos									
AISI	ASTM	C	Mn	Si	P	S	Cr	Ni	Mo	N	Otros
316	A240	0.08	2.00	0.75	0.05	0.03	16,0-18,0	10,0-14,0	2,0-3,0	0,10 max	---
316H	A240	0,04-0,10	2.00	0.75	0.05	0.03	16,0-18,0	10,0-14,0	2,0-3,0	---	---
316L	A240	0.03	2.00	0.75	0.05	0.03	16,0-18,0	10,0-14,0	2,0-3,0	0,10 max	---
316Ti	A240	0.08	2.00	0.75	0.05	0.03	16,0-18,0	10,0-14,0	2,0-3,0	---	Ti. 5*(C+N)
16Cb	A240	0.08	2.00	0.75	0.05	0.03	16,0-18,0	10,0-14,0	2,0-3,0	0,10 max	(Nb +Ta) *10%C
316N	A240	0.08	2.00	0.75	0.05	0.03	16,0-18,0	10,0-14,0	2,0-3,0	0,10-0,16	---
16LN	A240	0.03	2.00	0.75	0.05	0.03	16,0-18,0	10,0-14,0	2,0-3,0	0,10-0,16	---

Fuente: ASM Handbook (1995): Vol.6, p. 458

ANEXO 2

TABLA n°:4 Requerimientos mecánicos para implantes

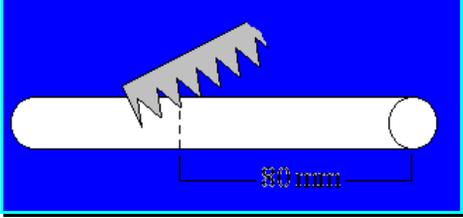
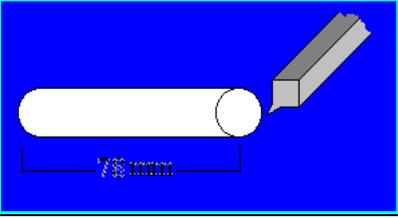
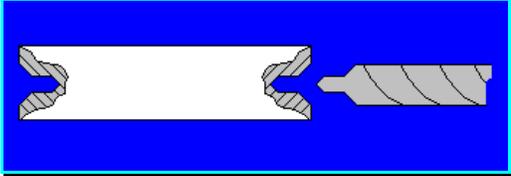
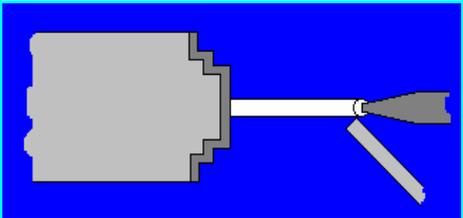
Condición	Grado	Diámetro del espesor, plg.(mm)	Resistencia última a la tracción, psi (Mpa)	Resistencia a la tensión (0.2% alternado), psi (Mpa)	Elongación en 2plg (50.8 min), min %
Revenido	1	Todos	75000(515)	30000(205)	40
	2	Todos	70000(480)	25000(170)	40
Acabado en frío	1	Sobre 1/2 (12.7)	90000(620)	45000(310)	35
	2	Sobre 1/2(12.7)	88000(605)	43000(295)	35
	1	±1/2(12.7)	75000(515)	30000(205)	35
	2	±1/2(12.7)	73000(505)	28000(195)	35
Trabajo en frío	1	Sobre 3/4(19.1)	125000(860)	100000(690)	12
	2	Sobre 3/4(19.1)	125000(806)	100000(690)	12
Altas Tensiones	1	±3/4 a 1(19.1 a 25.4)	115000(790)	80000(550)	15
	2	±3/4 a 1(19.1 a 25.4)	115000(790)	80000(550)	15
	1	±1 a 1 1/4(25.4 a 31.8)	105000(725)	65000(450)	20
	2	±1 a 1 1/4(25.4 a 31.8)	105000(725)	65000(450)	20
	1	±1 a 1 1/4(25.4 a 31.8)	100000(690)	50000(345)	28
	2	±1 a 1 1/4(25.4 a 31.8)	100000(690)	50000(345)	28
	1	±1 a 1 1/4(25.4 a 31.8)	95000(655)	45000(310)	28
	2	±1 a 1 1/4(25.4 a 31.8)	95000(655)	45000(310)	28

TABLA n°5: Requerimientos químicos, Análisis térmico

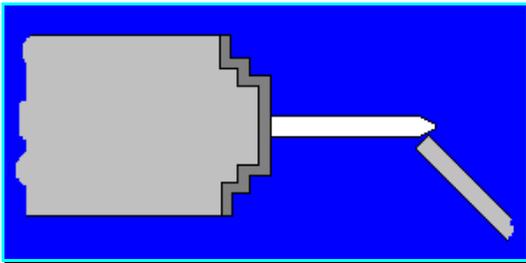
Elementos	Composición, %	
	Grado 1	Grado 2
Carbón	0.08 max	0.030 max
Manganeso	2.00 max	2.00 max
Fósforo	0.025 max	0.025 max
Sulfuro	0.010 max	0.010 max
Silicona	0.75 max	0.75 max
Cromo	17,00-20,00	17.00-20.00
Níquel	12,00-14,00	12.00-14.00
Molibdeno	2,00-4,00	2.00-4.00

ANEXO 3

Esquema del proceso productivo del prototipo de clavo intramedular: -Materia Prima: Acero inoxidable 316L. Longitud de la barra 3000 mm y diámetro de $\frac{1}{4}$ "(6.35 mm)-

Pasos	Descripción	Máquina
<p>1.-</p> 	<p>Se cortó un tocho de 80 mm de longitud, de la barra de 316L de 3 mts. de longitud.</p>	<p>Sierra de vaivén</p>
<p>2.-</p> 	<p>Se refrentaron ambas caras, hasta obtener la longitud deseada.</p>	<p>Torno</p>
<p>3.-</p> 	<p>Se procedió a realizar agujero de centro punto en ambas caras.</p>	<p>Torno</p>
<p>4.-</p> 	<p>Se cilindró entre punto y plato hasta obtener un diámetro de 4.5 mm, se volteó la pieza y se repite el cilindrado.</p>	<p>Torno</p>

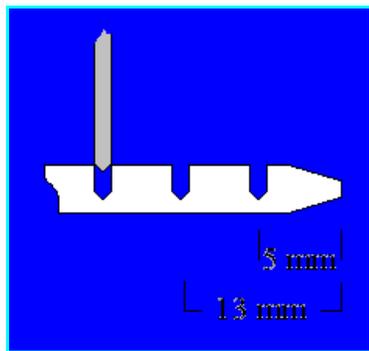
5.-



Se realizó un cono de 15 grados y 5 mm de longitud, en una de los extremos de la barra.

Torno

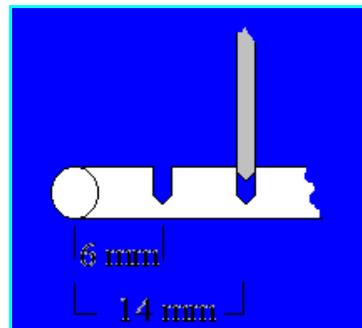
6.-



Se desmontó la pieza del torno y se procedió a ajustarla en la fresa para realizar cinco agujeros, de 2.7 mm de diámetro, el primero con la longitud indicada y los sucesivos de 7 mm de longitud, entre centros.

Fresadora

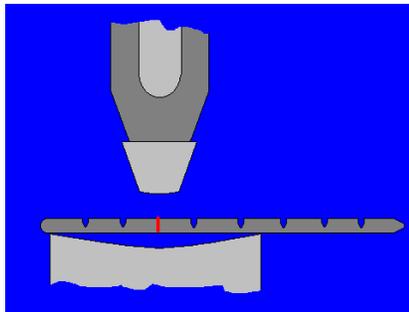
7.-



Se procedió a realizar dos perforaciones, de 2.7 mm de diámetro, desde el otro extremo, con las distancias de referencias indicadas en la figura.

Fresadora

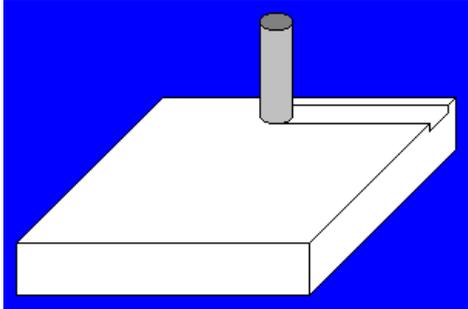
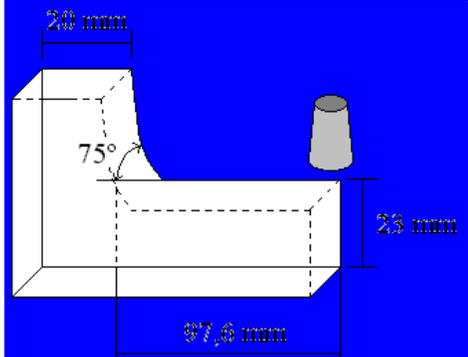
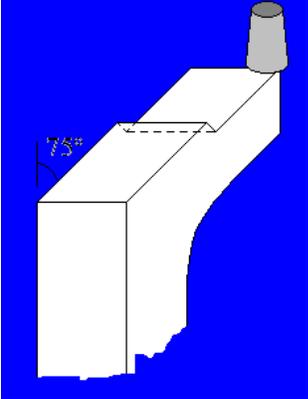
8.-



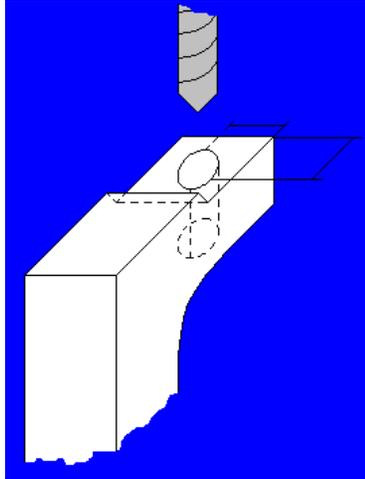
Luego se marcó la longitud del doblado, se accionó la dobladora y se obtuvieron los 15 grados en el prototipo.

Dobladora
A.O.

Esquema del proceso productivo de la guía del prototipo de clavo intramedular: -
Materia Prima: Tocho de aluminio 7075-T6: 9/16'' * 1 1/4'' . Longitud de la barra 1000 mm.-

Pasos	Descripción	Máquina
<p>1.-</p> 	<p>Se fresaron las caras hasta obtener un paralelepípedo de 13 mm * 120 mm * 60 mm</p>	<p>Fresadora</p>
<p>2.-</p> 	<p>Luego se rotó la pieza, para obtener la geometría observada en la figura</p>	<p>Fresadora</p>
<p>3.-</p> 	<p>A continuación se rotó nuevamente la pieza, para devastar una superficie de 4 mm</p>	<p>Fresadora</p>

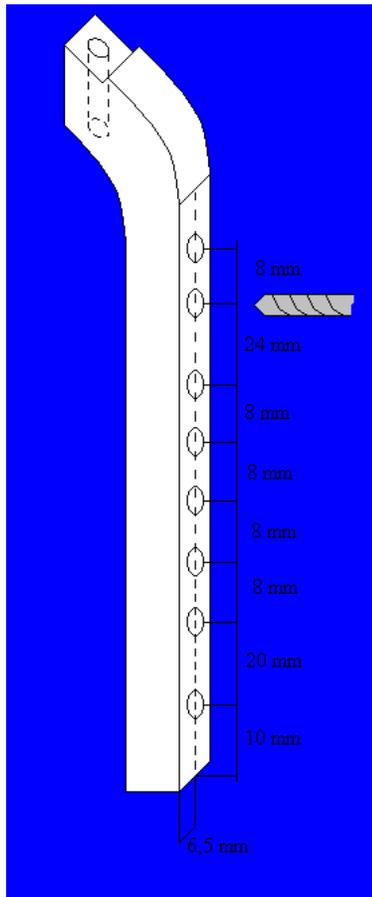
4.-



En la misma posición, se procedió a perforar y roscar un agujero de 6 mm

Fresadora

5.-



Posteriormente, se rotó la pieza para perforar siete agujeros en esa cara.

Fresadora