



INSTITUTO TECNOLÓGICO
DE TUXTLA GUTIÉRREZ



INSTITUTO TECNOLÓGICO DE TUXTLA GUTIÉRREZ CHIAPAS

DISEÑO DE UN FIJADOR ESQUELÉTICO EXTERIOR PARA UN FÉMUR.

**REALIZADA EN
INSTITUTO TECNOLÓGICO DE TUXTLA GUTIÉRREZ.**

**PRESENTADA POR
CÉSAR LEONEL RAMÍREZ VÁZQUEZ.**

**ASESOR INTERNO
M.C. IGNACIO ARRIOJA CÁRDENAS**

Tuxtla Gutiérrez, Chiapas, México.

Junio 2013.

SUBSECRETARÍA DE EDUCACIÓN SUPERIOR
DIRECCIÓN GENERAL DE EDUCACIÓN SUPERIOR TECNOLÓGICA
INSTITUTO TECNOLÓGICO DE TUXTLA GUTIÉRREZ

Contenido

Simbología.....	3
Introducción.....	5
Capítulo I. Generalidades.....	6
1.1. Planteamiento del problema.	6
1.2. Justificación.....	7
1.3. Objetivo.....	8
1.4. Alcances y limitaciones.....	9
1.5 Hipótesis.....	10
1.6 Generalidades de los huesos.	11
1.7 Estado del arte de la fijación externa.	27
Capítulo II. Marco teórico.	45
2.1. Equilibrio de un cuerpo deformable.....	45
2.2. Bases para el diseño de vigas.....	46
2.3 Columna ideal.	49
2.4. Diseño de columnas cargadas axialmente.....	51
2.5. Tornillos, sujetadores y diseño de uniones	53
2.5.1. Normas y definiciones de roscas.....	53
2.6. Sujetadores roscados.....	56
2.7. Rigidez del elemento.....	57
Capítulo III. Análisis dimensional.	58
3.1. Modelado fémur.....	58
3.2. Calculo de la obtención del diámetro (primer análisis).....	60
3.3. Calculo de la obtención del diámetro (segundo análisis).....	71
3.4. Calculo de sección roscada.....	77
Capítulo IV. Resultados.....	81
Conclusiones y trabajos futuros.....	87
Glosario.....	88
Referencias bibliográficas.....	90
Anexos.....	93

Simbología.

Simbología.	
A	Área normal de la sección analizada.
C	Distancia perpendicular del eje neutro al punto más alejado de este.
d	Diámetro de la sección circular.
d_c	Diámetro de la cresta.
d_p	Diámetro de paso
d_r	Diámetro de raíz
E	Módulo de elasticidad o de Young
F	Fuerza axial aplicada al área normal.
L_T	Longitud total del tornillo.
L_r	Longitud roscada del tornillo.
L_s	Longitud solida del tornillo.
L	Longitud total de la columna
K	Factor de longitud efectiva varia de acuerdo a los extremos de cada columna

Simbología.	
M	Momento resultante del equilibrio estático
M_{Max}	Momento interno máximo
P_{cr}	Carga axial crítica sobre la columna antes que inicie a pandearse
p	Paso diametral
r	Radio de giro definido por $r = \sqrt{A/I}$
F_x	Fuerza de equilibrio en el eje horizontal
F_y	Fuerza de equilibrio en el eje vertical.
σ_{Max}	Esfuerzo flexionante máximo
σ_{perm}	Esfuerzo permisible
σ_y	Esfuerzo de fluencia del material
I	Momento de inercia de la sección calculado con respecto al eje neutro.
$\left(\frac{K L}{r}\right)_c$	Razón de esbeltez para materiales elásticos
$\frac{K L}{r}$	Relación de esbeltez limite.

Introducción.

El tratamiento de fracturas en los huesos del cuerpo humano ha representado una de las prácticas más comunes de la ortopedia y traumatología, para ello se aplican diversas técnicas para el tratamiento de las fracturas, tal es el caso de la aplicación de yeso y el uso de férula o entablillamiento al área afectada, pero en ocasiones existen riesgos de tipo vascular, fracturas abiertas, fracturas conminutas y cirugías reconstructivas; otra técnica es la fijación externa, se utiliza para estabilizar segmentos óseos; surgió como consecuencia de las limitaciones presentadas por el tratamiento ortopédico clásico, desde entonces diferentes tipos de fijadores externos han sido creados y su uso se aplica a diferentes **patologías**.

La fijación externa consiste en un método terapéutico empleado para tratar una amplia diversidad de patologías ortopédicas y traumatológicas, actualmente el uso de la fijación externa está ganando terreno ante los métodos ortopédicos clásicos; por lo que desde que se inició a usar los fijadores externos, surgió la ingeniería biomédica, dentro de la cual existen diferentes ramas, destacando la biomecánica, esta es un área de conocimiento que se apoya en diversas ciencias biomédicas, haciendo uso de conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas; tiene por objetivo, estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido.

Por lo que el presente trabajo está dedicado al diseño de un fijador externo, el cual debe cumplir con las funciones de cualquier otro mecanismo de fijación externa y con los aspectos biomecánicos, los cuales son compresión, distracción, estabilización y movilidad.

Capitulo I. Generalidades.

1.1. Planteamiento del problema.

- Diseñar un fijador externo, el cual cumpla con los requerimientos necesarios en el área médica e ingenieril.
- Debe ser liviano, por ello, los materiales a usar deben presentar esta característica y además deben tener excelentes propiedades mecánicas y deben ser biocompatibles, ya que de lo contrario traerán consecuencias para el paciente.

1.2. Justificación.

La finalidad de los fijadores externos es la estabilización del hueso mediante un marco rígido, el cual se cumple con la colocación de clavos que garantizan la estabilización. Para ser seguro y efectivo un fijador debe tener una incidencia baja de complicaciones, no ser obstructivo, ser lo suficientemente resistente para mantener la alineación bajo situaciones de carga, permitir la carga total del miembro y ser adaptable a una amplia variedad de lesiones y condiciones del paciente.

Por ello, gracias a la ingeniería biomédica, en especial la biomecánica, se ha logrado grandes avances tecnológicos en diversos campos de estudio, los cuales son de gran ayuda para la humanidad, y además a las aportaciones realizadas a la fijación externa. Por ejemplo, actualmente los procedimientos de **osteosíntesis** y el material que se utiliza para solucionar los diferentes tipos de fracturas han mejorado notablemente.

1.3. Objetivo.

1.3.1 Objetivo general.

- Diseñar un fijador externo para un fémur humano, el cual tenga la menor cantidad de material posible sin dejar de cumplir con los requerimientos biomecánicos.

1.3.2 Objetivo específico.

- Analizar e investigar los tipos de fijadores existentes para los tratamientos de fracturas.
- Diseñar un fijador externo, el cual cumpla con los principios básicos de la fijación externa: adaptación del montaje a la anatomía vital del miembro, fácil acceso a la lesión, cumpla con las exigencias mecánicas del paciente y de la lesión, y por ultimo bienestar para el paciente.
- Elaboración de cálculos para dimensionar el fijador externo.
- Investigación de las propiedades y elección del material que sea más biocompatible y cumpla las exigencias mecánicas requeridas.

1.4. Alcances y limitaciones.

Alcances.

- Se realizara el diseño de un fijador externo con la menor cantidad de material posible, así como la elaboración de los planos necesarios del mismo.
- Se seleccionara el material adecuado, el cual cumpla con los requerimientos mecánicos y biomédicos.

Limitaciones.

- Como el objetivo principal de la residencia profesional es el diseño del sujetador externo, la construcción del mismo no se llevara a cabo.

1.5 Hipótesis.

Una vez analizado los fijadores externos existentes en el mercado, se diseñara un nuevo fijador externo el cual será más liviano, y que cuente con la menor cantidad de material posible para que no sea pesado, y que así mismo no deje de cumplir con los principios de la fijación externa.

1.6 Generalidades de los huesos.

Hueso.

La fijación tanto interna como externa tiene que ver con las fracturas de los huesos, se debe tener el conocimiento previo de ellos, ¿qué son y de qué están formados?, clasificación, tipos de fracturas presentes, entre otros. El hueso es un órgano firme, duro y resistente que forma parte del endoesqueleto de los vertebrados; por lo que es el principal tejido de soporte del cuerpo. El sistema esquelético está compuesto de dos partes principales: (1) el esqueleto axial formado por el cráneo, la columna vertebral, el esternón y las costillas y (2) el esqueleto apendicular que consta de los huesos de las cinturas pectoral (escapular) y pelviana (cadera) y de los miembros. [1]

De la misma manera que los demás órganos, los huesos constan de tejido conectivo (periostio), cartílago (carilla articular), vasos sanguíneos, vasos linfáticos y nervios y pueden sufrir enfermedades. Al fracturarse, se lleva a cabo un proceso de cicatrización, el hueso también se **hipertrofian**, esto es ensanchan y robustecen, lo que se lleva a cabo cuando presentan una mayor carga durante un largo tiempo.

Hueso esponjoso y compacto.

Existen dos tipos principales de hueso, [1], el hueso esponjoso y el hueso compacto (denso), no hay una diferencia precisa entre estos, ya que depende de la cantidad relativa de materia sólida, del número y tamaño de sus espacios. Todos los huesos presentan una envoltura externa de hueso compacto que rodea a la masa central del hueso esponjoso, a excepción de los lugares donde este último es sustituido por la medula o cavidad medular, en el adulto posee dos tipos de medula ósea, roja y amarilla. La primera es participe de la formación de la sangre, mientras que la medula amarilla es fundamentalmente inerte y grasa.

En la mayoría de los huesos largos presentan una cavidad medular en su **diáfisis** que contiene medula amarilla. Por su parte, el hueso compacto es sólido, aunque tiene espacios microscópicos; su estructura cristalina le otorga dureza y rigidez y explica su **opacidad** a los rayos X. (figura 1)

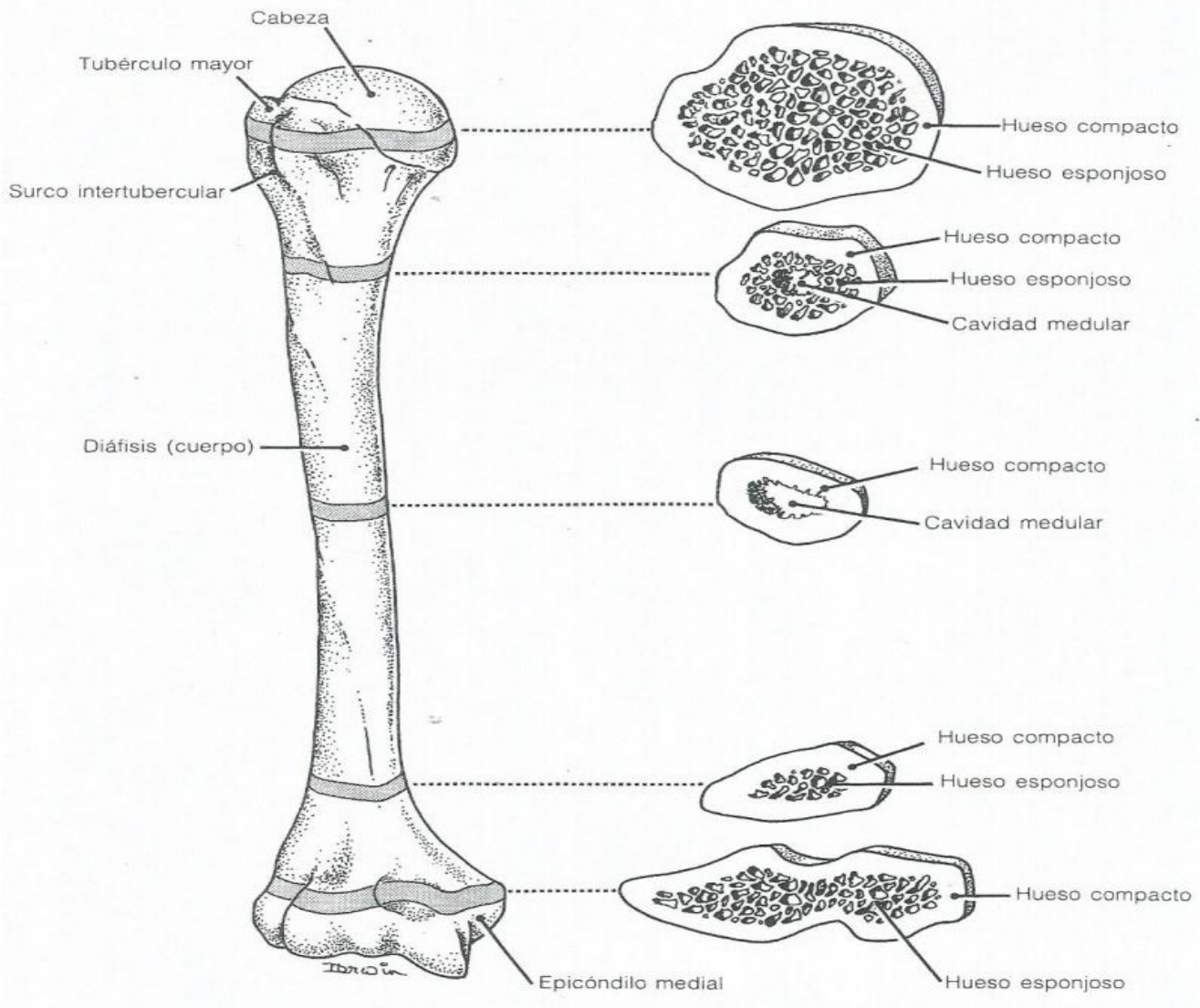


Figura 1. Secciones transversales del húmero.

Composición.

De manera general, [2, 3], los huesos son constituidos por el tejido óseo; por tal motivo los huesos son diferentes en tamaño y consistencia, la composición química es de un 25% de agua, 45% de minerales tales como fosfato y carbono de calcio y un 30% de materia orgánica (principalmente colágeno y otras proteínas); mientras que los componentes inorgánicos alcanzan el 65% del peso óseo y un 35% para componentes orgánicos.

Los minerales de los huesos no son componentes inertes ni permanecen fijos, sino que son constantemente intercambiados y reemplazados, junto con los componentes orgánicos en un proceso que se conoce como remodelación ósea.

La formación de los huesos es regulada por las hormonas y los alimentos ingeridos, que aportan vitaminas de vital importancia para su correcto funcionamiento. Los huesos se componen de un tejido vivo llamado tejido conectivo.

Clasificación de los huesos.

Los huesos se clasifican como axiales los cuales son cráneo, vértebras, costilla y esternón, y apendiculares los cuales son los miembros; así mismo se clasifican de acuerdo a la morfología, [1]:

- **Huesos Largos.** Presentan una forma tubular, y presentan una diáfisis y dos extremos, que pueden ser cóncavos o convexos. La longitud de los huesos largos es mayor que la anchura, los extremos de los huesos largos se ensanchan para poder articularse con otros.
- **Huesos Cortos.** Tienen una forma cuboidal, y solo se encuentra en el pie y la muñeca.
- **Huesos Planos.** Suelen ejercer funciones protectoras o de refuerzos; tienen dos láminas de hueso compacto entre las que se interpone hueso esponjoso y medula. En la mayoría de estos huesos forman las paredes de las cavidades, por tal motivo algunas se curvan tal es el caso de las costillas. Algunos ejemplos son: escápula u omóplato, huesos del cráneo y coxal.
- **Huesos Irregulares.** No presentan forma específica o división predominante para su agrupación, son impares y se localizan en la línea media.
- **Huesos sesamoideos.** Son nódulos redondos u ovalados desarrollados en algunos tendones; con frecuencia se les encuentra en los lugares donde los tendones se cruzan con los extremos de los huesos largos de los miembros.

Funciones de los huesos.

Los huesos al igual que los diversos órganos en el ser humano, poseen varias funciones en el organismo, entre ellas destacan funciones mecánicas, metabólicas y sintéticas. [2, 3]

Funciones mecánicas.

- **Protección:** Los huesos forman diversas cavidades que protegen a los órganos vitales de posibles traumatismos. Por ejemplo, el cráneo o calota protege al cerebro de posibles golpes que pueda sufrir éste, y la caja torácica protegen a los pulmones y al corazón.
- **Sostén:** Los huesos forman un cuadro rígido, que se encarga del sostén de los órganos y tejidos blandos.
- **Movimiento:** Gracias a los músculos que se fijan a los huesos a través de los tendones, y a sus contracciones sincronizadas, el cuerpo se puede mover.
- **Transducción de sonido:** Los huesos son importantes en el aspecto mecánico de la audición que se produce en el oído medio.

Funciones metabólicas.

- **Almacenamiento de minerales.** Los huesos actúan como las reservas minerales más importantes del cuerpo, sobre todo de calcio y fósforo.
- **Almacenamiento de factores de crecimiento.** La matriz ósea mineralizada contiene importantes factores de crecimiento como el **factor de crecimiento insulínico**, el **factor de crecimiento transformante beta**, la **proteína morfogénica ósea** y otros.
- **Almacenamiento de energía.** La médula ósea amarilla actúa como reservorio de ácidos grasos, importantes para la **homeostasis** energética.
- **Equilibrio ácido-base.** La absorción o liberación de sales alcalinas desde los huesos hacia la circulación amortigua los cambios excesivos en el pH sanguíneo.

- **Desintoxicación:** Los huesos pueden almacenar metales pesados y otros elementos externos al cuerpo, sacándolos de la sangre y reduciendo sus efectos en otros tejidos. Estos luego pueden ser puestos en libertad poco a poco para su excreción.
- **Función endócrina:** Los huesos controlan el metabolismo del fosfato por la liberación de factor de crecimiento de fibroblastos, que actúa sobre los riñones para reducir la reabsorción de fosfato. Las células óseas también libera una hormona llamada **osteocalcina**, lo que contribuye a la regulación de glucosa en la sangre y la deposición de grasa.

Funciones sintéticas.

- **Hematopoyesis.** La médula ósea roja, que se encuentra en el tejido esponjoso de los huesos largos se encarga de la formación de las células sanguíneas.

Tipos de tejido óseo.

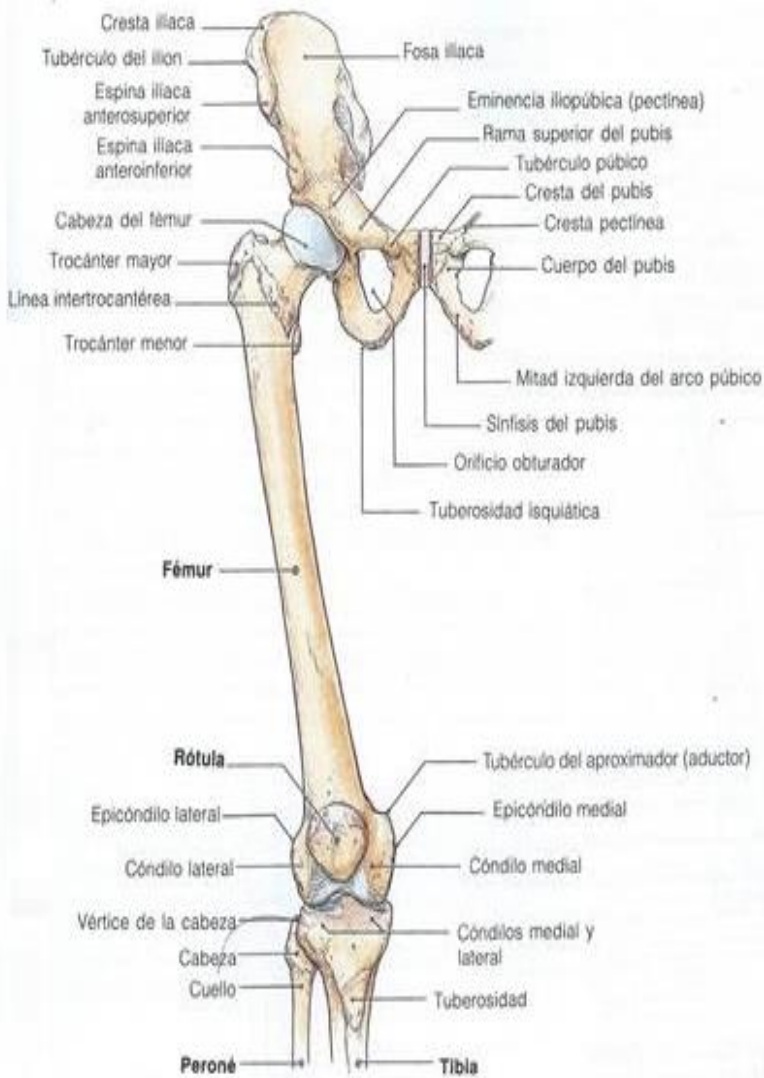
Los huesos poseen zonas con diferente densidad de tejido óseo que se diferencian macroscópicamente y microscópicamente en áreas de hueso compacto y áreas de hueso esponjoso, no existen límites perfectamente marcados entre las dos áreas existiendo entre ellos una pequeña zona de transición. La geometría y las propiedades mecánicas del sistema óseo varían, naturalmente, por el individuo que puede crear grandes dificultades en la investigación biomecánica. Las dimensiones, la forma, las propiedades mecánicas, las constantes elásticas, constantes físicas de los huesos son diferentes para diferentes personas. Ellos dependen de: edad, sexo, estatura, profesión, etc.

Fémur.

Las fracturas suelen ocurrir en cualquier hueso del cuerpo humano tibia, brazos, dedos, entre otros, pero en este caso se hablara específicamente del fémur, este es el hueso del muslo más largo, potente y pesado del organismo; este va desde la articulación de la cadera hasta la rodilla donde los cóndilos se articulan con la tibia. Está compuesto de un cuerpo conocido como tallo y dos extremidades; el extremo proximal consta a su vez de cabeza, cuello, trocánter mayor y trocánter menor. Así mismo el extremo distal se ensancha en los cóndilos medial y lateral, que se articulan con la tibia y la rótula, formando la articulación de la rodilla. [1]

La cabeza del fémur es lisa y tiene una estructura esférica, excepto en el tercio inferior, se dirige en sentido medial, superior y ligeramente anterior, acoplándose al acetábulo de la cadera. El cuello del fémur es la parte que comunica la cabeza con el cuerpo y discurre oblicuamente en dirección inferolateral uniéndose al cuerpo y formando un ángulo aproximado de 125° . El trocánter mayor del fémur consiste en una prominencia de forma rectangular que se produce por la unión entre el cuerpo y el cuello, representa el lugar de inserción de varios músculos de la región glútea; presenta una depresión profunda, la cavidad digital del trocánter mayor, donde se insertan los músculos obturador externo, obturador interno y géminos. El trocánter menor del fémur va desde la cara posterior del fémur en el extremo inferior de la cresta intertrocánterea, dicha estructura se sitúa en el ángulo entre el cuello y el cuerpo del fémur.

El cuerpo del fémur presenta un ligero arco anterior y es más estrecho en el centro, por debajo del cuello, el cuerpo es liso y únicamente presenta una cresta rugosa, denominada línea áspera, la cual se encuentra en el centro de la cara posterior. El extremo distal del fémur se ensancha para articularse con la tibia, donde se observan dos grandes cóndilos los cuales se proyectan posteriormente y se encuentran separados por una profunda fosa intercondílea en forma de U. La siguiente figura (1.2) ilustra la estructura del fémur.



Figuras 1.2. El fémur con sus respectivas partes.

Propiedades mecánicas del fémur.

Como se mencionó el hueso es un órgano firme, duro y resistente, además que el fémur es el hueso del muslo más largo, potente y pesado del organismo; por lo que las propiedades mecánicas del mismo presentan incertidumbre en la mayoría de los especialistas en biomecánica, esto es generado al tipo de comportamiento del hueso el cual es visco elástico no lineal, por lo que en la mayoría de los estudios biomecánicos se le consideran como un material elástico-lineal, lo que se aproxima razonablemente a la realidad, de acuerdo a lo anterior el fémur se considera en el presente trabajo se con propiedades mecánicas ortotrópicas u anisótropas para obtener resultados más exactos, [3, 4]

En los huesos la resistencia a la tracción se debe al colágeno y la resistencia a la compresión es debida al **hidroxiapatito**, por lo que el módulo de Young del hueso y de otras sustancias heterogenias son diferentes para el esfuerzo a tracción que el de compresión.

En la tabla número 1 (ver anexos), se muestra las propiedades de tracción y compresión de algunos materiales biológicos; el módulo de Young del hueso humano, es aproximadamente dos veces mayor para el esfuerzo de tracción que para el de compresión; lo que significa que el esfuerzo de compresión produce una deformación doble que uno de tracción igual. [6]

Alteraciones en los huesos.

El sistema esquelético al igual que los demás órganos del cuerpo, se encuentra expuesto a diversos tipos de enfermedades, tales como: circulatoria, inflamatoria, neoplásica, metabólica y congénita. Actualmente no existe un sistema estandarizado de clasificación de enfermedades del sistema esquelético, por lo tanto los trastornos de los huesos son numerosos y variados. Una de los problemas óseos más comunes es la fractura, la cual se resuelve por procesos naturales, tras la alineación e inmovilización de los huesos afectados. Durante los procesos de curación, los vasos sanguíneos dañados desarrollan una especie de **hematoma óseo**, lo que sirve como adhesivo, posteriormente se forma un tejido fibroso o conjuntivo compuesto por células llamadas **osteoblastos**, las cuales crearán un **callo óseo** que unirá las partes separadas.

Por lo que una fractura, se define como la pérdida de continuidad normal de la sustancia ósea o cartilaginosa, además es una discontinuidad en los huesos, a consecuencia de golpes, fuerzas o tracciones cuyas intensidades superen la elasticidad del hueso. Sin embargo, la falta de tratamiento o inmovilización puede ocasionar un crecimiento anormal. Existe una diversidad de métodos para acelerar la recuperación de un hueso, los cuales son: la estimulación eléctrica, fijadores internos o externos, ultrasonido, injertos óseos y sustitutos orgánicos con compuestos cálcicos, tales como huesos de cadáveres, coral y cerámicas. [2]

Clasificación de las fracturas.

Existe una diversidad de métodos de clasificación de fracturas, los cuales dependen del tipo de fractura o la zona corporal afectada, como de otros factores asociados. Según la etiología se pueden clasificar en patológicas, traumáticas, por fatiga de marcha o estrés y **obstétricas**, [7].

Si el punto de fractura se comunica o no con el exterior, se clasifican en:

- **Cerrada.** Si la punta de la fractura no se asocia a ruptura de la piel, o si hay herida, ésta no comunica con el exterior.
- **Abierta.** Si hay una herida que comunica el foco de fractura con el exterior, posibilitando a través de ella, el paso de microorganismos patógenos provenientes de la piel o el exterior.
- **Fracturas estables e inestables.** Se produce **inestabilidad** cuando a consecuencia de un traumatismo se pierde la capacidad de huesos y ligamentos para mantener la posición anatómica, soportar la carga habitual y proteger estructuras vitales. Mientras el concepto de **estabilidad** se refiere a aquellas fracturas que no tienden a desplazarse una vez conseguida la reducción.

De acuerdo a su ubicación en el hueso, se clasifican en:

- **Fractura epifisiaria.** Ocurre en el tejido óseo esponjoso del extremo articular de un hueso, la epífisis, usualmente lugar de inserción de la cápsula articular y ligamentos estabilizadores de la articulación.
- **Fractura diafisiaria.** Ocurre en la diáfisis ósea, muchas veces son lugares con poca irrigación sanguínea.
- **Fractura metafisiaria.** Ocurre en la metáfisis ósea, pueden afectar a las metáfisis superior o inferior del hueso.

Según el trazo de la fractura, [8]:

- **Transversales.** La línea de fractura es perpendicular al eje longitudinal del hueso.
- **Oblicuas.** La línea de fractura forma un ángulo mayor o menor de 90 grados con el eje longitudinal del hueso.

- **Longitudinales.** La línea de fractura sigue el eje longitudinal del hueso.
- **Conminutas.** Hay múltiples líneas de fractura, con formación de numerosos fragmentos óseos.

El sistema de consolidación de las fracturas se pueden llevar a cabo mediante las siguientes cinco maneras, [8]:

1. **Tumefacción.** Cuando un hueso se rompe aparece tumefacción en el espacio de 24 horas, esto sucede por hemorragia interior de los tejidos, disminución de la circulación venosa, aumento de exudación linfática.
2. **Hematoma.** En los extremos óseos fracturados se forma coagulo o hematoma, este se organiza en el interior como una masa blanda, crecen nuevos vasos sanguíneos.
3. **Granulación.** El espacio de la cavidad medular se llena con tejido de granulación y se forma una masa semejante a una goma.
4. **Formación de callo.** Se comienza a depositar calcio en el tejido de granulación a lo cual se le llama callo, se dice que la fractura está clínicamente consolidada; es decir que los extremos óseos se mueven como un solo elemento, pero no son lo suficientemente firmes para sostener la tensión, este tipo de consolidación es la que se aplica en los sistemas de fijación externa, y por el cual en 1984 M. de Bastiani introduce el término “dinamización”.
5. **Consolidación o unión ósea.** La consolidación está completa y se produce un proceso semejante a la osificación normal. Los osteoblastos favorecen el depósito de sales cálcicas en las partes blandas y se produce el endurecimiento progresivo. Los **osteoclastos** tienden a penetrar a través del hueso neoformado, produciendo cavidades y disminuyendo la densidad de la estructura. Se reproducen la cavidad medular y reaparecen las células de la médula.

Fracturas de huesos largos.

La fijación externa fue desarrollada como un tratamiento habitual para la fractura de los huesos largos de los miembros superiores e inferiores, pero actualmente es considerado el tratamiento adecuado de fracturas sencillas de tibia y de fémur. Para este caso se considera habitual el uso de clavos intramedulares, ya que la fijación externa no interfiere en el punto de fractura. En los últimos años el uso de clavos intramedulares ha sido muy frecuente en fracturas abiertas de 2do grado con resultados aceptables; pero el tratamiento de las fracturas de 3er grado se hace mediante la fijación externa. De manera general el principal aporte de la fijación externa en la estabilización de traumatismo, es el tratamiento de pacientes de politraumatismo con fracturas femorales.

Son varios los dispositivos empleados en la consolidación de fracturas de huesos del cuerpo humano, dividiéndose estos en dos grandes grupos: implantes de fijación interna e implantes de fijación externa; en otro grupo se encuentran los dispositivos de restitución ósea u osteotomía, como son las prótesis. Los implantes de fijación interna como su nombre lo indica, tienen como función de fijar una fractura desde la parte interna del cuerpo humano, los fijadores externos por su parte lo hacen desde el exterior, [9].

Mecánica de las fracturas.

Al someter un hueso a una carga continua, se presentan dos procesos adversos, [10]:

1. **Flujo plástico o viscoso.** En el cual los planos de átomos o moléculas se deslizan uno sobre otro, como ocurre con los naipes; esta deformación es ocasionada exclusivamente por un esfuerzo cortante.
2. **Fractura.** En la cual una fisura microscópica, crece hasta alcanzar gran tamaño; con cargas continuas, la fractura, en materiales resistentes y duros tales como el hueso, es causado por esfuerzos de tensión.

La fractura es común en los huesos largos, por ejemplo al producir esfuerzos de tensión sometidos al esqueleto a una tracción, resultara generalmente en la luxación de una articulación. Por lo tanto los esfuerzos de tensión que en general producen una fractura, no son ocasionados por cargas de tensión o tracción, si no por flexión o por torsión.

Fuerzas que intervienen en las fracturas del fémur.

La carga principal en las fracturas femorales suele ser el peso del cuerpo y de actividades de mayor carga en la articulación, así como las fuerzas de los músculos conocidas también como fuerzas abductoras. Resaltando mayormente la de los músculos abductores y de la articulación en la cadera, esta última se puede considerar como una maquina simple que puede transmitir fuerza y desplazamiento, y que está compuesta por una barra rígida que puede girar libremente alrededor de un punto de apoyo. Por la razón que al fracturarse la extremidad derecha (que es nuestro caso, ya que para el análisis se tomó el fémur el lado derecho), el pie izquierdo no se encuentra apoyado en el piso, por lo que los músculos abductores mantienen nivelado el tronco e impiden la rotación, induciendo un momento para balancear el peso del cuerpo en el otro extremo. Sin embargo el brazo de la palanca de los músculos abductores es relativamente corto, por tanto la fuerza de los músculos abductores pueden ser tres veces el peso del cuerpo, además del equilibrio de fuerzas (figura 1.3) se requiere que la fuerza de la articulación de la cadera sea igual a la suma de la fuerza muscular y la del peso del cuerpo, la fuerza en la articulación de la cadera es cuatro veces la del peso, por lo que, dicho esto la fuerza de la articulación de la cadera es grande, por lo que el cuello femoral tendrá que soportar un gran momento de flexión cuando la resultante no se encuentra a lo largo de su eje. [10]

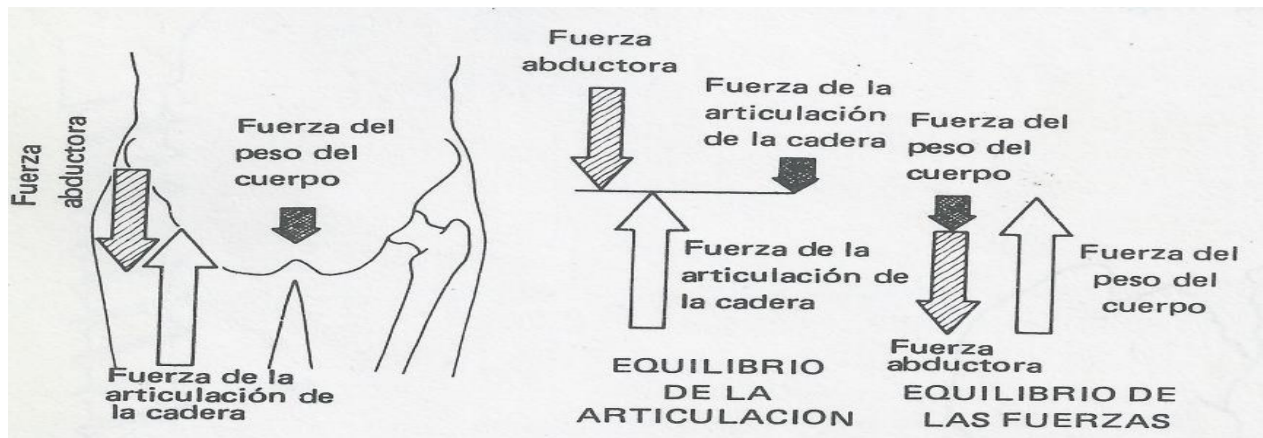


Figura 1.3. A la altura de la cadera la fuerza de los músculos tiene un brazo de palanca pequeño, por lo que deben ser grandes para lograr el equilibrio de los momentos de torsión. La suma de la fuerza abductora y del peso del cuerpo deben ser iguales a la fuerza de la articulación de la cadera, para lograr el equilibrio de fuerzas, por lo que dicha fuerza debe ser grande normalmente cuatro veces el peso.

Esfuerzos de tensión en los huesos largos.

Las actividades normales de la vida diaria generan esfuerzos significantes en los huesos, tal es el caso de subir una escalera: el peso del cuerpo origina esfuerzos en los huesos de los miembros pélvicos, a medida que uno se impulsa hacia arriba en contra de la gravedad. Los huesos son sometidos a esfuerzos a medida que los músculos se contraen, reduciendo la distancia entre sus orígenes e inserciones, para mover las articulaciones. Así el esqueleto de las extremidades se somete a compresiones asimétricas, produciendo flexión. Por lo que cualquier carga excéntrica o fuera del centro, produce flexión, así la tibia, el fémur y el peroné están sometidos a los esfuerzos de flexión mientras se suben las escaleras, lo mismo sucede cuando se camina. [10].

Reparación de las fracturas de huesos largos.

En las fracturas de los huesos largos, tiene como consecuencia una serie de hechos en el punto de fractura, destinados a estabilizar la situación e iniciar la curación de la zona afectada. Para iniciar con dicho proceso deben considerarse ciertos aspectos previos, los cuales juegan un papel importante (Kenwright y Richardson, 2000), [11]:

- El hueso afectado debe ser viable sin la presencia de defectos importantes en el punto de la fractura.
- Los tejidos blandos circundantes deben estar adecuadamente vascularizados.
- No debe existir infección importante.
- Las condiciones mecánicas deben ser las adecuadas para las distintas fases de la curación de la fractura.

En las consolidaciones de las fracturas, se pueden realizar de forma **directa** o **indirecta**. En la consolidación **directa**, cortical o primaria se presenta cuando se consigue una reducción anatómica en los fragmentos y ausencia completa de movimiento, la cual se logra en la osteosíntesis con placas y tornillos; se lleva a cabo por el paso de conos perforantes en zonas de contacto y la disposición osteoblástica del hueso nuevo en las zonas de no contacto, sin la participación de tejido cartilaginoso ni la formación de callo de fractura.

Mientras que en la consolidación **indirecta** o secundaria, es producida en las fracturas no estabilizadas quirúrgicamente o en las que existe cierta movilidad interfragmentaria. Esta consolidación tiene cuatro fases, (figura 1.4):

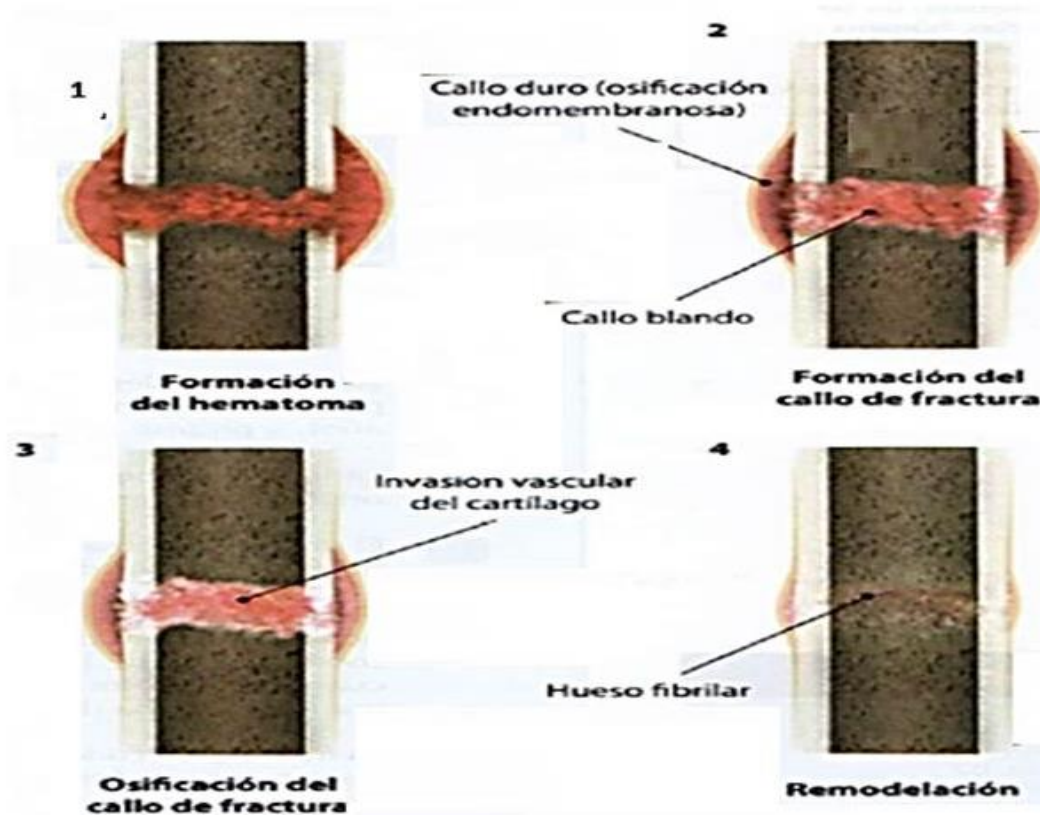


Figura 1.4. Fases de la consolidación indirecta.

- 1. Impacto y formación de hematoma.** En la actualidad se considera que el hematoma acumulado en el foco de fractura, es una fuente de moléculas de señalización que inician la cascada de eventos de la consolidación
- 2. Formación del callo de fractura.** La tensión de oxígeno en diferentes regiones del foco de fractura es uno de los factores determinantes de la diferenciación tisular que se produce. En la zona periférica, junto al periostio, la elevada tensión de oxígeno permite la formación directa de hueso por osificación endomembranosa, formándose el llamado callo duro, con colágeno tipo I y osteoblastos.

3. **Osificación del callo de fractura.** A las dos semanas de la fractura, los condrocitos dejan de proliferar y el tipo celular predominante es el condrocito hipertrófico. Estas células comienzan a liberar las llamadas vesículas de matriz, que contienen proteasas, para degradar la matriz cartilaginosa, y fosfatasas, para liberar iones fosfato que puedan precipitar con el calcio contenido en las mitocondrias de los condrocitos hipertróficos. Una vez que el cartílago se ha calcificado, es invadido por vasos sanguíneos, acompañados por condroclastos y osteoclastos que digieren el cartílago calcificado y células perivasculares que se diferencian en sentido osteoblástico y depositan hueso nuevo.

4. **Remodelación.** El hueso inicialmente formado, tanto en el callo blando como en el callo duro, es hueso inmaduro o fibrilar. Este tipo de hueso es el que forma los huesos fetales, y en el adulto únicamente puede encontrarse precisamente en el callo de fractura. Se caracteriza por una orientación trabecular irregular y va siendo progresivamente transformado en hueso maduro mediante el proceso de remodelación. En el hueso maduro, a diferencia del hueso fibrilar con una disposición trabecular desorganizada, las trabéculas se orientan en función de los requerimientos mecánicos, siguiendo la llamada ley de Wolff.

Factores del proceso de regulación para la consolidación de las fracturas.

Durante el proceso de consolidación se presentan dos factores, los cuales sirven de sistema de regulación para la consolidación en las fracturas: factores bioquímicos y biofísicos, [11].

Factores bioquímicos. Ciertas proteínas de la matriz extracelular intervienen en la regulación del proceso de consolidación. Los llamados colágenos menores regulan el crecimiento u orientación de los colágenos principales del hueso y el cartílago. La fibronectina, osteonectina, osteopontina y osteocalcina son proteínas que se encargan de la regulación del trabajo inicial de los osteoblastos al inicio de la osificación del callo de fractura. Ciertos factores de crecimiento son fundamentalmente, los quimiotácticos y mitogénicos, y parecen regular la acumulación de células y su proliferación en las fases iniciales de la consolidación. El conocimiento de estos procesos ha estimulado, en los últimos años, la síntesis en el laboratorio de proteínas osteogénicas para uso clínico.

Factores biofísicos (mecánicos). Las tensiones a las que se ve sometido el foco de fractura también influyen en el proceso de consolidación; como se mencionó en la consolidación directa, requiere la estabilización rígida de la fractura. La aplicación controlada de tensiones en compresión, distracción y cizallamiento favorece la formación de hueso; sin embargo, un exceso de compresión induce la formación de cartílago en lugar de hueso, y un exceso de distracción o cizallamiento, la formación de tejido fibroso.

Dinamización.

La dinamización se inicia en 1984, con M. De Bastiani, [12], quien introduce el término “dinamización”, el cual consiste en: “aquel principio por el que una fuerza se transforma en movimiento”. Actualmente se reconoce que se necesita de cierto grado de movimiento para la formación del callo óseo externo. En las fracturas tratadas con el método tradicional, en el punto de la fractura se producen micromovimientos en los primeros días a continuación de la lesión, los cuales se asociaban con grandes cantidades de producción de callo óseo externo. Además en las situaciones de fractura con micromovimiento temprano cíclico y continuo, como las fracturas de costillas sujetas a movimientos respiratorios, se produce una abundante formación de callo óseo externo.

En el caso de tener una fijación externa en combinación con una fijación interna, o únicamente fijación interna con placas y tornillos, lo que ocurre es que se impide el movimiento entre los fragmentos óseos, y la formación del callo óseo externo se reduce o elimina por completo. Por lo que la fijación externa en sí suele ser lo bastante rígida para otorgar la resistencia suficiente para mantener la reducción en fractura de huesos largos y prevenir el desarrollo de manulión. Además la fijación externa ofrece oportunidades para la aplicación de cargas controladas en el punto de fractura. El profesor de fisiología De Bastiani de la Universidad de Padua reconoció la posibilidad de la fijación externa y la llamo dinamización.

En los inicios De Bastiani uso el término de dinamización para describir la transferencia de carga progresiva al punto de fractura en un momento determinado del ciclo de curación. Por lo que el término de carga progresiva es una técnica descrita inicialmente como "dinamización" en la literatura científica, pero es distinta del micromovimiento cíclico precoz controlado.

Así mismo el cierre del punto de fractura es resultado de la carga progresiva, una vez que la ligación del callo óseo calcificado se hace visible a través del punto de fractura, se produce un descenso del micromovimiento cíclico. Dicha reducción que permite la supervivencia del osteoblasto en el punto de fractura; por lo que la carga progresiva contribuye a la maduración del callo óseo externo; se despeja la vía para la calcificación total del callo óseo.

Soporte de carga y dinamización.

Las condiciones mecánicas ideales para la remodelación siguen sin conocerse del todo, al parecer es necesaria cierta carga para que el proceso se desarrolle con eficacia, recuperando las propiedades mecánicas normales del hueso. En los casos en los que se ha aplicado un fijador a un hueso largo, la duración del periodo de neutralización y la cantidad de peso soportado permitido, dependerá de diversos factores, tales son: el tipo de fractura, la distancia hueso-fijador, el peso total del paciente, el estado físico del paciente, la presencia o ausencia de traumatismo múltiple en el mismo miembro y el umbral del dolor. Por lo que los momentos precisos para aplicar la carga y soporte de peso dependerán del tipo de fractura, ya sea estable o inestable.

- **Fracturas estables.** En este tipo de fracturas el 30% de soporte del peso debe iniciarse desde el primer día y aumentar hasta el 75% en dos o tres semanas después de la operación, momento en el cual se iniciara la carga progresiva; el soporte del peso se incrementara paulatinamente hasta el 100%.

- **Fracturas inestables.** Para este caso, el 15% de soporte de peso, se debe iniciar desde el primer día y aumentar hasta el 75% en un lapso de 40 a 60 días posteriores a la operación, a lo cual se debe contar con evidencia radiológica de formación de callo óseo, por lo que la carga progresiva se inicia en ese momento, incrementando el soporte de corporal hasta el 100% en las semanas posteriores.

1.7 Estado del arte de la fijación externa.

Al hablar de la fijación externa, se debe de iniciar con la historia de la misma, como también de la traumatología, que es aquella parte de la medicina que se dedica al estudio de las lesiones del aparato locomotor.

Actualmente esta definición dada a la traumatología es insuficiente, ya que esta especialidad extiende sus estudios más allá del campo de las lesiones traumáticas, abarcando también el estudio de aquellas congénitas o adquiridas, en sus aspectos preventivos, terapéuticos, de rehabilitación y de investigación, y que afectan al aparato locomotor. [13]

En diversos países se usa el nombre de "Ortopedia" para referirse al estudio de las enfermedades del tronco y las extremidades, la palabra ortopedia empezó a usarse en el siglo XVIII con la publicación por Andry, en el año 1743, de su trabajo "Ortopedia o el arte de prevenir y corregir en los niños las deformaciones del cuerpo". Es evidente que el hombre, desde la prehistoria se ha enfrentado a diferentes traumatismos en su permanente lucha por la sobrevivencia, por lo que necesitaba de sus semejantes para aliviar dichos problemas, así mismo en el tratamiento de fracturas es evidente que con el afán de tener alivio creara alguna técnica que le ayudara a su pronta recuperación, por lo que diseñó la férula, desde entonces se reconoció las ventajas que esta presentaba. Por su parte en el antiguo Egipto se hacía uso de dicha técnica, las cuales fueron halladas en algunos cuerpos momificados, las férulas eran fabricados de bambú, caña, madera o cortezas de árboles; asimismo existen pruebas del uso de muletas, de la cual se tiene registro de un grabado realizado en el año 2830 a. de C. en la entrada de la tumba de Hirkouf.

Por otra parte las primeras evidencias escritas, que describen lesiones traumáticas y ortopédicas, se encuentran en los papiros egipcios alrededor de 2000 años a. de C. (papiro de Eden Smith). Posteriormente Hipócrates (460-377 a. de C.), reconocido como padre de la medicina y como uno de los grandes precursores de la ortopedia, quien mediante sus obras como el "Tratado de las fracturas" y el "Tratado de las articulaciones", donde describe el cuadro clínico de las luxaciones traumáticas y congénitas de la cadera, las artritis supuradas, el pie bot, y algunos métodos terapéuticos con principios similares a los actuales, introdujo el uso de la tracción en el tratamiento de las fracturas; así mismo Hipócrates al tener el conocimiento de los principios de tracción y contra-tracción, desarrolló férulas especiales para las fracturas de tibia, similares a un fijador externo.

Durante el Siglo XIX hubo un gran desarrollo de la ortopedia mediante el uso de métodos terapéuticos mecánicos, pero, hacia finales del siglo XIX, se inicia el desarrollo de la cirugía, gracias al empleo del conocimiento de la asepsia, antisepsia, y la anestesia, dando las bases para el desarrollo de la cirugía general, incluyendo la cirugía ortopédica. A fines del Siglo XIX Wilhelm Conrad Roentgen (1895) descubrió los rayos X, que significó un gran avance en el diagnóstico de las lesiones del aparato locomotor.

En la actualidad, y gracias desarrollo ocurrido durante el siglo XX, la especialidad ha tomado un impulso a través de las posibilidades de recuperación que ofrece a los pacientes que sufren traumatismos cada vez más frecuentes y de mayores proporciones. Es así como en la segunda mitad del siglo XXI, han alcanzado un gran desarrollo la cirugía de los reemplazos articulares, la cirugía de la columna, la cirugía artroscópica, el manejo quirúrgico de las fracturas a través de las distintas técnicas de osteosíntesis, la cirugía reparativa, etc., que prometen en el futuro una gran actividad médico quirúrgica en la mejoría de los pacientes afectados por una patología del aparato locomotor.

Por su parte en la fijación externa, se tiene como referencia el libro hecho por Louis Jean Batiste Bérenger Féraud, cirujano mayor de la armada francesa (1832-1900), y que en el año de 1870 y junto con el editor Delahaye, publica en París “Traité de l’Immobilisation Directe”, en dicha publicación se narra detalladamente, la colocación por Jean François Malgaigne, de las garras para rótula en 1838 (figura 1.5). [14]

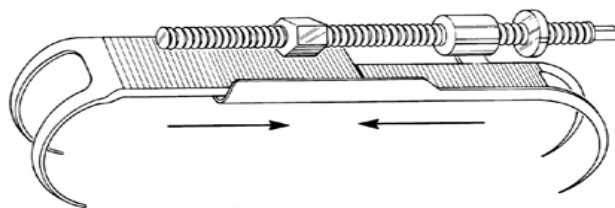


Figura 1.5. Primer fijador externo por *Juan Francisco Malgaigne*.

A los años consecutivos hubo grandes aportaciones de diferentes diseñadores:

1902. Albin Lambotte. Primer fijador lineal simple. [15]

En 1916. Ernest William Hey-Groves (1872-1944), en Bristol, publica “Modern Methods of the Treatment of Fractures”, en dicha publicación, describe un fijador de clavos transfixiantes, uno proximal y otro distal, para fémur y la tibia. En ambos, los clavos transfixiantes, se hallan mantenidos por el orificio situado en el extremo proximal de unas barras distractoras y el distal en un aro metálico incorporado al otro extremo de las barras (Fig. 1.6). [14].



Figura 1.6. Fijador Ernest William, los clavos son transfixiantes y se encuentran en distintas direcciones.

1923. Cuendet diseñó la segunda variante de fijadores externos: los llamados en cuadro. En 1936. Roger Anderson diseña el primer aparato bipolar. Al año siguiente en 1937 Stader mejora el diseño de Roger Anderson, creando uno móvil, lo que le permite reducir las fracturas. [15]

1938. El suizo Raoul Hoffman creó el primer sistema de compresión-distracción. El profesor francés Vidal, mejoró el aparato de Hoffman, creando el mejor fijador trapezoidal conocido. Diferentes autores occidentales, tales como Haynes, Joly, Rossen, Gossen, Greinfenstein, Charnley, Judet, Letournell y Monticelli, entre otros, han ido aportando mejoras a los aparatos de fijación externa. [15]

En 1951, en la ciudad siberiana de Kurgan, el profesor Gavriil A. Ilizarov, desarrolla una nueva variante de fijadores externos. Junto a él, otros profesores trabajaron: Kalnberz y Organesian. El aporte de estos se diferenció del resto, introduciendo una tercera variante de aros, semiaros, con finos alambres transfixionantes en cruz y tensados.

Le sucedieron otros autores, como: Tkachenko (en Leningrado) y otros en diferentes partes del mundo. [15]

En 1940. En Cuba, los fijadores externos fueron introducidos por el Dr. Alberto Inclán. Se usaron los fijadores de Haynes y de Strader, así como el de Charnley. Posteriormente en el año de 1976, el profesor Rodrigo Álvarez Cambras diseñó y desarrolló un modelo de fijador externo cubano en acero inoxidable, cuyas características actúan como neutralizador y distractor, con 2 barras a través de las cuales se deslizaban unos pistones, modelo lineal bipolar formando un cuadro simple. [15]

En 1978, [15], lo convierte en un fijador de triple propósito, al añadirle un sistema de compresión: compresor, distractor y neutralizador, al cual se le adicionan componentes que le dan mayor estabilidad: un sistema de semiaros y un alambre fino (estabilizador) que le da mayor estabilidad, evitando el desplazamiento de los fragmentos en sentido lateral al estar curvado, lo que brinda un segundo plano. Para ese mismo año Maurice E. Müller, [14], publica “El fijador externo mono tubular”. En dicha publicación defiende al fijador “pretensado”, (figura 1.7), de los clavos transfixiantes situados en ambos fragmentos principales. Dicho fijador consiste en situar los clavos más próximos al trayecto fracturario, fijando sus extremos a cada tutor lateral. Posteriormente, se fijan los clavos más alejados, “comprimiéndolos” contra los clavos colocados cerca de la fractura.

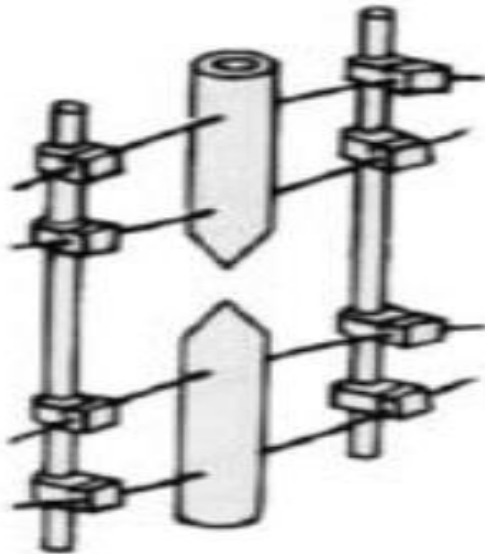


Figura 1.7. Fijador “pretensado” de los clavos fragmentos principales (E. Müller)

En el año 1978 se introdujo la metodología (figura 1.8) soviética en el Hospital Militar Central Carlos J. Finlay por los profesores Alfredo Ceballos Mesa y David Zayas Guillot. Posteriormente, los doctores Ceballos Mesa y Balmaseda, del Centro de Investigaciones Médico Quirúrgicas (CIMEQ), diseñaron un fijador externo de tipo circular, (figura 1.9) con alambres finos, tensados, que sustituyeron los aros metálicos por plásticos, incluyendo en estos un sistema para tensar alambres. [15]

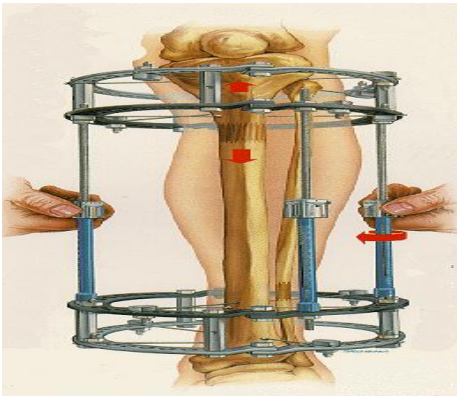


Figura 1.8. Metodología soviética del Hospital Militar Central Carlos J. Finlay

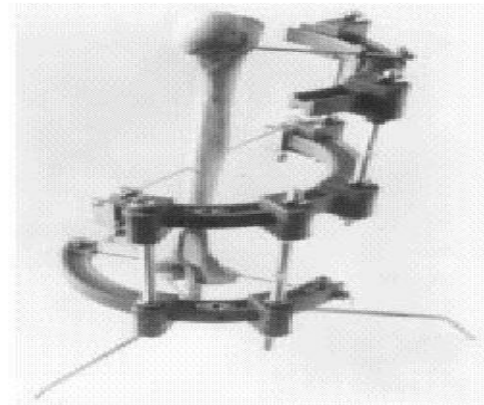


Figura 1.9. Rediseño del fijador circular, hecho por los doctores Ceballos Mesa y Balmaseda

1979. Al fijador de triple propósito del profesor Álvarez Cambras se le agrega un tercer plano: lineal, axial, transverso, paralelo y oblicuo, teniendo forma el aparato de L. Al final del propio año se le agregó un nuevo plano transverso en 90° que le da forma de T. Con lo que se facilitó la distracción epifisaria. [15]

En el año de 1980, los fijadores que existían en el mercado tuvieron un cambio de diseño, y esto lo realizó, el Dr. Juan Lazo Zibikowski, (Sevilla), quien publicara en la Rev. de Ort. y Tra. nº 4IB; 1: 1-13, un principio diferente al del tratamiento de las fracturas, la "Biocompresión", el cual consiste en un fijador externo que sirve de guía a las fuerzas de la naturaleza, tales como, peso corporal, contracción muscular, etc, (figura 1.10). [14]

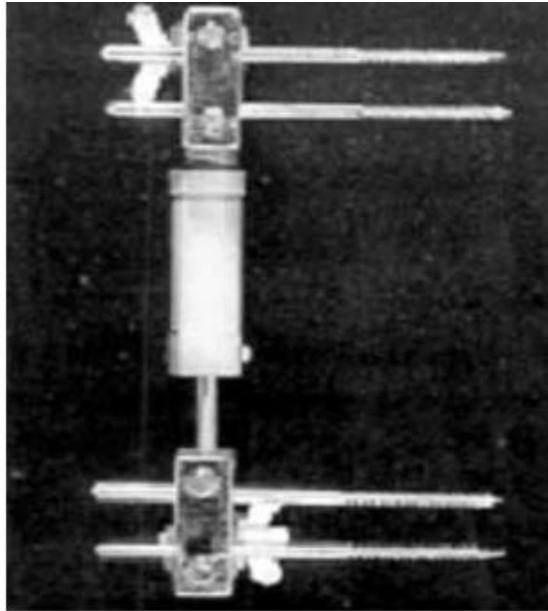


Figura 1.10. Diseño de Dr. Juan Lazo Zibikowski

En 1984. M. de Bastiani introduce el término “dinamización”, que consiste en: “aquel principio por el que una fuerza se transforma en movimiento”; diseñando así un fijador externo, monobloc y monolateral, en el que, en un determinado estadio de la formación del callo, se libera el tutor y se permite que la carga actúe elásticamente sobre el foco de fractura (figura 1.11). [14]

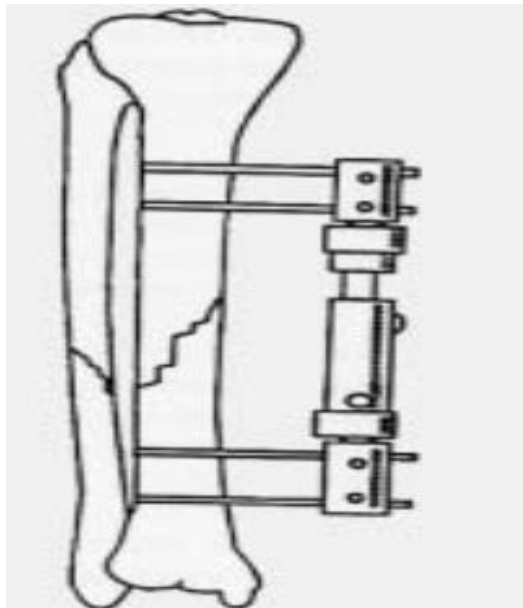


Figura 1.11. “Strongers” Prof. Francisco Gomar Sancho

1990. El Prof. Francisco Gomar Sancho presento en la “I Jornada sobre el desarrollo de la tecnología sanitaria en la Comunidad Valenciana” un trabajo titulado: “La fijación externa en Traumatología y Cirugía Ortopédica, un nuevo concepto sobre una vieja idea”; presentando el fijador activo monobloc (figura 1.12). Dicho fijador externo pretende el exacto paralelismo entre los clavos fileteados, con lo cual se evitará la posibilidad que cerca de la zona fileteada de los clavos, introducidos en el hueso, existan zonas de concentración de fuerzas en las que puedan producirse fenómenos de osteolisis. Tiene la característica que mediante la reducción de la fractura, cada uno de los cabezales donde están situados los clavos se pueden bloquear por separado, con lo que se puede maniobrar en el otro extremo; además que la compresión y la distracción se realizan en la parte central. [14]



Figura 1.12. “Strongers” Prof. Francisco Gomar Sancho

Una característica sutil del proceso de curación es que se necesita una cantidad de esfuerzo óseo muy pequeña para la curación, así mismo si se remueve todo el esfuerzo del hueso y no se presenta movimiento relativo entre los fragmentos, el hueso no sanara; por el contrario demasiado movimiento relativo impedirá la curación. Las cargas óseas presentes cuando el paciente camina son el esfuerzo axial y el esfuerzo de torsión.

Fijadores externos.

Los fijadores externos son herramientas usadas principalmente para el manejo de fracturas cuando hay extenso daño de partes blandas o cuando se requiere un manejo rápido y transitorio de fracturas de huesos largos en un paciente que presenta lesiones que pueden llegar a dañar a otros órganos. Otro aspecto importante del fijador externo es en alargamiento óseo, manejo de infecciones óseas y en artrodesis. El uso de fijadores externos no está justificado en pacientes en los que son aplicables otros métodos convencionales, tales como yesos, reducción abierta y fijación interna. Las indicaciones aceptadas por la comunidad médica para la aplicación de fijadores externos son, [16]:

- Fracturas abiertas graves.
- Fracturas asociadas a quemaduras graves.
- Alargamiento de miembros.
- Artrodesis.
- Seudoartrosis o fracturas infectadas.
- Ciertas fracturas que requieran distracción, por ejemplo las asociadas a la pérdida ósea significativa o las de huesos pareados en una extremidad en las que es muy importante mantener la misma longitud en ambos miembros.

Tipos de fijadores externos.

Como se mencionaba en la historia de la fijación externa, hay una variedad de modelos, los cuales fueron mejorando, y se tienen los siguientes modelos, [1]:

1. Fijadores con tornillos o clavos:
 - a. en montaje unilateral
 - b. montaje en V
 - c. marco bilateral
 - d. montaje triangular
2. Fijadores circulares con agujas
3. Fijadores híbridos
4. Fijadores PINLESS
5. Fijadores complejos (Orthofix, Mefisto, etc)

Los fijadores con tornillos con barras en montaje unilateral es el método más utilizado, gracias a su fácil instalación, además sus características son: proporciona una adecuada estabilidad, permite acceso para procedimientos reconstructivos, permite un gran tipo de configuraciones. En el caso del fijador tubular AO está compuesto de tornillos de Schanz de 5mm de diámetro, tubos de 11 mm. de diámetro y un sistema de rótulas tubo-Schanz y rótulas tubo-tubo para marcos modulares, (figura 1.13).

Los fijadores circulares como el ILIZAROV, (figura 1.14), están contruidos en base a barras laterales y elementos circulares que se conectan al hueso por alambres de Kirschner aplicados bajo tensión. Sus ventajas son que la fijación con alambres bajo tensión presenta un excelente comportamiento mecánica que es favorable para la consolidación, permite además la carga del peso corporal durante el tratamiento. En análisis biomecánico el dispositivo de Ilizarov ha demostrado ser alrededor de un 25% tan rígido como los fijadores uni o biplanares en la dirección axial, mientras que mantienen aproximadamente la misma rigidez ante las fuerzas de flexión y torsión.

Los fijadores híbridos, (figura 1.15), combinan la fijación con agujas y la fijación con tornillos, son de utilidad en fracturas periarticulares. Las ventajas presentes son: se puede obtener alineación con mínima invasión en fracturas articulares simples, el anclaje de las agujas es mejor que los tornillos de Schanz en hueso esponjoso, permite libertad para la movilidad postoperatoria y permite la posibilidad de combinarse con fijación interna limitada. Su instalación no es fácil y requiere tiempo y experiencia, por lo tanto su uso está considerado como un segundo paso en el manejo de la fractura.

Los fijadores Pinless, (figura 1.16), están diseñados para estabilizar fracturas sin invadir el canal medular y evitar infección en un futuro clavo endomedular. Utiliza un sistema de garras que se anclan sólo en la cortical externa de la tibia.

Otros tipos de fijadores llamados complejos, (figura 1.17), tales como los Orthofix, Mefisto, Hoffman, Wagner y otros, son fijadores articulados, modulares y monolaterales, que permiten dinamización, dicho termino fue definido por M. de Bastiani, como “aquel principio por el que una fuerza se transforma en movimiento”.



Figura 1.13. Los fijadores con tornillos con barras en montaje unilateral

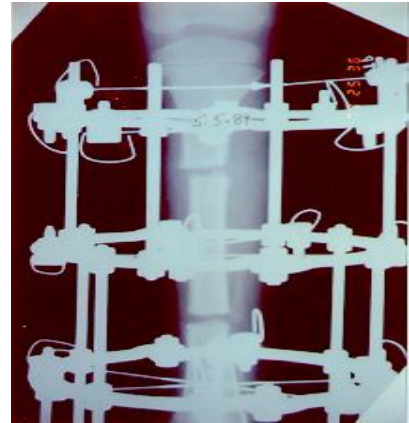


Figura 1.14. Los fijadores circulares tipo ILIZAROV



Figura 1.15. Fijadores híbridos.

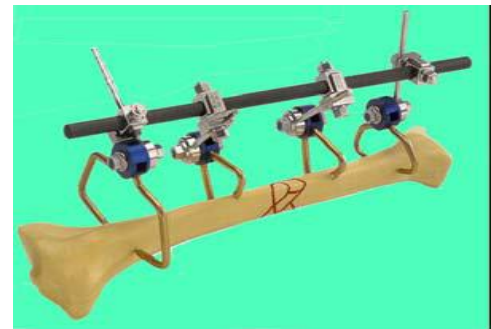


Figura 1.16. Los fijadores Pinless



Figura 1.17. Fijadores complejos.

De manera general, la fijación externa presenta ventajas y desventajas, las cuales al compararlo con métodos tradicionales de curación en la ortopedia y traumatología, son razones por las cuales los fijadores externos han ganado terreno.

Ventajas:

- Menor lesión de la vascularización ósea.
- Mínimo daño de partes blandas.
- Útil en estabilización de fracturas expuestas.
- Posibilidad de cambiar configuración sin necesidad de nuevas cirugías.
- Buena alternativa cuando hay riesgo de infección.

Las **desventajas** están principalmente relacionadas con la comunicación entre el hueso y el exterior por los orificios de entrada de los tornillos:

- Penetración de agujas o tornillos a través de tejidos blandos.
- Restringe movilidad articular en algunos casos.
- Infección en orificios de entrada de los clavos.
- A veces poco tolerado por el paciente.

El yeso es un material usado para el tratamiento de las fracturas, es uno de los diversos materiales antiguos, el cual fue inventado por Antonius Mathysen cirujano militar en el año de 1851, tiene diversas aplicaciones, por ejemplo en la construcción se usa como pasta; así mismo tiene aplicación en la medicina, es de gran importancia en la práctica ortopédica, se utiliza como vendaje de férula rígida, la cual tiene por objetivo mantener inmóvil la parte del cuerpo afectada durante un periodo de tiempo determinado, puede ser para tratar una fractura, mantener la corrección de una cirugía o aliviar dolor. Dentro de este tipo de material está el yeso blanco y los plásticos; el primero tiene más tiempo en el mercado, compuesto por sulfatos de calcio y tela, a los cuales al adicionarles agua se hacen moldeables y generan una reacción exotérmica la cual libera calor. Mientras que los yesos plásticos están formados por polímeros sintéticos.

La diferencia entre el yeso tradicional (blanco) y el yeso plástico es que el primero es más pesado que el yeso plástico y no se puede mojar, pero **la ventaja principal** por la cual se sigue utilizando tanto el yeso tradicional como el plástico es que el primero permite moldearlo de mejor manera y es más económico; mientras que el yeso plástico es más caro pero es más resistente, liviano y si se moja no se reblandece.

Las **desventajas** de este material a diferencia del fijador externo es que pueden llegar a provocar complicaciones tales como úlceras, escaras y favorecer a trombosis venosas y síndrome compartimental; además que es algo molesto para los pacientes con fracturas, ya que imposibilita más aun el movimiento con respecto a un tutor externo. En cuanto al aspecto biomecánico la fijación externa comparado con otros métodos, es una técnica rápida, simple y atraumática; además permite una reducción fácil de la fractura, en presencia de daño importante de partes blandas, y se pueden hacer correcciones en cuanto a la reducción y a la rigidez del marco, lo que permite manipular el proceso de consolidación. [17]

Funciones de los fijadores externos.

Todo fijador externo debe cumplir con ciertas funciones, las cuales son: compresión, distracción, estabilización y movilidad.

1. La compresión o interpresión es la función que el fijador externo debe ejercer, con el objetivo de provocar una fuerza que mantenga en contacto a los fragmentos óseos eliminando espacios vacíos y aumentando por contacto la fijación de dichos fragmentos, este concepto tiene relación con la dinamización, la cual se explica más adelante.
2. La distracción es la separación progresiva y dosificada de los fragmentos óseos, manteniendo la fijación e integridad del miembro; aquí tiene una importante participación las partes blandas, además esta función es sinónimo de tracción la cual se aplica en la fase primaria de la reducción de fracturas para restituir la longitud de los huesos fracturados, como también se usa para mantener inmovilizado a las partes blandas hasta que cicatricen los tendones, dicha función se debe de realizar en forma progresiva y uniforme, a razón de 1 mm diario y simétricamente para impedir angulaciones fragmentarias.
3. La estabilización, es la función que se requiere para mantener rígido la zona de la fractura hasta la consolidación; una característica importante que presenta, es que inhibe las fuerzas tensionales de flexión, tracción y cizallamiento, las cuales tienden a desplazar a la fractura o retardar la formación de callo óseo.

4. La función de movilidad no debe de generar dolor alguno, debe permitir el ángulo mayor de movimiento posible, por lo que debe ser lenta y progresiva dependiendo de la tolerancia del paciente.

Riesgos.

La fijación externa presenta algunas complicaciones, las cuales al no tener los cuidados necesarios, estos pueden incrementarse:

1. Infección en la trayectoria de los clavos, se presenta en un 30 % de los pacientes y es una de las complicaciones frecuentes, en ocasiones aparecen lisis de partes blandas (piel y masa muscular) asociada con sepsis superficial.
2. Transfixión vásculonerviosa. El cirujano debe conocer la anatomía de la sección del miembro, y de las zonas seguras y peligrosas para la introducción de los clavos, de lo contrario puede existir lesiones nerviosas y / o lesiones vasculares.
3. Transfixión de músculos y tendones, al introducir los clavos a través de los tendones, limitan la normal excursión del musculo, con lo que pueden provocar ruptura tendinosa y fibrosis muscular.
4. Reacciones osteolíticas en hueso: osteítis. Se producen al colocar los clavos de manera excéntrica, perforando las corticales sin pasar por la cavidad muscular.
5. Se puede presentar una nueva fractura, esto es cuando se presenta una consolidación endostal, falta de estrés del hueso cortical durante la fijación rígida. Puede presentarse dos casos, el primero es que no exista la consolidación; y el segundo exista una consolidación retardada, la cual se presenta cuando no hay compresión dosificada, cuando ocurre movilidad de los fragmentos al no indicar el momento de inicio de apoyo o en pacientes quienes hallan recibió otras intervenciones quirúrgicas.
6. Rigideces articulares y desviaciones angulares.

Clavos para fijación externa.

En la fijación externa, los clavos juegan un papel de suma importancia, ya que gracias a estos se provee de estabilidad esquelética a la zona de la fractura. En la fijación externa, los primeros clavos de fijación percutánea monolateral fueron los diseñados por el profesor Albin Lambotte en el año de 1902, los cuales tenían un diámetro de 6.5 mm y punta en forma de flecha, eran autoperforantes y se colocaban en una sola cortical; los hermanos Judet en 1992, desarrollaron un clavo bicortical roscado únicamente en la cortical de salida. [18]

En los elementos de sujeción fijador externo-hueso se debe realizar una división entre aguja y clavo; la primera son generalmente lisas y de diámetros pequeños (entre 1.5 y 1.8 mm) y se usan en fijadores circulares, atravesando la extremidad. Mientras que los clavos se caracterizan por tener un diámetro mayor con respecto a las agujas y tener en un extremo de la punta una porción roscada. De acuerdo al tipo de inserción, se tienen dos tipos de clavos, los autoperforantes y los no autoperforantes. La diferencia entre ambos, es que los no autoperforantes necesitan de perforación previa de un canal en el hueso mediante una broca y los primeros de acuerdo al diseño de la punta son capaces de taladrar el hueso directamente. Por otra parte la mayoría de los clavos no autoperforantes y todos los autoperforantes pueden labrar la rosca en el hueso directamente al ser insertados, por lo que no se necesita el paso previo de un machuelo o broca para la perforación previa a la inserción de los clavos, como es el caso de la fijación interna. El material utilizado debe ser inoxidable, resistente al ambiente agresivo dentro del cuerpo humano, que no atente contra el sistema corporal y con un acabado superficial tal que garantice la imposibilidad de adherencia de bacterias y anticuerpos en las irregularidades de su superficie.

Materiales para implantes de osteosíntesis.

Los materiales utilizados en la implantación se pueden clasificar como biotolerantes, bioinertes y bioactivos. Los materiales **biotolerantes**, como el acero inoxidable, presentan una delgada capa de tejido fibroso situada en la interface del implante con el hueso; dicha capa se presenta debido a procesos de acarreo de solutos, los cuales producen sustancias químicas irritantes que afectan a los tejidos circundantes a la zona fracturada.

Los materiales **bioinertes**, tal es el caso de las aleaciones a base de cobalto, titanio y óxido de aluminio, tienen la característica que bajo condiciones mecánicas favorables entran en contacto directo con el hueso en la interface; a dicho proceso se le llama oseointegración, se desarrolla porque la superficie del material no reacciona químicamente con los tejidos circundantes o con los líquidos corporales. Los materiales **bioactivos**, como lo son el fosfato de calcio empleado en cerámica, muestra una interface hueso-implante conocida por la unión química directa del implante con el hueso; dicha unión se produce por la presencia de grupo de iones libres de calcio y fosfato en la superficie del implante.

Además de las características aceptables de biocompatibilidad, los materiales biológicos deben presentar propiedades adecuadas para el uso al que están destinados. Las combinaciones de biomateriales más utilizadas en la ortopedia son la de metales y aleaciones de metales; los avances científicos en la ciencia de los materiales han dado a conocer nuevas aleaciones más fuertes a base de cobalto o de titanio, las cuales presentan mayor resistencia al desgaste, y por ello, son más convenientes para las aplicaciones en superficies articuladas.

De acuerdo a lo mencionado anteriormente, al diseñar un implante ortopédico, intervienen tres factores importantes, [10]:

- El material y el diseño deben tener resistencia mecánica y a la fatiga adecuada.
- La resistencia a la corrosión debe ser muy buena.
- No debe ser tóxico, cancerígeno o provocar reacciones alérgicas.

Los materiales usados para dichos implantes deben de cumplir con lo mencionado anteriormente, por lo que se presentan a continuación cinco aleaciones mecánicas de uso general, [10]:

1. Acero inoxidable.

Desde hace 40 años se ha utilizado acero inoxidable para implantes, resaltando dentro de este grupo la aleación inoxidable para uso quirúrgico del tipo 316L, la cual se compone de 17 a 20 % de cromo, del 10 al 14% de níquel, del 2 a 4 % de molibdeno, poco carbono (menos del 0.08%) y resto de hierro. Una característica de este material, es que al forjar esta aleación se endurece (aumenta el límite elástico), al incrementar el forjado en frío o la deformación plástica, pero pierden ductilidad al endurecerse. En el caso de los implantes que soportan cargas, se requieren de materiales de forjado; por lo que el acero inoxidable vaciado no es tan duro como el acero inoxidable forjado. El motivo por el cual no se usa los vaciados es que son químicamente no homogéneos y tienen una resistencia inferior a la corrosión; por lo que el acero inoxidable forjado tiene propiedades mecánicas superiores y su costo es relativamente bajo.

2. Aleación vaciada de Cobalto-Cromo-Molibdeno.

Esta aleación fue descubierta hace 70 años, pero desde hace 40 años se comenzó a utilizar para implantes ortopédicos principalmente para osteosíntesis. La composición de la aleación es de 63 a 70% de cobalto, de 25 a 30% de cromo y 5 a 7% de molibdeno con bajas cantidades de impurezas tales como manganeso, níquel, hierro, y carbono. Este tipo de material es más resistente a la corrosión *in vivo* que el acero inoxidable 316L, como desventaja que tiene propiedades mecánicas bajas con respecto a la del acero inoxidable. El vaciado es por medio de un proceso caro, el cual genera una variedad de defectos microscópicos que limitan su rigidez, ductilidad y vida ante la fatiga. Este es el material preferido para implantes permanentes, ya que presenta una mayor resistencia a la corrosión in vivo y también porque tales implantes son usualmente más grandes que los dispositivos para osteosíntesis.

3. Aleación forjada de Cobalto-Cromo-Tungsteno-Níquel.

La aleación forjada tiene 52 a 58% de cobalto, 19 a 21% de cromo, 14 a 16% de tungsteno, 9 a 11% de níquel y diversas cantidades menores de impurezas. Las propiedades mecánicas son similares a la del acero inoxidable 316L y la resistencia a la corrosión es intermedia, mejor que la del acero inoxidable 316L, pero inferior a la aleación vaciada Cobalto-Cromo-Molibdeno, ya que no es conveniente combinarlas en prótesis con componentes múltiples, por ejemplo se ha demostrado que en montajes de clavos-placas, con placas de aleación forjada y clavos o tornillos de la aleación vaciada, se corroen in vivo y causan problemas clínicos.

4. Titanio.

El titanio puro es altamente resistente a la corrosión, pero cuenta con un bajo límite elástico y bajo esfuerzo máximo de tensión; por lo que no es apto en dispositivos de fijación de fracturas. Gracias a la resistencia a la corrosión del titanio, le permite aplicaciones en equipos de procesamiento químico, componentes marinos e implantes biomédicos tales como prótesis de cadera.

5. Aleación “seis-cuatro” de Titanio.

Esta aleación contiene 5.5 a 6.5% de aluminio y 3.5 a 4.5% de vanadio en una base de titanio, con pocas impurezas permitidas. El grado usual que se ofrece para la fabricación de implantes es el grado “ELI”, con niveles especialmente bajo en carbono, oxígeno, nitrógeno e hidrógeno. Conforme a las características del titanio presentadas contra la corrosión presentan menos inflamación que otros metales, sin embargo la experiencia clínica general de las dos décadas en que estas aleaciones han sido implantadas, ha sido muy buena.

La tabla número 1.2 (ver anexos), se comparan las propiedades mecánicas de las aleaciones utilizadas para implantes; de acuerdo a lo mencionado las aleaciones que más sobresalen son la del vaciado Co-Cr-Mo y el acero inoxidable 316L, esta última ofrece propiedades mecánicas superiores, bajo costo y seguridad, pero acostada de la resistencia a la corrosión, mas sin embargo se ha comprobado que las aleaciones de Titanio presentan mejorías al ser usado como materiales de implantación.

Así mismo en la siguiente tabla número 1.3 (ver anexos), los materiales de ingeniería de alta resistencia son mucho más rígidos que el hueso, por lo que un dispositivo para osteosíntesis grande para evitar la falla por fatiga será también muy rígido y soportara la mayoría de las cargas normales, las cuales en otras circunstancias recaerían sobre el hueso. Los materiales de alta resistencia, tienen una ventaja clínica, que la vida ante la fatiga es mayor (con cargas equivalentes) y los retardos de consolidación pueden ser tratados sin temor a que el implante falle.

Capítulo II. Marco teórico.

2.1. Equilibrio de un cuerpo deformable.

La estática es de suma importancia en la aplicación de la mecánica de materiales, por lo que se debe tener conocimiento de sus principios fundamentales; ya que un cuerpo está sometido a diversos tipos de fuerzas externas, tales como fuerza de superficie o fuerza de un cuerpo. [19]

Las primeras son generadas por el contacto directo de un cuerpo con la superficie de otro, dichas fuerzas están distribuidas sobre el área de contacto entre los cuerpos, pero si el área de contacto es pequeña comparada con el área total del cuerpo se puede idealizar como una fuerza concentrada aplicada en un punto y si la carga superficial es aplicada a lo largo del área de contacto se considera una carga distribuida. Mientras que las fuerzas de un cuerpo se desarrollan cuando un cuerpo ejerce una fuerza sobre otro cuerpo sin contacto físico directo entre los cuerpos, tal es el caso de las fuerzas generadas por la gravitación de la Tierra.

Las ecuaciones de equilibrio juegan un papel importante en la mecánica de materiales, ya que para analizar un miembro se necesita de un balance de fuerzas para impedir que el cuerpo se traslade o presente movimiento y un balance de momento para impedir que el cuerpo gire. Otra de las aplicaciones más importantes de la estática y que es importante en la mecánica de materiales son las cargas internas, ya que mediante la estática se determinan las fuerzas internas que actúan en un cuerpo mediante el equilibrio de las cargas externas; son cuatro tipos de cargas que se consideran en la mecánica de materiales.

1. **Fuerza normal N_z .** Actúa de manera perpendicular al área, existen dos tipos de fuerzas normales a tensión o compresión, en ocasiones suele representarse como F_n .
2. **Fuerza cortante V .** se encuentra en el plano del área y se desarrolla cuando las cargas externas tienden a ocasionar que los dos segmentos del cuerpo resbalen uno sobre el otro.

3. **T momento o par torsional T.** se presentan cuando las cargas tienden a torcer un segmento del cuerpo con respecto a otro.
4. **M momento flexionante M.** Es generado por las cargas externas las cuales tienden a flexionar un cuerpo respecto a un eje que se encuentra dentro del plano del área.

Un esfuerzo normal está definido como la intensidad de la fuerza o fuerza por unidad de área, actuando normal al área de la sección transversal del material a analizar, matemáticamente se define como:

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

Donde P es el resultado de la sumatoria de todas las fuerzas internas y A es el área transversal de la sección a analizar.

2.2. Bases para el diseño de vigas.

Las vigas son miembros estructurales que son diseñados con la finalidad de soportar cargas perpendiculares a sus ejes longitudinales, por lo que desarrollan una fuerza cortante interna y un momento flexionante, los cuales varían a lo largo del eje de la viga. En algunos casos pueden estar sometidas a una carga axial interna, pero los efectos de esta son despreciados en el diseño ya que el esfuerzo axial es generalmente más pequeño que los esfuerzos generados por flexión y cortante. [19]

Para el análisis flexionante en una viga, se parte de la premisa que el material tienen un comportamiento de manera elástico lineal, para lo cual es aplicable la Ley de Hooke $\sigma = E * \varepsilon$. Al igual que la variación de la deformación unitaria normal, el esfuerzo σ variara de cero hasta un valor máximo σ_{Max} en puntos donde la distancia centroidal c es máxima como se aprecia en la figura 2.2, aplicando la Ley de Hooke y la ecuación 2.2.1, se obtiene la ecuación 2.2.2, es la ecuación que representa la distribución del esfuerzo sobre la sección transversal.

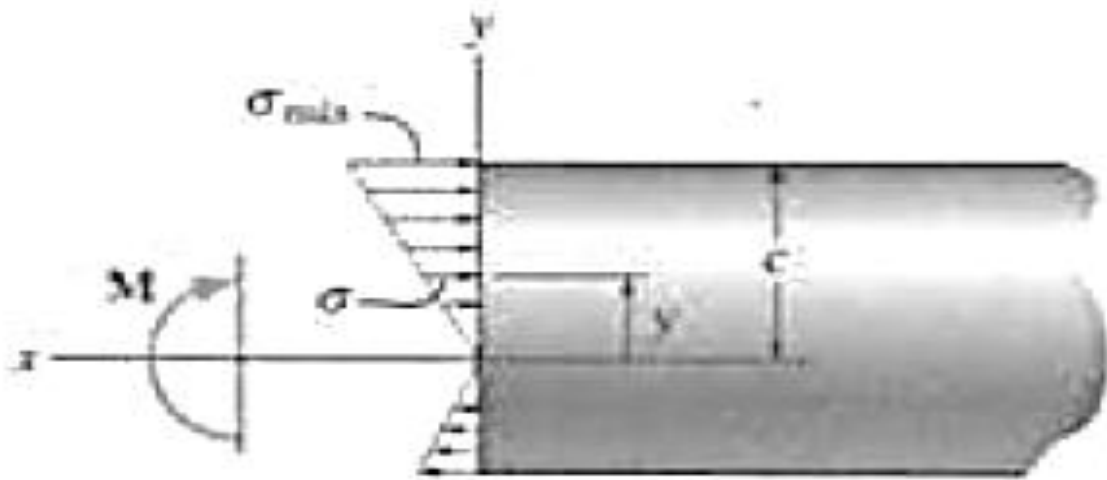


Figura 2.2. Variación del esfuerzo de flexión.

$$\varepsilon = - \left(\frac{y}{c} \right) \varepsilon_{Max}$$

Ecuación 2.2.1. Componente de deformación unitaria normal longitudinal.

$$\sigma = - \left(\frac{y}{c} \right) \sigma_{Max}$$

Ecuación 2.2.2. Distribución del esfuerzo sobre sección transversal.

Si se selecciona una sección de material en un punto específico sobre la sección transversal, solo los esfuerzos tanto de compresión o tensión actuarán sobre él. Además al encontrar el eje neutro de la sección transversal de acuerdo a la condición que la fuerza resultante debe ser cero, se tiene que la fuerza $dF = \sigma dA$, la cual actúa sobre un elemento arbitrario dA , por lo que se requiere lo siguiente:

$$\begin{aligned} F_R = F_X \qquad 0 &= \int_A dF = \int_A \sigma \cdot dA \\ &= \int_A - \left(\frac{y}{c} \right) \sigma_{Max} \cdot dA \end{aligned}$$

$$= \frac{-\sigma_{Max}}{C} \int_A y dA$$

$$\therefore \int_A y dA = 0$$

Por lo que el momento estático de la sección transversal debe ser cero; dicha condición se satisface si el eje neutro es el eje centroidal horizontal de la sección transversal. Además se puede determinar el esfuerzo en la viga, partiendo que el momento interno resultante debe ser igual al momento producido por la distribución del esfuerzo respecto al eje neutro, observando la imagen 2.2.1., el momento dF respecto al eje neutro es $dM = \sigma dA$ el cual es positivo de acuerdo a la regla de la mano derecha.

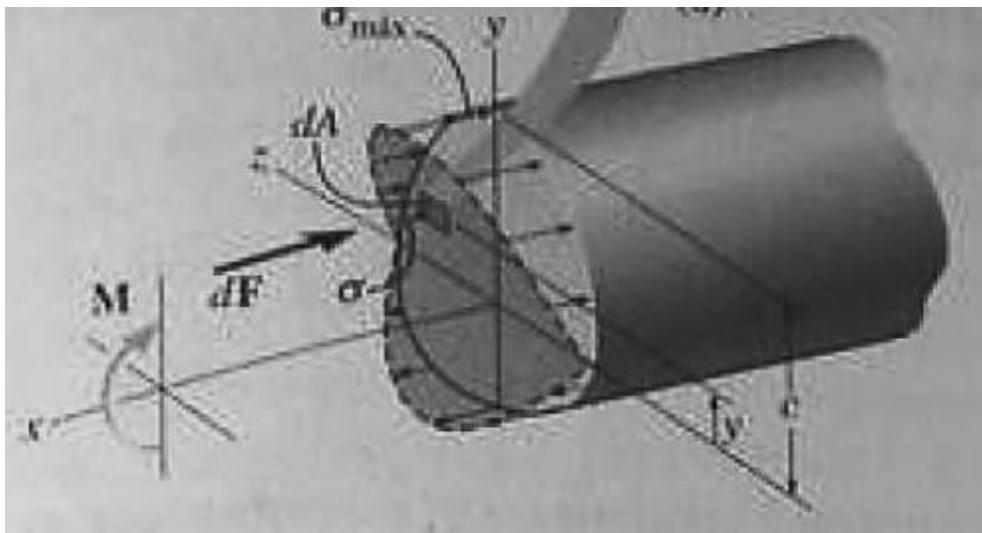


Figura 2.2.1. Equilibrio de momento respecto al eje neutro.

$$\begin{aligned}
 (M_R)_Z &= \Sigma M_Z & M &= \int_A y dF = \int_A y (-\sigma \cdot dA) \\
 & & &= \int_A y \left(\frac{y}{c} \sigma_{Max} \right) dA \\
 \therefore M &= \frac{-\sigma_{Max}}{C} \int_A y^2 dA
 \end{aligned}$$

Ecuación 2.2.3. Momento de inercia de la sección

De la ecuación anterior, la integral representa el momento de inercia de la sección transversal de la viga respecto al eje neutro, el cual se denota como I , por lo que al despejar para σ_{Max} se tiene como resultado la ecuación de la flexión.

$$\sigma_{Max} = \frac{M \cdot c}{I}$$

Ecuación 2.2.4. Ecuación del esfuerzo flexionante.

Dicha ecuación se puede usar para análisis de la distribución del esfuerzo normal de un miembro recto prismático hecho con un material homogéneo que presenta un comportamiento elástico lineal. En la elaboración de los diagramas de momento y cortante, se encuentran los valores correspondientes a dichas fuerzas, posteriormente se trazan los valores de la fuerza cortante con respecto al eje x, así mismo los de momento flexionante; si los valores obtenidos en el análisis matemático son positivos, estos se colocan arriba del eje x, si son negativos se colocan por debajo de dicho eje.

2.3 Columna ideal.

Para el diseño de una columna, es importante conocer el comportamiento de la misma, por lo que el pandeo de una columna ocurre con respecto al eje principal de la sección transversal de menor momento de inercia; por lo que los ingenieros tratan de tener un equilibrio entre los momentos de inercia iguales en todas las direcciones.

La ecuación de pandeo para una columna soportada por pasadores (ecuación de Euler) es de la siguiente forma, [19]:

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{L^2}$$

Ecuación 2.3.1. Ecuación Euler para el pandeo de una columna.

Más sin embargo, el caso anterior no es el único tipo de soporte para columnas, por lo que dependiendo de cada uno existe una longitud llamada longitud efectiva. La ecuación 2.3.1 (ecuación de Euler) está únicamente desarrollada para el caso de una columna con extremos articulados, por lo que L representa la distancia no soportada entre los momentos ceros. Por lo que una columna al estar soportada de otra forma dicha ecuación puede usarse para determinar la carga crítica siempre que L represente la distancia entre los puntos de momento cero, dicha distancia se llama longitud efectiva L_e , tal es el caso de la columna articulada en sus extremos $L_e = L$. Pero para el caso de una columna empotrada en un extremo y libre en el otro, se tiene que la curva de deflexión es la mitad de la curva asociada con una columna articulada en sus extremos y que su longitud es de $2L$, por lo que $L_e = 2L$. Para una columna doblemente empotrada, tiene puntos de inflexión o momentos ceros a una distancia de $L_e/4$ desde cada soporte; por lo que la longitud efectiva se representa entonces por la distancia media de su longitud $L_e = 0.5L$. Mientras que una columna que está empotrada y articulada los puntos de inflexión están a una distancia aproximada de $0.7L$ desde los extremos articulados, por lo que $L_e = 0.7L$. A lo anterior, muchos códigos de diseño proporcionan fórmulas que emplean un coeficiente adimensional K llamado como factor de longitud efectiva, el cual está definido como $L_e = KL$; por lo que la ecuación 3.5 se puede reescribir como

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} \quad (KL) \text{ Es la relación de esbeltez efectiva de la columna.}$$

Ecuación 2.3.2. Ecuación Euler considerando longitud efectiva.

2.4. Diseño de columnas cargadas axialmente.

En el diseño de columnas cargadas de manera axial, se consideran el comportamientos de diferentes longitudes de columnas, por lo que los códigos de diseño especifican diferentes fórmulas que se ajusten en el intervalo del tamaño de cada una, esto es cortas, medias y largas; por lo que cada fórmula será válida para un determinado valor de relaciones de esbeltez, por lo que es importante tener cuidado con los límites de KL/r , dentro de los cuales cada formula es válida. [19].

En el caso de diseño de las columnas de acero estructural, se rigen de acuerdo a las ecuaciones propuestas por el Structural Stability Research Council (SSRC). Dichas ecuaciones presentan un factor de seguridad y han sido aceptadas en la industria de la construcción por el American Institute of Steel Construction (AISC). Dichas especificaciones estipulan dos fórmulas para el diseño de columnas, las cuales dan el esfuerzo permisible máximo en la columna para un intervalo específico de las relaciones de esbeltez; por lo que para columnas largas se tiene la siguiente fórmula de Euler:

$$\sigma_{perm} = \frac{\pi^2 \cdot E}{(KL/r)^2}$$

Ecuación 2.4.1. Ecuación para columnas largas.

Pero la aplicación de la fórmula anterior requiere de un factor de seguridad $F.S = \frac{23}{12} \approx 1.92$, por tanto para el diseño se tiene que:

$$\sigma_{perm} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot E}{23(KL/r)^2} \quad \text{Siempre y cuando} \quad \left(\frac{KL}{r}\right)_c \leq \frac{KL}{r} \leq 200$$

Ecuación 2.4.2. Ecuación para columnas largas aplicado un factor de seguridad de acuerdo a AISC Y SSRC

La aplicación de dicha fórmula requiere que sea aplicable para la relación de esbeltez limitada. Así mismo en bases a experimentos se ha demostrado que secciones de acero laminados pueden existir esfuerzos residuales de compresión cuya magnitud puede ser la mitad del esfuerzo de fluencia; por lo que en la fórmula de Euler si el esfuerzo es mayor que la mitad del esfuerzo de fluencia, la ecuación no es válida; por lo tanto el valor de $\left(\frac{KL}{r}\right)_c$, se determina de la siguiente manera:

$$\frac{1}{2}\sigma_y = \frac{\pi^2 \cdot E}{(KL/r)^2}$$

$$\therefore \left(\frac{KL}{r}\right)_c = \sqrt{\frac{2 \cdot \pi^2 \cdot E}{\sigma_y}}$$

Ecuación 2.4.3. Relación de esbeltez para materiales que son mayores a la mitad del esfuerzo de fluencia

Pero para aquellas columnas que las relaciones de esbeltez sean menores que $\left(\frac{KL}{r}\right)_c$, se diseñan mediante una ecuación empírica:

$$\sigma_{Max} = \left[1 - \frac{\left(\frac{KL}{r}\right)^2}{\left(\frac{KL}{r}\right)_c^2} \right] \sigma_y$$

Ecuación 2.4.4. Determinación del esfuerzo máximo para columnas con relación menores a $\left(\frac{KL}{r}\right)_c$

Pero al hacer uso de la fórmula anterior, requiere de la aplicación de un factor de seguridad, el cual se define como F.S = $\frac{5}{3} \approx 1.67$, cuando $\frac{KL}{r} = 0$, e incrementa a F.S = $\frac{23}{12} \approx 1.92$ en $\left(\frac{KL}{r}\right)_c$, por lo que la ecuación 3.10 se puede reescribir para efectos de diseño como sigue:

$$\sigma_{perm} = \frac{\left[1 - \frac{(KL/r)^2}{2(KL/r)_c^2} \right] \cdot \sigma_y}{\left\{ \left(\frac{5}{3}\right) + \left[\left(\frac{3}{8}\right) \frac{(KL/r)}{(KL/r)_c} \right] - \left[\frac{(KL/r)^3}{8(KL/r)_c^3} \right] \right\}}$$

Ecuación 2.4.5. Ecuación para columnas cuya relación de esbeltez sean menores a la relación de la ecuación 2.4.4

2.5. Tornillos, sujetadores y diseño de uniones

Actualmente en la innovación de cualquier mecanismo es de suma importancia el adecuado análisis de diseño de todas sus partes que juegan un papel de suma importancia para el desempeño adecuado, en el diseño del fijador externo, el diseño adecuado de los clavos es vital, como la parte roscada adecuada que tendrá; de la misma manera que la parte central ya que este será como un tornillo de potencia, el cual cambia un movimiento angular a movimiento lineal para transmitir potencia o desarrollar grandes fuerzas por ejemplo las prensas; o los sujetadores roscados los cuales son elementos fundamentales en las uniones no permanentes, [20].

2.5.1. Normas y definiciones de roscas.

La terminología utilizada en las roscas de tornillo, la cual se ilustra en la figura 2.5.1; es la siguiente, [20]:

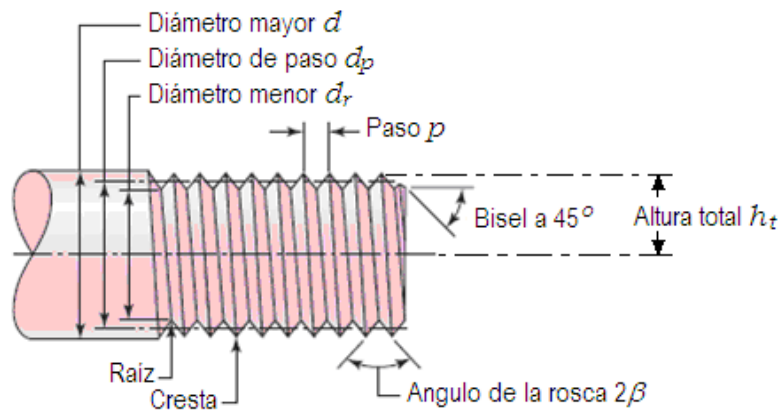


Figura 2.5. Terminología de roscas de tornillo.

El **paso** (p) es la distancia que existe entre dos cuerdas adyacentes medidas en forma paralela al eje de la rosca; en el caso de las unidades inglesas, es el recíproco del número de cuerdas por pulgada.

El **diámetro mayor** (d) como su nombre lo indica es el diámetro más grande de una rosca de tornillo.

El **diámetro menor o de la raíz** (d_r), es el diámetro más pequeño de una rosca de tornillo.

Diámetro de paso (d_p), es un diámetro teórico entre los diámetros mayor y menor.

Altura más grande de la rosca h_t .

El **avance** (l), es la distancia en la cual se desplaza una tuerca en forma paralela al tornillo cuando se le da una vuelta. Cabe resaltar que el paso depende del número de rosca existente en el tornillo, esto es un producto con rosca sencilla o con rosca múltiple, este último es el que tiene dos o más roscas cortadas de lado a lado, tal es el caso de la figura 2.5.1.2.

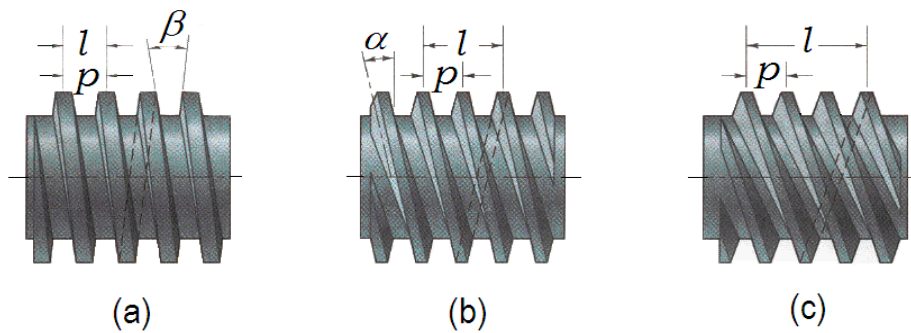


Figura 2.5.1.2.- Tornillos de rosca a) simple, b) doble, c) triple.

Mediante la ecuación 2.5.1, se puede determinar el avance para cada tornillo, m representa el número de rosca ya sea simple, doble o triple, mientras que p , es el paso.

$$l = m \cdot p$$

Ecuación 2.5.1. Ecuación para determinar el avance

De acuerdo a las normas para roscas American National Unified, ha sido aprobada en Estados Unidos y Gran Bretaña, para el empleo de todos los productos roscados estandarizados, el ángulo de la rosca es de 60° y sus crestas para ser aplanados. Además se pueden hacer uso de otros perfiles de roscas para tener una amplia variedad de aplicaciones. En la figura (2.5.1.3) se presentan dos tipos comunes de uso el ACME y el UN.

El primero se utiliza en los tornillos de potencia y en roscas de máquinas herramientas; el segundo también se utiliza con mucha frecuencia. El perfil Acme tiene un ángulo de rosca de 29° , mientras que el unificado (UN) tiene un ángulo de rosca de 60° . El perfil métrico (M) es popular y muy similar al perfil UN, [20, 21].

El perfil métrico M reemplaza la clase en pulgadas; así mismo se especifican mediante el diámetro y el paso en milímetros, por ejemplo $M12 \times 1.75 \text{ mm}$ es una rosca que tiene un diámetro nominal de 12 mm y un paso de 1.75 mm.

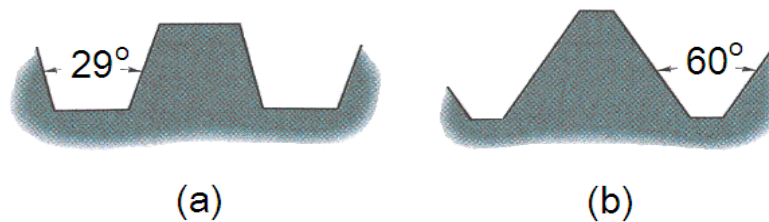


Figura 2.5.1.3.- Perfiles de rosca. a) Acme; b) UN.

En la siguiente figura 2.5.1.4 se muestra de manera detallada los perfiles de rosca M y UN

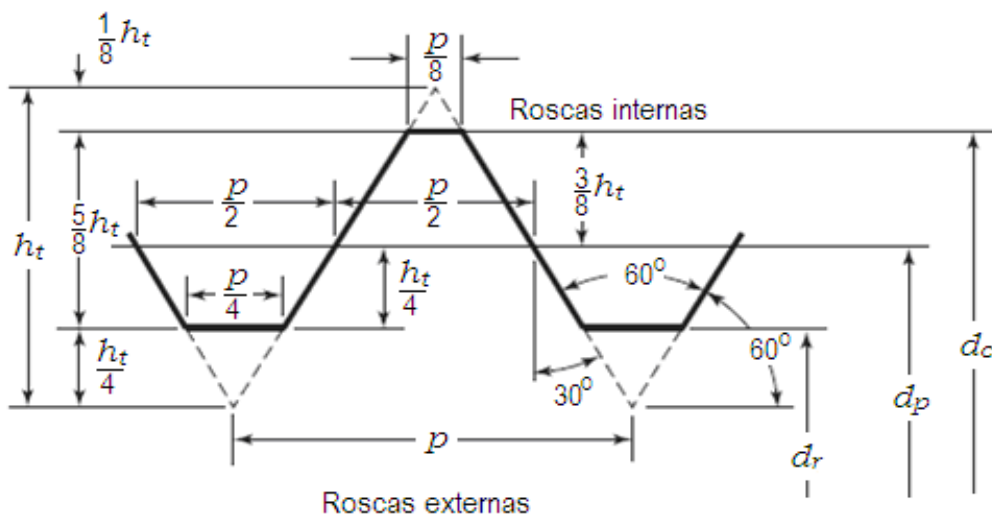


Figura 2.5.1.3. Detalles de las roscas M y UN.

De acuerdo con la figura anterior se tiene:

$$h_t = \frac{0.5 p}{\tan 30} = 0.866 p$$

Ecuación 2.5.2. Ecuación para determinar la altura más grande de la rosca.

$$d_r = d_c - 1.0825 p$$

Ecuación 2.5.3. Ecuación para determinar el diámetro de la cresta para roscas métricas.

$$d_p = d_c - 0.6495 p$$

Ecuación 2.5.4. Ecuación para determinar diámetro de paso para roscas métricas

El termino series de rocas se utiliza a cualquier tipo de roscas de cualquier tamaño, cada una de las series de roscas tiene el mismo número de roscas por pulgada; además de este término, los perfiles de rosca se pueden clasificar por la esbelteza, la cual se refiere a la calidad y al número de roscas por pulgada producidas sobre un diámetro común del sujetador; las designaciones que siguen después de las siglas significan lo siguiente:

- **C.** Roscas de paso basto
- **F.** Roscas de paso fino.
- **EF.** Roscas de paso extrafino.

2.6. Sujetadores roscados.

Los sujetadores usados para la sujeción entre dos puntos de contacto necesitan de una parte roscada, la cual dependiendo de la serie del tornillo ya sea en pulgadas o milimétricos se tienen las siguientes ecuaciones, [20]:

Para las roscas métricas se tiene la ecuación 2.6.1, [21]:

$$L_R = 2d_c + 6 \text{ mm} \quad L_T \leq 125, d_c \leq 48 \text{ mm}$$

$$L_R = 2d_c + 12 \text{ mm}, \quad 125 < L_T \leq 200 \text{ mm}$$

$$L_R = 2d_c + 25 \text{ mm}, \quad L_T > 200 \text{ mm}$$

Para las roscas en serie de pulgada la ecuación 2.6.2, [21]:

$$L_R = 2d_c + 0.25 \text{ pul}, \quad L_T \leq 6 \text{ pul}$$

$$L_R = 2d_c + 0.50 \text{ pul}, \quad L_T > 6 \text{ pul}$$

Cabe recordar que el propósito de todo tornillo o sujetador es sujetar dos o más partes; la carga de sujeción estira o alarga el tornillo, la carga se obtiene haciendo girar la tuerca hasta que el tornillo se alargue hasta alcanzar el límite elástico.

2.7. Rigidez del elemento.

La rigidez que se tiene en la zona de sujeción de un sujetador tiene por objetivo saber qué es lo que ocurre al tener la conexión ensamblada al someterla a una carga externa. En el agarre de un sujetador puede haber más de dos elementos de sujeción; por lo que en conjunto actúan como resorte de compresión en serie y por ello que exista la relación con el resorte, por lo que la rigidez del elemento se puede calcular como, [20]:

$$\frac{1}{k_m} = \frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2} + \frac{1}{k_3} + \dots + \frac{1}{k_i}$$

Ecuación 2.7. Rigidez del resorte.

Por lo que recordando la ecuación de la constante del resorte y sustituyendo en la ecuación 2.7, [21]:

$$k = \frac{AE}{L_T}$$

Ecuación 2.7.1. Constante de rigidez del resorte.

$$\frac{1}{k_b} = \frac{4}{\pi E} \left(\frac{L_S}{d_c^2} + \frac{L_R}{dr^2} \right)$$

Ecuación 2.7.2. Ecuación para la rigidez.

Capítulo III. Análisis dimensional.

3.1. Modelado fémur.

Para el análisis numérico del espárrago central y de los clavos del fijador externo los cuales van a estar en contacto con el hueso, se tomó como referencia a una persona de estatura y una masa promedio, esto es de 1.70 metros de alto con una masa de 70 kg; para ello, se tuvo que tomar las dimensiones físicas del fémur humano de dichas características, el cual fue facilitado por el Doctor Luis Francisco Pérez Chávez, quien es catedrático de la carrera de Medicina Humana en la Universidad Salazar; a continuación se ilustran las fotografías tomadas.

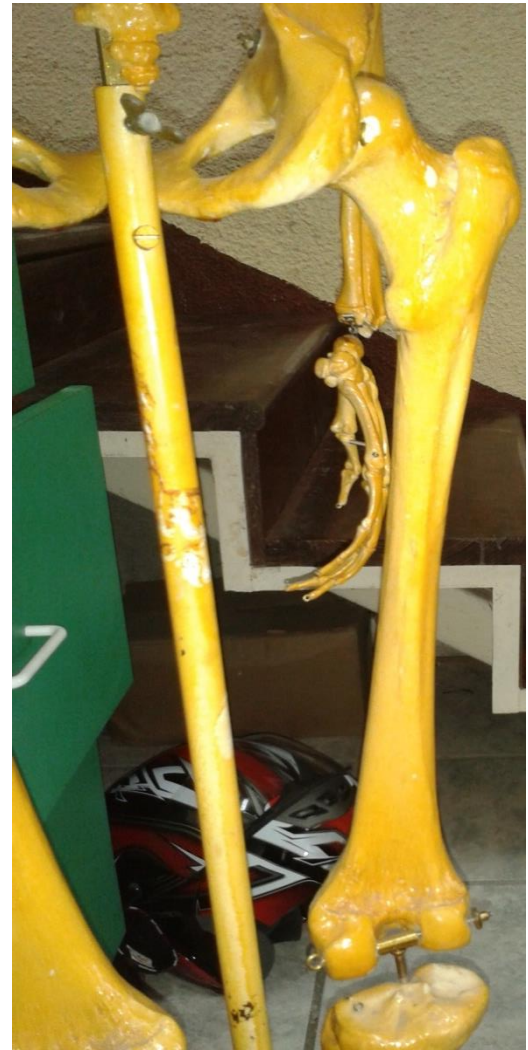


Figura 3.1. Se muestra la vista frontal y superior de la cabeza del fémur y la pectínea.

En la figura 3.1 se muestra la articulación de la cabeza femoral y la eminencia ilíaca (pectínea), el cual es el sitio donde está articulado el fémur con la cadera. En la siguiente figura (figura 3.2) se ilustra la parte inferior donde se articula el fémur con la tibia, (1) indica el tubérculo del aproximador (aductor), (2) indica el epicóndilo lateral y (3) es la Tuberosidad de la tibia.



Figura 3.2. Articulación inferior del fémur.

Otra parte principal de la parte inferior del fémur es la rótula, la cual está ubicada entre el tubérculo del aproximador (aductor) y el epicóndilo lateral. (1) indica el tubérculo del aproximador (aductor), (2) indica el epicóndilo lateral, (3) es la Tuberosidad de la tibia y (4) es la rótula. (Figura 3.3)

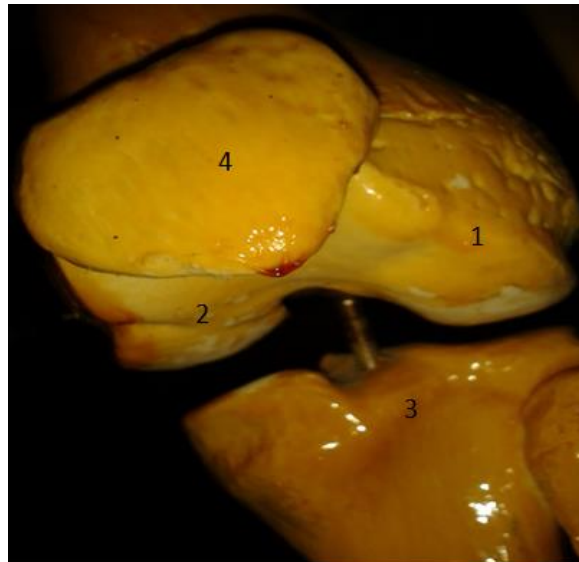


Figura 3.3. Vista frontal de la rótula.

3.2. Calculo de la obtención del diámetro (primer análisis).

Para el análisis del sujetador externo se realizara de acuerdo a la teoría de vigas y columnas, con la finalidad de tener como resultados los diámetros adecuados, tanto para los clavos y la parte central del mecanismo. Se iniciara con el cálculo de la fuerza que soporta el fémur, teniendo como datos el esfuerzo a compresión del fémur humano, así mismo del diámetro mínimo que presenta nuestro modelo, para el cual tomamos como referencia las medidas de un esqueleto humano de una persona de 1.70 metros de altura y con una masa de 70 kg. Los datos del fémur son:

$$\sigma = 167 \times 10^6 \text{ N/m}^2 \quad d = 2.3 \text{ cm}$$

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots \dots \dots (3.1)$$

De la ecuación de esfuerzo (3.1), se despeja para F:

$$F = \sigma \cdot A \quad F = (167 \times 10^6 \text{ N/m}^2) \cdot \left(\frac{\pi \cdot (0.023)^2}{4} \right)$$

$$F = 69.40 \times 10^3 \text{ N}$$

La figura número 3.4, muestra la manera que se aplicara la fuerza resultante obtenida para este análisis, la cual se dividirá entre dos, ya que dicha intensidad se repartirá entre los cuatro clavos dos ubicados en la parte superior y dos en la parte inferior, además existe una distancia de separación de 18 cm, el análisis que se obtenga con los clavos de la parte superior serán los mismos que lo de la parte inferior. Al dividir la fuerza resultante entre dos se obtiene: $F = 34.7 \times 10^3 \text{ N}$



Figura 3.4. Aplicación de la fuerza del hueso.

Al iniciar el análisis del mecanismo, se comenzó con los clavos, los cuales fueron analizados como viga circular simplemente empotrada (figura 3.5), con un longitud de 0.25 metros y la fuerza aplicada en un extremo. La siguiente figura muestra la manera en que se aplicó la fuerza para el análisis la cual tiene una magnitud de $34.7 \times 10^3 \text{ N}$

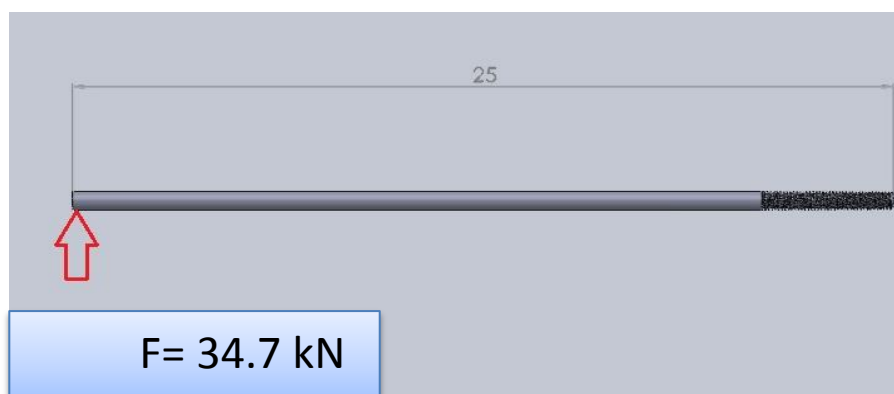


Figura 3.5. Análisis de los clavos.

Se tomó un solo clavo para el análisis matemático, la siguiente imagen (numero 3.6), muestra que el clavo se tomara como una viga simplemente empotrada y libre en el extremo opuesto.

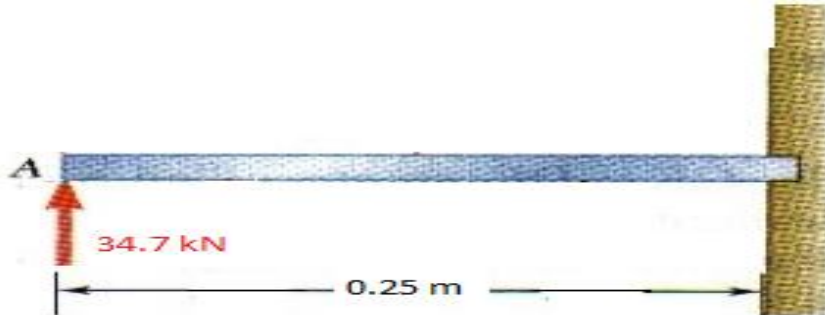
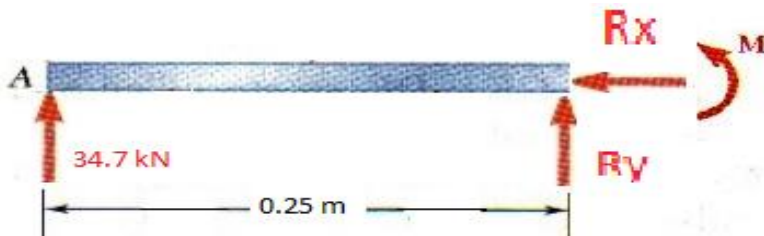


Figura 3.6. Análisis estructural del clavo.

Aplicando equilibrio estático a la figura anterior, se tiene:



$$+ (\leftarrow) \sum F_x = 0$$

$$R_x = 0$$

$$- (\uparrow) \sum F_y = 0$$

$$34.7 \times 10^3 \text{ N} + R_y = 0 \therefore R_y = -34.7 \times 10^3 \text{ N}$$

$$\leftarrow (+) \sum M = 0$$

$$M_R - (0.25)(34.7 \times 10^3) = 0 \therefore M_R = 8675 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Con los datos anteriores obtenidos del equilibrio estático, se procede al análisis de acuerdo a la teoría de viga, para efectos de graficar los diagramas de cortante y momento se hizo uso del programa MDSolids 4.0, la siguiente imagen (numero 3.7) muestra las gráficas correspondientes de cortante y momento.

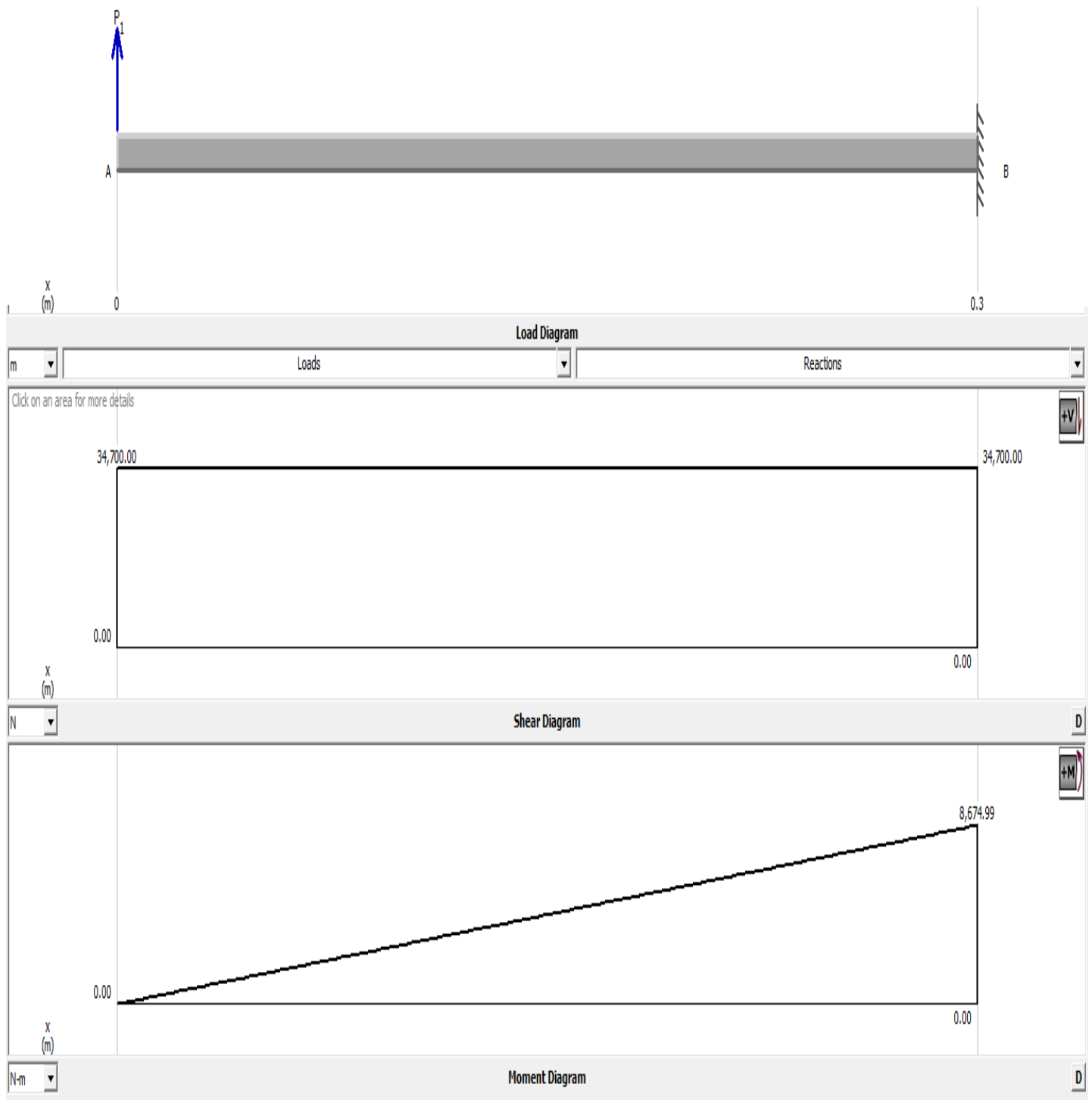


Figura 3.7. Diagramas de cortante y momento del clavo analizado.

Ahora bien una vez hecho los cálculos estáticos, de momentos y cortantes, se tomó el momento máximo que se encuentra aplicado en la viga, con la finalidad de determinar el diámetro requerido; dicho momento tiene un valor de $M_{MAXIMO} = 8675 \text{ N} \cdot \text{m}$ el cual esta aplicado al final de la viga, que para este caso sería el clavo. Mediante la ecuación (3.2), se determinó el diámetro requerido para el clavo:

$$\sigma_{Max} = \frac{M_{maximo} \cdot C}{I} \dots \dots \dots (3.2)$$

Con la ecuación (3.2), se hará dos análisis con dos materiales propuestos con la finalidad de analizar cuál es el material adecuado con que se puedan construir los clavos; uno de ellos es el acero inoxidable 316 L, el otro material es la aleación de Titanio Ti-6Al-4V. Para el análisis matemático se tomara σ_{Max} , el esfuerzo de fluencia de cada material. En la tabla número 3 (ver anexos) se tienen los valores que se necesitaran para los cálculos efectuados.

Las propiedades del área circular que se van a necesitar en la ecuación número 3.2 son las siguientes:

$$C = \frac{d}{2} \quad I = \frac{\pi}{4} \cdot \left(\frac{d}{2}\right)^4 = \frac{\pi \cdot d^4}{64}$$

Tomando la ecuación (3.2), para realizar un primer análisis con el acero inoxidable, sustituyendo los valores de las secciones circulares y las propiedades mecánicas de dicho material se tiene:

$$485 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{8675 \cdot \left(\frac{d}{2}\right)}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}}$$

$$485 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{4337.5 \cdot (d)}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}}$$

$$\therefore d = 0.0566 \text{ m} = 5.66 \text{ cm}$$

Haciendo el mismo análisis, pero tomando el valor del esfuerzo de fluencia de la aleación de Titanio, se tiene:

$$923.90 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{8675 \cdot \left(\frac{d}{2}\right)}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}}$$

$$923.90 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{4337.5 \cdot (d)}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}}$$

$$\therefore d = 0.04573 \text{ m} = 4.57 \text{ cm}$$

Una vez realizado el análisis del diámetro del clavo, se pasa a analizar la parte central del cuerpo, esto es el tornillo el cual al girarlo hará que se comprima o se tense el hueso, la longitud que se considera aquí, fue tomada desde la mitad de los clavos superiores hasta la mitad de los clavos inferiores, dicha longitud fue de 23.8 cm igual a 0.238 m. se considerara la parte central del mecanismo como una columna, para efectos de cálculo del diámetro idóneo, se considerara la fuerza $F = 69.4 \times 10^3 \text{ N}$, no como en el caso de los tornillos, ya que aquí soportara toda la fuerza. El material a usar es acero inoxidable 316 L, la figura numero 3.8 muestra la forma en que se analizara al fijador externo.

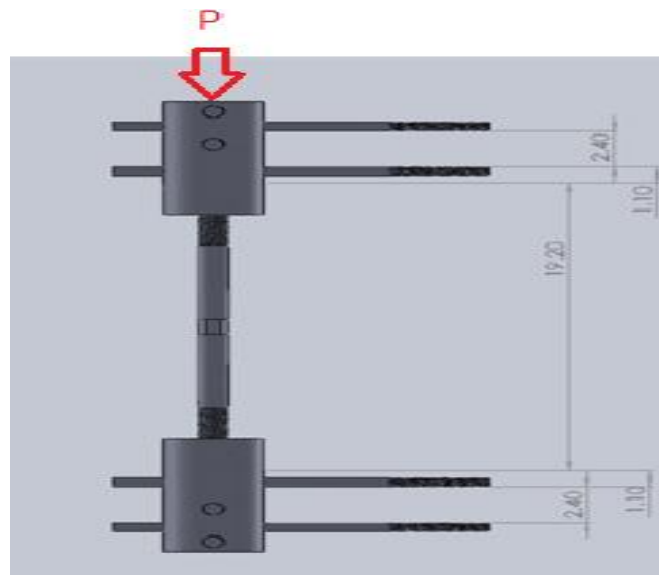


Figura 3.8. Análisis de la parte central del fijador externo.

Para una mayor compresión se necesitara de un diagrama que muestre a la parte central ya cargada, el cual se muestra en la figura 3.9. Posteriormente se tomaron las ecuaciones de la teoría de columnas.

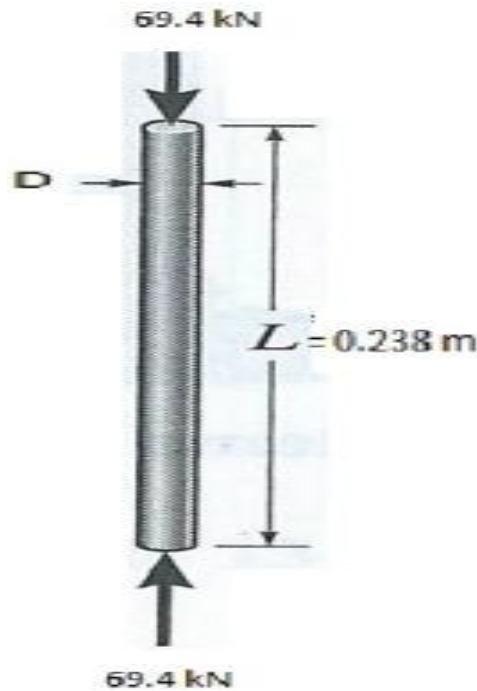


Figura 3.9. Se muestra el diagrama correspondiente a la barra central una vez cargada.

$$\sigma_{perm} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot E}{23(KL/r)^2} \dots \dots (3.3) \quad \text{Si } \left(\frac{KL}{r}\right)_c \leq \frac{KL}{r} \leq 200 \dots \dots (3.4)$$

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = \sqrt{\frac{2 \cdot \pi^2 \cdot E}{\sigma_Y}} \dots \dots \dots (3.5)$$

Los cálculos se iniciaron con el radio de giro, el cual queda en términos del diámetro:

$$r = \sqrt{\frac{\frac{\pi \cdot d^4}{64}}{\frac{\pi \cdot d^2}{2}}} = \frac{d}{4}$$

Después se tomó a la ecuación (3.5) y se determinó la razón de esbeltez, para materiales que se comportan de manera elástica.

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = \sqrt{\frac{2 \cdot \pi^2 \cdot (203 \times 10^9)}{485 \times 10^6}}$$

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = 90.89$$

Mediante la ecuación (3.3) se hizo el cálculo del diámetro para la columna, y se sustituyó todos los valores requeridos en dicha ecuación, se obtuvieron tres diámetros diferentes ya que se hizo variar a k el primer valor del diámetro se obtuvo cuando $k=1$ que es el caso de una columna articulada en los extremos, posteriormente el segundo diámetro fue el resultado de $k=0.5$ cuando es empotrado en sus extremos y por último cuando $k=2$ para el caso cuando es empotrado en un extremo y libre en el otro.

K=0.5

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{0.5 \cdot 0.238}{\frac{d}{4}}\right)^2}$$

$$\frac{88.3628 \times 10^3}{d^2} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{0.476}{d}\right)^2}$$

$$\frac{88.3628 \times 10^3}{d^2} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9 \cdot d^2}{5.211248}$$

$$d = 0.01176 \text{ m} = 1.176 \text{ cm}$$

K=1

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{0.238}{\frac{d}{4}}\right)^2}$$

$$\frac{88.3628 \times 10^3}{d^2} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{0.952}{d}\right)^2}$$

$$\frac{88.3628 \times 10^3}{d^2} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9 \cdot d^2}{20.8449}$$

$$d = 0.0166 \text{ m} = 1.66 \text{ cm}$$

K=2

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{2 \cdot 0.238}{\frac{d}{4}}\right)^2}$$

$$\frac{88.3628 \times 10^3}{d^2} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{1.904}{d}\right)^2}$$

$$\frac{88.3628 \times 10^3}{d^2} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9 \cdot d^2}{83.3799}$$

$$d = 0.0235 \text{ m} = 2.35 \text{ cm}$$

Comprobando con los resultados obtenidos en la razón de esbeltez de la ecuación (4) para cada caso

K= 0.5

$$90.89 \leq \frac{0.5 \times 0.238}{\frac{0.01176}{4}} \leq 200$$

$$90.89 \leq 40.476 \leq 200$$

K= 1

$$90.89 \leq \frac{1 \times 0.238}{\frac{0.0166}{4}} \leq 200$$

$$90.89 \leq 57.349 \leq 200$$

$$K=2$$

$$90.89 \leq \frac{2 \times 0.238}{\frac{0.0235}{4}} \leq 200$$

$$90.89 \leq 81.02 \leq 200$$

Se comprobó que ninguno de los diámetros cumple con la razón de esbeltez obtenido con los mismos, por lo que las relaciones menores a $\left(\frac{KL}{r}\right)_c$. Por lo que de acuerdo con la teoría de columnas se recalcula mediante la siguiente ecuación.

$$\sigma_{perm} = \frac{\left[1 - \frac{(KL/r)^2}{2(KL/r)c^2}\right] \cdot \sigma_Y}{\left\{\left(\frac{5}{3}\right) + \left[\left(\frac{3}{8}\right) \frac{(KL/r)}{(KL/r)c}\right] - \left[\frac{(KL/r)^3}{8(KL/r)c^3}\right]\right\}} \dots \dots \dots (3.6)$$

Se utilizó (6), para los tres casos de k, así mismo para la determinación del diámetro se utilizó una TI voyage 200.

$$K=0.5$$

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{\left[1 - \frac{(0.476/d)^2}{2(90.89)^2}\right] \cdot (485 \times 10^6)}{\left\{\left(\frac{5}{3}\right) + \left[\left(\frac{3}{8}\right) \frac{(0.476/d)}{(90.89)}\right] - \left[\frac{0.476/d}{8(90.89)^3}\right]\right\}}$$

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{[485 \times 10^6 - 29.3548 \times 10^3 \cdot (0.476/d)^2]}{\left\{\left(\frac{5}{3}\right) + [4.1258 \times 10^{-3} (0.476/d)] - [1.664 \times 10^{-7} (0.476/d)]\right\}}$$

$$d = 0.0183 \text{ m}$$

$$k = 1$$

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{\left[1 - \frac{(0.952/d)^2}{2(90.89)^2}\right] \cdot (485 \times 10^6)}{\left\{\left(\frac{5}{3}\right) + \left[\left(\frac{3}{8}\right) \frac{(0.952/d)}{(90.89)}\right] - \left[\frac{0.952/d}{8(90.89)^3}\right]\right\}}$$

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{[485 \times 10^6 - 29.3548 \times 10^3 \cdot (0.952/d)^2]}{\{(\frac{5}{3}) + [4.1258 \times 10^{-3} (0.952/d)] - [1.664 \times 10^{-7} (0.952/d)]\}}$$

$$d = 0.01978 \text{ m}$$

$$\mathbf{k = 2}$$

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{\left[1 - \frac{(1.904/d)^2}{2(90.89)^2}\right] \cdot (485 \times 10^6)}{\{(\frac{5}{3}) + \left[\left(\frac{3}{8}\right) \frac{(1.904/d)}{(90.89)}\right] - \left[\frac{1.904/d}{8(90.89)^3}\right]\}}$$

$$\frac{69.4 \times 10^3}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{[485 \times 10^6 - 29.3548 \times 10^3 \cdot (1.904/d)^2]}{\{(\frac{5}{3}) + [4.1258 \times 10^{-3} (1.904/d)] - [1.664 \times 10^{-7} (1.904/d)]\}}$$

$$d = 0.0238 \text{ m}$$

Una vez obtenido los tres diámetros, se comprueba lo siguiente $\frac{KL}{r} \leq \left(\frac{KL}{r}\right)_c$

$$\mathbf{K = 0.5}$$

$$\frac{0.5 \times 0.238}{0.0183/4} \leq 90.89$$

$$26.010 \leq 90.89$$

$$\mathbf{K=1}$$

$$\frac{1 \times 0.238}{0.01978/4} \leq 90.89$$

$$48.129 \leq 90.89$$

$$K=2$$

$$\frac{2 \times 0.238}{0.0238 / 4} \leq 90.89$$

$$80 \leq 90.89$$

El diámetro a elegir será el de $d = 0.01978 \text{ m} = 1.978 \text{ cm} \therefore d = 2 \text{ cm}$ correspondiente a $k = 1$, este valor de la constante k es de las columnas que están articuladas en sus extremos, es el caso que se consideró para el análisis.

3.3. Calculo de la obtención del diámetro (segundo análisis).

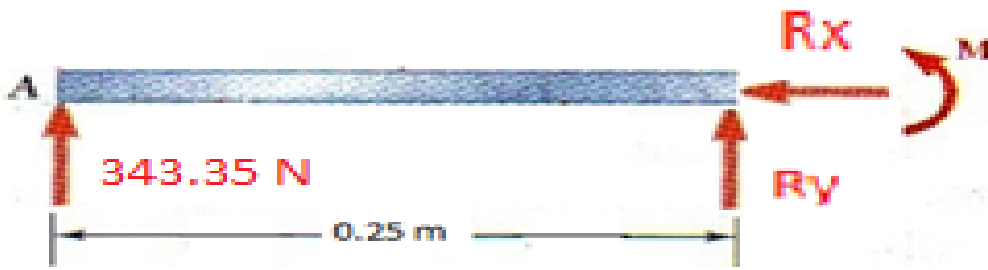
Un segundo análisis para la determinación del diámetro de los clavos es considerando la fuerza del propio peso, esto se hizo ya que los primeros diámetros son elevados con respecto a los existentes en el mercado que oscilan entre los 9 mm con reducción a 6 mm, y de 6 mm a 4 mm, las reducciones sirven para que sea más fácil la penetración del clavo con la ayuda de un taladro de baja velocidad. La consideración de tomar en cuenta la fuerza generada por la masa del paciente, es por la encontrada en la consolidación de las fracturas, en el tema sobre soporte de carga y dinamización.

La fuerza considerada fue la generada por la masa tomando como referencia a una persona con $m = 70 \text{ kg}$., una vez obtenido el peso de la persona se divide entre dos por la razón que ese peso será soportado por los clavos tanto superiores como inferiores.

$$F = W = (70 \text{ kg}) \cdot (9.81 \text{ m/s}^2)$$

$$F = W = \frac{686.7 \text{ N}}{2}$$

$$F_A = 343.35 \text{ N}$$



$$+ (\leftarrow) \sum F_x = 0$$

$$R_x = 0$$

$$- (\uparrow) \sum F_y = 0$$

$$343.35 \text{ N} + R_y = 0 \therefore R_y = -343.35 \text{ N}$$

$$\leftarrow (+) \sum M = 0$$

$$M_R - (0.25)(343.35) = 0 \therefore M_R = 85.84 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Usando el programa MDSolids 4.0, en el cual se analizó el clavo para efectos de obtener el diagrama de cortante y momento, figura 3.10.

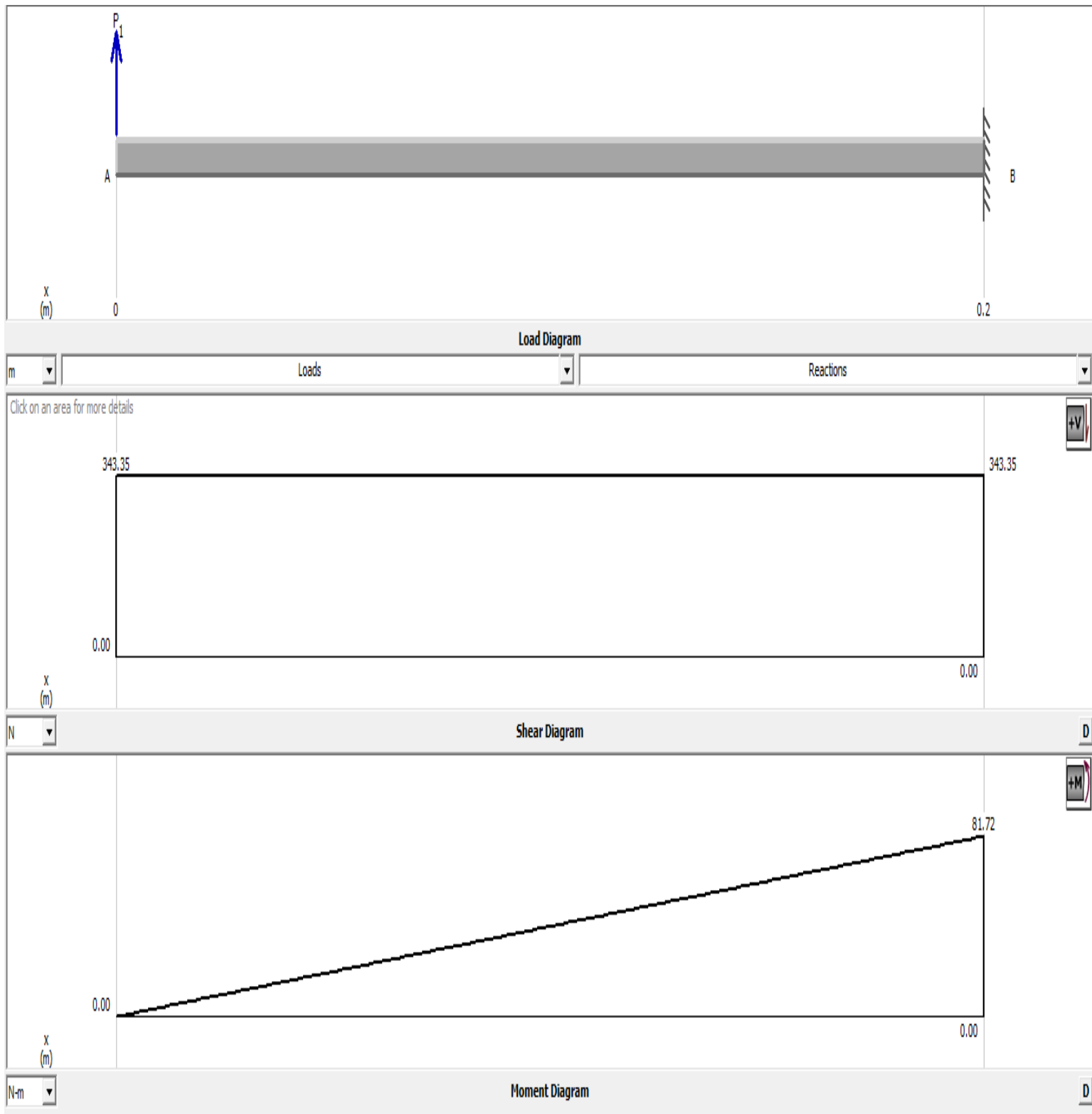


Figura 3.10. Diagramas de cortante y momento flexionante, resultados del peso

Se hizo uso de la ecuación (3.2) con los nuevos datos de la consideración de la fuerza y considerando el material de acero inoxidable 316 L:

$$485 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{85.84 \cdot \left(\frac{d}{2}\right)}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}}$$

$$485 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{2746.88}{\pi \cdot d^3}$$

$$\therefore d = 0.0121 \text{ m} = 1.21 \text{ cm}$$

Haciendo el mismo análisis para obtener el diámetro adecuado para el clavo, cambiando el material a la aleación de Titanio (Ti-6Al-4V).

$$923.90 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{85.84 \cdot \left(\frac{d}{2}\right)}{\frac{\pi \cdot d^4}{64}}$$

$$923.90 \times 10^6 \frac{N}{m^2} = \frac{2746.88}{\pi \cdot d^3}$$

$$\therefore d = 9.8 \times 10^{-3} \text{ m} = 9.8 \text{ mm} = 0.98 \text{ cm}$$

Para la parte central se hace el mismo análisis realizado en el primero, únicamente que en el presente análisis se hace uso de la fuerza de la masa del paciente, que es $F = 686.7 \text{ N}$, además que el material a considerar es de acero inoxidable 316 L. Aplicando la teoría de columnas nuevamente, se hace uso de las ecuaciones (3.3) y (3.5), y del parámetro de esbeltez (3.4).

Se determina el radio de giro, el cual queda en términos del diámetro.

$$r = \frac{d}{4}$$

Después de determino la razón de esbeltez, para materiales que se comportan de manera elástica.

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = \sqrt{\frac{2 \cdot \pi^2 \cdot (203 \times 10^9)}{485 \times 10^6}}$$

$$\left(\frac{KL}{r}\right)_c = 90.89$$

Mediante la ecuación (3.3) se hizo el cálculo del diámetro para la columna, se obtuvieron tres diámetros diferentes, haciendo variar a k , el primer valor del diámetro se obtuvo cuando $k=0.5$ cuando es empotrado en sus extremos, posteriormente el segundo diámetro con $k=1$ que es el caso de una columna articulada en los extremos y por último cuando $k=2$ para el caso cuando es empotrado en un extremo y libre en el otro.

K=0.5

$$\frac{686.7}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{0.5 \cdot 0.238}{\frac{d}{4}}\right)^2}$$

$$d = 0.00371 \text{ m} = 0.371 \text{ cm}$$

K=1

$$\frac{686.7}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{0.238}{\frac{d}{4}}\right)^2}$$

$$d = 0.005247 \text{ m} = 0.5247 \text{ cm}$$

$$K=2$$

$$\frac{686.7}{\frac{\pi \cdot d^2}{4}} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot 203 \times 10^9}{23 \cdot \left(\frac{2 \cdot 0.238}{\frac{d}{4}} \right)^2}$$

$$d = 0.007421 \text{ m} = 0.7421 \text{ cm}$$

De la misma manera que en el análisis anterior se toma el de $k=1$, $d = 0.005247 \text{ m} = 0.5247 \text{ cm}$, para la parte central, y se comprueba que cumpla con el parámetro de esbeltez.

$$K=1$$

$$90.89 \leq \frac{1 \times 0.238}{\frac{0.005247}{4}} \leq 200$$

$$90.89 \leq 181.43 \leq 200 \quad \text{El diámetro cumple con la razón de esbeltez.}$$

De acuerdo a los resultados obtenidos de los dos análisis realizados anteriormente, se considerara para los clavos los diámetros que se obtienen al considerar el peso del paciente, que es el obtenido con la aleación de Titanio $d = 9.8 \times 10^{-3} \text{ m} = 0.98 \text{ cm} \approx 1 \text{ cm}$, ya que es el valor más cercano a los existentes en el mercado de la ortopedia, además que de acuerdo a lo encontrado en la sección de soporte de carga y dinamización, dependiendo del tipo de fractura ya sea directa o indirecta, se debe iniciar con el 30 % y 15 % del peso respectivamente para la consolidación total del hueso. En cuanto al espárrago se obtiene un $d = 0.005247 \text{ m} = 0.5247 \text{ cm}$ con $k=1$, por lo que se puede optar por un diámetro mayor a este resultado, por lo que se designa un $d = 2 \text{ cm}$, el cual se comprueba que se encuentre dentro de lo permitido, ser menor que el límite elástico del material.

$$\sigma_{perm} = \frac{12 \cdot \pi^2 \cdot (203 \times 10^9 \text{ N/m}^2)}{23 \left(\frac{1 \times 0.238 \text{ m}}{\frac{0.02 \text{ m}}{4}} \right)^2}$$

$$\sigma_{perm} = 461.35 \times 10^6 \text{ N/m}^2$$

Con lo anterior se comprueba que $d = 2 \text{ cm}$, es adecuado para soportar la fuerza provocada por el peso del paciente.

3.4. Calculo de sección roscada.

De acuerdo a los resultados obtenidos en el análisis de los clavos, se tienen los siguientes datos:

$$d = 9.8 \text{ mm} \approx 10 \text{ mm} \quad L_T = 0.25 \text{ m} = 250 \text{ mm}.$$

De la tabla 3.1 (ver anexo) $p = 1.50 \text{ mm}$

Será de aleación de Titanio T 6 Al - 4 V, de rosca simple por lo que de la ecuación 2.5.1:

$$l = m \cdot p = 1 \times 1.50 \text{ mm}$$

$$l = 1.50 \text{ mm} \quad \text{Como es de perfil métrico } \beta = 60^\circ$$

Para calcular la longitud roscada del clavo como se definió que es de perfil métrico y de acuerdo a los parámetros establecidos 2.6.1., se tiene que:

$$L_R = 2d_c + 25 \text{ mm} = (2 \times 10 \text{ mm}) + 25 \text{ mm}$$

$$L_R = 45 \text{ mm}$$

Para saber la longitud sólida que estará presente en el clavo, se tiene la ecuación 2.6.3:

$$L_S = L_T - L_R = 250 \text{ mm} - 45 \text{ mm}$$

$$L_S = 205 \text{ mm}$$

Aplicando las ecuaciones 2.5.2, 2.5.3 y 2.5.4, se tiene:

$$h_t = \frac{0.5 p}{\tan 30} = \frac{0.5 \times 1.50}{\tan 30}$$

$$h_t = 1.29 \text{ mm}$$

$$d_r = d_c - 1.0825 p = 10 \text{ mm} - (1.0825 \times 1.50 \text{ mm})$$

$$d_r = 8.376 \text{ mm}$$

$$d_p = d_c - 0.6495 p$$

$$d_p = d_c - 0.6495 p = 10 \text{ mm} - (0.6495 \times 1.5 \text{ mm})$$

$$d_p = 9.025 \text{ mm}$$

Para calcular la rigidez del clavo se usa la ecuación 2.7.2, se toman los valores de la tabla número 3 (ver anexo) y las longitudes correspondientes a la parte sólida y roscada del clavo.

$$\frac{1}{k_b} = \frac{4}{\pi E} \left(\frac{L_S}{d_c^2} + \frac{L_R}{d_r^2} \right)$$

$$\frac{1}{k_b} = \frac{4}{\pi \cdot 112 \times 10^9 \text{ N/m}^2} \left(\frac{0.205 \text{ m}}{(0.01 \text{ m})^2} + \frac{0.045 \text{ m}}{(0.008376 \text{ m})^2} \right)$$

$$\frac{1}{k_b} = \frac{4}{\pi \cdot 112 \times 10^9 \text{ N/m}^2} (2050 \text{ m} + 641.4150 \text{ m})$$

$$k_b = 32.68 \times 10^6 \text{ N/m}$$

El resultado obtenido anteriormente es la constante de rigidez del clavo.

Una vez determinada las longitudes roscadas y lisas, así como la constante de rigidez del clavo, se hace lo mismo con el elemento central del sujetador externo, el cual es un espárrago; se tiene los siguientes datos:

$$d = 2 \text{ cm} = 20 \text{ mm} \quad \text{Con un } p = 0.5 \text{ mm} \quad L_T = 0.238 \text{ m} = 238 \text{ mm}$$

Para el avance se hace la misma consideración que el clavo, de rosca simple por lo que se tiene:

$$l = m \cdot p = 1 \times 0.50 \text{ mm}$$

$$l = 0.50 \text{ mm} \quad \text{Como es de perfil métrico } \beta = 60^\circ$$

Para calcular la longitud roscada del clavo como se definió que es de perfil métrico y de acuerdo a los parámetros establecidos 2.6.1., se tiene que:

$$L_R = 2d_c + 12 \text{ mm} = (2 \times 20\text{mm}) + 12 \text{ mm}$$

$$L_R = 52 \text{ mm}$$

Ahora bien para determinar la longitud sólida se tiene la ecuación la ecuación 2.6.3, con la diferencia que la longitud roscada se multiplicara por dos, ya que en ambos extremos el birlo tendrá cuerda:

$$L_S = L_T - 2 L_R = 190 \text{ mm} - (2 \times 52 \text{ mm})$$

$$L_S = 86 \text{ mm}$$

Aplicando las ecuaciones 2.5.2, 2.5.3 y 2.5.4, se tiene:

$$h_t = \frac{0.5 p}{\tan 30} = \frac{0.5 \times 0.50 \text{ mm}}{\tan 30}$$

$$h_t = 0.433 \text{ mm}$$

$$d_r = d_c - 1.0825 p = 20 \text{ mm} - (1.0825 \times 0.50 \text{ mm})$$

$$d_r = 19.45 \text{ mm}$$

$$d_p = d_c - 0.6495 p$$

$$d_p = d_c - 0.6495 p = 20 \text{ mm} - (0.6495 \times 0.5 \text{ mm})$$

$$d_p = 19.67 \text{ mm}$$

Para calcular la rigidez del birlo se usa la ecuación 2.7.2, se toman los valores de la tabla número 3 (ver anexo) y las longitudes correspondientes a la parte sólida y roscada.

$$\frac{1}{k_b} = \frac{4}{\pi E} \left(\frac{L_S}{d_c^2} + \frac{L_R}{dr^2} \right)$$

$$\frac{1}{k_b} = \frac{4}{\pi \cdot 203 \times 10^9 \text{ N/m}^2} \left(\frac{0.086 \text{ m}}{(0.02 \text{ m})^2} + \frac{0.052 \text{ m}}{(0.01945 \text{ m})^2} \right)$$

$$\frac{1}{k_b} = \frac{4}{\pi \cdot 203 \times 10^9 \text{ N/m}^2} (215 \text{ m} + 137.456 \text{ m})$$

$$k_b = 452.35 \times 10^6 \text{ N/m}$$

Este es el valor de la rigidez del birlo que es el elemento central del fijador externo.

Capítulo IV. Resultados.

Los resultados obtenidos hasta este punto, son el resultado de un estudio realizado a los huesos, sus propiedades y tipos de fracturas que se pueden presentar en ellos, los cuales sirvieron para realizar un nuevo diseño de un fijador externo, el cual de acuerdo a los principios de la biomecánica, se encuentra dentro de estos, además que a comparación con los existentes en el mercado, no cuentan con grandes dimensiones, esto es tiene menor cantidad de material; en cuanto a estos últimos, se consideraron dos materiales cuya aplicación en la biomedicina tienen son de gran uso de acuerdo a sus propiedades que presentan, y son el acero inoxidable 316 L y la aleación de Titanio 6 Al - 4 V, de las cuales esta última fue la propuesta y seleccionada, ya que de acuerdo a sus propiedades mecánicas y químicas presento una mayor compatibilidad y sobre todo que tiene mayor resistencia mecánica.

Para el diseño del fijador externo y sus partes se realizaron en un programa 3D, SolidWorks 2013. Se inició con el cálculo de los diámetros necesarios para los clavos (figura 4.1), dichos análisis se desarrollaron en el capítulo III, además que dichos clavos son autoperforantes, los para los cuales no se necesita de una perforación previa en el hueso, ya que estos poseen una geometría específica para cortar el material sobre el cual se taladra, gracias al ángulo de punta, el cual si es muy pequeño esta se hace muy afilada y frágil, y si el ángulo es muy grande la viruta se forma y se desprende con facilidad. Debido a las características únicas del hueso humano, y de acuerdo a estudios realizados en [22], para obtener el ángulo de punta óptimo se encontró que es de 92°.

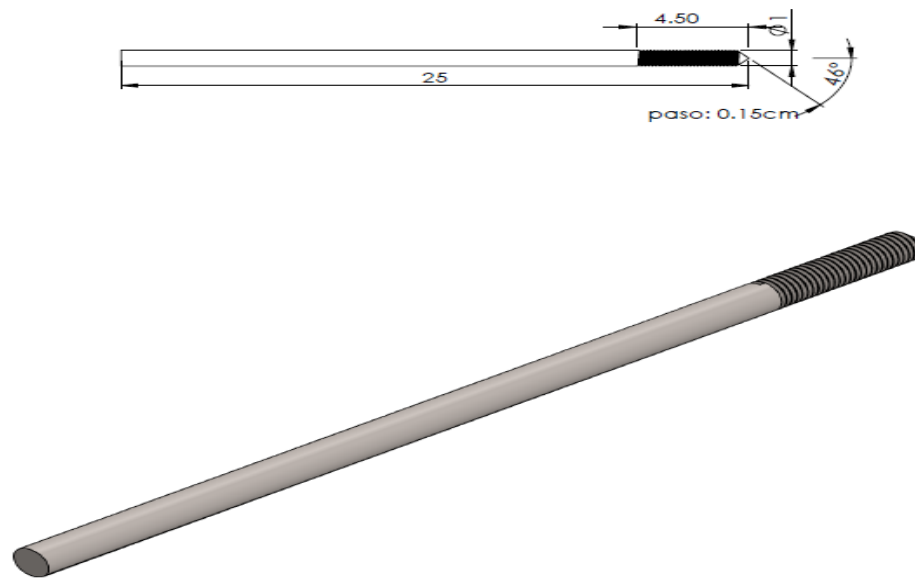


Figura 4.1. Plano del clavo

En la parte central, el espárrago juega un papel importante, ya que gracias a este se puede regular la distancia adecuada para el cual los clavos deben de hacer su función, que es la biocompresión, además que mediante este y gracias al movimiento de regulación puede ser usado para la distracción o para comprimir el hueso afectado y producir el callo óseo que es el que se necesita para la fijación total del hueso; por otra parte, el diámetro necesario es de $d = 20 \text{ mm}$ el paso de 0.5 mm, fue elegido ya que por cada giro que se le dé, en cada lado avanzara 0.5 mm, haciendo un total de 1 mm por vuelta, además que para regular el birlo se puede hacer mediante una llave española de 20 mm, en la siguiente figura (4.2) se muestra el plano.

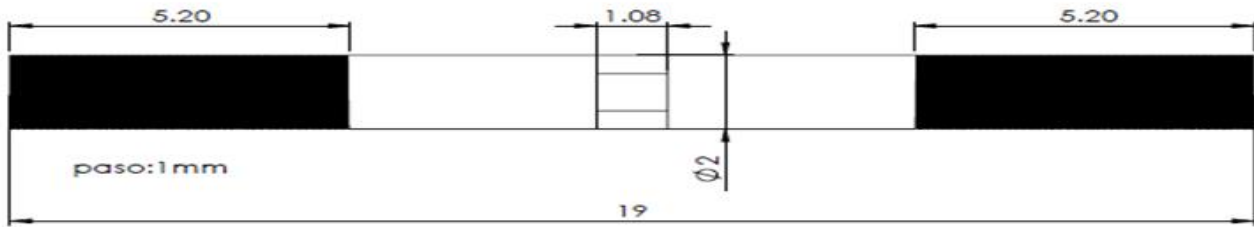


Figura 4.2. Plano del espárrago.

Los tornillos que sujetaran a los clavos fueron hechos y dimensionados de acuerdo a la norma ISO 4762 (ver anexo, tabla numero 4), por ello no realizó cálculos para sus dimensiones de dichos tornillos. Se eligió el perfil métrico M8, el cual es la referencia para la elección de las dimensiones en dicha tabla. En la imagen 4.3, es plano general de todas las piezas para este sujetador externo; y en la imagen 4.4, está el sujetador y hueso ya ensamblado.



Figura 4.3. Plano general de las piezas.

1. Cabezal inferior.
2. Tapa cabezal superior.
3. Espárrago central que permitirá la biocompresión.
4. Clavos de T 6 Al – 4 V.
5. Tornillos ISO 4762 M8, los cuales sujetaran a los clavos.
6. Fémur, tomando de referencia a una persona de 1.70 m de alto y 70 kg

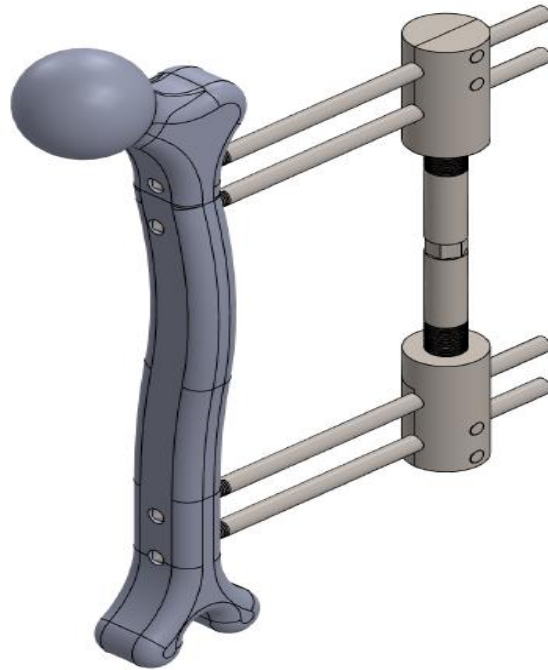


Figura 4.4. Plano de ensamblaje sujetador – hueso.

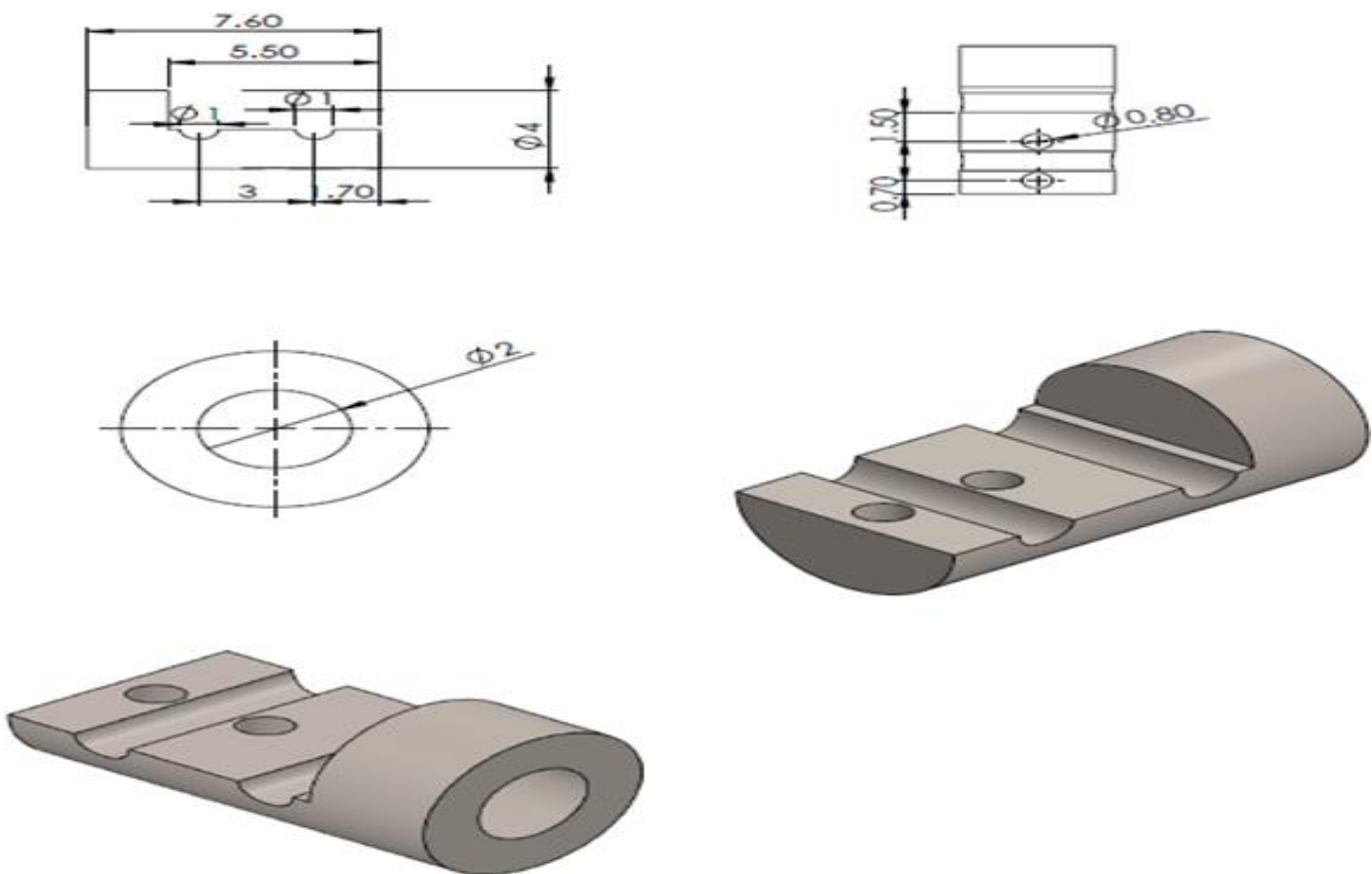


Figura 4.5. Plano de los cabezales para los clavos.

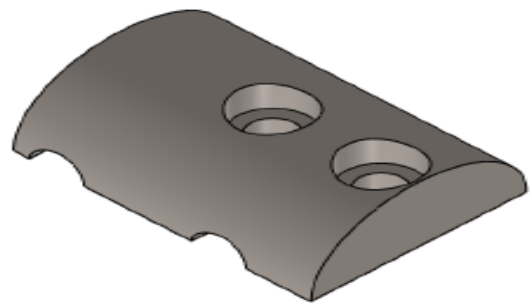
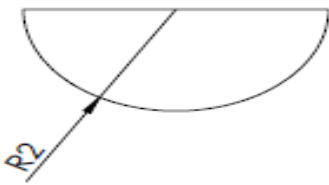
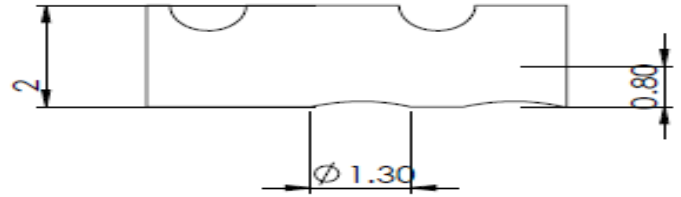
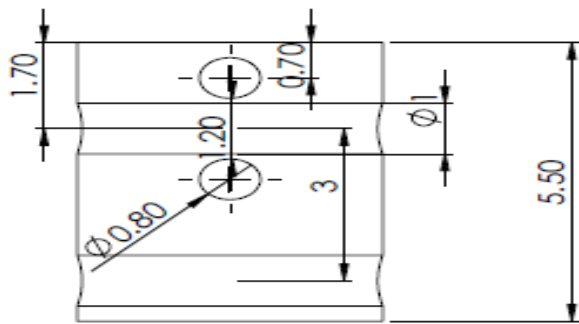


Figura 4.6. Plano de la tapa del cabezal para los clavos.

Conclusiones y trabajos futuros.

La residencia profesional realizada ha permitido el desarrollo de un nuevo diseño de fijación externa, el cual cumple con el objetivo principal para el cual son diseñados, ser capaces de mantener una rigidez a la zona afectada, para la cual se necesita una determina biocompresión, ya que la finalidad es la generación de osteosíntesis la cual permite la curación adecuada del hueso lesionado, además que en la selección de materiales, se debe tener mucha precaución, ya que deben ser lo más biocompatible posible con el cuerpo humano; por ello los materiales seleccionados cumplen con la biocompatibilidad requerida en la fijación externa, lo que es de suma importancia para la prevención de futuras infecciones. De acuerdo a los análisis realizados al conjunto y a la adecuada selección del material, tanto de los clavos como de la parte central, se lograron obtener las dimensiones adecuadas para el conjunto total. Mediante este diseño se logró realizar un mecanismo que es capaz de generar un movimiento el cual podría ayudar a la transportación ósea, no solamente para generar efectos de biocompresión; por lo que este diseño facilitara su manipulación por parte del paciente y del médico.

En cuanto a las propiedades mecánicas del fémur, estas han sido causa de incertidumbre para muchos autores que han realizado estudios biomecánicos, aunque en general el comportamiento del hueso es viscoelástico-no lineal, en la mayoría de estudios de esta rama, se considera al hueso como material elástico lineal, con esta consideración se aproxima razonablemente a resultados realistas. En algunos casos algunos autores [4, 5], consideran a las propiedades mecánicas del fémur como isotrópicas con la finalidad de simplificar resultados; por lo que de acuerdo a lo anterior el fémur considerado en el presente trabajo se consideró con propiedades mecánicas ortotrópicas u anisótropas para obtener resultados más exactos, por lo que las propiedades mecánicas o térmicas son únicas e independientes en tres direcciones perpendiculares entre sí.

Trabajos futuros.

En cuanto a trabajos futuros, se puede profundizar para analizar y diseñar nuevas piezas de sujeción, con la finalidad de reducir en tamaño al fijador externo, como también de buscar otros tipos de materiales adecuados para este tipo de dispositivos, los cuales sean más livianos y sigan cumpliendo con la biocompatibilidad hueso-clavo.

Glosario.

Callo óseo. Es una formación temporal de fibroblastos y condroblastos en la zona de fractura de un hueso, mientras que el hueso intenta regenerar.

Condroblastos. Son células basófilas y rellenas que muestran los orgánulos necesarios para la síntesis de proteínas.

Diáfisis. Está localizada entre los dos extremos del hueso o epífisis, las epífisis se corresponden con los extremos de los huesos largos y es donde se sitúan las articulaciones.

Factor de crecimiento insulínico. Son proteínas con una alta similitud de secuencia con la insulina. Son parte de un sistema complejo que las células usan para comunicarse con su entorno fisiológico.

Factor de crecimiento beta. Es un regulador general de las actividades celulares con múltiples efectos biológicos, cuya identificación ha permitido entender los mecanismos por los cuales las funciones celulares están reguladas en la salud y alteradas en la enfermedad.

Hipertrofia. Este término es llamado en la medicina como Hipertrofia y es el nombre con que se designa un aumento del tamaño de un tejido cuando se debe al aumento correlativo en el tamaño de las células que lo forman; de esta manera, el órgano hipertrofiado tiene células mayores, y no nuevas. Se distingue de la hiperplasia, en que en esta crece el número de células, no su tamaño.

Homeostasis. Es una propiedad de los organismos vivos que consiste en su capacidad de mantener una condición interna estable compensando los cambios en su entorno mediante el intercambio regulado de materia y energía con el exterior (metabolismo)

Hidroxiapatito. Es el principal componente inorgánico del hueso de los vertebrados; también la encontramos en la dentina y el esmalte dental. Este fosfato de calcio, presenta características de biocompatibilidad, no toxicidad, estabilidad química, osteoconducción y bioactividad; tales propiedades hacen al material muy práctico para usos médicos

Osteosíntesis. Es un tratamiento quirúrgico de fracturas, en el que éstas son reducidas y fijadas en forma estable.

Opacidad. Cualidad opaca de una sustancia u objeto.

Osteoblastos. Son células del hueso encargadas de sintetizar la matriz ósea, por lo que están involucradas en el desarrollo y el crecimiento de los huesos

Osteocalcina. Es una hormona peptídica lineal formada por 49 aminoácidos y producida por los osteoblastos durante la formación ósea, incorporándose dentro de la matriz del hueso.

Osteoclastos. Es una célula multinucleada, móvil, gigante, que degrada, reabsorbe y remodela huesos.

Patologías. Es la rama de la medicina encargada del estudio de las enfermedades en los humanos, de forma más específica, esta disciplina se encarga del estudio de los cambios estructurales bioquímicos y funcionales.

Proteína morfogénica ósea. Son factores de crecimiento que pertenecen a la familia de los factores de crecimiento transformantes TGF-beta (TGF- β), son proteínas con la capacidad de inducir fuertemente la formación de hueso nuevo, cartílago y tejido conjuntivo.

Referencias bibliográficas.

[1] Moore L. K. (1993). *Anatomía con orientación clínica*. Madrid España: Editorial medica panamericana.

[2] Bernal Zepeda, Ocañas Carmona H., Martínez Carrillo A., F. Chávez Enríquez, Ortiz Flores A., G. García Tovar, López González C., Hernández Hernández C., Borders Nieto R., González Oliver J.L. M.R. Ortiz Bastida T. Pichardo Molinero, M.R. Reyes Sánchez, A. Soto Zárate C.I. y Waldo Tello, S. (2003). *Apuntes de Anatomía Comparada*. Facultad de Estudios, Medicina Humana.

[3] Gartner, Leslie P. et James L. Hiatt (2007). *Texto Atlas de Histología*. USA: Editorial Mc Graw Hill. 3 ed.

[4] Fouad, H (2011). "Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone-plates under combined loading conditions using finite element modeling". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 33, p. 456-463.

[5] Fouad, H. (2010). "Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone". *Medical Engineering & Physics*. Vol. 32, p. 783-789.

[6] Cromer H. Alan (1996). *Física para las Ciencias de la Vida*. España: REVERTÉ, pp 238-239.

[7] WIKIPEDIA LA ENCICLOPEDIA LIBRE. (18 de noviembre de 2013). (Disponible en <http://es.wikipedia.org/wiki/Fractura> consultado el 5 de marzo del 2014)

[8] Giraldo A. Olga CI, Fisioterapeuta. (2004). *Generalidades de las fracturas*. Artículos de fisioterapia. (Disponible en <http://www.efisioterapia.net/articulos/generalidades-las-fracturas> consultado 26 de abril del 2014.)

[9] Harry B. S. (2007). *Diagnóstico y tratamiento de Ortopedia 4ª Ed*. México: editorial el manual moderno.

- [10] Radin L. Eric, Simon R. Sheldon. Rose M. Robert, Paul L Igor (1981,). *BIOMECÁNICA PRÁCTICA EN ORTOPEDIA*. México D.F.: Editorial Limusa 1era. Edición.
- [11] Grupo CTO (2011). *Manual CTO de Medicina y Cirugía 8ª Ed*. Madrid: Editorial CTO.
- [12] Dr. Goldberg Anthony MBBS, MRCS, MPharm, FFPM, Dr. Jhon Scott MA. Fijación Externa Orthofix, Conceptos Básicos. (Disponible en (Disponible en <http://webs.ono.com/jmbarrera/Documentos/Conceptos%20basicos.pdf> consultado 20 de abril del 2014)
- [13] Dr. Haverbeck F. J. Dr. Arenas P. J. Dr. Palma L. C. (2005). *Ortopedia y Traumatología* Chile: Universidad Católica de Chile.
- [14] Dr. López J. E. (2006). Breve historia de la fijación externa. *Revista Española De Cirugía Osteoarticular*, Vol. 41 (Nº 225), 1, 17, 24-27.
- [15] Dra. Acosta B. T. (2006). *Diagnóstico y Rehabilitación en enfermedades ortopédicas*. Ciudad de La Habana: Editorial Ciencias Médicas.
- [16] Cambell W. (1998), *Cirugía Ortopédica vol. III*, Madrid: Harcourt Brac 9ª ed, pp: 1993-2040.
- [17] Dr. Nussbaum, F. J. (2004). *Fijadores externos*. Seminarios de Residentes de Ortopedia y Traumatología. Pontificia Universidad Católica de Chile, República de Chile.
- [18] Vallespir P. G. (2001). *Clavos de fijación externa recubiertos de hidroxapatita*. Tesis doctoral no publicada. Universidad Autónoma de Barcelona. Barcelona España.
- [19] Hibbeler R.C. (1998). *Mecánica de materiales 3ª. Ed*. México: PRENTICE-HALL HISPANOAMERICANA, S. A.
- [20] Budynas G. R. y Nisbett K. J. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley 9ª Ed*. México: Mc GRAW-HILL/INTERAMERICANA EDITORES S.A. DE C.V.

[21] M.I. Lorenzo Marciano Vázquez. *Unidad II. Tornillos de sujeción y de potencia*. Notas de clase de la materia Diseño Mecánico II

[22] Curiel, D. (1999). *Diseño de procesos de fabricación y rediseño del extremo cortante de los clavos de schanzU*. Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero Mecánico, UCV, Caracas.

[23] Para el diseño del fijador externo se realizó en el programa Solidworks 2013, mientras que para la obtención de las gráficas de cortante y momento máximo se elaboraron en MDsolids 4.0.

Anexos.

Material.	Tensión			Compresión		
	Módulo de Young 10^9 N/m^2	Resistencia a la tracción 10^7 N/m^2	Deformación Máxima	Módulo de Young 10^9 N/m^2	Resistencia a la tracción 10^7 N/m^2	Deformación Máxima
Hueso, compacto:						
Fémur humano	16	12.1	0.014	9.4	16.7	0.0185
Fémur de caballo	23	11.8	0.0075	8.3	14.2	0.024
Fémur de avestruz	12.6	7	0.0065	4.8	11.8	0.021
Esponjoso:						
vertebra humana	0.17	0.12	0.0058	0.088	0.19	0.025
Cartílago, oreja Humana		0.3	0.3			
Diente humano						
Corona					14.6	0.023
Marfil				6.8	18.2	0.042
Uña, pulgar	0.15	1.8	0.16			

Tabla 1. Valores de tracción y compresión de algunos materiales biológicos.

Propiedades mecánicas de aleaciones para implantes.					
	Acero inoxidable 316L	Aleación vacuada de Co-Cr-Mo	Aleación forjada de Co-Cr-W-Ni	Titanio	Aleación "seis- cuatro" de Titanio
Limite elástico (N/m ²)	250-900 x 10 ⁶	500 x 10 ⁶	550 x 10 ⁶	300 x 10 ⁶	815 x 10 ⁶
Esfuerzo máximo de Tensión (N/m ²)	560-1 x 10 ⁹	700 x 10 ⁶	1.1 x 10 ⁹	350 x 10 ⁶	1.2 x 10 ⁹
Alargamiento en la Fractura (%)	15-45	8	35	22	15

Tabla 1.2. Propiedades mecánicas de algunos materiales usadas para implantes.

	Módulo de Young de algunos materiales de ingeniería	
	N/m ²	Psi
Tungsteno	395.5 x 10 ⁹	56.5 x10 ⁶
Aceros inoxidables	196-210 x 10 ⁹	28-30 x10 ⁶
Aleaciones de Titanio	105-119 x 10 ⁹	15-17 x10 ⁶
Metilmetacrilato	2.5-3.5 x 10 ⁹	0.35-0.5 x10 ⁶
Polietileno	0.14-0.42 x 10 ⁹	0.02-0.06 x10 ⁶

Tabla 1.3. Módulos de Young de algunos materiales de

Material	Propiedades mecánicas.	
	Esfuerzo de fluencia.	Módulo de Young
Acero inoxidable 316 L	485 x 10 ⁶ N/m ²	203 x 10 ⁹ N/m ²
Titanio Ti-6Al-4V	923.90 x 10 ⁶ N/m ²	112 x 10 ⁹ N/m ²

Tabla número 3. Propiedades de los materiales considerados

Diámetro de la cresta d_c mm	Roscas bastas (MC)		Roscas finas (MF)	
	Paso p mm	Área del esfuerzo de tensión A_t , mm ²	Paso p mm	Área del esfuerzo de tensión A_t , mm ²
1	0.25	0.460	-	-
1.6	0.35	1.27	0.20	1.57
2	0.40	2.07	0.25	2.45
2.5	0.45	3.39	0.35	3.70
3	0.50	5.03	0.35	5.61
4	0.70	8.78	0.50	9.79
5	0.80	14.20	0.50	16.1
6	1.00	20.10	0.75	22
8	1.25	36.6	1.00	39.2
10	1.50	58.0	1.25	61.2
12	1.75	84.3	1.25	92.1
16	2.00	157	1.50	167
20	2.50	245	1.50	272
24	3.00	353	2.00	384
30	3.50	561	2.00	621
36	4.00	817	3.00	865
42	4.50	1121	-	-
48	5.00	1473	-	-

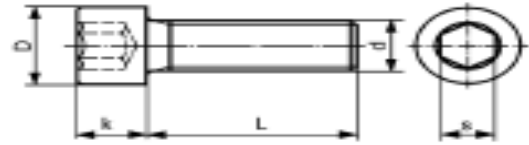
Tabla número 3.1. Dimensiones y áreas de esfuerzo a tensión para roscas métricas bastas y finas

12.9

Socket head cap screws, steel

ISO 4762 / DIN 912

(fully threaded)



Zinc plated, baked (hydrogen embrittlement relieved)

d	5g 6g	M5		M6		M8		M10		M12
D		8,5		10		13		16		18
s		4		5		6		8		10
k		5		6		8		10		12
L	quantity	100	1000+	100	1000+	100	1000+	100	1000+	100
6		24.75	18.-	26.75	20.-					
8		20.75	15.-	24.75	18.-	58.-	40.60			
10		17.70	12.90	18.30	13.20	27.50	19.25	84.-	59.-	
12		17.90	13.-	18.90	13.80	29.20	20.50			
(14)		21.50	15.60	22.25	16.20					
16		18.90	13.80	20.50	14.90	25.50	17.90	55.-	38.50	105.-
(18)		23.-	16.80	21.75	15.80	28.80	20.20	67.-	46.90	
20		21.-	15.10	21.-	15.10	25.20	17.65	44.-	32.-	75.-
(22)		26.50	19.30	26.-	18.80					
25		23.-	16.70	23.50	17.10	26.80	18.80	48.-	34.-	70.40
30		28.75	21.-	26.50	19.20	28.40	19.90	50.-	36.-	72.-
35		31.50	23.75	32.75	24.25	32.-	22.40	55.-	41.-	75.-
40		33.50	25.-	36.50	27.-	36.80	27.-	57.-	43.-	80.-
45		40.-	29.-	40.-	29.75	42.50	30.-	85.-	60.-	84.50
50		47.50	35.75	45.-	34.-	65.-	45.50	65.-	46.-	88.-
55				58.-	43.50					
60		119.-	81.50	63.50	47.50	86.-	60.20	128.-	90.-	96.-
65				98.-	75.80	104.-	72.80	152.-	110.-	
70				110.-	83.-	113.-	79.10			178.-
(75)				173.-	144.-					
80						130.-	91.-	168.-	125.-	208.-
90				149.-	113.-			209.-	149.-	252.-
100						164.-	122.-	240.-	170.-	282.-
Zinc plated high-strength steel: refer to page T 79										

Tabla número 4. Normas ISO 4762