



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA
DIVISIÓN DE INGENIERÍA MECÁNICA E INDUSTRIAL

PROPUESTA DE DISEÑO DE UN FIJADOR
EXTERNO PARA EL TRATAMIENTO DE
FRACTURAS EN HÚMERO

Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la
UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el
contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Díaz Chavira

Julio César

FECHA: 9/ Junio/04

FIRMA:

TESIS
PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECÁNICO
(ÁREA: INGENIERÍA BIOMÉDICA)

PRESENTA:

JULIO CÉSAR DÍAZ CHAVIRA

DIRECTOR DE TESIS:

M.I. ANTONIO ZEPEDA SÁNCHEZ (CDM)





Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

Agradecimientos

Primeramente a Dios, por haberme permitido llegar a este momento de mi vida y que a pesar de sentirme solo algunas veces y pensar que voy a caer, siempre renuevas mis fuerzas para salir adelante y nunca me abandonas. Gracias Padre.

A mis padres Julio César y Elvia, a quienes amo profundamente y que me han enseñado las cosas más importantes de mi vida: amor, respeto, honestidad, dignidad, humildad y perseverancia. Gracias por darme su vida, sacrificio y confianza.

A mi hermana Elvia Carolina, por la alegría que significa en mi vida, por su amistad, compañía y apoyo.

A mi director de tesis el M.I Antonio Zepeda Sánchez y al Ing. Mariano García del Gállego, a los que considero mis maestros y amigos, por su importante contribución en el desarrollo y evaluación de este trabajo.

A el D.I Angel Rodríguez Sánchez y al Dr. José Carlos Barquín Puglia, los cuales me han brindado su apoyo, confianza y amistad.

A el Centro Nacional de Rehabilitación por las facilidades que me brindaron en el desarrollo de este trabajo, en especial al Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández y a los especialistas en el área de ortopedia, el Dr. Aarón Ruiz Morfin y el Dr. Cristino Olivares Pérez por la valiosa información aportada.

A la Universidad, la cuál he considerado un hogar toda mi vida, por todo lo que me ha brindado en el desarrollo académico y en el crecimiento personal.

Por mi raza hablará el espíritu.

Índice General

	Página
Introducción.....	1
Antecedentes.	
A.1 Estructura del cartílago.....	4
A.2 Estructura del hueso.....	4
A.3 Estructura de los huesos largos.....	7
A.4 Biomecánica del hueso.....	8
A.5 Elementos anatómicos y fisiológicos del hombro.....	9
A.5.1 Anatomía del hombro.....	9
A.5.2 Detalles anatómicos del húmero.....	9
A.5.3 Fisiología del hombro.....	12
1. <u>Fracturas de húmero y fijadores utilizados para su tratamiento.</u>	
1.1 La fractura ósea.....	20
1.1.1 Descripción de las fracturas.....	20
1.1.2 Fracturas patológicas.....	20
1.1.3 Fracturas por esfuerzo.....	20
1.2 Clasificación de las fracturas por el mecanismo de lesión.....	20
1.2.1 Fracturas por trauma directo.....	21
1.2.2 Fracturas por contacto.....	22
1.2.3 Fracturas por aplastamiento.....	22
1.2.4 Fracturas por penetración (por proyectil de arma de fuego).....	22
1.2.5 Fracturas por trauma indirecto.....	22
1.2.6 Fracturas por tensión o tracción.....	22
1.2.7 Fracturas por angulación.....	23
1.2.8 Fracturas rotacionales.....	23
1.2.9 Fracturas por compresión.....	23
1.2.10 Fracturas debidas a la angulación, rotación y compresión axial.....	24
1.3 Fracturas de húmero.....	25
1.4 Reparación de la fractura simple de un hueso largo.....	25
1.4.1 Remodelación del callo.....	26
1.5 Teoría general y principios de fijación externa.....	27
1.5.1 Principios generales y conceptos básicos de fijación externa.....	28
1.5.2 Anatomía del miembro en tratamiento.....	28
1.5.3 Indicaciones en el manejo de fijadores externos de anillos y clavos.....	29
1.5.4 Solicitaciones mecánicas en los fijadores externos de anillos y clavos.....	30
1.5.5 Propiedades biomecánicas y consideraciones de diseño de fijación externa en la extremidad superior.....	30
1.5.6 Principios generales biomecánicos de la osteosíntesis.....	31
1.5.7 Principio de simetría.....	31
1.5.8 Objetivos en la osteosíntesis.....	31
1.5.9 Reducción de la fractura.....	31
1.5.10 Movimiento primario y estabilidad de la fijación externa.....	32
1.5.11 Contacto del tejido suave.....	32

1.6	Dispositivos de fijación y sus configuraciones.....	32
1.6.1	Clasificación de los dispositivos de fijación.....	34
1.6.2	Fijadores de clavos.....	34
1.6.3	Fijadores sencillos.....	34
1.6.4	Fijadores de grapas.....	35
1.7	Clasificación de las configuraciones de las estructuras.....	36
1.8	Biología y biomecánica de la reparación de la fractura bajo la fijación externa.....	37
1.8.1	Rigidez de la estructura.....	38
1.8.2	Fijadores externos circulares.....	40
1.8.3	Interfase clavo-hueso.....	41
1.8.4	Placas de fijación v.s fijación externa.....	41
1.8.5	Fijación externa unilateral con cuatro clavos v.s fijación externa unilateral con seis clavos.....	41
1.8.6	Fijación externa bajo compresión v.s fijación externa sin compresión.....	42
1.8.7	Fijación externa unilateral v.s fijación externa bilateral en dos planos.....	42
1.8.8	Fractura transversa bajo fijación externa v.s fractura oblicua bajo fijación externa.....	43
1.8.9	Fijación externa con rigidez constante v.s fijación externa en compresión dinámica.....	44
1.8.10	Efecto de un espacio grande de la fractura en el hueso bajo fijación externa.....	45
1.8.11	Efectos primarios de la compresión dinámica bajo fijación externa.....	45
1.8.12	Retraso de la compresión dinámica en fracturas inestables bajo fijación externa.....	46
1.8.13	Clasificación de los mecanismos de curación del hueso bajo fijación externa.....	46
1.8.14	Implicaciones clínicas de la fijación externa.....	49
2. <u>Diseño conceptual del fijador externo.</u>		
2.1	Generación de soluciones. Evaluación y selección.....	53
2.1.1	Definición de parámetros.....	55
2.1.2	Ponderación de parámetros.....	55
2.1.3	Aplicación de matriz. Selección y configuración.....	56
3. <u>Diseño de detalle del fijador externo.</u>		
3.1	Análisis de cálculos de fuerzas y resistencia.....	61
3.1.1	Modelado en CAD.....	85
3.1.2	Planos de diseño.....	85
3.1.3	Selección de materiales.....	86
4. <u>Evaluación del diseño.</u>		
4.1	Análisis de elemento finito (FEA).....	90
4.1.1	Análisis de resultados.....	96
<u>Conclusiones.</u>		99

Introducción.

La inmovilización de los fragmentos óseos en las fracturas mediante inserción de clavos unidos externamente por diferentes materiales no es un concepto nuevo. En los dos últimos siglos la fijación externa ha presentado largos periodos de uso entusiasta separados por intervalos de abandono y descrédito totales. Desde los trabajos de Hipócrates hace 2 400 años se ha experimentado un sinnúmero de modalidades en cuanto a materiales y configuraciones utilizadas.

La fijación externa es una técnica excelente para ayudar a consolidar las fracturas que afectan la extremidad superior. El uso de esta técnica, se basa en sólidos principios de biología y biomecánica. Idealmente, el fijador externo o tutor para extremidad superior, tiene que ser ligero y compacto, al mismo tiempo debe ser fácilmente ajustable en múltiples direcciones, esto para mantener movimiento en las uniones en configuraciones transarticulares, además de ser reusable.

En la actualidad, existen varios tipos de aparatos de fijación externa para el tratamiento de las fracturas en el húmero, de los cuales se conocen sus características biomecánicas y en consecuencia su grado de eficacia. Asimismo, también son conocidos los diferentes factores que producen las fallas en el implante, cuyo origen puede ser clínico, mecánico, de manufactura o multifactorial.

La idea del estudio del fijador externo, surge de la necesidad y lo común que es sufrir accidentes que producen la pérdida de continuidad en el hueso, lo que conocemos como fractura. Este tipo de traumatismos, tiene incidencia de 2.2 a 6.5 % en el medio, se tienen 41 casos documentados en el Centro Nacional de Rehabilitación (CNR).

El Dr. Aarón Ruiz Morfin, médico especialista del instituto de ortopedia del CNR, diseñó un fijador externo para fractura en miembro superior, el cual esta hecho de aluminio comercial, presentando las características de ser unilateral, uniplanar, no transflectivo y modular. El propósito de la fabricación de este prototipo es obtener un producto funcional y de costo accesible para la población general.

Justificación.

En México no existe un fijador externo que sea de diseño y manufactura nacional, motivo por el cual este trabajo es importante, porque pretende plantear un diseño que cumpla con los requerimientos básicos en la consolidación de fracturas de miembro superior.

Objetivo.

Diseñar un fijador externo para fractura de húmero, resistente, de bajo costo, ligero, y que ofrezca buenos resultados en la consolidación de las fracturas.

Alcance del trabajo.

En este trabajo se pretende plantear una solución gráfica del diseño de un fijador externo, para sentar las bases de un posterior estudio de los procesos de conformado del dispositivo de fijación.

Descripción de la estructura del trabajo.

En los *Antecedentes* se establecen las bases del conocimiento básico anatómico, así como la formación de las primeras estructuras musculoesqueléticas en forma de concentraciones densas de células, las cuales tienden a adoptar la forma de los huesos, soporte estructural de tejidos blandos con los cuáles se establece la estrecha relación del comportamiento fisiológico en el hombro y el brazo, en los planos comunes de movimiento del cuerpo humano. El *Capítulo 1* muestra los diferentes trazos de fractura que se pueden encontrar y los mecanismos de lesión que las producen, después se hace referencia a los procesos biológicos de regeneración en el hueso y los medios utilizados para ayudar a consolidar las fracturas de una manera más rápida y efectiva.

El *Capítulo 2*, plantea la generación de soluciones para la propuesta de diseño en un dispositivo de fijación externa, a partir de la definición de parámetros obtenidos del estudio del primer capítulo, así mismo se establece la metodología de diseño para la evaluación de las diferentes soluciones generadas que permitirán plantear a continuación un modelo óptimo. Posteriormente en el *Capítulo 3*, se establecen los detalles de la solución que presentó una mejor evaluación, como cálculos de fuerzas y resistencia, su modelado en CAD, planos de diseño y ensamble de las piezas, así como la definición de los materiales idóneos para la fabricación del dispositivo. Finalmente, en el *Capítulo 4* se establece una evaluación de los resultados obtenidos por análisis de elemento finito, aquí puede observarse el funcionamiento mecánico del diseño generado, así como las características particulares del sistema de fijación.

Antecedentes.

Para comprender el concepto de regeneración en el hueso, es importante conocer su formación desde las primeras estructuras musculoesqueléticas en forma de concentraciones densas de células, las cuales tienden a adoptar la forma de los huesos, bien directamente o indirectamente, convirtiéndose primero en cartílago, que después es reemplazado por hueso.

A.1 Estructura del cartílago.

El cartílago es un tejido conjuntivo denso especializado, predominantemente en las articulaciones, este guarda semejanza con el hueso y difiere del mismo. Al igual que el hueso posee más substancia intercelular que células. La matriz de los dos tejidos es reforzada por abundantes fibrillas colágenas; sin embargo, en el cartílago estas fibrillas están incluidas en un gel consistente y no en substancia de cemento calcificada como en el hueso. En consecuencia, el cartílago tiene la flexibilidad de un material plástico duro y no la rigidez del hueso. Hay otra diferencia: la matriz del cartílago no posee sistema de conductos ni vasos sanguíneos. El cartílago es avascular, y el hueso abundantemente vascularizado.

Existen tres tipos de cartílago: *hialino*, *fibroso* y *elástico*; las diferencias estructurales se refieren principalmente a las fibrillas de la matriz. En los tres tipos hay fibrillas de colágena, pero son más abundantes en el **fibrocartílago**, por lo cual tiene la mayor resistencia a la tracción, este tipo de cartílago parece ser un tejido de transición entre el cartílago hialino y el tejido colágeno. La matriz del **cartílago elástico** posee fibrillas elásticas y colágenas, de manera que presenta una coloración amarillenta y opaca, elasticidad además de consistencia. El **hialino** es el cartílago más frecuente; tiene aspecto opalescente, blanco azulado, es flexible y elástico. Hay una capa delgada de cartílago hialino que cubre las superficies articulares de los huesos, donde ayuda a amortiguar los impactos ^[1].

Las dos funciones principales del cartílago son la transmisión de cargas mecánicas y la lubricación. El cartílago experimenta cargas compresivas normales a la superficie articular, y cargas de tensión principalmente paralelas a la superficie ^[2].

A.2 Estructura del hueso.

El hueso, como otros tejidos, se compone de células vivientes y substancia intercelular inerte. En el hueso, al igual que en otros tejidos conectivos, predomina la substancia intercelular sobre las células. Sin embargo, la substancia intercelular (matriz) está calcificada por impregnación de sales cálcicas, lo que explica la rigidez de los huesos. La matriz calcificada engloba fibrillas colágenas, que refuerzan al hueso de manera muy semejante a las varillas de hierro que refuerzan al concreto.

Otro carácter peculiar de la estructura ósea es la disposición de la substancia intercelular; se advierten capas cilíndricas concéntricas de matriz calcificada (por lo regular menos de seis) que rodean un conducto longitudinal central que incluye un vaso sanguíneo. Cada capa de matriz ósea se llama laminilla, el conducto central es el conducto de Havers, y la unidad global de conducto y laminillas circundantes es el sistema de Havers o haversiano. La mayor parte de los conductos de Havers poseen un capilar de grueso calibre, se advierten células óseas (osteocitos) que ocupan espacios diminutos llamados lagunas entre las laminillas. De las lagunas se irradian en todas direcciones canalículos microscópicos en gran número, que conectan con conductos de Havers, y brindan un camino para que el líquido tisular llegue a las células óseas. Se dice que las células óseas no distan más de 0.1 mm de un conducto haversiano (Figura 1A).

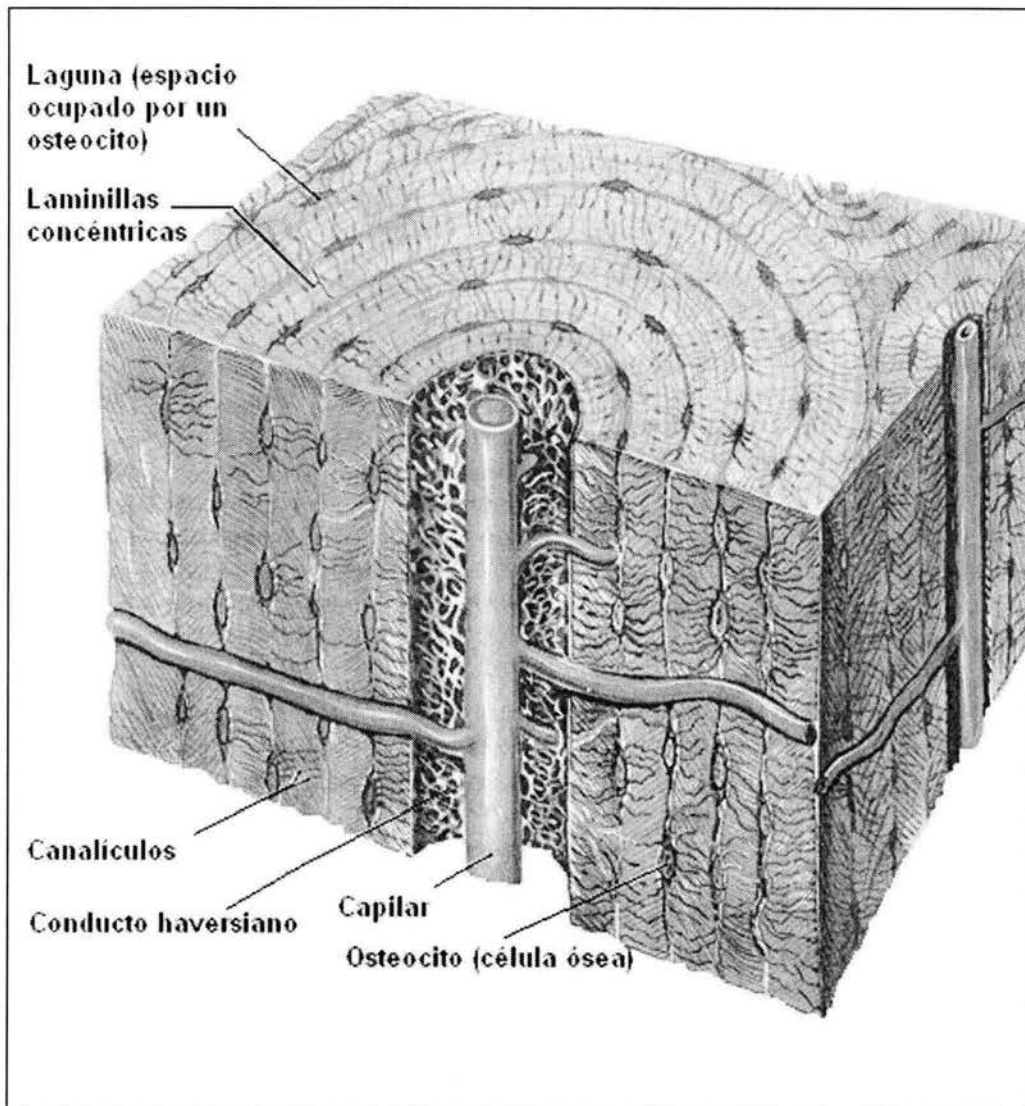


Figura 1A. Corte del hueso compacto en el cual se muestran los detalles del sistema haversiano (Parker C. Anatomía y fisiología, Editorial Interamericana, México, 1970).

Hay dos tipos de hueso, según la disposición de la laminilla; *hueso compacto o cortical* y *hueso esponjoso*. En el **hueso compacto o cortical**, las unidades adyacentes de Havers están íntimamente empaçadas, y los espacios que las separan ocupados por laminillas intersticiales. En el **hueso esponjoso**, por otra parte, hay muchos espacios abiertos entre prolongaciones delgadas de hueso (trabéculas), unidas entre sí (Figura 2A). La disposición de las trabéculas de distintas maneras en diferentes huesos proporciona resistencia estructural según las líneas de tensión de cada hueso (Figura 3A).

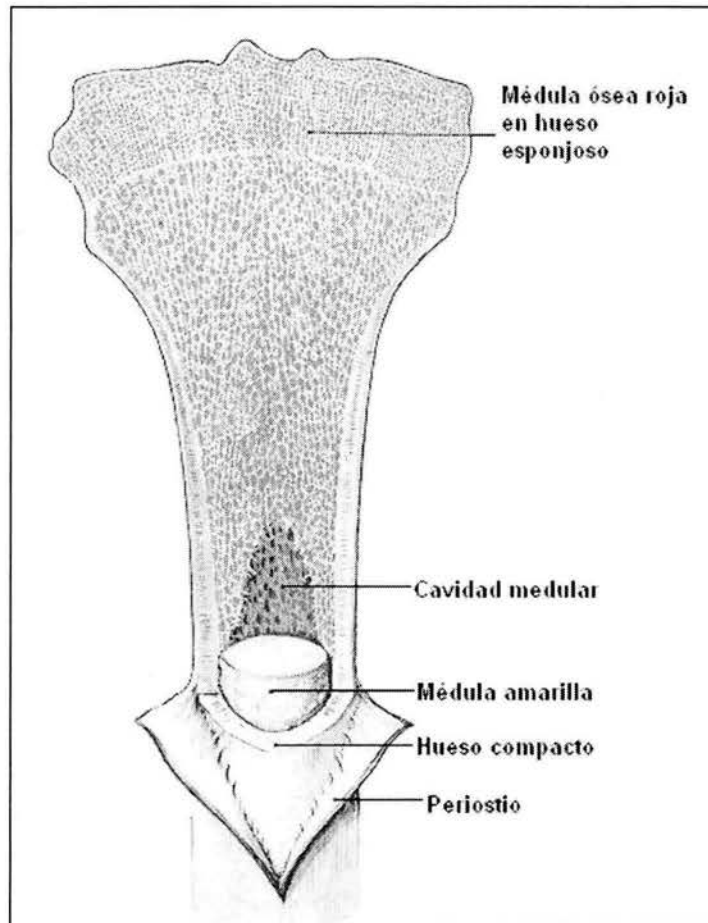


Figura 2A. Corte longitudinal, en distintos planos de un hueso (Parker C. Anatomía y fisiología, Editorial Interamericana, México, 1970).

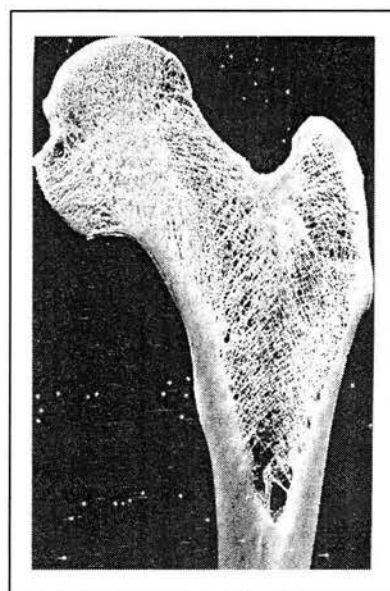


Figura 3A. En un fémur normal las trabéculas están alineadas a lo largo de las líneas de tensión, y estas se proyectan de la corteza medial al cuello femoral (Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R. Bone biology part II, J Bone Joint Surg, 1995; 77-A).

Los huesos no son las estructuras inertes y estáticas que parecen ser. Dentro de este material, que en realidad está vivo y posee un gran dinamismo, hay muchas células óseas vivas que deben recibir de manera constante alimentos y oxígeno, y que deben eliminar desechos. Por ello, el riego sanguíneo del hueso es abundante e importante.

Hay cuatro tipos de huesos, clasificados según la forma:

1. **Huesos largos.** Fémur, tibia, peroné, húmero, radio, cúbito o ulnar y falanges.
2. **Huesos cortos.** Huesos del carpo y del tarso (huesos de muñeca y tobillo).
3. **Huesos planos.** Varios huesos del cráneo, semejantes al frontal y parietal; también costillas y omóplatos.
4. **Huesos irregulares.** Vértebras, esfenoides, etmoides, sacro, cóccix y maxilar inferior.

A.3 Estructura de los huesos largos.

Todos los huesos largos consisten en las siguientes partes: *diáfisis*, *epífisis*, *cartilago articular*, *periostio*, *cavidad medular* y *endostio* (Figura 4A).

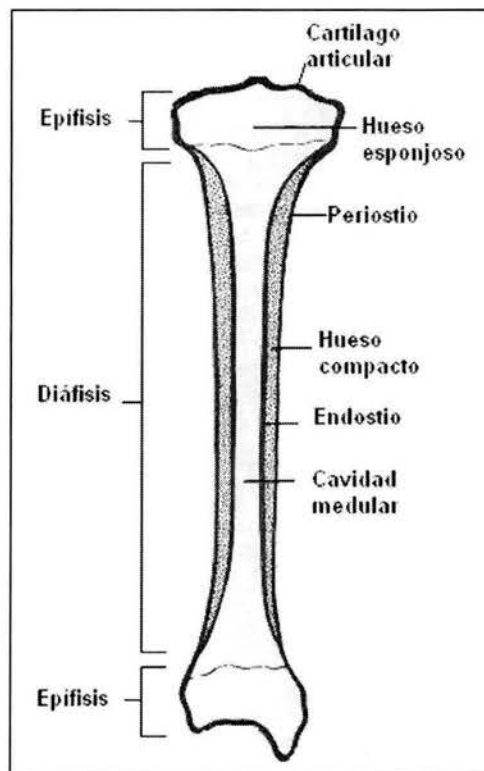


Figura 4A. Estructura de un hueso largo (Parker C. Anatomía y fisiología, Editorial Interamericana, México, 1970).

La **diáfisis** es la porción cilíndrica principal de un hueso largo; varios caracteres estructurales la adaptan a la función de brindar apoyo fuerte sin tener peso excesivo; por ejemplo: el hueso compacto y grueso utilizado como material de construcción, y la forma

cilíndrica hueca que brinda la ventaja doble de mayor resistencia con menor peso, en comparación con un cilindro macizo del mismo diámetro.

Las **epífisis** son los extremos de los huesos largos; su forma algo abultada brinda espacio abundante para las inserciones musculares cerca de las articulaciones y proporcionan mayor estabilidad a estas últimas. El poco peso a pesar del volumen se logra por virtud de hueso esponjoso que sólo posee una capa externa de hueso compacto. La disposición de las laminillas según las líneas de esfuerzo brinda resistencia adicional a las epífisis. Los espacios esponjosos están ocupados por médula ósea, roja en las epífisis proximales de húmero y fémur, y amarilla en otras epífisis en el adulto.

El **cartílago articular** es una capa delgada de cartílago hialino que reviste la superficie articular de cada epífisis; la elasticidad de este cartílago amortigua los impactos y los golpes.

El **periostio** es una membrana fibrosa, blanca y compacta que reviste al hueso excepto en las superficies articulares, donde el revestimiento corresponde a cartílago articular. Muchas fibras del periostio penetran el hueso subyacente y unen íntimamente ambas estructuras. Las fibras de los tendones musculares se entrelazan con las fibras periósticas y ello fija firmemente los músculos al hueso. La capa interna del periostio del hueso en crecimiento posee osteoblastos (células que producen hueso). Por virtud de estas células y de los vasos sanguíneos que posee, el periostio es indispensable para el crecimiento, la reparación y la nutrición del hueso y, en consecuencia, para la vida de las células. Además, brinda el medio para que se inserten tendones musculares y ligamentos en el hueso.

La **cavidad medular**, situada a todo lo largo de la diáfisis, posee médula ósea amarilla o adiposa en el adulto. El **endostio** es la membrana que reviste la cavidad medular y los conductos de Havers. Consiste en células que se convierten en osteoblastos activos (células que producen hueso), según se necesite ^[1].

A.4 Biomecánica del hueso ^[3].

La biomecánica es la disciplina encargada de estudiar la estructura y función de sistemas biológicos aplicando los principios de la mecánica. La principal función mecánica del hueso es actuar como estructura de soporte y de transmisión de cargas. Las cargas que el hueso debe soportar son las de compresión pura, de flexión y de torsión. Para el caso de cargas que producen flexión, la cortical soporta las cargas de tensión y compresión. Sin embargo, el hueso es más resistente a cargas de compresión y más débil en tensión (Figura 5A).

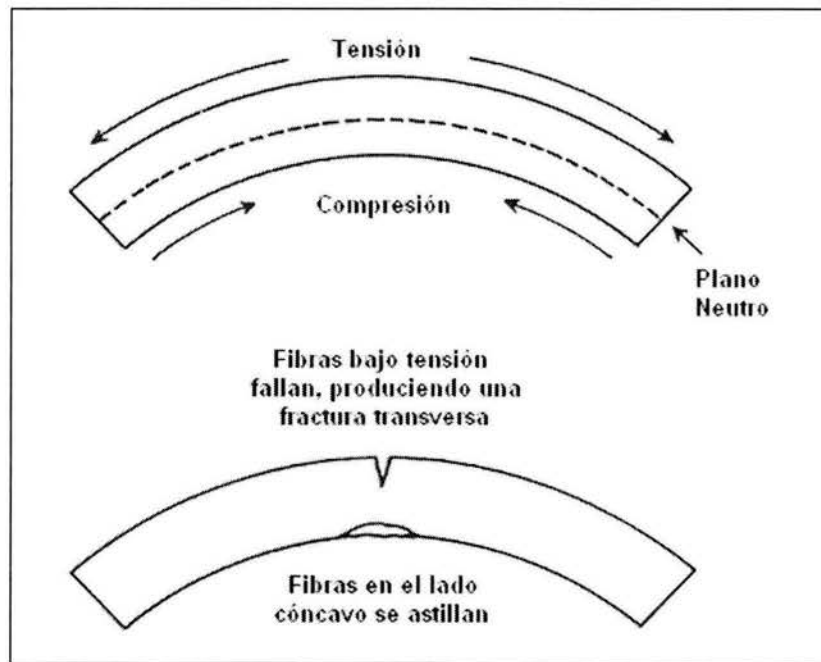


Figura 5A. Comportamiento biomecánico del hueso bajo cargas de flexión (Rockwood CA, Green DP. Fractures in Adults, Editorial J.B Lippincott Company, E.E.U.U, 1991).

A.5 Elementos anatómicos y fisiológicos del hombro.

A.5.1 Anatomía del hombro ^[1].

La extremidad superior consiste en los huesos de cintura escapular, brazo, antebrazo, muñeca y mano. La cintura escapular está formada por dos huesos, la clavícula y el omóplato. A diferencia de lo que podría pensarse por su aspecto, la cintura escapular sólo tiene una articulación ósea con el tronco, la esternoclavicular. En el extremo externo, la clavícula se articula con el omóplato, que se une a las costillas por músculos y tendones y no por una articulación. En consecuencia, en todos los movimientos del hombro participa la articulación esternoclavicular.

El húmero o hueso del brazo, al igual que otros huesos largos, consiste en diáfisis central y dos extremos o epífisis. La epífisis superior tiene varias estructuras características: cabeza, cuello anatómico, troquín y troquiter, corredera bicipital y cuello quirúrgico. En la diáfisis están la impresión deltoidea y el canal de torsión o radial. La epífisis distal tiene cuatro prolongaciones: epitroclea, epicóndilo, cóndilo humeral y tróclea, y dos depresiones, la cavidad olecraneana y la fosita coronoidea. El húmero se articula proximalmente con el omóplato y distalmente con el radio y el cúbito (ulnar).

A.5.2 Detalles anatómicos del húmero.

Cabeza. Abultamiento hemisférico y liso en el extremo proximal del húmero.

Cuello anatómico. Surco oblicuo inmediatamente por debajo de la cabeza.

Troquiter. Eminencia redondeada lateral a la cabeza que se proyecta hacia atrás.

Troquín. Prominencia notable en la superficie anterior inmediatamente por abajo del cuello anatómico.

Corredera bicipital. Surco profundo entre el troquín y troquiter, pasa por él el tendón de la porción larga del bíceps.

Cuello quirúrgico. Región inmediatamente por abajo del troquín y troquiter, recibe este nombre porque tiende a fracturarse.

Impresión deltoidea. Zona áspera en forma de "V", aproximadamente a la mitad de la distancia de la diáfisis, donde se inserta el músculo deltoides.

Epitróclea y epicóndilo. Eminencias ásperas en ambos lados del extremo distal.

Cóndilo o pequeña cabeza del húmero. Prominencia redondeada debajo el epicóndilo, se articula con el radio, a veces se llama cabeza radial del húmero.

Tróclea. Prominencia con una depresión profunda que pasa por el centro, semejante en forma a una polea, se articula con el cúbito.

Cavidad olecraneana. Depresión en la cara posterior inmediatamente arriba de la tróclea, se aloja el olécranon del ulnar cuando se extiende el antebrazo.

Fosita coronoidea. Depresión en la cara anterior por arriba de la tróclea, recibe la apófisis coronoides del ulnar en la flexión del antebrazo.

Los detalles anatómicos que se definen en este apartado, pueden apreciarse en la figura 6A.

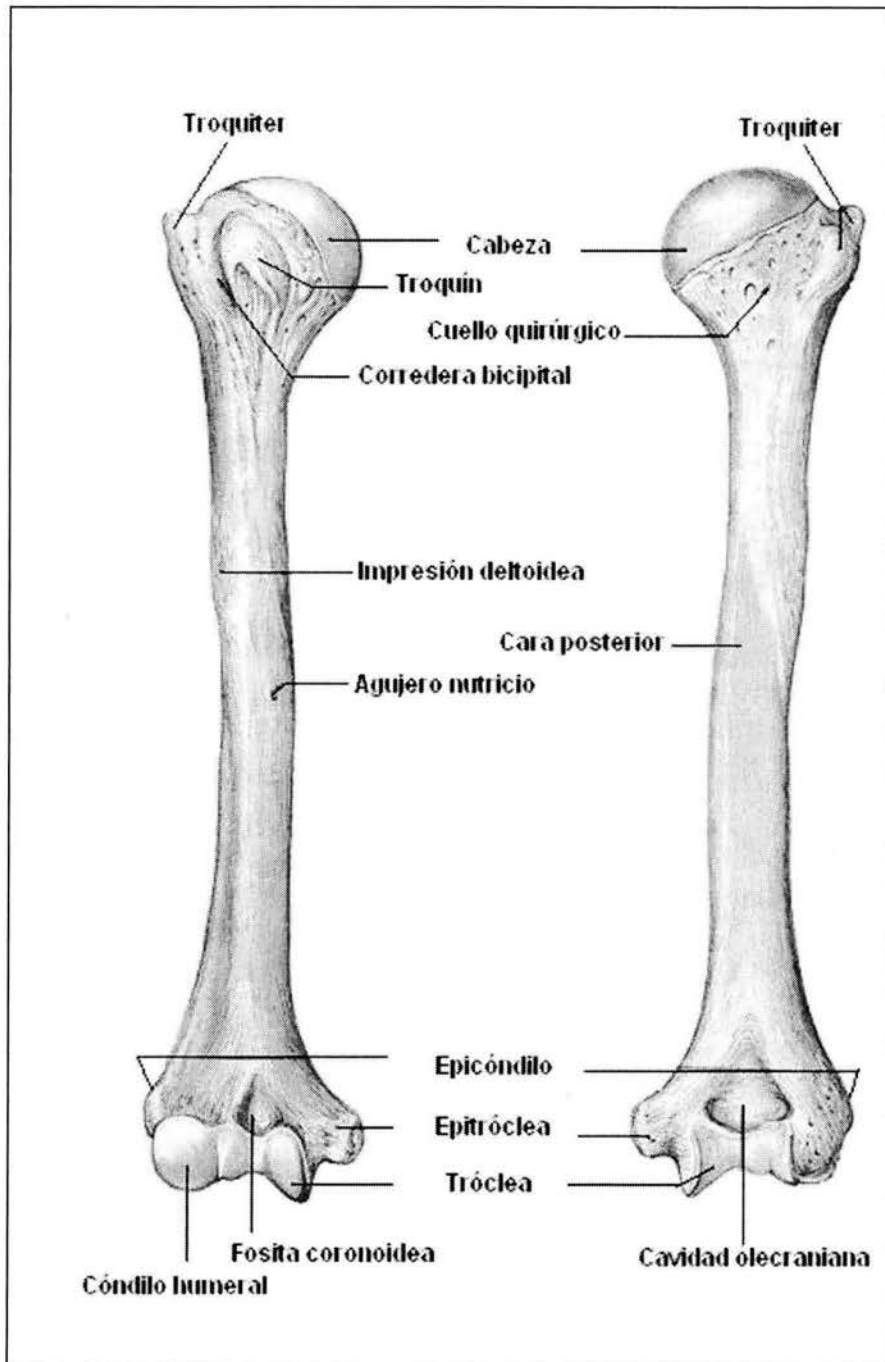


Figura 6A. Húmero derecho visto por su cara anterior (izquierda) y posterior (derecha) (Parker C. Anatomía y fisiología, Editorial Interamericana, México, 1970).

A.5.3 Fisiología del hombro ^[4].

El hombro, articulación proximal del miembro superior, es la más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano.

Posee tres grados de libertad (Figura 7A), lo que le permite orientar el miembro superior en relación a los tres planos del espacio, merced a tres ejes principales:

1. Eje transversal, incluido en el plano frontal:

Permite los movimientos de flexoextensión realizados en el plano sagital (Plano A de la figura 8A y figura 9A).

2. Eje anteroposterior, incluido en el plano sagital:

Permite los movimientos de abducción (el miembro superior se aleja del plano de simetría del cuerpo) aducción (el miembro superior se aproxima al plano de simetría) realizados en el plano frontal (Plano B de la figura 8A y figuras 10A y 11A).

3. Eje vertical, determinado por la intersección del plano sagital y del plano frontal:

Corresponde a la tercera dimensión del espacio, dirige los movimientos de flexión y de extensión realizados en el plano horizontal, el brazo en abducción de 90° (Plano C de la figura 8A y figura 12A).

El eje longitudinal del húmero (4) permite la rotación externa/interna del brazo y del miembro superior en dos formas distintas:

- La rotación voluntaria (o también “rotación adjunta”) que utiliza el tercer grado de libertad y no es factible más que en articulaciones de tres ejes (las enartrosis). Se debe a la contracción de los músculos rotadores.
- La rotación automática (o también “rotación conjunta”) que aparece sin ninguna acción voluntaria en las articulaciones de dos ejes, o también en las articulaciones de tres ejes cuando se emplean como articulaciones de dos ejes.

La posición de referencia se define como sigue:

El miembro superior pende a lo largo del cuerpo, verticalmente, de forma que el longitudinal del húmero (4) coincide con el eje vertical (3). En la posición de abducción de 90°, el eje longitudinal (4) coincide con el eje transversal (1). En la posición de flexión de 90°, coincide con el eje anteroposterior (2).

Por lo tanto, el hombro es una articulación con tres ejes principales y tres grados de libertad, pudiendo coincidir el eje longitudinal del húmero con uno de los dos o situarse en cualquier posición intermedia para permitir el movimiento de rotación externa/interna.

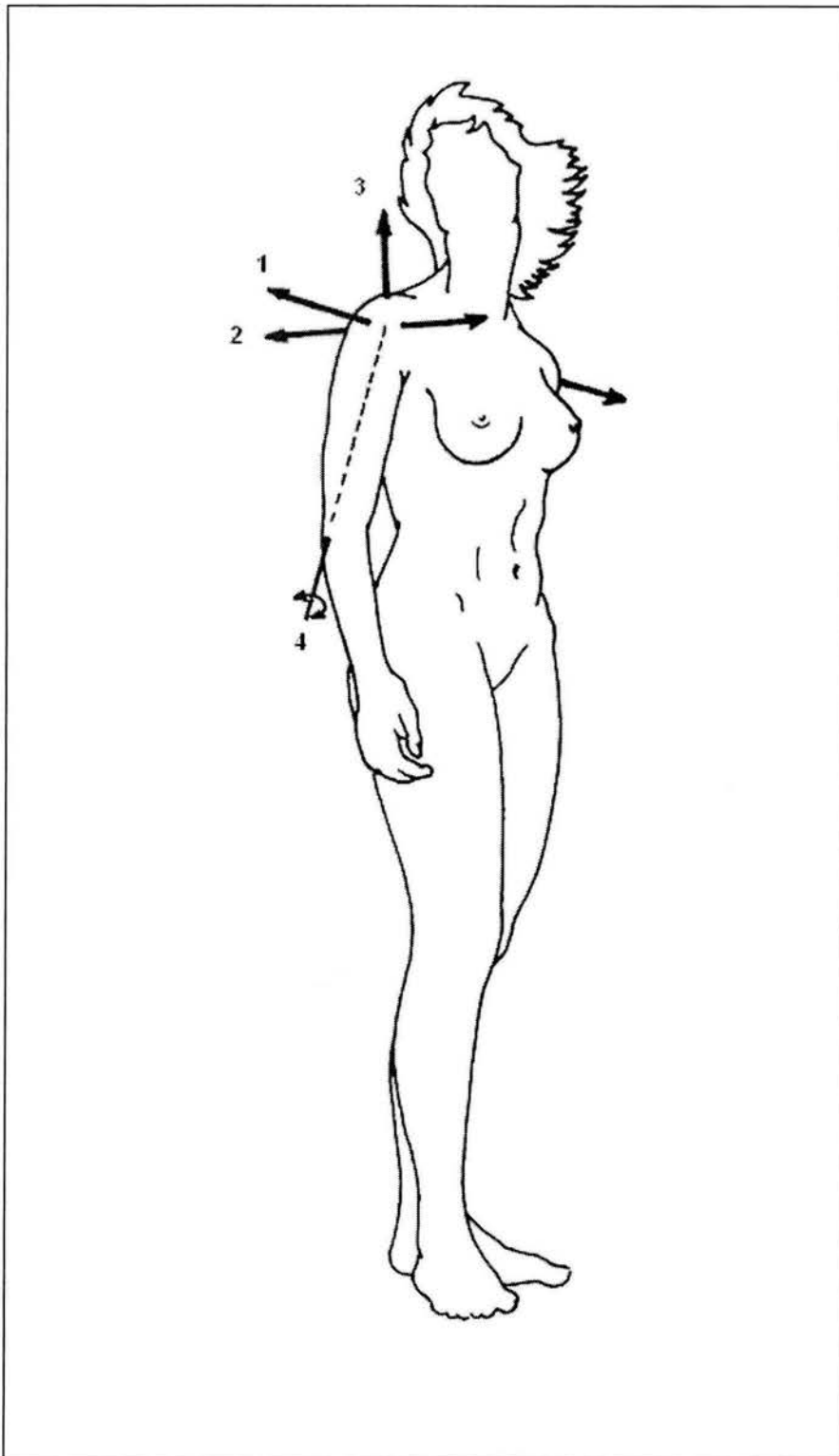


Figura 7A. El hombro y sus tres grados de libertad (Kapandji AI. Fisiología articular, Editorial Medica Panamericana, España, 2001).

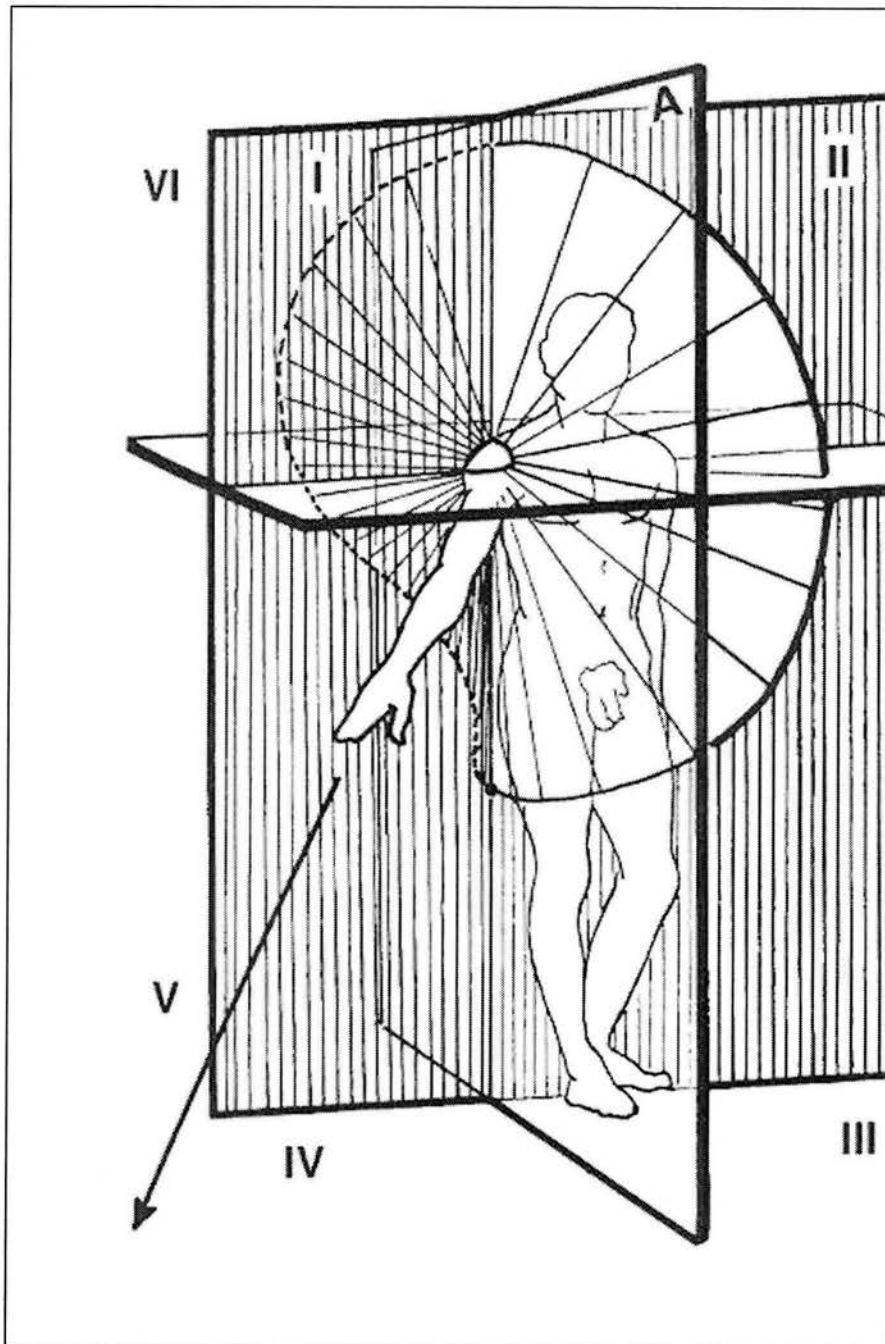


Figura 8A. Planos de movimiento: A) Plano sagital (flexión-extensión) B) Plano frontal (aducción-abducción) C) Plano horizontal (flexión horizontal o extensión horizontal) (Kapandji Al. Fisiología articular, Editorial Medica Panamericana, España, 2001).

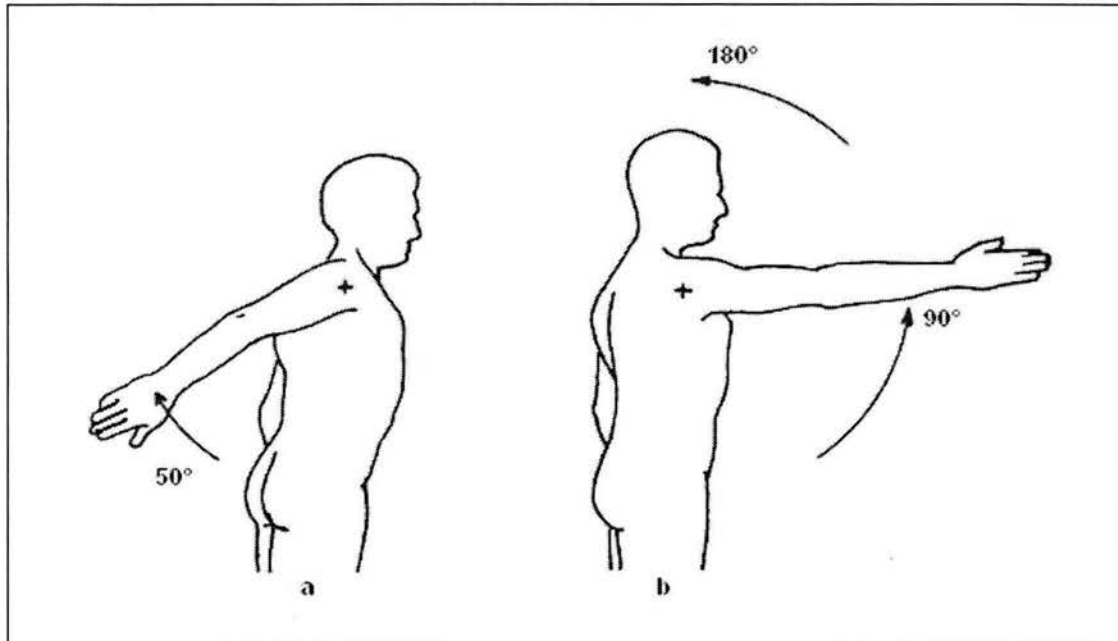


Figura 9A. Movimientos de flexoextensión del miembro superior realizados en el eje transversal (Kapandji AI. Fisiología articular, Editorial Medica Panamericana, España, 2001).

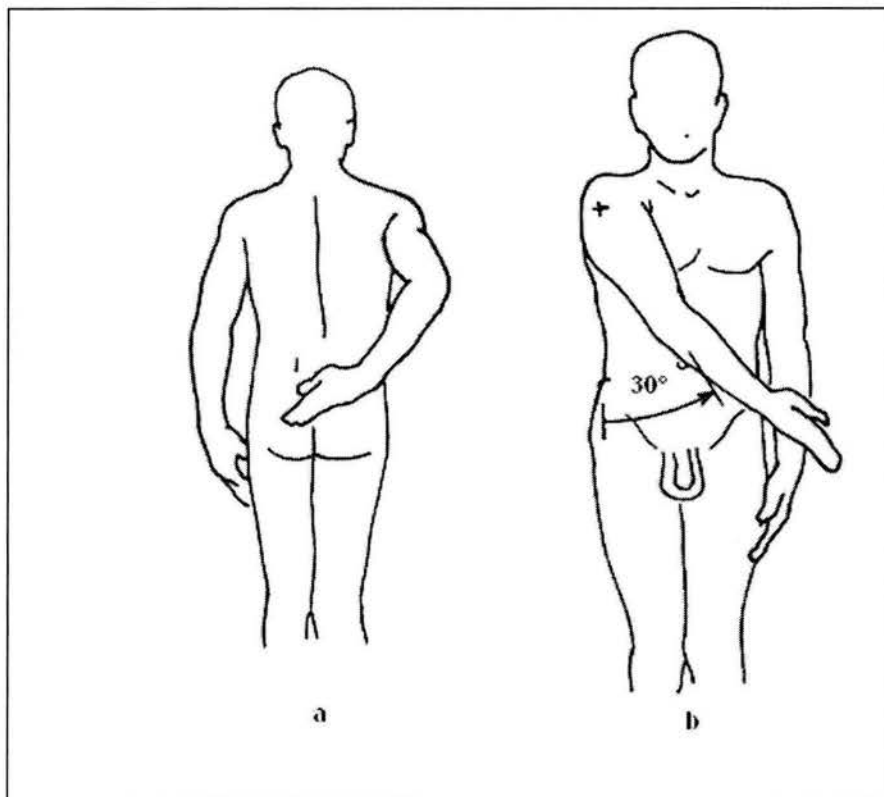


Figura 10A. Movimientos de aducción del miembro superior realizados en el eje anteroposterior (Kapandji AI. Fisiología articular, Editorial Medica Panamericana, España, 2001).

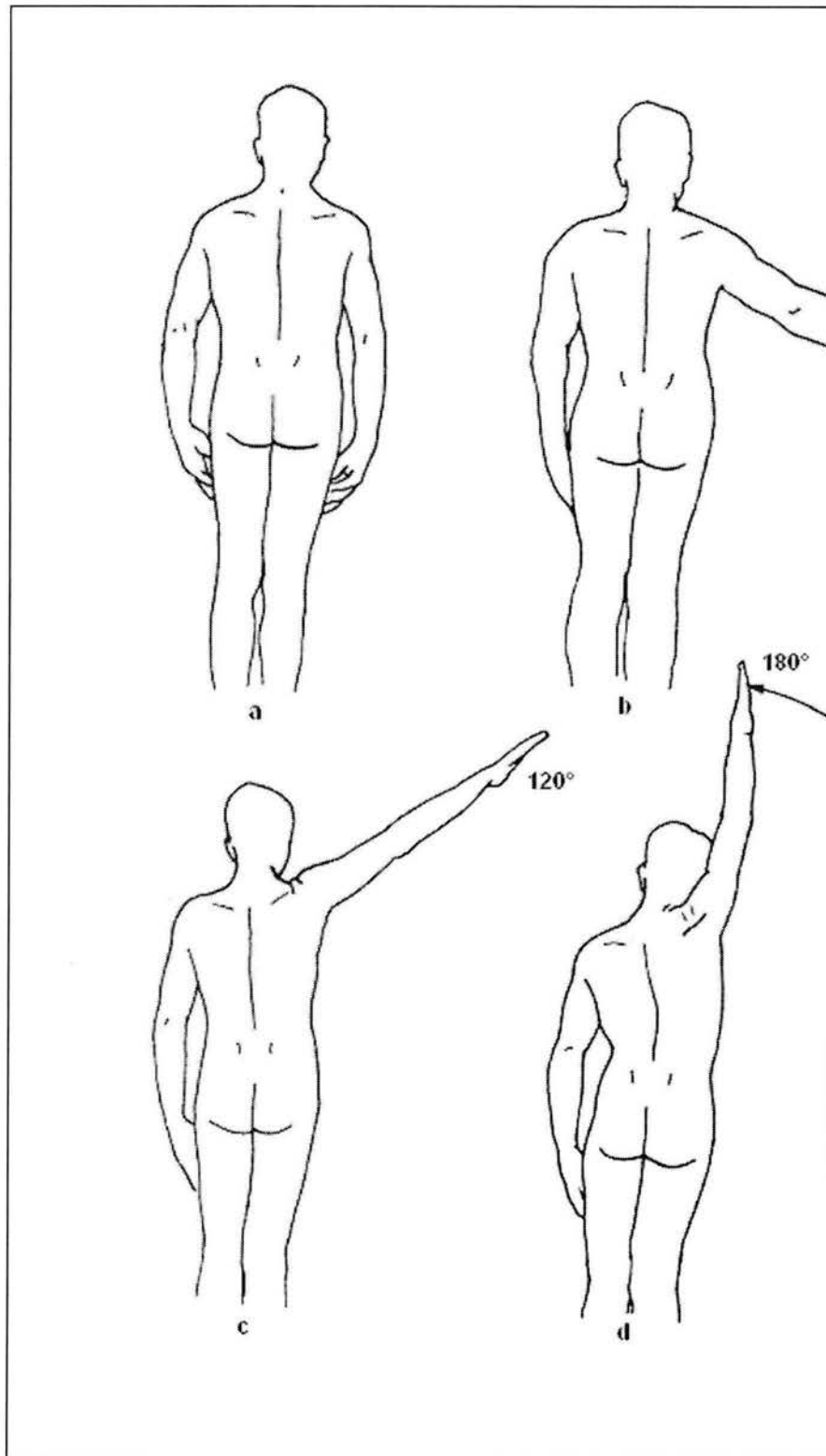


Figura 11A. Movimientos de abducción del miembro superior realizados en el eje anteroposterior (Kapandji AI. Fisiología articular, Editorial Medica Panamericana, España, 2001).

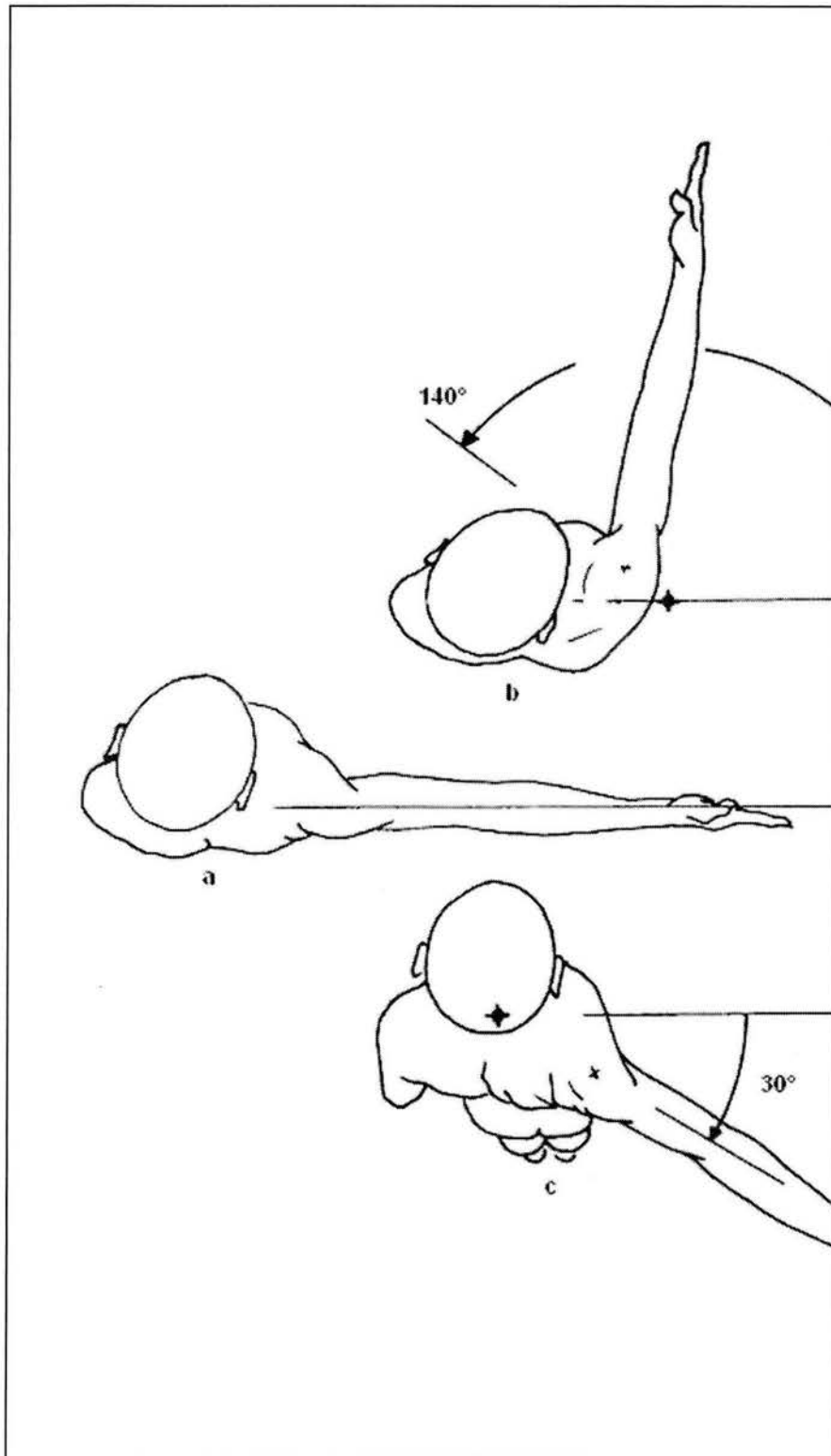


Figura 12A. Movimientos de flexión y extensión (plano horizontal) del miembro superior realizados en el eje vertical (Kapandji Al. Fisiología articular, Editorial Medica Panamericana, España, 2001).

Referencias

1. Parker C. Anatomía y fisiología, 7ª edición, México D.F, Editorial Interamericana, 1970: 63-67, 83.
2. Turek L. Ortopedia (Principios y aplicaciones) tomo I, Madrid-España, Editorial Salvat, 1982: 185.
3. Schatzker J, Tile M. Tratamiento quirúrgico de las fracturas, México D.F, Editorial Médica Panamericana, 1994: 19.
4. Kapandji Al. Fisiología articular, 5ª edición, España, Editorial Medica Panamericana, 2001: 12.

Capítulo 1.

Los diferentes trazos de fractura, el proceso de regeneración en el hueso, y las diversas configuraciones de fijadores externos, son abordados de manera general, exponiendo los avances de la medicina e ingeniería en conjunto.

1.1 La fractura ósea.

La fractura ósea es la pérdida de continuidad en respuesta a una sollicitación aplicada, esta puede ser constante o variable con respecto al tiempo. La sollicitación puede ser de tensión, compresión, cortante o torsión.

1.1.1 Descripción de las fracturas ^[1].

Las fracturas se pueden clasificar en las siguientes categorías:

1. De acuerdo a la localización anatómica (por ejemplo, los tercios proximal, medio o distal de la diáfisis supracondilar y subtracontérica), etc.
2. Por la dirección de la línea de fractura (transversa, espiral u oblicua).
3. Si la fractura es lineal o conminuta (en fragmentos).

El término médico de fracturas "*abiertas o expuestas*", es utilizado cuando existe un desgarramiento del tejido suave, y el hueso está expuesto al ambiente externo, y se le da el nombre de "*cerrada*", cuando la piel sigue intacta, es decir sin desgarramiento.

Aunque la mayoría de las fracturas ocurren como resultado de la aplicación de una fuerza, lo suficientemente grande para dañar el hueso sano, existen dos tipos de fracturas en lo cuál esto no es así: *fracturas patológicas* y *fracturas por esfuerzo*.

1.1.2 Fracturas patológicas.

Una lesión de este tipo, ocurre cuando una carga de baja intensidad fractura un hueso debilitado por alguna enfermedad pre-existente. Tal es el caso de la osteoporosis, principal causa de fracturas patológicas, en personas de edad avanzada.

Otras posibles causas de fracturas patológicas pueden deberse a tumores óseos, ya sean primarios o metastásicos, o infecciones.

1.1.3 Fracturas por esfuerzo.

El hueso como otros materiales, reacciona a cargas repetidas. En ocasiones, esto puede propiciar la fatiga y ocasionar resquebrajamiento, conduciendo a una fractura completa. Este tipo de fracturas pueden presentarse más frecuentemente en instalaciones militares, en los reclutas que son sometidos a entrenamientos rigurosos. Sin embargo, estas lesiones pueden encontrarse también en bailarines de ballet y atletas de alto rendimiento. Las fracturas por esfuerzo suelen ocurrir después de que se fatiga el músculo, lo que causa que se presente una concentración anormal de esfuerzos, que conducen a la falla subsecuente del hueso.

1.2 Clasificación de las fracturas por el mecanismo de lesión.

El conocimiento de cómo se ha producido una fractura tiene grandes implicaciones terapéuticas. La fractura de los huesos, bajo cargas directas e indirectas, permiten que se clasifiquen en dos tipos: *Fracturas por Trauma Directo* y *Fracturas por Trauma Indirecto*.

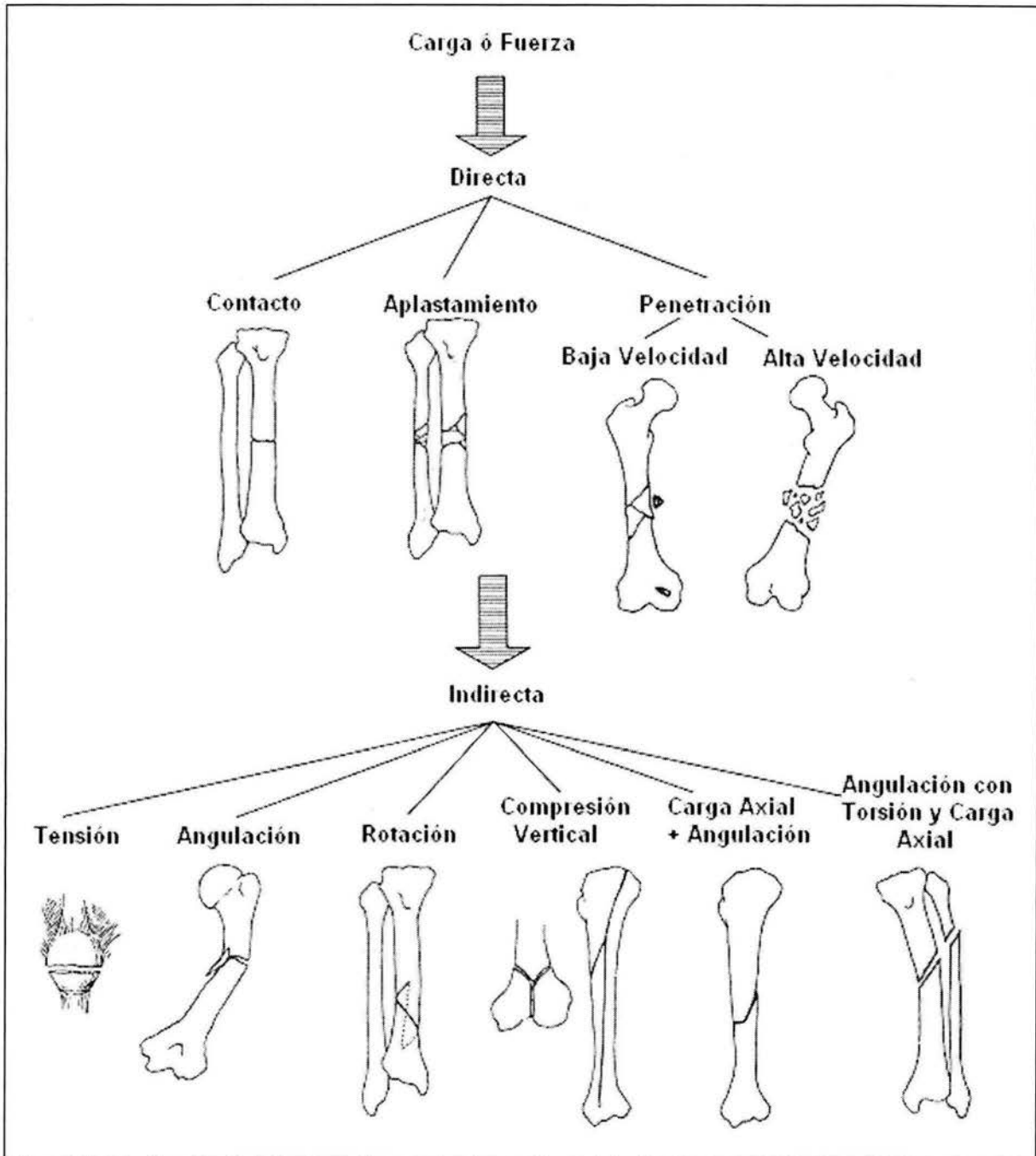


Figura 1.1. Clasificación de la fracturas de acuerdo al mecanismo de lesión (Rockwood CA, Green DP. Fractures in Adults, Editorial J.B Lippincott Company, E.E.U.U, 1991) .

1.2.1 Fracturas por trauma directo.

Las fracturas producidas por aplicación directa de la fuerza en el lugar de la fractura se dividen en: *fracturas por contacto*, *fracturas por aplastamiento* y *fracturas por penetración*. Las fracturas son causadas, por una fuerza pequeña que actúa sobre un área pequeña, una fuerza grande que actúa sobre un área grande, y una fuerza grande que actúa sobre un área pequeña; respectivamente.

1.2.2 Fracturas por contacto.

Las fracturas por contacto ocurren cuando una fuerza de magnitud pequeña, es aplicada sobre un área pequeña. Las características que presentan, es una línea de fractura transversa, y se encuentran frecuentemente en la pierna o en el antebrazo, en donde un solo hueso es fracturado. La mayor energía es absorbida por el hueso, lo que ocasiona un daño muy pequeño en el tejido blando, aunque un área pequeña de piel puede ser dañada. Las fracturas por contacto, ocurren frecuentemente por patadas en las espinillas, o por golpes con tubos u otras armas sin filo.

1.2.3 Fracturas por aplastamiento.

Las fracturas por aplastamiento, están acompañadas por un extenso daño en el tejido blando. El hueso es fracturado transversalmente ó en pequeños fragmentos. En el antebrazo o en la pierna, en ambos casos las fracturas de hueso, se presentan al mismo nivel. Este tipo de fractura, es muy común que se presente al atropellar a una persona.

1.2.4 Fracturas por penetración (por proyectil de arma de fuego).

Las fracturas por penetración son producidas por proyectiles, y para todo propósito u objetivo, pueden ser llamados también fracturas por proyectil de arma de fuego. Puede hacerse una diferenciación entre proyectiles a una alta energía y a una baja energía. Existen algunos desacuerdos en cuanto a la cantidad, a partir de la cuál se considera un disparo a una alta energía, este puede encontrarse en un rango de 548 a 762 m/s.

Hay inconsistencia en una definición precisa de un proyectil a una alta o baja energía, sin embargo, se hace una distinción que tiene importantes implicaciones en el manejo de heridas por proyectil de arma de fuego. Porque la energía cinética de una bala, varía directamente con el cuadrado de la velocidad y solo linealmente con la masa, solo un incremento en la velocidad, produce un incremento exponencial en el daño del tejido.

1.2.5 Fracturas por trauma indirecto.

Las fracturas producidas por aplicación indirecta de la fuerza en el lugar de la fractura se dividen en: fracturas por tensión o tracción, fracturas por angulación, fracturas rotacionales, fracturas por compresión, fracturas debidas a la angulación, rotación y compresión axial.

1.2.6 Fracturas por tensión o tracción.

La diáfisis de un hueso largo, es poco probable que sea separada, cuando se le aplica una fuerza de tensión o tracción, pero esto puede ocurrirle a la rótula u olécranon, cuando la rodilla o el codo, son flexionados de manera forzada al tiempo que el músculo extensor se contrae. La línea de fractura, en fracturas producidas por tensión son transversas, estas se presentan cuando las fibras se encuentran bajo tensión o cuando existen ángulos rectos en la dirección de la tracción aplicada.

Sin embargo, el plano de fractura puede establecerse por las líneas de corte a un ángulo de 45° en la dirección de la tensión.

1.2.7 Fracturas por angulación.

Cuando el apoyo se encuentra a un cierto ángulo, la parte convexa se encuentra bajo un esfuerzo de tensión, y la parte cóncava bajo un esfuerzo de compresión, entre estos existe un plano neutral, en donde ningún tipo de esfuerzo prevalece. Un plano neutral, fomenta una mayor magnitud de estos esfuerzos, y en un hueso con una sección asimétrica, estas fuerzas pueden ser mayores en un lado que en el otro.

Porque el hueso es más resistente cuando es sometido a compresión que a tensión, las primeras fibras sobre la superficie convexa fallan, por eso se proyectan más esfuerzos en las fibras adyacentes, que están alrededor de la grieta. Por esta progresión, la línea de fractura transversa es propagada. Con cierta frecuencia el hueso en su parte cóncava falla bajo compresión a ciertos ángulos de corte a la línea principal de la fractura, ocasionando la formación de fragmentos de geometría triangular y tamaño variable.

1.2.8 Fracturas rotacionales.

Cuando una pieza de gis, es girada hasta quebrarse, su característica es una línea de fractura en forma de espiral, y esta es producida por una rotación completa, la cual describe una circunferencia.

A continuación, se describen como ocurren las fracturas por torsión en dos fases:

Fase I, hay un incremento en el número de grietas en la corteza.

Fase II, se presenta el torque máximo que conduce a la falla por una súbita propagación de las grietas en forma de fracturas espiroideas.

Si la fuerza de giro o torque es aplicada al hueso, resultan esfuerzos de corte en dirección vertical y horizontal. El esfuerzo de corte horizontal resulta de fuerzas de compresión y tensión, los cuáles obtienen su valor máximo a 45° hacia el plano de corte. El hueso es más susceptible a fallar en tensión, debido a que la línea de fractura se recorre.

Los esfuerzos de torsión son de mayor magnitud que los mencionados en el párrafo anterior, se presentan a una cierta distancia al eje de rotación, pero son inversamente proporcionales a el momento polar de inercia ($\pi r^4/2$), el cual explica como tales fracturas son más comunes en el tercio distal de la tibia, que en el tercio proximal, aunque la corteza de la primera es más densa y gruesa.

1.2.9 Fracturas por compresión.

Si se toma un cilindro uniforme de un material homogéneo y se le aplica una carga hasta que fallé, este se fracturaría en un plano lineal con un ángulo de casi 45° . Sin embargo, un hueso largo no es un cilindro o una columna uniforme y estos raramente sufren fracturas por una fuerza de compresión pura. Cuando esto sucede, la diáfisis de un hueso largo es proyectada hacia la epífisis formada por hueso esponjoso, conduciendo a una fractura en forma de "T ó V". Esto ocurre por ejemplo, en el extremo inferior del húmero o el fémur.

Experimentalmente se ha demostrado que al aplicarse una carga compresiva a lo largo del eje del hueso se produce una fractura en un plano a 30° de la dirección de la fuerza. Se sugirió que la fractura se inicia con la producción de líneas cortantes, formadas por la

flexión en las láminas del hueso, probablemente, hacen sus primeras apariciones en áreas de concentración de esfuerzos como vasos o espacios donde el hueso a sufrido reabsorción. Con el incremento de estas deformaciones, el hueso, finalmente se agrieta en estas líneas, por la combinación de esfuerzos de compresión y cortantes.

Con menor frecuencia, debido a fuerzas de compresión en el eje longitudinal de la tibia, pueden producirse algunas veces fracturas longitudinales sin desplazamiento. Se ha bautizado a este tipo de lesión, como "*Fractura de taza de té*", haciendo la comparación con las grietas que presentan estas cuando una taza es golpeada y no se rompe, aunque continúe en uso. Estas fracturas no llegan a tener desplazamiento, no necesitan tratamiento, y siempre sanan.

Una fractura similar es la "*Fractura con hendidura intercondilar del fémur*", la cual se presenta a causa de una fuerza longitudinal de tensión aplicada directamente en la rótula. En esta fractura, no ocurre desplazamiento de fragmentos de hueso.

Las fracturas son usualmente producidas por una combinación de cargas, más que por una sola fuerza. En este análisis de la mecánica de la fractura, se dice que cuando a una viga se le aplica una carga axialmente, con una fuerza insuficiente y con un cierto ángulo para causar falla, esto resulta en una fuerza de compresión disminuida en el lado convexo de la viga y el incremento sobre el lado cóncavo.

Como resultado, la falla comienza por una grieta a un ángulo de 45° donde el hueso se encuentra bajo compresión; Alternadamente, la falla puede comenzar en un ángulo recto a la diáfisis, debido a los esfuerzos de tensión sobre la parte convexa. En otro caso, la línea de fractura resultante es curva, consistiendo de un componente oblicuo causado por la compresión y un componente transverso causado por la angulación. La magnitud de cada componente es proporcionado por sus respectivas fuerzas. Frecuentemente el fragmento de hueso adquiere la forma parecida a las alas de una mariposa.

1.2.10 Fracturas debidas a la angulación, rotación y compresión axial.

El resultado de combinar angulación y rotación, es el equivalente de una angulación sobre un eje oblicuo, el cuál causa una fractura oblicua. Si la diáfisis de un hueso largo presenta una carga axial, la tendencia de la fractura se incrementa con una fuerza de corte a 45° del eje longitudinal.

Se ha demostrado, sin embargo, que este tipo de lesiones son simplemente fracturas por angulación sobre un eje oblicuo. Este tipo de fracturas, son confundidas con una fractura en espiral, porque los extremos de una fractura en espiral, son largos, afilados y puntiagudos, mientras que las fracturas oblicuas presentan las características de ser cortas, redondeadas y sin filo.

Además, se ha notado que si una fractura es verdaderamente en espiral, puede ser imposible de observar claramente el espacio en la fractura por alguna orientación de la radiografía.

1.3 Fracturas de húmero ^[2].

Los trazos de fractura comunes observados en los huesos tubulares son *el transversal, el oblicuo y el espiroideo*.

Las **fracturas transversales** son el resultado de la acción de una fuerza flexionante directa. Pueden asociarse con un pequeño fragmento triangular, que rara vez afecta todo el diámetro del hueso y siempre se encuentra en el lado sometido a compresión. Como bajo la acción de la carga resulta extruido, conserva escasa cantidad de tejido blando insertado y por esto posee, en el mejor de los casos, una irrigación precaria.

Las **fracturas espiroideas y oblicuas** son el resultado de la acción de una fuerza indirecta de torsión. Frecuentemente adquieren una forma similar a las alas de una mariposa. Estos fragmentos son relativamente grandes y conservan las inserciones de los tejidos blandos.

Muchas fracturas son el resultado de la acción de fuerzas combinadas: por lo tanto, su patrón puede ser mixto.

El hueso es un material viscoelástico. En consecuencia, las fracturas están relacionadas no sólo con la fuerza, sino también con la velocidad con que se aplica esa fuerza. Se necesita una fuerza de mucha menor magnitud para fracturar un hueso cuando se le aplica carga lentamente y durante un tiempo prolongado, que cuando se aplica rápidamente: el hueso tiene mayor capacidad para soportar una fuerza de gran intensidad aplicada con rapidez. Sin embargo, la fuerza se acumula y, cuando finalmente el hueso falla y se fractura, se disipa en forma explosiva, causando considerable daño a la cubierta de tejido blando.

Por ello se puede distinguir entre lesiones a baja energía y lesiones a alta energía.

En las lesiones a alta energía las fracturas no sólo son más conminutas sino que además se asocian con daño mucho mayor de la cubierta de tejido blando, debido a la mayor disipación de energía y a la aplicación directa de la fuerza. Las lesiones a baja energía son más comúnmente del tipo espiroideo, sin excesiva fragmentación.

Los efectos de la fractura en un hueso, afectan principalmente su continuidad estructural y capacidad para soportar cargas.

1.4 Reparación de la fractura simple de un hueso largo ^[3].

La pérdida de la continuidad de un hueso largo, bien sea por causa traumática o quirúrgica, va seguida por una definida sucesión de eventos biológicos que actúan para reparar o consolidar el defecto.

En las fases tempranas de la reparación se forma un tejido nuevo, el callo, se desarrolla alrededor de los fragmentos y entre ellos, formando un puente por medio del cual se unen inicialmente los fragmentos. El callo que se desarrolla alrededor de las superficies externas de los cabos opuestos de los fragmentos óseos, se denomina callo externo, y el que se forma entre los extremos del hueso, se denomina callo interno.

Dentro de los primeros dos días que siguen a la fractura, a corta distancia del foco de fractura y en el interior de la capa profunda del periostio, proliferan células osteogénicas que despegan la capa fibrosa del periostio, separándola del hueso. Al propio tiempo proliferan también las células que revisten la cavidad medular, pero no en el mismo grado que las de la capa osteogénica del periostio.

Las células en el interior de la capa profunda del periostio proliferan tan rápidamente que, en el curso de escasos días, forman un collarete neto alrededor de cada fragmento junto a la línea de fractura. Simultáneamente se incrementan también los capilares situados entre ellas. A continuación se diferencian las células osteogénicas. Las que están situadas profundamente en el interior del collarete adyacente al hueso se disponen en el interior de un área altamente vascularizada. Con un aporte sanguíneo adecuado se convierten en osteoblastos y forman trabéculas óseas. Estas trabéculas de nueva formación se asemejan al hueso nuevo embrionario, en el sentido de que están escasamente organizadas y no se tiñen de manera tan uniforme como el hueso más maduro. Llegan a unirse firmemente a la matriz del hueso cortical vivo y necrosado del fragmento.

Las células osteogénicas situadas en las áreas del collarete lejanas del hueso han proliferado tan rápidamente que se han separado de los capilares de crecimiento más lento. Como carecen de la vascularización adecuada, se diferencian en condroblastos y condrocitos y, en consecuencia, se desarrolla cartílago en la región externa de los collaretes.

La cantidad de cartílago que se forma depende principalmente de la rapidez con que tiene lugar la aparición del collarete, ya que la formación de capilares no sigue al unísono y se retrasa con respecto a la tasa de proliferación celular a nivel del foco de fractura.

Los collaretes, cuando están completamente desarrollados, muestran tres capas. En la capa interna profunda, las trabéculas óseas están firmemente cementadas al hueso. La capa intermedia, el cartílago, se entremezcla de manera imperceptible con las partes externas de las trabéculas óseas recientemente formadas por debajo de ella y, a nivel de su cara interna, se entremezcla con las células en proliferación de la capa profunda perióstica, que constituye la tercera capa externa.

Los collaretes de los dos fragmentos llegan a ser más gruesos, avanzan uno hacia otro y se fusionan, al tiempo que las trabéculas, el cartílago y las células en proliferación forman un puente. De esta forma se consigue la unión inicial.

Simultáneamente, la unión entre las dos cavidades medulares se consigue por el desarrollo de trabéculas.

El cartílago en el callo tiene una existencia temporal y eventualmente es reemplazado por hueso.

1.4.1 Remodelación del callo.

Las trabéculas óseas de nueva formación están firmemente unidas al hueso original. Además, los fragmentos están unidos con esta red esponjosa. Entre las trabéculas que son depositadas por los osteoblastos sobre el hueso necrosado, los osteoclastos eliminan lentamente el hueso necrótico y crean cavidades. Los osteoblastos revisten entonces estas indentaciones profundas y depositan hueso viable. Por consiguiente, la casi

totalidad de la matriz del hueso necrosado es reemplazada eventualmente con hueso nuevo vivo.

El callo interno que está uniendo los fragmentos desarrolla trabéculas, tanto del endostio que reviste la cavidad medular, como de las propias células osteogénicas de la médula. Además, una porción del callo interno se origina de las células osteogénicas de las superficies externas de los fragmentos, las cuales han crecido hacia el interior de la hendidura de la fractura, añadiéndose al hueso esponjoso que une las extremidades óseas.

Con el transcurso del tiempo se remodela el hueso esponjoso y se convierte en hueso compacto ^[3].

El uso de fijadores o de algún dispositivo metálico, es importante como medio adicional de ayuda en la consolidación de la fractura, permitiendo que el callo interno se forme de manera más rápida.

1.5 Teoría general y principios de fijación externa ^[4].

Aunque han estado en uso por más de un siglo, los fijadores externos tienden a ser aplicados de manera poco consistente, con resultados variables y con un alto rango de complicaciones. Algunos aparatos con presentaciones clínicas satisfactorias no estuvieron disponibles hasta después de 1930, y en la década de 1970 se tenía todavía un escaso conocimiento sobre el funcionamiento mecánico de los fijadores y sus configuraciones. Cuando se evaluaron estos fijadores externos, algunos cirujanos desarrollaron más interés en la capacidad de estos para salvar casos clínicos difíciles.

Desde la Segunda Guerra Mundial, los fijadores externos se desarrollaron en dos direcciones. En Europa del Oeste, más cirujanos optaron por el manejo de las estructuras unilaterales con menos partes y fácil acceso al miembro lesionado; Mientras que en Europa del Este, se inclinaron por los fijadores de anillo, altamente ajustables, pero que con frecuencia cubren en su totalidad la extremidad que esta siendo tratada.

Los fijadores externos tienen un mínimo de capacidades únicas que distinguen a estos de otros métodos de fijación del hueso.

1. Estabilización del esqueleto en cierta distancia del sitio de la lesión, enfermedad o deformación.
2. Libre acceso al lugar de la lesión por procedimientos primarios o secundarios.
3. Gran versatilidad en acomodamiento a una variedad de anchos de hueso y lesiones ligeras del tejido, incluyendo la habilidad para estabilizar lesiones extendiéndose a través de dos o más segmentos adyacentes del miembro.
4. Ajuste y alineamiento de las dimensiones y de las propiedades mecánicas después de que el dispositivo a sido aplicado.
5. Capacidad para el uso simultaneo y/o secuencial de la fijación interna y otros métodos de estabilización del esqueleto.

6. Interferencia mínima con articulaciones adyacentes.
7. Movilización del miembro por parte del paciente, incluyendo el apoyo de la carga completa.

Las complicaciones clínicas más graves son causadas por la inserción inapropiada de clavos y alambres, lo cual puede causar lesiones a nervios, vasos y unidades musculotendinosas. Lo último puede conducir a síndromes compartimentales, uniones rígidas o irritación en la región del clavo. Pueden evitarse más complicaciones con seguras técnicas de inserción de clavos y una clara comprensión de la anatomía. Aunque menos grave, la obstrucción del acceso a la lesión con una estructura de fijación, produce molestia, interferencia con procedimientos secundarios y con el movimiento de la extremidad del paciente.

En el pasado se encontraron defectos de manufactura o diseño, los cuales causaban deformación plástica, ruptura o deslizamiento de los componentes. Actualmente las fallas de los componentes son más a menudo causadas por un erróneo manejo clínico, más que por una falla en la manufactura de los componentes.

1.5.1 Principios generales y conceptos básicos de fijación externa.

Los aparatos de fijación, son colocados en condiciones estériles y bajo anestesia general o local. Para ayudar a la correcta alineación del hueso, las uniones proximal y distal, y ocasionalmente la extremidad opuesta, se incluyen en el campo de operación.

Los barrenos para insertar los clavos, son practicados con un taladro de baja potencia y una broca afilada, no obstante, los clavos son insertados manualmente. El empleo del intensificador de imágenes puede ayudar a localizar el sitio de inserción del clavo, pero una imagen, en por lo menos dos planos puede asegurar hacer una alineación satisfactoria de la lesión.

La seguridad y efectividad de la aplicación del fijador son determinados primeramente por estos conceptos básicos:

1. La dirección del miembro anatómico.
2. Indicaciones particulares en la adaptación de la estructura hacia la lesión.
3. Las necesidades mecánicas del paciente y la lesión.

1.5.2 Anatomía del miembro en tratamiento.

Los especialistas distinguen entre corredores seguros, riesgosos y peligrosos (Figura 1.2). Los corredores seguros no contienen unidades musculotendinosas ni importantes estructuras neurovasculares. Esto ocurre solo en segmentos de miembros excéntricos, en los cuales, son fácilmente identificados como algunas regiones en las cuales la posición del hueso es subcutánea. En corredores seguros, las infecciones en la región del clavo, así como su movilidad son reducidas 50%. Las estructuras, por lo tanto pueden permanecer por varios meses, a menudo hasta el tratamiento de las lesiones o su curación.

Los corredores riesgosos, contienen unidades músculotendinosas, pero no importantes estructuras neurovasculares. Los clavos colocados directamente en esas áreas, pueden inducir síndromes compartimentales, causar rigidez en las uniones por atrofia de los tendones o ligamentos, y acarrear un alto índice de complicaciones relacionados con la inserción del clavo.

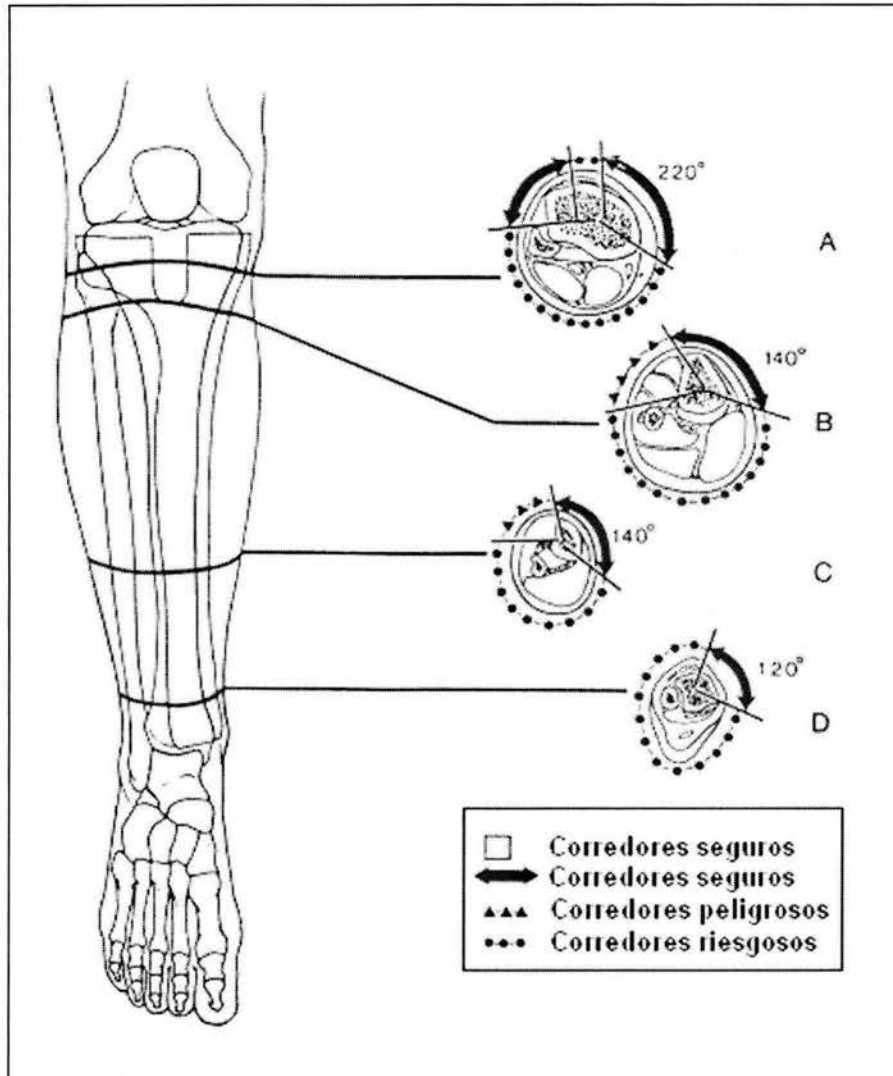


Figura 1.2. Se puede apreciar en la parte baja de la pierna los tres tipos de corredores: seguros, riesgosos y peligrosos (Behrens F. General theory and principles of external fixation, Clin Orthop, 1989; 241).

1.5.3 Indicaciones en el manejo de fijadores externos de anillos y clavos.

Graves lesiones traumáticas de miembros son manejadas de forma más adecuada con fijadores unilaterales con estructura sencilla y robusta. La ubicación para fijadores y clavos, se determinan por: la naturaleza, tamaño, gravedad y estabilidad inherente de la lesión, así como la relación de la lesión con los diferentes tipos de corredores.

Los fijadores de anillo permiten realizar de forma gradual ajustes multiplanares y son mejores para corregir alineamientos complejos y acortamientos.

Sin embargo, se mantiene siempre el peligro de mayores lesiones neurovasculares, cuya causa es la perforación con alambres o clavos insertados de manera imprudente.

1.5.4 Solicitaciones mecánicas en los fijadores externos de anillos y clavos.

A pesar de las diferencias estructurales entre fijadores de anillo y de clavos, sus características mecánicas son determinadas por algunas variables. Estas propiedades pueden cambiar directamente con la intervención en el nivel de los componentes, la estructura geométrica, o el sitio de la lesión.

Asumiendo constantes las propiedades de los materiales, y manejando una mayor cantidad de elementos como: alambres, clavos, barras o elementos circulares, se obtiene que estos dispositivos son mecánicamente menos efectivos y clínicamente menos deseables (por las obstrucciones y las infecciones que ocasionan en la región donde se ubica el clavo) así como el aumento de sus dimensiones. Al aumentar se incrementa también la rigidez a la cuarta potencia y la resistencia a la torsión a la tercera potencia.

Al introducir la parte lisa del clavo en la corteza proximal del hueso, se duplica la rigidez efectiva de la mayoría de los clavos, se obtiene un ajuste apropiado en la interfase clavo-hueso, así como un decremento de los esfuerzos en esta zona y en la irritación del tejido suave circundante. Las alteraciones en el lugar de la fractura, permiten el incremento de la rigidez de la construcción fijador-hueso, incluyendo la reducción anatómica y la compresión axial directa interfragmentaria.

1.5.5 Propiedades biomecánicas y consideraciones de diseño de fijación externa en la extremidad superior ^[5].

El éxito en la aplicación clínica de la fijación externa requiere:

1. Un buen conocimiento de la biomecánica, de la osteosíntesis y de la fijación externa.
2. Una apropiada técnica de colocación y de curación post-operatoria.
3. Un buen conocimiento por parte del cirujano, acerca del hueso y de la curación del tejido suave, bajo la influencia de la fijación externa.

La fijación externa no interfiere con la respuesta biológica de el lugar de la fractura, la cuál plantea varios beneficios teóricos. La aplicación de un fijador externo, permite que el lugar de la fractura se mantenga estable, para optimizar las condiciones de curación. Con la fractura abierta, contaminada o infectada, el uso de fijación externa permite la estabilización satisfactoria, permitiendo un acceso sin restricción al sitio de la lesión para su tratamiento.

Los aparatos de fijación externa son versátiles, durante el proceso de curación en el hueso permiten ajustar de una configuración rígida a una más elástica, y en otras circunstancias, permiten la compresión o la distracción.

En caso de pérdida en el hueso, la fijación externa es el tratamiento ideal para mantener la correcta longitud del miembro antes de la reconstrucción del hueso. Porque la fijación externa es un medio extrafocal para fijar una fractura con sujeción directa por clavos percutáneos dentro del hueso, para formar una conexión mecánica entre los fragmentos del hueso lesionado. Aparatos de registro como medidores de deformaciones pueden ser usados para controlar el progreso de la curación de la fractura. Finalmente, se tienen problemas locales, relacionados con implantes internos como la corrosión o la necesidad de remover los aparatos.

Indicaciones para la fijación externa en la extremidad superior incluyen la estabilización de la fractura abierta, infectada y separada, así como el mantenimiento de la longitud del miembro a pesar de los defectos morfológicos que tenga el hueso. La distracción transarticular de fijación externa es útil en el tratamiento de las fracturas fragmentarias epifisiarias, estas afectan particularmente la parte distal del radio, y la base metacarpiana de los dedos.

1.5.6 Principios generales biomecánicos de la osteosíntesis.

La palabra osteosíntesis fue expresada por primera vez por Lambotte en 1907-1908. Una definición de la osteosíntesis, se expresa como la retención artificial de los fragmentos de hueso en la fractura, por aparatos especiales que actúan directamente en el hueso, el cuál tiene que ser o no disecado, y pensado para fijarse en una posición precedente. La osteosíntesis ha sido definida, como un medio favorable de fijación de los fragmentos de hueso con sujeción directa de el implante en el hueso.

1.5.7 Principio de simetría.

Desde el punto de vista de la mecánica, una osteosíntesis es una sucesión de elementos, su resistencia completa llega a determinarse cuando se debilita alguno de estos. Los diferentes elementos del sistema contribuyen a una mayor resistencia en conjunto, por lo tanto se distribuyen simétrica y directamente en cada componente del implante, en ambos lados del lugar de la fractura, se deben considerar las propiedades mecánicas del hueso. Esta práctica ha sido llamada "Principio de simetría".

1.5.8 Objetivos en la osteosíntesis.

La osteosíntesis de una fractura tiene dos objetivos fundamentales:

1. Mantener una precisa reducción de la fractura cuando la curación del hueso se lleva a cabo.
2. Facilitar el movimiento primario en un intento para minimizar el atrofiamiento, la rigidez de las uniones, y la adhesión de tendones para convertir la fractura inestable a un sistema estable.

1.5.9 Reducción de la fractura.

Los clavos se insertan en el hueso sano, no se colocan en la línea de fractura, por dos razones principales:

Cuando se hace la reducción “cerrada y ajustada” en una fractura con desplazamiento es imposible que los fragmentos se distribuyen de manera correcta debido a una interferencia de los clavos, y la calidad de sujeción del hueso se reduce considerablemente al colocar los clavos en el lugar de la fractura.

1.5.10 Movimiento primario y estabilidad de la fijación externa.

El movimiento primario de las uniones adyacentes no inmóviles, es fomentado dentro de los primeros días post-operatorios. Este concepto implica que los clavos no deben estar en contacto con el tejido suave, y que la configuración del implante debe ser lo suficientemente estable para permitir el movimiento sin un riesgo excesivo de desplazamiento secundario de la fractura.

1.5.11 Contacto del tejido suave.

Para prevenir el contacto del tejido suave por los clavos, se recomienda una adecuada selección del lugar de la inserción, si es posible, deben obtenerse características subcutáneas del hueso y evitar la perforación de unidades musculotendinosas. Una evaluación del rango de movimiento de las uniones adyacentes no inmóviles, es realizada inmediatamente después de la inserción de los clavos.

1.6 Dispositivos de fijación y sus configuraciones ^[6].

Todas las estructuras de fijación consisten de un número pequeño de componentes con propósitos similares, para sujetar las estructuras en los principales segmentos óseos, proveer un soporte longitudinal y sujetar los elementos de soporte.

La sujeción del hueso es llevada a cabo con la ayuda de alambres y clavos, los cuales son generalmente fabricados en acero inoxidable. Los clavos varían su diámetro de 2.5 a 6 mm y entran a menos de un tercio del diámetro del hueso, esto para evitar agrietamientos en los orificios donde se encuentran dichos clavos. Los alambres van de 1.5 a 2 mm de diámetro, son siempre aplicados bajo una tensión.

La fijación con clavos y alambres se realiza perforando la extremidad y soportando ésta con barras longitudinales o algunos elementos en forma de anillo. El soporte longitudinal es provisto por barras, las cuales son generalmente elementos rígidos y fuertes de la estructura del aparato fijador. Las porciones centrales de estos dispositivos pueden ser articuladas para facilitar el ajuste requerido para alinear los fragmentos óseos, y puede consistir de elementos telescópicos para acomodar diferentes longitudes de hueso y facilitar la movilidad axial (Figura 1.3).

Los términos “articulación” y “unión” son empleados de manera intercambiable por los tipos de conexión como son: clavo-clavo, barra-barra, clavo-barra, clavo-anillo y anillo-barra (Figura 1.4). Una articulación sencilla clavo-barra conecta un clavo de manera independiente con una barra longitudinal.

Las grapas (abrazaderas) ó las uniones universales clavo-barra, tienen dos o más clavos alineados paralelamente y conectados, generalmente entre ellos se coloca una junta universal hacia una barra longitudinal. Las articulaciones barra-barra permiten posibles correcciones angulatorias, rotatorias y longitudinales en el sistema de soporte longitudinal.

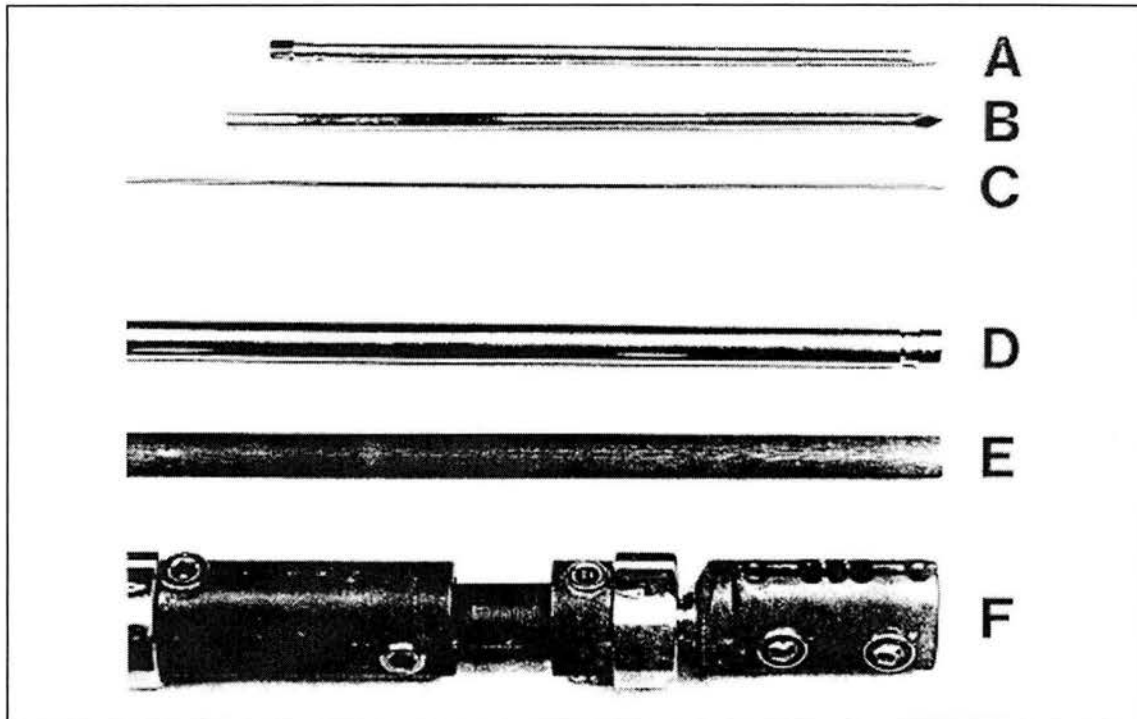


Figura 1.3. Elementos básicos para sujetar y soportar el hueso. (A) Clavo unilateral (B) Clavo transfixivo (C) Alambre para fijación (D)Barra de acero inoxidable (E) Barra de fibra de carbón radiolucida (F) Barra longitudinal con articulación universal y elemento telescópico central para el ajuste de la longitud y facilitar el movimiento axial (Behrens F. A primer of fixator devices and configurations, Clin Orthop, 1989; 241).

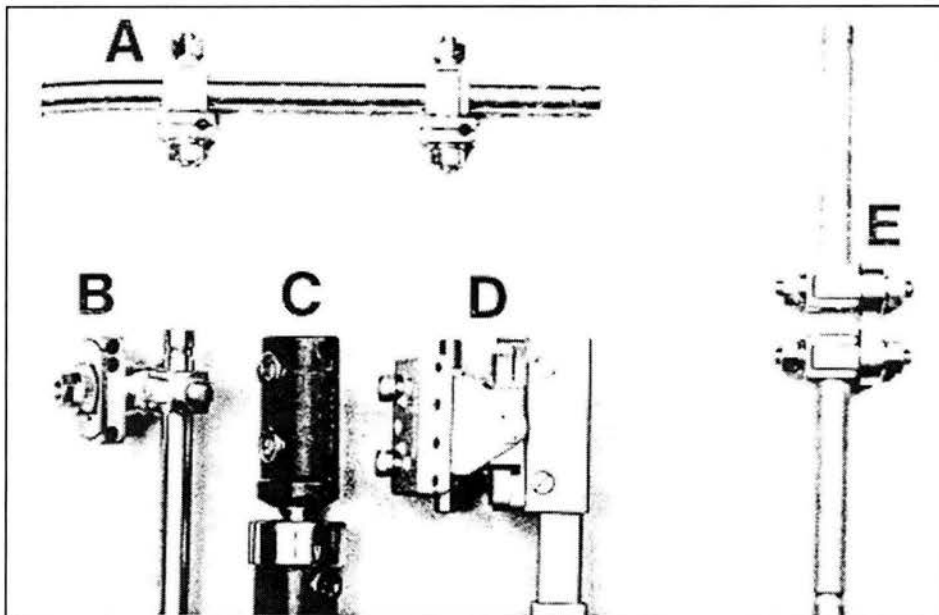


Figura 1.4. Tipos de Articulaciones. (A) Unión ajustable barra-clavo (B) Articulación universal lateral (C) Articulación universal terminal (D) Articulación universal con capacidad para ajustes multiplanares (E) Articulación barra-barra (Behrens F. A primer of fixator devices and configurations, Clin Orthop, 1989; 241).

1.6.1 Clasificación de los dispositivos de fijación.

Los ortopedistas distinguen entre fijadores de clavos y anillos:

En los **fijadores de clavos**, sus rígidos componentes proveen sujeción, y son parte integral de la estructura que se va a construir. A diferencia, de los componentes estructurales principales de los **fijadores de anillo**, que son barras conectadas longitudinalmente y unidos por anillos completos o por mitades de estos (Figura 1.5).

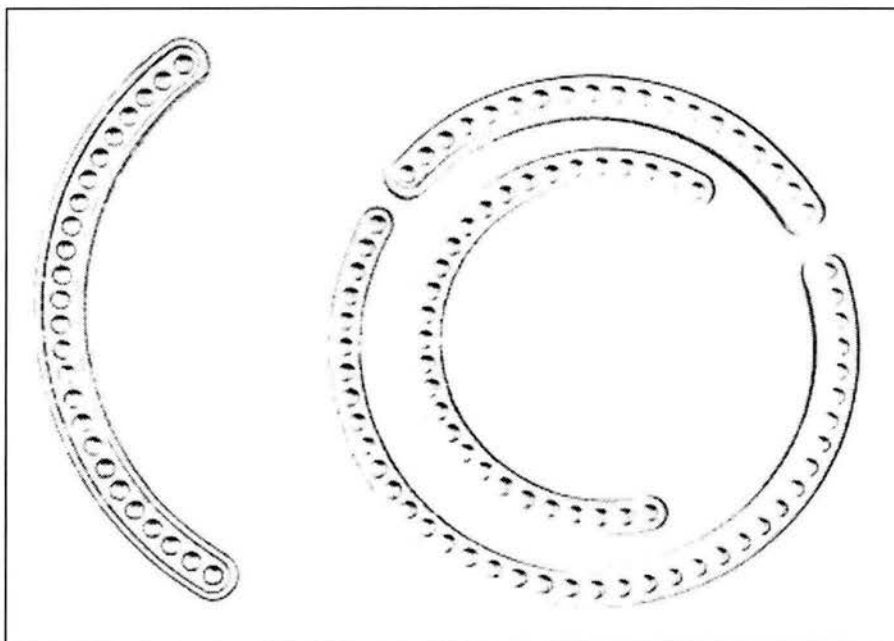


Figura 1.5. Anillos completos y en partes para fijadores de anillos (Behrens F. A primer of fixator devices and configurations, Clin Orthop, 1989; 241) .

1.6.2 Fijadores de clavos.

Todos los fijadores de clavos tienen el mismo diseño estructural, y los especialistas distinguen entre **fijadores sencillos** y **fijadores de grapas (o abrazaderas)**.

1.6.3 Fijadores sencillos.

En fijadores sencillos, articulaciones independientes conectan cada clavo con barras longitudinales, los clavos tienen un ajuste de cinco grados de libertad y cada fragmento de hueso puede ser ajustado con cuatro grados de libertad (Figura 1.6).

Este dispositivo provee las siguientes ventajas:

1. Cada clavo puede colocarse en el ángulo más conveniente para el hueso.
2. Un casi ilimitado número de configuraciones de fijación puede ser construido.
3. La distancia entre dos clavos en un fragmento de hueso puede ser libremente elegido, lo cuál facilita el poder adaptar una estructura para una lesión en particular

y permite algunas variaciones en las propiedades mecánicas, ya que la rigidez está relacionada directamente con el diámetro del clavo.

4. Construcción de estructuras secuenciales

Desventajas:

1. Los fragmentos pueden ser reducidos antes o en el momento de la fijación.
2. Una vez aplicada, ajustes angulatorios y particularmente rotatorios pueden ser posibles solo después de reemplazar uno o más clavos.

1.6.4 Fijadores de grapas (abrazaderas).

Abrazaderas o fijadores modulares (Hoffmann), es un dispositivo estructural de cuatro barras, los cuales tienen la misma estructura básica que los fijadores sencillos, pero son diferentes en cuanto a que los clavos son sostenidos y unidos por barras longitudinales (Figura 1.6).

Las ventajas que presenta son las siguientes:

1. La reducción de la fractura es posible después de que se ha colocado el dispositivo.
2. El ajuste angulatorio, y en un grado menor el ajuste rotatorio, son hechos relativamente fácil después de mover las articulaciones universales.

Desventajas:

1. El tamaño y la forma de las grapas, determinan el sitio y el diámetro de los clavos que se colocan. Por lo tanto, el número de las diferentes estructuras que pueden ser construidas están limitadas, y las ventajas mecánicas que ofrece un clavo de mayor diámetro se pierde con grapas más pequeñas.
2. El intercambio de un clavo (por infección o aflojamiento), solamente es posible después de la liberación, porque puede conducir a un retardo en la consolidación de la fractura.
3. La construcción de estructuras secuenciales no es posible por el aflojamiento o la movilidad que presentan los clavos.

Finalmente, las articulaciones universales son a menudo débiles y pueden fallar antes de la deformación plástica de los clavos o los elementos longitudinales de soporte.

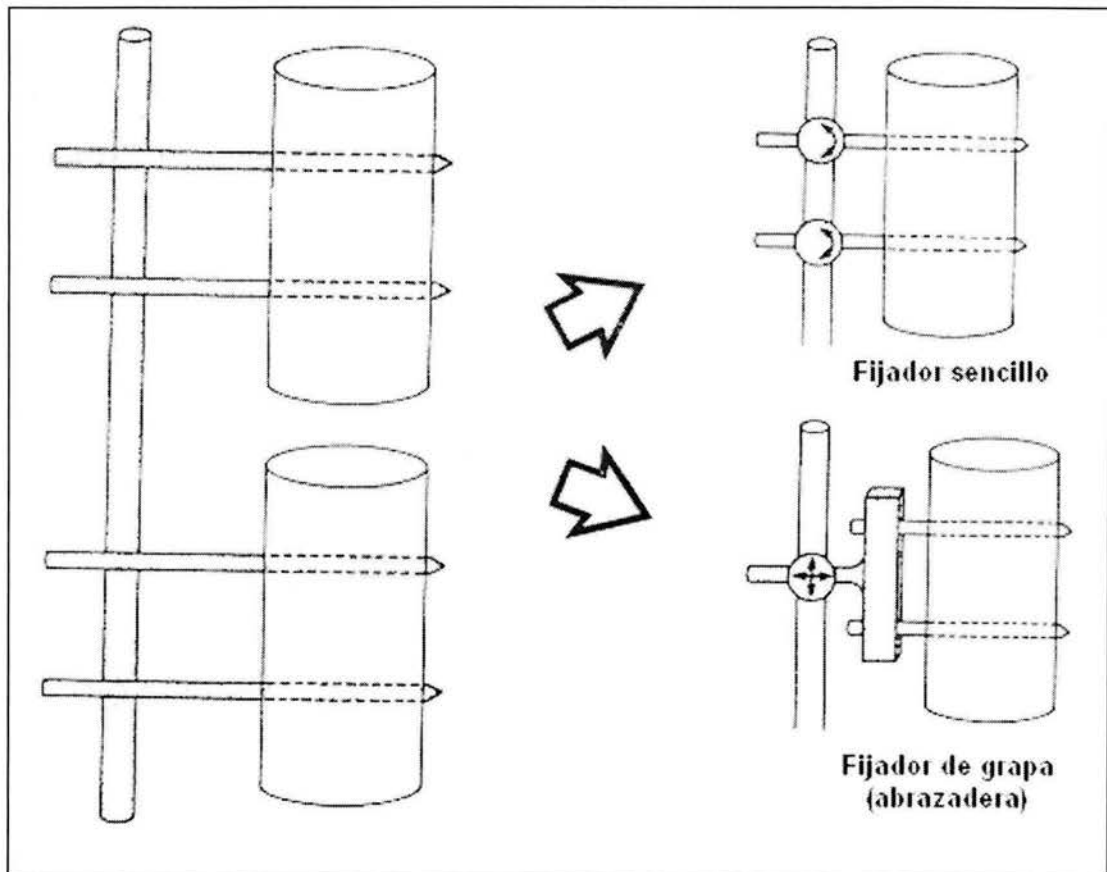


Figura 1.6. Estructura general de los fijadores de clavos (izquierda) y los subgrupos mencionados: sencillo y de grapas (derecha) (Behrens F. A primer of fixator devices and configurations, Clin Orthop, 1989; 241).

1.7 Clasificación de las configuraciones de las estructuras.

Los dos criterios más convenientes para clasificar las estructuras son el balance mecánico y el acceso a la lesión. En cuanto al acceso, los ortopedistas distinguen entre estructuras unilaterales, las cuales abarcan un sector de la extremidad de 90° o menos, y estructuras bilaterales, las cuales ocupan sectores más grandes que 90° . Las estructuras unilaterales solo usan la mitad del largo de los clavos, permitiendo el fácil acceso a corredores seguros o riesgosos de los segmentos de un miembro.

Las estructuras bilaterales son más obstructivas y además afectan de manera riesgosa a los músculos, tendones, nervios y vasos, porque al sujetar el hueso puede llegar a ocurrir que estos sean atravesados por clavos o alambres.

Los especialistas distinguen entre estructuras en uno y dos planos (Figura 1.7). Las estructuras en un plano estructural tienen menor obstrucción, pero son de cuatro a siete veces más débiles cuando se encuentran en un plano perpendicular al plano del clavo. Las estructuras en dos planos dificultan el acceso a la lesión, pero proveen una mayor resistencia a los momentos de torsión. Debido a que se usa una mayor cantidad de clavos para construir planos estructurales, estos además son poco rígidos en compresión y tensión. En resumen, más clavos tienen mejor fijación de fragmentos pequeños y osteoporóticos.

A través de los años, numerosos términos tienden a ser usados para describir estas configuraciones. Un plano estructural unilateral tiende a ser llamado estructura media o estructura unilateral; dos planos estructurales unilaterales tienden a ser llamados estructuras delta o estructuras de carpa; un plano estructural bilateral tiende a ser llamado estructura bilateral o estructura cuadrilateral; y dos planos estructurales bilaterales tienden a ser llamados estructura de carpa o “chalet”.

La óptima fijación externa, está siempre determinada por la anatomía que envuelve al segmento del miembro, la extensión, la gravedad y el lugar de una lesión en particular, además por la relación mecánica y necesidades sociales del paciente.

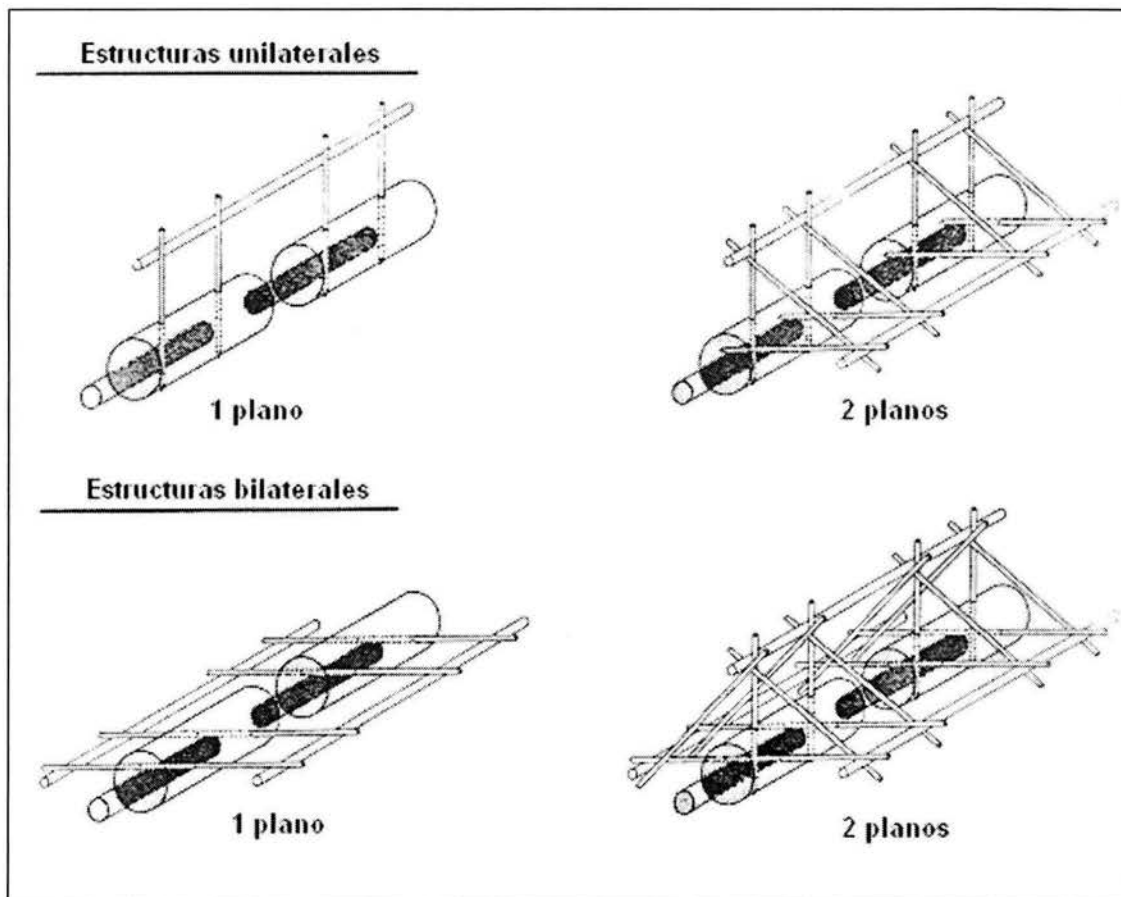


Figura 1.7. Las cuatro configuraciones básicas de fijación: Estructuras en uno y dos planos (Behrens F. A primer of fixator devices and configurations, Clin Orthop, 1989; 241).

1.8 Biología y biomecánica de la reparación de la fractura bajo la fijación externa [7].

La selección del método de fijación es multifactorial. Los factores como la edad del paciente, la afectación en el hueso, la existencia de un trauma múltiple, la gravedad de la lesión del tejido suave en la región, la preferencia personal y la experiencia clínica del cirujano esta involucrada en todo el desarrollo del proceso. Más importante, la selección

de la rigidez del fijador determina el modo de curación del hueso. Por tanto, el mecanismo de curación de la fractura en el hueso que es escogido, establece la dirección que se toma en el cuidado del paciente.

1.8.1 Rigidez de la estructura.

La rigidez de un aparato de fijación puede ser determinada in vitro con exactitud usando una máquina universal para prueba de materiales. El dispositivo de fijación es colocado empleando las técnicas de aplicación recomendados en un hueso de cadáver osteotomizado o en hueso sintético. Los extremos del hueso se encuentran bajo carga axial de compresión y flexión en dos planos, así como torsión. Durante cada modo de carga, la carga v.s la deformación es registrada y analizada subsecuentemente para definir los tres parámetros básicos de rigidez: *rigidez axial*, *rigidez de flexión* y *rigidez de torsión*. En la curva de carga-deformación, la inclinación de la porción lineal de dicha curva está definida como la rigidez de fijación o rigidez (Figura 1.8).

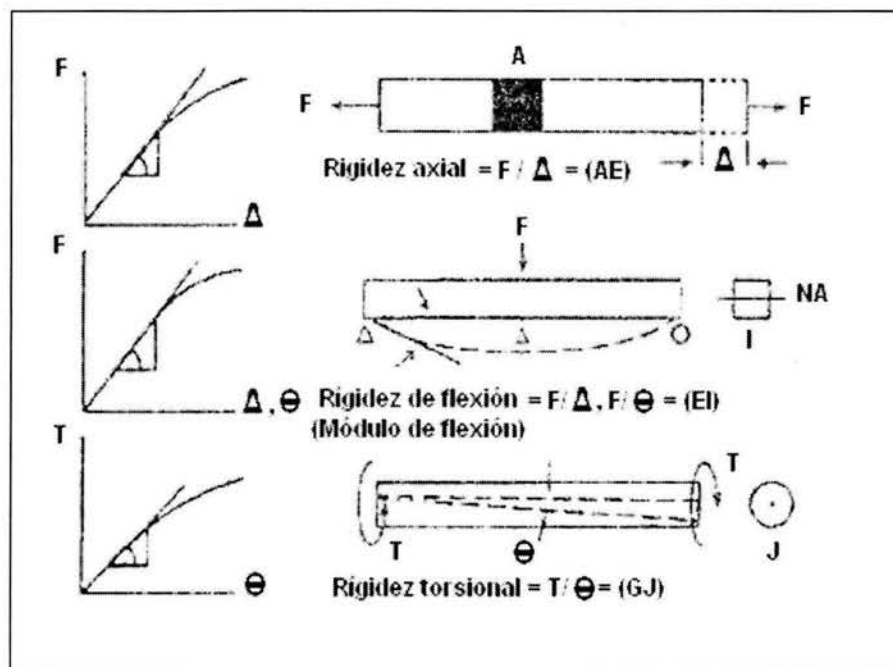


Figura 1.8. Determinación de la rigidez estructural o rigidez de la fractura con un dispositivo de fijación. Empleando la curva carga-deformación para diferentes modos de aplicación de carga. (Aro HT, Chao EYS. Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation, Hand Clinics, 1993; 9(4).

Utilizando este procedimiento de prueba, es posible comparar la rigidez en diferentes tipos de fijadores. Las placas de huesos muestran altas propiedades de rigidez bajo diferentes condiciones de carga y comportamientos como el de los huesos sanos. La estabilidad de los huesos por medio de barras intramedulares muestran una menor flexión y rigidez de torsión en comparación con otros dispositivos. La rigidez de la fijación externa puede incrementarse por diversos factores, incluyendo el incremento del diámetro del clavo, el incremento del número de clavos, el decremento en la distancia de separación de las barras, el decremento en la separación de los clavos, el incremento en la separación del grupo de clavos y la aplicación de clavos en diferentes planos. Estas variables tienen diferentes efectos en la rigidez axial, de flexión y de torsión. Al variar

estos parámetros claves, es posible realizar la estabilidad deseada en la fractura. Es probable, que la rigidez de un sistema placa-hueso o un sistema de clavos intramedular-hueso, pueda ser duplicado en un sistema de fijación externa.

La anatomía neurovascular de la extremidad superior requiere del uso de clavos unilaterales aplicados directamente en los planos limitados de entradas seguras, las estructuras unilaterales de un plano con clavos unilaterales no proveen necesariamente una alta rigidez de fijación. En general, las configuraciones unilaterales que usan clavos unilaterales muestran un 50% menos de la rigidez total que las configuraciones bilaterales que usan clavos. Varios factores, como el incremento del diámetro del vástago del clavo, el incremento en el número de clavos, y la aplicación de un plano geométrico doble a lado de las barras, mejoran de manera notable el funcionamiento de fijadores externos con estructura unilateral de un plano. Los avances en modelos de fijación externa de estructura unilateral proveen características de rigidez comparables con las configuraciones bilaterales de Hoffman-Vidal en estructuras cuadrilaterales estándar. Esto es debido al gran diámetro del vástago del clavo, a una mayor rigidez en el cuerpo del fijador, y al diseño de clavos de sujeción, responsables de las propiedades.

En fijadores externos, el uso de clavos unilaterales de un vástago de diámetro pequeño (menor de 5 a 6 mm), así como el empleo de dos planos estructurales geométricos, proveen un eficiente incremento en la rigidez de fijación.

En circunstancias clínicas, la rigidez total de un sistema de fijación no depende solo de las estructuras manejadas y de la configuración de los clavos. En una evaluación realizada, se observó la cantidad de movimiento en los fragmentos internos en la fractura, así como el modo de curación de la fractura, igualmente factores importantes son el tipo de fractura, la exactitud de la reducción, la cantidad de carga fisiológica, y el funcionamiento de la interfase clavo-hueso.

Los principios que deben hacerse notar en el manejo de los diversos dispositivos de fijación externa, involucran especialmente el modo de reducción de una fractura y como influye o afecta la fractura en la rigidez de fijación. En un estudio experimental, se utilizó una pareja de tibias caninas. Un hueso de cada par fue osteotomizado e inmovilizado con un fijador externo unilateral (Orthofix). La osteotomía fue hecha transversalmente en cinco pares de huesos (un modelo de fractura estable), mientras que en una osteotomía oblicua (60°) (Figura 1.9) se realizó en otros cinco pares de huesos.

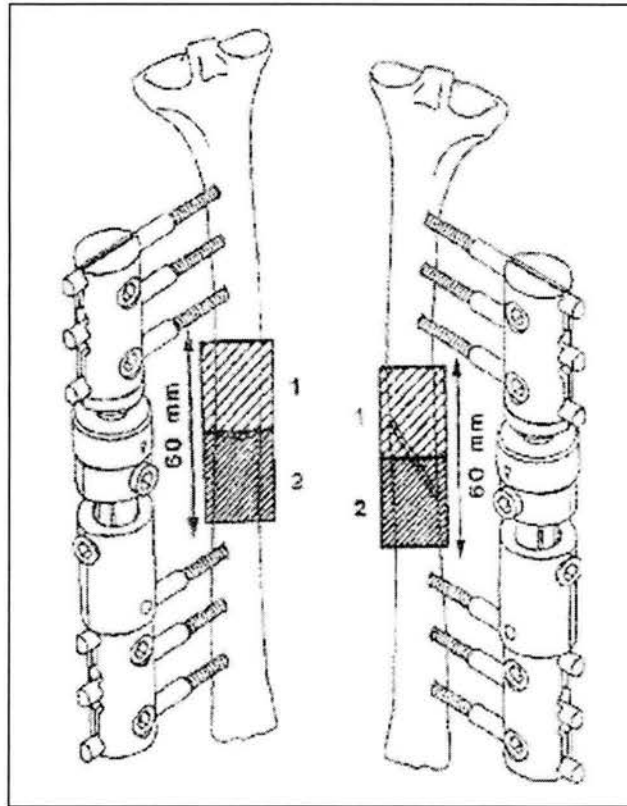


Figura 1.9. Modelo experimental de tibias caninas bajo fijación externa, usado para el estudio de la curación biológica de las fracturas y sus biomecánismos asociados, condiciones de espacio, y efectos de dinamización. Aro HT, Chao EYS. *Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation*, *Hand Clinics*, 1993; 9(4).

La rigidez de fijación provista por el fijador fue comparada con el hueso sano contralateral. En el hueso osteotomizado fue aplicada una carga, en un modo de contacto de fijación (osteotomía de los extremos en contacto sin compresión estática) y con un cierto espacio de fractura. Los resultados mostraron la simulación de fracturas estables (osteotomía transversa en contacto fijo), así como el comportamiento contralateral del hueso sano en todos los tipos de carga, excepto en flexión anteroposterior. La presencia de un espacio en la fractura, afecta principalmente la rigidez axial del sistema. La inestabilidad (a 60° en forma oblicua) y estabilidad (en forma transversa) de los modelos de fractura, también muestran la principal diferencia en otros modelos de carga. Los descubrimientos enfatizan que la rigidez axial del sistema de fijación y el hueso dependen del tipo de fractura y la exactitud de la reducción (contacto cortical).

1.8.2 Fijadores externos circulares.

El interés en configuraciones de fijación externa circular ha ido incrementando en años recientes, especialmente para ciertos procedimientos de reconstrucción y alargamiento de miembros. Estos aparatos, generalmente usan cuatro pares de alambres cruzados de Kirschner (diámetro aproximado de 2 mm o menos) que están bajo altas tensiones por tornillos en estructuras circulares o semicirculares. Los alambres pueden orientarse a diferentes ángulos a través del hueso, y la tensión en los clavos provee rigidez en la fijación. Comparaciones mecánicas de uno de los tipos de fijación y la estructura cuadrilateral estándar de Hoffman-Vidal muestran una rigidez de fijación total baja,

especialmente en la dirección axial. La rigidez de flexión de una estructura fue independiente de la dirección de la carga. La rigidez de un aparato de estructura circular con alambres de Kirschner depende de la tensión que tengan estos, la separación del grupo de alambres en el otro lado de la fractura, y el diámetro del anillo. Este tipo de fijador también exhibe un comportamiento no lineal en la rigidez, por la gran flexión de los alambres delgados. Una desventaja de este tipo de fijación, a parte de la complejidad de la estructura y su aplicación, es el posible deslizamiento del fragmento de hueso sobre los alambres durante la función de carga.

1.8.3 Interfase clavo-hueso.

La interfase clavo-hueso es muy crítica por el desempeño de los fijadores externos. La experiencia clínica y el análisis de elemento finito en dos y tres dimensiones tienen indicaciones claras sobre la biomecánica y otros factores que envuelven la patogénesis del aflojamiento del clavo y la subsecuente infección. Los factores clave de la biomecánica son el diseño del clavo y su geometría, la preparación del barreno en el hueso, la técnica de inserción del clavo, el esfuerzo de la interfase clavo-hueso, y la rigidez total del sistema de fijación.

1.8.4 Placas de fijación v.s fijación externa.

Las características de unión de una osteotomía en el hueso entre placas de compresión (ocho agujeros prebent DCP) y la fijación externa unilateral (Sukhtian-Hughes) fueron comparados. El fijador fue aplicado usando seis tornillos Schanz de acero inoxidable, de 4 mm de diámetro. En las pruebas mecánicas in vitro, se mostró que el sistema placa-hueso fue significativamente más rígido que el sistema placa-hueso en todos los modos de pruebas, excepto en flexión lateral para el cuál el fijador externo fue más rígido. En una evaluación in vivo, se mostró que el uso de ambos métodos conduce a la unión de la osteotomía en 120 días; Sin embargo, el máximo torque y la rigidez de las placas para osteotomías fueron significativamente mayores a diferencia de las osteotomías que usaron fijación externa. Histológicamente, más porosidad fue encontrada en el lado del fijador externo, cuando se comparan con parejas de osteotomías tratadas con placas de compresión. El lado del fijador externo, también tiene significativamente menos hueso nuevo intracortical. El incremento de la rapidez en el cambio de hueso en el lado del fijador es acompañado por el incremento del flujo de sangre.

Esta exhibición fué la primera que mostró que la fijación externa puede realizar la unión de una osteotomía del hueso bajo condiciones experimentales. Esto demostró que la rigidez de fijación es un importante factor en el avance de la curación del hueso, no el tipo de aparato que se maneja. Menos rigidez en la fijación externa mostró el incremento de reabsorción del hueso y el decremento de la formación del hueso intracortical en comparación con la rigidez obtenida por la compresión de placas.

1.8.5 Fijación externa unilateral con cuatro clavos v.s fijación externa unilateral con seis clavos.

En un estudio realizado, se comparó la curación de un modelo de fijación de osteotomías con más rigidez (6 clavos) y otro con menos rigidez (4 clavos) en la configuración de fijación externa unilateral. El modelo de fijación utilizado fue el de Sukhtian-Hughes, y los clavos empleados fueron tipo Schanz, de acero inoxidable y de 4 mm de diámetro. Las pruebas in vitro mostraron que la rigidez axial, de torsión y en flexión lateral, de la

configuración con cuatro clavos fue alrededor del 70% de aquella configuración que usó seis clavos. La rigidez de flexión anteroposterior en el lado de los cuatro clavos, fue un 50% en relación del lado donde se colocaron los seis. Un estudio in vivo, mostró un incremento en la formación del callo perióstico en el lado de los cuatro clavos, basado en la planimetría de secuencia radiográficas. A los 120 días, el tratamiento de las osteotomías, por las dos configuraciones no mostró diferencias significativas en el máximo torque para producir la falla o en la rigidez. Histológicamente, el lado de los cuatro clavos, mostró un incremento en la porosidad del área de la osteotomía. La incidencia del aflojamiento del clavo, fue significativamente más alta en el lado de los cuatro clavos que en donde se colocaron seis. Este experimento confirma que una menor rigidez en la fijación externa, resulta en un incremento de la formación del callo perióstico, pero al mismo tiempo, se incrementa la porosidad en el hueso sin los efectos benéficos en la recuperación mecánica. Este estudio, también mostró que la baja rigidez inicial en la fijación externa conduce a problemas en el potencial de la interfase clavo-hueso.

1.8.6 Fijación externa bajo compresión v.s fijación externa sin compresión.

En este experimento, se examinó los efectos de una compresión constante en la curación de una osteotomía. La compresión estática con una carga de 80 N, fue aplicada a través de una osteotomía tibial, por un fijador externo unilateral Sukhtian-Hughes. El lado contralateral fue tratado con un fijador, pero los extremos de la osteotomía no estuvieron en contacto directo. El fijador fué aplicado, usando una configuración de seis clavos (4.5 mm de diámetro, hechos a la medida, de titanio). En estudios in vitro, se mostró que la compresión estática de los extremos de una osteotomía, incrementan la rigidez de fijación, especialmente en flexión lateral y en torsión. Todas las osteotomías fueron curadas en 90 días. No se observaron diferencias estadísticas entre las parejas de osteotomías en pruebas mecánicas o análisis histológicos. El flujo de sangre en el lado de la osteotomía no muestra diferencias significativas. Algunas de las osteotomías, son indiferentes al modo de fijación, se muestra una remodelación en los conductos de Havers, a través de los regiones en contacto directamente con la osteotomía, así como el espacio y el tipo de mecanismo de curación.

Este estudio mostró que la compresión, aplicada de manera continua en un sistema de fijación externa, incrementa la rigidez de fijación. En relación a la rigidez de una tibia sana, este incremento fue pequeño. Además, no se observaron beneficios significativos biológicos o biomecánicos en el proceso de unión del hueso. En consecuencia, la compresión estática no permite el incremento en la curación, cuando se adecua la rigidez y se minimiza la distancia de separación en la fractura, estos se mantienen por el sistema de fijación.

1.8.7 Fijación externa unilateral v.s fijación externa bilateral en dos planos.

Este estudio, fué diseñado para comparar la fijación externa bilateral en dos planos contra la fijación externa unilateral. El fijador en dos planos, incluye dos clavos transfectivos, y dos clavos unilaterales arriba y debajo del lugar de la osteotomía.

El fijador unilateral fue el modelo Sukhtian-Hughes, construido con seis clavos de titanio. En pruebas in vitro, se observó que la configuración bilateral en dos planos, mejora significativamente la rigidez de torsión y la rigidez de flexión en el plano perpendicular al plano de los clavos de fijación unilateral. En el estudio del animal, la configuración de fijación de dos planos, induce una menor formación del callo perióstico, y en la medición

in vivo de la rigidez de la osteotomía, muestra altos valores en este lado comparado con los valores del lado de la fijación unilateral. El radio de actividad registrada en condiciones estáticas y dinámicas del hueso, sirve como un indicador del cambio de hueso, el cuál se incrementa en etapas primarias de la curación de la osteotomía en el lado de la fijación externa unilateral. En trece semanas, el lado que tiene la estructura bilateral, muestra evidencia histológica de reconstrucción en el hueso cortical por la remodelación de los conductos de Havers a través de la región de la osteotomía. La porosidad del sitio de la osteotomía en el lado de la estructura bilateral fue también menor. Las pruebas de torsión, mostraron que al fijarse la osteotomía con mayor rigidez, la fijación en dos planos fue más rígida que en el caso de fijación unilateral, pero no se observaron diferencias estadísticas en el máximo torque que conduce a la falla.

La alta rigidez de la fijación externa, con espacios pequeños o sin ellos, resulta en la curación de la osteotomía con una menor formación del callo y más rigidez en la unión durante el proceso de curación. Los resultados convenientes con los previos datos experimentales, indican que el modelo de curación de la osteotomía del hueso, puede aumentarse por la rigidez de fijación.

1.8.8 Fractura transversa bajo fijación externa v.s fractura oblicua bajo fijación externa.

Clínicamente, es evidente que las fracturas en espiral y oblicuas tienden a sanar más rápido que las fracturas transversas. Esta diferencia en el rango de curación, está comúnmente relacionada con la diferencia en la cantidad dañada de tejido suave, esto debido a la diferentes mecanismos de lesión y energía de la fractura. Otra variable es el incremento de el área de la superficie de los extremos de la fractura en fracturas oblicuas y en espiral.

Un experimento in vitro, fue diseñado para explorar las posibles diferencias en la energía de la fractura, cuando un hueso largo es sometido a carga produciendo fallas transversales y en espiral.

Usando un par de tibias caninas, a un hueso de cada par se le aplicó una carga para producir falla por torsión, y el hueso contralateral fue cargado para fallar por flexión. La carga torsional causó una fractura en espiral. La carga por flexión resulto en una fractura transversa, usualmente con algunos fragmentos en el lado de la compresión. Este experimento mostró que no hay una diferencia significativa en la cantidad de energía absorbida en la falla; Sin embargo, es necesario un momentum de flexión para producir una fractura transversa, el cuál es aproximadamente tres veces mayor que el torque requerido para producir una fractura de espiral. Esto permite concluir que bajo una gran carga que produzca falla en flexión, puede causar alrededor del tejido suave y el periostio un daño mayor y con esto afectar la potencial curación de la fractura del hueso.

Bajo condiciones de laboratorio, el empleo de modelos de fracturas por osteotomías, elimina las diferencias clínicas de las lesiones de tejido suave, entre fracturas transversa y oblicuas.

Sin embargo, un alto estudio, condujo a comparar los patrones de curación de osteotomías transversas y oblicuas a 60° de tibias caninas estabilizadas usando fijadores externos Orthofix (Figura 1.9). Basado en la comparación de parejas, la unión de la osteotomía en la rigidez de flexión se da en 60 días, y la unión en la rigidez de torsión en

90 días, esta curación fué significativamente alta en el lado transverso. La formación de nuevo hueso intracortical, fué también significativamente alta en el lado transverso, indicando una diferencia en el rango de curación de remodelación del hueso cortical. Las osteotomías transversas, resultan en el crecimiento de osteones secundarios, a través del lugar de la fractura. Regularmente las osteotomías oblicuas, son reducidas para conseguir el contacto de extremo a extremo, los fragmentos del hueso sano son osteones secundarios a través del sitio de la fractura. El torque para remover un clavo, fue significativamente bajo en el lado oblicuo, un signo del incremento del esfuerzo relacionado con el aflojamiento del clavo.

Este estudio, demuestra que los factores inestables, muestran un retardo en la recuperación de la unión del hueso, rigidez e incrementa los problemas de la región del clavo con la carga. La observación enfatiza el papel de la estabilidad propia de la fractura para el rápido retorno de la rigidez en la unión de la fractura. Estos resultados no reflejan los efectos potenciales del daño en el tejido suave entre fracturas transversas, en espiral y oblicuas.

1.8.9 Fijación externa con rigidez constante v.s fijación externa en compresión dinámica.

Un experimento controlado, fue diseñado para estudiar los efectos de la dinámica y compresión axial en la curación del hueso, después de iniciar un corto periodo (2 semanas) de un modo neutral de rigidez de fijación. El lado controlado fue tratado por un fijador externo unilateral (Orthofix), pero manteniéndolo de un modo neutral (osteotomía con un espacio de 800 μm) todo el proceso de curación. Los clavos unilaterales son estrechos, la parte roscada tiene un diámetro de 6 mm. En estudios in vitro, se mostró que la introducción de la dinámica axial no puede alterar la rigidez de fijación bajo torsión o flexión, mientras la carga compresiva axial se transmitía directamente en el hueso. En el lado que se controla la rigidez de fijación, la carga axial de menos de 200 N no fue suficiente para cerrar el espacio de la osteotomía. In vivo, la dinamización redujo el espacio de la osteotomía e indujo contacto en la curación con la formación del callo perióstico.

La rigidez de fijación en el hueso, no tiene una dinámica directa en la curación del espacio, o en el mecanismo de curación con o sin callo externo. La comparación de parejas de osteotomías controladas y aquellas que tienen una dinamización, mostraron diferencias estadísticas en la cantidad del callo perióstico, las cuales se relacionan linealmente al peso del animal. En 90 días, ambos lados muestran un alto rango de reconstrucción de hueso cortical, así como la remodelación de los conductos de Havers, y no se observan diferencias en la formación de nuevo hueso intracortical, la porosidad del hueso, al flujo de sangre a la región de la osteotomía, o en la exploración del hueso en esta capa después de la unión. La porosidad intracortical fue baja en ambos lados, con una mínima formación del endostio del nuevo hueso. La resistencia torsional y la rigidez de la tibia curada, no son significativamente diferentes de aquellos de una tibia sana. El conjunto clínico, radiográfico, y el funcionamiento biomecánico de clavos angostos, tienen un buen comportamiento en el hueso nuevo formando dentro del espacio ocupado por el clavo en ambos lados.

Este estudio muestra que el ajuste axial de la rigidez de la fijación externa durante el proceso de curación del hueso puede facilitar el contacto osteonal del hueso. Los resultados del control de la rigidez de fijación del lado, mostraron que la rigidez de fijación

externa pueden prevenir la formación del callo perióstico en condiciones de una carga de magnitud pequeña. La rápida curación mecánica de los huesos, es comparada con los estudios previos de la fijación externa, demostrando la eficiencia de la curación osteonal del hueso y la estabilidad de la fijación usada en este experimento. Indudablemente, el diseño estrecho del clavo con el incremento en el diámetro del vástago, juegan un papel importante en este caso. Además el experimento confirma la predicción teórica, acerca de que la rigidez de fijación externa no causa osteopenia (reducción de la densidad de los minerales en el hueso, como el calcio) después de la unión, a diferencia de la rigidez de una placa de fijación.

1.8.10 Efecto de un espacio grande de la fractura en el hueso bajo fijación externa.

El espacio de fractura causado por una distracción no intencional de los segmentos de la fractura y el aumento de la resorción del extremo de la fractura es uno de las obvias razones para los problemas de curación de la fractura bajo la fijación externa. Este estudio, examinó el uso de cuatro modalidades de imágenes no invasivas (tomografía computada, cuantitativa, imagen de resonancia magnética, absortimetría básica de fotones y absortimetría de doble energía de rayos x) en la cuantificación del retardo de la curación del hueso en la unión de la fractura bajo fijación externa. Osteotomías bilaterales transversas de la tibia fueron estabilizadas usando fijadores externos unilaterales (Orthofix) con 2 mm de espacio. La estructura torsional y las propiedades del callo de la fractura fueron determinados de 2 a 12 semanas. Aunque la rigidez del callo en la fractura, se incrementa linealmente con el tiempo, el último torque y el lento incremento de la rigidez torsional, que es comparable en modelos de fractura con una distancia de separación pequeña. Las osteotomías alcanzan cerca del 44% de resistencia de un hueso sano en 12 semanas. La unión de las osteotomías es directamente derivada de la curación del hueso. Radiográficamente, la formación de callo alcanza su máximo en 6 semanas y disminuye después. El hueso cortical muestra una marcada remodelación, con una porosidad relativamente alta (16.7%) y la formación de hueso nuevo (38.5%) en 12 semanas.

Comparado con experimentos previos, este estudio usó un modelo de unión de fractura con un incremento en la distancia de la osteotomía bajo fijación externa unilateral. Los resultados demostraron el efecto perjudicial del espacio de la fractura en la curación de las fracturas bajo fijación externa y con un normal transporte del peso.

1.8.11 Efectos primarios de la compresión dinámica bajo fijación externa.

En un estudio realizado sobre los efectos fisiológicos de la compresión axial bajo fijación externa a la mitad del periodo de curación de la lesión, en un modelo de unión de fractura con un espacio significativo. Osteotomías bilaterales en la tibia, fueron estabilizadas con una distancia de 2 mm, empleando fijación externa unilateral (Orthofix). El mecanismo telescópico de uno de los fijadores en cada animal fue liberado de la dinamización 7 días después de la osteotomía, el fijador permanece bloqueado por la acción de un control. Radiográficamente, la osteotomía cerrada fue liberada y resultó en un incremento funcional de la carga. El procedimiento no cambió la cantidad de callo en la fractura. En pruebas torsionales a 6 semanas las osteotomías liberadas fueron significativamente rígidas. Histológicamente, la liberación de la osteotomía muestra más hueso nuevo en el espacio de la región de la osteotomía.

El estudio muestra, que una dinamización muy temprana en el modelo de unión retardado de la fractura, mejora la curación por la reducción del tamaño del espacio y el incremento del transporte del peso, por eso se evita un mecanismo de unión secundario de la fractura. La extrapolación de estos descubrimientos para cuando no hay carga, solo la inducción de la gravedad, y la distracción en la extremidad superior, no pueden ser válidos.

1.8.12 Retraso de la compresión dinámica en fracturas inestables bajo fijación externa.

Teóricamente, la dinamización axial bajo fijación externa, esto es, compresión axial de la región de la fractura, puede ser aplicada para estimular la formación temprana del callo y con ello la unión secundaria osteotonal del hueso (dinamización temprana), o esto puede ser usado para incrementar la remodelación del hueso después de la unión de la fractura (dinamización retardada). La estabilidad de las fracturas, es conveniente para ambos tipos de dinamización. En fracturas inestables, solo es factible la dinamización retardada. En el estudio realizado, en un modelo de fractura inestable de tibia canina (osteotomía oblicua a 60 grados con un espacio de 2 mm) y estabilidad bajo fijación externa (Orthofix), fué usado para analizar los efectos del retraso de la compresión axial dinámica (30 días después de la cirugía). En el control de las osteotomías, la fijación externa se mantiene directamente en el espacio de la fractura hasta el final periodo de curación de 90 días. La relajación axial del mecanismo telescópico (dinamización), resulta en un contacto cerrado de los extremos de la fractura, seguido por el aumento de la maduración del callo como se indica en el comienzo de la remodelación externa y por el decremento de la cantidad del callo del endostio. Los cambios morfológicos, están asociados con el incremento de absorción de energía en la falla durante la prueba de torsión. El modelo de fractura inestable con un gran espacio, resulta en una curación del hueso no osteonal (secundaria), independientemente de sí la estructura fué liberada.

Estas observaciones demostraron el efecto positivo de la carga axial en la remodelación de los callos de una fractura.

1.8.13 Clasificación de los mecanismos de curación del hueso bajo fijación externa.

Estos resultados experimentales resultan al parecer de la sugerencia de que la rigidez de la fijación externa, es un factor importante para gobernar el mecanismo en el cuál la unión del hueso tiene lugar. Una extensa variedad de mecanismos de curación del hueso se pueden conseguir con fijación externa bajo condiciones controladas. Los caminos biológicos y biomecánicos que conducen a la unión ósea puede atenuarse por el cambio de la rigidez de fijación durante el curso del tratamiento.

En la rigidez de fijación establecida, la formación del callo perióstico está relacionado con la magnitud de la carga y la presencia de un gran espacio en la fractura, resultando en el movimiento de oscilación de la fractura bajo la carga. Bajo condiciones de carga menores, la rigidez de fijación externa, impide la formación de callo perióstico y así la curación en la reconstrucción osteonal del hueso cortical con la mínima curación del endostio. La dinamización axial de la fijación externa, facilita la curación por contacto, esto es, la reconstrucción directa del hueso cortical con la formación del periostio en el nuevo hueso en fracturas estables, pero no cambia la forma de unión de las fracturas estables.

Estos resultados obtenidos, conducen a modificar la clasificación comúnmente usada de los modelos de curación del hueso (unión primaria v.s unión secundaria). La clasificación modificada usa tres principales variables: *reconstrucción temprana del hueso cortical por puentes secundarios de osteotones a través del sitio de la fractura, radiográficamente la formación del callo, la morfología superficial de la fractura y la condición de los extremos para clasificar los modelos de unión de la fractura*. Se propusieron tres tipos adicionales: El tipo I es la curación no osteonal (Figura 1.10), el tipo II es la curación osteonal primaria (Figura 1.11), y el tipo III es la curación osteonal secundaria (Figura 1.12). En el criterio histológico para el mecanismo de curación de la fisura están la formación de láminas del hueso en el espacio de fractura con orientación perpendicular de las fibras colágeno a el eje del hueso, y el crecimiento de osteotones secundarios directamente en el hueso laminar de un fragmento a otro. Radioográficamente, los mecanismos de curación primaria del hueso están caracterizados por la carencia de formación de callo perióstico y la gradual desaparición de estrechas líneas de fractura. La curación osteonal secundaria está caracterizada por la temprana formación del callo perióstico, seguido por la temprana reconstrucción de hueso cortical y la rápida remodelación del callo. Ninguna de las curaciones de hueso cortical (como las características de los mecanismos primarios de unión del hueso), ni la predominante formación de callo perióstico (como las características de los mecanismos de unión no osteonal del hueso) parecen ser más deseables sobre los otros en la restauración de las propiedades mecánicas del hueso. En contraste, la combinación de estos mecanismos de curación de hueso, caracterizados por la curación temprana del hueso cortical y concomitante, la formación del callo perióstico (los mecanismos secundarios de curación osteonal) aparecen para optimizar los requerimientos mecánicos de la curación de la fracturas. Una de las ventajas del mecanismo de unión osteonal secundario es una rápida remodelación del callo perióstico. Obviamente, la transmisión directa de la carga en el callo primario de la fractura es transferido rápidamente al hueso cortical como la curación del hueso cortical para el progreso de la unión.

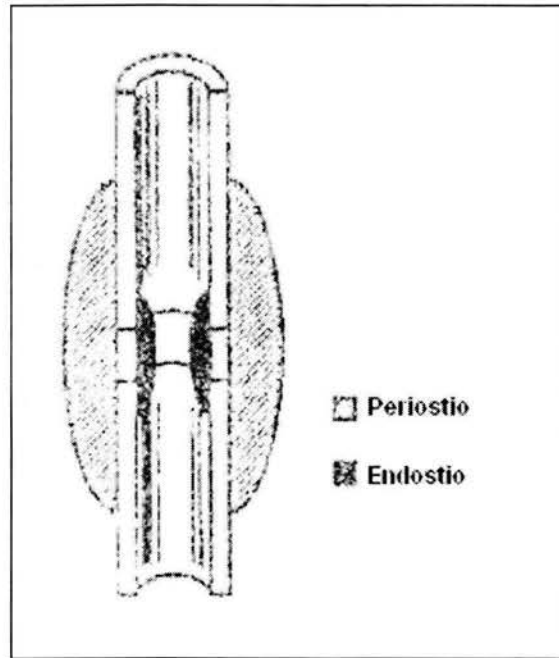


Figura 1.10. Mecanismo de curación no osteonal tipo I bajo fijación externa. El mecanismo de unión, esta caracterizado por la formación de abundante callo perióstico y una cantidad moderada de callo en el endostio sin formación de osteones a través del espacio de fractura. Aro HT, Chao EYS. Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation, Hand Clinics, 1993; 9(4).

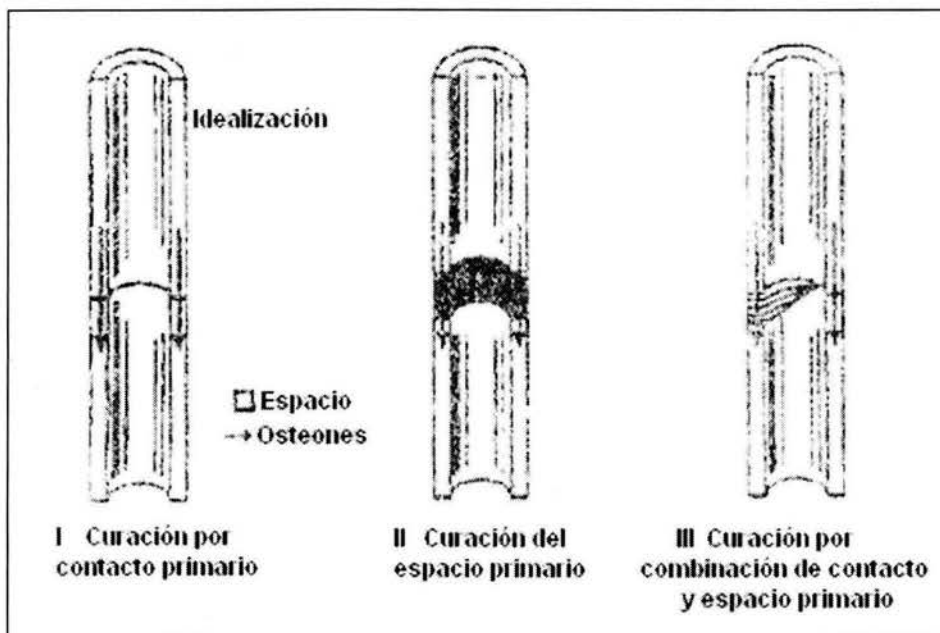


Figura 1.11. Mecanismo de curación osteonal primaria tipo II bajo una rígida fijación externa, no se muestra una formación substancial del callo perióstico y endostico. Aro HT, Chao EYS. Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation, Hand Clinics, 1993; 9(4).

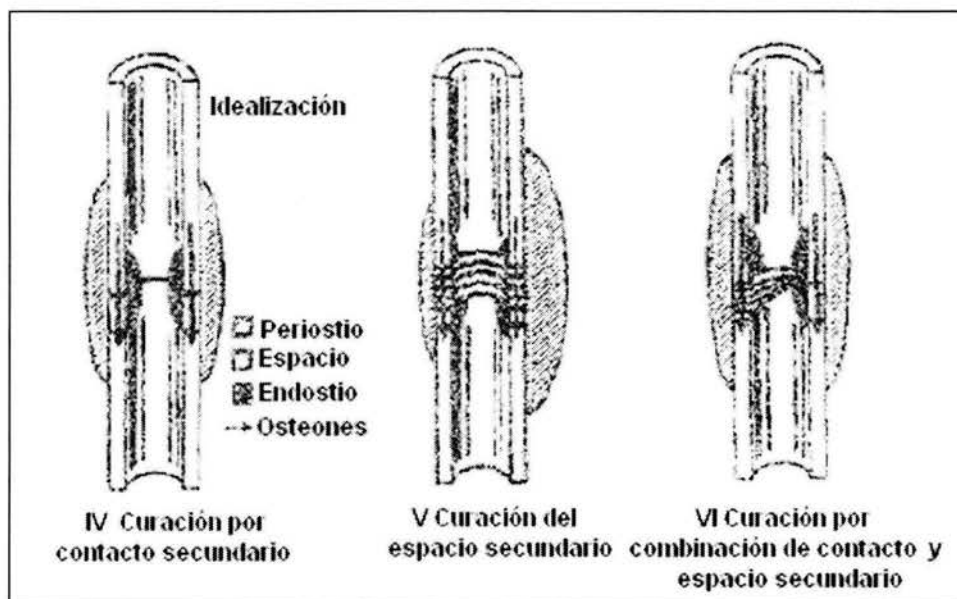


Figura 1.12. Mecanismo de curación osteonal secundaria tipo III bajo una rígida fijación externa, esta curación asocia una temprana formación substancial en el callo perióstico y endostico, seguida por la curación cortical a través de osteones secundarios. Aro HT, Chao EYS. Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation, Hand Clinics, 1993; 9(4).

1.8.14 Implicaciones clínicas de la fijación externa.

Las siguientes conclusiones pueden ser aplicadas a las prácticas clínicas. Basado en la existencia de datos, la fijación externa estable no es causa de problemas de curación de la fractura.

Los caminos biológicos y biomecánicos para la unión ósea pueden ser atenuados por el cambio de la rigidez de fijación durante el curso del tratamiento o por el retraso del funcionamiento del injerto autógeno del hueso.

La reducción anatómica mediante el alineamiento axial y el método de fijación elegido, debe realizarse en los extremos de la fractura después de la lesión. El objetivo es maximizar el área de contacto de la superficie de fractura y evitar la distracción de los fragmentos. El tiempo crítico para la proliferación de células (formación del callo) es finito y tiene un rango de solo unos días a unas semanas después de que ocurre la fractura. Sin embargo, el mecanismo de curación debe determinarse durante los primeros pasos del tratamiento de la fractura.

Un sistema externo de fijación debe seleccionarse de acuerdo al sitio anatómico y morfología de fractura para llevar a cabo la estabilidad inicial de la fractura contra las fuerzas de flexión y torsionales. La contracción de los extremos del hueso fracturado (influenciado por la compresión estática) es esencial para mejorar la estabilidad de la fractura.

Los clavos para fijación externa con un gran diámetro en el vástago, la colocación meticulosa del clavo, y la adecuada evaluación intraoperativa de la posición del clavo son factores claves en el mejoramiento de la estabilidad de la fijación y en la prevención de los problemas de la región del clavo. Los mecanismos de curación del hueso, bajo fijación

externa, pueden ser clasificados en cinco tipos, dependiendo de los factores relacionados para la migración osteonal a través de la región de la fractura, la formación del callo perióstico y la morfología de la fractura.

La mayoría de los factores determinan el entorno mecánico de curación de la fractura y por ello los mecanismos de unión de la fractura son la rigidez de el dispositivo de fijación, la configuración de la fractura, la precisión en la reducción de la fractura, y la cantidad de esfuerzo fisiológico inducido por la actividad funcional y la carga.

La selección de la rigidez de fijación, determina el modo de curación del hueso, el cual dicta el curso para favorecer el cuidado del paciente. En fracturas estables, la resorción en el extremo del fragmento del hueso y el mejoramiento de la estabilidad pueden llevarse a cabo por medio de compresión estática aplicada directamente conectando el fijador a las barras o al cuerpo. Bajo estas condiciones, la fijación permite en el mecanismo de curación la migración osteonal (unión primaria osteonal del hueso), la cual requiere más tiempo para la reparación del hueso para alcanzar la resistencia necesaria.

La combinación de la curación osteonal con formación de callo perióstico concomitante parece optimizar la recuperación mecánica de la curación del hueso bajo fijación externa. La precisa reducción es crucial para la curación osteonal (curación directa cortical). La formación del callo perióstico esta relacionado con la carga aplicada en el hueso en curación. Las fracturas que requieren fijación externa, pueden acarrear graves lesiones en el periostio y en el tejido suave, lo cual afecta la capacidad biológica para la formación del callo perióstico y las funciones primarias de los extremidades estabilizadas externamente. Por lo tanto, el injerto de hueso trabecular funciona entre cuatro y seis semanas, puede ser requerido para inducir la formación del callo perióstico.

El concepto de la dinamización axial de un fijador externo, esto es, la liberación del mecanismo telescópico, fue desarrollado para fracturas de transporte de peso en huesos largos, y la ventaja del potencial de cada acción no está demostrado en aplicaciones de extremidad superior.

Referencias

1. Rockwood CA, Green DP. Fractures in Adults (Rockwood and Green's), 3a edición, E.E.U.U, Editorial J.B. Lippincott Company, 1991: 11-21.
2. Schatzker J, Tile M. Tratamiento quirúrgico de las fracturas, México D.F, Editorial Médica Panamericana, 1994: 19-20.
3. Turek L. Ortopedia (Principios y aplicaciones) tomo I, Madrid-España, Editorial Salvat, 1982: 61-65.
4. Behrens F. General theory and principles of external fixation. Clin Orthop1989; 241: 15-20.
5. Schuind FA, Burny F, Chao EYS. Biomechanical properties and design considerations in upper extremity external fixation. Hand Clinics 1993; 9(4): 543-53.
6. Behrens F. A primer of fixator devices and configurations. Clin Orthop1989; 241: 5-14.
7. Aro HT, Chao EYS. Biomechanics and biology of fracture repair under external fixation. Hand Clinics 1993; 9(4): 531-42.

Capítulo 2.

La generación de soluciones para una nueva propuesta de diseño en un dispositivo de fijación externa se presentan a partir de parámetros bien definidos por una metodología de evaluación y análisis conceptuales que permiten plantear un modelo óptimo.

2.1 Generación de soluciones. Evaluación y selección.

La palabra diseño proviene de la palabra latina *designare*, que significa “designar, marcar”. El diccionario incluye varias definiciones de la palabra diseño, siendo la más aplicable “delinear, trazar o planear como acción o como trabajo, concebir, inventar o idear”.

El diseño de ingeniería se puede definir como “el proceso de aplicar las diversas técnicas y los principios científicos con el objeto de definir un dispositivo, un proceso o un sistema con suficiente detalle para permitir su realización” [1].

El proceso de diseño es en esencia un ejercicio de creatividad aplicada, y como todo proceso está basado en una metodología, en la que uno de sus pasos se caracteriza por la generación de alternativas o soluciones.

En la generación de soluciones recae el aspecto esencial y central del diseño. Esta etapa, puede verse como un acto misterioso de creatividad o como un proceso lógico de solución de problemas, en el que básicamente, el propósito principal del diseño es hacer una propuesta de algo que todavía no existe.

Cabe señalar que la mayor parte de los diseños son en realidad una variante o modificación de un producto existente en el mercado, y que los clientes y consumidores finales, por lo general, prefieren las mejoras a las innovaciones.

Una característica importante, es la forma en la que se desarrolla en realidad gran parte del pensamiento creativo. En particular, la creatividad puede verse en muchos casos como un nuevo arreglo o una nueva combinación de elementos existentes.

Este reordenamiento creativo es factible debido a que es posible combinar un número relativamente pequeño de elementos o componentes básicos en un gran número de formas diferentes [2].

El ordenamiento de los diferentes arreglos, patrones o diseños se realiza mediante la creación de una tabla morfológica (Tabla 2.1), que se presenta a continuación.

Tabla morfológica.

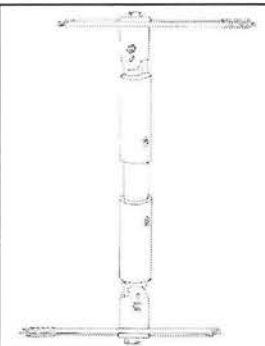

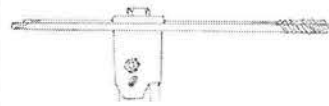
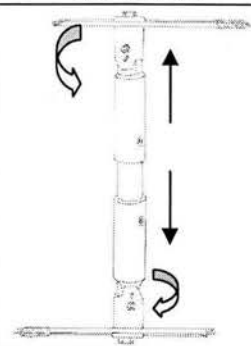
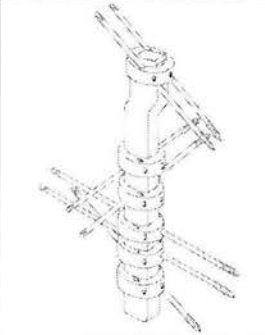

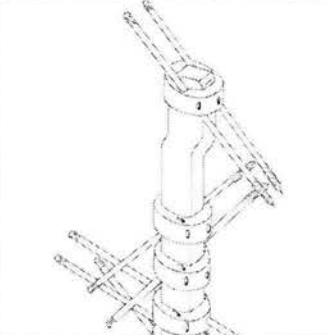
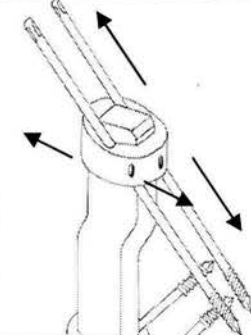
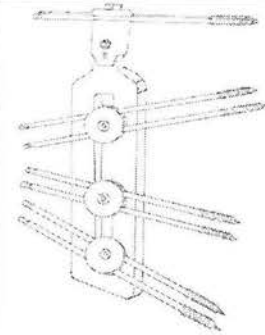

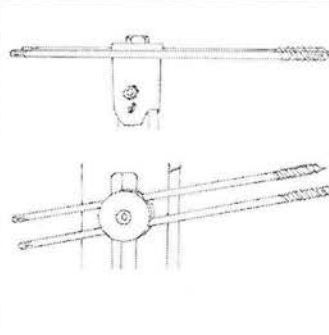
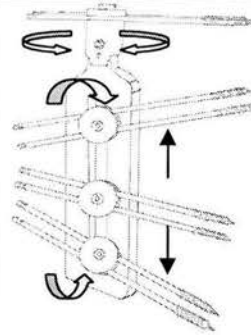
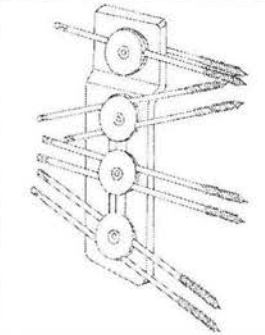
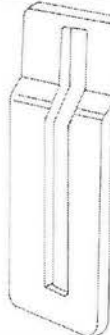
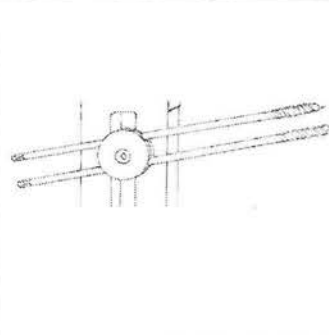
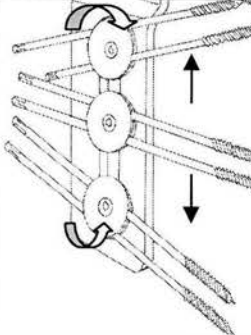
Propuesta de solución		Subsistemas		
		Cuerpo	Sujeción	Movilidad
Diseño 1				
Diseño 2				
Diseño 3				
Diseño 4				

Tabla 2.1. Tabla morfológica de los diferentes diseños de fijadores.

Una vez planteadas las diversas soluciones, se establecen los aspectos esenciales que deben incorporarse en el producto, o que este debe ser capaz de realizar. En consecuencia, estos aspectos generalmente se expresan en términos más bien

abstractos de requerimientos o funciones del producto. Para el caso de la tabla morfológica, dichos aspectos se conocen como *parámetros de diseño*.

2.1.1 Definición de parámetros.

En la definición de los parámetros de diseño, no se debe pensar en términos de los componentes físicos que puede tener un producto, se tiene que pensar en las funciones a las que sirven dichos componentes para una mejor evaluación del sistema en conjunto.

Con base en los requerimientos observados para el diseño de un fijador, se han enlistado las siguientes características o funciones ^[2].

Parámetros.

1. Rígido
2. Bajo peso
3. Mínimo de piezas
4. Ajustable
5. Fácil de colocar
6. Mínimo de herramientas para su colocación
7. Ensamble
8. Versátil
9. Asequibilidad de partes
10. Manufactura

2.1.2 Ponderación de parámetros ^[2].

Una vez que se ha creado una serie de diseños alternativos, hay que enfrentar el problema de seleccionar el mejor.

El método de ponderación de parámetros es un medio para evaluar y comparar los diseños alternativos, empleando objetivos o parámetros diferencialmente ponderados. Este método asigna pesos numéricos a los parámetros y calificaciones numéricas a los rendimientos de los diseños alternativos medidos contra los parámetros correspondientes. Sin embargo, debe hacerse hincapié en que tales calificaciones y ponderaciones pueden conducir a una persona incauta a cierta aritmética muy dudosa. La simple asignación de números a los parámetros u objetos, no significa que se les pueda aplicar operaciones aritméticas.

El proceso de ordenamiento puede auxiliarse mediante la comparación sistemática de pares de parámetros, uno contra uno. Se realiza una tabla sencilla para registrar las comparaciones y llegar a un ordenamiento, como el obtenido a continuación con los parámetros previamente definidos.

Las cifras asignadas son 1 y 0, que corresponderán a si el primer parámetro tiene más o menos importancia que el segundo, y así sucesivamente.

Parámetro	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Suma	(%)
1. Rígido		1	1	0	0	1	0	0	0	0	3	6.6
2. Bajo peso	0		1	0	0	1	0	0	0	0	2	4.5
3. Mínimo de piezas	0	0		0	0	0	1	1	0	0	2	4.5
4. Ajustable	1	1	1		0	1	1	0	1	0	6	13.3
5. Fácil de colocar	1	1	1	1		1	1	1	1	0	8	17.8
6. Mínimo de herramientas para su colocación	0	0	1	0	0		0	0	1	0	2	4.5
7. Ensamble	1	1	0	0	0	1		1	1	0	5	11.1
8. Versátil	1	1	0	1	0	1	0		1	0	5	11.1
9. Asequibilidad de partes	1	1	1	0	0	0	0	0		0	3	6.6
10. Manufactura	1	1	1	1	1	1	1	1	1		9	20.0
											45	100.0

Tabla 2.2. Ponderación de parámetros de diseño.

2.1.3 Aplicación de matriz. Selección y configuración.

En la tabla siguiente, se representa el valor porcentual de la satisfacción con que se calificaron los parámetros en la matriz de decisión.

Tabla de Satisfacción		
Porcentaje	Descripción	
100%	Completa satisfacción	Objetivo satisfecho en todos sus aspectos
90%	Satisfacción aceptable	Objetivo satisfecho en sus aspectos importantes
75%	Satisfacción considerable	Objetivo satisfecho en la mayoría de sus aspectos
50%	Satisfacción moderada	Punto intermedio entre la completa y nula satisfacción
25%	Poca satisfacción	Satisface en menos de la mitad de sus aspectos
10%	Ninguna satisfacción	Objetivo no satisfecho

Tabla 2.3. Descripción del porcentaje de satisfacción para evaluar los parámetros de diseño.

A partir de los resultados obtenidos de las tablas 2.2 y 2.3, se obtiene la matriz de decisión que se presenta en la tabla 2.4. La matriz de decisión se calcula de la siguiente manera. Se toma el porcentaje de importancia de cada parámetro y se multiplica por el valor porcentual de satisfacción que ofrece la opción de solución y los resultados de estos productos se suman para obtener la calificación de cada opción.

Opciones de Solución								
Parámetro	Diseño 1		Diseño 2		Diseño 3		Diseño 4	
Rígido	6.6 * 1	6.6	6.6 * 0.9	5.94	6.6 * 0.9	5.94	6.6 * 0.9	5.94
Bajo peso	4.5 * 0.75	3.375	4.5 * 0.9	4.05	4.5 * 0.9	4.05	4.5 * 1	4.5
Mínimo de piezas	4.5 * 0.5	2.25	4.5 * 0.75	3.375	4.5 * 0.9	4.05	4.5 * 1	4.5
Ajustable	13.3 * 0.5	6.65	13.3 * 0.50	6.65	13.3 * 0.9	11.97	13.3 * 1	13.3
Fácil de colocar	17.8 * 0.5	8.9	17.8 * 0.75	13.35	17.8 * 0.9	16.02	17.8 * 0.9	16.02
Mínimo de herramientas para su colocación	4.5 * 0.9	4.05	4.5 * 1	4.5	4.5 * 1	4.5	4.5 * 1	4.5
Ensamble	11.1 * 0.75	8.325	11.1 * 0.9	9.99	11.1 * 0.9	9.99	11.1 * 0.9	9.99
Versátil	11.1 * 0.75	8.325	11.1 * 0.9	9.99	11.1 * 0.9	9.99	11.1 * 0.9	9.99
Asequibilidad de partes	6.6 * 0.9	5.4	6.6 * 0.9	5.94	6.6 * 0.9	5.94	6.6 * 0.9	5.94
Manufactura	20.0 * 0.9	18	20.0 * 1	20	20.0 * 0.9	18	20.0 * 1	20
Total (%)		71.875		83.785		90.45		94.68

Tabla 2.4. Matriz de Decisión.

De acuerdo con los resultados que se muestran en la tabla 2.4, la mejor solución es la opción 4. Este diseño plantea una manufactura relativamente sencilla, es un modelo que cumple con los requerimientos básicos que exige la fijación externa en el tratamiento de las fracturas, puede considerarse ideal por su simplicidad de estructura y funcionamiento.

Por lo tanto, una vez reunida toda la información y establecido el diseño, se plantea el análisis funcional del diseño seleccionado.

Las funciones de las diferentes piezas que forman la nueva propuesta de diseño de fijación externa (Tabla 2.1, ver diseño 4), son descritas en la tabla 2.5 de manera individual.

Pieza	Función
1. Mordazas circulares	Encargada de aprisionar el par de clavos, que sujetan todos los fragmentos del hueso desde su epífisis o cabeza, hasta su diáfisis o cuerpo
2. Cuerpo del fijador	Es un riel que permite el ajuste de la distancia de separación entre cada mordaza, así como la posición angular que debe llevar cada una de estas para la colocación ideal de los clavos
3. Clavos tipo Schanz autoroscantes	Sirven para unirse y sujetarse a los fragmentos de hueso, además reducen el movimiento del sitio de la fractura
4. Tornillos y rondanas	En conjunto con las mordazas, forman un sistema que permite establecer la posición en cada mordaza y par de clavos, además de restringir el movimiento de este sistema en el cuerpo del fijador
5. Espárrago y tuercas	Se colocan para ubicar y fijar en una posición adecuada a un par de mordazas que forman dos planos paralelos, la función de esta configuración, es establecer fijación en una zona con un superficie de contacto grande como la epífisis o cabeza humeral

Tabla 2.5. Análisis funcional de las piezas componentes del mejor diseño establecido.

Referencias

1. Norton RL. Diseño de máquinas, 1ª edición, México D.F, Editorial Prentice Hall Hispanoamericana, 1999: 3.
2. Cross N. Métodos de diseño “estrategias para el diseño de productos”, 1ª reimpresión, México D.F, Editorial Limusa, 2001: 115-116, 131-133.

Capítulo 3.

El diseño propuesto de fijación externa es analizado mediante el cálculo de fuerzas y resistencia, utilizando la teoría de vigas para su posterior modelado en diseño asistido por computadora (CAD).

3.1 Análisis de cálculos de fuerzas y resistencia.

Un concepto que con frecuencia se utiliza en mecánica es el principio de los momentos, que se conoce con el nombre de teorema de Varignon (1654-1722). Este teorema establece que el momento de una fuerza con respecto a un punto es igual a la suma de los momentos de las componentes de la fuerza con respecto a dicho punto ^[1].

Por lo tanto, el análisis de las fuerzas que actúan en el cuerpo de fijador se plantean de la siguiente manera ^[2]:

Se realiza un diagrama de cuerpo libre para cada una de las partes donde se aplican las cargas. Para simplificar el análisis los clavos se toman como un solo elemento, y poder manejar un sistema estáticamente determinado.

Análisis de flexión en posición medial-lateral.

Segmento 1.

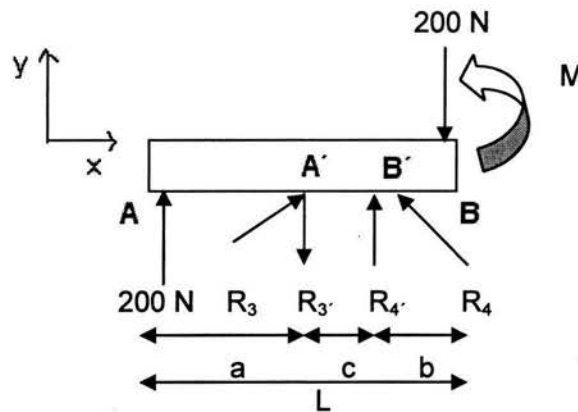


Figura 3.1. Diagrama de cuerpo libre del segmento 1 en posición medial-lateral.

Datos:

$$a = 0.1025 \text{ [m]}, b = 0.06 \text{ [m]}, c = 0.0375 \text{ [m]}, L = 0.2 \text{ [m]}$$

Momentos respecto al punto A'.

$$R_4' (c) - 200 (c + b) - 200 (a) = 0$$

$$R_4' (0.0375) - 200 (0.0375 + 0.06) - 200 (0.1025) = 0$$

$$R_4' = 200 (0.1025) + 200 (0.0375 + 0.06) / 0.0375$$

$$R_4' = 960 \text{ [N]}$$

Momentos respecto al punto B'.

$$R_3' (c) - 200 (a + c) - 200 (b) = 0$$

$$R_3'(0.0375) - 200(0.1025 + 0.0375) - 200(0.06) = 0$$

$$R_3' = 200(0.1025 + 0.0375) + 200(0.06) / 0.0375; R_3' = 960 \text{ [N]}$$

Segmento 2.

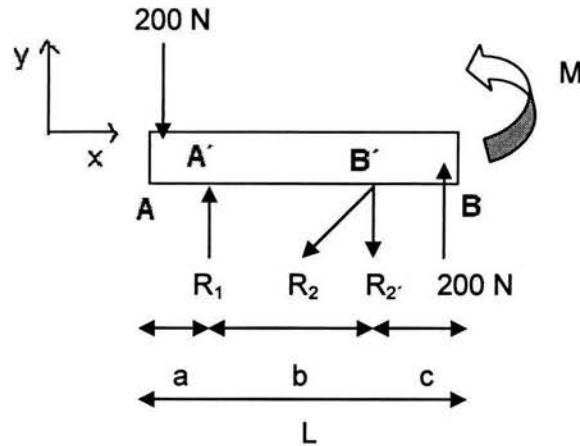


Figura 3.2. Diagrama de cuerpo libre del segmento 2 en posición medial-lateral.

Datos:

$$a = 0.01515 \text{ [m]}, b = 0.11855 \text{ [m]}, c = 0.0663 \text{ [m]}, L = 0.2 \text{ [m]}$$

Momentos respecto al punto A'.

$$200(0.01515) - R_2'(0.11855) + 200(0.11855 + 0.0663) = 0$$

$$R_2' = 200(0.01515) + 200(0.11855 + 0.0663) / 0.11855$$

$R_2' = 337.41 \text{ [N]}$, y el valor de la componente R_2 se obtiene de la relación $R_2 = R_2' / \text{Cos } 45^\circ$, por lo tanto $R_2 = 477.17 \text{ [N]}$.

Momentos respecto al punto B'.

$$200(0.11855 + 0.01515) - R_1(0.11855) + 200(0.0663) = 0$$

$$R_1 = 200(0.11855 + 0.01515) + 200(0.0663) / 0.11855; \text{ donde } R_1 = 337.41 \text{ [N]}$$

Una vez que se tienen las fuerzas resultantes, se colocan en el cuerpo del fijador para observar como se comporta este bajo su efecto (Figura 3.3).

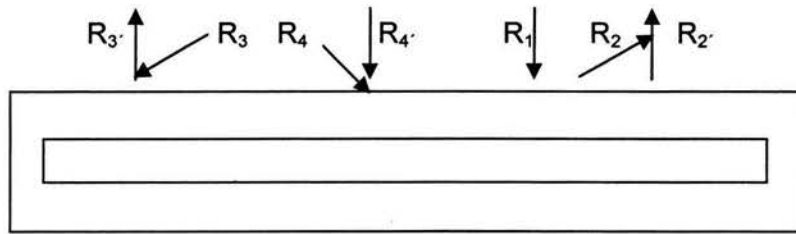


Figura 3.3. Diagrama de las reacciones de las fuerzas en el cuerpo del fijador en posición medial-lateral.

Ecuaciones de equilibrio.

$$\sum F_{y \text{ segmento } 1} = -R_1 + R_2' = 0, R_1 = R_2' \quad \text{y} \quad \sum F_{y \text{ segmento } 2} = -R_4 + R_3 = 0, R_3 = R_4$$

Se puede observar que la suma de los valores de las reacciones en la viga es igual a 0, por lo tanto el sistema se encuentra en equilibrio.

Esfuerzos bajo cargas combinadas.

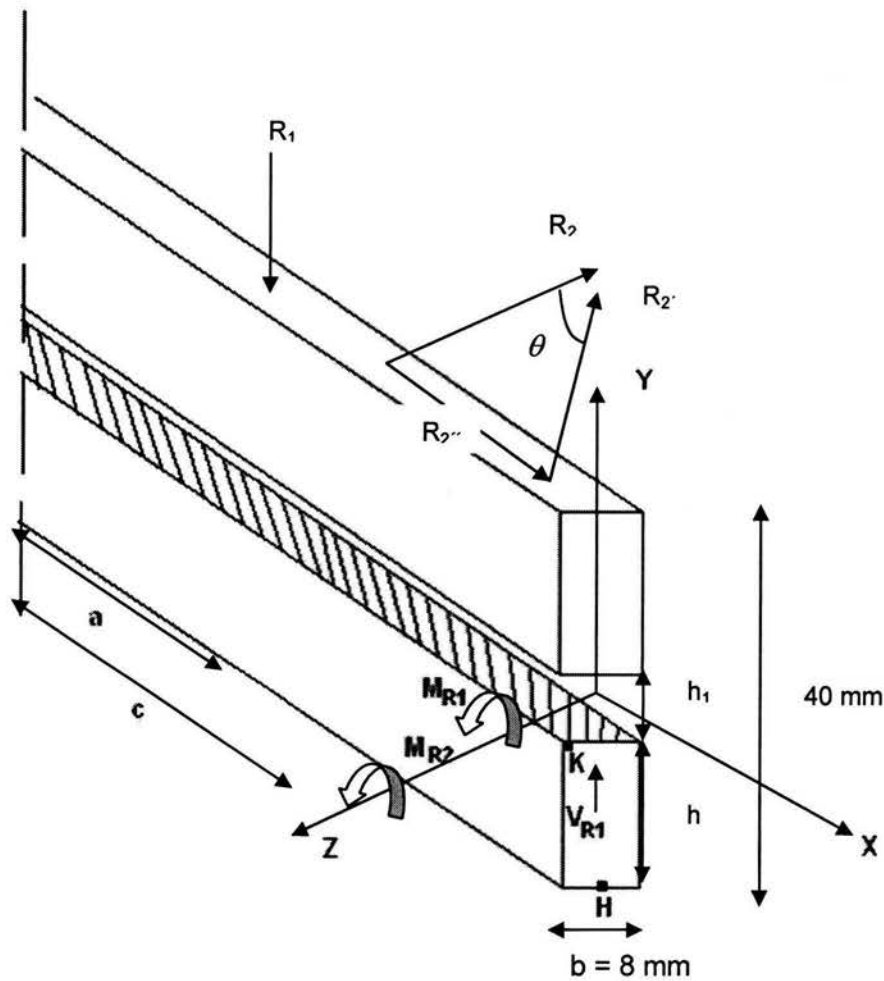


Figura 3.4. Diagrama de cargas combinadas en posición medial-lateral.

Para el cálculo de los esfuerzos, debe obtenerse el área total de la pieza, por lo tanto se tiene:

$A = b \cdot h$, donde el espesor de la placa es $b = 0.008$ [m] y la altura de cada extremo que compone la viga es $h = 0.016$ [m], por lo tanto:

$$A = (0.008) (0.016) = 0.000128 \text{ [m}^2\text{]}$$

Para obtener el área total de la viga se multiplica por 2 al ser simétrica, lo que da como resultado $A_T = (0.000128) (2) = 0.000256 \text{ [m}^2\text{]}$.

Para obtener el momento de inercia, se emplea la siguiente ecuación: $I_z = b \cdot h^3 / 12$.

Como se tienen dos áreas, el área total y la del espacio sin material se realiza una resta de ambas para obtener el momento de inercia total de la pieza, donde $h = 0.04$ [m] y $h_1 = 0.008$ [m].

$$I_z = [(0.008) (0.04)^3 - (0.008) (0.008)^3] / 12$$

$$I_z = 4.23 \times 10^{-8} \text{ [m}^4\text{]}$$

$$F_{R2} = R_2 \cos \theta = 477.17 \cos 45^\circ = 337.41 \text{ [N]}$$

$$V_{R1} = R_1 + R_2' = -337.41 + 337.41 = 0 \text{ [N]}$$

Los momentos M_{R1} y M_{R2} , se obtienen a partir de las resultantes R_1 y R_2 , y de la distancia medida a partir de la línea media del cuerpo del fijador. Donde los valores obtenidos, fueron $a = 0.2265$ [m] y $c = 0.14120$ [m].

La zona crítica para el cuerpo del fijador, es justo a la mitad de su longitud, y los puntos críticos, es decir donde se esperan los esfuerzos máximos son H y K los cuáles se muestran en la figura 3.4, por lo que a continuación se presentan los cálculos de las magnitudes de los esfuerzos.

Esfuerzos normales en H.

$$\sigma_H = F_{R2} / A + (M_{R1} + M_{R2}) (\text{distancia a la que se ubican los } M_R \text{ del punto H}) / I_z$$

$$\sigma_H = 337.41 / 0.00016 + (7.64 + 67.37) (0.02) / 4.23 \times 10^{-8}$$

$$\sigma_H = 37574533.54 \text{ [Pa]} \text{ ó } \sigma_H = 37.57 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzos normales en K.

$$\sigma_K = F_{R2} / A$$

$$\sigma_K = 337.41 / 0.000256$$

$$\sigma_K = 1318007.81 \text{ [Pa]} \text{ ó } \sigma_K = 1.31 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzos cortantes en K.

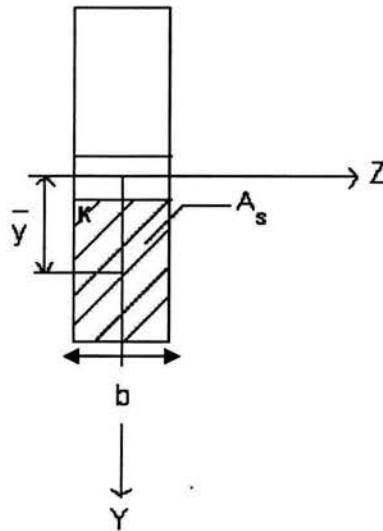


Figura 3.5. Corte transversal del cuerpo del fijador.

Datos:

Fuerza cortante $V_{R1} = 0$ [N]

Primer momento de área $Q = A_s \bar{y} = (0.000128) (0.012) = 0.000001536$ [m³]

Espesor de la placa $b = 0.008$ [m]

Momento de inercia total de la placa $I_z = 4.23 \times 10^{-8}$ [m⁴]

Por lo tanto $\tau_{xy} = V Q / I_z b$, sustituyendo valores:

$$\tau_{xy} = (0) (0.000001536) / (4.23 \times 10^{-8}) (0.008)$$

$$\tau_{xy} = 0$$

Las figuras 3.6 y 3.7 muestran el estado de esfuerzo para los puntos H y K.

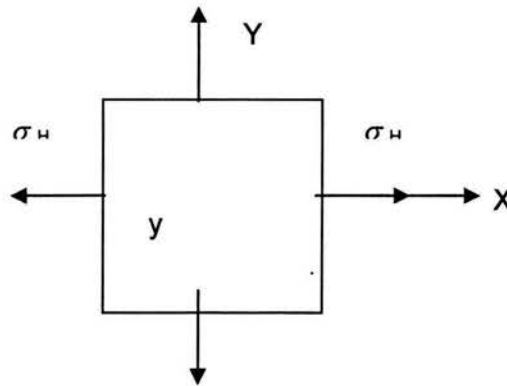


Figura 3.6. Estado de esfuerzos en el punto H.

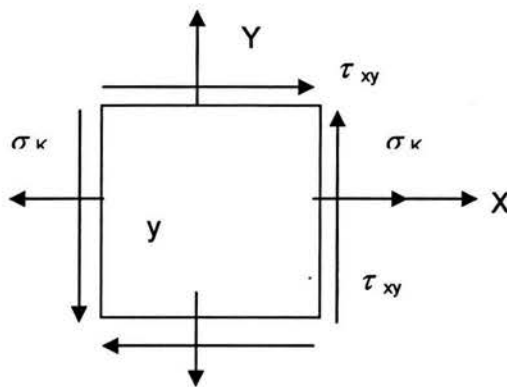


Figura 3.7. Estado de esfuerzos en el punto K.

Con los valores obtenidos, se hace una transformación de los esfuerzos con el fin de determinar los esfuerzos y los planos principales.

Transformación de esfuerzos.

Punto H.

$$\sigma_{1,2} = (\sigma_x + \sigma_y) / 2 \pm [(\sigma_x - \sigma_y) / 2]^2 + \tau_{xy}]^{1/2}$$

$$\sigma_{1,2} = 37.57 / 2 \pm [(37.57 / 2)^2 + 0]^{1/2} = 18.785 \pm 18.785$$

$$\sigma_1 = 37.57 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_2 = 0$$

$$\tau_{\text{máx}} = 18.785 \text{ [MPa]}$$

Planos principales.

Tan $2\theta_{\text{Principal}} = 2 \tau_{xy} / (\sigma_x - \sigma_y)$, entonces sustituyendo valores:

$\tan 2\theta_{\text{Principal}} = 2(0) / (37.57) = 0$, despejando $\theta_{\text{Principal}}$ de la ecuación resulta que:

$$\theta_{\text{Principal}} = 0^\circ$$

De manera similar se resuelve para el plano cortante.

$\tan 2\theta_{\text{Cortante}} = -(\sigma_x - \sigma_y) / 2\tau_{xy}$, lo que resulta en:

$\tan 2\theta_{\text{Cortante}} = -(37.57) / 2(0) = -\infty$, por lo tanto $2\theta_{\text{Cortante}} = -90^\circ$

$$\text{y } \theta_{\text{Cortante}} = -45^\circ$$

Punto K.

$$\sigma_{1,2} = (\sigma_x + \sigma_y) / 2 \pm [(\sigma_x - \sigma_y) / 2]^2 + \tau_{xy}]^{1/2}$$

$$\sigma_{1,2} = 1.31 / 2 \pm [(1.31 / 2)^2 + 0]^{1/2} = 0.655 \pm 0.655$$

$$\sigma_1 = 1.31 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_2 = 0 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_{\text{máx}} = 0.655 \text{ [MPa]}$$

Planos principales.

$\tan 2\theta_{\text{Principal}} = 2\tau_{xy} / (\sigma_x - \sigma_y)$, entonces sustituyendo valores:

$\tan 2\theta_{\text{Principal}} = 2(0) / 1.31 = 0$, despejando $\theta_{\text{Principal}}$ de la ecuación resulta que:

$$\theta_{\text{Principal}} = 0^\circ$$

De manera similar se resuelve para el plano cortante.

$\tan 2\theta_{\text{Cortante}} = -(\sigma_x - \sigma_y) / 2\tau_{xy}$, lo que resulta en:

$\tan 2\theta_{\text{Cortante}} = -(1.31) / 2(0) = -\infty$, por lo tanto $2\theta_{\text{Cortante}} = -90^\circ$

$$\text{y } \theta_{\text{Cortante}} = -45^\circ$$

Esfuerzo efectivo de Von Mises ^[3].

En situaciones que impliquen esfuerzos combinados a tensión y a cortante sobre un mismo punto, suele ser práctico definir un esfuerzo efectivo que pueda aplicarse para representar dicha combinación de esfuerzos. El procedimiento de energía de distorsión para los materiales dúctiles nos da una manera adecuada de hacerlo. El esfuerzo efectivo σ' de Von Mises se define como aquel esfuerzo a tensión uniaxial que generaría la misma energía de distorsión que la que se produciría por la combinación real de los

esfuerzos aplicados. Este procedimiento nos permite tratar esfuerzos combinados multiaxiales de tensión y cortante como si se tratara de cargas a tensión pura.

Una vez que se tienen los valores de los esfuerzos, se aplica la ecuación de energía de distorsión en dos dimensiones, debe advertirse que $\sigma_2 = 0$ en dos dimensiones, sin embargo en el caso de dos dimensiones, se utilizarán a σ_1 y σ_3 para representar los dos esfuerzos principales distintos de cero, sin importar sus signos, a fin de simplificar su representación tanto en cifras como en ecuaciones.

$$\sigma' = [\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_3 + \sigma_3^2]^{1/2}$$

Entonces para el punto H se tiene:

$$\sigma' = [37.57^2 - (37.57)(0) + 0^2]^{1/2}, \text{ por lo tanto } \sigma' = 37.57 \text{ [MPa]}$$

Factor de seguridad ^[3].

Para efectos de diseño, es conveniente incluir en el cálculo un factor escogido de seguridad N, de manera que el estado de esfuerzos quede dentro del rango permisible de esfuerzos. El factor de seguridad se calcula con la siguiente ecuación:

$$N = S_y / \sigma'$$

Donde:

N = factor de seguridad

$S_y = 205$ [MPa] y es el esfuerzo a la fluencia del acero inoxidable 304

σ' = esfuerzo efectivo de Von Mises

Por lo tanto sustituyendo valores se obtiene un valor de $N = 5.45$.

De manera similar para el punto K se obtienen los valores de σ' y N, que resultan:

$$\sigma' = [1.31^2 - (1.31)(0) + (0)^2]^{1/2}, \text{ por lo tanto } \sigma' = 1.31 \text{ [MPa]}$$

y $N = 205 / 1.31$, que resulta $N = 156.48$

Deflexión ^[4].

Las dos cargas están asimétricamente colocadas constituyen una situación para la cuál ninguno de los casos dados de fórmulas de deflexión de vigas es válido. Sin embargo, se puede resolver utilizando dos veces las fórmulas que se muestran en la figura 3.8. Considerando cada carga por separado, se pueden determinar las deflexiones en B y C correspondientes a cada una. La deflexión total, por tanto sería la suma de las deflexiones componentes.

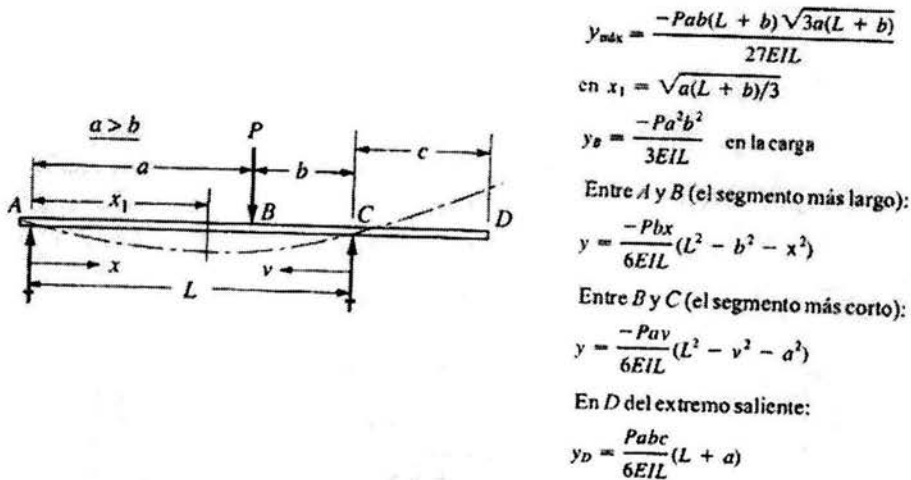


Figura 3.8. Fórmulas para determinar deflexión de vigas simplemente apoyadas (Mott RL. Resistencia de materiales aplicada, Editorial Prentice Hall Hispanoamericana, México, 1996).

La figura 3.8, muestra la lógica de la cuál se deducen las siguientes igualdades:

$$y_B = y_{B1} + y_{B2} \quad y_C = y_{C1} + y_{C2}$$

en donde:

y_B = Deflexión total en B

y_C = Deflexión total en C

Datos (Caso de flexión en posición medial-lateral):

Carga componente $P_1 = 960$ [N]

Carga componente $P_2 = 337.41$ [N]

Segmento AB = 0.0975 [m]

Segmento BC = 0.09015 [m]

Segmento CD = 0.14235 [m]

Longitud total del fijador = 0.33 [m]

La rigidez estructural del dispositivo de fijación es indispensable en la consolidación de las fracturas del hueso, por consiguiente se realiza una evaluación para detectar que tanto se deflexiona el cuerpo del fijador bajo la acción de cargas en los puntos B y C que se muestran en la figura 3.9.

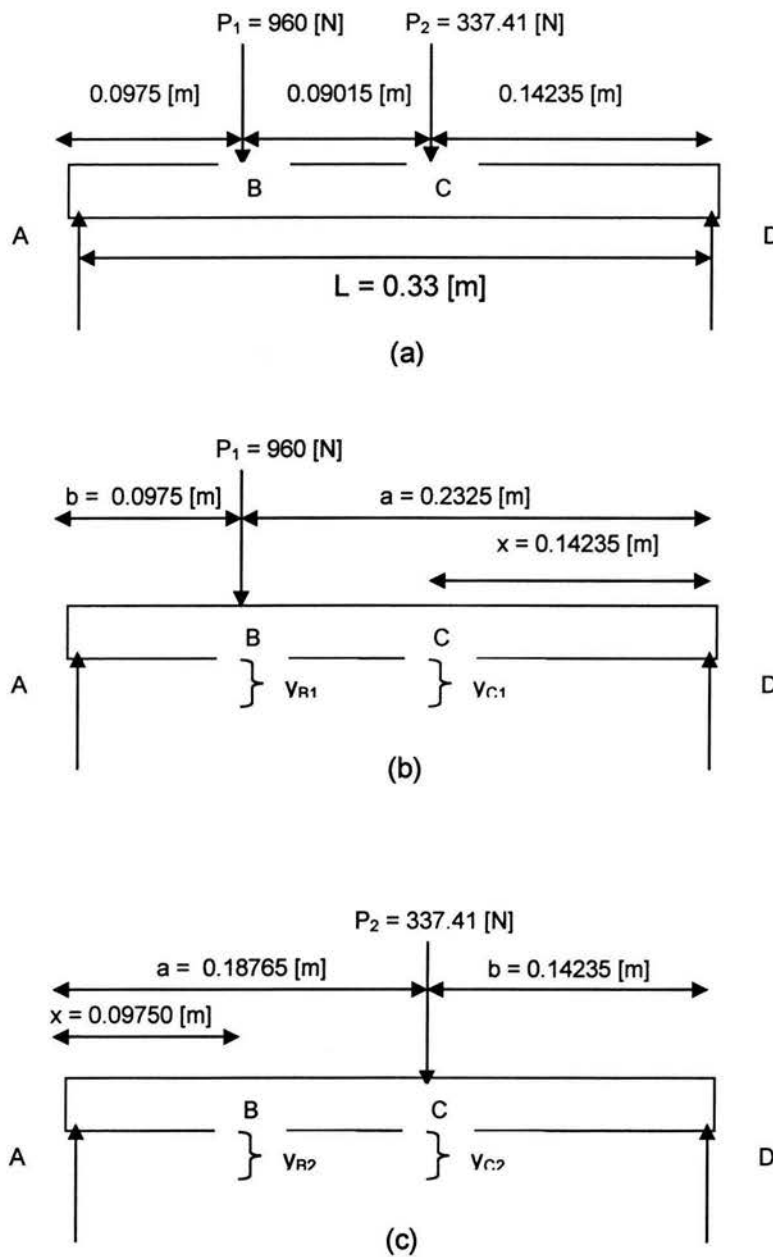


Figura 3.9. Diagrama de cuerpo libre realizado para el análisis de las fuerzas en el fijador.

- y_{B1} = Deflexión en B provocada por la carga de 960 [N]
- y_{C1} = Deflexión en C provocada por la carga de 960 [N]
- y_{B2} = Deflexión en B provocada por la carga de 337.41 [N]
- y_{C2} = Deflexión en C provocada por la carga de 337.41 [N]

Para todos los cálculos, se requieren los valores de E, I, L, el módulo de Young del acero inoxidable 304 se obtiene de tablas $E = 193 \times 10^9$ [Pa], el valor del momento de inercia I ya se calculó es 4.23×10^{-8} [m⁴], y la longitud total de la viga es $L = 0.33$ [m].

Obteniendo el producto de EIL:

$$EIL = (193 \times 10^9) (4.23 \times 10^{-8}) (0.33) = 2694.087 \text{ [N}\cdot\text{m}^3\text{]}$$

A continuación se calculan las deflexiones componentes individuales. Obsérvese que los valores de las variables a, b, x son diferentes para cada una de las cargas componentes. Véase la figura 3.9-b.

$$y_{B1} = - P_1 a^2 b^2 / 3 EIL = - (960) (0.2325)^2 (0.09750)^2 / 3 (2694.087)$$

$$y_{B1} = - 6.10 \times 10^{-5} \text{ [m]}$$

$$y_{C1} = (- P_1 b x / 6 EIL) (L^2 - b^2 - x^2) = [- (960) (0.09750) (0.14235) / 6 (2694.087)] (0.33^2 - 0.09750^2 - 0.14235^2)$$

$$y_{C1} = - 6.52 \times 10^{-5} \text{ [m]}$$

Para la componente 2, la carga será de 337.41 [N] en el punto C (obsérvese figura 3.9-c), entonces de manera similar a la componente 1 se tiene:

$$y_{B2} = (- P_2 b x / 6 EIL) (L^2 - b^2 - x^2) = [- (337.41) (0.14235) (0.09750) / 6 (2694.087)] (0.33^2 - 0.14235^2 - 0.09750^2)$$

$$y_{B2} = - 2.29 \times 10^{-5} \text{ [m]}$$

$$y_{C2} = - P_2 a^2 b^2 / 3 EIL = - (337.41) (0.18765)^2 (0.14235)^2 / 3 (2694.087)$$

$$y_{C2} = - 2.97 \times 10^{-5} \text{ [m]}$$

Ahora con los valores obtenidos:

$$y_B = y_{B1} + y_{B2} = - 6.10 \times 10^{-5} + (- 2.29 \times 10^{-5})$$

$$y_B = - 8.39 \times 10^{-5} \text{ [m]} \quad \text{ó} \quad y_B = - 0.0839 \text{ [mm]}$$

$$y_C = y_{C1} + y_{C2} = - 6.52 \times 10^{-5} + (- 2.97 \times 10^{-5})$$

$$y_C = - 9.49 \times 10^{-5} \text{ [m]} \quad \text{ó} \quad y_C = - 0.0949 \text{ [mm]}$$

Análisis de flexión en posición antero-posterior.

La carga F_1 se coloca en el plano frontal del dispositivo de fijación, de manera que la reacción se supone en el mismo plano, pero en sentido contrario como es común en las reacciones resultantes.

Segmento 1.

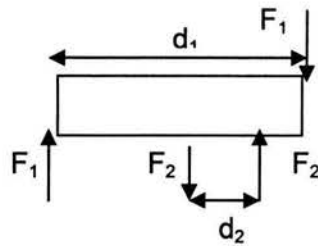


Figura 3.10. Diagrama de cuerpo libre del segmento 1 en posición antero-posterior.

Datos:

$$\begin{aligned} d_1 &= 0.18 \quad [\text{m}] \\ F_1 &= 200 \quad [\text{N}] \\ d_2 &= 0.0375 \quad [\text{m}] \\ F_2 &= ? \end{aligned}$$

$$F_2 = F_1 d_1 / d_2, \text{ por lo tanto } F_2 = (200) (0.18) / 0.0375 = 960 \quad [\text{N}]$$

Segmento 2.

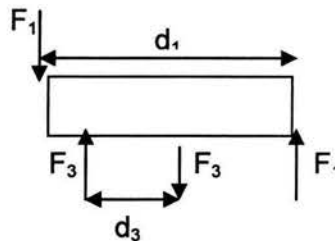


Figura 3.11. Diagrama de cuerpo libre del segmento 2 en posición antero-posterior.

Datos:

$$\begin{aligned} d_1 &= 0.18 \quad [\text{m}] \\ F_1 &= 200 \quad [\text{N}] \\ d_3 &= 0.11855 \quad [\text{m}] \\ F_3 &= ? \end{aligned}$$

$$F_3 = F_1 d_1 / d_3, \text{ por lo tanto } F_3 = (200) (0.18) / 0.11855 = 303.66 \quad [\text{N}]$$

Una vez que se obtienen las fuerzas resultantes en cada segmento de sustituto de hueso, estas se colocan en el cuerpo del fijador para observar su comportamiento.

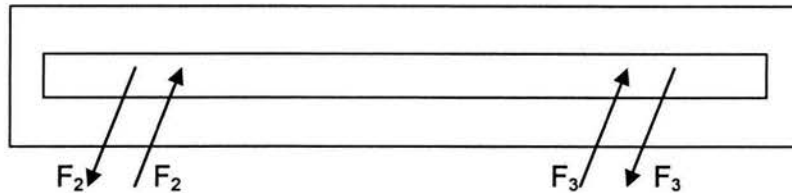


Figura 3.12. Diagrama de las reacciones de las fuerzas en el cuerpo del fijador en posición antero-posterior.

Con las fuerzas obtenidas, se plantean las ecuaciones de equilibrio:

$$\sum F_{y \text{ segmento } 1} = F_2 - F_2 = 0$$

$$\sum F_{y \text{ segmento } 2} = -F_3 + F_3 = 0, \text{ el sistema se encuentra en equilibrio.}$$

Esfuerzos bajo cargas combinadas.

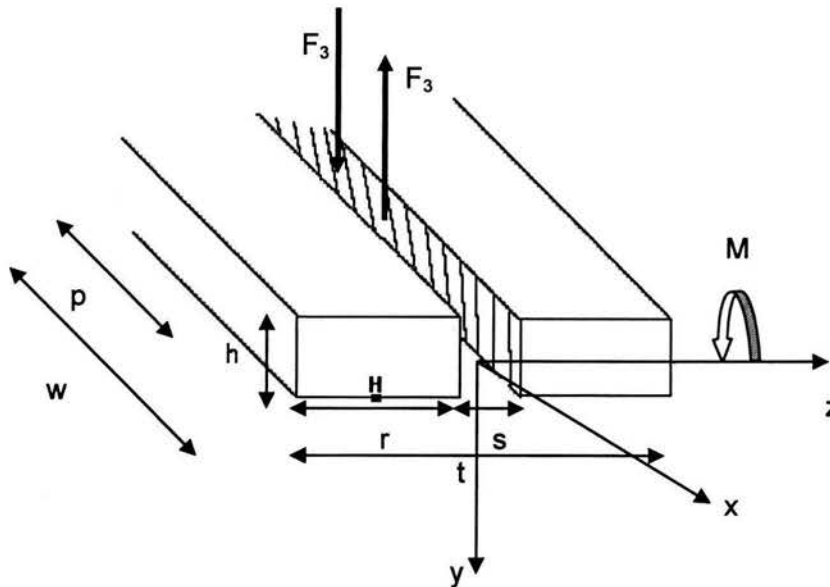


Figura 3.13. Diagrama de fuerzas combinadas en posición antero-posterior.

Datos:

$$t = 40 \text{ [mm]} = 0.04 \text{ [m]}$$

$$r = 16 \text{ [mm]} = 0.016 \text{ [m]}$$

$$s = 8 \text{ [mm]} = 0.008 \text{ [m]}$$

$$w = 141.2 \text{ [mm]} = 0.1412 \text{ [m]}$$

$$p = 22.65 \text{ [mm]} = 0.02265 \text{ [m]}$$

Para el cálculo de los esfuerzos, debe obtenerse el área total de la pieza, por lo tanto se tiene:

$A = b \cdot h$, donde el espesor de la placa es $b = 0.016$ [m] y la altura de cada extremo que compone la viga es $h = 0.008$ [m], por lo tanto:

$$A = (0.008) (0.016) = 0.000128 \text{ [m}^2\text{]}$$

Para obtener el área total de la viga se multiplica por 2 al ser simétrica, lo que da como resultado $A_T = (0.000128) (2) = 0.000256 \text{ [m}^2\text{]}$.

Para obtener el momento de inercia, se emplea la siguiente ecuación: $I_z = b \cdot h^3 / 12$.

Como se tienen dos áreas, el área total y la del espacio sin material se realiza una resta de ambas para obtener el momento de inercia total de la pieza.

$$I_z = [(0.04) (0.008)^3 - (0.008) (0.008)^3] / 12$$

$$I_z = 1.36 \times 10^{-9} \text{ [m}^4\text{]}$$

$F_R = 0$ (No hay componentes en x ó z)

$$V_R = F_3 - F_3 = 0$$

Los momentos de M_{F_3} se obtienen a partir de las resultantes de F_3 , y de la distancia medida a partir de la línea media del cuerpo del fijador, las cuales se observa que son "p" y "w" en la figura 3.13.

$$1^{\text{er}} \text{ momento de } M_{F_3} = (0.02265 \text{ m}) (-303.66 \text{ N}) = -6.877 \text{ [N} \cdot \text{m]}$$

$$2^{\text{o}} \text{ momento de } M_{F_3} = (0.1412 \text{ m}) (303.66 \text{ N}) = 42.87 \text{ [N} \cdot \text{m]}$$

Esfuerzos normales en H.

$$\sigma_H = F_R / A + (1^{\text{er}} M_{F_3} + 2^{\text{o}} M_{F_3}) (\text{distancia a la que se ubican los } M_{F_3} \text{ del punto H}) / I_z$$

$$\sigma_H = 0 + (-6.877 + 42.87) (0.0025) / 1.36 \times 10^{-9}$$

$$\sigma_H = 66163602.9412 \text{ [Pa]} \text{ ó } \sigma_H = 66.16 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzos cortantes en H.

$$\tau_{xy} = 0$$

Transformación de esfuerzos.

Punto H.

$$\sigma_{1,2} = (\sigma_x + \sigma_y) / 2 \pm [(\sigma_x - \sigma_y / 2)^2 + \tau_{xy}]^{1/2}$$

$$\sigma_{1,2} = 66.16 / 2 \pm [(66.16 / 2)^2 + 0]^{1/2} = 33.08 \pm 33.08$$

$$\sigma_1 = 66.16 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_2 = 0$$

$$\tau_{\text{máx}} = 33.08 \text{ [MPa]}$$

Planos principales.

Tan $2\theta_{\text{Principal}} = 2 \tau_{xy} / (\sigma_x - \sigma_y)$, entonces sustituyendo valores:

Tan $2\theta_{\text{Principal}} = 2 (0) / (66.16) = 0$, despejando $\theta_{\text{Principal}}$ de la ecuación resulta que:

$$\theta_{\text{Principal}} = 0^\circ$$

De manera similar se resuelve para el plano cortante.

Tan $2\theta_{\text{Cortante}} = -(\sigma_x - \sigma_y) / 2 \tau_{xy}$, lo que resulta en:

Tan $2\theta_{\text{Cortante}} = - (66.16) / 2 (0) = -\infty$, por lo tanto $2\theta_{\text{Cortante}} = -90^\circ$

y $\theta_{\text{Cortante}} = -45^\circ$

Esfuerzo efectivo de Von Mises.

Con la ecuación:

$$\sigma' = [\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_3 + \sigma_3^2]^{1/2}$$

Entonces para el punto H se tiene:

$\sigma' = [66.16^2 - (66.16)(0) + 0^2]^{1/2}$, por lo tanto $\sigma' = 66.16 \text{ [MPa]}$

Factor de seguridad.

$$N = S_y / \sigma'$$

Donde:

N = factor de seguridad

$S_y = 205 \text{ [MPa]}$ y es el esfuerzo a la fluencia del acero inoxidable 304

$\sigma' =$ esfuerzo efectivo de Von Mises

Por lo tanto sustituyendo valores:

$N = 205 / 66.16$; se encuentra un valor de $N = 3.09$

Deflexión.

Siguiendo la figura 3.8, se plantea la lógica de la cual se deducen las siguientes igualdades:

$$y_B = y_{B1} + y_{B2} \quad y_C = y_{C1} + y_{C2}$$

en donde: y_B = Deflexión total en B y y_C = Deflexión total en C

Datos (Caso de flexión en posición antero-posterior):

Carga componente $P_3 = 960$ [N] y Carga componente $P_4 = 303.66$ [N]
 Segmento AB = 0.0975 [m]
 Segmento BC = 0.09015 [m]
 Segmento CD = 0.14235 [m]

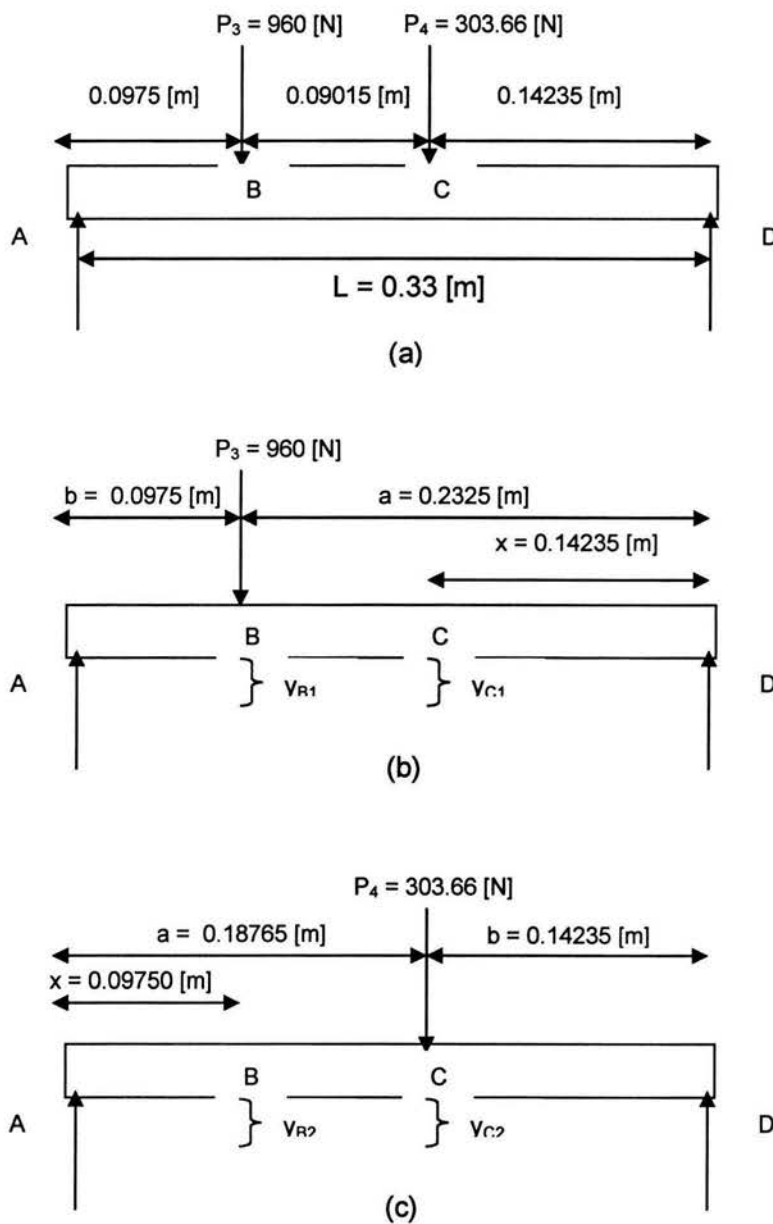


Figura 3.14. Diagrama de cuerpo libre realizado para el análisis de las fuerzas en el fijador en posición antero-posterior.

y_{B1} = Deflexión en B provocada por la carga de 960 [N]
 y_{C1} = Deflexión en C provocada por la carga de 960 [N]
 y_{B2} = Deflexión en B provocada por la carga de 303.66 [N]
 y_{C2} = Deflexión en C provocada por la carga de 303.66 [N]

Para todos los cálculos, se requieren los valores de E, I, L, el módulo de Young del acero inoxidable 304 se obtiene de tablas $E = 193 \times 10^9$ [Pa], el valor del momento de inercia I ya se calculó es 1.36×10^{-9} [m⁴], y la longitud total de la viga es $L = 0.33$ [m].

Obteniendo el producto de EIL:

$$EIL = (193 \times 10^9) (1.36 \times 10^{-9}) (0.33) = 86.61 \text{ [N}\cdot\text{m}^3\text{]}$$

A continuación se calculan las deflexiones componentes individuales. Obsérvese que los valores de las variables a, b, x son diferentes para cada una de las cargas componentes. Véase la figura 3.14-b.

$$y_{B1} = - P_1 a^2 b^2 / 3 EIL = - (960) (0.2325)^2 (0.09750)^2 / 3 (86.61)$$

$$y_{B1} = - 1.898 \times 10^{-3} \text{ [m]}$$

$$y_{C1} = (- P_1 b x / 6 EIL) (L^2 - b^2 - x^2) = [- (960) (0.09750) (0.14235) / 6 (86.61)] (0.33^2 - 0.09750^2 - 0.14235^2)$$

$$y_{C1} = - 2.028 \times 10^{-3} \text{ [m]}$$

Para la componente 2, la carga será de 303.66 [N] en el punto C (obsérvese figura 3.14-c), entonces de manera similar a la componente 1 se tiene:

$$y_{B2} = (- P_2 b x / 6 EIL) (L^2 - b^2 - x^2) = [- (303.66) (0.14235) (0.09750) / 6 (86.61)] (0.33^2 - 0.14235^2 - 0.09750^2)$$

$$y_{B2} = - 6.417 \times 10^{-4} \text{ [m]}$$

$$y_{C2} = - P_2 a^2 b^2 / 3 EIL = - (303.66) (0.18765)^2 (0.14235)^2 / 3 (86.61)$$

$$y_{C2} = - 8.338 \times 10^{-4} \text{ [m]}$$

Ahora con los valores obtenidos:

$$y_B = y_{B1} + y_{B2} = - 1.898 \times 10^{-3} + (- 6.417 \times 10^{-4})$$

$$y_B = - 2.5397 \times 10^{-3} \text{ [m]} \quad \text{ó} \quad y_B = - 2.5397 \text{ [mm]}$$

$$y_C = y_{C1} + y_{C2} = - 2.028 \times 10^{-3} + (- 8.338 \times 10^{-4})$$

$$y_C = - 2.8618 \times 10^{-3} \text{ [m]} \quad \text{ó} \quad y_C = - 2.8618 \text{ [mm]}$$

Análisis de torsión del fijador.

El estudio de este caso se convierte en algo complejo debido a la geometría de la pieza, aquí se analiza el par aplicado en el fijador, de forma que se pueda relacionar con fuerzas y distancias que puedan traducirse posteriormente en esfuerzos normales y cortantes.

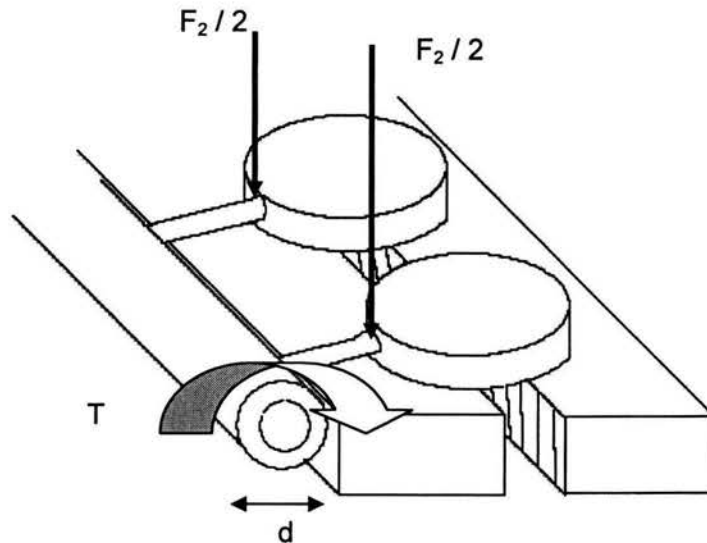


Figura 3.15. Par aplicado al sustituto de hueso.

Datos:

- $T = 25 \text{ [N}\cdot\text{m]}$
- $d = 26 \text{ [mm]} = 0.026 \text{ [m]}$
- $L = 28 \text{ [mm]} = 0.028 \text{ [m]}$
- $d_1 = 20 \text{ [mm]} = 0.020 \text{ [m]}$

$T = F_1 \cdot d/2$ $F_1 = 2 T / d$, sustituyendo valores $F_1 = 1923.07 \text{ [N]}$, con el valor de F_1 se obtiene F_2 , entonces:

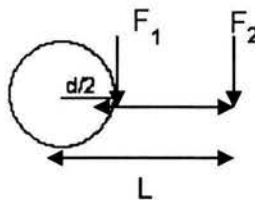


Figura. 3.16. Fuerzas a las que se encuentra sometido el sistema en torsión.

A partir de la figura se obtiene la siguiente relación:

$$F_1 \cdot d / 2 = F_2 \cdot L, \text{ por lo tanto } F_2 = F_1 \cdot (d/2) / L$$

Donde $F_2 = (1923.07)(0.026 / 2) / 0.028$, $F_2 = 892.85$ [N]

T es el par que se aplica directamente al sustituto de hueso, pero hay que encontrar el par que actúa directamente en el fijador, para encontrar el máximo esfuerzo cortante y el ángulo de torsión.

Entonces, $T_1 = F_2 \cdot d_1 / 2 = (892.85)(0.02) / 2$, por lo tanto $T_1 = 8.9285$ [N*m]

Para encontrar el máximo esfuerzo cortante y el ángulo de torsión se recurre a la siguiente tabla de coeficientes para barras rectangulares bajo torsión ^[2].

a / b	c ₁	c ₂
1.0	0.208	0.1406
1.2	0.219	0.1661
1.5	0.231	0.1958
2.0	0.246	0.229
2.5	0.258	0.249
3.0	0.267	0.263
4.0	0.282	0.281
5.0	0.291	0.291
10.0	0.312	0.312
∞	0.333	0.333

Tabla 3.1. Coeficientes para barras rectangulares bajo torsión (Beer FP, Johnston ER. Mecánica de materiales, Editorial McGraw Hill, México, 1988).

De manera que se obtiene la relación a / b, relación de el lado más ancho y el más angosto de la sección transversal respectivamente. Como en este caso no es una barra sólida, pero es simétrica, se toma el ancho de cada extremo del cuerpo del fijador y se considera como si fuera un sólido. Por lo tanto:

$$a / b = 0.032 / 0.008 = 4$$

Con los valores obtenidos y con T_1 (el momento de torsión aplicado a la barra), se encuentra que el máximo esfuerzo cortante ocurre a lo largo de la línea central de la cara más ancha de la barra y esta dado por la siguiente ecuación:

$$\tau_{\text{máx}} = T_1 / c_1 \cdot a \cdot b^2$$

Sustituyendo valores.

$$\tau_{\text{máx}} = 8.9285 / (0.282)(0.032)(0.008)^2, \text{ se tiene que } \tau_{\text{máx}} = 15.459 \text{ [MPa]}$$

y el ángulo de torsión se expresa:

$$\phi = T_1 \cdot L / c_2 \cdot a \cdot b^3 \cdot G, \text{ donde el módulo de rigidez o de corte es } G = 73 \text{ [GPa]},$$

sustituyendo:

$$\phi = (8.9285)(0.33) / (0.281)(0.032)(0.008^3)(73 \times 10^9) = 8.76 \times 10^{-3} \text{ [rad]}$$

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

$$\phi = 8.76 \times 10^{-3} \text{ [rad]} \quad (360^\circ / 2\pi \text{ rad}) = 0.502^\circ$$

Esfuerzos bajo cargas combinadas.

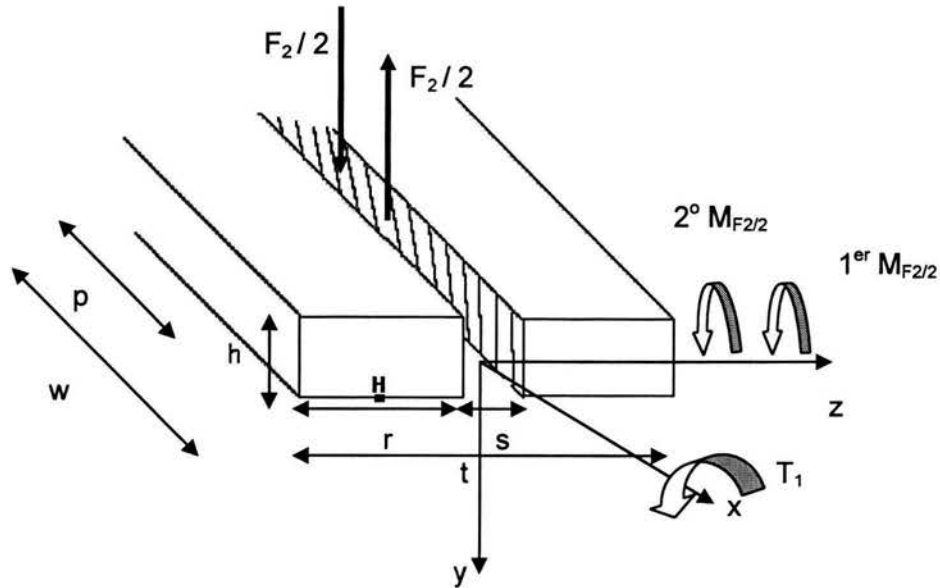


Figura 3.17. Diagrama de fuerzas combinadas en torsión.

Datos:

- $t = 40 \text{ [mm]} = 0.04 \text{ [m]}$
- $r = 16 \text{ [mm]} = 0.016 \text{ [m]}$
- $s = 8 \text{ [mm]} = 0.008 \text{ [m]}$
- $w = 141.2 \text{ [mm]} = 0.1412 \text{ [m]}$
- $p = 22.65 \text{ [mm]} = 0.02265 \text{ [m]}$

Para obtener el momento de inercia, se emplea la siguiente ecuación: $I_z = b \cdot h^3 / 12$.

Como se tienen dos áreas, el área total y la del espacio sin material se realiza una resta de ambas para obtener el momento de inercia total de la pieza.

$$I_z = [(0.04) (0.008)^3 - (0.008) (0.008)^3] / 12$$

$$I_z = 1.36 \times 10^{-9} \text{ [m}^4\text{]}$$

$F_R = 0$ (No hay componentes en x ó z)

Los momentos de $M_{F2/2}$ se obtienen a partir de las resultantes de $F_2 / 2$, y de la distancia medida a partir de la línea media del cuerpo del fijador, las cuales se observa que son "p" y "w" en la figura 3.17.

$$1^{er} \text{ momento de } M_{F2/2} = (0.02265 \text{ m}) (892.85 / 2 \text{ N}) = 10.11 \text{ [N *m]}$$

2º momento de $M_{F2/2} = (0.1412 \text{ m}) (892.85 / 2 \text{ N}) = 63.03 \text{ [N*m]}$

Esfuerzos normales en H.

$$\sigma_H = F_R / A + (1^{\text{er}} M_{F2/2} + 2^{\circ} M_{F2/2}) (\text{distancia a la que se ubican los } M_{F2/2} \text{ del punto H}) / I_z$$

$$\sigma_H = 0 + (10.11 + 63.03) (0.0025) / 1.36 \times 10^{-9}$$

$$\sigma_H = 133.92 \text{ [MPa]}$$

Esfuerzos cortantes en H.

Como se mencionó en un párrafo anterior, el máximo esfuerzo cortante se presenta a lo largo de la línea central de la cara más ancha de la barra, y el punto H, se encuentra dentro de la línea central, motivo por el cual $\tau_{xy} = 0$.

$$\tau_{\text{máx}} = 15.459 \text{ [MPa]}$$

Transformación de esfuerzos.

Punto H.

$$\sigma_{1,2} = (\sigma_x + \sigma_y) / 2 \pm [(\sigma_x - \sigma_y) / 2]^2 + \tau_{xy}]^{1/2}$$

$$\sigma_{1,2} = 133.92 / 2 \pm [(133.92 / 2)^2 + 0]^{1/2} = 66.96 \pm 66.96$$

$$\sigma_1 = 133.92 \text{ [MPa]}$$

$$\sigma_2 = 0$$

$$\tau_{\text{máx}} = 15.459 \text{ [MPa]}$$

Planos principales.

$\tan 2\theta_{\text{Principal}} = 2 \tau_{xy} / (\sigma_x - \sigma_y)$, entonces sustituyendo valores:

$\tan 2\theta_{\text{Principal}} = 2 (0) / (133.92) = 0$, despejando $\theta_{\text{Principal}}$ de la ecuación resulta que:

$$\theta_{\text{Principal}} = 0^\circ$$

De manera similar se resuelve para el plano cortante.

$\tan 2\theta_{\text{Cortante}} = -(\sigma_x - \sigma_y) / 2 \tau_{xy}$, lo que resulta en:

$\tan 2\theta_{\text{Cortante}} = -(133.92) / 2 (0) = -\infty$, por lo tanto $2\theta_{\text{Cortante}} = -90^\circ$

y $\theta_{\text{Cortante}} = -45^\circ$

Esfuerzo efectivo de Von Mises.

Con la ecuación:

$$\sigma' = [\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_3 + \sigma_3^2]^{1/2}$$

Entonces para el punto H se tiene:

$$\sigma' = [133.92^2 - (133.92)(0) + 0^2]^{1/2}, \text{ por lo tanto } \sigma' = 133.92 \text{ [MPa]}$$

Factor de seguridad.

$$N = S_y / \sigma'$$

Donde:

N = factor de seguridad

$S_y = 205$ [MPa] y es el esfuerzo a la fluencia del acero inoxidable 304

σ' = esfuerzo efectivo de Von Mises

Por lo tanto sustituyendo valores:

$$N = 205 / 133.92; \text{ se encuentra un valor de } N = 1.53$$

Deflexión.

Siguiendo la figura 3.19, se plantea la lógica de la cual se deducen las siguientes igualdades:

$$y_B = y_{B1} + y_{B2} \quad y_C = y_{C1} + y_{C2}$$

en donde: y_B = Deflexión total en B y y_C = Deflexión total en C

Datos (Caso de torsión):

Carga componente $P_5 = 446.425$ [N] y Carga componente $P_6 = 446.425$ [N]

Segmento AB = 0.0975 [m]

Segmento BC = 0.09015 [m]

Segmento CD = 0.14235 [m]

Longitud total del fijador = 0.33 [m]

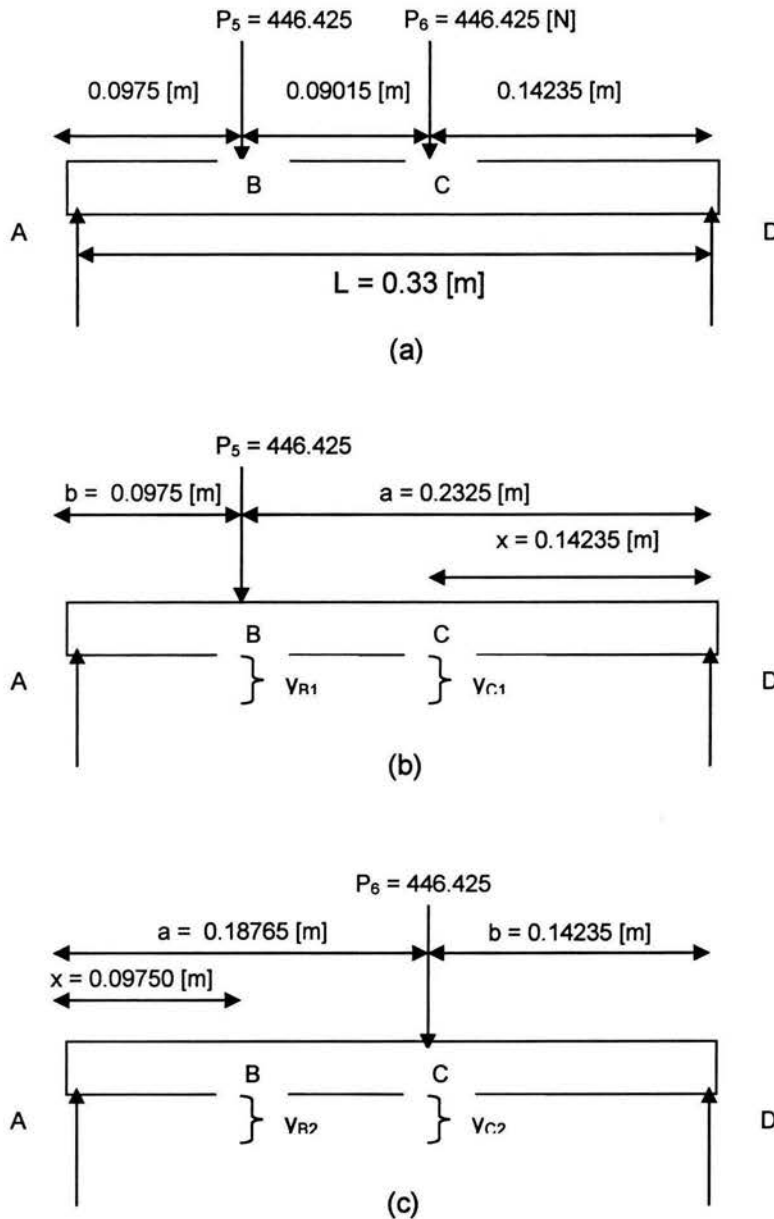


Figura 3.19. Diagrama de cuerpo libre realizado para el análisis de las fuerzas en el fijador en torsión.

y_{B1} = Deflexión en B provocada por la carga de 446.425 [N]

y_{C1} = Deflexión en C provocada por la carga de 446.425 [N]

y_{B2} = Deflexión en B provocada por la carga de 446.425 [N]

y_{C2} = Deflexión en C provocada por la carga de 446.425 [N]

Para todos los cálculos, se requieren los valores de E , I , L , el módulo de Young del acero inoxidable 304 se obtiene de tablas $E = 193 \times 10^9$ [Pa], el valor del momento de inercia I ya se calculó es 1.36×10^{-9} [m⁴], y la longitud total de la viga es $L = 0.33$ [m].

Obteniendo el producto de EIL:

$$EIL = (193 \times 10^9) (1.36 \times 10^{-9}) (0.33) = 86.61 \text{ [N}\cdot\text{m}^3\text{]}$$

A continuación se calculan las deflexiones componentes individuales. Obsérvese que los valores de las variables a, b, x son diferentes para cada una de las cargas componentes. Véase la figura 3.19-b.

$$y_{B1} = - P_1 a^2 b^2 / 3 EIL = - (446.425) (0.2325)^2 (0.09750)^2 / 3 (86.61)$$

$$y_{B1} = - 8.82 \times 10^{-4} \text{ [m]}$$

$$y_{C1} = (- P_1 b x / 6 EIL) (L^2 - b^2 - x^2) = [- (446.425) (0.09750) (0.14235) / 6 (86.61)] (0.33^2 - 0.09750^2 - 0.14235^2)$$

$$y_{C1} = - 9.43 \times 10^{-4} \text{ [m]}$$

Para la componente 2, la carga será de 446.425 [N] en el punto C (obsérvese figura 3.19-c), entonces de manera similar a la componente 1 se tiene:

$$y_{B2} = (- P_2 b x / 6 EIL) (L^2 - b^2 - x^2) = [- (446.425) (0.14235) (0.09750) / 6 (86.61)] (0.33^2 - 0.14235^2 - 0.09750^2)$$

$$y_{B2} = - 9.43 \times 10^{-4} \text{ [m]}$$

$$y_{C2} = - P_2 a^2 b^2 / 3 EIL = - (446.425) (0.18765)^2 (0.14235)^2 / 3 (86.61)$$

$$y_{C2} = - 1.22 \times 10^{-3} \text{ [m]}$$

Ahora con los valores obtenidos:

$$y_B = y_{B1} + y_{B2} = - 8.82 \times 10^{-4} + (- 9.43 \times 10^{-4})$$

$$y_B = - 1.825 \times 10^{-3} \text{ [m]} \quad \text{ó} \quad y_B = - 1.825 \text{ [mm]}$$

$$y_C = y_{C1} + y_{C2} = - 9.43 \times 10^{-4} + (- 1.22 \times 10^{-3})$$

$$y_C = - 2.163 \times 10^{-3} \text{ [m]} \quad \text{ó} \quad y_C = - 2.163 \text{ [mm]}$$

Conclusiones.

Aunque el análisis del fijador en las diferentes posiciones de carga fue simplificado por su tipo de geometría y disposición de elementos (clavos), los valores obtenidos se apegan mucho a su comportamiento mecánico real, además se puede observar que el factor de seguridad obtenido para cada caso asegura que el dispositivo no fallará bajo el efecto de la carga de 400 N.

3.1.1 Modelado en CAD.

El modelado del dispositivo de fijación externa, se realizó en el paquete de CAD Solidworks. Cada una de las piezas fue dibujada con dimensiones previamente definidas para posteriormente realizar su ensamble, el cuál se muestra en la figura 3.20.

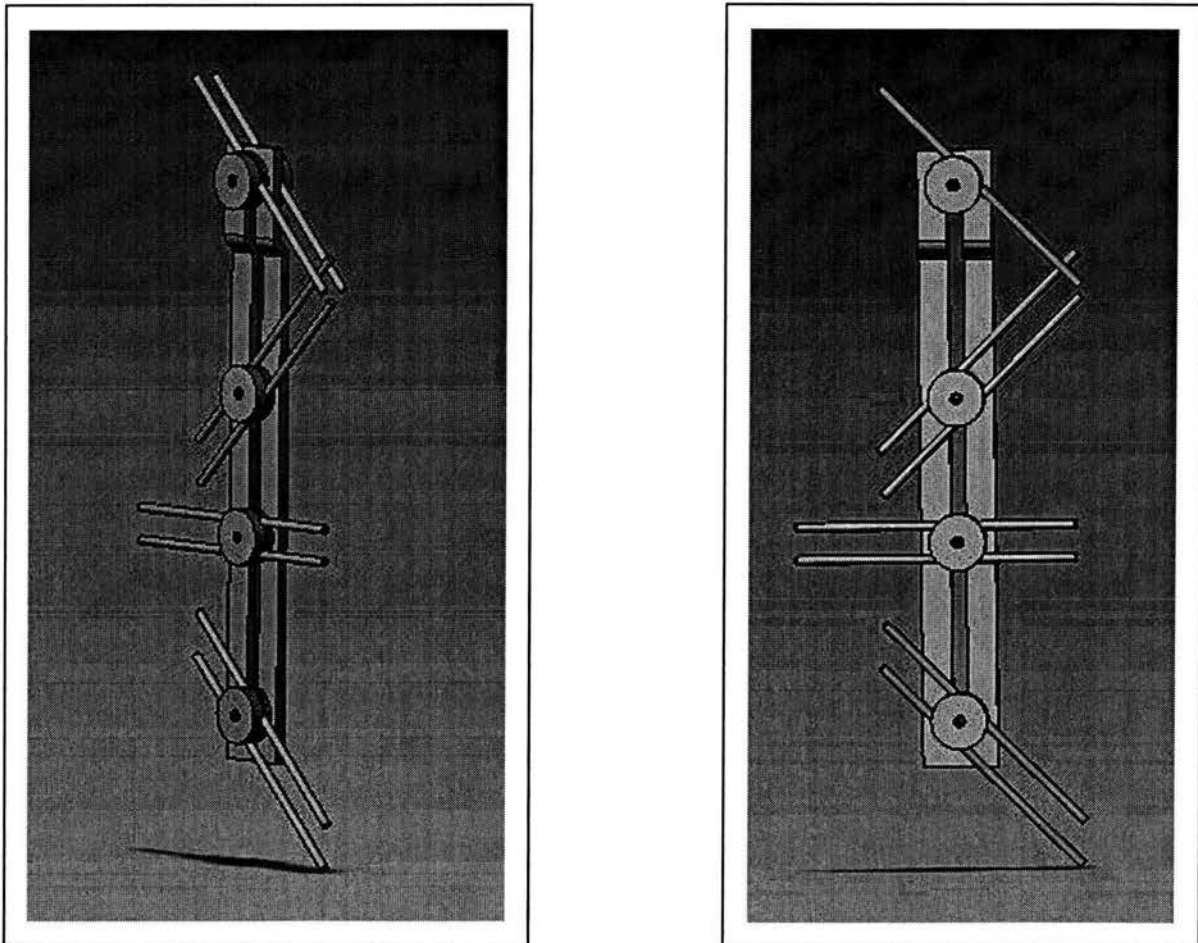


Figura 3.20. Modelo del dispositivo de fijación externa realizado en Solidworks.

El modelado del dispositivo por medio de la computadora, ayuda a observar detalles del diseño planteado, además de permitir modificaciones en su forma, dimensiones, así como en la disposición de sus elementos componentes. Dando como resultado una mejor evaluación del diseño generado.

3.1.2 Planos de diseño.

Los planos de diseño son obtenidos de forma directa a partir del modelado del diseño generado en el paquete de CAD Solidworks.

3.1.3 Selección de materiales.

A menudo el problema que se presenta es la selección del material idóneo de entre los muchos miles de materiales disponibles. Existen varios criterios en los cuales se basa normalmente la decisión final. En primer lugar, deben caracterizarse las condiciones en que el material prestará servicio, y se anotarán las propiedades requeridas por el material para dicho servicio. En raras ocasiones un material reúne una combinación ideal de propiedades, por lo que, muchas veces, habrá que reducir una en beneficio de otra. El ejemplo clásico lo constituyen la resistencia y la ductilidad; generalmente, un material con alta resistencia tiene ductilidad limitada. En estas circunstancias habrá que establecer un compromiso razonable entre dos o más propiedades.

La segunda consideración se refiere a la degradación que el material experimenta en servicio. Por ejemplo, los ambientes corrosivos disminuyen considerablemente la resistencia mecánica, que en nuestro caso se traduce en evitar los pares galvánicos.

Finalmente, la consideración más convincente es probablemente la económica. Un material puede que reúna un conjunto idóneo de propiedades pero resulte caro. De nuevo se establece un inevitable compromiso. El costo de la pieza acabada también incluye los gastos de los procedimientos de conformación para conseguir la forma final ^[5].

Con base a los criterios establecidos, y de acuerdo a las funciones de cada pieza vistas en el apartado 2.1.3, así como a las condiciones de servicio se ha desarrollado la siguiente tabla.

Pieza	Material
1. Mordazas circulares	Acero inoxidable 304 ¹
2. Cuerpo del fijador	Acero inoxidable 304
3. Clavos tipo Schanz autoroscantes	Acero inoxidable 410 ²
4. Tornillos y rondanas	Acero inoxidable 304
5. Espárrago y tuercas	Acero inoxidable 304

1 y 2 Materiales comerciales

Tabla 3.2. Materiales propuestos para la fabricación del fijador externo.

En algunas de las piezas, como las mordazas se había considerado el uso de materiales como nylon 6,6 o el aluminio, pero al tratarse de materiales suaves, algunos maquinados como las roscas donde se colocan los tornillos están propensas a sufrir un desgaste muy rápido con el uso. Un caso similar ocurre con el cuerpo del fijador, el cuál se había pensado fabricar de aluminio, el cuál favorece al bajo peso del dispositivo de fijación pero por las dimensiones requeridas, y las cargas a las que va encontrarse, estará sujeto a sufrir grietas en la superficie del material, motivo por el cuál se escogió un acero inoxidable 304, este es relativamente caro, pero constituye una solución a la reducción de problemas mecánicos y de esterilización. Los aceros inoxidables resisten la corrosión en muchos ambientes, especialmente en la atmósfera.

El cromo es el principal elemento de aleación, provee resistencia a la corrosión y está mejora con adiciones de níquel y molibdeno, cabe señalar que cuanto menor es el contenido de carbono, menor es la precipitación de carburos; de aquí que estos tipos

especiales de acero inoxidable se fabriquen con un contenido de carbono menor de 0.08% (en vez del normal de 0.15-0.25%), además, cuentan con elementos estabilizadores tales como el columbio y posiblemente tántalo o titanio, que evitan que el carbono se combine con el cromo. En el caso de los aceros austeníticos, es requerido un mínimo de 12% de cromo, que es la cantidad mínima requerida para producir una capa de óxido pasiva, estas características son similares para el caso del acero inoxidable 410 (martensítico), con el cuál están fabricados los clavos que se colocan para unir y estabilizar el sitio de la fractura ^[6].

En la tabla 3.3 figuran las composiciones químicas, las propiedades mecánicas y las aplicaciones de algunos aceros inoxidables.

Número AISI	Composición (% en peso) ¹				Tratamiento térmico ²	Propiedades mecánicas			Aplicaciones
	C	Cr	Ni	Otros		Resistencia a la tracción [psi x 10 ³ (MPa)]	Límite elástico [psi x 10 ³ (MPa)]	Ductilidad (% EL en 2 pulg)	
304	0.08	19	9	2.0 Mn	Recocido (Austenítico)	85 (586)	35 (240)	55	Industria alimentaria
316L	0.03	17	12	2.0 Mn, 2.5 Mo		80 (552)	35 (240)	50	Estructuras soldadas
410	0.15	12.5		1.0 Mn	Recocido Q y T (Martensítico)	70 (483)	40 (275)	30	Cañones de rifles
440A	0.70	17		1.0 Mn, 0.75Mo		140 (965) 105 (724) 260 (1790)	100 (690) 60 (414) 240 (1655)	23 20 5	Cuchillería, instrumental quirúrgico

1 La composición se completa con hierro

2 Q y T significan templado y revenido

Tabla 3.3. Designaciones, composiciones, propiedades mecánicas y aplicaciones típicas para algunos aceros inoxidables (Callister WD. Ciencia e ingeniería de los materiales, Editorial Reverté, España, 1995).

Con la información generada en este capítulo se procederá a realizar el análisis por elemento finito con el fin de comparar sus resultados con los valores obtenidos de los cálculos.

Referencias

1. Hibbeler RC. Ingeniería mecánica "estática", 7ª edición, México D.F, Editorial Prentice Hall, 1996: 120.
2. Beer FP, Johnston ER. Mecánica de materiales, 1ª edición, México D.F, Editorial McGraw Hill, 1988: 137-40, 263, 293-94.
3. Norton RL. Diseño de máquinas, 1ª edición, México D.F, Editorial Prentice Hall Hispanoamericana, 1999: 293-94.
4. Mott RL. Resistencia de materiales aplicada, 3ª edición, México D.F, Editorial Prentice Hall Hispanoamericana, 1996: 441-43, 614.
5. Callister WD. Ciencia e ingeniería de los materiales, 3ª edición, España, Editorial Reverté, 1995: 3-4.
6. Faires VM. Diseño de elementos de máquinas, 9ª reimpresión, México, D.F, Editorial Limusa, 1999: 78-80.

Capítulo 4.

Evaluación de los resultados obtenidos a través de análisis por elemento finito del dispositivo de fijación, así como la observación de su funcionamiento mecánico, y de las características particulares del sistema generado.

4.1 Análisis de elemento finito (FEA).

Hay que señalar que el uso de huesos sanos introduce un número de parámetros sobre los cuales el investigador no tiene control. Las propiedades mecánicas del hueso varían entre los individuos y las especies, así como a la edad y enfermedad. Además, de existir variaciones en las dimensiones del hueso.

La sustitución de un hueso sano por un reemplazo construido completamente de un material de ingeniería, soluciona el problema de la variación del espécimen. Sin embargo, un material de ingeniería no simula de manera exacta las características del hueso. El hueso es un material viscoelástico y anisotrópico, y estas características no pueden ser simuladas cuando se emplea un material de ingeniería homogéneo.

La medida total de el sustituto de húmero y su resistencia deben ser iguales que las de un húmero humano. En un estudio hecho por investigadores en el año 2000, mediante el uso de imágenes obtenidas por resonancia magnética, se obtuvo que las dimensiones de la sección transversal fueron las siguientes: el diámetro medio exterior de el húmero fue de 19.3 mm, con un rango de 14-26 mm. El espesor del hueso cortical se encuentra en un rango de 3-5 mm. El diámetro externo de el reemplazo se manejo de 26 mm, el cual se encuentra dentro de el rango fisiológico, mientras que el espesor que se está utilizando para este análisis es de 7 mm ^[1].

El análisis se realizó empleando el paquete de elemento finito conocido como Unigraphics, en el se modeló el diseño del fijador externo y el sustituto de hueso sobre el que se aplicaron cargas y algunas restricciones, el modelo analizado tuvo que ser simplificado por las exigencias del paquete utilizado.

Análisis de flexión.

El análisis se realizó aplicando una carga total de 400 N, restringiendo los extremos del hueso en el sistema hueso-fijador. Los ensayos de flexión se realizaron en dos posiciones fisiológicas comunes de carga en un individuo, *medial-lateral* y *antero-posterior*.

Cabe mencionar que los ortopedistas, colocan el fijador o tutor en posición medial-lateral, para evitar el daño de tejido blando. Además se ha observado que el hueso fracturado es sometido de manera más común a cargas en posición antero-posterior.

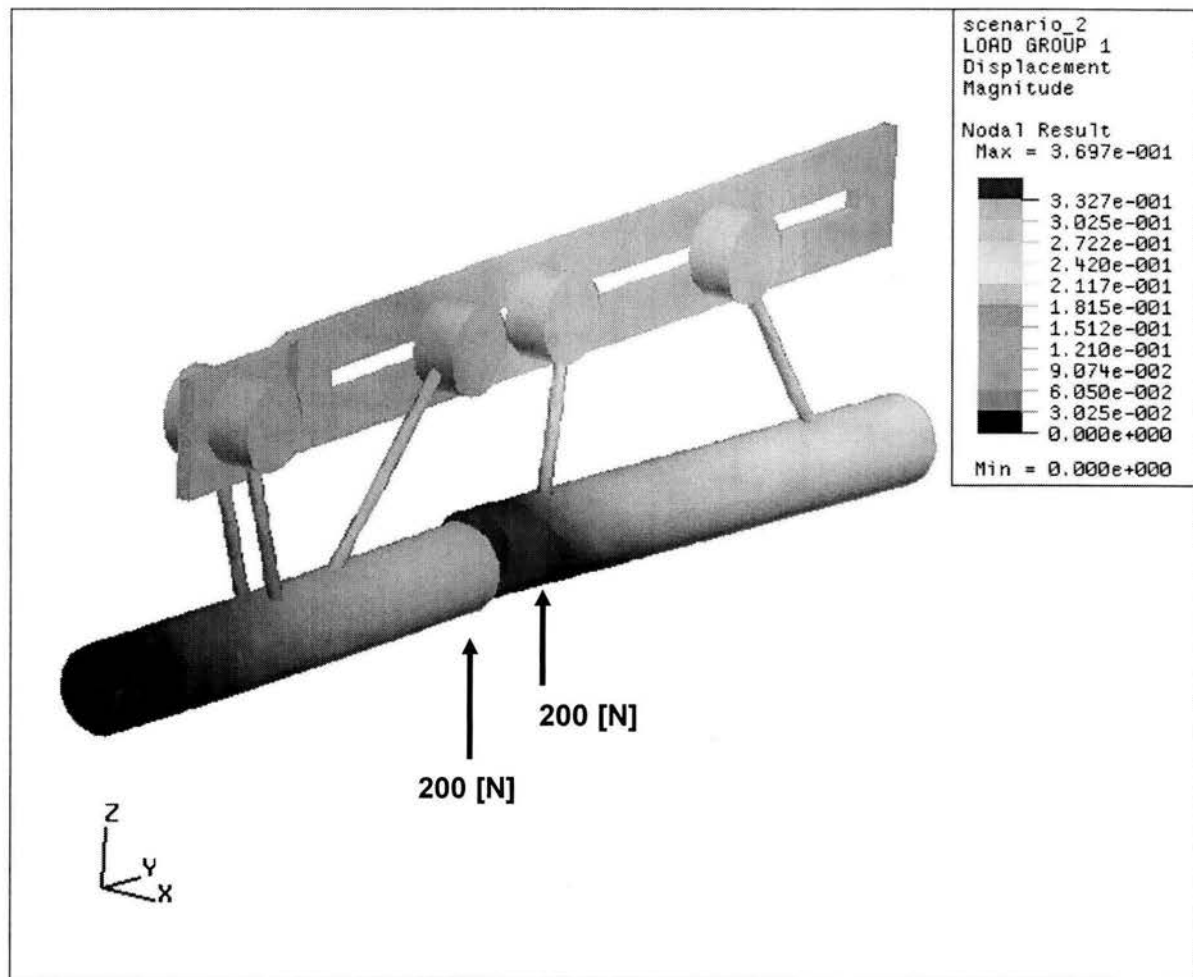


Figura 4.1. Deflexión resultante del sistema hueso-fijador en posición de carga medial-lateral.

En este análisis se fijan ambos extremos del sustituto de hueso, mientras se aplica una carga de 400 N en forma simétrica con dirección paralela a los clavos de sujeción.

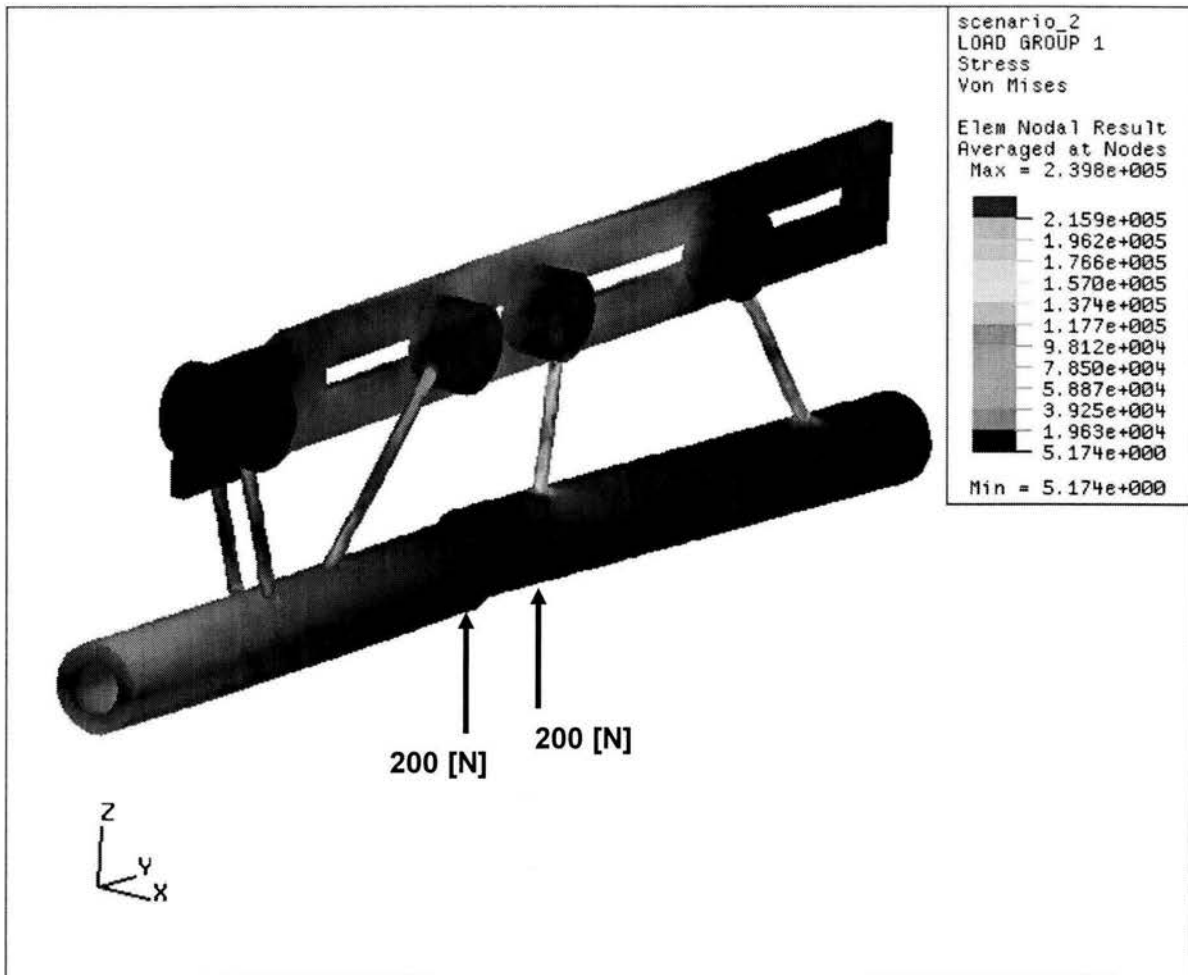


Figura 4.2. Esfuerzos resultantes al aplicar la carga en el sistema hueso-fijador en posición de carga medial-lateral.

En la figura 4.2 se observa el comportamiento de los esfuerzos en el sistema de fijación para las condiciones a las que se aplica la carga de 400 N, así como la dirección de su aplicación.

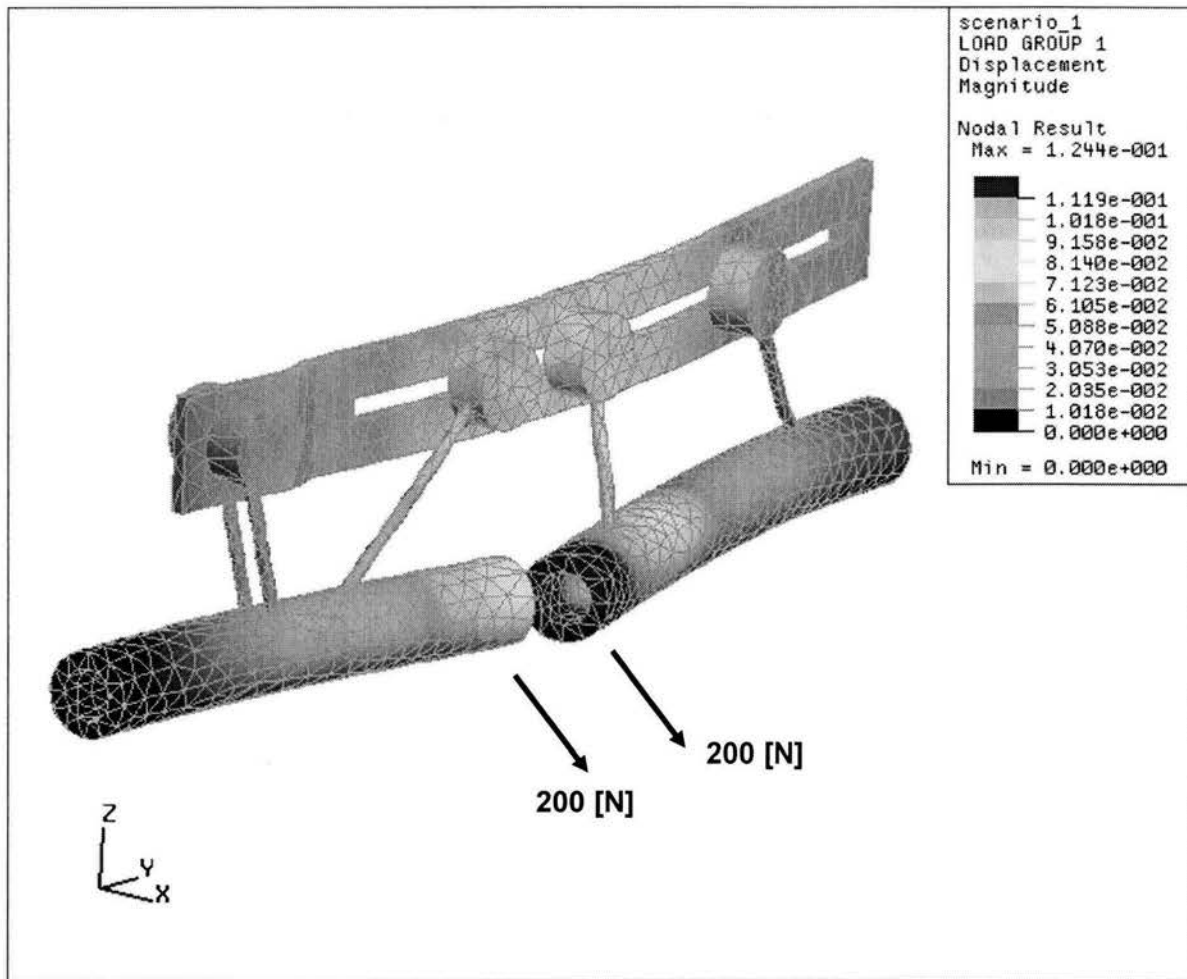


Figura 4.3. Deflexión resultante del sistema hueso-fijador en posición de carga antero-posterior.

El análisis realizado para el caso en donde se aplica la carga en posición antero-posterior, presenta las mismas condiciones del análisis anterior, se fijan los extremos del sustituto de hueso y se aplica una carga simétrica en ambos extremos, en dirección perpendicular a la posición de los clavos como se observa en la figura 4.3.

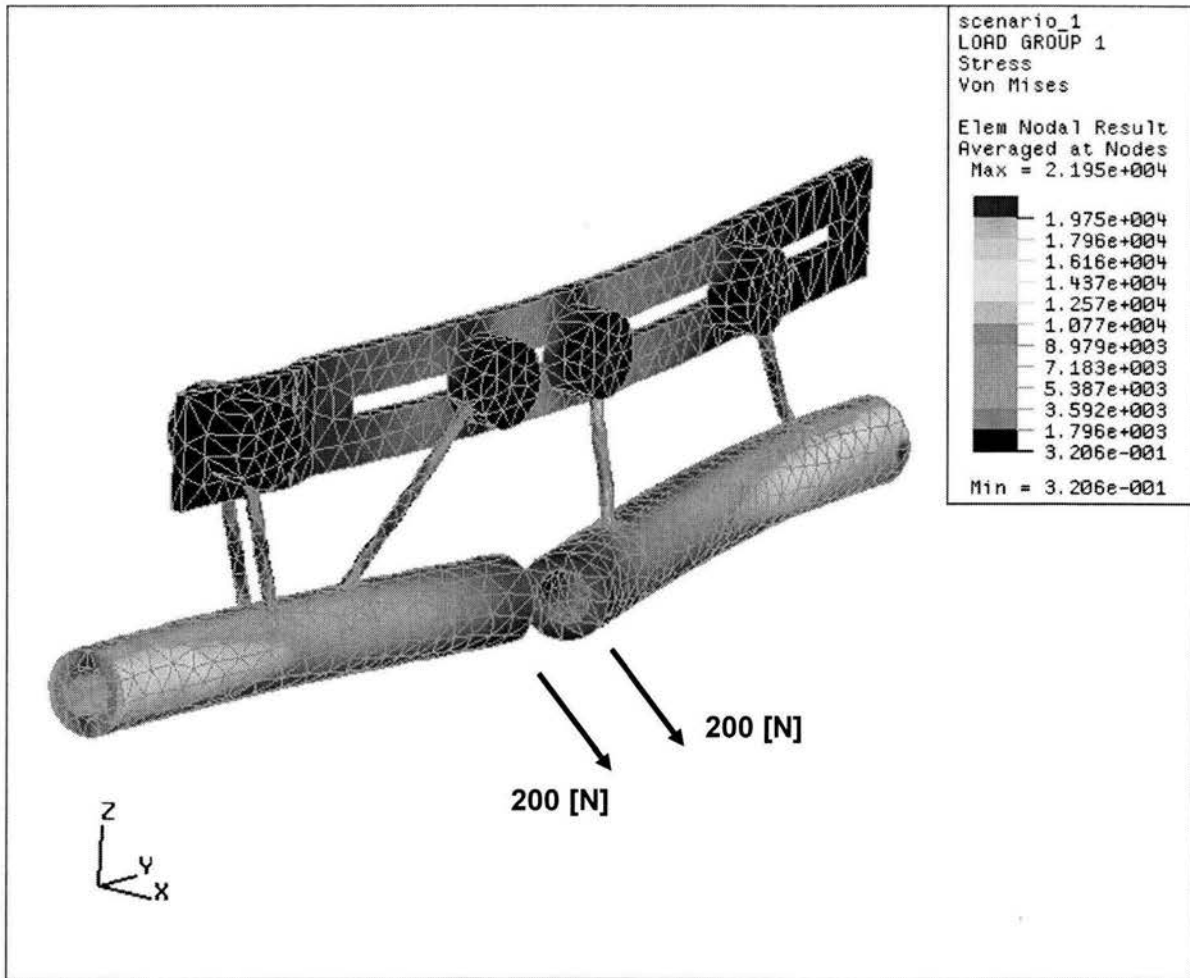


Figura 4.4. Esfuerzos resultantes del sistema hueso-fijador en posición de carga antero-posterior.

La figura 4.4, representa el comportamiento de los esfuerzos resultantes al aplicarse la carga de 400 N en el dispositivo de fijación.

Análisis de Torsión.

La configuración del sistema hueso-fijador que se utiliza en este análisis, es la misma que en los análisis de flexión. Para este caso, se fija uno de los extremos del hueso y se le aplica un par $T = 25 \text{ [N*m]}$ para inducir la torsión.

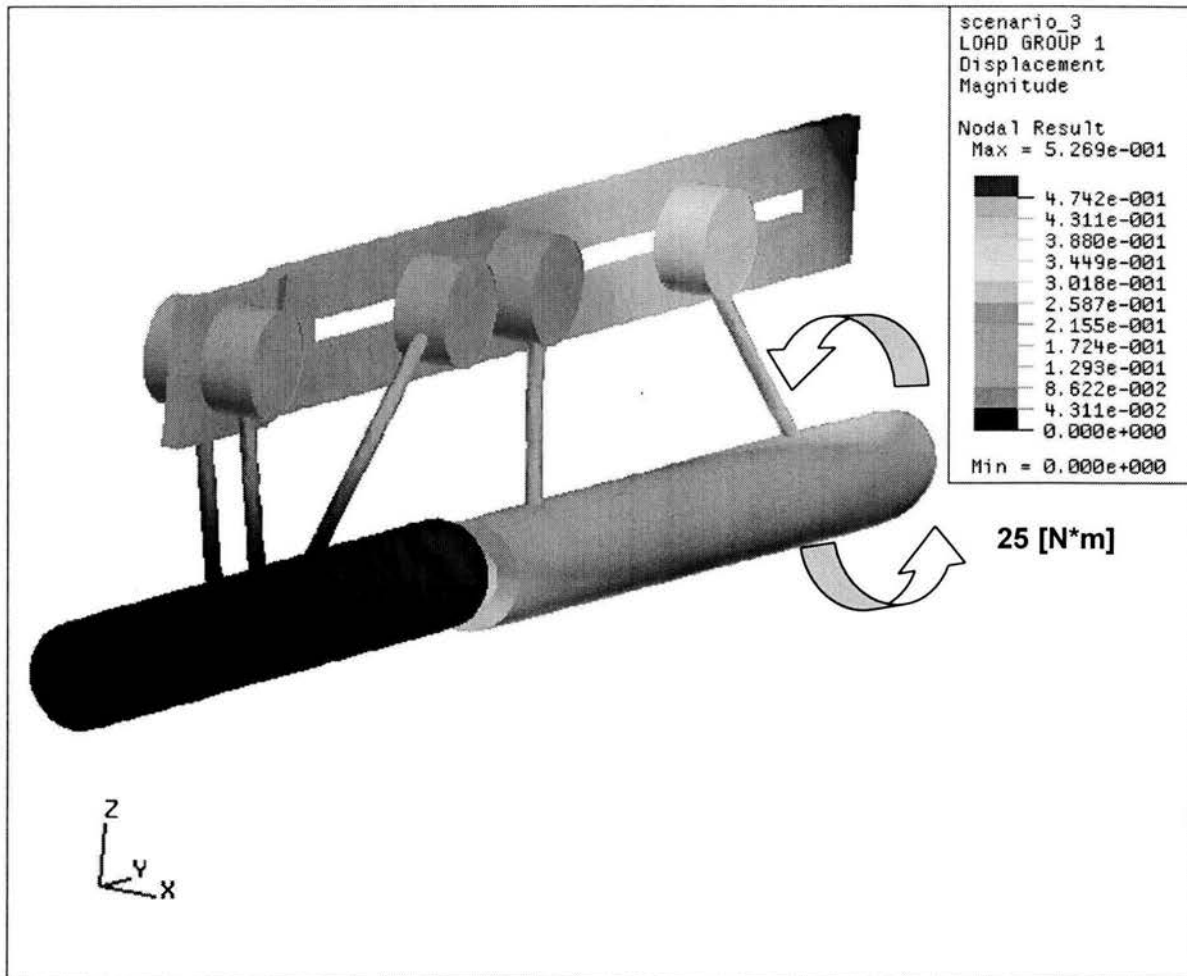


Figura 4.5. Deflexión del sistema barra fijador bajo el efecto de un par.

Las figuras 4.5 y 4.6 muestran los resultados de el desplazamiento y los esfuerzos resultantes del sistema de fijación, después de restringirse el movimiento de un extremo del sustituto de hueso y aplicarse en el otro el par torsional.

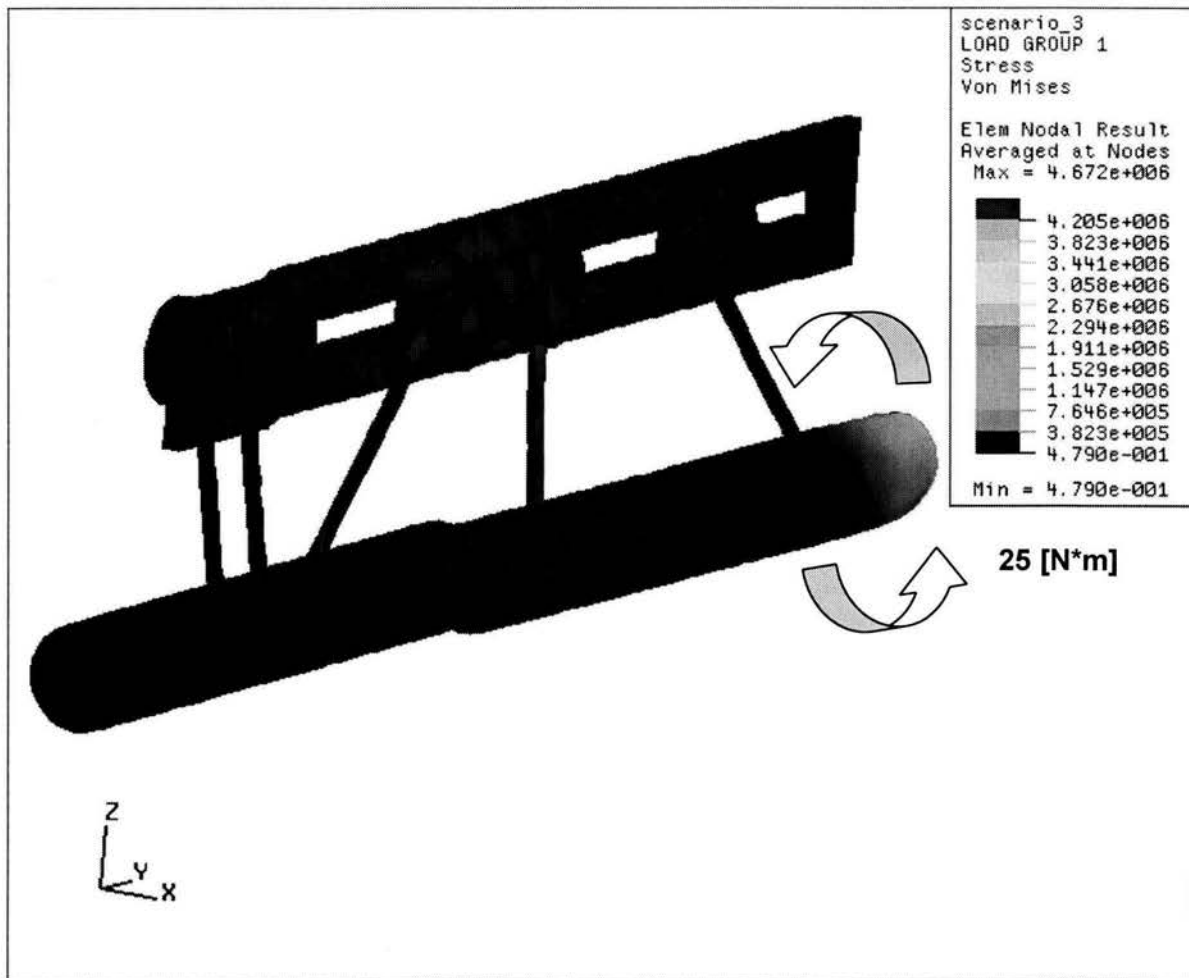


Figura 4.6. Esfuerzos resultantes bajo el efecto de un par.

4.1.1 Análisis de resultados.

El análisis de los resultados del apartado anterior, se desarrolla a continuación para cada una de las posiciones en las que fue aplicada la carga.

Análisis de esfuerzos y deflexión en posición medial-lateral.

Deflexión.

La aplicación de cargas en posición medial-lateral (Figura 4.1) produce una deflexión máxima en el extremo donde está colocado el clavo perpendicular cercano a donde se aplica la carga, mientras que en el extremo contrario, la forma trapezoidal en que están dispuestos los clavos ayuda a proveer una mayor rigidez estructural.

Esfuerzos.

Después del análisis realizado para el caso anterior, se parte que el mayor esfuerzo se presenta en la zona de mayor deflexión (Figura 4.2), específicamente en la base del clavo en posición perpendicular al hueso, a diferencia de las otras zonas donde se ubican los demás clavos.

Análisis de esfuerzos y deflexión en posición antero-posterior.

Deflexión.

La deflexión resultante de la carga aplicada, es mayor en la sección del fijador donde se encuentra el clavo perpendicular al hueso (Figura 4.3), así como en la región de en medio del tutor, con esta evaluación, se observa de nuevo que el extremo del dispositivo de fijación donde se encuentra el sistema trapezoidal establece una mayor rigidez, pero menor en comparación con la posición medial-lateral, esto se debe a que los clavos se encuentran en tensión y tienen un mayor brazo de palanca a diferencia del análisis en posición medial-lateral donde los clavos se observa que están sujetos a compresión y su brazo de palanca es mucho menor.

Esfuerzos.

El mayor esfuerzo se presenta en la zona de mayor deflexión (Figura 4.4), el clavo perpendicular al hueso es la región que exhibe esta situación, es decir, en el extremo base que se une al fijador y el extremo base que se une al hueso, en las demás zonas pueden observarse de manera aislada los esfuerzos que se ejercen en los clavos que se ubican en el tutor externo.

Análisis de torsión.

Este análisis se realizó fijando un extremo del sustituto de hueso y aplicando directamente el par torsional en el extremo opuesto.

Deflexión.

El mayor desplazamiento ocurre en la dirección donde es aplicado el par torsional (Figura 4.5), y esto es lógico, tomando en cuenta que el par es aplicado en el segmento que no ofrece la mayor rigidez estructural del sistema.

Esfuerzos.

Puede observarse que los mayores esfuerzos se encuentran en la zona de aplicación del par torsional, los resultados obtenidos (Figura 4.6), no muestran un comportamiento real en el análisis del sistema de fijación, este debería presentar el esfuerzo máximo en la línea media del cuerpo del fijador, y en la región de los clavos donde se encuentra la torsión.

Referencias

1. Elfick AP, Bedi G, Port A, Unsworth A. Design and validation of a surrogate humerus for biomechanical testing. *Journal of Biomechanics* 2002; 35: 533-536.

Conclusiones.

Evaluación general de los resultados del trabajo de tesis.

Con base en los resultados obtenidos se puede concluir que el diseño se hizo de manera satisfactoria, pues se cumplieron en su totalidad las características deseadas en el dispositivo de fijación.

- Ligero
- Mínimo de piezas y procesos de manufactura simples
- Ajustable (permite la angulación y ajuste longitudinal de los clavos, para unir y ayudar de la manera más conveniente a la formación del callo en el hueso y en consecuencia a su consolidación)
- Fácil de colocar
- Alineación estable (rigidez)
- Mínimo de herramientas en su colocación

Además, los resultados obtenidos en los análisis de este trabajo, fueron comparados con los valores experimentales de un prototipo del Centro Nacional de Rehabilitación (CNR).

Resultados en el ensayo de flexión en posición medial-lateral.

Desplazamiento [mm]	Carga [kN]
1.335	0.4000

Tabla 1. Diseño del CNR.

Desplazamiento [mm]	Carga [kN]
0.0894	0.4000

Tabla 2. Diseño propuesto.

Resultados en el ensayo de flexión en posición antero-posterior.

Desplazamiento [mm]	Carga [kN]
7.571	0.4000

Tabla 3. Diseño del CNR.

Desplazamiento [mm]	Carga [kN]
2.700	0.4000

Tabla 4. Diseño propuesto.

Resultados en el ensayo de torsión.

Desplazamiento angular [grados]	Par máximo [N-m]
31.9	23

Tabla 5. Diseño del CNR.

Desplazamiento angular [grados]	Par máximo [N-m]
0.502	25

Tabla 6. Diseño propuesto.

Se observa que los resultados obtenidos al evaluar el diseño propuesto poseen una mejora sustancial.

Cabe mencionar que el análisis de fuerzas y resistencia realizado en el capítulo 3 es un caso particular de las diferentes soluciones que se pueden obtener al variar las longitudes a las que se sitúan los clavos que sujetan el hueso, y en consecuencia de la variación de esfuerzos que afectan al fijador para cada caso, los cuales son motivo de otro estudio.

El sistema de fijación externa posee ciertas ventajas con respecto a otros medios de fijación, por ejemplo: el *clavo intramedular* no provee estabilidad rotacional y las operaciones para retirarlos después de haber cumplido su objetivo son complicadas, tardadas y dolorosas, las *placas de unión* producen larga exposición en la cirugía, daño nervioso, infección y la desperiostización en el hueso.

El diseño generado en este trabajo no está fabricado aún, pero se planea realizar su manufactura para posteriormente hacer pruebas in vivo con pacientes y así observar su funcionamiento mecánico real en servicio.

Por último debo expresar que el desarrollo de este trabajo plateó conceptos muy interesantes en el sentido de que involucra dos ramas del conocimiento imprescindibles: *la medicina y la ingeniería*, que en algún tiempo parecía polos opuestos, pero que en realidad tienen más similitudes que diferencias. El cuerpo humano es el más grande mecanismo existente, involucrando procesos biológicos, químicos, eléctricos y mecánicos, todos juntos a la vez, lo que conduce a un gran reto que propicia el estudiar y generar ideas que permitan ayudar a cubrir las necesidades especiales de algunos miembros de la sociedad.