



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
FACULTAD DE MEDICINA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA
DR ERNESTO RAMOS BOURS

T E S I S

**USO DE CINCHOS DE NYLON COMO PROTECCIÓN EN REDUCCIÓN DE
FRAGMENTOS ÓSEOS EN HUESOS LARGOS**

QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA

PRESENTA:

Gustavo Orestes Ornelas Hernández

TUTOR PRINCIPAL DE TESIS: Dr. David Lomeli Zamora

Hospital General del Estado de Sonora

COMITÉ TUTOR: Dr. Juan Pablo Contreras Félix

Hospital General del Estado de Sonora

Dr. Jaime Castillo Benavides

Hospital General del Estado de Sonora

M.C. Nohelia G. Pacheco Hoyos

Hospital General del Estado de Sonora

Dr. José Manuel Serrano Bon

Hospital General del Estado de Sonora

Hermosillo Sonora; septiembre de 2021



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.

**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS
VOTO APROBATORIO DEL COMITÉ DE TESIS**

Hermosillo Sonora a 22 de Septiembre del 2021

**DR. JORGE RUBÉN BEJAR CORNEJO
DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN; HOSPITAL GENERAL DEL
ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS**

A/A: COORDINACIÓN DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

Por medio de la presente hacemos constar que hemos revisado el trabajo del médico residente de **cuarto** año: **Gustavo Orestes Ornelas Hernández** de la especialidad de **Ortopedia**. Una vez revisado el trabajo y tras la evaluación del proyecto por medio de seminarios hemos decidido emitir nuestro **voto aprobatorio** para que el sustentante presente su investigación en su defensa de examen y pueda continuar con su proceso de titulación para obtener su grado de médico especialista.



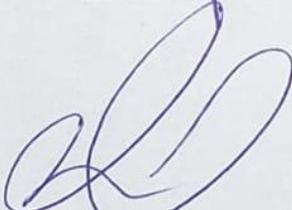
**David Lomeli Zamora
Tutor principal**



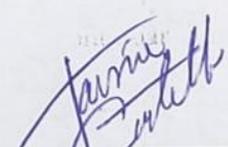
**Juan Pablo Contreras Felix
Asesor de Tesis**



**Nohelia Pacheco Hoyos
Asesor de tesis**



**Jose Manuel Serrano Bon
Asesor de tesis**



**Jaime Castillo Benavides
Asesor de tesis**

DEDICATORIA

A MI FAMILIA POR SER MI BASE, QUIENES CONFORMAN LOS CIMIENTOS EN MI FORMACIÓN Y DESARROLLO, BRINDÁNDOME LOS VALORES Y HERRAMIENTAS NECESARIAS PARA IMPULSARME INTENTANDO SIEMPRE OFRECER UNA MEJOR VERSIÓN DE MÍ MISMO.

A MIS MAESTROS, QUIENES HOY CONSIDERO MIS AMIGOS, QUE CADA DÍA ME HAN GUIADO A NO CONFORMARME CON MENOS QUE LA EXCELENCIA, QUIENES ME HAN MOSTRADO EL MAXIMO NIVEL DE COMPROMISO, TENIENDO LA DICHA DE TENER UN APRENDIZAJE AFECTIVO BASADO EN EVIDENCIA CIENTIFICA, TENIENDO COMO META BRINDAR LA MEJOR ATENCION A EL PACIENTE.

A TODOS AQUELLOS QUE EN ALGUN MOMENTO HEMOS PODIDO COINCIDIR EN ESTA ETAPA, POR APORTAR SENTIDO MAS ALLA DE LO PROFESIONAL, GENERANDO QUE PUEDA RECONOCER QUE ESTE VIAJE LLAMADO VIDA HA SIDO BUENO.

INDICE

| | |
|---|----|
| RESUMEN | 5 |
| INTRODUCCIÓN | 6 |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN | 8 |
| OBJETIVOS | 10 |
| OBJETIVO GENERAL | 10 |
| OBJETIVOS PARTICULARES | 10 |
| HIPÓTESIS CIENTÍFICA | 11 |
| MARCO TEÓRICO | 12 |
| MATERIALES Y MÉTODOS | 32 |
| RESULTADOS Y DISCUSIÓN | 37 |
| CONCLUSIONES | 39 |
| LITERATURA CITADA | 40 |

RESUMEN

Las fracturas de huesos largos tienen diversas configuraciones en sus trazos, dadas por las fuerzas a las que se somete el hueso, desplazándose por la acción de las inserciones musculares en su porción tendinosa. Mismas que en numerosas ocasiones requieren tratamientos quirúrgicos que tienen como meta restablecer la anatomía, para así recuperar el máximo grado de función normal posible. Lo anterior es posible realizarse con diferentes métodos de osteosíntesis en los que, de tener una fractura multifragmentada, oblicua larga o espiroidea requerirán de una aumentación secundaria a el implante de osteosíntesis primaria. Este trabajo plantea como objetivo la utilización de cerclaje de fragmentos óseos en huesos largos de 21 pacientes de Hospital General de Estado de Sonora durante 1.5 años, con cinchos de nylon (cable tie), con el principio de protección, en los que se dio seguimiento valorando la biocompatibilidad de estos y las consecuencias de su colocación en tejidos blandos y la consolidación ósea.

INTRODUCCIÓN

Una fractura, ya sea de un hueso, es simplemente una rotura estructural de su continuidad. Para comprender por qué y cómo se rompe un hueso, debe conocerse la naturaleza física del propio hueso, así como la naturaleza de las fuerzas físicas necesarias para romperlo. La fuerza causal de una fractura puede ser un traumatismo directo o contusión sobre el hueso a causa de un objeto afilado u obtuso que fractura el hueso en el lugar del impacto, o bien, un traumatismo indirecto, en el que la fuerza inicial se transmite indirectamente a través de una o varias articulaciones hasta el hueso afectado, que se fractura a cierta distancia del lugar del impacto. Todas las fracturas del segmento diafisario pueden ser “simples” (tipo A) o “Multifragmentarias” Las fracturas multifragmentarias son o bien fracturas en “cuña” (tipo B) o fracturas “complejas” (tipo C) (Ruedi, 2002).

Este trabajo toma las fracturas multifragmentarias como base para la experimentación con cerclajes plásticos de fragmentos óseos diafisarios de los huesos largos, bajo el principio de protección (neutralización). Dicho principio se define como el uso de implantes agregados a una osteosíntesis insuficiente y que actúan de manera distinta y que tiene como objetivo complementar una osteosíntesis insuficiente para evitar su falla.

El principio de protección en este trabajo está dado por el cerclaje, que habitualmente se realiza con alambres de acero inoxidable flexibles que se aplican sobre la superficie externa del hueso y, al tensarse, proporcionan una mayor estabilidad entre los fragmentos. Nunca pueden ser usados como único método de fijación. Están indicados en fracturas oblicuas largas, espiroideas y en determinadas fracturas conminutas o múltiples o como un método de fijación auxiliar en clavos intramedulares, fijadores externos y placas de osteosíntesis.

La utilización de cerclajes alámbricos en la reducción y estabilización de fragmentos óseos, constituye una técnica quirúrgica muy frecuente en cirugía ortopédica y traumatología. En este trabajo se aplica este principio con la modificación de realizarse con cinchos de nylon, material habitualmente usado en suturas. Estos son normalmente es bien tolerado, buscando obtener el resultado deseado, manteniendo la reducción de fragmentos, evitando antigenicidad, infecciones superficiales y/o profundas, la aparición de fistula, así como lograr obtener una consolidación ósea en el tiempo esperado para cada hueso largo.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN

El mantenimiento de la reducción de fragmentos óseos en las fracturas de huesos largos, en numerosas ocasiones representa una dificultad a pesar de haber colocado un implante de osteosíntesis que cumpla con los principios biomecánicos. A través de la historia se han utilizado diversos métodos de apoyo en los que principalmente se usan clavillos, tornillos o alambre; siendo este último el de mayor uso a través de un método llamado cerclaje. Sin embargo, presenta como inconveniente el riesgo de daño a la circulación ósea por la fuerza tensil circunferencial aplicada, necrosis del segmento óseo, la dificultad en su colocación y en el adecuado entorchado, el riesgo de aparición de fistulas, dehiscencia de heridas, exposición de material y sensación de cuerpo extraño, infección del sitio quirúrgico, así como la necesidad de reintervención para retiro del material. La anterior problemática nos ha conducido a la búsqueda de nuevos métodos bio compatibles que cumplan con características favorables hacia la adecuada circulación de los tejidos, que tengan una baja dificultad en su técnica de colocación, así como un costo accesible.

Habitualmente se utilizan herramientas provisionales de reducción de fragmentos óseos tales como pinzas. Sin embargo, surge la necesidad de colocar un implante que mantenga esa reducción y que no interfiera con el adecuado cierre de las heridas. Razón por la cual se han encontrado materiales con baja antigenicidad y que además cumpla con lo dicho en el párrafo anterior. Esto tiene como consecuencia la realización de este trabajo donde se ha evaluado una selección de cinchos de Nylon (Cable Wires) para realizar un cerclaje que además de mantener la reducción de fragmentos óseos, pueda establecerse sin la necesidad de retirarse transquirúrgicamente. Al estar hechos de Nylon permite que el sistema inmune no los reconozca y esto se traduzca en una baja respuesta, como sucede con las suturas de este

mismo material, comúnmente utilizadas para reparación de tendones y cierre de las heridas en su capa más superficial. Así mismo, al estar conformados con una cara dentada y un candado son de fácil colocación ya que no requiere realizar entorchado, son de fácil colocación por la gran flexibilidad, adecuada fuerza de máximo 55 kilos en promedio. Esto permite el adecuado mantenimiento de la reducción de los fragmentos óseos, con bajo riesgo de interrupción de la circulación perióstica o necrosis del segmento óseo.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Evaluar los beneficios de la utilización de cinchos de Nylon como protección de reducción de fragmentos óseos.

OBJETIVOS PARTICULARES

-Valorar los resultados post quirúrgicos inmediatos, así como seguimiento y evolución de los pacientes.

-Evaluar las complicaciones presentadas secundarias a el uso de los cinchos de Nylon.

HIPÓTESIS CIENTÍFICA

Se espera encontrar que la aplicación de cerclaje con cinchos de Nylon como protección de reducción de fragmentos óseos en fracturas multifragmentadas de huesos largos sometidos a solicitaciones fisiológicas muestre como resultado una adecuada consolidación.

Las Fracturas se clasifican de acuerdo con su localización, extensión, configuración, relación de los fragmentos de la fractura entre sí, relación de la fractura con el entorno externo y, finalmente, presencia o ausencia de complicaciones.

MARCO TEÓRICO

1.- Fractura

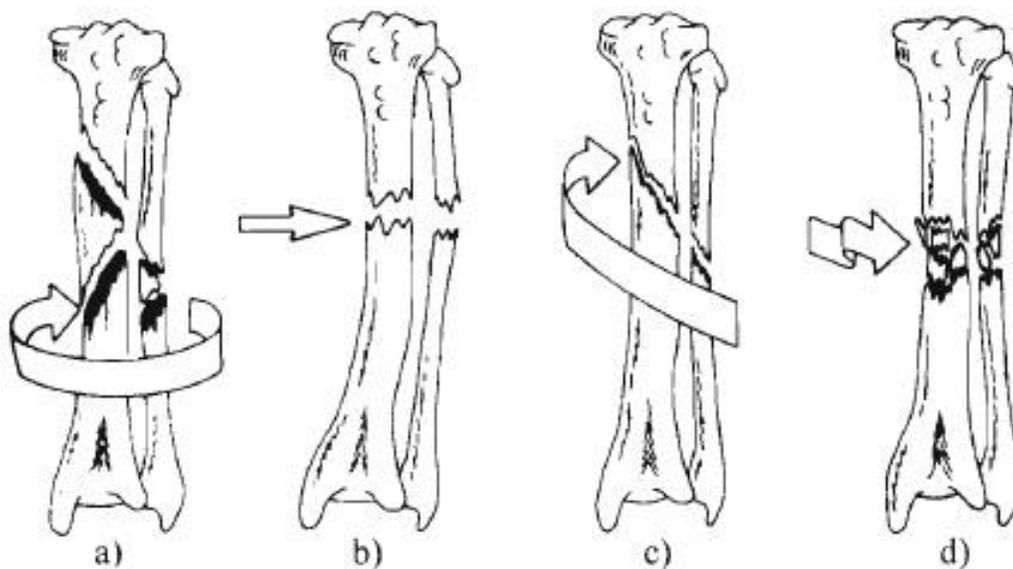
Una fractura, ya sea de un hueso, una placa epifisaria o una superficie articular cartilaginosa, es simplemente una rotura estructural de su continuidad. Para comprender por qué y cómo se rompe un hueso, debe conocerse la naturaleza física del propio hueso, así como la naturaleza de las fuerzas físicas necesarias para romperlo. El hueso vivo normal no es del todo rígido, sino que tiene cierto grado de elasticidad o flexibilidad y es capaz de doblarse ligeramente.

El hueso cortical, como estructura, puede soportar fuerzas de compresión y cizallamiento mejor que fuerzas tensionales. De hecho, la mayoría de las fracturas representan un fallo del hueso causado por tensión, ya que este es arrancado o roto por las fuerzas de tensión que se originan al ser sometido a flexión, torsión o tracción. Por lo tanto, una fuerza de flexión (anguladora) provoca que un hueso largo se curve ligeramente y, si la fuerza es lo bastante grande, produce de repente un fallo por tensión casi explosivo del hueso en el lado convexo de la curva.

Habitualmente el fallo se extiende a través de todo el hueso y causa una fractura transversal o una fractura oblicua. En consecuencia, una fuerza anguladora puede ocasionar un fallo por tensión en el lado convexo de la curva y solo una incurvación en el lado cóncavo: fractura en tallo verde. Una fuerza de giro (torsional, rotacional) origina un fallo por tensión en espiral en un hueso largo y produce una fractura espiroidea. Una fuerza de tracción brusca y directa, ejercida sobre un hueso pequeño (como la rótula) o sobre una parte de un hueso (como el maléolo medial de la tibia) a través de los ligamentos insertados o de las inserciones

musculares, también puede producir un fallo por tensión del hueso y dar lugar a una fractura por avulsión.

La fuerza causal de una fractura puede ser un traumatismo directo o contusión sobre el hueso a causa de un objeto afilado u obtuso que fractura el hueso en el lugar del impacto. Mas a menudo, la fuerza causal es un traumatismo indirecto, en el que la fuerza inicial se transmite indirectamente a través de una o varias articulaciones hasta el hueso afectado, que se fractura a cierta distancia del lugar del impacto.



Fuerzas a las que el hueso se somete y la fractura resultante, imagen tomada de: Salter Bruce, Trastornos y lesiones del sistema musculoesquelético, 3ra Edición, Barcelona

La infinita variedad y trascendencia de cada una de las fracturas requiere el empleo de términos calificativos de manera que una determinada fractura sea descrita con precisión. Estos términos tienen gran importancia clínica porque indican la naturaleza del problema

clínico y el tipo de tratamiento que necesitara. Por consiguiente, una fractura se describe de acuerdo con su localización, extensión, configuración, relación de los fragmentos de la fractura entre sí, relación de la fractura con el entorno externo y, finalmente, presencia o ausencia de complicaciones (Salter, 2001).

2.- clasificación de las fracturas

El principio fundamental de esta clasificación es la división de todas las fracturas de cualquier segmento óseo en tres tipos y la consiguiente subdivisión en tres grupos y sus subgrupos, así como su disposición en un orden ascendente de gravedad de acuerdo con la complejidad morfológica de la fractura, las dificultades inherentes a su tratamiento y su pronóstico.

La única característica de este sistema de división es que sus principios y la clasificación misma no se basan en las características regionales del hueso y los patrones de la fractura ni tampoco en la convención de utilización o popularidad de epónimo. Estos principios son genéricos y se aplican a todo el esqueleto. La filosofía que guía la clasificación es que esta última vale la pena sólo si ayuda en la evaluación del razonamiento del tratamiento y en la evaluación de sus resultados.

¿Qué tipo?... ¿Qué grupo?... ¿Qué subgrupo?... Estas tres preguntas y las tres respuestas posibles a cada una son la clave de la clasificación. Los tres tipos se denominan A, B, y C. Cada tipo a su vez se divide en 3 Grupos: A1, A2, A3; B1, B2, B3; C1, C2, C3. De esta forma obtenemos un total de 9 grupos. Ya que cada grupo se subdivide a su vez en 3 subgrupos, denominados con un número .1, .2, .3, por lo que hay un total de 27 subgrupos por cada segmento. Los subgrupos representan las 3 variaciones características dentro del grupo.

Los grupos y subgrupos de cada uno también están organizados en orden ascendente de gravedad. Esta organización de las fracturas en la clasificación en un orden ascendente de gravedad introdujo gran significación clínica en el reconocimiento de un tipo de fractura. Los colores Verde, Naranja y Rojo, así como las flechas de ensombrecido gradual, indican el aumento de la gravedad: A1 indica el tipo de fractura más simple con el mejor pronóstico y C3 la fractura más difícil con el peor pronóstico. De esta forma, una vez que se ha clasificado la fractura y se ha establecido su gravedad, se obtienen las pautas sobre el mejor tratamiento posible. El diagnóstico de una fractura se obtiene a partir de una combinación de su localización anatómica y sus características morfológicas.

3.- La localización anatómica.

La clasificación contiene una codificación alfanumérica. El primer paso es designar dos números, uno para el hueso y otro para su segmento. El cúbito y el radio, la tibia y el peroné se consideran como un solo hueso cada par. Por lo tanto, tenemos cuatro huesos largos.

1= húmero, 2= radio/cúbito, 3= fémur, 4= tibia/peroné.

Cada hueso largo está dividido en 3 segmentos: el segmento proximal, el segmento diafisario y el segmento distal. Por lo que considera que un hueso largo tiene un segmento diafisario y dos extremos. El segmento maleolar es una excepción y se clasifica como un cuarto segmento de la tibia/peroné (44-). Por lo tanto, los segmentos de un hueso largo se designan mediante números:

1= proximal, 2= central y 3= distal.

Cada uno de los segmentos proximal y distal de los huesos largos se definen mediante un cuadrado cuyos lados tienen la misma longitud que la parte más ancha de la epífisis (Excepciones 31- y 44-)

TIPOS DE FRACTURA



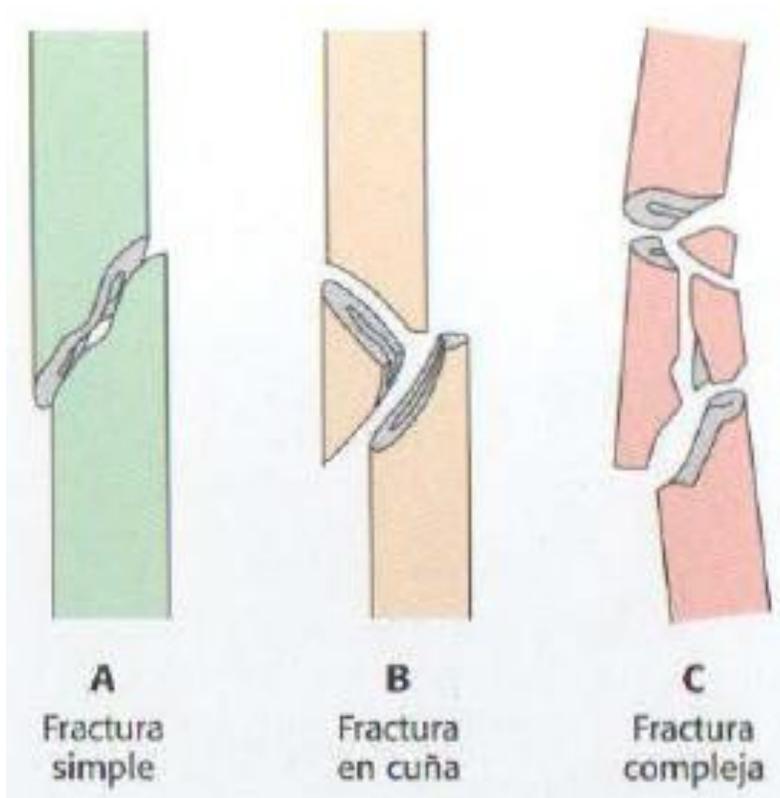
Imagen tomada de Thomas P. Ruedi, Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas, España, 2002

Normalmente, un hueso largo se divide en dos segmentos epifisarios, dos metafisarios y un segmento diafisario. En esta clasificación la metafisis y la epífisis se consideran como un solo segmento porque la morfología de la fractura en la metafisis influirá en el tipo de tratamiento y en el pronóstico de la fractura articular. Para determinar los límites entre los segmentos diafisario, proximal y distal, se aplica el sistema de los cuadrados mencionados anteriormente.

Antes de que una fractura pueda ser asignada a un segmento, se debe determinar su punto central. En una fractura simple, el centro de la fractura está al nivel de la parte más ancha de la cuña. En una fractura compleja, el centro sólo puede determinarse después de llevar a cabo la reducción. Cualquier fractura asociada con un componente articular desplazado se clasifica como una fractura articular. Si la fractura se asocia sólo con una fisura no desplazada que llega a la articulación, se clasifica como metafisaria o diafisaria dependiendo de dónde esté su centro.

4.- Los tipos de fractura.

Todas las fracturas del segmento diafisario pueden ser “simples” (tipo A) o “Multifragmentarias” Las fracturas multifragmentarias son o bien fracturas en “cuña” (tipo B) o fracturas “complejas” (tipo C).



Clasificación de las fracturas, huesos, segmentos, grupos y subgrupos, Imagen tomada de Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas Thomas P. Ruedi 2002

En los segmentos proximal y distal son o bien “extraarticulares” (tipo A) o bien “articulares”. Las fracturas “articulares” a su vez pueden ser “articulares parciales” (tipo B) o “articulares complejas” (tipo C) (Ruedi, 2002).

Existen tres excepciones:

El húmero proximal: (A = extrarticular unifocal, B = extrarticular bifocal y C = articular.

El fémur proximal: A = región trocantérea, B = cuello, C =cabeza.

El segmento maleolar: A = infrasindesmal , B = transindesmal, C = suprasindesmal.

Todas las fracturas pueden ser simples o multifragmentarias.

Simple: Término utilizado para describir una fractura circunferencial única de la diáfisis o de la metáfisis, o una ruptura simple de una superficie articular. Las fracturas simples de la diáfisis o de la metáfisis pueden ser espiroideas, oblicuas o transversas.

Multifragmentaria: Término utilizado para describir cualquier fractura con uno o más fragmentos intermedios completamente separados. En los segmentos diafisario y metafisario incluye las fracturas con tercer fragmento en cuña y las complejas. Los términos cuña y compleja se utilizan sólo para las fracturas diafisarias y metafisarias.

5.- Biomecánica.

Biomecánica es la aplicación de las leyes de la mecánica en los seres vivos. Por lo tanto, la biomecánica abarca todas las acciones que se ejercen sobre la estructura de soporte del cuerpo, las cargas, los esfuerzos y la respuesta a los mismos, así como las deformaciones plástica y elástica, con sus consecuencias y efectos a corto, mediano y largo plazo. De igual manera, estudia el movimiento del cuerpo en el espacio, la marcha, carrera, salto, entre otros. También contempla el comportamiento de los implantes, el organismo en el cual se aplican, los mecanismos de lesión con sus características y la cinética del traumatismo (entendiendo como cinética las fuerzas que producen o detienen el movimiento, 1,2 mientras que el movimiento como tal es estudiado por la cinemática); por consiguiente, tiene una amplísima gama en cuanto a conceptos e implicaciones.

Es importante la comprensión de las bases bajo las que funcionan y se aplican los implantes para el tratamiento de las fracturas, es decir, en la osteosíntesis. Definición de principio biomecánico en osteosíntesis: es la forma en la cual funcionan o interactúan el o los implantes

y el hueso en el cual son aplicados para el tratamiento quirúrgico de las fracturas. El término «osteosíntesis» fue utilizado por primera vez por Albin Lambotte, quien lo acuñó en el año de 1907. Lambotte menciona en su libro Tratamiento operatorio de las fracturas que la osteosíntesis es la reducción de la fractura y su fijación con implantes metálicos, y describe tres etapas, como se menciona a continuación:

I. La exposición de la lesión.

II. La reducción y fijación temporal de la fractura.

III. La fijación definitiva de la fractura y la sutura de las partes blandas.

Los ingenieros de la Fundación AO indujeron al ortopedista al análisis y conocimiento de la biomecánica, así como a su aplicación en el tratamiento de las fracturas, a tal grado que en la actualidad no puede concebirse a un ortopedista sin conocimientos biomecánicos (Ruedi 2002).

6.- Principios biomecánicos de osteosíntesis

Es muy importante considerar que una misma fractura puede ser tratada mediante diferentes principios biomecánicos; cada uno de ellos puede ser cumplido con distintos implantes, por lo que en osteosíntesis primero debe ser elegido el principio biomecánico y después el implante apropiado que cumpla con este. Por ello, ningún principio biomecánico deberá llevar implícito un implante específico en su nombre, definición u objetivo, ya que son principios genéricos aplicables a cualquier fractura y a diferentes implantes. Por lo tanto, cualquier implante, de cualquier marca o diseño, aplicado correctamente, cumple con un principio biomecánico.

7.- Definición y objetivos de los principios biomecánicos

A) Compresión Definición: Es la carga que produce el cirujano entre fragmentos óseos mediante la utilización de uno o más implantes. Objetivo: Dar estabilidad entre los fragmentos de una fractura mediante el incremento de la fricción en sus superficies de contacto.

La compresión puede realizarse mediante diferentes implantes y, de acuerdo con la dirección del trazo y la aplicación del o los implantes, se divide en dos tipos: 1. Compresión transversal. Es la que se refiere a la carga que se ejerce en sentido perpendicular al eje longitudinal del hueso. Se define como transversal porque la fuerza resultante será la suma vectorial entre la acción del tornillo y las fuerzas propias a la inclinación del trazo de fractura, como se describe en el capítulo correspondiente. Indicaciones: Trazos oblicuos y helicoidales en metáfisis y diáfisis de huesos cortos y fíbula. Implantes: Principalmente tornillos y ocasionalmente placas, entre otros como cables o alambres.

B) Compresión axial. Es la que se ejerce en el sentido longitudinal del segmento del hueso afectado. La compresión es en el eje longitudinal de la diáfisis del hueso o de alguno de sus segmentos y puede realizarse utilizando un solo implante o más de uno. Indicaciones: Trazos transversales. Implantes: Placas rectas y especiales, tornillos, clavos y fijador externo.

C) Protección (neutralización) Definición: Es el uso de implantes agregados a una osteosíntesis insuficiente y que actúan de manera distinta. Objetivo: Complementar una osteosíntesis insuficiente para evitar su falla. Cabe mencionar que el término «osteosíntesis insuficiente» se refiere a la que puede ser estable al momento en que se aplica, como la compresión radial condicionada por tornillos que produce una estabilidad absoluta por

fricción, pero es insuficiente debido a la dinámica estructural del hueso y a la magnitud de los esfuerzos que se generan con la acción muscular y peso del cuerpo, por lo que requiere ser complementada con otro implante para evitar su falla. Indicaciones: Trazos susceptibles de compresión que sea insuficiente. Implantes: Placas rectas y especiales, clavillos, tornillos, fijadores y clavos endomedulares.

D) Tirante Definición: Es un implante tensado en la superficie convexa de un hueso con fractura transversal. Objetivo: Convertir las sollicitaciones de flexión sobre el hueso en esfuerzos de compresión en dirección axial en la fractura. La compresión de dirección axial condicionada por un tirante presenta dos modalidades, la compresión estática axial en la cortical adyacente al implante y la compresión dinámica axial en la cortical opuesta. La compresión dinámica axial, aunque es un comportamiento biomecánico, no se considera un principio biomecánico aislado, ya que es parte integral de otro principio, en este caso, del tirante; es más bien ocasionada por la fricción que se condiciona con el funcionamiento normal del segmento afectado al ejercerse cargas por el peso corporal, la función muscular o la combinación de ambos, como se demostrará en el capítulo correspondiente. Indicaciones: Trazos transversos en diáfisis o segmentos óseos curvos. Implantes: Placas rectas y especiales, clavillos con alambre, fijadores externos.

E) Sostén Definición: Implante que funciona como sustituto temporal de soporte óseo. Objetivo: Mantener una distancia cuando no existe soporte óseo. [Soporte óseo es cuando existe hueso capaz de soportar la carga de otro(s) fragmento(s) contiguo(s) sin sufrir deformidad plástica]. La falta de soporte óseo puede ser condicionada por la conformación de una fractura. Por ejemplo, un trazo multifragmentado, o un hundimiento. De acuerdo con la técnica utilizada por el cirujano, como sería en la osteosíntesis de mínima invasión con

placa (MIPO, por las siglas en inglés de minimally invasive percutaneous osteosynthesis), la fractura puede ser estabilizada. Sin embargo, no se produce carga entre los fragmentos y el implante actúa como sustituto de soporte óseo. Indicaciones: Fracturas sin soporte óseo, cualquier hueso, cualquier segmento. Implantes: Placas rectas y especiales, fijadores, tornillos, clavos endomedulares, alambres y clavillos.

F) Tutor Definición: Implante que alinea, estabiliza y guía a los fragmentos óseos a que contacten entre sí de manera dinámica y hacia la consolidación. Objetivo: Dirigir los fragmentos óseos de manera dinámica, propiciando carga axial entre ellos para lograr su consolidación. Generalmente se realiza con clavos intramedulares. La indicación precisa para la aplicación de este principio de forma aislada es la presencia de una fractura de trazo transversal dentro del istmo de la diáfisis ósea de huesos con carga ponderal. El hecho de estar contenido el implante dentro del hueso explica el alineamiento al no permitir desalojamientos de los fragmentos al chocar contra las corticales o el hueso esponjoso en los extremos, lo que también ofrece cierto y variado grado de estabilización, hablando de clavos endomedulares; sin embargo, puede asimismo actuar como tutor un fijador externo «dinamizado», es decir, una vez reducido y alineado el hueso, se desestabiliza de manera selectiva y controlada para permitir compresión axial entre fragmentos óseos, así como en la transportación o alargamiento óseo. Indicaciones: Trazos transversales en el istmo (tercio medio) de huesos de carga ponderal como fémur y tibia.

Implantes: Clavos endomedulares no bloqueados y fijadores externos. Es muy importante comprender que «clavo endomedular» no es sinónimo de «tutor», y «fijador externo» tampoco lo es: si el clavo es bloqueado de manera dinámica, está actuando como protección, ya que el clavo no bloqueado presenta inestabilidad en rotación, lo cual se elimina con el

bloqueo dinámico. Si el clavo está bloqueado de manera estática, estará actuando bajo el principio biomecánico de sostén, si no hay soporte óseo, es decir, en fracturas oblicuas o helicoidales largas y aquellas multifragmentadas. En cambio, si se condiciona compresión axial con cualquier mecanismo y se bloquea estático el clavo para mantener esa compresión, el principio biomecánico con el cual cumplen los clavos endomedulares utilizados de esta manera es compresión. Lo mismo sucede con el fijador externo, el cual puede funcionar como sostén en ausencia de soporte óseo, como tirante en trazo transverso de hueso curvo (fémur), como compresión en trazos transversos de hueso recto (tibia) y como protección en trazos largos comprimidos con tornillos, los cuales se complementan con un fijador externo y puede ser en cualquier hueso largo. Aunque la conformación de la fractura es el aspecto más importante, los principios biomecánicos en osteosíntesis están determinados por los siguientes elementos básicos: • El hueso involucrado • El segmento afectado • La conformación de la fractura • La técnica utilizada • El implante aplicado Hueso involucrado

El comportamiento biomecánico dependerá del hueso que está siendo tratado, debido a que tenemos huesos rectos, aquéllos cuyo eje anatómico coincide con el mecánico (tibia), y huesos curvos, es decir, aquéllos cuyo eje mecánico no coincide con el anatómico (el resto). En un hueso recto no se puede utilizar el principio biomecánico del tirante en un trazo transversal, sólo la compresión de dirección axial. En un hueso curvo con este trazo, en cambio, puede utilizarse sólo el tirante, el tutor o la protección. Segmento afectado aunque se comentó que en un trazo transversal de la tibia no puede ser utilizado el principio del tirante, si se trata de una fractura transversal en el maléolo medial (distinto segmento del mismo hueso), puede ser tratada con dos clavillos y un alambre bajo ese principio, ya que la convexidad con la que cuenta este segmento óseo, como las metáfisis de otros huesos, indica (según la ley de Wolf) que existen solicitaciones en flexión. Cabe señalar que la misma

fractura del maléolo medial puede ser tratada mediante la compresión axial con tornillos, ya que se trata del eje del segmento que mencionamos. Igualmente, puede utilizarse el principio biomecánico de la protección si colocamos un tornillo de compresión y un clavillo antirrotacional. Es decir, implantes funcionando de diferente manera en un mismo trazo, uno complementando al otro. También de acuerdo al segmento, las fracturas en el cuello femoral pueden ser tratadas mediante la compresión axial, mas no mediante el tirante. Conformación de la fractura de acuerdo con los diferentes trazos de fractura. Se podrán emplear los principios biomecánicos. Así, tenemos que en un trazo transversal se puede tratar mediante un tirante o compresión en sentido axial, pero no a través de un sostén, que se utiliza en trazos múltiples o complejos y en trazos articulares por hundimiento. La protección se utiliza en trazos oblicuos y helicoidales, así como la compresión transversal. El tutor con clavo o la protección con clavo y compresión con clavo están indicados para los trazos transversales, pero el sostén con clavo lo está para trazos largos o complejos. Técnica utilizada La técnica de mínima invasión con placa percutánea o placa puente se utiliza bajo el principio del sostén en cualquier tipo de trazo, ya sea simple o complejo. No obstante, no es muy recomendable utilizarla en fracturas cortas, ya que requiere una reducción al 100%, de lo contrario, puede no consolidar. En caso de lograr la reducción anatómica, entonces debemos condicionar compresión a nivel de la fractura, cambiando a principio de compresión o tirante, de acuerdo al hueso involucrado. En una fractura oblicua de maléolo lateral, al utilizar la técnica de la placa dorsal o antideslizante se condiciona compresión transversal, como se analizará en el capítulo correspondiente. Implante aplicado El implante es el que debe cumplir con el principio biomecánico de acuerdo con los lineamientos y requerimientos mencionados, además de sus características propias; por lo tanto, las placas rectas o especiales pueden funcionar bajo cualquier principio, excepto el tutor; el fijador externo igual, excepto bajo el

de la compresión modalidad transversal; los tornillos como sostén, protección o compresión axial y transversal, no como tirante ni como tutor. Los clavos endomedulares, como se mencionó previamente, pueden actuar bajo los principios biomecánicos de tutor, compresión, protección y sostén. Los clavillos y alambres, como tirante, protección y compresión en sentido transversal (cerclaje en fractura periprotésica) y longitudinal en segmentos de los extremos óseos. Con todo esto, se amplía el horizonte en el conocimiento y aplicación de los implantes para el tratamiento de las fracturas y se aclaran las dudas que podrían existir en los principios biomecánicos para osteosíntesis, en indicaciones específicas, así como para analizar fallas en el tratamiento de las fracturas. En el caso de una fractura transversal de tercio medio del fémur tratada con una placa o fijador, el principio biomecánico es el del tirante, mientras que, si la abordamos con un clavo intramedular fijo de manera dinámica, entonces el principio biomecánico aplicado es el de protección. Antes de entrar de lleno a los principios biomecánicos, analizaremos en el siguiente capítulo las diferentes maneras en las que se puede inmovilizar un hueso fracturado mediante distintos tipos de ferulización, además de estudiar los diferentes tipos de estabilidad y el tipo de consolidación que se logra con y sin compresión aplicada a los fragmentos de una fractura, así como las diferentes formas para lograr estabilidad, es decir, mediante la ferulización o la compresión.

8.- Comportamiento biomecánico de un método de cerclaje alámbrico.

Los cerclajes son alambres de acero inoxidable flexibles que se aplican sobre la superficie externa del hueso y, al tensarse, proporcionan una mayor estabilidad entre los fragmentos. Nunca pueden ser usados como único método de fijación. Están indicados en fracturas oblicuas largas, espiroideas y en determinadas fracturas conminutas o múltiples o como un método de fijación auxiliar en clavos intramedulares, fijadores externos y placas de

osteosíntesis. Se deben aplicar como mínimo 2 cerclajes en cada línea de fractura, siendo necesario que la línea de fractura sea, al menos, el doble del diámetro del hueso. Debe existir un margen mínimo de 5 mm al borde final de la línea de fractura y 1cm de separación entre cerclaje y cerclaje. Existen diferentes tamaños disponibles de acuerdo al tamaño del paciente. Deben quedar anclados al hueso, perpendiculares a su eje axial, y sin englobar músculos ni tendones. Existen dos tipos de cerclajes, el trenzado y el cerclaje de asa.

La utilización de cerclajes alámbricos en la reducción y estabilización de fragmentos óseos, constituye una técnica quirúrgica muy frecuente en cirugía ortopédica y traumatología. Por ejemplo, la osteosíntesis alámbrica con o sin agujas de Kirschner, es un método que se utiliza casi sistemáticamente en las fracturas de rótula y olécranon, aunque también se usa en otras situaciones como es el caso de las osteotomías tibiales y/o del trocánter mayor en el curso de una artroplastia total de cadera o como adyuvante a las fijaciones raquídeas. Sin embargo, se desconoce cuál es la mejor manera en la que estos cerclajes deben ser tensionados y/o anudados alrededor de los huesos, pues como se sabe, pueden suponer un fallo por fatiga del mismo y, en consecuencia, perder toda su efectividad para el cual estaban diseñados. Es por ello, que se han ideado multitud de técnicas con las que evitar estas complicaciones, algunas de ellas muy sofisticadas, aunque no por ello efectivas.

9.- Biomateriales.

El descubrimiento del hule y la síntesis de plásticos artificiales dieron un vuelco a la naturaleza de los materiales que rodean a la humanidad. En virtud de su versatilidad y características, los plásticos han remplazado rápidamente a otros materiales como madera, cerámicos, algodón, cuero, vidrio, papel y metales, en muchas aplicaciones, entre las que se encuentran empaques, electrónica, ingeniería, plomería, automotriz, telecomunicación,

industrial, construcción, agricultura, artículos deportivos, electrodomésticos y consumibles para el hogar.

El uso de materiales plásticos en sustitución de metales es atractivo debido a tres factores principalmente: su versatilidad y facilidad de producción y a la reducción en peso que presentan las piezas plásticas, lo cual lleva a una reducción de costos. Algunas ventajas adicionales que presentan los plásticos en comparación con los metales son su resistencia a la corrosión, reducción al desgaste, una buena resistencia al impacto y no necesitan lubricación.

Los plásticos son tal vez los materiales más versátiles que conocemos. Estos materiales sintéticos, pueden ser hechos con características específicas para satisfacer los requisitos de rendimiento sobre su uso final. Pueden formularse de diversas formas, agregándoles aditivos, reforzantes o rellenos, o combinarlos entre ellos para mejorar o modificar las propiedades del polímero.

La definición más reciente sobre biomateriales fue dada por Jeffrey O. Hollinger, quien define un biomaterial como “una sustancia (diferente a un medicamento) o conjunto de sustancias sintéticas o naturales, que pueden ser usados por un período de tiempo como parte de un sistema, el cual trata de curar, mejorar o reemplazar un órgano, un tejido o una función del cuerpo”. El “*National Institute of Health*”, de Estados Unidos, agrega a esta definición que tales biomateriales deben mejorar o mantener la calidad de vida de los individuos. Sobre la base de estas definiciones, los biomateriales deben ser biocompatibles.

La definición más utilizada de biocompatibilidad fue introducida en 1999 en el diccionario Williams de biomateriales, el cual la precisa como la “capacidad de un material para llevar a

cabo con una respuesta inmune apropiada en una situación específica”. Aunque esta definición es efímera, habla de la interacción de los biomateriales en su entorno biológico y no solo de cumplir la función de diseño, lo cual centra, desde el punto de vista investigativo, la necesidad de desarrollar biomateriales que presenten una respuesta inmune adecuada.

Uno de los requerimientos de diseño más importantes de los biomateriales son las propiedades mecánicas, ya que de estas dependerá su utilidad, por ejemplo, ortopedia, apósitos, injerto de tejido suave, entre otros. En la se reportan el módulo de elasticidad y resistencia máxima de algunos biomateriales, órganos y tejidos.

Las propiedades mecánicas de los biomateriales poliméricos están en el rango de los órganos y tejidos del cuerpo humano. Cabe aclarar que en el caso que se requiera imitar el comportamiento mecánico de un tejido en particular, la alta versatilidad de los polímeros permite modular factores como el grado de polimerización, la humedad, entre otros, con el objetivo de generar diferentes propiedades. Es así como la nanocelulosa bacteriana, en estado seco puede llegar a tener un módulo de 78 GPa, pero en estado húmedo, tan solo de 2,9 MPa. En este caso un mismo material podría ser utilizado tanto en aplicaciones óseas como de tejido blando, tan solo modificando su contenido de humedad. Otra estrategia, sería diseñar materiales híbridos como los materiales compuestos, con los cuales se pueden generar propiedades sinérgicas que responden tanto a la biocompatibilidad, como a los requerimientos de diseño.

Tabla 1 Módulo de elasticidad y resistencia máxima de diferentes biomateriales y tejidos. Microestructura amorfo (A), semicristalino (S).

| | Material | | Resistencia Máxima (MPa) | Módulo de Elasticidad (GPa) | Ref. |
|-----------|--|---|--------------------------------|-----------------------------------|----------|
| Sintético | Polimetil metacrilato (PMMA) | A | 48-76 | 2,7-3,3 | [23] |
| | Polidimetilsiloxano (PDMS) | A | 5-9 | 0,36-0,87 | [24] |
| | Poliuretano | S | 2-58 | 0,017-0,043 | [24] |
| | Nylon® 6 | S | 79 | 1,97-6,74 | [23] |
| | Kevlar® | S | 3.6 | 59-124 | [12] |
| | Policarbonato | A | 65,5 | 2-2,4 | [23] |
| | Polie-caprolactona (PCL) | S | --- | 0,22-0,44 | [23, 25] |
| | Politereftalato de etileno (PET) | S | 50 | 2,3-2,5 | [23] |
| | Poliestireno | A | 30-60 | 2,4-3,2 | [23] |
| | Polipropileno (PP) | S | 1-2 | 1,1-2,0 | [23] |
| | Óxido de Polietileno (PEO) | S | 2-3 | 0,0595 | [26] |
| | Polietileno (PE)* | S | 60-290 | 0,1-1,4 | [23] |
| | Polivinil alcohol (PVA) | S | 36-110 | 37-45 | [23] |
| | Politetrafluoruro de metileno (PTFE) | S | 7-28 | 4,1 | [23] |
| | Poliéter-éter-cetona (PEEK) | S | 92 | 3,56 | [23] |
| | Epoxy (Resina) | A | 30-90 | 3-5 | [23] |
| | Poliéster (Resina) | A | 3-90 | 2,1-4,4 | [23] |
| Natural | Ácido polilactico | S | 28-50 | --- | [12] |
| | Seda nativa | S | 400-600 | 8,5 | [12] |
| | Almidón | S | 3,3 | 29,8 | [27] |
| | Nano-cinta de nanocelulosa bacteriana | S | 130-170 | 78 | [21] |
| | Hígado de rata | - | --- | 0,0015 | [12] |
| | Músculo suave de arterias humanas | - | --- | 0,006 | [12] |
| | Células humanas de musculo Esquelético | - | --- | 0,025 | [12] |
| | Disco intervertebral, anillo fibroso anterior humano | - | --- | 0,11 | [12] |
| | Cartilago de conejo | - | --- | 0,10-0,21 | [12] |
| | Piel humana extirpada de la espalda | - | 21,6 | 0,08 | [28] |
| | Mineral de Hueso (hidroxiapatita) | S | 60-70 | 80 | [29] |

*PE de alto peso molecular

Módulo de elasticidad y resistencia máxima de diferentes biomateriales y tejidos. Microestructura amorfo (A), semicristalino (S), imagen tomada de Marlon Andrés Osorio-Delgado, Biomedical applications of polymeric biomaterials, Colombia, 2016

Los biomateriales se clasifican de acuerdo con su origen, en naturales y sintéticos, siendo los naturales los que se extraen a partir de una fuente presente en la naturaleza y los sintéticos, los que se obtienen por reacciones químicas, en el caso de los polímeros a partir de su respectivo monómero.

Poliamidas sintéticas

Las poliamidas son polímeros con grupos amidas unidos a grupos aromáticos, alifáticos o ambos, en la cadena principal del polímero. Las amidas con grupos bencenos en su cadena principal se denominan aramidas, cuyo representante principal es el Kevlar. Entre las poliamidas alifáticas, el polímero más representativo es el Nylon® y de las semiaromáticas, el Trogamid. Las poliamidas sintéticas tienen excelentes propiedades de hilado debido a la presencia de puentes de hidrógeno entre cadenas y a su alto grado de cristalinidad, lo cual incrementa su fuerza en dirección de la fibra. Las aplicaciones de las poliamidas sintéticas se centran en la liberación controlada de medicamentos. En estos casos se utilizan materiales nanocompuestos elaborados por electrohilado con biopolímeros naturales como el quitosano, reforzados con poliaramidas. Comercialmente se encuentran suturas de estos biomateriales.

En la literatura actual se pueden encontrar trabajos en los que se han utilizado cinchos de nylon, en su mayoría en tejidos blandos y en medicina veterinaria.

MATERIALES Y MÉTODOS

Tipo de estudio: Se presenta un estudio clínico, prospectivo, experimental.

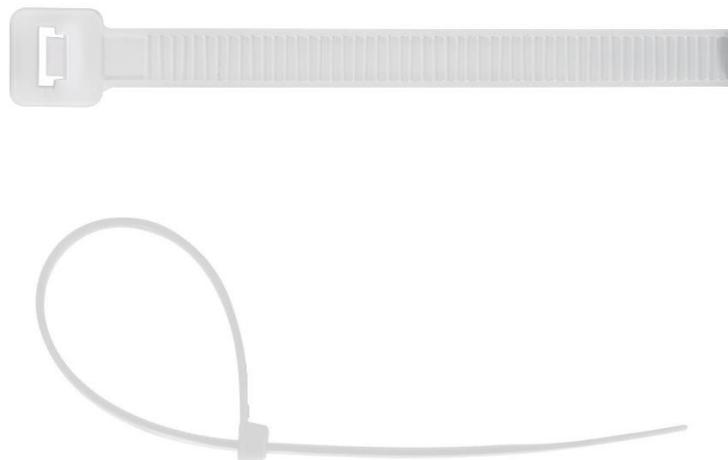
Periodo para la investigación: La presente investigación se llevó a cabo durante el periodo que comprende de marzo 2019 – septiembre de 2021.

Lugar de aplicación de estudio: Se realizó en el Hospital General del Estado Dr. Ernesto Ramos Bours.

Criterios de muestreo: Se trabajó con 15 pacientes post operados de reducción abierta y fijación interna de fracturas de huesos largos en quienes se hayan colocado cinchos de Nylon.

Recursos implicados:

Recursos físicos: Cinchos de Nylon estériles



Especificaciones

Individuales

| Código | Clave | Resistencia a la tensión | Largo | Ancho | Master | Pallet |
|--------|-----------|--------------------------|-------|--------|--------|--------|
| 48981 | CIN-12020 | 54.4 kg (120 lb) | 20 cm | 7.6 mm | 60 | 7680 |

Imágenes de cinchos de nylon, tomada de: https://www.truper.com/ficha_tecnica/Cinchos-plasticos-de-alta-resistencia-120-lb-naturales.html

Recursos humanos: Pacientes post operados en quien se hayan colocado cinchos de Nylon, Médicos del servicio de Traumatología y Ortopedia quienes haya llevado a cabo el evento quirúrgico donde se utilizaron los ya mencionados.

Financiamiento del proyecto: El proyecto fue financiado por el personal investigador y Hospital General del Estado de Sonora Dr. Ernesto Ramos Bours.

Descripción metodológica del proyecto: Se realizó aplicación de cerclaje óseo con cinchos de Nylon sobre fragmentos de fractura durante la cirugía en pacientes quienes se intervienen en el Hospital General del Estado de Sonora. Se observó reducción y mantenimiento de fragmentos in vivo, así como radiográfico con Arco en C, ambos dentro de evento quirúrgico, así mismo seguimiento clínico radiográfico mensual de los pacientes. En este seguimiento se vigiló estado de herida, consolidación ósea, así mismo se buscaron complicaciones relacionadas con el material de los cinchos antes mencionados.

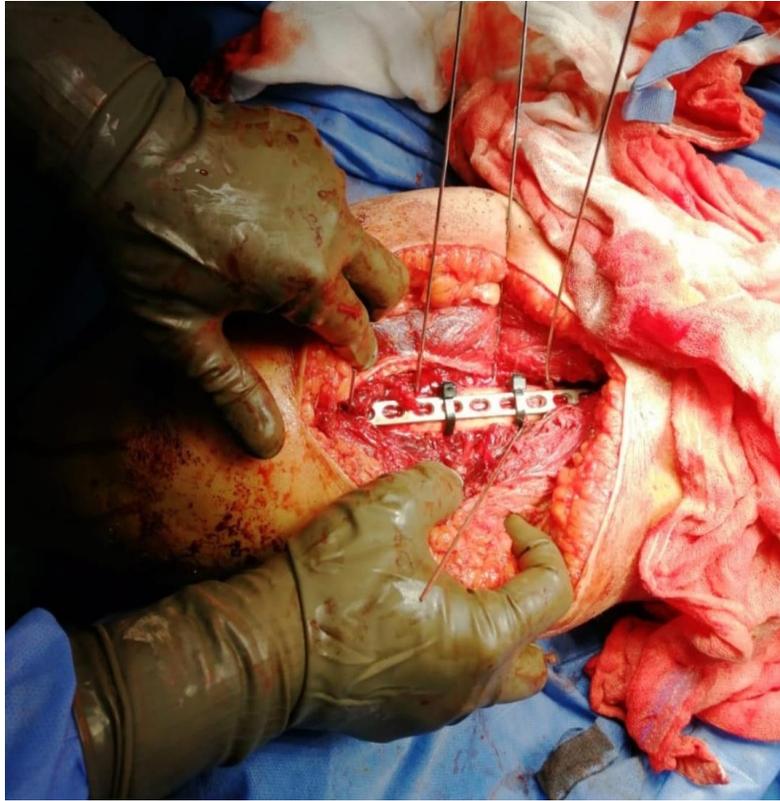


Imagen tomada durante osteosíntesis de fractura de humero diafisaria con placa de compresión de bajo contacto, protegida con 2 Cinchos de Nylon (cable tie).

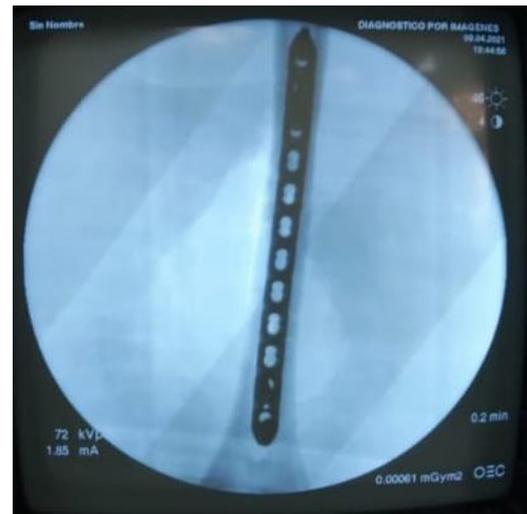


Imagen de Arco en C tomada transquirurgicamente de reduccion abierta y fijacion interna con placa de compresion de bajo contacto, protegida con 2 cinchos de Nylon

Variables estadísticas:

1- Dehiscencia de herida: apertura espontánea de una herida tras la separación de la incisión. Esta es una condición seria y requiere cuidados especializados por parte de los profesionales. Además, la incidencia de la dehiscencia quirúrgica a nivel mundial oscila entre 0,4-3,5% dependiendo de la cirugía realizada y del tipo de clasificación de herida dada (Van Ramshorst G, 2010). Las dehiscencias se pueden producir por diversos factores: una incorrecta aproximación de bordes, por la retirada precoz de los puntos, por el uso de un material inadecuado, por factores de riesgo que presente el propio paciente, o cuando se realiza una técnica inadecuada.

Infección de herida quirúrgica superficial: aquella en la que se dan las siguientes condiciones:

Ocurre en los 30 días después de cirugía.

Compromete únicamente la piel y los tejidos blandos subcutáneos a la incisión.

Mínimo una de las siguientes condiciones: *a)* drenaje purulento, con o sin confirmación microbiológica por la incisión superficial; *b)* aislamiento del microorganismo en un fluido o tejido; *c)* mínimo uno de los siguientes signos o síntomas de infección: dolor, inflamación, eritema, calor o que el cirujano haya abierto deliberadamente la herida quirúrgica, excepto si el cultivo es negativo, y *d)* diagnóstico de IHQ por el cirujano.

Infección de herida quirúrgica profunda: aquella en la que se dan las siguientes condiciones:

Infección que ocurre en los 30 días después de la cirugía si no existe un implante.

Hasta un año después si hay implante relacionado con la cirugía.

La infección envuelve tejidos blandos profundos (fascia y músculo).

Mínimo una de las siguientes condiciones:

* Drenaje purulento de esta zona, sin que comprometa infecciones de órgano y espacio del sitio operatorio.

* Dehiscencia de suturas profundas espontáneas o deliberadamente por el cirujano cuando el paciente tiene, al menos, uno de los siguientes signos o síntomas: fiebre ($> 38\text{ }^{\circ}\text{C}$), dolor localizado, irritabilidad a la palpación, a menos que el cultivo sea negativo.

* Absceso u otra evidencia de infección que afecte la incisión profunda al examen directo, durante una reintervención, por histopatología o examen radiológico.

* Diagnóstico de infección incisional profunda hecha por el cirujano o por la persona que lo esté atendiendo.

2- Fistula: es una comunicación anormal entre dos superficies epitelizadas, por lo general con tejido de granulación.

3- Consolidación ósea: fenómeno por el cual, en caso de fractura, el hueso se solidifica para estabilizar los dos fragmentos óseos y restituirles su función.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La diversidad en los trazos de fracturas multifragmentadas son un reto para el cirujano ortopedista ya que continuamente se requiere más de un principio biomecánico para la adecuada reducción y mantenimiento de esta, este trabajo se centró en el uso de cinchos de nylon (Cable Wires) para realizar cerclaje de fragmentos óseos como protección, los cuales no mantenían una adecuada reducción con el implante primario de osteosíntesis.

En un periodo de 1.5 años se ha venido utilizando este cerclaje con cinchos de nylon en 21 pacientes. 16 hombres y 5 mujeres con un rango de edad de 18 – 82 años, con diversos trazos de fractura en huesos largos.

Los resultados de este trabajo de acuerdo con la hipótesis planteada han sido favorables ya que logramos poner en evidencia los beneficios del uso de estos cinchos de nylon, tales como el bajo costo, la facilidad en su colocación, el ahorro de tiempo transoperatorio, así como la ausencia de complicaciones trans y postquirúrgicas, como son la dehiscencia de herida quirúrgica, las infecciones de herida quirúrgica superficial y/o profunda, la formación de fistula, dado por la baja antigenicidad que estos expresan. Además, evaluamos como variable la consolidación ósea en el tiempo esperado para cada hueso, lo cual comparado con las técnicas convencionales de cerclaje muestra ventaja. Si bien, este estudio no tiene como objetivo la comparación de los cinchos con el estándar de oro en cerclajes de huesos largos, es importante mencionar que con base a la literatura hemos obtenido resultados mecánicos favorables, tomando en cuenta la fuerza tensil de los cerclajes, ya que algunos autores mencionan que el uso de cerclaje circular diafisario con alambre causa isquemia ósea, siendo esta otra ventaja del uso de cinchos ya que la fuerza tensil de los mismos no ha mostrado

datos de compromiso circulatorio siendo de 54.4 kilos en los pacientes evaluados en este trabajo.

La edad promedio de los pacientes evaluados fue de 49.29 años. Sin embargo, estos datos presentan mucha variación entre ellos ($p=0.001$). Fluctúan entre los 19 y 79 años. En ninguno de los casos se presentó Dehiscencia, infección o fistula. Todos los pacientes presentaron consolidación.

Datos de la edad de los pacientes evaluados

| | N | Mínimo | Máxim o | Media | Desviación estándar | Sig T Student |
|----------------------|----------|---------------|--------------------|--------------|--------------------------------|--------------------------|
| Edad | 21 | 19 | 79 | 49.29 | 18.847 | 0.001 |
| N válido (por lista) | 21 | | | | | |

CONCLUSIONES

El uso de biomateriales debe cumplir con el requisito de ser biocompatible, en este trabajo se encontró que los cinchos de nylon son una opción favorable en el cerclaje para mantenimiento de la reducción de fragmentos óseos en huesos largos ya que son de bajo costo, de fácil colocación, además de no presentar datos de rechazo siendo este último un problema común en la utilización de otros materiales.

LITERATURA CITADA

Bikramjit, B., Dhirendra, S. and Katti, A.K., Advanced biomaterials: Fundamentals, processing and application. New Jersey: Jhon Wiley and Sons, 2009.

Black, J., Biological performance of materials. Boca Raton: CRC Press Taylor & Francis Group, 2006.

Hollinge, J.O., An introduction to biomaterials. 2nd Edition. Boca Raton: CRC Press Taylor & Francis Group, 2012.

<http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/cieflCialvolUmeFl2/cieflcia3/O?2/htmlsec7.htm>

https://www.truper.com/ficha_tecnica/views/ficha-print.php?id=10516

Kay, C.D., David, A. and Puleo, R.B., An introduction to Tissue-Biomaterial interactions. New Jersey: Jhon Wiley and Sons, 2002.

Marlon Andrés Osorio-Delgado, Biomedical applications of polymeric biomaterials, Colombia, 2016

Salter Bruce, Trastornos y lesiones del sistema musculoesquelético, 3ra Edición, Barcelona España, 2001.

Thomas P. Ruedi, Principios de la AO en el tratamiento de las fracturas, España, 2002