



DATA CIENCIA

REVISTA MULTIDICIPLINARIA
ELECTRÓNICA

SEPTIEMBRE - DICIEMBRE 2018
VOL. 1 AÑO 1



UNIVERSIDAD
DEL ZULIA



DATA CIENCIA



IECS LLC
INTERNATIONAL EDUCATIONAL
CONSULTING SERVICES LLC

REVISTA ELECTRÓNICA DE LA
UNIVERSIDAD DEL ZULIA



Revista Electrónica Multidisciplinaria
Vol.1 N°1. Septiembre-Diciembre 2018
pp. 141-158

Fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné

Diego Acevedo, Moisés Córdova, Raisa Balza y Henry Molleda

Universidad del Zulia. Núcleo Costa Oriental del Lago.

Cabimas, estado Zulia. Venezuela

diegoacevedomarin@gmail.com

Resumen

El objetivo de la investigación estuvo orientado a diseñar un fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné. Estuvo fundamentada en las bases teóricas de los siguientes autores: Rituerto (2012), Gutiérrez (2013), entre otros. Tuvo un tipo de investigación proyectiva bajo un diseño de campo no experimental y transeccional, la población referencial se conformó por cinco traumatólogos de diferentes instituciones médicas, siendo la unidad de análisis el prototipo de fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné. Para la recolección de data, se dispuso de las referencias bibliográficas, observación directa, y entrevistas no estructuradas. Se analizaron los datos por medio de los análisis cuantitativo y cualitativo. Los resultados permitieron fijar las pautas para el diseño y fabricación del instrumento médico en el laboratorio de biomédica de la Universidad del Zulia, Núcleo Costa Oriental del Lago, siendo desarrollada la simulación, determinándose los esfuerzos y deformaciones al cual será sometido el instrumento médico con promedio de peso de 90 kilogramos, de la misma manera fueron elaborados los planos de detalle. Lográndose tener la disponibilidad a bajos costos de la herramienta, dándole así un tratamiento adecuado a cada lesionado, brindándoles una recuperación rápida y poco dolorosa.

Palabras clave: Fijador, externo, tratamiento, fracturas, tibia, peroné.

External fixer for the treatment of tibia and peroné fractures

Abstract

The aim of the research was to design an external fixator for the treatment of fractures of the tibia and fibula. It was based on the theoretical bases of the following authors: Rituerto (2012), Gutiérrez (2013), among others. He had a type of projective research under a non-experimental and transectional field design, the reference population was formed by five traumatologists from different medical institutions, the analysis unit being the prototype external fixator for the treatment of fractures of the tibia and fibula. For data collection, bibliographical references, direct observation, and unstructured interviews were available. The data were analyzed through quantitative and qualitative analysis. The results allowed to set the guidelines for the design and manufacture of the medical instrument in the biomedical laboratory of the University of Zulia, Costa Oriental del Lago Nucleus, the simulation being developed, determining the efforts and deformations to which the average medical instrument will be subjected of weight of 90 kilograms, in the same way the detail plans were elaborated. Achieving the availability at low costs of the tool, thus giving a proper treatment to each injured, providing a quick recovery and little pain.

Keywords: Fixer, external treatment, fractures, tibia, fibula.

Introducción

Los procesos de recuperación de fracturas en cualquier parte del cuerpo representan para las personas que las sufren largos periodos de tiempos, en los cuales padecen de dolor e incomodidad originada por la lesión, así como también por los equipos utilizados para la recuperación del paciente. En tal sentido, el área de traumatología de diferentes instituciones hospitalarias públicas y privadas las cuales estudian las posibilidades en materia de dispositivos médicos para que las personas lesionadas con fracturas logren su recuperación minimizando su dolor e incomodidad.

Desde esta óptica, las fracturas de tibia y peroné representan el mayor porcentaje de este tipo de lesiones, siendo utilizados fijadores externos a través de los cuales es alcanzada la restructuración de los huesos e igualmente la recuperación de los músculos afectados. Es de hacer resaltar que dichas herramientas médicas en la actualidad representan un gran impacto económico para las personas que deban utilizarlos motivado a sus escasas en el mercado. Con base a lo expuesto, en este artículo se asume demostrar la importancia de diseñar un fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné.

Fijador externo

Desde la perspectiva de Ruedi (2013), un fijador externo (FE) es un aparato mecánico situado por fuera de la piel del paciente, que se fija al hueso a través de alambres o clavos roscados con fines terapéuticos, que en su vertiente estática garantiza la estabilización. Esto es el principio básico del tratamiento de la lesión de continuidad ósea. En su vertiente dinámica es responsable de la compresión y distracción, principios físicos que modifican cuantitativa y cualitativamente la reparación ósea.

De la misma manera, para Bennek (2014), un sistema de fijación externa es un instrumento ortopédico diseñado para estabilizar el hueso mediante un marco relativamente rígido, habitualmente de metal o plástico, unido al hueso mediante agujas percutáneas. Esta técnica para estabilizar segmentos óseos se estableció a

mitad del siglo XIX. Surgió como consecuencia de las limitaciones presentadas por el tratamiento ortopédico clásico. Aunque se considera a Jean Francois Malgaigne precursor de los sistemas de fijación externa en 1853.

Desde la perspectiva de Altuve (2014), es un sistema de simple diseño, fácil aplicación y gran versatilidad el cual proporciona estabilidad y adecuada asistencia a las partes blandas, neutraliza los movimientos multidireccionales. Se caracterizan por tener una articulación para cada clavo de fijación al hueso y lo conforman: rótulas ajustables que conectan los clavos a las barras, barras y clavos.

Se utilizan en fracturas expuestas con pérdida de masa ósea o infección, en poli-traumatizados con compromiso de conciencia, elongación de extremidades y otros. Evita el trauma quirúrgico, preservando el flujo vascular. Consisten de alambres o agujas colocados en el hueso por encima y debajo del foco de fractura y unidos entre sí por barras verticales.

Existen tres tipos:

1. El estándar uniplanar.
2. Fijadores híbridos, que son una combinación de dos uniplanares o un uniplanar y un anular fijados al hueso con púas transfixiantes, y dependen de los modelos disponibles en el mercado.
3. Fijador anular, del cual uno de los más conocidos es el Ilizarov, que forma una especie de exoesqueleto que circunda al hueso; está compuesto de marcos circulares fijos con alambres unidos entre sí por barras verticales. Funcionan sobre la base del principio biomecánico de la compresión externa y están diseñados para resistir el estrés cizallante y permitir la movilidad y carga fisiológica precoz estimulando el proceso de cicatrización secundario.

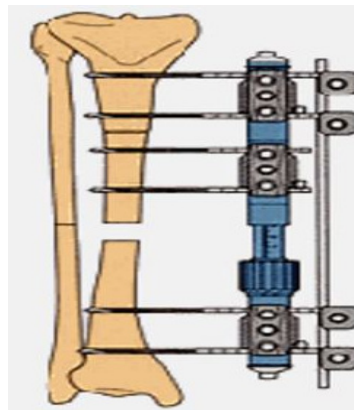


Figura 1. Fijador externo
Fuente: Ruedi (2013)

Función de los fijadores externos

De acuerdo Altuve (2014), las funciones que deben ejercer los distintos aparatos de fijación externa son: compresión, distracción, estabilización y movilidad. La compresión o inter-compresión: es la función que debe ejercer el fijador externo para provocar un fuerte y mantenido contacto entre los fragmentos óseos, eliminando los espacios vacíos y aumentando por contacto la fijación de dichos fragmentos. Esta función se basa en el principio de las columnas, donde la compresión simétrica tiende a repartirse de manera adecuada por unidad de superficie. Si esta compresión no es simétrica, sino excéntrica, produce flexión de un lado y tracción en el opuesto. Favorece la consolidación de la fractura; mientras que la excéntrica inhibe el desarrollo del callo óseo.

La fijación externa por alambres en varios planos, garantiza una distribución simétrica de las fuerzas de fijación, la cual no puede obtenerse totalmente para los alambres en un solo plano. Esta fijación se logra con una masa de metal mínimo (2 mm) que es el diámetro de los alambres que se usan a partir de la escuela de Ilizarov. Además, la disposición circular de los aros y la colocación de los ejes de unión en forma de meridianos, permite centrar toda la carga de peso y provocar una compresión beneficiosa para la consolidación. Esta función se pone de manifiesto en el tratamiento de fracturas y pseudo-artrosis.

La distracción: consiste en la separación progresiva y dosificada de los fragmentos óseos, manteniendo la fijación e integridad del miembro. En la distracción participa no sólo el hueso, sino también las partes blandas. Esta función es sinónimo de tracción y es la que se aplica en la fase primaria de la reducción de fracturas cabalgadas o anguladas para restituir la longitud del hueso fracturado; también se usa en los arrancamientos tendinosos, para mantener inmovilizadas las partes blandas hasta que cicatricen los tendones, entre otros.

Esta función se debe realizar en forma progresiva y uniforme, a razón de 1 mm diario y simétricamente para impedir angulaciones fragmentarias. Para esta función son mejores los fijadores circulares. Dentro de la función de distracción, existen dos variantes: la elongación y la transportación ósea. La elongación, desplaza en bloque la porción distal de un miembro con respecto a la proximal, incluyendo las partes blandas y siempre en el eje axial del miembro. La transportación: el desplazamiento es selectivo de un fragmento de hueso con respecto a otros dos segmentos óseos, adyacentes a las partes blandas. Puede ser proximal a distal y viceversa, y puede deslizarse en el eje axial y lateral (caso de huesos adyacentes) cuando el fragmento transportado contacta con el extremo óseo del polo opuesto. Al final de su recorrido se aplica la compresión.

La estabilización: es la función que tiene que realizar el fijador externo para mantener rígido el foco de fractura hasta que haya consolidación. Esta función inhibe las fuerza tensionales de flexión, tracción y cizallamiento que tienden a desplazar la fractura o a retardar la formación del callo óseo. Los fijadores circulares: permiten mayor estabilidad ya que el hueso tiene 4 caras y no sólo dos, como se concibe por los fijadores lineales y en cuadro.

A la estabilidad ayudan también los alambres o clavos, los cuales brindan mayor fortaleza al transfixionar el hueso, y al tensarlo se impide que se doble, así como que se movilen las partes blandas sobre estos. Los alambres más finos y tensados brindan una mayor área de fijación con un mínimo de metal.

La movilidad de las articulaciones vecinas al foco de la lesión es otra función que debe garantizar los fijadores externos. Esta movilidad no debe provocar dolor, debe permitir el mayor ángulo de movimiento posible, siempre que no actúe negativamente sobre la fijación del foco, por ello debe ser lenta y progresiva, según la tolerancia del paciente.

Dispositivo de fijación externa

Ofrece la ventaja, en los casos en que existe compromiso extenso de los tejidos blandos, de que los clavos pueden implementarse lejos del foco de fractura, proporcionando rígida estabilidad. Entre los fijadores externos se tienen:

Fijador externo de Ilizarov: empleado con mayor frecuencia para fracturas difíciles, especialmente para fractura metafisiaria con afección significativa de la diáfisis. Es posible la estabilización de pequeños fragmentos. La fractura abierta con una pérdida de hueso extensa es otra indicación, así, como fractura inestable, defectos de tejidos blandos.

Fijador externo Ralca: Fijador biplanar con uso de pistones, adaptado para clavos steinmann. Se utilizan principalmente para fracturas abiertas inestables (tipo II y tipo III) de diáfisis de tibia y en ocasiones del fémur.

Fijador externo de Chandley: Se utiliza para estabilizar fracturas abiertas tipo II y tipo III. En ocasiones se utiliza para artrodesis de articulaciones.

Fijador externo de Mielhe: Fijador biplanar articulado que usa barras para clavos entre cruzado. Presenta tornillos esponjosos especiales para la región metafisiaria. Se utiliza para fractura inestable y principalmente abierta.

Fijador externo Ebi U Ortofix: Son fijadores modernos monoplares articulados que hace usos de clavos Schwan, los cuales son colocados para estabilizar el foco, tres proximales y tres distales. Se utilizan para fracturas abiertas.

La placa y los tornillos: Colocados juntos, dan mejor estabilidad que cualquier otro tipo de fijación. Están indicados en fracturas abiertas de tipo III en la que el hueso está totalmente expuesto y que por tanto no requieren exposición quirúrgica adicional, o si la requieren, es mínima. En condiciones ideales, la placa se implanta sobre el lado que está adecuadamente cubierto por tejidos blandos, aunque no es del todo necesario. Este tipo de implante se utiliza especialmente en la fractura abierta tipo II, donde no existe gran pérdida de tejido blando y cuyo trazo son oblicuas cortos y transversos.

Fijación intramedular: En la actualidad, la mayoría de los traumatólogos prefieren el enclavado intramedular sin fresar para las fracturas tipo I, II y IIIA de Gustilo¹⁶. Los clavos centro medulares bloqueados, las indicaciones para su uso se han extendido, tanto para el fémur como para la tibia.

La estabilidad depende de los pernos proximales y distales. Es el tratamiento excelente para tratamiento de fractura cerrada de tibia comprendida en sus tres quintas partes intermedios sin importar el trazo o números de fragmentos. Otra alternativa del uso del clavo intramedular es que puede usarse en procedimiento electivo cuando han cicatrizado los tejidos blandos, entre tres y seis meses más tarde.

Fijación con clavo Enders: Se utiliza en fracturas abiertas tipo I y principalmente en fractura ubicada en el segmento medio de la diáfisis. A menudo es necesario el uso de un yeso suplementario y suelen ser suficiente para la fijación interna dos clavos, aunque se pueden introducir más si se desea.

Fijación con clavo delta de tibia de Russell-Taylor: Son similares a los clavos bloqueados Russell Taylor normales, pero debido a sus menores diámetros (8,9 y 10 mm) y menor tamaño, estos implantes ofrecen especiales ventajas para el tratamiento de las fracturas abiertas.

Ventajas de los fijadores externos

Se plantean como las principales ventajas:

- Posibilita la fijación rígida de huesos, en casos en que otras formas de inmovilización son inadecuadas. Ejemplo: fracturas expuestas tipo I y II; severas, en las que el yeso o los metales de tracción no permitirían el acceso (heridas de partes blandas sépticas).
- Provoca una compresión selectiva en el eje axial que anula los movimientos de angulación y cizallamiento, y permite una formación de callo óseo rápida.
- La fijación externa posibilita la realización de una vez o por separado, de diferentes funciones: compresión, neutralización o distracción de los fragmentos de las fracturas. Tiempo anestésico corto y en caso necesario se puede colocar el fijador externo con anestesia local, aunque no es lo óptimo.
- Generalmente el proceder no necesita aplicación de transfusión de sangre.

- El método permite el control directo del estado del miembro y la herida, incluida cicatrización, estado vascular, nervioso, viabilidad de los colgajos cutáneos y compartimentos musculares tensos.
- El método permite tratamientos asociados: cambio de vendajes, injerto de piel, injerto óseo, irrigación de la zona; todos los cuales se pueden practicar sin afectar la irrigación de la zona. La fijación externa permite el tratamiento agresivo y simultáneo del hueso y las partes blandas, y el tratamiento de lesiones vasculares.
- Permite la rehabilitación precoz, el movimiento inmediato de las articulaciones proximales y distales, contribuyendo a reducir el edema, mejora la nutrición de las superficies articulares, retarda la fibrosis capsular, reduce la rigidez articular, la atrofia muscular y la osteoporosis.
- Al elevar la extremidad no se comprimen las partes blandas de la cara posterior, evita el edema.
- Es posible la movilización temprana del paciente fuera de la cama con este tipo de fijación, sin temor a perder la estabilidad de la fractura. La deambulación precoz es posible; principalmente en las fracturas estables no conminutas y cuando se utiliza la función de compresión (seudoartrosis). Permite además la movilización de pacientes con fracturas pélvicas.
- Todo esto disminuye la frecuencia de complicaciones que con otros métodos están presente, como: neumonías hipostáticas, escaras, trastornos circulatorios, entre otros.
- La fijación externa puede emplearse cuando hay sepsis (fracturas o pseudoartrosis infectadas). La fijación rígida del hueso en estas patologías es un factor crítico para controlar o erradicar la infección.
- Se puede emplear en artroplastias fallidas, infectadas, en las que no se desea una artrodesis o no es factible una reconstrucción articular.
- Permite utilización simultánea de diferentes medios físicos utilizados en fisioterapia y rehabilitación (estimulación eléctrica: exitomotriz o analgésica, laserterapia, entre otros).

Componentes

Según Perry y Elstrom (2011), la fijación interna requiere la exposición quirúrgica del foco de fractura, reducción abierta de los fragmentos y colocación de un elemento mecánico para mantener la reducción hasta la cicatrización completa. Tiene la ventaja de producir un alto grado de estabilidad mecánica, siendo su desventaja el trauma quirúrgico asociado. La conformación rígida de la fijación limita el movimiento entre los fragmentos a tal grado que no se produce formación de callo óseo externo, por lo que se debe mantener por plazos mayores. Es necesario que el aparato constituya un todo con el hueso dañado para resistir el estrés de la actividad fisiológica. Actúan basados en los principios biomecánicos de la compresión fragmentaria, el puente y la inmovilización interna.

La compresión fragmentaria mantiene unidos mecánicamente los fragmentos y puede ser estática o dinámica. La primera adosa los fragmentos, no permite movimiento en el foco de fractura con la carga fisiológica y produce cicatrización primaria, que en las radiografías se ve como una desaparición gradual de la línea de fractura. Tornillos y placas corticales son buenos ejemplos. En la compresión dinámica el fijador transforma la carga fisiológica en compresión a nivel del foco de fractura. Así actúan bandas de tensión, placas de contención o sostén, tornillos dinámicos de cadera y clavos intra-medulares no bloqueados.

Un elemento de fijación interna actúa como puente cuando se ancla en hueso sano proximal y distal al foco de fractura, facilitando la transmisión de la carga fisiológica del hueso proximal al hueso distal, sin pasar por

el foco de fractura. Como los fragmentos no están directamente adosados hay movimiento que se traduce en cicatrización endóstica y perióstica. Los clavos intramedulares actúan con frecuencia de este modo.

Barra

De acuerdo a Ruedi (2013), poseen varios agujeros y se colocan sobre la superficie de los huesos, aseguradas con tornillos. No necesariamente todos los agujeros son usados. Se clasifican sobre la base de algunos de sus atributos, ya sea forma, diseño de los agujeros, sitio elegido para la fijación o modo de aplicación. Existen diferentes modelos, fabricadas de acero inoxidable o de titanio.

Se utilizan con mayor frecuencia en fracturas de huesos largos, pero también en artrodesis de columna y muñeca. Requieren una incisión quirúrgica más amplia que otros tipos de fijación. Existe la posibilidad de alteración del flujo sanguíneo cortical, debido a la gran superficie de contacto, y de la consolidación, pudiendo reproducirse la fractura al retirar la placa, por atrofia ósea. En general, basan su funcionamiento en tres principios biomecánicos: compresión dinámica, neutralización y contención o sostén. Existen también algunas de diseño especial.

Las barras de compresión, se usan para fijar fracturas estables manteniendo la reducción y compresión. Igualmente se puede alcanzar a través de agujeros de diseño especial o por medio de la colocación excéntrica de los tornillos. Se pueden utilizar conjuntamente con tornillos fragmentarios. Se encuentran diseñadas para la compresión axial, son uno de los tipos más utilizados; son reconocidas por sus agujeros ovalados para la inserción excéntrica de los tornillos, cuyas paredes son biseladas hacia el piso e inclinadas hacia medial. La zona más débil de estas placas está alrededor de los agujeros, pues es la única zona que se puede doblar.



Figura 2. Barra de fibra de carbono
Fuente: Ruedi (2013)

Rótulas

Desde la óptica de Bennek (2014), es un dispositivo utilizado para suministrar la estabilidad necesaria entre la barra y los tornillos roscados, con la finalidad de evitar el desajuste o movimientos de los mismos. La rótula puede ser ajustada de acuerdo a los requerimientos de la persona afectada o lesionada.

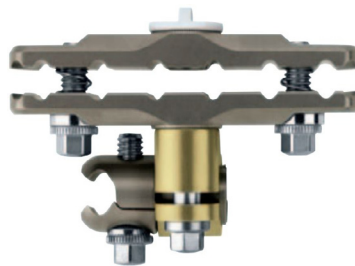


Figura 3. Rotula
Fuente: Bennek (2014)

Grapas

Según Ruland (2012), se utilizan ocasionalmente en osteotomías, artrodesis o fijación de fracturas. Las grapas planas incrementan la superficie del área sobre la que se distribuye la fuerza ejercida por el tornillo de fijación, previniendo la rotura de la cortical bajo su cabeza; las aserradas tienen bordes espiculados y se utilizan principalmente en la fijación de tendones avulsionados. Las grapas se utilizan en fijación de artrodesis, en epifisiodesis del esqueleto inmaduro y fijación de osteotomías correctoras.

Tornillos roscados

Son uno de los elementos de OTS más utilizados. Existe una gran variedad y podemos agruparlos en dos tipos básicos: los de cortical y los de esponjosa. Los primeros tienen rosca o hilo en toda su longitud; su principal indicación es la fijación de placas al hueso y se utilizan en la diáfisis yendo de cortical a cortical. Los de esponjosa están diseñados para atravesar segmentos largos de hueso esponjoso, por lo que tienen hilo o rosca más espaciado y grueso sólo en su parte distal. Ambos tipos de tornillos reciben distintos nombres de acuerdo a su función o morfología.

Tornillo de compresión fragmentaria: estos comprimen dos objetos, como hueso contra hueso o hueso contra otro elemento de fijación. Tienen rosca distal que se inserta completamente en el hueso alejado de la fractura, traccionándolo hacia el fragmento proximal que ha sido atravesado por el trozo sin rosca. Puede ser colocado a través del agujero de una placa. Un tornillo con rosca completa, cuya extracción es más fácil, fija dos objetos contiguos sin comprimirlos, porque los hilos del tornillo obligan a mantener sus posiciones relativas. Sin embargo, pueden ser utilizados para compresión. Los tornillos fragmentarios están indicados en la fijación de fracturas articulares y yuxta-articulares para conseguir reducción anatómica y adecuada estabilidad.

Tornillos sindesmóticos, son estabilizadores de la articulación tibio-peronea distal. Se colocan en forma paralela 1 ó 2 cm sobre la superficie articular del tobillo. También puede ser colocada a través de un agujero de una placa de fijación del peroné.

Tornillos canulados, son huecos, permiten colocación más exacta a través de alambres guías. Cuando son usados para tratar fracturas subcapitales del cuello femoral se ponen tres paralelos, vía percutánea con guía de alambre y apoyo fluoroscópico. Los tornillos de diseño especial son utilizados en ciertas regiones anatómicas específicas.

Fijación con tornillos

En fracturas oblicuas largas o espiroideas. Estos tornillos a compresión se colocan a distancia uniformes, con una orientación a la fractura y lejos del extremo agudos de la fracturas. Esta técnica es útil para suplementar la fijación externa en fractura abierta al fijar los grandes fragmentos en ala de mariposa.



Figura 4. Tornillos Roscados
Fuente: Ruland (2012)

Clavos intramedulares

Según Bennek (2014), existe una gran variedad diseñados para colocación intramedular en huesos largos. Su diseño y técnica de inserción han evolucionado desde su introducción en la década de 1940. Son utilizados en la fijación de fracturas de la zona media de la diáfisis de fémur, tibia y húmero. La mayoría se coloca con técnica cerrada y mínima exposición de tejidos blandos, por vía anterógrada o retrógrada. Basan su funcionamiento en el principio biomecánico de la inmovilización, actuando como puente en fracturas muy conminutas con gran compromiso de tejidos blandos, o en fracturas muy inestables. La consolidación se produce por la formación de callo perióstico y al existir cierto grado de movimiento se reduce el retardo o ausencia de ésta.

Se dividen en rígidos y flexibles; los primeros de gran tamaño, en su mayoría son huecos para facilitar su introducción por medio de guías necesitan, antes de su colocación, ampliar la cavidad medular a medida que avanza. Dan excelente estabilidad frente a la incurvación, pero no ante las fuerzas rotatorias o de compresión, por lo que se añaden tornillos de bloqueo proximales, distales o ambos, que permiten soportar carga en forma precoz. Si el clavo está bloqueado a proximal y distal se dice que el bloqueo es estático porque todos los planos de movimiento están suprimidos; si, por el contrario, los tornillos están en un solo extremo, lo que permite cierto movimiento en el sitio de fractura el clavo está dinámicamente bloqueado.

Un tipo de clavo intramedular es el de reconstrucción diseñado especialmente para uso en fracturas de la diáfisis femoral asociadas a fracturas de cuello, intertrocanterianas o subtrocanterianas, sitio en el que el DHS no funciona adecuadamente por razones biomecánicas. Son mucho más resistentes e invasivos que el DHS. Poseen agujeros proximales orientados de modo que los tornillos superiores se ajusten a la anatomía espacial de cabeza y cuello femorales. Se utilizan con medios de estabilización externa, como yesos. Tienen tasas de infección más bajas que los clavos canulados.

El clavo Rush, de diámetro pequeño, es biselado en su extremo distal y en forma de gancho en el proximal para facilitar su remoción y evitar la migración. Es utilizado en fracturas del peroné distal y antebrazo. Otro tipo es el clavo de Ender, ligeramente curvo, que también es biselado en su extremo distal.

Aluminio serie 7075

Para Murty (2013), es una aleación de aluminio con zinc como principal elemento. Es fuerte, con buena resistencia a la fatiga frente a otros metales y es fácil de mecanizar, pero no es soldable y tiene menos resistencia a la corrosión que muchas otras aleaciones. Debido a su costo relativamente alto su uso es habitual en aplicaciones donde las características técnicas de aleaciones más baratas no son admisibles.

Usos del Aluminio serie 7075

Según Murty (2013), este tipo de metal es utilizado en tratamiento quirúrgico de fractura (Osteosíntesis), piezas mecánicas, industria del plástico, partes estructurales de aeronaves y otras aplicaciones donde requiera muy alta resistencia mecánica y buena resistencia a la corrosión. Esto debido a su composición, la cual es de 5.1-6.1 % zinc, 2.1-2.9 % magnesio, 1.2-2.0 % cobre y pequeños porcentajes de silicio, manganeso, hierro, cromo, titanio y otros metales.

Acero 316L

Para Murty (2013), el acero 316L y el titanio son los materiales más adecuados para la fabricación de implantes de osteosíntesis por sus propiedades de bio-compatibilidad, resistencia mecánica y fácil esterilización. La sensibilidad de este metal a la corrosión intra-granular es menor, gracias a su reducido contenido en carbono, además, la adición de molibdeno mejora su resistencia a la corrosión frente a ciertos medios muy activos, como los fluidos orgánicos.

Por otra parte, la elección de este material 316L contempla la necesidad de reducir los costos en los servicios de salud pública, por cuanto el acero inoxidable la opción más económica dentro de las aleaciones metálicas usadas en traumatología y cirugía ortopédica. Estos tipos de acero son más populares después del acero inoxidable tipo 304. Se encuentra ampliamente disponible, tiene buena resistencia a la corrosión en general, buena resistencia (dureza), maleabilidad y excelente soldabilidad.

Software

Con respecto con Aurelio (2010), se llama software que significa blando, alterable a las instrucciones, rutinas programas que la CPU debe interpretar y ejecutar para hacer funcionar adecuadamente el sistema. Tales programas se pueden almacenar en un disco o en una memoria ROM. En el primer caso se pueden modificar, y en el segundo permanecen inalterables. De igual manera estos programas pueden hacer posible la realización de tareas específicas dentro de un computador tales como Word, Excel, PowerPoint, los navegadores web, los juegos, los sistemas operativos, entre otros.

Programación

Manifiesta Norton (2010), es el proceso de diseñar, codificar, depurar y mantener el código fuente de programas computacionales. El código fuente es escrito en un lenguaje de programación. El propósito de la programación es crear programas que exhiban un comportamiento deseado. El proceso de escribir código requiere frecuentemente conocimientos en varias áreas distintas, además del dominio del lenguaje a utilizar, algoritmos especializados y lógica formal.

Plano de detalle

Según Silberschatz (2011), es la representación gráfica de la futura obra, añadiendo elementos que permiten su visualización, es aquel que se caracteriza por representar la arquitectura, sea esta como detalle de los elementos. Puede ser expresado en planta, alzado, sección, perspectiva o perspectiva axonométrica.

Cota

De acuerdo con Silberschatz (2011), las cotas son las indicadores de las medidas que tiene un elemento en un plano, ya sea largo, ancho o alto; vertical, horizontal, diagonal o alturas. Constan de un número que indica la cantidad de centímetros o metros y una línea que marca los límites, de dónde a dónde se marca está midiendo.

Pueden ser a ejes (centro de muro), paño interior (medidas al interior de los muros) o a paño exterior (medidas por fuera de los muros).

Escala

Se define la escala como la relación entre la dimensión dibujada respecto de su dimensión real. Su aplicación se realiza para la representación de objetos cuando su tamaño natural no es posible o al ser éstos muy grandes o pequeños. En el primer caso, porque requerirían formatos de dimensiones poco manejables y en el segundo, porque faltaría claridad en la definición de los mismos.

Metodología

En tal sentido, se considera que la investigación es de tipo proyectivo, por cuanto se plantea diseñar un fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné. El diseño corresponde al no experimental de campo, y transeccional. La población estuvo compuesta por cinco (5) médicos traumatólogos, de los cuales se obtuvo información referente a los fijadores externos para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné. Como unidad de análisis, se tomó el prototipo de fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné.

Las técnicas de investigación utilizadas en la elaboración de cada una de las secciones del trabajo fueron: revisión bibliográfica, entrevista no estructurada, y observación directa. Para el análisis de los datos se aplicó el análisis cualitativo.

Resultados

Componentes para el diseño de un fijador externo de tibia y peroné

Con aplicación de entrevistas no estructuradas a expertos y la revisión bibliográfica fue posible describir los componentes para el diseño de un fijador externo de tibia y peroné, siendo detalladas sus características, tales como materiales dimensiones y cantidades, lo cual se observa en el cuadro 1.

Cuadro 1. Componentes para el diseño de un fijador externo de tibia y peroné

Componentes	Descripción	Función
Barra	Diámetro: 5/16". Largo: 25 cm.	Soporta las diferentes partes del fijador externo.
Rótulas	Diámetro 4mm.	Conectan la barra con las grapas
Tornillos Roscado	Diámetro: 3/16".	Unir a la grapas con la rótula
Grapas	Aluminio 7075 T6. Diámetro 4mm.	Se unen a la rótula mediante un tornillo roscado.
Clavos intramedulares	Diámetro: 4 mm, 4.5 mm ó 5 mm (biomaterial compatible con los tejidos humanos).	Unir al mecanismo de diseño al tejido vivo de la persona lesionada.

Observación: La unión grapa-clavo debe ser diseñada de forma tal que no se pueda producir ningún micro movimiento en el clavo una vez sujeto a ella.

Los diferentes componentes seleccionados son los relativos al diseño de un fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné, dichas piezas son ensambladas y ajustadas utilizando una serie de herramientas adecuadas e igualmente fabricadas para tal fin.

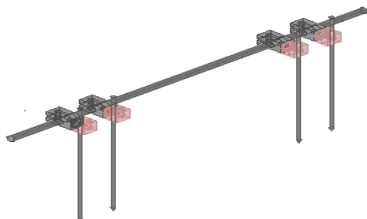


Figura 5. Componentes para el diseño de un fijador externo de tibia y peroné
Fuente: Ruedi (2013)

Materiales más adecuados para el diseño de un fijador externo de tibia y peroné

Ahora bien, tomándose en consideración la utilidad médica la cual se les suministrara a los fijadores externos de tibia y peroné, así como también de acuerdo a las ventajas y desventajas de los mismos, considerando además, que el material elegido debe ser de comercialización nacional se procedió a la selección de los más adecuados para el diseño del instrumento médico, los cuales son detallados en el cuadro 2 para cada uno de los componentes.

Cuadro 2. Materiales más adecuados para el diseño de un fijador externo de tibia y peroné

Componentes	Material
Barra	Aluminio serie 7075 T6
Rótulas	
Tornillos Roscado	
Grapas	
Clavos intramedulares	

El material a utilizarse para el diseño de las piezas que conforman tanto el mecanismo de transportación así como el de unión de las barras, fue aluminio de la serie 7075 T6, es una aleación en la cual el zinc es el principal elemento aleante, pero contiene otros elementos tales como cobre, magnesio y cromo, haciéndolo ideal para la fabricación del fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y perone (Ver cuadro 2).

Cuadro 3. Propiedades mecánicas del aluminio 7075 T6

Propiedades Mecánicas	Cantidad (Unid)
Límite Elástico	505 MPa
Resistencia a la rotura:	570 MPa
Máximo Alargamiento en 50 mm (%)	1.6 mm
Módulo elástico	72 GPa
Resistencia a la fatiga	160 MPa
Cortante último	330 MPa

El material seleccionado en la fabricación de los clavos fue el acero quirúrgico 316L (biomaterial), por cuanto el mismo posee las características ideales para lograr la unión del tejido vivo de la persona lesionada con el fijador externo utilizado para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné. Este insumo debe poseer las siguientes características:

- Poseer una resistencia mecánica a la fatiga y físicas adecuadas e igualmente bien definidas.
- Ser químicamente inerte y estable.
- No provocar reacciones alérgicas, carcinógenas o tóxicas.

El cuadro 4 muestra las propiedades metálicas del acero a utilizarse en el análisis, así como las propiedades de otros biomateriales.

Cuadro 4. Propiedades metálicas de aleaciones metálicas empleadas para la fabricación de implantes quirúrgicos

Aleación	L (MPa)	S (MPa)	A (%)	E (GPa)	Sf (MPa)
Aceros Inoxidables					
18 Cr - 8 Ni, recocido	200 - 300	540 - 700	50 - 65	200	230 - 250
18 Cr - 10 Ni, recocido	200 - 250	540 - 620	55 - 60	200	-
316, recocido * (a utilizarse)	240 - 300	600 - 700	35 - 55	200	260 - 280
316, acritud	700 - 800	1000	7 - 10	200	300
Aleaciones Cr-Co-Mo					
Moldeo	450	655	8	200	-
Forja, recocido	380	900	60	230	-
Forja, acritud	1050	1540	9	230	-
Aleaciones de titanio					
Puro, grado 3	380	500	18	-	-
Puro, grado 4	485	550	15	-	-
Ti - 6Al - 4V	830	896	10	110	-

Donde:

(L): límite elástico

(S): resistencia a la rotura

(A): máximo alargamiento

(E): módulo elástico

(Sf): resistencia a la fatiga

Costos de los materiales seleccionados, disponibles en el mercado para la fabricación de un fijador externo de tibia y peroné

Al realizar la construcción del fijador externo de tibia y peroné, se constató que el precio del producto en el mercado nacional es muy elevado en comparación con la producción unitaria la cual puede ser construida en el laboratorio de Biomédica de la Universidad del Zulia, Núcleo Costa Oriental del Lago.

Cuadro 5. Herramientas necesarias para la fabricación del fijador externo

Denominación del artículo	Número de referencia
Alicate para doblar para el sistema X-Fix	50-125-16-07
Plantilla X-Fix 1x4x325 mm	51-671-28-09
Mango de trocar	50-501-01-07
Sujetamejillas, cerrado	50-501-10-07
Cánula X-Fix	50-501-19-07
Trocar X-Fix	50-501-09-07
Guía de broca X-Fix	50-501-29-07
Medidor de profundidad	50-501-40-07
Broca para taladros previos 2,2x115 mm, acoplamiento en J	50-022-15-07
Broca para taladros previos 2,5x105 mm, acoplamiento en J	50-126-06-07
Destornillador con punta X-Fix triangular	51-600-85-07
Punta X-Fix triangular - adecuada para pinex X-Fix Ø 4 y 3,2 mm - compatible con el BOS Driver y el mango de destornillador con mecanismo de trinquete	51-600-86-07
Destornillador, hexagonal, tamaño de llave 2,5 mm - para las varillas de conexión	51-600-65-07
Destornillador, hexagonal, tamaño de llave 5 mm - para las tuercas de apriete de las grapas simétricas y asimétricas - para tuercas de pin	51-600-70-07
Mango de destornillador con mecanismo de trinquete	25-410-00-07

Cuadro 6. Costos de materiales y mano de obra para la fabricación de fijador externo

Descripción	Costo Unitario (\$)	Costo al mayor (\$)
Barra	14	10
Rótulas	10	6
Tornillos Roscado	12	7
Grapas	5	2
Clavos intramedulares	10	6
Mano de obra	0.75	0.35
Esterilización y Empaque	2	1
Totales	53.75	32.35

Se observa en el cuadro 6, el precio unitario y al mayor de los materiales, mano de obra para la fabricación de un fijador externo utilizado en el tratamiento de fracturas de tibia y peroné, así como también la esterilización y empaque del mismo, siendo este costo hasta un 60 por ciento menor al que se puede adquirir en el mercado nacional, el cual se encuentra estimado alrededor de 120 dólares (120 \$). Al construir este instrumento medico se beneficiaría a las personas que requieren de este tipo de herramienta medica en los centros de salud de la Costa Oriental del Lago y del estado Zulia.

Realizar la simulación de un fijador externo de tibia y peroné

A manera de determinar los esfuerzos y deformaciones a las cuales será sometido el fijador externo de tibia y peroné, se procedió a analizar el modelo propuesto a partir de la simulación, esto a su vez se permitirá seleccionar los procesos de fabricación adecuados y necesarios de acuerdo a la disponibilidad y accesibilidad de los equipos y herramientas. Empleando los siguientes pasos:

- Selección del tipo de elementos a emplear. En función de los cálculos, el programa dispone de diferentes tipos de elementos que son específicos para cada aplicación.
- Se define y asigna el material correspondiente a cada uno de las partes que compone el modelo, colocando las características necesarias para realizar el estudio.
- Aplicarle las condiciones de contorno del modelo, definiendo las interacciones existentes entre cada una de sus partes.
- Aplicación de las cargas exteriores (puntuales, lineales o superficiales).
- Se realiza el mallado de los componentes del modelo que definan su forma correctamente.
- Selección del cálculo dinámico, sólido.

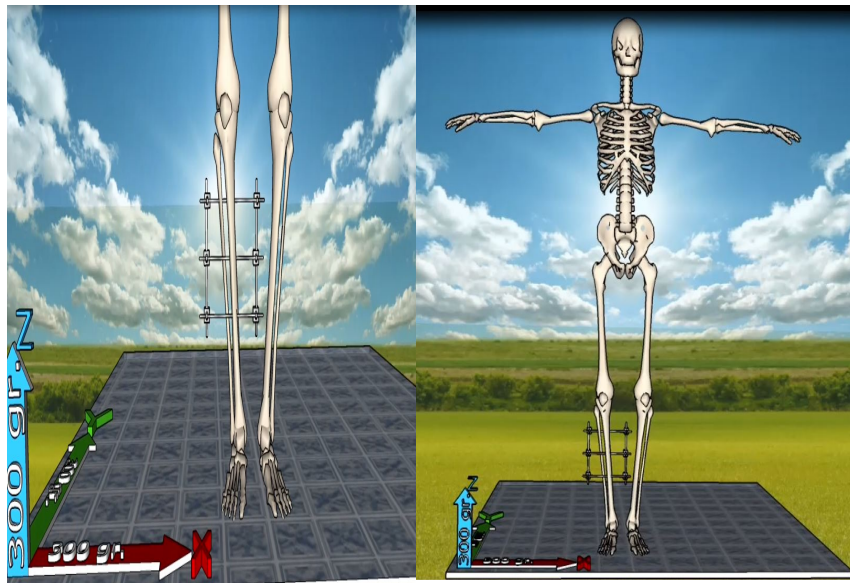
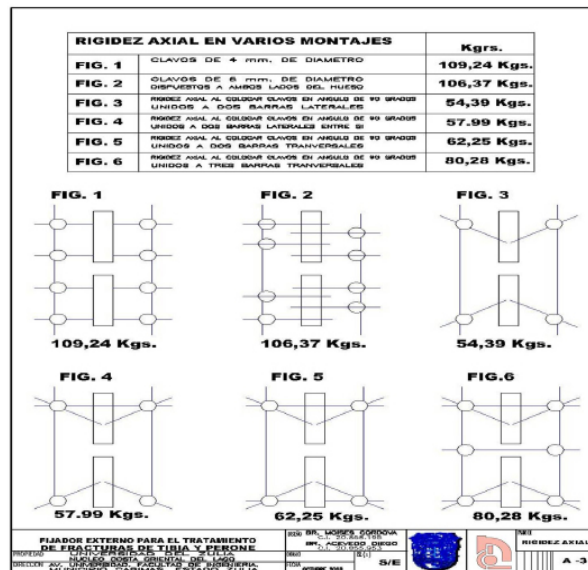


Figura 6. Simulación de un fijador externo de tibia y peroné
Fuente: Elaboración propia

Tomándose como referencia un peso promedio de 100 kilogramos de las personas que sufren fracturas de tibia y peroné en la simulación puede apreciarse tanto los esfuerzos como las deformaciones a las cuales es sometido el fijador externo utilizado para el tratamiento médico de este tipo de lesiones, la cuales se presentan en el cuadro 7.

Cuadro 7. Rigidez axial en montaje de fijadores externos



Elaborar los planos de detalle de fijador externo de tibia y peroné

Se procedió a la elaboración de los planos de detalle de fijador externo de tibia y peroné, en los cuales es posible apreciar las diferentes vistas del instrumento médico, así como las medidas de los distintos elementos que componen el mismo, a través de estos se proporcionarán una herramienta adecuada para la fabricación de este tipo de dispositivo utilizado en la rehabilitación de personas con fracturas en las zonas antes mencionadas.

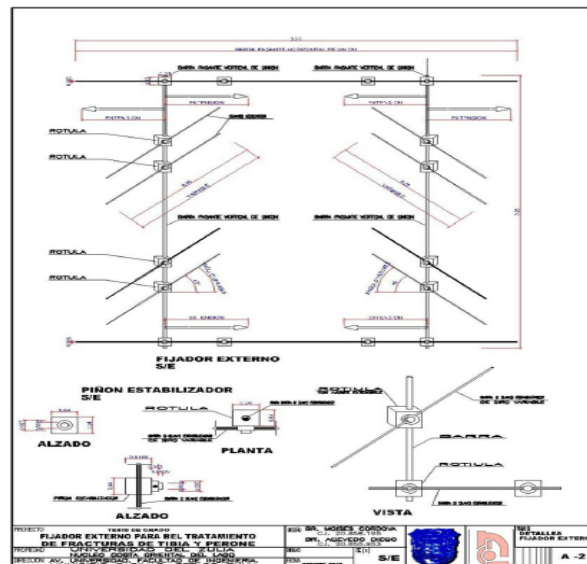


Figura 7. Plano de detalle 1 de un fijador externo de tibia y peroné
Fuente: Elaboración propia

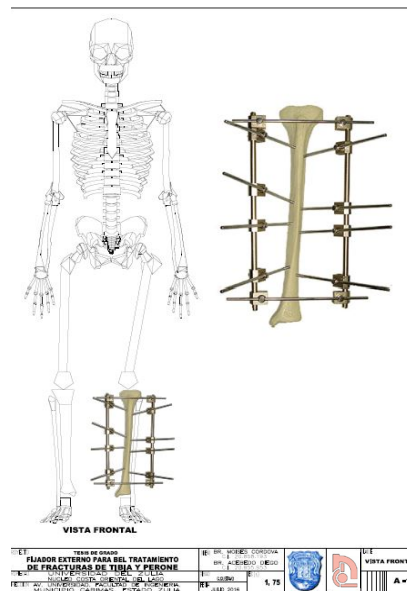


Figura 8. Plano de detalle 1 de un fijador externo de tibia y peroné
Fuente: Elaboración propia

Conclusiones

Por medio de los resultados obtenidos se le suministra soporte al objetivo general el cual fue diseñar un fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné, llegándose a las siguientes conclusiones:

Fueron descritos los componentes para el diseño de un fijador externo destinados al tratamiento de fracturas de tibia y peroné, siendo detalladas sus características, tales como materiales dimensiones y cantidades.

Se procedió a la elección de los materiales para la fabricación de un fijador externo de tibia y peroné, esto tomándose en consideración la utilidad médica la cual se les suministrara, así como también de acuerdo a las ventajas y desventajas de los mismos.

Fueron determinados los costos de los materiales seleccionados, disponibles en el mercado para la fabricación de un fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné incluyéndose los materiales y mano de obra para la fabricación, así como también la esterilización y empaque del mismo, siendo este costo hasta un 60 por ciento menor al que se puede adquirir en el mercado nacional, el cual se encuentra estimado alrededor de 120 dólares (120 \$).

Se realizó la simulación del fijador externo para el tratamiento de fracturas de tibia y peroné en la cual son determinados los esfuerzos y deformaciones a las cuales será sometido. De la misma manera se procedió al análisis del modelo propuesto a partir de la simulación, esto a su vez se permitirá seleccionar los procesos de fabricación adecuados y necesarios de acuerdo a la disponibilidad y accesibilidad de los equipos y herramientas.

Fueron elaborados los planos de detalle de fijador externo de tibia y peroné, en los cuales es posible apreciar las diferentes vistas del instrumento médico, así como las medidas de los distintos elementos que componen el mismo, a través de estos se proporciona una herramienta adecuada para la fabricación de este tipo de dispositivo utilizado en rehabilitación de personas con fracturas en las zonas antes mencionadas.

Referencias bibliográficas

- Altuve, C. (2014). **Análisis biomecánico comparativo entre sistemas de fijación rígida y elástica de fracturas.**
- Aurelio, A. (2010). **Guía práctica para manejar y reparar la computadora.** Revista, Medellín Colombia.
- Bennek, D. (2014). **La fijación externa en trauma pediátrico.** Editado por Acribia. Zaragoza, España.
- Gutiérrez, F. (2013). **Equipos para el tratamiento de fracturas.** Editorial McQuenn. Madrid España.
- Marty, B. (2013). **Tratamiento práctico de fracturas.** Editorial McGraw-Hill. DF, México.
- Ministerio del Poder Popular Para la Salud (MPPS / 2014). **Traummas atendidos en hospitales públicos.** Disponible en: <http://www.mpps.gob.ve/> [Consultado 09/06/2016]
- Murty, P. (2013). **Materiales de construcción.** Editorial Fundación Continental.
- Norton, G. (2010). **Introducción a la computación.** Sexta Edición. Editorial McGraw-Hill. México.
- Ojeda, N. y Coa, A. (2013). **Diseño y construcción de un clavo intramedular para hueso largo.** Editorial McGraw-Hill. DF, México.
- Pedroza, Y. (2012). **Método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas de diáfisis de tibia en el heodra en el periodo enero 2009 a junio 2012.**
- Perry, H. y Elstrom, W. (2011). **Manual de fracturas.** McGraw-Hill-Interamericana. Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol.
- Rituerto, E. (2012). **Partes del cuerpo humano.** McGraw-Hill. Bogotá. Colombia.
- Ruedi, G. (2013). **Principios del tratamiento de las fracturas.** Bogotá: Editorial INDE.
- Ruland, P. (2012). **La fijación externa en fracturas de tibia y peroné.** Editorial: International Thomson República Dominicana.
- Silberschatz, B. (2011). **Fundamentos de AutoCAD.** Editorial McGraw-Hill. México.
- Sobremonte, E. (2012). **Procedimientos operativos a nivel empresarial.** Editorial Mc-Quenn. DF, México.
- Ysea, M. (2013). **Fijación externa como método de osteosíntesis utilizado en el tratamiento quirúrgico de las fracturas abiertas de tibia.** Editorial Fundación Continental.