

## Evolución de la osteosíntesis de los huesos largos y fijación por enclavado intramedular flexible

### Evolution of Long Bone Osteosynthesis. Flexible Intramedullary Nail Fixation

Alfredo Ceballos Mesa<sup>1\*</sup> <https://orcid.org/000-0002-0487-0447>

Horacio Tabares Neyra<sup>2</sup> <https://orcid.org/0000-0001-6599-4948>

Roberto Balmaseda Manent<sup>1</sup> <https://orcid.org/0000-0002-2166-812X>

Octavio Álvarez Benito<sup>1</sup> <https://orcid.org/0000-0002-5188-5772>

Julio Rivero Hernández<sup>1</sup> <https://orcid.org/0000-0001-7113-2877>

Tamara Loredo Quesada<sup>1</sup> <https://orcid.org/0000-0002-3588-6150>

<sup>1</sup>Universidad de Ciencias Médicas de La Habana. Facultad General Calixto García, Departamento de Ortopedia y Traumatología.

<sup>2</sup>Centro de Investigaciones de Longevidad, Envejecimiento y Salud. La Habana, Cuba.

\*Autor para la correspondencia: [alfredo.ceballos@infomed.sld.cu](mailto:alfredo.ceballos@infomed.sld.cu)

#### RESUMEN

**Introducción:** Se presenta la evolución histórica y científica de la osteosíntesis de huesos largos realizada con dos tipos de implantes intramedulares: Pines o varillas flexibles y clavos rígidos.

**Objetivo:** Publicar un artículo científico que sirva de soporte teórico y práctico al personal en formación y, como punto de referencia y consulta a los ortopedicos y traumatólogos.

**Métodos:** Se realiza una revisión bibliográfica retrospectiva de artículos sobre fracturas de los miembros publicadas en revistas de traumatología nacionales y extranjeras indexadas en las bases de datos MEDLINE y certificadas por el organismo de Ciencia

Tecnología y Medio Ambiente, así como libros de relevancia sobre este tema y experiencias de los autores.

Dadas las diferencias entre los dos tipos de implantes se estudiaron por separado la osteosíntesis con pines flexibles (Rush) y la realizada con clavos rígidos (Küntscher). Se seleccionaron las siguientes variables para el estudio: reducción, vía de acceso, penetración del implante, estabilidad, bloqueo, metal usado y consolidación.

La fecha de incorporación de las innovaciones tecnológicas a la práctica quirúrgica fue enmarcada en tres momentos generacionales en el período de tiempo comprendido desde 1939 hasta la actualidad.

**Conclusiones:** Esta revisión permitió identificar dos tipos de implantes intramedulares: los pines flexibles y los clavos rígidos. El estudio de sus características permitió organizarlos en generaciones para poder ubicar en el tiempo su contribución a los conocimientos que permiten devolver al paciente su vida activa.

**Palabras clave:** pines flexibles; clavos rígidos; reducción funcional; fresado del canal; cerrojo.

## ABSTRACT

**Introduction:** This article discusses the historical and scientific evolution of long bone osteosynthesis performed with two types of intramedullary implants, flexible pins or rods and rigid nails.

**Objective:** To publish a scientific article that serves as theoretical and practical support for staff in training and, as a point of reference and consultation for orthopedists and traumatologists.

**Methods:** A retrospective bibliographic review of articles is carried out on limb fractures published in local and foreign trauma journals indexed in the MEDLINE databases and certified by CITMA, as well as relevant books on this topic and experiences of the authors. Given the differences between the two types of implants, we separately studied the osteosynthesis with flexible pins (Rush) from that performed with rigid pins (Küntscher). The variables selected for the study were reduction, access route, implant penetration, stability, locking, metal used, and consolidation. The inclusion of technological innovations to surgical practice was framed in three generational moments from 1939 to the present.

**Conclusions:** Thow types of intramedullary implants were identifies from this revision: flexible pins and rigid nails. The study of their characteristics allowed to organize them into generations in order to locate their contribution to the knowledge allowing the patient to return to an active life over time.

**Keywords:** flexible pins; rigid nails; functional reduction; channel milling; bolt.

Recibido: 22/01/2022

Aceptado: 23/02/2022

## Introducción

En su libro Historia General en la Conquista de la Nueva España (México siglo XVI), Bernardino de Sahagún, ayudante de Hernán Cortés, escribió como una curiosidad del Nuevo Mundo la manera en que los Aztecas introducían “clavijas” (según el Diccionario: tacos o tarugillos de madera u otro material, que se usaban para ensamblar o tapar agujeros), con los cuales rellenaban el canal medular de fémures fracturados para darle estabilidad., como tratamiento de esas lesiones.<sup>(1)</sup>

En 1868, el sueco Julius Nicolaysen (1831-1909), llamado por algunos como el Padre de la Osteosíntesis intramedular, describía el tratamiento de las fracturas del cuello femoral por tornillos metálicos iniciados en la cara externa del trocánter mayor.<sup>(2)</sup>

A finales del siglo XIX fueron practicadas investigaciones utilizando clavijas de marfil y metálicas para osteosíntesis, las que fueron abandonadas en 1897 al concluirse, que el marfil se reabsorbía y las metálicas eran encapsuladas.

Gluck, en 1890, describió los implantes de marfil, los que denominó *clavos* según el diccionario eran: varillas longitudinales de ese material con un tope o cabeza plana en uno de sus extremos y punta de penetración en el otro.<sup>(3)</sup>

Losser, en 1897, describió la técnica quirúrgica de implantar clavijas y clavos en el canal medular con exposición quirúrgica de la fractura usándolos como férula interna para osteosíntesis que junto con los trabajos de Lafahr en 1902, concluyeron, que: “no garantizaban estabilidad permanente, ni el metal, ni el marfil”.<sup>(4)</sup>

Shone, en 1913, describe la osteosíntesis de fracturas del cúbito y radio, con clavos de plata. Hey-Groves, durante la Primera Guerra Mundial (1914-1918) utilizó clavos metálicos ferrosos en fémur y cúbito, fracasando por metalosis e infección.<sup>(5)</sup>

En los años treinta del siglo XX, los alambres de Martin Kirschner (Alemania 1879-1942) y en mayor cuantía los clavos de Fritz Steimann (Suiza, 1872-1932), diseñados por estos autores para los sistemas de tracción esquelética en fracturas de huesos largos y que habían introducido en la traumatología, comienzan a ser usados también en la osteosíntesis endomedular de cúbito y radio.

Señalaban los autores de dichos procedimientos que, por la forma cilíndrica y su grosor (de 2 mm los Kirschner, y de 3,5 mm los de Steimann) dichos implantes permitían ser penetrados en el canal medular del cúbito perforando el extremo posterior del olecranon, y para la fijación del radio perforando en la cara externa proximal al tubérculo de Lister para estabilizar las fracturas de sus diáfisis, proceder indicado bajo reducción abierta.

Sus resultados sufrieron fracasos debido a que no controlaban qué ocurriera rotación interfragmentaria del cúbito, ni mantenían la curvatura anatómica del radio.

En esta propia década se inició el tratamiento de las fracturas metafiso-epifisarias con el uso de clavos intramedulares de menor longitud y mayor grosor fabricado con acero inoxidable. El clavo de Marius Smith Petersen (EE.UU. 1886-1953) publicado en 1932, para el tratamiento exitoso de las fracturas intracapsulares del cuello del fémur y sus variantes, incrementó el valor de uso del canal medular como vía de colocación del implante en la osteosíntesis.<sup>(6)</sup>

Sven Johansson en 1932 presentó un clavo similar al de Smith Petersen, pero acanalado en su espesor con el propósito de que sirviera como guía a un alambre de Kirschner, previamente penetrado bajo visión radiográfica, en el espesor del cuello, lo que garantizaría el sitio correcto del implante.

En Cuba, Alberto Inclán, alumno de Smith Petersen, introdujo en 1935 el proceder de su maestro, lo cual hace que nuestro país fuera uno de los primeros países en incorporar este tratamiento.

En la evolución y seguimiento de sus pacientes, introdujo su mayor aporte al desarrollo del tratamiento y evolución de esta osteosíntesis, al publicar en 1942 un extenso trabajo sobre el tratamiento de la complicación que se presentaba con relativa frecuencia: la pseudoartrosis del cuello del fémur.

En su original artículo: “Lo que todo Cirujano Ortopédico debe conocer”, introdujo en la práctica del tratamiento de esta complicación, la implantación de injerto óseo homólogo conservado en frascos de sangre citratada, que mantenían en congelación a 4° C, lo que ha sido reconocido como la primera publicación en el mundo acerca de la conservación de injertos óseos congelados.

En el mismo artículo se presentó el clavo intramedular porta-injerto diseñado por Sosa de Quesada, para el tratamiento combinado (estabilidad y aporte de injerto óseo) de la pseudartrosis.<sup>(7)</sup>

## **Irrupción de la osteosíntesis intramedular en fracturas de huesos largos**

En el trienio 1937 - 1939 fueron publicados los primeros trabajos sobre este nuevo tipo de tratamiento de las fracturas, reportados por Leslie Rush en Memphis, Tennessee, EE.UU., quien en 1937 realiza la osteosíntesis de una fractura de cúbito de una mujer utilizando un pin de Steimann como implante, a quien denomina la primera americana implantada intramedular.

En 1939, presenta un libro donde describe el implante de su autoría al que llama: varilla, pin, o Rod de Rush, y comunica una amplia descripción de la técnica quirúrgica con pines intramedulares flexibles.

De manera casi simultánea en el tiempo, en Berlín, Alemania en noviembre de 1939, Gerard Küntscher presentó en la Sociedad Alemana de Cirugía el resultado del primer paciente tratado por osteosíntesis de fractura del fémur con un clavo intramedular rígido. Más tarde, en 1940 publicó su primer libro sobre el procedimiento realizado, con una adecuada cantidad de casos operados de fracturas en fémur, húmero, cúbito.

Debido a los inconvenientes de la situación internacional en estos años, no sería publicado hasta 1945.

Para los intereses de nuestro trabajo resulta significativa la coincidencia, durante un mismo período de tiempo (1937-1940) de ambos acontecimientos científicos en dos países distantes, relacionados con el tratamiento de fracturas por medio del nuevo método de osteosíntesis intramedular. Este coincidió con el inicio del relevante momento histórico de las primeras acciones combativas de la Segunda Guerra Mundial en 1939, al producirse la invasión de Polonia por Alemania.

La coincidencia nos permite, referirnos a estas fechas como las del inicio de la Primera Generación de este procedimiento quirúrgico de osteosíntesis, para el estudio por separado, de sus implantes y de la variedad de innovaciones tecnológicas que se irían incorporando.

El objetivo de nuestro trabajo fue publicar un artículo científico que sirviera de soporte teórico y práctico al personal en formación.

## Métodos

Se realizó una revisión bibliográfica retrospectiva de los artículos sobre fracturas de los miembros, publicados en revistas de traumatología nacionales y extranjeras, indexadas en la base de datos MEDLINE y certificadas por el organismo de Ciencia Tecnología y Medio Ambiente (CITMA), así como de libros de relevancia, y experiencias de los autores.

Para realizar el presente trabajo basados en la evolución histórica y científica de la osteosíntesis intramedular se organizaron las modificaciones que esta ha tenido con el paso del tiempo, en ambos tipos de implantes.

Se creó un sistema de variables escogidas a partir del análisis del material revisado según las características, procedimientos y evolución de la osteosíntesis intramedular y los implantes usados en los tratamientos con pines y clavos presentes en las tres generaciones.

- Reducción de la fractura: cerrada o expuesta.
- Vía de acceso quirúrgico.
- Tipo de implante.
- Inserción, penetración, estabilización del pin y clavo.

Estos resultados se fueron relacionando con acontecimientos sociales de carácter histórico y con el incremento de aportes de innovaciones tecnológicas, organizadas en tres etapas o generaciones que se muestran a continuación:

.

- Primera generación o inicio de la osteosíntesis intramedular a partir del comienzo de la Segunda Guerra Mundial 1939.
- Segunda generación también llamada *década brillante de la traumatología* (1955-1965), la cual coincide con el desarrollo de la consolidación por compresión dinámica-interfragmentaria de la fractura, el fresado del canal y el cerrojo metal–hueso, como estabilizadores del sistema.
- Tercera generación, llamada *actual*, originada a principios de este siglo por el incremento de innovaciones tecnológicas con modificaciones en: la conformación anatómica del implante, la reducción funcional cerrada de la fractura, y el acerrojado o bloqueo del implante en el canal, todo lo cual se encuentra en fase de generalización de su aplicación y evaluación de sus resultados.

Siguiendo el protocolo de búsqueda y la evaluación del material revisado se aplicaron los siguientes criterios de inclusión y de exclusión:

#### Criterios de inclusión

- Trabajos publicados sobre los distintos tipos de implantes, modificaciones que aportaron al método quirúrgico, técnicas asociadas al incremento de la estabilidad de la osteosíntesis, ventajas y desventajas.
- Trabajos que señalaban la incorporación de biomateriales utilizados en la confección de los implantes y adelantos de la biología ósea en el proceso de consolidación de la fractura.

#### Criterios de exclusión

- Publicaciones referidas a resultados clínicos obtenidos por los distintos tipos de osteosíntesis, o sus comparaciones con otros métodos.
- Publicaciones de las que solo se hubieran obtenido el título y el resumen.

## Análisis y síntesis de la información

### Osteosíntesis intramedular de huesos largos con pines o varillas flexibles

*Pining* es el anglicismo aceptado en la descripción de la osteosíntesis con implantes finos, flexibles (varillas, pines, rods), cuya acción no depende del grosor del implante sino de su configuración recta o curvada y de la fuerza de tensión que producen sobre las paredes internas del canal medular, junto con las fuerzas musculares que actúan sobre la superficie externa el foco de fractura.

### Primera generación de osteosíntesis intramedular con pines flexibles

Comenzó su desarrollo con Leslie V. Rush, de Mississippi, EE.UU., quien en 1937 publicó el tratamiento a una paciente (Katie Belle Rembert) con fractura luxación de Monteggia, mediante reducción y osteosíntesis intramedular anterógrada (de proximal a distal) del cúbito, y utilización como implante de un clavo de Steimann, penetrado por el vértice de la epífisis proximal del olecranon, bajo control radiográfico. Esto fue publicado como el primer caso de osteosíntesis intramedular en EE.UU.<sup>(8)</sup>

En 1939 el autor presenta su segundo trabajo, que incluye la participación de su hermano Lawry Rush. Expone sus experiencias y muestra a la luz pública el implante de su autoría, consistente en una varilla o pin recto, confeccionada en acero inoxidable.

Lo denomina pin o Rod de Rush, y lo recomienda en fracturas de diáfisis de huesos largos y clavícula.

Tiene las características de ser una varilla redondeada, recta, sólida y algo maleable, de superficie lisa. Su extremo proximal disponía inicialmente de un tope cuadrado para evitar que migrara hacia el espesor de la esponjosa, o hacia el exterior del agujero de penetración.

El tope fue sustituido, y a este extremo se dio definitivamente la forma semicurva que asemejaba el agarre de un bastoncillo, aunque la mayoría de los pacientes y médicos lo identifican con un gancho dada su función de quedar subcutáneo y

apoyado, o enganchado en la cortical del orificio creado para implantarlo. De esta manera se evita que penetre y profundice en la esponjosa osteoporótica de la metáfisis.

El extremo distal o punta del pin, tiene forma de bisel alargado, facetado como la imagen de una lanza, para perforar el tejido esponjoso a medida que va penetrando, a presión manual con pequeños movimientos rotatorios sobre su eje, o a golpe de martillo sobre el impactador con el que se dirige el pin, o golpeando directamente sobre el gancho como hacen algunos.

Los pines de Rush se confeccionan con acero inoxidable de distintas medidas de longitud y diámetro según el hueso fracturado. Los de mayor grosor y longitud corresponden al fémur, tibia y húmero, con un diámetro que varía entre 6,4 y 4,8 mm y una longitud entre 280 mm y 430 mm.

Para huesos de canales finos, como el cúbito y radio, existen pines desde 3,2 mm a 2,4 mm de diámetro, con un largo entre 250 mm y 355 mm.<sup>(9)</sup>

De acuerdo con Rush, los pines deben ser medidos en su diámetro y longitud, previo al acto quirúrgico, apoyados en las imágenes radiográficas, para evitar recambios e interrupciones al momento de implantarlo, evitar el daño por penetración de su punta en el espacio articular, o provocar complicaciones del tejido esponjoso del canal, que afecten la estabilidad del implante.

### **Principios del procedimiento quirúrgico de esta primera generación**

Rush preconizaba que este procedimiento debía ser realizado a cielo cerrado, para evitar la gran exposición ósea que supone el abordaje del canal medular, con sus consecuentes afectaciones por la separación de las partes blandas y la alteración de la irrigación sanguínea.

En miembros superiores indicaba reducir bajo control de imagen, afrontando manualmente ambos fragmentos mayores con el soporte y ayuda de otro cirujano, sin exposición del foco fracturarlos.

En miembros inferiores, recomendaba colocar al paciente en mesa ortopédica bajo tracción constante, para poder mantener la reducción de forma tal que el miembro afecto pudiera permanecer simétrico, alineado y afrontado sin rotación.

### Vía de acceso y penetración del implante

En el caso del húmero se realiza la penetración a distancia, por medio de una pequeña incisión en la base del troquíter, en la cara antero-externa del hombro, y bajo control de imagen, se perfora la cortical y se avanza hasta llegar al canal medular.

El pin debe penetrar en posición vertical, paralelo al eje del hueso y avanzar hacia el fragmento opuesto por presión manual, asociado a pequeños movimientos rotatorios realizados por la muñeca del cirujano y golpes de martillo. El gancho se mantendrá orientado hacia la cara externa y anterior del hueso y su penetración se detendrá al chocar con la cortical del borde del orificio de penetración.

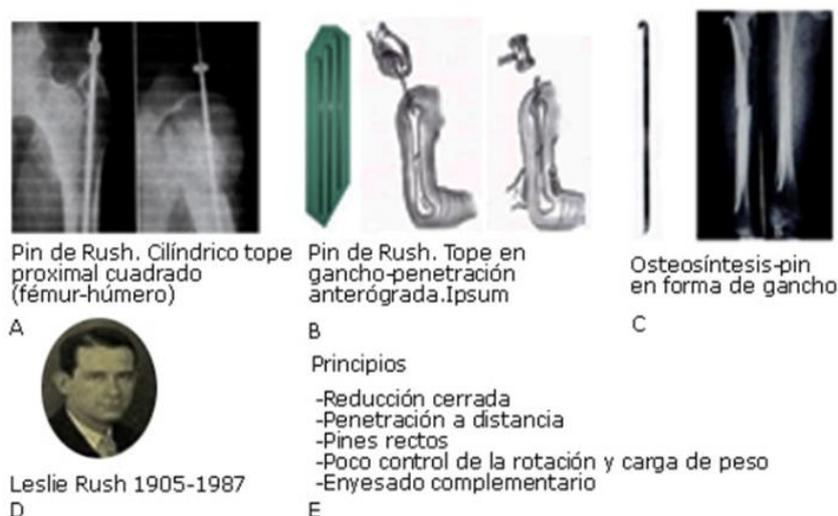
En el fémur, el pin penetrará por el vértice del trocánter mayor, o por la vecina fosita del piriforme, lo más vertical posible y similar a lo descrito.

En el caso de la tibia la penetración se realizará a ambos lados de la meseta tibial, mediante incisión paralela a la tuberosidad anterior, y al tendón rotuliano. Una vez situado en la esponjosa de la meseta, debe evitar penetrar el perforador de cortical en dirección posterior, ya que puede fracturar la pared cortical del canal y provocar una falsa vía en la dirección del pin con daño en las partes blandas.

Se atravesará el foco de fractura mientras se mantiene reducido y se avanza en el interior del canal del fragmento distal.

Al llegar el gancho al reborde del orificio por donde fue introducido debe interrumpirse su penetración y apoyarlo en la cortical de forma tal que quede subcutáneo, lo que permitirá localizarlo para facilitar su extracción.

En huesos de canales estrechos como el cúbito y el radio, en muchas ocasiones resulta difícil realizar la osteosíntesis a cielo cerrado. En estos casos Rush recomendaba guiar la punta del pin hasta llegar a la fractura, para hacerlo penetrar en el fragmento distal. Para ello debía realizar una pequeña incisión de partes blandas y exponer parcialmente el foco de fractura, introducir uno o dos dedos -habitualmente el índice y el dedo medio- localizar la punta del clavo y dirigirla manualmente al canal medular del fragmento opuesto para mantener la reducción. Mientras tanto, un ayudante impacta el pin con golpes de martillo sobre el gancho, con lo que se logra introducir el implante sin tener que realizar maniobras o exponer la lesión. El llamó a este procedimiento “reducción semiabierta”<sup>(10)</sup> (Fig. 1).



**Fig. 1** - Pin de Rush recto-liso y extremo en gancho. Primera generación 1939.

### Seguimiento posoperatorio de la osteosíntesis con pines de primera generación

Dadas las características de este vástago recto, liso, cilíndrico, de grosor reducido, sin contacto con las paredes del canal que garantiza la estabilidad de la osteosíntesis, está indicado complementar la rigidez de la fractura por medio de la inmovilización enyesada posoperatoria, hasta tener una consolidación adecuada para iniciar la movilidad y la carga de peso.

### Metalurgia del implante

Los pines, varillas o rods de Rush, se confeccionaban en acero inoxidable 316, que ya habían demostrado los mejores resultados en la osteosíntesis intramedular con el clavo de Smith Petersen. Este acero, cuya aleación está compuesta por: Hierro 65 %, cromo 20 %, níquel 17 %, molibdeno 4 %, y carbono 0,03 %; tiene distintas maneras industriales y características de dar forma al metal, procedimiento conocido como forjado del metal. Es la manera llamada “en frío” la que le da las mejores condiciones al biomaterial de la aleación para su biocompatibilidad con el cuerpo humano, así como para la confección del diseño ingenieril de los implantes.<sup>(11)</sup>

Aseveraba Rush, que la varilla metálica para la osteosíntesis que lleva su nombre, debe tener condiciones específicas para su implante en relación con su rigidez y su estructura

debe ser poco rígida y discretamente maleable, que permita angularse o curvarse en su extremo, al ser introducida para adosarse a la cara cortical interna del canal medular.

De ser sólida o más rígida, el impacto intramedular puede fracturar la cortical e incluso fragmentarla, crear una falsa vía al exterior del canal que impida la osteosíntesis y obligue a manipulaciones innecesarias con demoras en el procedimiento y complicaciones ulteriores.

Ambas complicaciones son severas y dependerán también de la habilidad y experiencia del cirujano para lograr su adaptación progresiva a medida que la varilla penetra en el canal medular.

Los criterios de Rush sobre la evolución del callo óseo se correspondían con las circunstancias que imponía la generación de un callo endóstico curativo. Entre estas, la reducción, el espesor del canal medular, el grosor del implante y el efecto sistémico de su biomaterial, y la disminución de la irrigación sanguínea necesaria a la consolidación.

Rush apoyaba la importancia de la conservación del hematoma fracturario por la reducción cerrada para la formación del callo óseo primario en la periferia con participación del periostio y el mantenimiento sanguíneo por las partes blandas vecinas junto con elementos celulares que aportaba, y como a las pocas semanas de manera progresiva se produce el callo secundario, con la aparición de pre osteoblastos junto a islotes de cartílago que se convertirán en hueso, al unirse a los frentes de osificación de la masa osteoide en su fase de desarrollo, los que a partir de ambos extremos del foco de fractura avanzan uno frente al otro hasta encontrarse y formar el llamado callo osteoperióstico definitivo.<sup>(12)</sup>

### **Extracción ulterior del pin**

Se procede a hacer incisión en la piel, sobre la cicatriz de penetración, y la localización por palpación del gancho del extremo proximal del pin y decolar las partes blandas a su alrededor para exponerlo. Se sujeta firmemente con un alicate, o se introduce el extractor en la curvatura del gancho para tirar del pin en sentido proximal, y se sigue el eje longitudinal del hueso, con discretos movimientos de rotación para evitar dañar la pared cortical del canal medular. Puede ayudarse con golpes de martillo en el sentido e intensidad deseada.

## Segunda generación de osteosíntesis intramedular con pines flexibles curvados

En 1954 Rush publicó el Atlas de técnicas del pin, que lleva su nombre y amplió los nuevos conceptos sobre lo que llamó fijación racional. Introdujo en la práctica la estabilización de las fracturas diafisarias por la acción de dos pines curvados en forma de arco de flecha en su parte media. Se mantuvo la angulación de sus dos extremos (gancho y punta) en dirección contraria a la convexidad medial del pin.

Los dos implantes son penetrados de manera simultánea a nivel metafiso-epifisaria, a ambos lados del canal medular, paralelos uno al otro, a distancia del foco de fractura.

Según la metafisis de penetración y su avance dentro del canal se llamarán: Proximal o de penetración anterógrada y distal o de penetración retrógrada, según el tipo y la localización de la fractura. Esto provoca que, en su recorrido, ambos se entrecrucen en forma de letra X en el espesor del canal, lo que da estabilidad al montaje y a la fractura.

Esta innovación terapéutica produjo un nuevo sistema de estabilización de la lesión, típica del sistema de pines, debido al apoyo en tres puntos de cada pin en el espesor del canal.<sup>(13)</sup>

Para ello, el extremo correspondiente al gancho se angula discretamente sobre sí mismo en su base, para apoyar su curvatura en el espesor de la cortical del orificio de penetración. La punta del pin, su otro extremo, será angulada a 1 o 2 cm de su final en la misma dirección de la punta del gancho, lo que le servirá para deslizarse al inicio de su penetración, sobre la cortical del lado contrario del canal, y avanzar sin penetrarla o fracturarla.

La parte central del pin se curva en forma de arco, de convexidad dirigida en sentido contrario al de sus extremos, lo que hará que la superficie convexa del arco se apoye a lo largo de la superficie interna del canal contralateral contrario al sitio de penetración. Se produce el entrecruzamiento con el pin paralelo penetrado por el otro lado de la metafisis, y forma entre ambos una X alargada que incluye el foco de fractura y le da estabilidad.

A medida que el pin vaya penetrando en el interior del canal, su extremo distal o punta, después de ejecutar el entrecruzamiento, se dirigirá hacia la cortical interna del canal del lado por el que penetró. Igual recorrido ocurre con el pin contralateral, por lo que ambas puntas tendrán una posición divergente.

El entrecruzamiento de ambos pines en el interior del canal y el apoyo de la curvatura en la superficie opuesta crean fuerzas de tensión en ambas direcciones que provocan estabilidad y rigidez del foco de fractura, lo que mantiene fijos los implantes y evita deformidades en rotación o angulación de la fractura hasta su consolidación.

Rush fundamentó esta osteosíntesis y su mecanismo de acción, comparándolas con el principio de “florero tubular” donde las flores se mantienen erectas al apoyarse en tres puntos en su interior.<sup>(14)</sup>

El primer apoyo, al igual que el gancho, en el borde libre del florero es similar al orificio de penetración del pin.

El segundo apoyo, es provocado por la curvatura del pin al apoyarse el tallo flexible del pin o de la flor -contorneado en arco- en la superficie contralateral interna del canal.

El tercer apoyo lo realiza la punta del pin en el fondo, o final del florero, y en otras ocasiones en la cara interna del canal tubular.

Esto hace que “la flor” quede rígida por las tensiones que se crean en la estructura de su tallo, al igual que ocurre con el pin dada su flexibilidad.

Señalaba Rush que una vez iniciada la penetración del pin en el canal medular con esta conformación, se deslizará por sí mismo, como un “tobogán”, sin detenerse hasta topar con el final del canal. Esto rememora a esa especie de trineo de deportes invernales, que se desliza dentro de un canal congelado con un impulso inicial adecuado.

### Procedimientos quirúrgicos

Ya hemos señalado que de acuerdo a la penetración del pin existen dos tipos de proceder:

1. Vía anterógrada (descendente): Llamada así por realizarse la penetración por la metáfisis proximal correspondiendo con la base del troquíter en el húmero, la cara externa del trocánter mayor en el fémur y la meseta de la tibia. Estos avanzarán en sentido distal según lo descrito en la primera generación.
2. Vía retrógrada (ascendente): Surge como una innovación tecnológica que caracteriza esta segunda generación. Los sitios de penetración serán las metáfisis distales: cara externa de ambos cóndilos femorales, en la tibia por la metáfisis

distal interna zona supramaleolar, y a nivel del húmero por los vértices de sus prominencias laterales interna y externa (epitróclea y epicóndilo).

El abordaje al canal puede realizarse directamente por la exposición del mismo, mediante incisión, exposición y perforación de la cortical en las caras laterales a nivel de la unión cóndilo-diáfisis.

Algunos autores han sugerido hacerlos penetrar por los vértices de los maléolos de tibia y peroné sin gran aceptación.

En el cúbito y radio el canal es muy fino para realizar la osteosíntesis con doble pin entrecruzado, por lo cual debe evaluarse la osteosíntesis con un solo pin contorneado.

### **Principios del procedimiento quirúrgico**

En ambos tipos de osteosíntesis, ya sean anterógradas o retrógradas existen un grupo de principios recogidos de las experiencias de Rush y su equipo de trabajo, y otros, incorporados como innovaciones técnicas a la segunda generación de osteosíntesis con pines flexibles:

- Preparar el modelaje de los pines, así como su longitud y grosor de acuerdo a la imagen radiográfica del hueso lesionado, a la localización y trazo de la fractura.
- Acondicionar el campo operatorio de manera habitual, dejando libre las articulaciones vecinas, y el desplazamiento del intensificador de imagen.
- Abordar el sitio de penetración del pin por una pequeña incisión, como fue señalado, en el área del troquíter, trocánter meseta tibial y cóndilos femorales y humerales.
- Utilizar barreno de mano para perforar cortical y esponjosa al penetrar en canal medular. Esta introducción debe realizarse con una inclinación menor de 40 grados del pin en relación con el eje longitudinal del hueso y guiados por rayos X.
- Penetrar el pin por medio de presión manual, con discretos movimientos rotatorios sobre su eje para adaptación del pin a la superficie interna del canal, o a golpe de martillo. La penetración de los pines será simultánea en ambos lados del espesor del canal medular.

- Confirmar por rayos X que ambos pines están iniciados y simétricos en el canal antes de continuar la osteosíntesis.

Comprobar:

- Si ha penetrado con el pin algo horizontal, retirar y reiniciar su introducción, aumentando su verticalidad.
- En los cóndilos humerales (epitróclea y epicóndilo) penetrar lo más periférico posible para no dañar la fosa olecraneana, que anatómicamente los separa en la llamada paleta humeral.
- Paciente con canal estrecho que impida el implante de ambos pines, dilatar el canal con barreno de mayor diámetro para ampliar el espacio o evaluar reducir el diámetro del pin.
- Si el pin choca con la pared contralateral, de forma tal que impida su avance, no debe forzar la penetración a golpes de martillo, ya que puede fracturar el hueso y crear una falsa vía. En estos casos Rush recomendaba, guiarlo con movimientos de rotación de hasta 180° en la penetración.
- Tener presente que, al usar pines cortos con poca penetración, se puede provocar migración con retroceso del implante fuera del hueso y se salen del canal.
- Pines muy largos pueden provocar un doble entrecruzamiento en su extremo a distancia del foco, dañar el canal y hacer perder estabilidad, al alterarse las fuerzas de tensión que mantenían la reducción. En ocasiones el doble entrecruzado puede provocar la encarcelación o bloqueo del doble pin en el interior del canal, lo que resulta una complicación difícil de solucionar al extraerlos.
- Cuando ambos pines estén a la misma distancia en el canal para atravesar el foco de fractura y concretar la osteosíntesis, se debe mantener la reducción y controlarla con imágenes, con el fin de hacerlos pasar juntos, para evitar la distracción o rotación de los fragmentos, e incluso que el choque de sus extremos provoque la extrusión de uno de los pines y cause pérdida de la reducción.

En huesos de canal fino puede usarse un solo pin discretamente curvado y mantener como criterio los conceptos de pin curvado en canal recto y pin recto en canal curvo.

Mientras mayor sea el ángulo de penetración del pin, mayor será la fijación en tres puntos. Mientras mayor sea la longitud de penetración del pin, mayor será la fijación y estabilidad.

En fracturas conminutas o con fragmento triangular libre intermedio, Rush recomienda exposición quirúrgica para realizar osteosíntesis interna expuesta, entre ambos fragmentos diafisarios mayores, y acoplar en el sitio de fractura los fragmentos intermedios para rellenar el defecto y de ser necesario, compresionarlos mediante cerclaje circular con alambres.<sup>(15)</sup>

### **Metalurgia del implante**

El acero inoxidable con la adición de otras aleaciones metálicas ha logrado composiciones de biomateriales de mayor flexibilidad, capacidad de moldearse y cierto grado de elasticidad, que le facilitan el contorneado de adaptación a superficies lisas y mejoran la compatibilidad con los tejidos donde se implantan.

Tomando como base al acero inoxidable 316 se han creado nuevas aleaciones de acero tipo 410 y 431 llamados “*Martensitec alloys*”.

Ellos han sido utilizados en series de pines de Rush, con las características para cumplir con los requerimientos que hemos señalado.

Estas aleaciones son fundidas al frío y logran un clavo suficientemente rígido, y a su vez maleable, para ser angulado manualmente y guiado para alinearse por sí mismo dentro del canal, sin pérdida de la tensión que garantiza su estabilidad.

### **Consolidación**

De acuerdo con los cambios logrados en esta segunda generación, Rush basaba sus conceptos sobre la consolidación, en que la fijación en tres puntos lograda por los pines curvados y entrecruzados, provocaba un incremento de la tensión en el canal por la curvatura medial del pin. Esto ocurría al apoyarse en las caras internas del canal medular e incrementar la capacidad de rigidez del hueso, para la absorción de esfuerzos de tensión con las condiciones establecidas en la formación del callo óseo por compresión.

De igual modo, para Rush la biocompresión provocada por la acción de la masa muscular de la periferia del hueso genera fuerzas de tensión favorables a la osteogénesis.

A su vez alertaba, que, cuando la compresión se incrementa por la acción de la movilidad y de la carga de peso precoz, puede producir demasiada fuerza de compresión en el foco, y llegar a provocar una deformidad tipo telescopio, por la penetración en sentido longitudinal de un fragmento en el lado opuesto, lo que provoca inestabilidad.

Por tal razón, recomendaba postergar la marcha o la aplicación de fuerzas nocivas que actúen sobre al foco de lesión, hasta que no estén presentes signos clínicos y radiográficos de consolidación. De ahí su criterio de mantener el uso de enyesados posoperatorios como uno de los principios de esta osteosíntesis.<sup>(16)</sup>



**Fig. 2 -** Pines de Rush curvados y entrecruzados en canal. Reducción semiabierta, innovaciones de Sage y Ender. Segunda generación (1954).

## Incorporación de nuevos implantes basados en los principios de la segunda generación

En 1959, Sage presentó su serie de pines flexibles intramedulares de superficie romboidal angulados en su parte media para fracturas de la diáfisis del radio y de superficie triangular en los pines rectos para el cúbito. El grosor de estos implantes es de 4 a 5 mm y longitud variable y son confeccionados con una aleación metálica de suficiente elasticidad como para poder penetrarlos en sentido retrogrado. Se inician vecino al tubérculo de Lisfranc, y se adaptan progresivamente a la curvatura anatómica del radio a

medida que avanzan en el canal. Una vez estabilizada la fractura, se penetra por su extremo rectilíneo para adaptarse al canal recto en el fragmento proximal.

Más tarde en 1963, publica resultados sobre 81 fracturas, donde observó trastornos de consolidación solamente en el 6,2 %, lo cual en ese momento representó una mejoría aceptable.<sup>(17)</sup>

Esta experiencia fue recogida por los cirujanos de la Clínica Campbell en su libro “Cirugía Ortopédica”, y se hizo competitiva con el desarrollo de la osteosíntesis por placa compresiva que ya se desarrollaba por cirujanos suizos, basados en el sistema de callo óseo por compresión.

El pin de Sage se vincula con el momento histórico llamado la Década Prodigiosa de 1955 a 1965, representativa de las innovaciones que se producían posterior a la Segunda Guerra Mundial con los nuevos tipos de osteosíntesis interna, tanto de placas y tornillos como de pines y clavos a lo que llamaron Segunda Generación.

Su indicación específica lo constituyen las fracturas del antebrazo en el adulto.

En el radio, la reducción de esta fractura puede hacerse de manera cerrada por manipulación del foco o expuesta, cuando el trazo de la fractura coincide con el arco anatómico del radio, lo que facilita la guía del pin, por su forma de curvatura central.

El diseño para el cúbito del pin de Sage es recto, su superficie triangular le permite fijarse a las paredes del canal e impedir la rotación interfragmentaria. Su vía de penetración en el canal medular es anterógrada, iniciada a nivel del vértice del olecranon.

Resulta más compleja la implantación quirúrgica del clavo de Sage en las fracturas del radio, ya que viene curvado de fábrica.

Su penetración es a nivel de la estiloides radial.

Debe guiarse manualmente al llegar a la curvatura radial -bajo control de imagen radiográfica- para adaptar su forma al canal y que no se produzca ruptura de la cortical al penetrar en las partes blandas. Su curvatura impide la rotación de los fragmentos y al llegar al final del fragmento proximal se debe evitar la penetración en la articulación radio-humeral.

Su longitud es variable y su diámetro, de 4 a 5 mm. Está contraindicado si el canal medular mide menos de 3 mm.

Sage reconoce que la curva de aprendizaje de esta osteosíntesis es compleja, que requiere de una técnica minuciosa para obtener buenos resultados y reconoce que los pines resultan difíciles de extraer.<sup>(18)</sup>

Ender publicó en 1973 la innovación del pin flexible que lleva su nombre con las características de los implantes que incluimos en la Segunda Generación consistente en: una varilla de acero inoxidable maleable y flexible de superficie aplanada, lo que le da forma de cuadrilátero alargado de facetas lisas que le permite el control de la rotación interfragmentaria, su extremo de penetración es curvada para adaptarse a la conformación anatómica y al espesor del canal medular.

La indicación de origen de este implante fue para el tratamiento de las fracturas intertrocánteres y basicervicales del extremo superior del fémur, aunque en el momento actual, han ampliado sus indicaciones aplicándose por algunos en el tratamiento de fracturas diafisarias de huesos largos.

La implantación de los pines de Ender sigue los principios y procedimientos quirúrgicos conocidos para los pines flexibles, son penetrados en grupos de 3 o 4 por el mismo orificio, lo que incrementa el volumen y diámetro de ocupación por implantes, en el espesor del canal medular, dándole mayor estabilidad a la fractura.

La longitud de la varilla oscila entre 300 mm hasta 490 mm y su diámetro transversal de 2,5 mm hasta 4,5 mm.

Al igual que los pines de Rush curvados, su indicación se basa en la teoría de los tres puntos de apoyo correspondiéndose con: el orificio de entrada en la cara interna del cóndilo femoral interno, el apoyo central por la curvatura de su parte media por su adaptación al canal de la diáfisis para poder continuar en el espesor calcar femoral y el avance en el cuello y la cabeza para apoyo de su punta, tomando la precaución de no lesionar el espacio articular.

### **Técnica original de Ender en fracturas del extremo superior del fémur**

Reducción: Se realiza a cielo cerrado en mesa de ortopedia.

Se hace la penetración del clavo en sentido retrógrado (ascendente) mediante pequeña incisión en la cara interna del fémur a nivel de la unión del cóndilo a la diáfisis. Exposición y barrenado hasta canal medular y penetrar los clavos hacia el calcar y cuello de fémur por presión manual y controlado por imágenes anteroposteriores y laterales.

De no penetrar la punta en la esponjosa del cuello, se corre el riesgo de fracturar la cortical y provocar una falsa vía. Para controlar esta complicación se debe manipular y rotar sobre sí mismo hasta lograr introducirlo en la base del cuello y de la cabeza femoral.

Para disminuir la posibilidad de riesgo de esta complicación, la longitud del clavo se medirá previamente desde la cabeza femoral al sitio de penetración, tomando como referencia la imagen radiográfica preoperatoria. De ser necesario se corregirá su curvatura en caso de coxa vara o valga para mantener el ángulo cérico –diafisario dentro de límites normales.<sup>(19)</sup>

### **Recomendaciones para la osteosíntesis con la varilla de Ender en fracturas**

**Tibia:** En fracturas en su tercio medio, se iniciará su penetración a nivel de la cara anterior de la meseta tibial, a ambos lados de la tuberosidad, o de un solo lado, preferible en cara interna para osteosíntesis anterógrada. Evitar guiar el pin o los pines hacia la cara posterior lo que puede provocar fractura de la cortical con daño en partes blandas como hemos referido.

Algunos autores recomiendan la combinación de una sola varilla descendente por la cara externa de la meseta con otra que penetre en sentido retrógrado, de distal a proximal, iniciando en la cara interna de la metafisis supramaleolar.

**Húmero:** En fracturas de tercio medio, se indica la combinación de dos varillas, una retrógrada que penetre por vía del cóndilo interno (epitróclea) y otra por penetración a nivel de cara externa de la base del troquíter en sentido anterógrado.

### **Tercera generación de la osteosíntesis intramedular con pines flexibles arqueados**

La confección de pines basados en aleaciones de titanio se conoce como TEN por sus siglas en inglés: *Titanium Endomedullary Nail* o *Titanium Elastic Nail*. Estos fueron introducidos en la práctica por Jean Ligger y Jean Metaizeau en 1977.

Las variadas modificaciones e innovaciones desarrolladas por este tipo de osteosíntesis intramedular, nos hace considerarla como la tercera generación de pines de este sistema de tratamiento.<sup>(20)</sup>

Una de las causas fundamentales para llamarla de tercera generación, es haber ampliado sus indicaciones, al estar diseñados para tratar fracturas transversales,

oblicuas cortas y espirales, en niños y en adolescentes de manera que mantengan abiertas las epífisis de crecimiento en pleno desarrollo.

### **Características de estos implantes**

Las aleaciones de titanio dan mayor flexibilidad y facilidad de conformación a los implantes, los hace más estables en su apoyo intramedular en el sitio de fractura, así como ofrecen mayor biocompatibilidad y resistencia a la corrosión reduciendo el número de infecciones.

Deben ser moldeados previo al acto quirúrgico. Se debe superponer el pin a la imagen radiográfica y medir la distancia entre el punto de penetración y el final del pin. Ambos deben quedar situados como mínimo a 2,5 cm de las placas de crecimiento proximal y distal.

Como segundo paso, el cirujano tomará entre sus manos ambos extremos del pin y como si fuera a tensar un arco de flecha realiza la curva medial, cuya convexidad seguirá la curva anatómica del hueso, lo que le permitirá entrecruzarse con el pin paralelo implantado en el lado opuesto del canal y lograr así los 3 puntos de apoyo necesarios para su estabilidad y la de la fractura.

El diámetro de cada pin debe también calcularse en el preoperatorio y corresponderse con el 30 o 40 % del diámetro del canal en su parte central. Para casos específicos como los niños pequeños existen pines extrafinos.

Otra innovación del TEN es, la punta de penetración de forma angulada casi a 90 grados, parecida a una letra -L- o al extremo de un “palo de golf, aplanada y afinada para deslizarse sobre la superficie interna del canal sin perforarlo. Tiene también la función de raspar el hueso esponjoso a nivel de foco de fractura para su penetración en el fragmento opuesto mediante movimientos dirigidos de rotación asociados, junto a otros de flexión –extensión, realizados por el cirujano.

Al llegar al límite de su penetración, se les hará rotar casi en 180° para que sus puntas sean ahora divergentes y se anclen en la esponjosa en la metáfisis vecina, cooperando con la estabilidad axial del montaje como tercer punto de apoyo.<sup>(20)</sup>

### **Proceder operatorio en osteosíntesis retrógrada**

La reducción debe ser manual, a cielo cerrado y mantenida por un ayudante. Previamente el paciente habrá sido fijado sobre la mesa de cirugía para evitar desplazamientos inter-fragmentarios.

En adolescentes este proceder debe realizarse en una mesa de fractura para controlar la tracción de reducción y la fijación durante el proceder.

Fracturas del fémur: El procedimiento con el TEN debe ser mínimo invasivo y micro-traumático, los autores señalan como técnica estándar la penetración retrógrada o ascendente con dos pines situados uno a cada lado del canal.

Se iniciará por incisión de 2 cm de longitud, proximal a unos 2,5 cm de la placa de crecimiento supracondílea. Decolar las partes blandas y exponer la superficie del hueso preservando la integridad del periostio.

Mediante una barrena manual puntiforme se inicia la perforación de la cortical en dirección transversal y en un ángulo de 90° que se va reduciendo paulatinamente para penetrar el pin inclinándolo hasta 45° en relación con la línea eje del hueso, e introducirlo en el canal intramedular.

El avance en dirección ascendente se hará por presión y discretos movimientos rotatorios y de ser necesario ayudados por impactos de martillo, hasta que ambas puntas lleguen al foco de fractura.

Bajo control radiográfico con la ayuda de alicate o del instrumental de Manubrio Guía, se manipularán los dos pines desde su extremo libre haciéndolos girar sobre ellos mismos hasta 180°, con lo que sus puntas en forma de L, quedarán alineadas y congruentes una frente a otra, en relación con eje central del canal.

Para mantener la fractura reducida, al realizar la síntesis se añaden discretos movimientos de flexo-extensión al mismo tiempo que los pines atraviesan el foco de fractura, de forma que las puntas actúen como un discreto raspador perforador de la esponjosa y continúen avanzando en el fragmento opuesto hasta quedar a distancia de la placa epifisaria proximal.

En este nivel, ambos pines serán rotados en sentido contrario para que las puntas queden divergentes con anclaje en la esponjosa interna del canal, lo que garantiza su apoyo distal y evita que se produzca un nuevo entrecruzamiento de los pines.

Concluida la osteosíntesis será cortado el extremo libre del pin dejando un centímetro subcutáneo, o se fija a la cortical del orificio de penetración mediante un “casquillo” roscado con lo que incrementará su estabilidad y facilitará su extracción ulterior.

En el húmero, su indicación es muy relativa debido a la característica anatómica de sus cóndilos (epitróclea y epicóndilo) y a la distancia que los separa (paleta humeral) por lo que la penetración se hará proximal, directamente en el inicio del canal y a distancia de la placa de crecimiento.<sup>(21)</sup>

### **Proceder operatorio en osteosíntesis anterógrada**

Fémur: Está indicado en fracturas bajas de las diáfisis vecinas a los cóndilos femorales, cuyo fragmento distal es corto de unos 5 cm de longitud, el que incluye la placa de crecimiento.

La penetración de ambos pines se realizará por la cortical del mismo lado (mono lateral) a distintas alturas.

Se utilizan dos pines o varillas TEN, que se inician 2 cm por debajo de la placa de crecimiento, en la cara externa del trocánter mayor, por dos orificios que estarán separados de 2 a 3 cm uno del otro, en sentido longitudinal.

Uno de los pines se precurvea en forma de “S” alargada (llamada itálica), el otro mantendrá su forma arqueada. Primero se introduce el clavo arqueado por el orificio más próximo al vértice del trocánter para lograr la estabilización inicial. Después el de forma de “S” itálica se gira sobre sí mismo en un sentido y otro en 180°, hasta adaptarlo al espesor del canal.

Tibia: Dos pines son introducidos a nivel de la meseta tibial a ambos lados de la tuberosidad anterior. La forma triangular del canal medular de la tibia puede provocar que, por la acción de los pines se produzca durante el posoperatorio una deformidad en recúrvaturn del foco de fractura.

Para evitar esta complicación debe dirigirse la penetración de la punta por presión manual y rotación en sentido anterolateral del canal. Debe además precisar en vista lateral de la imagen radiográfica su correcta orientación y continuar el proceder según fue señalado.

Húmero: Está indicado en fracturas diafisarias bajas y puede usarse la técnica descendente monolateral.

Debe iniciarse la penetración del lado externo del hueso a nivel de la inserción del deltoides con dos pines separados uno del otro 2 cm en sentido longitudinal, como fue señalado para el fémur.<sup>(22,23)</sup>

Cúbito y radio: En cada hueso se implantará un solo pin cuyo diámetro será 1/3 del canal.

En la fractura de diáfisis del radio, se inserta a 2 cm proximal al tubérculo de Lisfranc y se avanza en sentido retrógrado o ascendente.

En fracturas extra articulares del cuello del radio, después de reducida puede estabilizarse el fragmento de la cabeza con un pin curvado que avance en sentido ascendente, teniendo cuidado de no lesionar la placa de crecimiento de la cabeza radial.

En la diáfisis del cúbito, incluida la luxofractura de Monteggia, una vez reducida, el pin se penetrará de manera anterógrada comenzando por la perforación directa al canal a nivel del vértice del olecranon y avanzando en sentido distal.<sup>(24,25,26,27)</sup>



**Fig. 3 -** Pin flexible de Titanio “TEN”. Las puntas curvadas para bloqueo preservan crecimiento epifisario (niños-adolescentes).

## Metalurgia del implante

El titanio Ti, metal del grupo 4 de la Tabla Periódica de Elementos de Mendeleev, fue descubierto por William Gregor en 1791 al realizar estudios sobre el material de Limerita, al que el Titanio se encuentra asociado en su forma natural.

En 1932 William Kroll desarrolló el método de cómo obtenerlo puro, conocido como ASTM—F 67. Más tarde en la década de 1950-60 comenzó su uso en actividades militares. Posteriormente, se utilizó en la confección de instrumental e implantes de uso médico, en aleaciones con aluminio, vanadio y acero inoxidable.

Su biocompatibilidad es parecida a la del acero inoxidable y al Vitalio.

Su densidad, es decir su compactación, alcanza los 4,5 g/cm<sup>3</sup>, y es menor que la del acero inoxidable cuya medida es de 7 g/cm<sup>3</sup>.

Su ductilidad, es decir, la flexibilidad para extenderse y doblarse sin romperse, hizo que al reducir su diámetro en forma de finos hilos cubiertos con grafito sirviera para confeccionar, cañas de pescar, flexibles y resistentes a los efectos de la captura de peces de gran movilidad.

Su resistencia a la corrosión es elevada debido a la formación, en su superficie de contacto con los tejidos orgánicos incluido el hueso, de un compuesto de óxido. Este fenómeno es conocido como pasivación del metal, que limita la liberación de iones metálicos y retarda el fenómeno corrosivo.

Su rigidez es mínima, lo que le hace actuar como un escudo. Protege así al foco de fractura (fenómeno de *Stress-Shielding*) y absorbe las fuerzas de tensión que actúan sobre la fractura.

No es un implante ferromagnético, por lo que no interfiere con la imagen de la resonancia magnética nuclear.

La aleación más utilizada en la práctica quirúrgica es la fórmula: Ti 6A14V (27)

## Consolidación

La consolidación está condicionada a:

- Reducción cerrada típica del afrontamiento funcional, que mantiene el alineamiento y la simetría sin rotación interfragmentaria.

- Mínima invasión quirúrgica y manejo poco traumático de los tejidos, trabajo a distancia de placas de crecimiento en las metafisis.
- Apoyo en “tres puntos de los implantes entrecruzados” con incremento de la estabilidad, según el principio del “florero tubular”.
- Rehabilitación precoz evitando las sobrecargas de peso.

Las características de la estructura ósea en los niños con mayor grosor del periostio, y la irrigación sanguínea aumentada, son elementos que participan en la disminución del período de tiempo del proceso de consolidación de la fractura.

Estos factores hacen que se obtenga un callo osteoperióstico de alta densidad, una pronta calcificación y remodelación ósea, con abundantes elementos celulares de osteoblastos y células condrales, y escasa superficie de reabsorción en los extremos de los fragmentos óseos. Esto garantiza el precoz inicio de la movilidad y la carga de peso.<sup>(28)</sup>

## Consideraciones finales

Esta revisión permitió identificar dos tipos de implantes intramedulares: los pines flexibles y los clavos rígidos. El estudio de ambas características permitió organizarlos en generaciones para poder ubicar en el tiempo su contribución a los conocimientos que permitan devolver al paciente su vida activa.

El trabajo demuestra que los avances logrados en la técnica quirúrgica y la consolidación ósea en un corto período desde sus aplicaciones iniciales han sido realmente relevantes y han dejado los problemas de las fracturas en Ortopedia prácticamente solucionados.

## Referencias bibliográficas

1. Víctor Toledo Infanzón. Breve reseña histórica sobre el enclavado intramedular. 2009 [acceso 10/10/2021];5(2). Disponible en: [www.medigraphic.org.mx](http://www.medigraphic.org.mx)
2. Nicolaysen, (Padre Del Enclavado). Ldt. On diagnose og Behandlung av frad callus femoris. Med Ark. 1897;8.
3. Lossner. Lehrbuch der all Berlinen Chirurgie 1897. Aufl. Leipzig: CW Vogel; 1921.

4. Hey Groves EW. An experimental study of the operative treatment of fractures Br. J. Surg. 1914;438:401. DOI: <https://doi.org/10.1002/BJS.1800010312>
5. Smith Petersen MN, Vengander C. Intracapsular fractures of the neck of the femur, treatment by internal fixation. Arch. Surg. 1931;29:715.
6. Rush LV, Rush HJ, Katie Belle Rembert. The first American case of intramedullary pinning. Am. J. Surg. 1937;38:332-3.
7. Inclan A. The use of preserved bone graft in Orthopedic Surgery. J Bone Joint Surg. 1942;24(A):81-8.
8. Rush LV, Rush HJ. Intramedullary pinning in femur and humerus. J Bone Joint Surg. 1939;21:619-29.
9. Rush LV. Atlas of Rush Pin Techniques. Doctor 31; book section. Mississippi. Aug 1953-March 1954.
10. Soler R, Mederos M, Ceballos Mesa. Cirugía 2018. Part 29. Capítulo 255. La Habana, Cuba: Editorial Ciencias Médicas; 2018. [acceso 20/10/2021]. Disponible en: <http://www.ecimed.sld.cu/2018/09/10/cirugia-6-tomos/>
11. Ballester J, Sueiro J. Biomateriales y sustitutos óseos en Traumatología y Cirugía Ortopédica. Universidad de Cádiz. Servicio de Publicaciones. Cádiz, España: Universidad de Cádiz; 2011. [acceso 20/10/2021]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/libro?codigo=499967>
12. Giannudis P, Panteli M, Calori GM. Bone Healing, the Diamond Concept 5th Effort. Congress European Instructional Lectures. 2014;14: p. 316. DOI: <https://doi.org/10.1186/s10195-019-0528-0>
13. Rush LV. Rationale of intramedullary fixation of fractures by the longitudinal pin, Southern Am J. 1950;43(4):201-300.
14. Rush LV. Vase of Flowers Principle Dynamic Factors. Atlas of Rush pin techniques. Section 1.35. Mississippi: The Beriven Company; 1955.
15. Donald A, Wiss M. Fractures Master Techniques. in: Orthopedic Surgery. 2nd ed, Lippincott: William and Wilkins; 2016. [acceso 20/10/2021]. Disponible en: <https://www.amazon.com/Donald-Wiss-Techniques-OrthopaedicFractures/dp/B008UYPZ5I>

16. Augat P, Simon L, Liedirt A. Mechanical and Mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone. *Osteoporosis International*. 2005;16:536-45. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00198-004-1728-9>
17. Sage FF, Fracture of the shaft of the radio and ulna in the adult. In Adams JF. Editor *Current Practice in Orthopedic Surgery*. Saint Louis: CV Mosby Co.; 1963. [acceso 20/10/2021]. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/pmc2378107/>
18. Sage FF. Fracture of the shafts and distal ends of the radius and ulna: In: *Amer. Acad. Orthop. Surg. Instructional Course Lectures*. Saint Louis: The CV Mosby Co.; 1971. [acceso 20/10/2021]. Disponible en: <http://sites.surgery.northwestern.edu/reading/Documents/curriculum/Box%2001/11000305.pdf>
19. Ender HG. Fixation trochanters bruche met federnangein hach. *Langenbercks Arch. Sur.* 1973;334:935.
20. Meza A, López A, Isunza A. Manejo de los clavos flexibles de titanio (TENS) en las fracturas diafisarias en el paciente pediátrico. *Rev Mex Ortop Ped.* 2010 [acceso 20/10/2021];12(1):24-9. Disponible en: <http://www.medigraphic.com/opediatria>
21. Waschtl M, Marte CB. Treatment of proximal humeral fracture using multiple IM flexible nails. *Arch. Orthop. Traum. Surg.* 2000;202:171-5. DOI: <https://doi.org/10.1007/s004020050037>
22. *Campbell's Cirugía Ortopédica*. University of Tennessee. Chief Ed: Terry Canale and James Beaty. Tennessee Campbell Clinic. EE.UU.: Marbon Editor; 2017. [acceso 20/10/2021]. Disponible en: <https://www.worldcat.org/title/campbells-operative-orthopaedics/oclc/966438817>
23. Sturder SW, Templeton FA. Femoral fractures in children. Is early interventional treatment beneficial? *Injury.* 2007;38(8):937-44. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2007.04.001>
24. Kalujaa F. Intramedullary splinting of femoral shaft fractures in children, with flexible nails. *Singapore Medical J.* 2013;5(8):441-5. DOI: <https://doi.org/10.11622/smedj.2013151>
25. Varga M, Jozsa G. Short double elastic nailing of severely displaced distal pediatric radial fracture. *Medicine Baltimore.* 2017;90:6532. DOI: <https://doi.org/10.1097/MD.0000000000006532>

26. Panays NK, Edmonds EW. The incidence of compartment syndrome after flexible nailing of Pediatric tibia shaft fractures. J. Child Ortop. 2011;5(6):439-47. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11832-011-0374-y>
27. Mittall R, Hafex MA, Templeton PA. Failure of forearm intramedullary elastic nails. Injury. 2004;35(12):1319-21. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2003.10.029>
28. Anderson P, Glori N, Lavernia C. Update on Biomaterials. AAOS Instructional Course Lectures. 2016;5:443. DOI: <https://doi.org/10.1.1.130.9681&rep=rep1&type=pdf>

### **Conflicto de intereses**

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.