

IMPLANTES ENDOMEDULARES HIDRÁULICOS PARA LA TERAPIA RECONSTRUCTIVA DE MIEMBROS

TESIS DOCTORAL

Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

Diego Luis Vega Laiun

**LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
2014**

IMPLANTES ENDOMEDULARES HIDRÁULICOS PARA LA TERAPIA RECONSTRUCTIVA DE MIEMBROS

TESIS DOCTORAL

Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

Diego Luis Vega Laiun

**LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
2014**



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
Departamento de Ciencias Médicas
y Quirúrgicas

Centro de Ciencias de la Salud

Programa de Doctorado:
Avances en Traumatología. Medicina del Deporte.
Cuidados de Heridas.
(Interdepartamental)

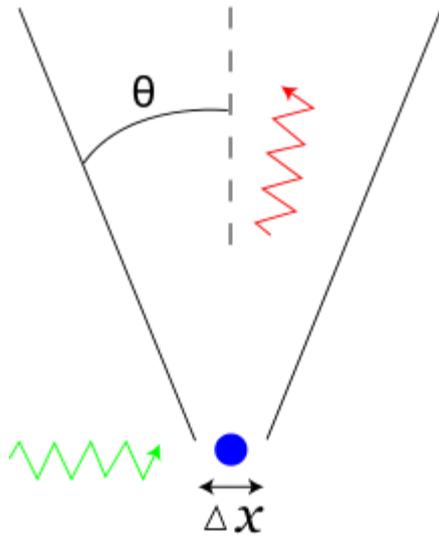
**IMPLANTES ENDOMEDULARES HIDRÁULICOS
PARA LA TERAPIA RECONSTRUCTIVA DE MIEMBROS**

Autor

D. Diego Luis Vega Laiun

Director de Tesis

Prof. Dr. Ricardo Navarro García



Werner Heisenberg (1925).

IMPLANTES ENDOMEDULARES HIDRÁULICOS PARA LA TERAPIA RECONSTRUCTIVA DE MIEMBROS

TESIS DOCTORAL

Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

Diego Luis Vega Laiun

**LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
2014**

ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	1
1.	FISIOLOGÍA DEL TEJIDO ÓSEO	1
2.	CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS	6
3.	FRACTURA DE LAS AVES	8
4.	LA ELONGACIÓN ÓSEA	10
4.1.	Definición	10
4.2.	Reseña Histórica	10
5.	CLAVOS ENDOMEDULARES	22
5.1.	Definición	22
5.2.	Generalidades	22
5.3.	Tipos de Clavos	23
6.	CLAVOS DE ELONGACIÓN	24
7.	CLAVOS HIDRÁULICOS DE ELONGACIÓN (C.H.E.)	25
7.1.	CHE Original	25
7.2.	CHE Tibial	27
7.3.	CHE por energía hidrostática	28
7.4.	CHE miniatura	35
7.5.	Patentes de Invención y Publicaciones	37
I.	JUSTIFICACIÓN	40
II.	HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	41
III.	MATERIAL Y MÉTODO	42
IV.	RESULTADOS	47
1.	LIMITACIONES	51
V.	DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES	52
VI.	BIBLIOGRAFÍA	54

I. INTRODUCCIÓN

1. FISIOLÓGÍA DEL TEJIDO ÓSEO

Como definición de hueso desde un concepto histológico encontramos que se trata de un tejido conjuntivo mineralizado muy vascularizado e innervado, estructurado por laminillas de matriz osteoide calcificada que a su vez son las responsables de determinar que el hueso sea cortical o esponjoso según sea su disposición. Tanto el hueso esponjoso como cortical están constituidos por osteonas. El hueso esponjoso o trabecular lo constituyen laminillas óseas en forma de red que delimitan cavidades areolares en cuyo interior se encuentra médula ósea mientras que el hueso cortical o compacto se estructura en conductos de Havers recubiertos de laminillas en disposición concéntrica donde se sitúan los osteocitos. Ambos contienen células especializadas, matriz orgánica y fase mineral (*Wheater PR, Burkitt HG, Daniels VG. Functional Histology. New York: Churchill Livingstone ed.; 1987. p. 142-60*).

1) CÉLULAS ÓSEAS

La siguiente tabla expone los distintos tipos de células óseas que coexisten en el hueso.

ESTROMA MEDULAR	TEJIDO ÓSEO
Stem cells hematopoyéticas	Osteoblastos
Stem cells mesenquimales	Pre-osteoblastos
Adipocitos	Osteocitos
Macrófagos	Osteoclastos
Mastocitos	Pre-osteoclastos
Células endoteliales	Células linfoides

Estas células se encuentran dentro del tejido óseo o en el estroma conjuntivo de la médula ósea donde abundan las células mesenquimales pluripotenciales indiferenciadas o también conocidas como mesenchymal stem cells. Hacia 1976 Friedenstein da a conocer a través de sus trabajos que estas stem cells pueden dar origen a cinco estirpes celulares diferentes: fibroblastos, osteoblastos, condroblastos, adipocitos y mioblastos (*Friedenstein AJ. Precursor cells of mechanocytes. Int Rev Cytol 1976; 47:327-55*), como respuesta a diferentes señales moleculares que detonan la cascada de activación de diferentes genes.

1.1.- Diferenciación osteoblástica.

A.- Genética y factores de crecimiento: Se sabe que los genes pertenecientes a la familia Hedgehog son los responsables de controlar la diferenciación hacia la estirpe osteoblástica y entre ellos, los *Ihh* (Indian hedgehog) y *Shh* (Sonic hedgehog) serían los más conocidos: (*Yamaguchi A, Komori T, Suda T. Regulation of osteoblast differentiation mediated by Bone Morphogenetic Proteins, Hedgehogs, and Cbfa1. Endocr Rev 2000; 21:393-411; Aubin JE. Osteogenic cell differentiation. En: Davies JE ed. Bone Engineering. Toronto: Davies JE ed 2000. p. 19-30*). El factor de transcripción *Cbfa1* core-binding factor α -1, denominado también *Runx2*, desempeña un papel esencial, de igual modo que las proteínas morfogenéticas óseas (BMPs), que conforman los reguladores más potentes de la diferenciación osteoblástica desde las células mesenquimales pluripotenciales. (*Yamaguchi A, Komori T, Suda T. Regulation of osteoblast differentiation mediated by Bone Morphogenetic Proteins, Hedgehogs, and Cbfa1. Endocr Rev 2000;21:393-411*).

B.- Marcadores de diferenciación: Durante el proceso en que las células precursoras se van diferenciando van expresando en la membrana celular proteínas específicas de su función o marcadores. La primera evidencia de la diferenciación osteogénica la encontramos en la expresión de *Cbfa1* (*Yamaguchi A, Komori T, Suda T. Regulation of osteoblast differentiation mediated by Bone Morphogenetic Proteins, Hedgehogs, and Cbfa1. Endocr Rev 2000*), cuyo nivel máximo se alcanza en los pre-osteoblastos. En el caso del colágeno I y la osteopontina (OPN) se observan de forma temprana en células osteoprogenitoras. Para el caso de la proteína de superficie, la fosfatasa alcalina (ALP), ésta podría participar en la regulación de la proliferación, migración y diferenciación de las células osteoblásticas. La sialoproteína ósea (BSP) y la osteocalcina (OCN), constituyen marcadores de diferenciación del pre-osteoblasto al

osteoblasto y surgen a partir del inicio de la mineralización. En los estadios finales de la diferenciación osteoblástica, la expresión de estas proteínas resulta especialmente útil como marcadores osteogénicos.

1.2.- El osteoblasto.

La definición de osteoblastos refiere a que se trata de células grandes de unas 20 a 30 μm , con forma poliédrica, citoplasma basófilo, con un aparato de Golgi y un retículo endoplásmico rugoso de gran tamaño. Éstas provienen de las células mesenquimales pluripotenciales de la médula ósea, endostio, periostio y pericitos perivasculares (Canfield AE, Doherty MJ, Ashton BA. *Osteogenic potential of vascular pericytes*. En: Davies JE ed. *Bone Engineering*. Toronto: Davies JE ed.; 2000. p. 143-51). Emiten procesos citoplasmáticos hacia la matriz, que comunican con la red de osteocitos y con osteoblastos vecinos, que a su vez están comunicados entre sí por proteínas transmembrana o integrinas, las cuales actúan de enlace entre células o entre una célula y la matriz extracelular, facilitando el paso de mensajeros como calcio, citoquinas o prostaglandinas. La conexión intercelular en estas células es la Conexina 43 (Civitelli R, Beyer EC, Warlow PM, Robertson AJ, Geist ST, Steinberg TH. *Connexin 43 mediates direct intercellular communication in human osteoblastic cells networks*. *J Clin Invest* 1993;91:1888-96).

Los responsables de sintetizar la matriz orgánica o sustancia osteoide son los osteoblastos, que lo hacen a un ritmo de 2 a 3 μm por día y expresan además una enzima característica, la fosfatasa alcalina (ALP). Ésta enzima permite la mineralización a un ritmo de 1-2 μm por día.

Se tiene conocimiento que son responsables de las siguientes funciones: 1.- sintetizar las proteínas colágenas y no colágenas de la matriz orgánica del hueso, 2.- dirigir la disposición de las fibrillas de la matriz extracelular, 3.- contribuir a la mineralización de la sustancia osteoide, a través de la fosfatasa alcalina, 4.- intervenir en la reabsorción llevada a cabo por los osteoclastos a través de la síntesis de citoquinas específicas (Simonet WS, Lacey DL, Dunstan CR, Kelley M, Chang M-S, Luethy R et al. *Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density*. *Cell* 1997;89:309-19) y 5.- sintetizar los factores de crecimiento.

El promedio de vida de los osteoblastos en humanos es de 1 a 10 semanas, finalmente éstas pueden desaparecer por mecanismos de apoptosis, o transformarse en células limitantes o de revestimiento (bone lining cells) o bien en osteocitos (15 %) (Aubin JE, Liu F. *The osteoblasts lineage*. En: Bilezikian JP, Raisz LG, Rodan GA, eds. *Principles of Bone Biology*. San Diego, California: Academic Press;1996. p. 51-67). Estos tipos celulares constituyen estadios más avanzados de maduración. En cuanto a las células limitantes, se caracterizan por constituir células elongadas y planas, cuyo núcleo presenta forma de huso con escasas organelas. Como ya hemos citado anteriormente, pueden expresar los marcadores osteoblásticos como sialoproteína ósea, osteopontina, osteonectina, fosfatasa alcalina y también como receptor de parathormona (PTH). Se establecen a lo largo de la superficie endóstica y con el endostio conforman una capa protectora de la superficie ósea, la cual ocupa un papel relevante en la activación del remodelado óseo.

1.3.- El osteocito.

Algunos osteoblastos quedan atrapados dentro de la matriz cuando ésta se mineraliza, transformándose en osteocitos. Los osteocitos son las células más abundantes del hueso a razón de 10 veces más que los osteoblastos. Poseen forma de estrella y su cuerpo se sitúa en el interior de lagunas u osteoplasmas y los Cirugía Bucal Histología y fisiología del tejido óseo E49. Estos osteocitos se hallan en el interior de la superficie ósea, mientras que los osteoblastos, osteoclastos y células limitantes se hallan en la superficie.

Los procesos citoplasmáticos se comunican entre sí mediante los conductos calcóforos que contienen fluido óseo extracelular y es así como los osteocitos logran organizarse formando un sincitio de células interconectadas que representa una única estructura y para asegurarse oxígeno y nutrientes cuentan con la ventaja de que existe una gran superficie de contacto en el interior y hacia la superficie ósea. Al producirse un trauma en el hueso el cese de la circulación sanguínea provoca una hipoxia y necrosis de los osteocitos que se encuentren a más de 0.1 mm de un capilar intacto (Ham AW. *Some histophysiological problems peculiar to calcified tissue*. *J Bone Joint Surg Am* 1952; 34:701). Se cree que la función principal los osteocitos es la de controlar el remodelado óseo, detectando las variaciones mecánicas de las cargas, fenómeno denominado mecanotransducción pero también participan en la síntesis y mineralización de la matriz osteoide. (Lanyon L. *Osteocytes, strain detection, bone remodeling and remodeling*. *Calcified Tissue Int*1993; 53:102-7).

Tanto los osteocitos como los osteoblastos poseen los mismos marcadores, pero como marcador específico poseen el CD44, receptor de membrana que se expresa fuertemente en osteocitos y es negativo en osteoblastos y células limitantes. Los osteocitos constituyen el estadio final desde la línea osteoblástica y no son capaces de renovarse.

1.4.- El osteoclasto.

Los osteoclastos son células grandes de 100 μm , multinucleadas, ricas en mitocondrias y vacuolas, encargadas de la reabsorción. Proceden de células madre hematopoyéticas medulares denominadas "Unidades Formadoras de Colonias de Granulocitos y Macrófagos" (CFU-GM), precursoras de macrófagos y monocitos. Contienen receptores para calcitonina y fosfatasa ácida tartrato resistente (TRAP), que facilita la desfosforilación de las proteínas, actividad que es aprovechada para su identificación, tanto in vivo como in vitro (Mundy GR. *Cytokines and growth factors in the regulation of bone remodeling. J Bone Miner Res 1993; 8:505-10*).

En la membrana, los osteoclastos cuentan con dos especializaciones: una zona clara, rica en microfilamentos, con integrinas que sirven de anclaje a la matriz y un borde en cepillo, que es donde se produce la reabsorción. Para ello, los osteoclastos se trasladan hacia la zona a reabsorber, una vez allí se adhieren a la superficie ósea mineralizada por el ribete en cepillo y mediante las integrinas sellan los bordes del área. La integrina del osteoclasto, en particular $\alpha\text{v}\beta3$, reconoce la secuencia Arg-Gly-Asp (RGD) que existe en el colágeno y otras proteínas de la matriz osteoide. El nivel del pH existente a este nivel es ácido, debido a que se secretan ácidos (H^+) que son generados por la anhidrasa carbónica II y las enzimas proteolíticas como colagenasas, metaloproteasas, catepsina K, glucuronidasa, etc (Mundy GR. *Cytokines and growth factors in the regulation of bone remodeling. J Bone Miner Res 1993; 8:505-10*), originando primero la reabsorción del hueso mediante la solubilización de la matriz orgánica y luego la mineral. En cuanto a la osteoclastogénesis se conoce que para la formación de osteoclastos son fundamentales los osteoblastos. En las primeras fases de la osteoclastogénesis para la formación de células gigantes multinucleadas, es requerido el factor estimulante de las colonias de macrófagos (M-CSF) producido por los osteoblastos. En la actualidad se sabe que la regulación de la osteoclastogénesis se basa en la existencia de 3 moléculas clave: la OPG (osteoprotegerina, proteína sintetizada por osteoblastos y pre-osteoblastos), RANKL (ligando situado en la superficie de osteoblastos y pre-osteoblastos) y RANK (receptor del RANKL situado en la membrana de osteoclastos y pre-osteoclastos). El RANKL (receptor activator of NF κ B ligand) antiguamente llamado ODF (osteoclast differentiation factor) es una citoquina transmembrana perteneciente a la familia del factor de necrosis tumoral (TNF) (Lacey DL, Timms E, Tan HL, Kelley MJ, Dunstan CR, Burgess TL et al. *Osteoprotegerin ligand is a cytokine that regulates osteoclasts differentiation and activation. Cell 1998;93:165-76*). La reabsorción va aumentando por la interacción entre RANKL y su receptor RANK que produce una activación de la diferenciación y de la actividad osteoclástica. En cuanto a los efectos del RANKL tanto in vivo, como in vitro son inhibidos por la osteoprotegerina (OPG), que es la proteína circulante perteneciente a la superfamilia de los receptores de TNF producida por los osteoblastos y pre-osteoblastos (Simonet WS, Lacey DL, Dunstan CR, Kelley M, Chang M-S, Luethy R et al. *Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density. Cell 1997;89:309-19*). OPG, RANK y RANKL son importantes reguladores de la osteoclastogénesis debido a que cuando se unen OPG y RANKL se inhibe la unión de RANKL a RANK y se inhibe la diferenciación osteoclástica.

2) Matriz orgánica

La matriz orgánica o sustancia osteoide está formada fundamentalmente por proteínas, mayoritariamente por colágeno (90%) (tabla 2) representando un tercio del peso óseo.

En el sistema óseo, la matriz orgánica juega un papel importante, en especial cuando aparecen enfermedades del colágeno como la osteogénesis imperfecta. La matriz mineralizada extracelular además de constituir el reservorio de calcio y fósforo, constituye una reserva de proteínas, que participan en la regulación de la diferenciación celular y en la integridad y función del tejido óseo (Young MF. *Bone matrix proteins: more than markers. Calcif Tissue Int 2003;72:2-4*).

1.- El colágeno: La matriz extracelular (MEC) de está constituida por un 90% de colágeno, sobre todo tipo I (>95%) y tipo V (<5%) y en pequeñas proporciones de colágeno tipo III, relacionado con las fibras de Sharpey y tipo XII, que es formado bajo estrés mecánico. La secuencia Arg-Gly-Asp (RGD) se halla en la molécula de colágeno y ésta es reconocida por las integrinas de superficie de las células óseas (Gehron Robey P, Fedarko NS, Hefferan TE, Bianco P, Vetter UK, Grzesik). Contiene los aminoácidos hidroxilisina e hidroxiprolina, cuyos valores de excreción urinaria están en relación directa con la tasa de reabsorción ósea y constituye un marcador específico de todos los fenotipos de colágeno (Schonau E, Rauch F. *Markers of bone and collagen metabolism. Problems and perspectives in Pediatrics. Horm Res*

1997;48:50-9). Aunque el colágeno no tiene gran afinidad por el calcio, son otras las proteínas implicadas en el depósito mineral, mientras que los puentes de hidrógeno entre aminoácidos son los responsables de estabilizar las fibras de colágeno mediante la formación de puentes de piridinolina, entre las hidroxilinas y lisinas.

Tabla 2. Proteínas de la matriz osteoide

COLÁGENO	Tipo I, III, V, XII
PROTEOGLICANOS	condroitin sulfato decorina biglicano hialuronano
PROTEÍNAS CON ÁCIDO γ-CARBOXI-GLUTÁMICO	osteocalcina proteína de la matriz con ácido γ -carboxi-glutámico
GLICOPROTEÍNAS PROTEÍNAS DEL PLASMA	osteonectina fosfatasa alcalina proteínas con RGD: - fibronectina - trombospondina - osteopontina - vitronectina - sialoproteínas óseas
	ALBÚMINA SH- glicoproteína
FACTORES DE CRECIMIENTO	IGF-I y II (Insulin growth factor I y II) TGF- β (Transforming growth factor -beta) DGF (Platelet derived growth factor)

2.- Proteínas no colágenas:

A.- Proteoglicanos: Son moléculas de gran tamaño que constituyen el 10% de las proteínas no colágenas. Existen cuatro tipos de proteoglicanos en la matriz osteoide: Hialuronano y Condroitín-sulfato: de molécula grande y que intervienen en las etapas iniciales de la morfogénesis ósea. Biglicano y decorina: de molécula más pequeña y que aparecen en las fases posteriores a la formación ósea.

B.- Proteínas con ácido γ -carboxi-glutámico: Integradas por la osteocalcina (OCN) que es una pequeña proteína de la matriz sintetizada por los osteoblastos y plaquetas, dependiente de las vitaminas D y K, y la proteína de la matriz con ácido γ -carboxiglutámico cuyo ácido es un aminoácido que liga calcio y necesita de vitamina K para su síntesis.

La osteocalcina representa el 15% de las proteínas no colágenas de la matriz conteniendo tres restos de ácido γ -carboxiglutámico y cuyos niveles plasmáticos constituyen uno de los marcadores bioquímicos de la osteogénesis, éstos guardan relación con el número y actividad de los osteoblastos.

C.- Glicoproteínas: La osteonectina es una glicoproteína necesaria para la mineralización normal en el hueso, cuenta con gran afinidad por el colágeno tipo I, por el calcio y por la hidroxiapatita. Está integrada por la osteonectina, la fosfatasa alcalina y las proteínas con el tripéptido RGD (Arg-Gly-Asp), interviene en la regulación de la adhesión celular entre la matriz y las células y representa el 25% de las proteínas no colágenas.

Dentro de la variedad de isoenzimas, la ósea es considerada como un buen marcador de la actividad osteoblástica. Para que se lleve a cabo la mineralización es necesario el fosfato inorgánico liberado por la enzima fosfatasa alcalina a partir de ésteres fosfóricos.

La osteopontina, sialoproteínas óseas, fibronectina, trombospondina y vitronectina son cinco de las proteínas con el tripéptido RGD, también llamadas SIBLINGS (Small Integrin-Binding Ligand, N-linked Glycoprotein) Son glicoproteínas fundamentales en los procesos de remodelado y regeneración óseos, con una secuencia Arg-Gly-Asp (RGD) que es reconocida por las integrinas de los osteoblastos y los osteoclastos ($\alpha\text{v}\beta\text{3}$, entre otras). Estas actúan también como receptores de superficie de las células óseas permitiendo la adhesión de las células a la matriz extracelular y activando señales.

D.-. Proteínas procedentes del plasma: Son la albúmina y la α 2-SH-glicoproteína, relacionadas con la incorporación del calcio a la matriz osteoide. Se encuentran en mayor proporción en la matriz orgánica ósea y también en el plasma.

E.-. Factores de Crecimiento: Son polipéptidos procedentes de otros lugares (hígado, plaquetas, etc.) o bien sintetizados en el propio hueso, que intervienen en la diferenciación, crecimiento y proliferación de las células de forma autocrina o paracrina (tabla 2) (*Canalis E, Economides AN, Gazzero E. Bone morphogenetic proteins, their antagonists, and the skeleton. Endocr Rev 2003;24:218-35.22*).

3-. Fase mineral

Está formado por calcio, fosfato y carbonato (en proporciones de 10:6:1) en forma de pequeños cristales de hidroxiapatita $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ y el magnesio, sodio, potasio, manganeso y flúor se encuentran en menor proporción. El componente mineral del hueso representa el 65% del peso óseo. El plasma se encuentra sobresaturado de calcio y fósforo respecto a la hidroxiapatita, por lo que debe haber sustancias que inhiban la mineralización. Los proteoglicanos, magnesio, ATP y pirofosfato inhiben la mineralización, mientras que las proteínas con capacidad adhesiva la favorecen.

2. CONSOLIDACIÓN DE LAS FRACTURAS

La consolidación ósea de una fractura o de otra solución de continuidad, es uno de los procesos reparadores biológicos más interesantes. Consiste en formar un tejido óseo igual al original y sin dejar al final cicatriz alguna. Esta ausencia de cicatriz distingue al tejido óseo del resto de los tejidos de partes blandas en los que queda una cicatriz en la zona de la unión de los tejidos lesionados. Las fracturas curan a través de la osteogénesis. Sin la formación de tejido óseo no se producirá la consolidación de una fractura.

La consolidación de una fractura consiste en dos fenómenos fundamentales: organización de la sangre extravasada y formación de nuevo hueso por el mecanismo intramembranoso o endocondral. ROBBINS (1967).

Proceso de la Consolidación Ósea

El proceso de consolidación de una fractura se inicia en el momento en que se produce la solución de continuidad, siempre que las condiciones sean favorables. SARMIENTO (1974). A partir de este momento se inician una serie de fases, coincidentes o sucesivas en el tiempo.

- **Fase Inicial**

Inmediatamente aparece sangre desde los extremos fracturados y de los tejidos que han sido lesionados, formándose un hematoma que rápidamente forma un coágulo entre los dos fragmentos. Esto desencadena en las partes blandas de la región afectada cambios propios de una inflamación aguda: exudación de plasma, vasodilatación, leucocitosis y presencia de histiocitos que inician la limpieza de los detritus tisulares, HAM (1930).

En los vasos sanguíneos de los sistemas de Havers próximos a la fractura, se produce una coagulación que afecta sólo a una pequeña zona, que necrosa por igual al tejido óseo y a la médula ósea. La extensión de esta necrosis dependerá del nivel de la fractura: en el hueso diafisario podría ser de 1 cm y en el esponjoso de 1mm, TRUETA (1975).

Para HAM (1930), el hueso no se une directamente por sus extremos fracturados (éstos presentan una necrosis): lo hace por la formación de un puente óseo desde regiones de hueso vivo.

Los huesos de los niños son mucho más vasculares y con mayor respuesta hiperémica que los del adulto, TRUETA (1975).

A partir de las 8 horas de producirse la lesión, aparecen las primeras manifestaciones que indican un aumento de los procesos de división celular, alcanzando su valor máximo a las 24 horas. Este proceso se aprecia en primer lugar en el periostio y en los tejidos más próximos. Con posterioridad, se generaliza a toda la zona lesionada, disminuyendo progresivamente esta actividad en los días siguientes, pero mantiene un nivel por encima de lo normal en la zona próxima al foco de fractura.

De lo expuesto en esta fase se deduce fácilmente el papel pasivo que desempeñan los extremos óseos en ella, por lo que se ha puesto en duda la necesidad de una exacta reducción de la fractura, DOMINGUEZ (1985).

Otro papel desempeña, evidentemente, el periostio. Para DUHAMEL (1739), que implantaba anillos de plata subperióticamente, el periostio segregaba hueso. Más tarde, en otros experimentos, también indicaba que el periostio era el responsable de la osteogénesis, DUHAMEL (1742); (1743).

Pero, para VON HALLER (1763), el periostio no tenía capacidad osteogénica. MAC EWEN (1912), considera al periostio como una simple lámina limitadora, haciendo pensar que las células osteogénicas provenían de la superficie del hueso. GALLIE (1920) vuelve a la afirmación de membrana limitante. Actualmente se acepta que el periostio está constituido por dos capas de células. Una externa fibrosa, que se subdivide en dos zonas y es la que contiene más fibras de colágeno. La otra es la capa interna proliferativa, en la que se encuentran unas pequeñas células alargadas, que prácticamente no se distinguen de un fibroblasto, denominadas células osteoprogenitoras por YOUNG (1962), para

diferenciarlas de los osteoblastos. La función de estas células (ser punto de partida de la neoformación de hueso) fue establecida por MAC KIBBIN (1978). Para ONI (1990), el periostio es fundamental para la reparación de fracturas.

- **Fase de reparación**

Está caracterizada por la formación de un callo de fractura, que más tarde se osificará y se transformará en hueso maduro.

Los extremos de la fractura llegan a quedar envueltos de un modo gradual por una masa fusiforme y confluyente el callo, que contiene cantidades variables de tejido fibrosos y progresivas de tejido óseo, HAM (1930).

En la periferia del callo aparece el cartílago formando nódulos, los cuales se hallan separados por septos fibrosos. Por los septos se engloban los vasos sanguíneos. Este cartílago posteriormente se convertirá en hueso, constituyendo un frente de osificación encondral, acompañado de gran cantidad de vasos neoformados. A mayor vascularización, mayor proporción de tejido óseo. El papel de los vasos sanguíneos ha sido resaltado por TRUETA (1963); (1974). Este aporte vascular aumenta la tensión de oxígeno, por la cual podrá producirse la transformación de cartílago a tejido óseo mediante un frente de osificación endocondral, TRUETA (1975).

El hematoma fractuario es reemplazado por tejido fibrovascular, formando un tejido de granulación rico en fibras de colágeno. La matriz de este tejido, posteriormente se mineraliza, formando un hueso nuevo inmaduro que constituirá el callo primitivo.

La actividad en la zona medular del hueso tiene una proliferación vascular menor y más lenta; el callo endóstico producido es más reducido. El callo endóstico posee prácticamente las mismas características que el callo perióstico. Aunque la estabilidad no influencia al endóstico, sí que lo hace con el perióstico, sobre el que tiene efectos inhibitorios. En las fracturas tratadas con placas como material de osteosíntesis, el callo endóstico es casi el único sistema de reparación que persiste, RHINELANDER (1968); OLERUD (1971).

El papel del hematoma es cuestionado por autores como HAM (1930), quien describe una zona de intensa actividad celular subperióstica, que da lugar a la formación de dos collares que circulan los extremos óseos y que gradualmente se van aproximando uno al otro, hasta realizar la unión.

PRITCHAR (1963) distingue entre el tejido reparador o blastema, procedente de la capa externa fibrosa del periostio, y lo que él llama blastema osteogénico, que es un tejido que deriva de la capa proliferativa del periostio y de la cavidad medular. Este blastema osteogénico se situaría normalmente en la porción central del hematoma y daría lugar al nuevo hueso, que establecería el puente de unión interfragmentario. En ciertos casos el tejido fibrosos puede invadir el espacio interfragmentario, con lo que no deja proliferar al blastema osteogénico. Para DOMINGUEZ (1985), podría ser en este punto donde reside uno de los posibles motivos de la falta de consolidación.

El callo se hace radiológicamente visible a medida que la osificación encondral progresa. La densidad aumenta a medida que aumenta el número de trabéculas óseas.

- **Fase de remodelación**

Es la fase final del proceso de reparación de una fractura. Una vez el callo óseo ha unido los fragmentos de la fractura, se inicia el proceso de remodelación, que se caracteriza por un cambio lento en la forma del hueso para que le permita una función y resistencia lo más próximas a lo normal. Es la más larga de todo el proceso reparador.

En las zonas donde existen fuerzas de compresión se deposita hueso, mientras que en las zonas donde dominan las fuerzas de tensión se produce reabsorción ósea por los osteoclastos. Estos fenómenos se rigen por la ley de Wolf. En la esponjosa las trabéculas se dispondrán en la dirección de las fuerzas de carga. BASSETT (1962) sugirió que el mecanismo de control que modula en gran parte la respuesta celular en la fase de remodelación es de índole eléctrico.

3. FRACTURAS EN LAS AVES

Tradicionalmente los huesos de las aves han sido considerados como frágiles y de cortezas delgadas, lo que no permite un mantenimiento adecuado de los implantes, además de dificultad para rellenar el canal medular sin añadir un excesivo peso al miembro afectado.

Los huesos de las aves son delgados y frágiles debido a su alto contenido de calcio y tienden a fragmentarse con los impactos ya que los huesos de las extremidades tienen poco tejidos blandos estando cubiertas por tendones y piel. (Orosz SE, Ensley PK Haynes CJ: *Aviam Surgical Anatomy-Thoracic and Pelvis Limbs. Philadelphia, WB Saunders Co, 1992*).

Muchos huesos, especialmente el fémur y el húmero son huesos neumáticos que contribuyen activamente a la humidificación y respiración. Estos factores contribuyen a una alta incidencia de fracturas expuestas conminutas y a la posibilidad de provocar fracturas iatrogénicas durante los esfuerzos por repararlas. (Bennett, Kuzuma AB: *Fractures management in birds. J Zoo Wildl Med 23 (1): 5-38, 1992*).

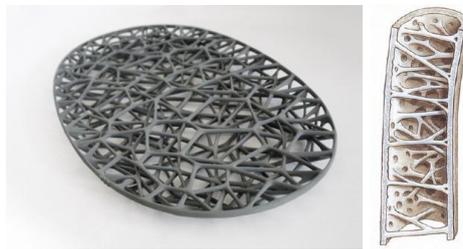


Fig. Esquema de trabéculas óseas intramedulares en un hueso neumático.

La osteomielitis es una de las mayores complicaciones, por lo que está indicada la profilaxis antibiótica de forma rutinaria.

El proceso de cicatrización ósea en las aves no es completamente conocido. Se sabe que los mecanismos por los que se produce la formación del callo óseo y la contribución del callo endostal y periostal en las aves parece ser similar al de los mamíferos. El callo endostal es el responsable de proporcionar un soporte rígido rápido en las fracturas estables y bien alineadas, mientras que callo periostal proporciona un soporte secundario y nos es extenso a menos que exista inestabilidad en la fractura. Sin embargo, el soporte sanguíneo del periostio y endostio para los huesos neumáticos y medulares aún no ha sido establecido en las aves.

Clínicamente los huesos de las aves cicatrizan más rápidamente que los huesos de los mamíferos, requiriendo de aproximadamente 3 semanas en fracturas estables bien alineadas.

No se ha establecido diferencias que podrían existir en la velocidad de reparación entre los huesos neumáticos y los medulares.

La falta de continuidad de los sacos aéreos que ocurre en las fracturas de los huesos neumáticos permitiendo el paso de aire hacia el sitio de la fractura debería ser considerado como contaminación sin embargo no existen evidencias sólidas de que este sea un factor de riesgo de osteomielitis en los huesos neumáticos y la pequeña cantidad de enfisema que se produce se resuelve en las primeras 24 hs.

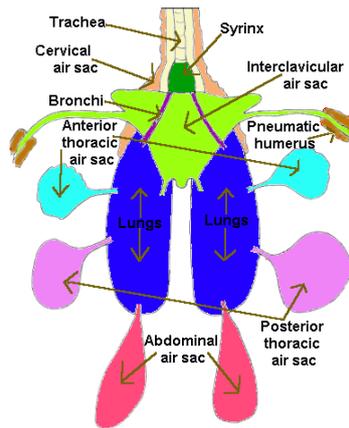


Fig. Relación entre sacos aéreos y huesos neumáticos. En este caso saco interventricular y húmeros.

Los principios para el tratamiento de fractura en aves son similares a aquellos establecidos para los mamíferos, incluyendo la estabilización rígida y la alineación anatómica con mínimos disturbios en la formación de callo óseo y disección de tejidos blandos. (Martin HD, Ritchie BW, *Orthopedic surgical techniques. Avian Medicine Principles and Application. Wigers Publishing Inc. Lake Worth, FL, pp1137-1169,19943*).

En estas fracturas deben neutralizarse los mismos tipos de fuerza compresión, rotación, etc., que ocurren en los mamíferos y entre mayor sea el número de ellas que deban neutralizarse con la fijación, será mayor la incidencia de complicaciones durante la cicatrización. Hay pocos estudios sobre adherencia y resistencia de tornillos a cortical aviar, en cambio trasladan la experiencia en mamíferos a las aves usando su material de osteosíntesis. (243.99 y 242.99, *Synthes,1960 Russel Road, Paoli, PA 19301 or Kirchner-Ehmer splint*).

El tratamiento quirúrgico más utilizado es el fijador externo con resultados finales aceptables solo en el caso de no requerir una recuperación completa como ser animales de colección zoológico o privados pero no es aceptable en pacientes que deban ser rehabilitados y liberados. (Redig P.ed: *Orthopedics. Seminars in Avian and Exotic Pet Medicine, April 1994*).

La consolidación viciosa es frecuente en húmero y fémur debido a la gran fuerza muscular de pectorales y gastrocnemio respectivamente presentándose mala alineación anquilosis, acortamiento, contracturas o atrapamiento tendinoso debido a callo exuberante.

La aplicación de clavos intramedulares presenta poco soporte óseo debido a la deficiencia de hueso esponjoso en las metafisis y cortezas delgadas por lo que se suele asociar a cerclajes. En el fémur se recomienda la inserción retrógrada desde la fosa trocantérica, aunque se han ensayado de forma anterógrada como alternativa.

Las fracturas de fémur son poco frecuentes gracias a que está cubierto por gran cantidad de masa muscular. Debido a que no pueden colocarse vendajes externos que prevengan la rotación de los fragmentos el método de elección deberá ser la fijación interna, siendo los clavos intramedulares una opción preferente.

La osteomielitis, los sequestróseos y la anquilosis articular continúan siendo los factores limitantes más importantes en la cicatrización y recuperación funcional.

4. LA ELONGACION OSEA

4.1. Definición

La elongación ósea es una técnica quirúrgica que se utiliza para corregir malformaciones congénitas o adquirida en los miembros con huesos largos, especialmente fémur, tibia y húmero. Aunque también se han empleado en metatarsianos, metacarpianos y peroné con menor frecuencia. El mecanismo clave es la regeneración ósea (osteogénesis), como ya se describió en el apartado 1.2 el proceso natural que repara las fracturas. Aquí, con la ayuda de la cirugía y de un dispositivo ortopédico se logra manipular la cicatrización fisiológica,, aplicando una fuerza de distracción a nivel del callo óseo, de esta forma se diastasa o separan los extremos fracturarios gradualmente logrando un alargamiento medio de 1 mm diario.

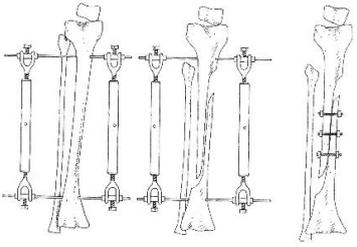
4.2. Reseña Histórica

HOPKINS (1889)
<i>Realizó el primer informe sobre alargamientos realizado por, en el cual se describe que las piernas eran alargadas realizando una osteotomía.</i>
CODIVILLA (1905)
<i>Fue el primero en publicar un alargamiento de pierna cuyo procedimiento fue aceptado como tal. Su novedosa técnica consistía en practicar una osteotomía y colocar una escayola, mientras con una doble tracción mantenía el alargamiento conseguido con buena alineación. En ocasiones la escayola se cortaba en forma de círculo, se aplicaba una nueva tracción y se lograba así un nuevo alargamiento, el cual ocasionaba un hueco en el yeso que luego se rellenaba con más yeso. El propio Codivilla destacaba al mismo tiempo que, su método aplicado de esta manera, conllevaba grandes inconvenientes: gran parte de superficie de la piel y de los tejidos que están entre la piel y el hueso se necrosaban. Por este motivo, en el mismo trabajo describe otro procedimiento de alargamiento femoral practicando una osteotomía oblicua mediodiafisaria, tracción esquelética transcalfánea y contratracción mediante enyesado pélvico realizado sobre una mesa de extensión de Schede-Eschbaum y así mantener el alargamiento conseguido. Introducía de esta manera la primera modificación a su técnica la cual consistía en añadir un clavo en calcáneo en la base del yeso logrando que la mayor parte de la tracción fuera ejercida por el yeso sobre la piel. Esto lo demuestra a través de un informe en el que presenta 26 casos con alargamiento de pierna de 3 a 8 cm, en el mismo destaca que al añadir el clavo al calcáneo dicho método no ocasionaba deformaciones pero que este tratamiento implicaba un alargamiento inmediato en quirófano, y para que el defecto óseo se fuera rellenando se requería de una prolongada estancia en cama. Codicia fue el primero en mencionar que el hueso produce menos dificultad a la elongación que las partes blandas.</i>
MAGNUSON (1908)
<i>Fue el primero en publicar los resultados obtenidos a través de la experimentación con animales. Estos experimentos fueron practicados sobre perros y en ellos demuestra que tanto los vasos como los nervios pueden soportar un alargamiento de 2 a 3 pulgadas sin sufrir daños considerables, aplicando así su experiencia en humanos para el alargamiento de fémur.</i>
FREIBERG (1912)
<i>También habría utilizado el método de Codivilla para sus publicaciones.</i>
OMBREDANNE (1912)
<i>Publica un primer trabajo aplicando un dispositivo de alargamiento externo. En dicha publicación presenta la experiencia sobre un niño al que le practica una osteotomía oblicua de 8 cm de largo, logrando el alargamiento a incrementos diarios a través de un tornillo externo y un dispositivo de extensión unido a los extremos de dos clavos. En su práctica estimaba una extensión de 0,5 cm por día durante un periodo de 8 días pero luego al sexto día del tratamiento se vio forzado a parar por la lesión vascular de la piel producida tras conseguir 3 cm de elongación. Con posterioridad surge una complicación añadida cuando en la evolución de este paciente se produce una infección en la herida y por consiguiente al no contar en la época con la existencia de antibióticos, finaliza el proceso con un resultado de 1,5 cm de elongación.</i>
MAGNUSON (1913)
<i>Citaría el primer informe sobre alargamientos realizado por Hopkins en 1889. A través de experimentar con 14 casos de alargamiento de fémur, publica su experiencia clínica cuya técnica se basaba en utilizar la mesa de tracción de Hawley y en ella practicar una larga osteotomía en forma de Z. Con ello consigue una significativa elongación ósea que se extiende entre 2,5 y 4 pulgadas, pero para ello el paciente debía mantenerse extendido por un período de 20 a 30 minutos, manteniendo la elongación con tornillos de marfil y cabeza de latón para poder cambiarlos. Las complicaciones a las que hace referencia se basan en tan solo 3 casos de dedo gordo caído durante un intervalo de 2 a 3 meses como consecuencia del estiramiento del nervio ciático a nivel del popliteo externo. En su práctica se observó un caso de fallecimiento por shock que lo atribuye a que este tipo de operación conlleva a un shock tremendo para lo cual no todos los pacientes se encontrarían psicológicamente preparados. Como prevención a estas posibles complicaciones en la mesa de operaciones deja siempre preparada una solución fisiológica de cloruro sódico con cloruro de epinefrina, la cual es suministrada por medio endovenosa.</i>
PUTTI (1921)

<p>Fue discípulo de Codivilla y el gran continuador de sus trabajos. Siendo profesor de Ortopedia en la Universidad de Bolonia (Italia) y Jefe de Cirugía en el Instituto Rizoli de Ortopedia, dio a conocer todas sus experiencias recopiladas desde 1910. A través de publicaciones, expone el uso de la técnica de tracción esquelética para practicar el alargamiento de fémur.</p> <p>Es importante destacar que el método aplicado por Putti sentaba una serie de condiciones antes de practicar el alargamiento de fémur. Estas bases consistían en que para que la técnica pudiera llevarse a cabo el acortamiento de fémur no debería sobrepasar de 2 pulgadas y no debería existir riesgo de una desviación del eje estático del miembro, ya que ello no requeriría de intervención quirúrgica. En estos casos, Putti indicaba que el propio paciente aprende a compensar fácilmente este acortamiento logrando atenuar la cojera bajando la pelvis, colocando el pie en posición equina o bien, utilizando una bota alzada de modo que compense la diferencia. Caso contrario, sugiere que para practicar el alargamiento con su técnica, estos acortamientos deberían haber existido por un largo período de tiempo, sobrepasar las 2 pulgadas y considerarse definitivos.</p> <p>En su técnica mientras utiliza la aguja de Kirschner ejerce la tracción a través de la parte distal del fémur mediante pesos y de igual manera con otra aguja mantiene la contracción en la parte proximal del fémur. Después de la distracción se colocaba un yeso incorporando las agujas. Putti diseña su método considerando la técnica de Codivilla, cuya idea de aplicar la tracción al hueso calcáneo la considera buena, pero destaca que la contracción no se debe aplicar a un tejido que no tenga las propiedades físicas peculiares en las que trabaja la tracción, por tal razón la contracción debería aplicarse también al hueso.</p> <p>Tras años de experimentación diseña un aparato que denomina osteotón. Este dispositivo estaba compuesto por dos partes: Una parte contenía dos clavos largos que fijaba, uno en la zona subtrocantera y el otro en los cóndilos femorales; los insertaba sin necesidad de fresa, paralelos o en ángulos, en un mismo plano o distinto, a través de la superficie externa del muslo, pero atravesando ambas corticales del fémur. Otra parte comprendía un tubo telescópico que contenía un resorte elástico de extensión presionado por un tornillo. Este tubo estaba provisto de dos huecos metálicos a través de los cuales pasaban los clavos que se conectaban con el tubo.</p> <p>En la intervención y mediante el uso de un motor de sierra, practicaba una osteotomía en Z, luego y una vez realizada la osteotomía, fijados los clavos y aplicado el tubo telescópico, se podía empezar la tracción de forma gradual oprimiendo el tornillo encargado de mover el muelle tensor. Finalmente el aparato permanecía colocado 30 días con yeso.</p> <p>La complicación que derivaba del osteotón la constituía el escaso poco control conseguido sobre los extremos óseos y la alta incidencia de deformidades angulares durante la elongación. La investigación y práctica de Putti dio un gran empuje a los procedimientos de alargamiento de pierna.</p> <p>Sus ideas se centraban en lo que creía fundamental durante el proceso de alargamiento, que consistía en vencer con una tracción continua y gradual la resistencia elástica de las partes blandas. Como resultado de sus experiencias, publica 10 casos de alargamiento de fémur, en ella expone que como resultado de la intervención consigue elongaciones de 3 a 4 pulgadas y un solo caso de tracción que causó lesión en el nervio crural y ciático.</p>
<p>ABBOTT (1927)</p> <p>Diseña un dispositivo de alargamiento, en especial para los casos de poliomielitis. Este período se caracteriza por ser el auge de las intervenciones de alargamiento principalmente por las secuelas de poliomielitis. En su experiencia expone que su técnica que consistía en practicar una osteotomía de tibia escalonada, por medio de agujas aplicar una tracción esquelética distal y por encima aplicar una contracción con una férula de Thomas con anillo de apoyo isquiático.</p> <p>La fuerza de tracción que producía este dispositivo era a través de un muelle compresor. Finalmente los pacientes eran mantenidos en distracción durante un periodo de 8 a 10 semanas e inmovilizados con yeso. Abbott fue pionero en la utilización de agujas de tracción fijadas a ambos lados del dispositivo de alargamiento y con su técnica consigue un máximo de alargamiento de 1,9 pulgadas.</p>
<p>ABBOTT y GREGO (1928)</p> <p>Aparece su trabajo publicado sobre las primeras técnicas de alargamiento femoral. En su técnica exponen que este procedimiento resultaba más dificultoso que el tibial debido a las frecuentes angulaciones anteriores que se producían por la fuerza de los músculos isquiotibiales.</p>
<p>CARRELL (1929)</p> <p>Expone que la técnica de Abbott no debía ponerse en práctica, salvo que el cirujano tuviera un lugar físico asignado y personal cualificado capaz de responder los cuidados postoperatorios. Modifica la técnica aplicada por Abbott y para prevenir las angulaciones procede a añadir una tercera aguja a la parte anterior de la tibia. Como contrariedad a esta nueva técnica observa que al causar presión se originaba necrosis de la piel y osteomielitis.</p>
<p>ABBOTT (1932)</p> <p>Publica en su artículo "Alargamiento de las extremidades inferiores" que en su experiencia sobre el alargamiento de fémur había encontrado grandes dificultades para diseñar un aparato capaz de mantener el alineamiento de los fragmentos y llega a la conclusión después de años de experimentación con agujas, que para producir la tracción de ambos fragmentos recomendaba utilizarse dos agujas por encima y dos por debajo de la osteotomía.</p> <p>Esta época de auge en las técnicas de alargamientos seguían siendo problemáticos para todos y como consecuencia la búsqueda de un método ideal se había convertido en el objetivo de muchos especialistas.</p>
<p>DICKSON (1932)</p> <p>Publica entonces un nuevo aparato de alargamiento en el que combina el concepto de Kirschner de utilizar agujas de tensión en lugar de clavos largos, con la técnica de tracción lenta en un marco externo utilizada por Abbott.</p>
<p>HABOUSH (1932)</p> <p>Diseña un aparato similar al de Dickson en el que señala que la causa de las complicaciones surgidas se debía a la dificultad de mantener la alineación, la desigualdad en la separación entre tibia y peroné, el descarte de la importancia de tejidos blandos como</p>

<i>el periostio, el equinismo del pie y el largo retraso en la consolidación.</i>
PHEMISTER (1933)
<i>Publica su técnica de epifisiodesis para el tratamiento de las deformidades y dismetrias.</i>
COMPERE (1936)
<i>Se manifestándose contrario a las tendencias de la época de utilizar los alargamientos para aumentar la estatura de los pacientes indica en su artículo "Indicaciones y contraindicaciones del alargamiento de piernas", que las complicaciones surgidas por practicar un alargamiento de piernas sin considerar la presencia de contraindicaciones, había originado como consecuencia que algunos pacientes quedaran más lisiados que antes de la intervención quirúrgica y que si el propósito de una intervención era tan solo el de incrementar la altura del paciente, ésta debía ser rechazada y como aporte a las técnicas aplicadas recomienda el injerto óseo simultáneo para disminuir la frecuencia de presentación de la falta de unión.</i>
BORSWORTH (1938)
<i>Reconoce como innovación el método de Lambret y es a partir de entonces que este reconocimiento es aceptado como tal. Lambret habría sido el primero en utilizar la tracción esquelética externa, pero éste no realizó ninguna publicación acerca de sus resultados.</i>
BOST (1944)
<i>Recomienda con su experiencia, practicar una liberación amplia por alargamiento de los tendones popliteos, aductores de caderas y cuádriceps como técnica para atenuar la resistencia de las partes blandas.</i>
ALLAN (1948)
<i>Utiliza como técnica la colocación de dos agujas de Kirschner por encima y dos por debajo de la osteotomía a lo que añade un yeso cortado a nivel de la osteotomía y un dispositivo con un tornillo de distracción. Este dispositivo, controlaba la cantidad y el porcentaje de alargamiento, mientras que los anteriores dispositivos solo habían controlado la fuerza del alargamiento o bien el mecanismo del tornillo aplicado alargaba directamente la pierna produciendo un "alargamiento positivo" según Abbott y otros autores. En su técnica recomienda que la membrana interósea y la fascia no debían ser cortadas ya que podían afectar el riego sanguíneo y ante este riesgo sugiere un alargamiento promedio 1/6 de pulgada por día, muy por debajo de la técnicas aplicadas hasta entonces.</i>
Mc CARROLL (1950)
<i>Introduce un nuevo concepto al utilizar un clavo placa acanalado para controlar los fragmentos, el cual permitía limitar la longitud de la elongación a medida que esta avanzaba. Su técnica, siguiendo los pasos efectuados por Abbott, consistía en practicar una osteotomía subtrocantérea en Z, colocar dicha placa hendida y aplicar tracción esquelética por encima (metáfisis femoral distal) y en la porción proximal de la tibia por debajo de la rodilla. Con esta doble tracción conseguía no solo controlar que algunos se rompieran sino evitar presión hacia la rodilla. La tracción se realizaba mediante pesas, con lo cual era peor controlada que con los tornillos y dichas fuerzas proporcionaban una protección de la superficie cartilaginosa articular y dándole apoyo ligamentoso a la rodilla, disminuyendo así la posibilidad de rigideces a este nivel. De su experiencia se desprende un caso de luxación de cadera.</i>
ANDERSON (1952)
<i>Modifica la técnica original de Abbott y da un giro importante en el alargamiento de la pierna. Su método se caracteriza por seguir la siguiente metodología: En principio practica una osteotomía perónea y efectúa una sinostosis tibioperonea distal para prevenir la deformidad en valgo del tobillo, realiza una perforación subcutánea con broca de la tibia, con posterior ósteoclasia, disminuyendo así la lesión de los tejidos blandos, finalmente realiza una distracción diaria de los segmentos tibiales utilizando dos clavos de transfijión por encima y dos por debajo de la ósteoclasia para mantener el alineamiento, sujetos a un dispositivo de distracción de tornillo.</i>
<i>En el acto operatorio se realizaba un alargamiento de 0,5 a 1 cm, mientras que la tracción diaria ejercida con el tornillo era de 1,5 mm. Una vez conseguido el alargamiento, se retiraba el aparato con un callo y estabilidad suficiente y se colocaba un yeso con los clavos incorporados. Para el caso que entre 2 y 3 meses de finalizada la elongación se observara radiológicamente un retraso de consolidación, se indicaba la colocación de injertos óseos.</i>
<i>Este dispositivo de Anderson había sido diseñado para la práctica de elongaciones tibiales, pero también fue utilizado, aunque con mucha menor frecuencia, para alargamientos femorales.</i>
<i>Anderson señala que antes de practicar el alargamiento era fundamental que el paciente reuniera determinadas condiciones: para el caso de un niño de entre 8 y 12 años señala que debería existir un acortamiento de 4 cm y presencia de debilidad muscular en la pierna, de manera tal que en el proceso de alargamiento el paciente perdiera poca potencia muscular.</i>
<i>Su método aportó grandes ventajas como conseguir una elongación progresiva y la osteotomía percutánea. En la actualidad se siguen aplicando algunos conceptos de su metodología, como la preservación del tubo perióstico (con lo que además el hematoma se conserva localizado en su interior) y una mínima lesión de las partes blandas (ósteoclasia).</i>
<i>El aparato de fijación-distracción ósea de Anderson, comprende un sistema transfijante que contiene cuatro clavos de Steinman con una barra roscada a cada lado del miembro, permitiendo una distracción progresiva y concreta.</i>
<i>Como aspectos negativos a su dispositivo señala su gran volumen, el ser transfijante y poco estable, las ocasionales desviaciones de los segmentos óseos, la presencia de dolor y la necesidad de que el paciente permaneciera en cama durante todo el proceso de elongación.</i>
<i>En su práctica sugiere la conveniencia de un alargamiento entre 5 y 7 cm y como posibles complicaciones señala:</i>
<i>1.- Para evitar el pie equinovalgo, propone la práctica de manipulaciones pasivas de estiramiento y la colocación de una férula antiequina. En algunos casos, sugiere el alargamiento del tendón de Aquiles pero controlando que ésta no sea excesiva de manera que pudiera provocar mayor incapacidad funcional. El valgo del pie sugiere controlarlo a través de la sinostosis tibioperonea, o por medio de un tornillo tibioperoneo distal.</i>
<i>2.- Atenuar el poder motor de los músculos de la extremidad elongada, que ocurre en las de la mitad de los casos, seguramente por</i>

<i>isquemia de los músculos, una vez terminada la elongación, en algunos casos puede haber recuperación motora.</i>
ILIZAROV (1952) <i>Desarrolla una fijación externa circular, que iba sujeta al hueso con alambres de transfijión tensados.</i>

WITTMOSER (1953), <i>También desarrolla un fijador externo circular.</i>
BAYLEY (1956) <i>Adopta en su práctica la técnica de Anderson del tornillo tibioperoneo.</i>
BOST (1956) <i>Demuestra en su investigación que no existían diferencias de consolidación entre la osteotomía en Z y la transversal. Para demostrarlo, en su técnica utilizó un aparato similar al de Abbott que contenía unos muelles de tensión a cada lado, e introdujo el concepto del despizamiento de la parte inferior del periostio y a través de la aplicación de un clavo intramedular durante el alargamiento logró solucionar el problema del alineamiento de los fragmentos. Esto a su vez derivaba, en una segunda intervención con el objeto de aportar injerto óseo. De su experiencia con alargamiento de fémur informó siete casos de parálisis tardía y un solo caso de parálisis inmediata del ciático popliteo externo.</i>
SOFIELD (1958) <i>Señala que la corrección de la disimetría de las piernas no deriva necesariamente en una mejoría de la función.</i>
RING (1958) <i>Realiza por primera vez un trabajo experimental en fémures de perros y en su técnica practica como método de alargamiento de una extremidad, la distracción fisaria. En este trabajo, mediante el uso de tensores externos conseguía separar la metáfisis de la fisis, no siendo necesario así practicar una osteotomía.</i>
LE COEUR (1962) y (1963) <i>Desarrolla un destacado método de elongación ósea extemporánea, en los que el alargamiento óseo se consigue en el mismo acto operatorio. Su técnica consiste en practicar una larga osteotomía oblicua a nivel tibial con distracción de los fragmentos utilizando un tensor roscado externo bilateral. Luego y una vez conseguida la elongación, se practica una fijación interna de los dos fragmentos mediante varios pernos y se retira el tensor roscado externo cuando ya está fijado. Entre los posibles inconvenientes destaca el elevado riesgo de graves lesiones en partes blandas por tratarse de una intervención muy cruenta que requiere brusquedad de distracción.</i>

Elongación ósea según Le Coeur. Esquema de la técnica
CAUCHOIX (1963) <i>Presenta otra técnica de alargamiento extemporáneo en fémur. Su técnica consiste en practicar una osteotomía en Z en el plano frontal y una vez conseguida la elongación deseada mediante una tracción transesquelética de los fragmentos del fémur, pasaba a colocar una placa de osteosíntesis para mantener la longitud conseguida y lograr así la consolidación. Mantenía la rodilla flexionada a 50º como medio para proteger el nervio ciático y los vasos femorales.</i>
COLEMAN (1967) <i>Adopta en su práctica la técnica de Anderson del tornillo tibioperoneo y expone 32 casos de los cuales resultan 2 pies equinos, 8 genuvalgum, 4 parálisis transitorias de los nervios ciáticos popliteos, 4 uniones retrasadas y ningún caso de osteomielitis. Sugiere con el método de Anderson la conveniencia de no exceder un alargamiento de 5 cm</i>
WESTIN (1967) <i>Utilizó varias técnicas de alargamiento, pero destaca en su técnica el uso del deslizamiento perióstico diseñando para ello un manguito perióstico para cubrir el hueco del hueso.</i>
ZAVIJALOV (1967) y (1968), <i>Realiza una serie de trabajos clínicos de distracción fisaria con el fijador circular de Ilizarov. En ello demuestra que tal dispositivo cuenta con la ventaja de que se realiza en un solo tiempo quirúrgico, no precisa corticotomía, consolida sin material de</i>

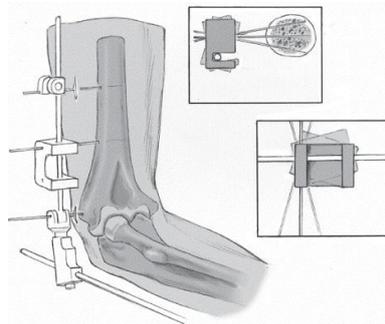
osteosíntesis ni aporte de injerto óseo y deja escasas secuelas como consecuencia de la ausencia de incisiones cutáneas. Como complicaciones en su utilización destaca la existencia de rigideces articulares y la posibilidad de una artritis séptica como consecuencia de la proximidad de los alambres a la articulación, sobre todo en la epifisis distal del fémur.

KAWAMURA (1968)

Junto a sus colaboradores efectúa estudios histológicos, histoquímicos y microarteriales en el perro y realizó una importante investigación en los efectos biológicos del alargamiento de extremidades, en especial del flujo sanguíneo y de los efectos del alargamiento de la musculatura. En su práctica el alargamiento no se realizaba a diario, sino que lo hacían en 3 a 5 sesiones y bajo anestesia general. Para el proceso de alargamiento de tibia utilizaba dispositivos de tracción sólidos, que no obligaban a permanecer a los pacientes en reposo absoluto. Expone 74 casos de los cuales resultan 16 pies equinos con 11 disminuciones del poder muscular permanentes, 4 parálisis permanentes de los nervios ciáticos popliteos, 10 uniones retrasadas y ningún caso de osteomielitis.

Desarrolla unos fijadores de anillas sólidos y ligeros que permitían al paciente no estar en cama durante el período de elongación y había trabajado en la biología del alargamiento.

La filosofía de su método de enfoca en la elasticidad de las agujas de Kirschner que proporcionan un movimiento milimétrico a nivel del foco de osteotomía, aumentando el potencial osteogénico. El fijador externo es circular, muy estable y muy versátil en contraposición con la rigidez de los Steimann de Anderson o de los clavos de Schanz de Wagner y siguiendo el concepto biomecánico de elasticidad y estabilidad, se puede actuar con este fijador circular en todos los planos del espacio.



Clavo de Schanz proximal

JUDET (1969)

Adopta en su práctica la técnica de Anderson del tornillo tibioperoneo y publica una novedosa técnica bajo el diseño de un nuevo fijador. Su técnica quirúrgica se destaca por contar con cuatro tiempos en un mismo acto quirúrgico (tiempo peroneo-tibial; tiempo peroneo superior; tiempo tibial y plano sagital). Se realiza con isquemia por un manguito neumático. Primero coloca un tornillo oblicuo peroneo-tibial en el peroneo inferior y realiza la resección por pinza gubia de peroné a unos 2 cm por encima del tornillo. Segundo reseca 0,5 cm del 1/3 proximal de peroné en el peroneo superior. Tercero practica la osteotomía oblicua de tibia amplia, en un 68% con osteotomo, un 30% con sierra oscilante y un 2% con sierra de Gigli, consiguiendo en promedio una longitud 10,5 cm. Cuarto coloca el distractor, en un plano sagital. Se colocan de tres a cuatro clavos en cada fragmento de acuerdo a la longitud de la tibia, siendo ésta la primera vez que se indica este número de clavos en un fijador monolateral. Consigue un alargamiento de 2 a 3 cm en el mismo acto operatorio.

Finalizada la intervención, coloca un yeso cruropédico con la rodilla extendida y el pie en posición neutra y al día siguiente abre el yeso con dos valvas. Realiza un alargamiento diario de 1,5 cm y cada día la cadera, la rodilla y el tobillo son movilizados, sugiriendo la marcha del paciente sin apoyo. Semanalmente practica una exploración radiológica y al terminar el alargamiento, coloca un yeso autorizando el apoyo. El distractor y el tornillo peroneotibial son retirados 6 meses después, pero la tibia todavía se deja protegida con un aparato plástico durante 1 año.

GROSS (1971)

Expone 26 casos de los cuales resultan 2 pies equinos, 1 isquemia de Wolkman, 6 uniones retrasada y ninguna parálisis. Sugiere que el proceso de alargamiento no supere el 10 % de la longitud inicial de la tibia, lo que representa un máximo de 5 cm.

MERLE D' AUBIGNE (1971)

Para el procedimiento de alargamiento tibial en adolescentes y adultos sugiere una variación a la técnica de Anderson debido a que en este grupo de edad se presentaba con frecuencia trastornos en la unión ósea. Para ello utiliza el método de decorticación en dos etapas y mediante su aplicación en 3 casos consigue un alargamiento de 5 a 6 cm sin complicaciones.

Publica un método de corrección de las dismetrías, mediante una intervención de acortamiento del fémur largo y un alargamiento extemporáneo del fémur corto al mismo tiempo. Este procedimiento estaba indicado para casos de adolescentes en la etapa de finalización del crecimiento y en adultos jóvenes, con dismetrías mayores a 10 cm, con un acortamiento primario de fémur. En su tratamiento, expone 13 pacientes con una desigualdad preoperatoria de 14,6 cm de promedio obteniendo como mayor corrección 9 cm en 5 de los casos.

WAGNER (1971)

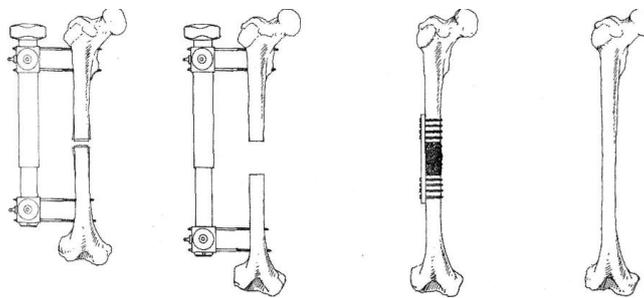
Adopta en su práctica la técnica de Anderson del tornillo tibioperoneo e introduce su metodología de la movilidad del paciente intervenido de alargamiento y en contraposición con Putti, considera que el enmascarar las dismetrías por parte del paciente con la posición del pie en equino, la pelvis ladeada, la flexión de la articulación de la cadera y de la rodilla hacia la extremidad opuesta, empeora el cuadro a largo plazo y perjudica a los discos intervertebrales.

Indica como solución satisfactoria al problema tanto del alargamiento como del acortamiento quirúrgico al desarrollo de una osteosíntesis efectiva, solucionando casi por completo los casos de dismetrías y siendo innecesario que el paciente reposara en cama. Considera así que, los sistemas antiguos estaban desfasados ya que utilizaban una distracción forzada que dañaba frecuentemente los tejidos blandos, vasculares y nerviosos.

En su práctica utiliza un fijador monolateral que se sujeta al hueso mediante dos tornillos de Schanz por encima de la osteotomía y dos por debajo. El fijador cuenta con un cuerpo telescópico triangular que puede ser comprimido o distraído longitudinalmente, girando a favor o en contra de las agujas del reloj un dispositivo provisto en uno de los extremos. Estos tornillos quedan firmemente sujetos a los lados del cuerpo del fijador a través de dos mordazas, una fija en el cuerpo mientras que la otra, para conseguir la longitud deseada, puede ser deslizada a nuestra voluntad.

Esta técnica quirúrgica a nivel de la tibia y peroné está integrada por cinco pasos: 1- Se colocan dos tornillos corticales que permiten unir la parte distal del peroné con la tibia y evitar así la migración proximal del maléolo peroneal durante el proceso de elongación, mientras que el peroné se secciona proximalmente a los tornillos. 2.- Se colocan dos pares de tornillos de Schanz en paralelo al eje de la articulación de la rodilla, en la metafisis tibial proximal y en la distal. 3.- Se practica en el punto medio entre los dos pares de tornillos, una osteotomía transversa de tibia con sección del periostio. 4.- Se coloca el fijador externo medial. 5.- Para los casos en los que se prevee un alargamiento importante, se practica un alargamiento de Aquiles con el fijador colocado in situ para que de este modo se evite el equinismo del pie.

El promedio de elongación aplicable es de 1,5 mm diarios o bien 1 cm por semana y una vez logrado el alargamiento deseado se indicará radiológicamente si hay suficiente callo como para colocar una placa estabilizadora, o bien hay que aportar injerto óseo esponjoso procedente de la cresta ilíaca.



Esquema de la técnica de Wagner para el alargamiento femoral.

KUSALIC (1972)

Destaca que en niños tratados con fijador de Wagner, la desigualdad de longitud de un miembro, una talla corta o un enanismo pueden causar problemas psicológicos y desarrollar mecanismos de defensa.

CAUCHOIX y DURIEZ (1972)

Trabajan sobre la técnica de Cauchoix y publican junto al autor 138 casos de alargamientos en adolescentes entre 11 y 15 años expuestos a un alargamiento medio de 5,5 cm. Como complicaciones a esta práctica destacan 13 fracturas de fémur y un solo caso de parálisis definitiva del nervio popliteo externo.

NICOLAS ANDRY (1973)

Probablemente, en el libro de Ortopedia de bajo el título "El arte de corrección y prevención de las deformidades en los niños" encontraríamos la primera publicación en alargamientos de extremidades. Considerando el alargamiento como la solución a la diferencia de longitud en una extremidad, éste sugiere un tratamiento a través de los padres (sección deformidades en los brazos, manos, piernas y pies) en la que a través de frotamientos reiterados y con moderación, en la pierna o el brazo del niño con un trozo de ropa vieja, se devolvería la fuerza en la parte tratada.

RALIS (1975)

Destaca que los huesos inmaduros no están mineralizados y seguramente son más débiles que los huesos con fibras finas pero maduras y que en este caso la prevalencia de hueso inmaduro, la ausencia de osteocitos secundarios y la relativa ausencia de la capa cortical del hueso, indica que la remodelación es muy primaria.

WAGNER (1977)

Destaca que el colocar placa e injertos óseos se había transformado en una práctica rutinaria.

WAGNER (1978)

Destaca en su revisión un 45% de complicaciones en alargamientos de fémur que habían sido sometidas a un promedio de alargamiento de 6,5 cm.

COLEMAN (1978)

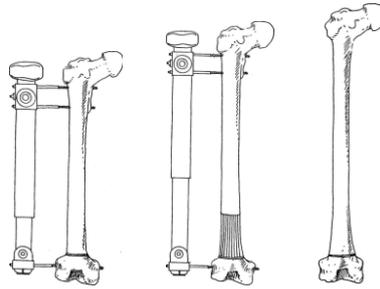
Expone 73 casos de alargamientos de tibia y señala que de su experiencia el 81% de los casos presentaron complicaciones. Destaca que en niños tratados con fijador de Wagner, la desigualdad de longitud de un miembro, una talla corta o un enanismo pueden causar problemas psicológicos y desarrollar mecanismos de defensa.

BEGUIRISTAIN (1979)

Sugiere colocar en determinados casos un segundo aporte óseo y en sus 25 elongaciones surgen 8 casos que lo requieren. Si radiológicamente no se aprecia una consolidación que permita primero una carga parcial con muletas y luego total, la carga de la extremidad intervenida no es autorizada.

<i>En el caso del fémur, la técnica quirúrgica utilizada es similar con la excepción que para ésta no se requiere efectuar el paso 1. En la intervención se efectúa una elongación de 5 a 6 mm y ocasionalmente se elongan los flexores de rodilla o bien se realiza una tenotomía de adductores.</i>
CARLIOZ (1980)
<i>Publica la existencia de importantes complicaciones derivadas de la técnica de Wagner.</i>
G.A. ILIZAROV (1981)
<i>Aporta una metodología que proporciona un cambio radical en la filosofía del alargamiento de extremidades. Su método lo da a conocer en Occidente, en el XXII Congreso del Club Italiano de AO y en el cual expone su uso tanto para el tratamiento de las fracturas abiertas y la osteomielitis postraumática como para el alargamiento óseo. Presenta así, los resultados obtenidos en más de 20 años de experiencia en el Instituto Kurgan de la URSS.</i>
MONTICELLI (1981)
<i>Desarrolla e introduce en Italia algunas modificaciones a la técnica de Ilizarov</i>
RIGAULT (1981)
<i>Utiliza la técnica de Judet y expone 28 casos en los que destaca como complicaciones la desviación tibial en un 35% y la presencia de un pie equino en el 42% de los casos. Destaca la existencia de importantes complicaciones derivadas de la técnica de Wagner.</i>
HOOD y ARMOUR (1981)
<i>Publican la existencia de importantes complicaciones derivadas de la técnica de Wagner.</i>
ILIZAROV (1983)
<i>Destaca la importancia de conservar la circulación intramedular y procurar que el trauma de los tejidos blandos sea mínimo al practicar la "corticotomía". Los principios biológicos de su técnica han enfocado la atención en el comportamiento biológico del hueso y de las partes blandas.</i>
OLERUD (1983)
<i>Realiza una serie de publicaciones en las que expone sus experiencias sobre casos de alargamientos de extremidades superiores a nivel del húmero.</i>
HUTTON y BJERKREIM (1983)
<i>Publican la existencia de importantes complicaciones derivadas de la técnica de Wagner.</i>
MONTICELLI (1983)
<i>Desarrolla y también populariza la técnica de corticotomía percutánea de Ilizarov.</i>
BIANCHI-MAIOCCHI (1983)
<i>Desarrollan el método de Ilizarov con gran fuerza en Italia y su resultado les derivó a un gran número de problemas ortopédicos. Durante el curso de su experiencia clínica, desarrollaron técnicas alternativas para estabilizar los fragmentos óseos que dieron lugar a la denominada técnica Lombarda por PALEY (1990). En la técnica utilizaban medios clavos de Hoffmann en el tercio proximal del fémur unidos a anillos abiertos, el número de anillos fue incrementado y se añadió una palanca protectora del periostio para no lesionar a los tejidos con el extremo del osteótomo.</i>
POULIQUEN (1984)
<i>También utiliza la técnica de Judet y expone 108 casos en los que destaca como complicación la desviación tibial en un 24% y la presencia de un pie equino en el 70% de los casos.</i>
CATON (1984)
<i>Publican la existencia de importantes complicaciones derivadas de la técnica de Wagner.</i>
STRUBBE (1984)
<i>En su estudio con niños con disimetría, destaca que tanto los procedimientos quirúrgicos, como el número requerido de los mismos, la duración de la hospitalización y las complicaciones durante el proceso, pueden derivar en un trauma psicológico al paciente y a sus familiares.</i>
STRUBBE (1984)
<i>Encuentra numerosas reacciones psicológicas proporcionales a la duración de la hospitalización y exacerbadas por la aparición de complicaciones en el curso del alargamiento</i>
JONES (1985)
<i>Destaca que seguramente la complicación más grave con la que podríamos encontrarnos en el curso de alargamiento de fémur responde a la sebluxación de rodilla.</i>
CATON (1985)
<i>Publica 33 casos de alargamientos con esta técnica y con un alargamiento medio de 5,35 cm obtiene un 30% de complicaciones.</i>
ALDEGHERI (1985)
<i>Analiza el caso de 27 alargamientos con los que observa un 26% de complicaciones.</i>
CAÑADELL (1985)
<i>En su experiencia utiliza la técnica para el tratamiento de la ruptura de puentes óseos, siguiendo la distracción y corregir el acortamiento; como fijador utiliza el de Wagner al que le diseña una modificación en las que se usa la distracción fisaria para corregir las angulaciones.</i>
CAÑADELL (1986)
<i>Modifica entonces los componentes del aparato de Wagner con el propósito de incrementar su y ampliar sus posibilidades de aplicación, para ello agregó una pieza en forma de "T" para tratar tanto la distracción fisaria como la elongación metafisaria. Luego introduce un dispositivo de distracción-compresión con el propósito de que éste pudiera realizar el transporte óseo en el</i>

tratamiento de los defectos óseos segmentarios masivos obteniendo así mejores resultados ya sean experimentales como clínicos. Pero la modificación más importante corresponde a la introducción del sistema de dinamización axial, el cual, mediante un sistema de rodamientos adaptado entre el eje y la cubierta de aluminio del aparato, permitía los movimientos de telescopaje con la carga, a lo que se le denominó dinamización.



Elongación ósea mediante distracción fisaria con aparato de Wagner modificado por Cañadell.

MOSCA (1986)

Publica la existencia de importantes complicaciones derivadas de la técnica de Wagner.

LAMOUREUX (1986)

Realizan una serie de publicaciones en las que expone sus experiencias sobre casos de alargamientos de extremidades superiores a nivel del húmero.

SCHOPLER (1986)

Realiza una serie de publicaciones en las que expone sus experiencias sobre casos de alargamientos de extremidades superiores a nivel del húmero.

DE BASTIANI (1986 y 1987)

En un trabajo clínico en niños, publica su experiencia en 100 casos de condrodiatasis. Consiguió un aumento de longitud del 36% en pacientes no acondroplásticos y del 64,5% en acondroplásticos. Sólo refieren 1,5% de complicaciones a nivel de los tornillos, no indican ningún caso de osteomielitis, ni lesiones vasculonerviosas, ni necesidad de aporte de injerto óseo. Como resultados muestran un índice de curación de 42, con un alargamiento promedio de 71 cm. A mediados de los años 80 difunde en Verona una nueva filosofía en las técnicas de elongación, la llamada "callotasis" consistente en el estiramiento del callo óseo y se trata de una técnica que consiste en un alargamiento metafisario que estimula la formación ósea mediante la distracción de una estructura muy osteogénica, el callo perióstico.

Su técnica quirúrgica comprende la colocación de un fijador externo monolateral que contienen 4 tornillos autorroscantes que forman su propia rosca al atornillarse proporcionando una mayor estabilidad al montaje (CHAO (1985)) Se practica una mínima incisión para exponer el periostio y se realiza una incisión longitudinal en el periostio, practicando una desperiostización sin lesionarlo, finalmente se realiza una corticotomía subperióstica con perforaciones previas a la sección ósea con el osteótomo y así se consigue dañar lo mínimo posible el canal medular y conservar íntegro el periostio posterior, mientras que la corticotomía metafisaria se practica a 1 cm por debajo del último tornillo proximal.

Para iniciar la elongación se recomienda esperar de 10 a 15 días después de la intervención quirúrgica y confirmar previamente con Rx la separación de la corticotomía y la aparición de callo, esta espera no solo permite que las partes blandas se curen sino que aseguran que no haya ningún vacío entre los segmentos óseos donde hay una gran actividad osteoblástica ALHO (1982). Para los casos de osificación irregular o retardada, la osteogénesis resulta siempre reactiva por el uso correcto de distracción-compresión, entrando en un periodo de neutralización del fijador cuando se ha conseguido la elongación deseada. Cuando sucede opacificación cortical que significa que radiológicamente la zona de distracción se opacifica, se desbloquea el fijador soltando la tuerca del bloqueo, lo que permite aplicar movimientos axiales de 1 a 2 mm a lo largo del cuerpo telescópico, generados por la propia carga del paciente.

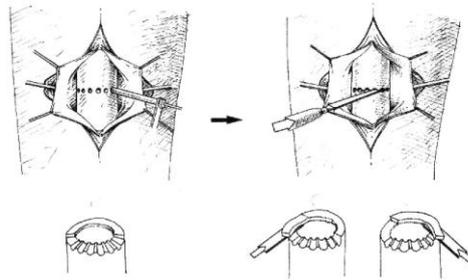
Una vez conseguida la consolidación clínica y radiológica, se procede a retirar ambulatoriamente el fijador, para ello se dejan colocados los tornillos durante una semana para comprobar la solidez de la consolidación, y en caso contrario, se puede volver a colocar el fijador durante otro periodo de tiempo.

Desde el inicio se permite la carga parcial del paciente, para pasar a total al comenzar la dinamización. DE BASTIANI (1987) Publica su experiencia en el tratamiento de callostasis en el que refiere un índice de curación de 38 (1cm/38 días), siendo el de tibia de 41, el de fémur de 36 y el de húmero de 24. En un 14 % de los segmentos tratados tuvieron complicaciones, de las cuales 5 fueron fracturas.

La condrodiatasis la efectúa con el fijador axial dinámico. Que consiste en una técnica de alargamiento por distracción epifisaria simétrica, lenta y controlada, de la placa epifisaria, sin ruptura ni fractura, con el fin de conservar su funcionamiento durante el periodo de crecimiento. Realizó un estudio experimental en conejos en el que demostraba que antes de aplicación clínica; el estudio que la distracción lenta de 0,25 mm cada 12 horas (condrodiatasis) produce hiperplasia del cartilago de crecimiento sin indicios de separación al terminar el periodo de distracción (28 días), mientras que una distracción rápida de 1 mm por día (epifisiólisis distraccional) produce una separación de la epifisis y la metafisis.

Destaca la importancia de demostrar que la condrodiatasis se podría conseguir con un fijador externo monolateral, de un modo simétrico y sin desviaciones axiales. Sostiene que la callotasis disminuye el número de intervenciones requerida para un alargamiento, la duración de la hospitalización y además previene las complicaciones asociadas a procedimientos de injerto y osteosíntesis, reduciendo al mismo tiempo el stress psicológico emocional. El fijador utilizado es poco abultado y muy manejable

para preservar la función de las articulaciones. Afirma así que su sistema es hasta en el momento más simple y seguro para el alargamiento de extremidades, consiguiendo una excelente estabilidad del sistema y óptima tolerancia de los tornillos.



Esquema de la técnica utilizada por De Bastiani para la osteotomía "a cielo abierto" en la callotasis

MOSELEY (1987)

En su análisis de resultados con el método de Wagner, demostró que este tipo de técnica derivó en un número menor de complicaciones pero que aún éstas eran muy altas tanto a nivel óseo como de partes blandas.

DAL MONTE (1987)

Utiliza la técnica de Ilizarov en 13 casos de hipoplasia congénita de la pierna.

GRILL (1987)

Utiliza El distractor de Ilizarov para el tratamiento de pies equinovaros complejos.

VAN ROERMUND (1987)

Destaca que como consecuencia de la incertidumbre de la consolidación desde el punto de vista clínico y radiológico, se han desarrollado técnicas novedosas con estudios experimentales por medio de diagnóstico por la imagen como la Tomografía Axial Computerizada.

ALLIOUX (1988)

En su práctica coloca una placa como osteosíntesis, muy distinto a la técnica de Cauchoix del trazado de la osteotomía en el sistema de distracción (fijador de Wagner) y en el tratamiento con tenotomías y aponeurectomía. Publica 25 casos de alargamiento extemporáneo de fémur y como complicaciones destaca una fractura tardía, 2 déficit de extensión de la rodilla y 3 pseudoartrosis.

CHANDLER (1988)

Publica la existencia de importantes complicaciones derivadas de la técnica de Wagner.

PALEY (1988)

Destaca que la importancia de la corticotomía es muy discutida entre varios autores ya que consideran que la circulación intramedular se restablece rápidamente, incluso para el caso de que ésta se encuentre interrumpida y señala que el gran peligro de la distracción epifisaria lo constituye el cierre prematuro del cartílago de crecimiento.

PERRETTI (1988)

Señala que la densitometría ósea permite valorar cuantitativa y cualitativamente la formación del callo.

SONGER (1988)

De su experiencia refiere un porcentaje bajo de complicaciones, pero que aumenta en pacientes acondroplásicos.

ILIZAROV (1989) y (1990)

Observa la relación del aporte de sangre y el descubrimiento del efecto Tensión- Stress que gobierna la respuesta de los tejidos durante el alargamiento demostrando así que los tejidos vivos sometidos a una tracción lenta y continua, son metabólicamente activados a la vez la biosíntesis y los cursos proliferativos, fenómenos dependientes de la vascularización y del uso funcional. Cuando estos dos principios se aplican en combinación con una fijación externa circular y una cirugía bien planificada, se obtiene el alargamiento del miembro.

En numerosos trabajos publicados (1954; 1969; 1972 y 1986). podemos encontrar su experiencia en la aplicación clínica del principio de Tensión-Stress y los resultados clínicos y estudios biológicos. En ellos establece los principios biológicos y clínicos más importantes para la formación de hueso nuevo en la zona de distracción, estos principios se basan en una máxima preservación de la médula ósea, llevando a cabo una corticotomía percutánea "osteoclasia", en lugar de una osteotomía transversa a cielo abierto, una fijación esquelética externa estable, para eliminar el movimiento no deseable de la osteotomía, pero a su vez con propiedades mecánicas que permitan un micromovimiento en paralelo al eje del hueso, un período de latencia de 5 a 7 días después de la intervención y antes de iniciar la elongación, una tracción de 1mm diario y modificable según las características de la formación ósea en el hueco de distracción, una frecuencia de 0,25 mm cada 6 horas, en vez de una sola al día, un período de fijación neutra después de la elongación que dura en tiempo tanto como el período de elongación y el uso fisiológico del miembro alargado lo que proporciona una rápida osificación del hueso nuevo. El fijador debe permitirle el movimiento articular y ser cómodo para el paciente.

Como posible complicación destaca que una inadecuada estabilidad del fijador, no solo reducirá la formación de hueso, sino que también causará dolor al paciente e incrementará la posibilidad de infección de los alambres. Con esta metodología El alargamiento bilateral de extremidades queda abierto.

Destaca que en el método de Wagner obteníamos que las incisiones amplias para la colocación de placas de osteosíntesis frenaban

el tratamiento de la talla corta, tal es así que en las estadísticas del Instituto Kurgan se mencionan más de 400 casos acondroplásticos e hipocondropasias tratadas.



HARDY (1989) y (1991)

Desarrolla en Francia el fijador Sequoia basado en el diseño de Ilizarov.

JONES (1989)

Publica 10 casos de condrodiatasis con monitorización de la tensión de distracción, para valorar los efectos sobre la fusión de la epífisis.

ALDEGHERI y PATTERSON (1989)

Destacan como complicación la presencia de un equinismo, distintamente valorada. Considerandola como tal cuando hay que practicar alargamiento del tendón de Aquiles y aplicar un molde de yeso. Para el autor ésta es del 7% en los casos con Wagner, 3% en la callotasis monolateral y 1% en la circular. En 407 casos de Wagner observa un 11% de fracturas tardías, mientras que de callotasis monolateral y en la circular solo ha aparecido en el 3% de los casos. Con ello demuestra que la fractura tardía ha ido siempre relacionada con el sistema de Wagner. También hace referencia al análisis psicológico del paciente antes de practicar cualquier tipo de alargamiento.

PATERSON (1989)

Publica combinaciones de técnicas y analiza 50 pacientes que utilizan el fijador de Wagner con la práctica de una corticotomía.

VILA (1990)

Utiliza la técnica de Ilizarov en el miembro superior hipoplásico: en antebrazo.

VILARRUBIAS (1990)

En el estudio de la metodología de Wagner, aporta una importante estadística referida al tratamiento de 500 segmentos elongados en un período de 5 años y en lo que destaca con la modificación de su técnica, la corrección de la lordosis lumbar.

CATTANEO (1990)

Publica 43 alargamientos de húmero realizados con la técnica de Ilizarov, realizando un alargamiento de 5 a 16 cm según el caso y obteniendo un promedio de 9 cm. Esta metodología ha sido muy utilizada para practicar alargamientos de miembros superiores

TUCKER (1990)

Aplica la técnica de Ilizarov para la corrección de pérdidas óseas tibiales, reconociendo que éste había sido el primero en introducir el concepto de compresión-distracción para realizar el transporte óseo en el tratamiento de defectos óseos segmentarios masivos.

SCHWARTSMAN (1990)

En su experiencia con 14 casos .aprovecha la elasticidad del sistema para estimular la formación del callo en las no uniones de tibia.

ALONSO (1990)

Ese mismo año aplica en su experiencia la filosofía de Ilizarov utilizando un fijador tubular denominado "AO/ASIF", para el tratamiento de defectos segmentarios.

FRANKE (1990)

Expone que la edad condiciona la práctica de una posible corticotomía o la distracción epifisaria e indica que la distracción epifisaria debe estar reservada a adolescentes a partir de los doce años y hasta el final de su etapa de crecimiento, mientras que la corticotomía estaría indicada a practicarse en pacientes desde los cinco a los treinta años, aunque en ambos casos deben considerarse las complicaciones y contar con todas las medidas pertinentes para evitarlas.

RENZI-BRIVIO (1990)

Utiliza la metodología de Verona practicando en el fémur corto congénito 35 alargamientos, de los cuales 17 son con condrodiatasis, precisando 35 días por cm y 18 con callotasis, con 38 días por cm. En cuanto a complicaciones, reporta 3 consolidaciones prematuras, 2 fracturas y un caso de subluxación de cadera. Indica que es una técnica útil en el fémur corto congénito, en lugar de la utilización de prótesis.

SCHLENZKA (1990)

Publica su experiencia de 10 pacientes axiales corregidos con el fijador Orthofix y distracción epifisaria.

LAVINI (1990)

Publica un artículo en el que destaca la importancia de realizar un estudio psicológico previo a la cirugía en pacientes acondroplásticos, junto a un estudio funcional, vascular y endocrinometabólico a modo de prevenir trastornos psicológicos.

HRUTKAY (1990)

Analiza numerosas reacciones psicológicas proporcionales a la duración de la hospitalización y exacerbadas en el curso del

<i>alargamiento, por la aparición de complicaciones.</i>
YOUNG (1990),
<i>Resalta que la ecografía permite identificar la formación de hueso entre las semanas 1 a 16 después de la intervención, mientras que por radiología el rango es solo de 4 a 16 semanas brindando información de la formación del callo, pero sin cuantificarla.</i>
GREEN (1990 y 1991)
<i>Destaca que la incidencia de infección en el punto de entrada de la aguja de un 8,4% para todos los fijadores mientras que con los fijadores circulares de Ilizarov es de un 8,3%. Profundiza el estudio de Eldridge, sobre 407 casos de alargamientos tipo Wagner, en lo que observa un 22% de infección en el punto de entrada del tornillo; en 400 casos de callotaxis monolateral observa un 2%, y en 571 casos circulares un 10%. Produciéndose una osteomielitis en solo el 3% del total de los casos tratados. En las corticotomías, que pueden haber sido incompletas (7% en casos de fijador monolateral y un 2% en el circular) destaca como complicación la consolidación prematura; mientras que en casos realizados con el método de Wagner no se presenta. Las no uniones se presentan en el 22% de los alargamientos con Wagner, un 3% en la callotaxis monolateral y un 3% en la circular. Otra complicación es la presencia de un equinismo, distintamente valorada. Expone la importancia del postoperatorio para el éxito del alargamiento con fijadores circulares y sugiere de un control periódico para evitar complicaciones.</i>
TETSWORTH (1991)
<i>Utiliza la técnica de Ilizarov en el tratamiento del húmero y antebrazo.</i>
GRILL (1991).
<i>Utiliza la técnica de Ilizarov en el tratamiento del fémur corto congénito.</i>
LASCOMBRES (1991)
<i>Realiza un interesante trabajo basado en la técnica de Ilizarov que refiere a la regeneración ósea en los alargamientos. En su trabajo publica la experiencia surgida en 10 pacientes con una edad promedio de 13,5 años en los que lleva a una serie de 11 biopsias, llegando a la conclusión de que las trabéculas óseas se forman recién a partir de la 3ª semana y pudiendo llegar a sólidas si en el proceso de alargamiento, éste no sobrepasa de 1 mm por día, siendo lo más aconsejable en casos de adolescentes entre 0,7 y 0,8 mm por día. A partir del 4º mes, se adquieren los criterios más importantes de regeneración ósea y por tal razón en este momento, considera peligroso para la consolidación ósea el modificar el montaje, el eje y la longitud del hueso. La técnica también ha resultado efectiva para la aplicación en casos de fractura abierta con pérdida de sustancia, para practicar el transporte óseo y conseguir su consolidación.</i>
LEHMAN (1991)
<i>Propone que para prevenir el acortamiento de Aquiles durante el alargamiento de tibia, se puede añadir al montaje un medio aro a nivel del calcáneo y otro a nivel metatarsal.</i>
CORRELL (1991)
<i>Publica 26 casos a los que se le ha practicado un alargamiento bilateral de tibia y peroné por medio de un fijador circular.</i>
CATAGNI (1991)
<i>Publica 61 casos de hemimelia de peroné corrigiendo gradualmente la deformidad y alargando como describe siguiendo la técnica de Ilizarov.</i>
GREEN (1991)
<i>Desarrolla la técnica Rancho en el rancho de Los Amigos Medical Center con la utilización de los clavos Rancho de titanio.</i>
ELDRIDGE (1991)
<i>Realiza un trabajo de sobre las complicaciones en el proceso de alargamiento de extremidades, comparando las metodologías más indicadas en la actualidad, las de Wagner, Ilizarov y De Bastiani. Destaca como complicación más frecuente en el uso de fijadores externos, la inflamación en el punto donde se coloca el tornillo o la aguja pudiendo provocar una osteomielitis.</i>
GRAYHACK (1991)
<i>Sugiere la conveniencia de efectuar una selección de los pacientes antes de tratar una dismetría con cirugía, realizando un estudio exhaustivo del paciente.</i>
SALEH (1991)
<i>Igual que Grayhack, afirma sobre la importancia de un análisis previo exhaustivo de los pacientes acondroplásicos, precisando que estos alargamientos deben realizarse en Hospitales con experiencia, que tengan un soporte multidisciplinario.</i>
DAHL (1991)
<i>Realiza un estudio en el que combina en 64 segmentos el método de Wagner con la distracción del callo.</i>
GUIDERA (1991)
<i>Con un estudio en la escuela de Verona sobre 24 alargamientos con el sistema Orthofix en niños entre 3 y 18 años con un promedio de 12 años, con 12 alargamientos de fémur, 10 de tibia, 1 de húmero y 1 de cúbito. El alargamiento conseguido fue entre 6,6 y 12,6 cm, con un promedio de 6,9 cm. El número total de complicaciones fue de 60 en 24 pacientes, destacando angulaciones, fracturas, ruptura o pérdida de solidez de los tornillos, pérdida de elongación, disminución de movilidad de las articulaciones, osteomielitis, subluxación de rodilla y tendinitis, siendo significativa la presencia de dolor en estas complicaciones. En su estudio resalta que posiblemente muchas de las complicaciones se deban a la inexperiencia y a la selección de pacientes complicados en lo que se excluye la insensibilidad congénita al dolor y el síndrome postirradiación.</i>
PRICE (1991)
<i>Considera que la estadística de complicaciones de Guidera es demasiado alta como consecuencia de la inexperiencia de este método y refiere un porcentaje bajo de complicaciones que aumenta en pacientes acondroplásicos.</i>
SHERMANN (1991)

<i>A través de un repaso de los medios de alargamiento actuales con sus ventajas e inconvenientes, llega a conclusiones parecidas a las de Eldridge.</i>
WILLIAMSON (1991),
<i>Opina que la calidad de la imagen de la ecografía resulta escasa y la medición de la longitud obtenida depende del operador, debido a que la sonda debe mantenerse siempre perpendicular al hueso. Mientras no hay callo la interpretación resulta fácil; pero cuando éste aparece se vuelve dificultosa.</i>
WILLIAMSON (1991)
<i>Destaca que durante el alargamiento denominado BDM ,el callo es de 0,25 g/cm² comparado con 1 g/cm² en el hueso normal y que el paciente lleva el fijador hasta que se ha obtenido el valor óseo normal.</i>
MOSELEY (1991)
<i>En un artículo destaca que pese al gran trabajo que se ha hecho en casos de alargamientos nos encontramos muy lejos de aquel pedazo de ropa de Andry pero que aún no se ha logrado el tratamiento ideal para estos casos.</i>
LUKE (1992)
<i>En la revisión de 27 casos de alargamientos, observa 10 casos de fracturas secundarias, 6 espontáneas y 4 traumáticas. De las cuales 7de ellas derivaron en una reducción abierta y osteosíntesis.</i>
SHEARER (1992)
<i>Realiza un estudio sobre una pierna amputada de un chico de 19 años al que se había practicado 7 meses antes un alargamiento de 15 cm con un fijador monolateral tipo Shearer y concluye que los procesos de remodelación pueden durar meses y años para producir un hueso maduro con capa cortical laminar.</i>
MAFFULLI (1992)
<i>Destaca la utilidad de la ecografía para medir el hueco de distracción y detectar precozmente el foco de osificación y la conveniencia de la radiología para evaluar una desviación axial.</i>
TJERNSTRÖM (1992)
<i>Publica artículos sobre la Resonancia Nuclear Magnética, con 10 casos de alargamiento en los que se practica un control radiológico y TAC cada tres meses. Cuatro de ellos se examinaron con RNM. Al retirar el fijador, la RNM no mostró signos de engrosamiento en la zona del alargamiento, sugiriendo carencia de canal medular. Surgieron imágenes con áreas centrales de baja intensidad, (sugestivas de matriz orgánica) rodeadas de zonas similares a las observadas en el hueso cortical. Los signos de engrosamiento de intensidades variables se observaron a los seis meses en el hueso nuevo. El TAC reveló en 3 pacientes una doble corteza sugiriendo una formación ósea a partir de periostio y endostio y una formación ósea irregular en 7 pacientes. A los 6 meses se pudo detectar una cavidad medular, con la desaparición progresiva de la doble corteza y la irregularidad. Recién a partir del año se consiguió la remodelación del nuevo material óseo.</i>
KERSHAW (1993)
<i>Realiza un trabajo experimental en conejos, en su publicación refiere la ruptura de puentes óseos por distracción fisaria y destaca el peligro de cierre prematuro de la fisis.</i>
ENSLEY (1993)
<i>Publica el alargamiento de fémur en 20 pacientes con el dispositivo interno de Barnes. Comprende un tipo de alargamiento extemporáneo, con 2cm en el acto operatorio y repitiéndolo dos o más veces en siguientes etapas y lo indica para disimetrías entre 4 y 7 cm.</i>
SASSO (1993)
<i>Destacar la importancia de estudios que proponen el acortamiento femoral sin abrir foco, como tratamiento de las disimetrías, basándose en anteriores artículos Winqvist 1978 y 1982; Blair 1989 y Burstein 1990, en una época de auge en técnicas de alargamiento, lo que evidencia que los alargamientos siguen produciendo importantes complicaciones y que aún no se ha llegado al método ideal para el tratamiento de estos casos.</i>

En la actualidad un paciente sometido a un alargamiento goza de gran movimiento y actividad, pero su tratamiento sigue condicionado a la utilización de un fijador externo.

5. CLAVOS ENDOMEDULARES

5.1. Definición

Consideramos que procede asignar una definición de lo que entendemos por “clavo endomedular” ya que en la literatura científica abundan las clasificaciones, utilización e historia pero no se hace expresa mención de su definición, para lo cual recurrimos al diccionario de la Real Academia Española:

Clavo: (Del lat. *clavus*).

1. m. Pieza metálica, larga y delgada, con cabeza y punta, que sirve para introducirla en alguna parte, o para asegurar una cosa a otra.

Implante:

2. m. Med. Aparato, prótesis o sustancia que se coloca en el cuerpo para mejorar alguna de sus funciones, o con fines estéticos.

Intramedular o Endomedular: No consta en el diccionario

De lo expuesto anteriormente resulta más apropiado hablar de “implante” en vez de “clavo” si bien por cuestiones de uso y costumbre utilizaremos ambos términos como sinónimos y el de “endomedular” para hacer referencia a la localización anatómica donde se coloca dicho implante.

En resumen, para no agregar mayor confusión al respecto definimos:

Clavo Endomedular: *Implante utilizado para lograr la fijación de fracturas de huesos largos. Diseñado y utilizado para ser colocado dentro de la cavidad medular. (El autor).*

5.2. Generalidades

En la actualidad podemos considerar que el enclavado intramedular constituye una de las herramientas más efectivas al momento de tratar fracturas diafisarias.

G. KÜNTSCHER (1939) a través de su experiencia en tratamientos de fijación intramedular introduce por primera vez en Kiel (Alemania) su moderno método de enclavados intramedulares consistía en la utilización de clavos huecos que a su vez se encontraba limitado por la práctica de trazos simples localizados en el tercio medio de la diáfisis del fémur y/o tibia. A través de un ajuste perfecto entre el clavo y la cavidad medular lograba la estabilidad, ajuste que conseguía mediante grandes fresados para colocar así el clavo de mayor diámetro posible. Entre las complicaciones derivadas del fresado menciona: el daño a la circulación endóstica y perióstica y el aumento tanto de la presión como de la temperatura que podía derivar en un embolismo y necrosis ósea.

La posibilidad de bloqueo a través del uso de pernos incrementa la estabilidad y amplía a la vez, las indicaciones del enclavado. Lo más indicado para ocasionar el menor daño posible a la circulación sería que el enclavado pudiera realizarse sin fresado o que éste sea mínimo, aún sabiendo que el posible daño a la circulación cortical luego del fresado es reversible, la exageración de éste debería evitarse, así como también la utilización de un mango de torniquete neumático inflado que suele provocar síndrome compartimental.

Para realizar un enclavado intramedular no resulta imprescindible emplear una mesa de fracturas y a diferencia de un clavo hueco, un clavo sólido resulta menos susceptible a la infección.

Es fundamental durante todo el procedimiento el tener determinado el sitio correcto para la entrada del clavo, en especial cuando el número de incisiones a practicar son mínimas. Es preferible realizar reducciones a cielo cerrado,

aunque resulten más dificultosas en el fémur y cuando se enclavan fracturas de manera tardía es muy importante contar con aditamentos para dar distracción a la fractura.

En los clavos con fresado mínimo o sin fresado se considera obligatorio el bloqueo mediante pernos.

La secuencia de pasos a seguir en el bloqueo consiste en: debe bloquearse distal primero, verificar rotaciones y la longitud de la extremidad y una vez corregidas, bloquearse proximal, en fracturas localizadas en las metáfisis es posible aumentar la estabilidad de un enclavado mediante el empleo de un Poller screw, el cual crea una cortical interna metálica artificial, evitando así la angulación de la metáfisis al chocar el clavo contra el perno intramedular.

Para verificar las rotaciones los métodos utilizados son: cable del electro coagulador, trocánter menor y la anchura de las corticales en el fémur y evidentemente la apariencia clínica de la extremidad.

En fracturas de fémur resulta ser poco frecuente la dinamización de los clavos, aunque sí resulta frecuentemente necesaria en fracturas de tibia.

En la práctica actual se trata de evitar el uso de Radiologías para poder bloquear los pernos distales de los clavos y en su lugar se prefieren aditamentos especiales que actúan como guías.

5.3. Tipos de Clavos

En el mismo sentido de controversia que lo expresado en cuanto a la definición hemos hallado más posibilidades de clasificar los clavos endomedulares que modelos existentes en la actualidad.

Uno de los intentos iniciales más aceptados fue el de clasificar los clavos endomedulares en “generaciones” haciendo relación al bloqueo que utilizara, pero rápidamente esta clasificación quedó obsoleta al aparecer nuevos y variados sistemas de bloqueo.

Teniendo en la práctica quirúrgica la utilidad de usar dicha “clasificación” como una herramienta descriptiva más que para asignar dicho implante a una categoría estanca.

A modo de ejemplo el mismo implante puede ser “anterógrado” o “retrógrado” si su inserción es proximal o distal a la fractura. “Fresado” o “no fresado” si previo a su inserción se realiza dicho gesto quirúrgico al canal medular, “acerrojado o no acerrojado”, “dinámico o estático”... Podríamos seguir durante un párrafo entero clasificando y subclasificando el mismo implante.

Por lo tanto y siguiendo el criterio arriba expuesto hemos considerado procedente diseñar una “clasificación descriptiva” del implante objeto de nuestro estudio como trataremos en el siguiente apartado.

Siendo el “Clavo Hidráulico de Elongación” un implante endomedular “complejo” que realiza un “telescopado activo”. Se constituye de partes “macizas y huecas” se debe colocar con un “fresado” previo y “acerrojar” con el fin de que sus piezas deslizantes puedan realizar una tracción “dinámica” diastásante axial por medio de la transmisión o liberación de energía acumulada.

6. CLAVOS DE ELONGACIÓN

- **Antecedentes**

En 1975 Gots y Schnellmann había propuesto un modelo de clavo expandible sin bloqueo que, en teoría, lograría una correcta adaptación al canal centromedular sin reportar experiencia clínica al respecto. (Gotz J., Schnellmann W.D., *Kontinuierliche Verlängerung des femur bei intramedullares*); (*Stabilisierung. Arch. Orthop. Unfall-Chir.*, V82 (1975), pp.305-310).

En 1984 Demetrios de la universidad de Toledo (Ohio) patentó en US un clavo centromedular expandible que permitía una adecuada coaptación al canal medular. Antecedente de los actuales implantes cuya expansión en sentido radial permitía lograr el bloqueo.

En 1997 Guichet desarrolló un prototipo de clavo centromedular cuyo alargamiento se activaba de forma mecánica a mediante movimientos rotacionales del miembro, bautizó este clavo con el nombre Albizzia, permitía un alargamiento de 0.07 mm con cada rotación del miembro de 20 grados. Estos movimientos podían ser aplicados por manipulación del miembro o por rotación intencionada del mismo paciente. Existe evidencia de su uso hasta la actualidad.

Sin embargo las primeras aportaciones a este concepto fueron realizadas por el profesor Ucraniano Alexander Bliskunov 1983. Este clavo consistía en una parte que se fijaba a la pelvis y otra al fémur, la rotación de estos componentes permitía una elongación mecánica del sistema de telescopado. Este sistema fue probado en la URSS con resultados favorables.

También en 1997 en Alemania Augustin Betz y Rainer Baumgart describieron su sistema "Fitbone". Que consistía en un implante completamente intracorporal dotado de un motor eléctrico unido a una antena que se colocaba en el tejido celular subcutáneo. Dicho implante era activado mediante un mando inalámbrico extracorporal, que al apoyarlo sobre la antena permitía el comando del telescopado mediante su motor interno.

Este sistema es el más sofisticado que existe en la actualidad, sin embargo no cuenta aún con la aprobación de la FDA. Otra desventaja es su elevado coste (12000 USD aproximadamente) esto es unas 5 veces más caro que el sistema Illizarov y el doble que el ISKD, siendo estos costes aproximados y sin incluir los gastos de la intervención.

En el año 2001 el Dr. J. Dean Cole, MD de Orlando, Florida presentó el ISKD (del inglés "Intramedullary skeletal kinetic distractor"). Este dispositivo desarrolla la fuerza de elongación por un sistema electromagnético que se activa al realizar una rotación de rodilla o tobillo. El monitoreo de dicha elongación se lleva a cabo mediante un receptor manual externo, presentando este receptor dificultades técnicas de calibración y medición tal vez debido a su elevada complejidad.

En el año 2003 Vega Laiun, Chavin y Busquet de la Universidad de Buenos Aires, Argentina publicaron el primer clavo hidráulico para la elongación femoral (D.Vega Laiun, J. Chavin, M.Busquet, *Rev Argent Ortop. Traumatol.* año 68, pp 295-302)

Este implante estaba provisto de un acople antirrotatorio en el que una jeringa roscada de paso milimétrico aplicaba líquido al sistema, permitiendo la elongación de forma fidedigna.

Dicho implante se patentó con el nombre de Clavo Hidráulico de Elongación (C.H.E.)

Logró pasar exitosamente las fases de experimentación en sistemas informatizados y preparados cadavéricos en fémur de bovino. Tenía la ventaja de ser un sistema simple, confiable y de bajo coste lo que facilitaba tanto su fabricación y manipulación en centros de mediana complejidad. Debido a la crisis económica argentina de ese año y a la

imposibilidad de conseguir fondos para continuar las pruebas del dispositivo en especímenes vivos estas pruebas tuvieron que ser aplazadas.

En el año 2005 Vega Laiun publicó el diseño del primer dispositivo hidráulico completamente intracorporal (CHEH) que utiliza energía hidrostática para producir la elongación. Este prototipo obtenía su energía por el paso líquidos de diluciones diferentes a través de una membrana semipermeable.

Si bien los resultados preliminares parecen ser prometedores el propio autor admite que el complejo comportamiento de los fenómenos de dilución requieren mayores estudios antes de someterlos a modelos animales vivos.

En el año 2007 Reynders en Bélgica publicó los primeros ensayos con el clavo hidráulico de elongación de un diseño similar al publicado por Vega Laiun con la diferencia que en vez de usar una jeringa roscada de forma permanente utiliza una jeringa desmontable que debe ser acoplada cada vez que se realiza cada procedimiento de elongación. En su artículo refiere que utilizó dicho implante en 34 pacientes adultos con resultados preliminares favorables. Si bien en su artículo manifiesta haber realizado pruebas en animales previo uso en humanos, no especifica datos ni realiza publicaciones acerca de esa fase de experimentación.

7. CLAVOS HIDRÁULICOS DE ELONGACIÓN (C.H.E)

El primer prototipo lo concluí en 2003 aún siendo residente de traumatología, la motivación personal surgió al presenciar el padecimiento de un paciente al que estaba aplicando callotaxis mediante un fijador externo de fémur consecuencia de un tumor óseo sometido amplia resección, en determinado momento el paciente me consultó la alternativa de amputación, dado que no soportaba el dolor y complicada por infección local. El tratamiento debió ser suspendido, tal vez, prematuramente dando un resultado pobre.

Me comprometí a buscar una alternativa a ese tratamiento. Los fundamentos y objetivos que llevaron a su desarrollo se encuentran plasmados tanto en las publicaciones que constan a seguir como en los objetivos de la presente tesis, las que no serán enumeradas en este apartado para no ser reiterativo, no obstante constituyen la parte esencial de este proyecto de investigación.

Considero que el mayor éxito del C.H.E del 2003 ha sido materializar el concepto que a día de hoy ya está siendo aplicado a seres humanos en al menos dos países con características socioeconómicas totalmente diferentes como ser India y Bélgica.

En los apartados a continuación se describen las características del C.H.E., sus variantes, patentes y principios.

7.1. CHE Original - 2003

La finalidad perseguida por la invención se logra mediante un nuevo diseño de clavo endomedular acerrojado caracterizado por un sistema de elongación activa, telescópica y antirrotatoria que utiliza la aplicación de energía al sistema del telescopado. Esta energía puede provenir de tres sistemas viables:

1. Un gradiente de presión de gas (garrafa) las paredes del sistema de acumulación son las del clavo. La liberación controlada de energía se realiza mediante la apertura de una pequeña electroválvula pulsátil ubicada a nivel del acople del telescopado, dicha electroválvula puede ser preprogramada para pulsar con determinada cadencia o bien ser controlada desde afuera mediante un control remoto.
2. Un capacitor electromagnético que se carga con la propia movilidad del miembro y libera su energía de forma automática cuando alcanza un umbral predeterminado o bien igual que en 1) por un pulsador externo.
3. La aplicación de presión hidráulica mediante una jeringa roscada que se encuentra fuera del miembro conectada por una manguera al acople hembra antirrotatorio.

Cualquiera de los mecanismos utilizables comparten la característica de que son regulables de acuerdo a la velocidad requerida en cada caso, siendo esta en promedio de 1 mm diario.

A. Descripción de los Dibujos

A fin de hacer más inteligible el objeto de la invención, ha sido ilustrada con dos figuras de despiece. Las figuras de despiece son descriptas de acuerdo al orden de ensamblado

La figura 1: Es un émbolo antirrotatorio en cuatro perspectivas, de perfil, arriba, abajo y frente. Se amplía en un círculo superior central la ampliación de la cabeza de dicho émbolo con una rosca de rescate con sus tres partes (cono, cilindro liso, cilindro roscado).

Figura 2: Aquí se muestran tres componentes en despiece, se describirán en orden de izquierda a derecha de arriba abajo: el primero es el acople hembra antirrotatorio en cuatro perspectivas (perfil, frente, abajo, arriba), la segunda es el acople hidráulico tunelizado en tres perspectivas (abajo, arriba y frente), finalmente la tercera es la jeringa roscada en una perspectiva, ya que es cilíndrica y es una pieza gemela al acople telescópico antirrotatorio en cuanto a longitud espesor de la pared y diámetro.

B. Descripción de la Realización Preferida

En todas las figuras los mismos números de referencia indican elementos iguales o correspondientes.

Como puede verse en los dibujos el diseño básico del implante está formado por cuatro piezas torneadas. La primera es la que se ve en Fig 1 El Embolo Antirrotatorio, el mismo se puede torneado a partir de una barra de acero y está formado por cuatro caras, una punta roma y un cabezal, las caras se constituyen de a pares en dos planas y dos curvas; en el perfil 1, se destaca un cabezal más ancho que el resto del émbolo, se realiza la ampliación del mismo en un círculo para mayor detalle y se observa el torneado de una canaleta 6 donde se introducen los anillos de goma hidráulicos (orins), se prefieren dos para disminuir la probabilidad de fuga. Se destaca también dos pendientes planas 7 que se continúan con el diámetro de las dos caras planas (anterior y posterior). Estas pendientes planas sirven para hacer de tope cuando su respectivo encaje en el acople hembra se encuentra en elongación máxima. Las dos caras planas con las que se continúan dichas pendientes le confieren estabilidad antirrotatoria cuando el clavo se encuentra en diversos grados de elongación intermedia.

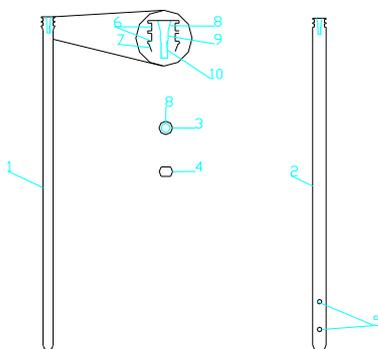


Fig. 1

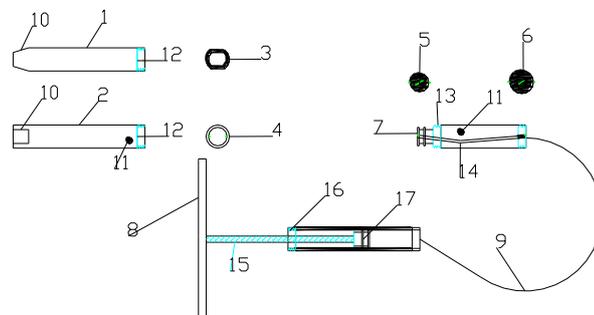


Fig. 2

En el mismo círculo se destaca la rosca de rescate constituida por sus tres partes: una cónica centradora 8, una cilíndrica lisa orientadora de rosca 9, y una roscada propiamente dicha 10, esta configuración permite facilitar el hallazgo y orientación de la rosca de rescate en caso de que el implante falle, se desensamble o quede el émbolo adentro del hueso. En la figura 1 se observa el émbolo de frente 2 se destacan los orificios para el acerrojado distal 5 los mismos conectan ambas caras planas mediante dos túneles.

En la parte central de la figura 1 también observamos una vista superior del cabezal 3 con el cono de la rosca de rescate 8. Asimismo la vista inferior del émbolo permite ver dos caras lisas y dos curvas, esta configuración y su correspondiente acople hembra provee la característica antirrotatoria del sistema de elongación hidráulico.

El segundo componente es el acople telescópico hembra, como se muestra en la figura 2, se logra torneando un cilindro hueco con un diámetro interno levemente mayor que los diámetros del émbolo para permitir su deslizamiento, se observa de frente 2, en donde se destacan una región inferior, de su lado interno presenta una imagen negativa del perfil del émbolo antirrotatorio 10 de forma de lograr un encaje recíproco entre ambos componentes, en la misma

figura se observa un orificio excéntrico para el acerrojado proximal, presenta una rosca superior para el siguiente componente 12. En la misma figura se muestra el perfil 1, en donde se distingue el calibre de la parte distal 10 la misma es viable realizando una compresión de la punta del cilindro o bien directamente tallando desde adentro la forma que se corresponde con la del embolo. También en la Fig 2 se aprecian las vistas inferior 3 y superior de esta pieza.

En la Fig 2 se observa el tercer componente en tres perspectivas 5,6,7, la parte más inferior del mismo 5,7 presenta la característica de tener el diámetro interno del acople hembra y también presenta un torneado para la ubicación de un anillo de goma hidráulico (oring), en este caso solo se requeriría uno ya que no presenta movimiento dentro del telescopado hembra, se destaca una rosca 13 para ser acoplado a este último, en la misma vista se destaca un orificio excéntrico para el acerrojado proximal 11, este es tunelizado en el caso de utilizar la energía hidráulica o requerir el pasaje de cableados en el caso de energía electromagnética o pulsador alámbrico. La tunelización debe estar alejada del orificio del cerrojo, que es un sector de la estructura que será sometido a carga una vez ubicado el implante en el hueso. La parte superior de esta pieza 6, también puede ser roscada para el acople de una pieza de interface o el instrumental de inserción-extracción del implante. Con el número 9 de la misma figura aparece la manguera hidráulica, en el caso de ser esta energía la seleccionada, la misma debe ser de un material flexible, por ejemplo poliamida de alta resistencia. Esta manguera se conecta a la jeringa roscada, el mango en "T" facilita la aplicación manual de energía, y permite una forma mensurada de contar el número de fracción de vueltas que se le imprimen al émbolo roscado 15, este último se corresponde con otra pieza que hace las veces de techo de la jeringa 16. Si el diámetro interno de la jeringa es el mismo que el diámetro interno que el acople hembra antirrotatorio, cada avance del embolo roscado de la jeringa se corresponderá a una elongación de la misma magnitud del implante. Con el número 17 se presenta el sector del embolo en donde se insertarán los anillos hidráulicos correspondientes a la jeringa roscada.

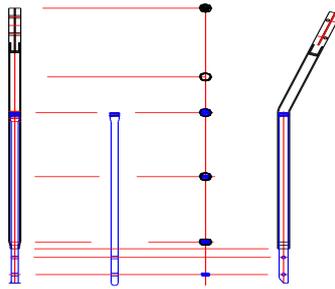
7.2. CHE Tibial - Elongador Tibial Hidráulico - 2005

Del mismo modo que el elongador femoral, es posible mediante el mismo mecanismo hidráulico conformar el elongador tibial. Nótese en este caso las proporciones entre el acople telescopado hembra y el émbolo antirrotatorio, de mayor longitud, esto permite mayor longitud de elongación. Pero acarrea dificultades técnicas en la fabricación de un cilindro hidráulico de tanta longitud. Esta dificultad técnica sería salvable mediante la disposición inversa de los orrings. Es más sencillo labrar una perfecta superficie externa (larga) que una interna. Entonces, los anillos de goma hidráulicos (orrings) pueden ser cambiados desde la fijación al émbolo (pistón), a la del cilindro. De esta manera no se verá afectada la funcionalidad, se mantiene la capacidad máxima de alargamiento y facilita la elaboración del implante sin requerir alta complejidad. Dicha variante es también aplicable al elongador femoral, extendiendo el rango de elongación hasta el límite que permita la casi duplicación de la longitud total del implante.

(La modificación antes mencionada no se representa en el dibujo, a fin de esquematizar de la forma más sencilla el concepto general).

El dispositivo de "elongación compresión externa" es del mismo modo que en femoral, una jeringa de émbolo roscado, conectada al implante, mediante una manguera de poliamida de alta resistencia.

Sin embargo estamos desarrollando una manera de generar elongación sin requerir ningún dispositivo externo conectado al implante siguiendo el mismo diseño general. Mediante la acumulación de un gradiente de fuerza en el "acople tunelizado hembra" (tn), que puede ser liberado en el "acople telescopado hembra"(tl), produciendo del mismo modo el desplazamiento del "embolo antirrotatorio"(em) en sentido distal generando la elongación, esto en este caso, por obvias razones se deberá pasar a otro tipo de energía, la energía que se adapta perfectamente al diseño y función del implante es el gradiente de acumulación de gases, que sería liberado mediante un pulsador externo inalámbrico mediante una electroválvula ubicada en la unión del tn-tl. Esta disposición presenta mayor potencial de gravedad en las complicaciones en caso de fuga de presión o liberación dentro del organismo vivo. Pero consideramos que el principio es válido y es perfectamente funcional en laboratorio por lo que merece su mención en este trabajo.



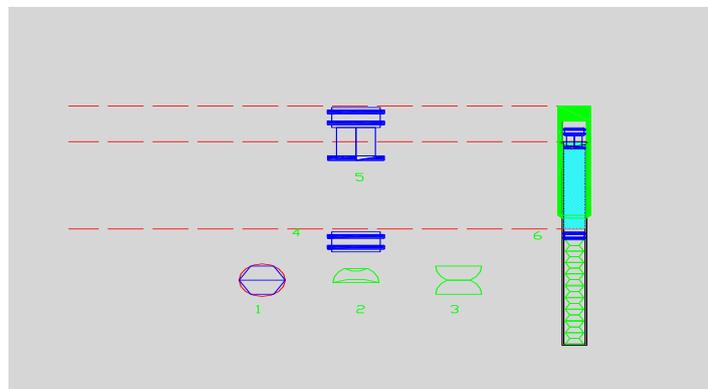
Como conclusión de esta etapa de la investigación hemos objetivado los siguientes puntos:

1. Es posible aumentar el rango de elongación de los implantes mediante la ubicación de los "Orrings" en el cilindro en vez de en el émbolo.
2. Esto mismo permite poder trabajar con diámetros más pequeños de implantes, como los requeridos para el uso tibial.
3. El diseño general es adaptable para la utilización de dispositivos que no requieran contacto con el exterior, debido a su característica de presurización, y capacidad intrínseca de almacenamiento de gradiente de energía.
4. Dicha modalidad, sería bastante mas riesgosa que la aplicación de energía hidráulica, debido a la falta de control y liberación externa que se pudiera ejercer sobre la presión en caso de fallas.

7.3. CHE por energía hidrostática - Clavo Hidráulico de Elongación por energía hidrostática - 2006

Marco teórico de un C.H.E. que, una vez introducido, se alargue sin requerir ningún tipo de dispositivo activo tipo motores DC o bombas.

Se trata de utilizar el fenómeno de la osmosis directa para producir el alargamiento del clavo.



Cuando dos disoluciones de concentraciones diferentes se ponen en contacto a través de una membrana semipermeable, se produce una diferencia de presión a ambos lados de la membrana que origina un flujo de solvente que tiende a igualar las concentraciones. Es decir hay un aumento de presión en la cámara donde se encuentra la disolución de baja concentración que hace que pase fluido a través de la membrana. Esa presión que se genera es la denominada presión osmótica.

Para el presente prototipo se encargó un informe técnico realizado por el ITC por el Ing. Ramon Farré Gomez bajo dirección del Dr. Donato Monopol en el año 2006, exponiéndose debajo algunos fragmentos que considero oportuno hacer constar en el presente trabajo dado su interés científico cuyo desarrollo pormenorizado sobrepasa el alcance de la presente tesis.

1. Fundamentos

Se pretende diseñar un Clavo intramedular de elongación que, una vez introducido en el hueso, se alargue una determinada longitud sin requerir ningún tipo de dispositivo activo tipo motores DC o bombas.

Según la patente, se trata de utilizar el fenómeno de la osmosis directa para producir el alargamiento del clavo.

2. Estudio teórico de la viabilidad del dispositivo

¿Es posible mediante osmosis directa obtener presiones suficientes para vencer una fuerza de unos 10 Kg.?

¿Es posible obtener alargamientos de 4-5cm en un rango de 1mm/día?

Para responder a estas preguntas es necesario encontrar unas fórmulas que nos proporcionen información acerca de los parámetros del fenómeno de la osmosis.

Antes de pasar a explicar las fórmulas, hay que hacer un inciso en el concepto de la osmosis y la presión osmótica. Cuando dos disoluciones de concentraciones diferentes se ponen en contacto a través de una membrana semipermeable, se produce una diferencia de presión a ambos lados de la membrana que origina un flujo de solvente que tiende a igualar las concentraciones.

Es decir hay un aumento de presión en la cámara donde se encuentra la disolución de baja concentración que hace que pase fluido a través de la membrana. Esa presión que se genera es la denominada presión osmótica.

Tanto en esta referencia citada anteriormente como en el resto, las dos fórmulas encontradas son:

Presión osmótica → $\Delta\pi = RT \cdot \Delta C$

Donde $\Delta\pi$ es la diferencia de presión osmótica entre las dos cámaras y ΔC es la diferencia de concentraciones entre las dos cámaras. Siendo la concentración $C = \frac{n}{V}$, con "n" el número de moles y "V" el volumen de la disolución. Hay que destacar que esta fórmula es aproximada y existe otra ecuación más exacta, sin embargo la aproximación es buena y dada su sencillez, facilita los cálculos. Para más información consultar referencias.

La segunda de las fórmulas nos aporta el flujo de disolvente a través de la membrana. Las membranas se caracterizan por un parámetro que es el denominado coeficiente de permeabilidad de la membrana C.

Flujo a través de la membrana → $J_v = C \cdot (\Delta p - \Delta\pi)$

Donde J_v es el flujo, $\Delta\pi$ es la diferencia de presión osmótica entre las dos cámaras, Δp es la diferencia de presión y C es la permeabilidad de la membrana. Esta fórmula tiene bastante sentido ya que como se puede observar, un incremento de presión positivo tiende a incrementar el flujo a través de la membrana y un incremento de presión osmótica tiende a reducirlo.

Hay que destacar que a la hora de hacer cálculos, se intentó obtener un valor del coeficiente de permeabilidad de la membrana C. Los fabricantes de membranas (ver distribuidores.doc) no suelen dar ese dato ya que al usuario final (normalmente usuarios de equipos de osmosis inversa) no le interesa nada más que la presión de trabajo y el flujo que circula a través de dicha membrana. Para obtener el valor de C hay que dividir el flujo entre la presión de trabajo. Más adelante se hablará de los valores que toma este parámetro.

Llegados a este punto, es necesario a partir de las dos ecuaciones comprobar si es posible obtener los alargamientos que necesitamos (4-5cm en 40-50 días). Una vez que se compruebe si es posible obtener estos desplazamientos, habrá que obtener la membrana que hace esto posible.

3. Cálculos.

A continuación se presenta un croquis del mecanismo utilizado para producir el alargamiento. Como se puede observar en la figura, debajo del pistón inferior hay un muelle. El interés del muelle está en incrementar la presión en la cámara inferior. Como ya se comentó el flujo es proporcional a la diferencia de concentraciones y también a la diferencia de presiones. Al ser la presión de la cámara inferior mayor que la presión de la cámara superior se incrementa el flujo hacia la parte superior. Por otra parte, si la disolución de la cámara inferior es más diluida que la disolución de la cámara superior por el efecto de la presión osmótica también se produce flujo en dicha dirección.

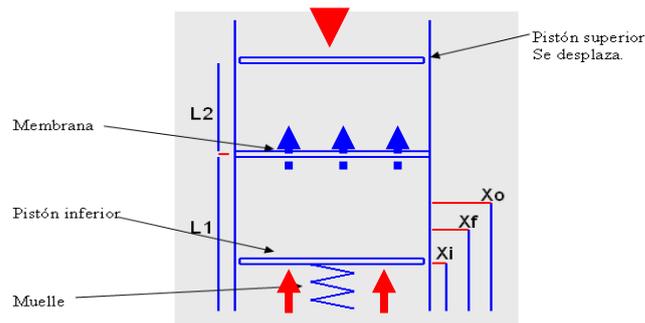


Fig 1.

X_o es la posición para la cual el muelle no ejerce ninguna fuerza, X_i es la posición inicial y X_f es la posición final.

Partiendo de la ecuación $J_v = C \cdot (\Delta p - \Delta \pi)$ se realizan una serie de cálculos y suposiciones para llegar a la ecuación diferencial de primer orden que relaciona el desplazamiento del pistón x , con el conjunto de parámetros y con el tiempo.

Por una parte se tiene que: $J_v = A \cdot \frac{\partial x}{\partial t}$ Siendo A el área del pistón y x el desplazamiento del pistón superior, igual al del pistón inferior (fluido incompresible). A continuación pondremos los términos Δp e $\Delta \pi$ en función del desplazamiento x .

Si se llama cámara 1 a la cámara inferior y cámara 2 a la cámara superior:

$$\Delta p = p_1 - p_2 = \frac{K_m \cdot (X_o - x)}{A} - \frac{F}{A}$$

Es decir p_1 viene determinada por la fuerza del muelle (K_m es la cte. de rigidez del muelle) y p_2 es constante de valor $10 \text{Kg}/\text{Area}$ (para empezar ponemos el valor que estimamos es el máximo).

Con respecto a la diferencia de presión osmótica empleo la fórmula aproximada:

$$\Delta \pi = RT \cdot \left(\frac{n_1}{V_1} - \frac{n_2}{V_2} \right)$$

Donde n_1 es el número de moles de soluto en la cámara 1, V_1 es el volumen de dicha cámara y lo mismo para la cámara 2. Como la membrana es semipermeable, tanto n_1 como n_2 son constantes ya que a través de la membrana sólo pasa fluido.

Si se ponen los volúmenes en función del desplazamiento x y las dimensiones de la figura, la expresión anterior queda:

$$\Delta \pi = RT \cdot \left(\frac{n_1}{V_1} - \frac{n_2}{V_2} \right) \Rightarrow \Delta \pi = \frac{RT}{A} \cdot \left(\frac{n_1}{L_1 - x} - \frac{n_2}{L_2 + x - X_i} \right)$$

Sustituyendo todo en la expresión inicial:

$$Jv = C \cdot (\Delta p - \Delta \pi)$$



$$A \frac{\partial x}{\partial t} = \frac{C \cdot Km}{A} \cdot (x - X_0) - \frac{C \cdot F}{A} + \frac{C \cdot RT}{A} \cdot \left(\frac{n_2}{L_2 + x - X_i} - \frac{n_1}{L_1 - x} \right)$$

Llegados a este punto hay muchas vías de abordar la solución de la ecuación diferencial. No es posible obtener la solución analítica y es necesario recurrir a métodos numéricos. Por lo tanto, es necesaria la utilización de un software de cálculo numérico o bien programar una aplicación que lo resuelva.

Dado que el lenguaje de programación que mejor conozco es MatLab para sacar la solución. En caso de que se crea necesario, se propone emplear otro lenguaje o bien utilizar un software específico como "Mathematika".

La ecuación diferencial presentada se resuelve de **dos formas diferentes**:

$$A \frac{\partial x}{\partial t} = \frac{C \cdot Km}{A} \cdot (x - X_0) - \frac{C \cdot F}{A} + \frac{C \cdot RT}{A} \cdot \left(\frac{n_2}{L_2 + x - X_i} - \frac{n_1}{L_1 - x} \right) \tag{1}$$

Despejando:

$$\frac{1}{\frac{C \cdot Km}{A^2} \cdot (x - X_0) - \frac{C \cdot F}{A^2} + \frac{C \cdot RT}{A^2} \cdot \left(\frac{n_2}{L_2 + x - X_i} - \frac{n_1}{L_1 - x} \right)} \partial x = \partial t \tag{2}$$

Integrando:

$$\int_{X_i}^{X_f} \frac{1}{\frac{C \cdot Km}{A^2} \cdot (x - X_0) - \frac{C \cdot F}{A^2} + \frac{C \cdot RT}{A^2} \cdot \left(\frac{n_2}{L_2 + x - X_i} - \frac{n_1}{L_1 - x} \right)} \partial x = \int_0^t \partial t \tag{3}$$

$$\int_{X_i}^{X_f} \frac{1}{\frac{C \cdot Km}{A^2} \cdot (x - X_0) - \frac{C \cdot F}{A^2} + \frac{C \cdot RT}{A^2} \cdot \left(\frac{n_2}{L_2 + x - X_i} - \frac{n_1}{L_1 - x} \right)} \partial x = t \tag{4}$$

La primera vía para resolver esta ecuación es realizar numéricamente la integral utilizando el método de Simpson. Para ello, me construyo un programa que calcula la integral de la parte de la izquierda de la expresión 4. Necesito introducir en el programa la posición inicial del pistón Xi y la posición final Xf. El resultado del cálculo me proporciona el valor del tiempo que tarda en producirse dicho desplazamiento.

MatLab resuelve numéricamente ecuaciones diferenciales de primer orden. Aunque no creo conveniente entrar en detalles de programación, la línea que llama a dicha función es la siguiente:

```
[t,x]=ode113(@ecuacion,[0,handles.d*86400],Xi*0.01);
```

La ventaja de esta solución es que te permite obtener la curva del desplazamiento x en función del tiempo para un tiempo determinado.

La pantalla principal del programa es:

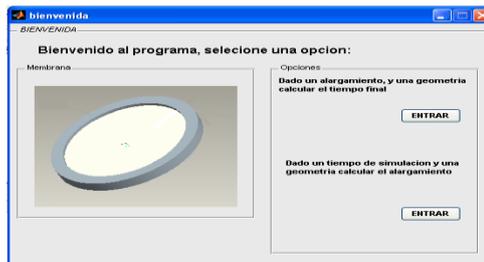


Fig. 2.

Como vemos si se presiona el botón superior se ejecuta el programa que utiliza la regla de Simpson para calcular la integral y por lo tanto el tiempo. Al presionar dicho botón aparece la siguiente pantalla:

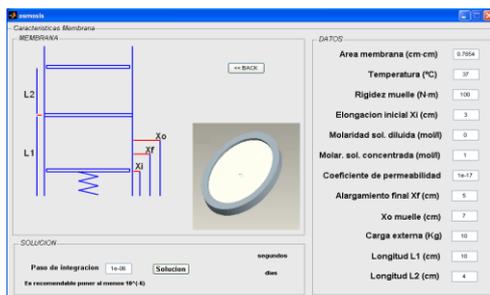


Fig. 3.

Tras presionar el botón “Solución” aparece el tiempo necesario para alcanzar el desplazamiento que va de Xi a Xf. Lo que ocurre es que como ya se comentó, no se dispone de una representación grafica que presente el tiempo frente al desplazamiento.



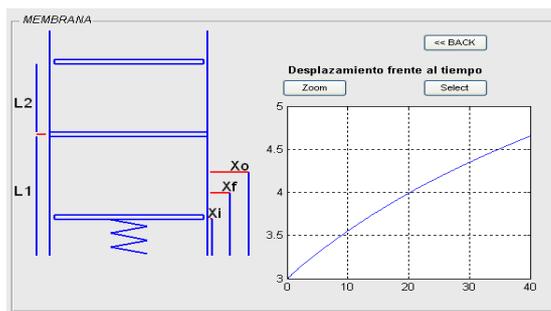
Fig. 4.

Si lo que se presiona es el botón inferior de la pantalla de bienvenida, surge el segundo de los programas realizados cuyo menú es el siguiente:



Fig. 5.

Tras presionar el botón de “Solución” se obtiene la grafica buscada:



4. Conclusiones obtenidas de los resultados teóricos

Haciendo pruebas con el modelo, se ha llegado a la conclusión que el efecto que tiene el muelle frente a la osmosis, es relativamente pequeño. A efectos de simplificar el prototipo, se ha modificado el modelo teórico eliminando los componentes del muelle.

Matemáticamente se ve afectado:

- K_m , La constante del muelle cuyo valor es 0
- X_0 cuyo valor es 0

- X_i , que al no existir el muelle, su valor es 0.

Por tanto la expresión resultante es:

$$A \cdot \frac{\partial x}{\partial t} = \frac{C \cdot F}{A} + \frac{C \cdot R \cdot T}{A} \cdot \left(\frac{n_2}{L_2 + x} - \frac{n_1}{L_1 - x} \right)$$

Siendo, la integral derivada de esta expresión:

$$t = \int_{X_i}^{X_f} \frac{A^2}{C \cdot \left(-F + R \cdot T \cdot \left(\frac{n_2}{L_2 + x - X_i} - \frac{n_1}{L_1 - x} \right) \right)} \partial x$$

Por tanto, introduciendo los siguientes datos:

$A = 0.7854 \text{ cm}^2$	→ El área que se corresponde con la de un tubo de diámetro 10mm
$K_m = - \text{N} \cdot \text{m}$	→ No consideramos el muelle
$T = 37^\circ$	→ Temperatura (se pone la del cuerpo humano).
$F = 10 \text{ Kg}$	→ Carga externa, en este caso se ponen 10kg.
$L_1 = 10 \text{ cm}$	→ Altura de la cámara 1.
$L_2 = 4 \text{ cm}$	→ Altura de la cámara 2.
$X_i = - \text{cm}$	→ No consideramos el muelle
$X_o = - \text{cm}$	→ No consideramos el muelle.
$M_1 = 0 \text{ Molar}$	→ Suponemos que la solución diluida no tiene sal.
$M_2 = 1 \text{ Molar}$	→ Molaridad por defecto

Se ha obtenido resultado muy similares a los obtenidos hasta ahora.

Otras conclusiones interesantes a tener en cuenta para futuras versiones del prototipo, son las siguientes:

1. La molaridad de las cámaras afecta notablemente al alargamiento del clavo (era de esperar).
2. La variación del coeficiente de permeabilidad, afecta a la relación de alargamiento frente al tiempo, y que ha mayor coeficiente, mayor es la relación.
3. Para una membrana con un coeficiente de permeabilidad de $1 \cdot 10^{-14}$ (coeficiente de las membranas comerciales), el clavo se alarga en menos de un día. (5cm en menos de un día).
4. A una fuerza comprendida entre 22 y 23 kilos y un coeficiente de permeabilidad de $1 \cdot 10^{-14}$, el clavo no se alarga.

Este último punto posee una especial atención, ya que nos indica que el alargamiento del clavo depende del esfuerzo que realizan los músculos de pierna sobre el mismo, de forma que cuando los músculos vayan cediendo, el clavo se irá expandiendo.

Otras alternativas

Aunque la base del proyecto es la osmosis, surgieron otras alternativas, que podrían tenerse en cuenta si no se pudiese producir la elongación deseada con el fenómeno de la osmosis. Cabría pensar en plantear otro diseño basándonos en la ecuación de Poiseuille.

La ecuación de Poiseuille nos permite obtener el flujo (volumen/tiempo) de un determinado fluido a través de una membrana. En este caso no interviene para nada el fenómeno de la osmosis y se considera que los líquidos que hay a ambos lados de la membrana son idénticos. En un lado de la membrana tendremos fluido a una presión elevada y en el otro lado tendremos fluido a menor presión. El líquido circulará por lo tanto a través de la membrana.

$$J_v(\text{ml/s}) = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta p}{8 \cdot \eta \cdot \Delta x}$$

Ley de Poiseuille.

Donde J_v es el flujo en mililitros por segundo, r es el radio de los poros de la membrana en cm., Δx es la longitud de los poros en cm., η es la viscosidad en $\text{g}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot\text{s}^{-1}$, Δp es la diferencia de presión entre ambas cámaras en $\text{g}/\text{cm}\cdot\text{s}^2$. En el caso de que la membrana tenga N poros, la ecuación se multiplica por N :

$$J_v(\text{ml/s}) = N \cdot \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta p}{8 \cdot \eta \cdot \Delta x}$$

Ley de Poiseuille.

El interés de la ecuación destaca el la posibilidad de estimar el flujo a través de una membrana ya que flujo es volumen (que se traduce en desplazamiento al otro lado de la membrana) y tiempo.

Para poder realizar cálculos con la fórmula anterior se necesitan una serie de datos:

Viscosidad del agua: $1,005 \text{ g/m}\cdot\text{s} = 0,01005 \text{ g/cm}\cdot\text{s}$

- Diámetros de poro de 1 a 10 nanómetros es decir las más pequeñas: $1 \cdot 10^{-9} \text{ m}$ por lo que el radio es $0.5 \cdot 10^{-9} \text{ m}$ o en cm. $0.5 \cdot 10^{-7} \text{ cm}$.
- Δx va de 5 a 30 micrómetros, es decir, las más pequeñas valen: $5 \cdot 10^{-6} \text{ m}$ o $5 \cdot 10^{-4} \text{ cm}$.
- No aporta ninguna información de la densidad de poros con la que calcular N .

En "membrana.PDF" se adjuntan datos para tres membranas de ultrafiltración que se encuentran actualmente en el mercado. La primera de las membranas es una membrana de Alúmina modelo Anopore de la marca Anotec Separations Limited. Las características se presentan en la siguiente tabla:

	A002	A01	A02
Tipo de membrana	Inorgánica		
Presentación de la membrana	Discos de 46 mm con un anillo alrededor de polipropileno	Discos de 21 mm con un anillo alrededor de polipropileno	Discos de 46 y 21 mm con un anillo alrededor de polipropileno
Estructura porosa	Capilar asimétrica	Capilar simétrica	Capilar simétrica
Diámetro de poro (μm)	0.02	0.1	0.2
Porosidad superficial (%)	25-30	40	50
Densidad de poros superficial (m^{-2})	10^{12}	10^{10}	10^8
Espesor	60 μm		
Densidad superficial (g/cm^2)	1.955-2.24		1.1-1.678
Carga superficial /Potencial zeta (mV)	pH=7 -70		
Rango de pH aconsej.	3 - 9.5		
Índice de refracción	1.60 \pm 0.01		
Flujo de aire (a 25 °C y 10 psia) ($\text{L}/\text{min}\cdot\text{cm}^2$)	0.3		1
Flujo de agua (25 °C y 10 psia) ($\text{mL}/\text{min}\cdot\text{cm}^2$)	4.9	8.0	10.2
Presión máxima con agua (psia)	90		80

La segunda de las membranas es una membrana Cyclopore de policarbonato suministrada por la casa Whatman Ltd. Sus características se presentan en la siguiente tabla:

	C01	C04	C10
Diámetro (μm)	0.1	0.4	1.0
Espesor (μm)	10	10	9
Densidad de poros (10^{12} poros/ m^2)	6.0	1.0	0.2
Porosidad media (%)	4	13	16
Pto. de burbuja en agua (10^5 Pa)	>6.9	2.5	0.95
Flujo típico de agua ^a ($\text{L}/\text{s}\cdot\text{m}^2$)	0.50	12.17	36.67
Flujo típico de aire ^b ($\text{L}/\text{s}\cdot\text{m}^2$)	2.17	20.83	33.33
Fuerza típica de rotura (10^5 Pa)	>1.38	>1.03	>2.07

La tercera de las membranas es un modelo HT Tuffryn suministrada por Gelman Sciences de polisulfona. Sus características se presentan en la siguiente tabla:

		HT Tuffryn® 4	
Diámetro (µm)		0.2	0.45
Material		Polisulfona hidrófila	
Flujo típico de agua ^a (mL/min·cm ²)		12	50
Pto. de burbuja en agua (10 ⁵ Pa)		2.5	1.5
Flujo típico de aire ^b (L/min·cm ²)		3	7
Espesor (µm)		165	
Índice de refracción		1.633	
Esterilización		Autoclavable a 121 °C y 1 bar durante 15 min o por óx. de etileno.	

Para ver que tipo de resultados se pueden obtener con este tipo de dispositivos se construye una tabla Excel que llamaremos Poiseuille.xls. En el caso de que encontremos una configuración con resultados aceptables el prototipo a utilizar es el mismo que ya se ha diseñado.

7.4. C.H.E Miniatura 2010

La adaptación a escala tan pequeña del CHE ha presentado un reto, sin embargo los conceptos originales de modularidad en sus tres segmentos básicos intercambiables (émbolo y pistón antirrotatorio, jeringa roscada, conector flexible). Se resume en la siguiente foto las piezas esenciales de la porción intramedular del implante.



Fig. 1

Fotografía de los elementos modulares intramedulares del CHE, de arriba abajo cilindro antirrotatorio, cabezal hidráulico y émbolo antirrotatorio. Para ilustrar mejor las dimensiones de estos componentes se han colocado referencias de uso cotidiano (un bolígrafo y una moneda).



Fig. 2

Foto: cilindro y émbolo antirrotatorio telescodados (vista lateral). Nótese la superficie plana en uno de los laterales del émbolo y la colocación de un tornillo de punta plana sin cabeza roscado en su extremo derecho, que impide al émbolo rotar. En el extremo del pistón se mantiene la forma cilíndrica con dos hendiduras para colocar los correspondientes anillos tóricos que son desplazados mediante la inyección del fluido, en este caso dextrosa anhidra al 80%.

Por lo tanto el modelo en miniatura que se empleará en el presente trabajo es una adaptación a escala del CHE original, que al constar de los mismos componentes modulares esenciales, permiten variar su ensamblado.

En el presente trabajo se han utilizado doble cilindro antirrotatorio (uno a cada extremo del pistón) siendo el de mayor longitud el que lleva incluido en el extremo opuesto al telescopado el cabezal de acople hidráulico tunelizado, este ha sido incluido en el cilindro en vez de roscar en un extremo de esta forma lograr un mejor acabado de la superficie externa.

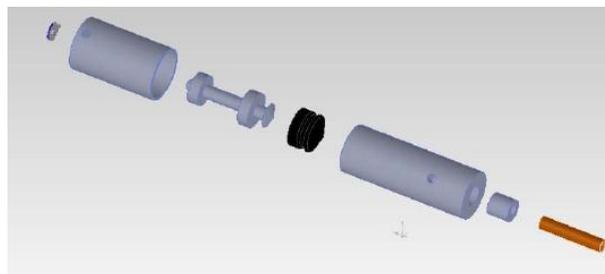
El acerrojado distal se realizará a través de un orificio labrado en el pistón antirrotatorio distal haciendo tope el émbolo sobre el mismo cerrojo para transmitir la fuerza de distracción al extremo distal en el caso de ser usado como EIM.

En el caso de configuración FE, los orificios de cerrojo pueden usarse para la introducción directa de los tornillos transfixiantes , mejor aún, acoplarse al cilindro mediante cabezales tubo-pin.

Merced a la variabilidad de configuración de estos tres elementos modulares podemos obtener mayor adaptabilidad a cada caso como se ilustra en las siguientes fotografías.



Variables en la configuración del CHE miniatura, de izquierda a derecha con conector a 90 grados o recto, montaje presurizado, variante de jeringa roscada en aluminio sin aletas.



Detalle del controlador.

En resumen, la posibilidad de combinar o incluir los componentes y conectores permiten optar entre diferentes configuraciones .

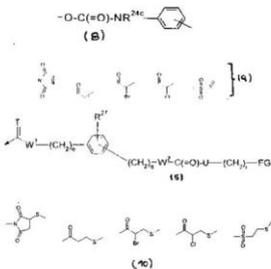
Si bien estos modelos requieren gran pericia manual para su fabricación en serie dadas sus reducidas dimensiones el coste total de cada uno no ha superado los 60 Euros excluyendo la mano de obra y han podido ser manufacturados con instrumental de tornería disponible en el Departamento de Ingeniería Mecánica de la ULGPC.

7.5. Patentes de Invención y Publicaciones

BOE 2005

24

BOLETIN DE PATENTES - ABRIL 27 DE 2005



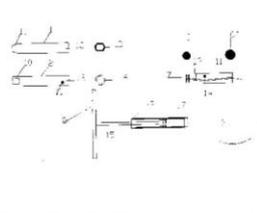
- (10) AR040957 A1
(21) P030102735
(22) 30/07/03
(30) US 60/399383 31/07/02
(51) C12N 1/562, 15/29, 15/31, 5/04, 5/10, A01H 5/00, 5/10, C12Q 1/68
(54) PROMOTORES CON PREFERENCIA POR RAICES DE MAIZ Y USOS DE LOS MISMOS
(57) Promotores de maíz que promueven la transcripción preferencial en las raíces de plantas, tal como plantas de maíz. Promotores que comprenden una secuencia de nucleótidos seleccionada entre el siguiente grupo de secuencias de nucleótidos: a) una secuencia de nucleótidos que comprende la secuencia de nucleótidos de la SEQ ID N° 1 desde el nucleótido de la posición 1 hasta el nucleótido de la posición 339 o de la SEQ ID N° 2 desde la posición de la secuencia de nucleótidos 11 hasta el nucleótido de la posición 1196; b) una secuencia de nucleótidos que comprende la secuencia de nucleótidos de la SEQ ID N° 15 desde el nucleótido de la posición 1 hasta el nucleótido de la posición 1280; o c) una secuencia de nucleótidos que comprende la secuencia de nucleótidos de un fragmento de ADN que comprende entre aproximadamente 400 bp y aproximadamente 1300 bp que se hibrida bajo condiciones severas con un fragmento de ADN que posee dicha secuencia de nucleótidos mencionada bajo a) o b).
Reivindicación 5. Un gen quimérico, caracterizado porque comprende las siguientes regiones de ADN ligadas operativamente: a) un promotor con preferencia por raíces de maíz acorde con la reivindicación 1; b) una región de ADN heterólogo que codifica el ARN biológicamente activo de interés; y c) una señal de poliadenilación y de terminación de la

- transcripción.
Reivindicación 6. El gen quimérico acorde con la reivindicación 5, caracterizado porque dicho ARN biológicamente activo codifica una proteína de interés.
Reivindicación 7. El gen quimérico acorde con la reivindicación 6, caracterizado porque dicha proteína es una proteína que, cuando se expresa en las células de una planta, confiere resistencia a plagas o patógenos a dicha planta.
Reivindicación 8. El gen quimérico acorde con la reivindicación 7, caracterizado porque dicha proteína es ISPA1 o ISPA2 de *Brevibacillus laterosporus*.
Reivindicación 9. Una célula vegetal, caracterizada porque comprende un gen quimérico acorde con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8.
Reivindicación 10. Una planta, caracterizada porque comprende en sus células de la misma un gen quimérico acorde con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8.
Reivindicación 12. Una semilla de una planta, caracterizada porque comprende en las células de la misma un gen quimérico acorde con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8.
(71) BAYER BIOSCIENCE N.V.
JOZEF PLATEAUSTRAAT 22, GENT BE
(72) VANDERKAMPEN, GREET - VAN ELDIK, GERBEN - MEULEWAETER, FRANK
(74) 734
(41) Fecha: 27/04/2005
Bol. No.: 266

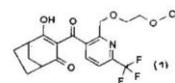
- (10) AR040958 A1
(21) P030102792
(22) 04/08/03
(51) A61B 17/72
(54) CLAVO ENDOMEDULAR ACERROJADO PARA LA TERAPIA RECONSTRUCTIVA DE MIEMBROS
(57) Clavo endomedular acerrojado telescópico antróptico de elongación activa. Un embolo de cuatro caras, dos son lisas y dos curvas, se acoplan con una parte hembra cuyo extremo inferior se corresponde de su lado interno con dicha geometría de forma de encaje recíproco. Dicha configuración no le permite rotar pero mediante el deslizamiento de estos componentes se logra un telescopado. De la aplicación de energía a nivel del telescopado se logra una elongación activa. Mediante una manguera una jeringa roscaada se conecta a través de un acople tunelizado al acople hembra, dicha jeringa presenta roscas en su embolo que permiten regular la elongación del clavo contabilizando el número de vueltas aplicadas a su mango en forma de "T". Dicho sistema es hidráulico y genera un gradiente de presión.
(71) VEGA LALUN, DIEGO LUIS
MARCOS SASTRE 5331 PISO 1º, (408) CAPITAL FEDERAL, AR
(41) Fecha: 27/04/2005
Bol. No.: 266

BOLETIN DE PATENTES - ABRIL 27 DE 2005

25



- (10) AR040959 A1
(21) P030102805
(22) 05/08/03
(30) CH 01371/02 07/08/02
(51) A01N 43/40, 43/84, 43/54, 43/38, 43/56, 43/76, 43/16, 43/90, 43/28, 43/78, 43/80, 43/653, 43/30, 43/18, 43/42
(54) COMPOSICIONES HERBICIDAS
(57) Una composición herbicida, que comprende: a) un compuesto de la fórmula (1) o una sal agrónomicamente aceptable de dicho compuesto, y b) una cantidad sinérgica efectiva de uno o más compuestos seleccionados entre atrazina, simazina, terbutrina, ametrina, foramsulfuron, trifloxisulfuron, metolaclor, S-metolaclor, alaclor, acetolaclor, flufenacet, dimetamida, S-dimetamida, petoxamida, flumetsulam, metosulam, piridato, piridafol, dicamba y las sales del mismo, procarbazona, glufosinato, flutacet, imazamox, imazetapir, ricasulfuron, pirimsulfuron-metilo, rimsulfuron, haloisulfuron, clorasulam, clomazona, diclosulam, 2,4-D, florasulam, flumiclorac, bromoxinilo, setoxidim, ixoxinilo, tepraloxidim, carfentrazona, cletodim, sulfentrazona, imazaquin, sulcotriona, imazapir, mesotriona, flumetsulfuron, isoxaflutol, prosulfuron, isoxaflortol, bentazona, iodosulfuron, prohexadiona, diflufenzopir, flurtamona, butilato, flumioxazin, fenitracamida, benzofenidona, isopropazól, fluzoxato, acifluoreno, triflurosulfuron, cinidon-étilo, glifosato y las sales potásicas, de isopropilamonio, sódica, de trimesio, de amonio y de diamonio del mismo, mesotriona + terbutilazina, metolaclor + terbutilazina, S-metolaclor + terbutilazina, paraquat, cetospiraxol, aminopiridil, amicarbazona y azafenidil. Las composiciones de acuerdo con la presente también pueden comprender un antídoto.
(71) SYNGENTA PARTICIPATIONS AG
SCHWARZWALDALLEE 215, CH-4058 BASILEA, CH
(74) 195
(41) Fecha: 27/04/2005
Bol. No.: 266



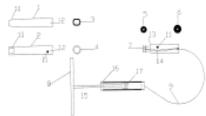
- (10) AR040960 A1
(21) P030102807
(22) 05/08/03
(30) EP 02017677.2 07/08/02
(51) C07D 277/56, 417/06, A61K 31/426, 31/427, 31/435, 31/36, A61P 3/00, 3/04, 3/10
(54) DERIVADOS DE TIAZOL
(57) Reivindicación 1. Compuestos de la fórmula (1) en donde: R¹ es arilo o heteroarilo, en donde al menos una de las dos posiciones meta de cada grupo arilo y heteroarilo está sustituido con R²; R² es hidrógeno, alquilo o cicloalquilo; R³ es cicloalquilo, arilo o heteroarilo, en donde al menos una de las dos posiciones orto de cada grupo cicloalquilo, arilo y heteroarilo está sustituido con R³; R³ es hidrógeno, alquilo o cicloalquilo; R⁴ es hidrógeno, ciano, trifluorometilo, alquil-SO₂, amino-SO₂, halógeno, alcoxilo, alquilcarbonylo o aminocarbonylo; R⁵ es hidrógeno, halógeno, ciano, nitro, trifluorometilo, alquilo, alcoxilo, hidroxilo o alcoxicarbonylo; y sales y ésteres farmacéuticamente aceptables de los mismos, con la condición que uno de R¹ y R² no sea hidrógeno.
Reivindicación 16. Compuestos de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones de 1 a 13 para la preparación de medicamentos para la prevención y terapia de enfermedades que están causadas por trastornos asociadas con el receptor NPY.
Reivindicación 18. El uso de un compuesto de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones de 1 a 13 para la preparación de medicamentos para el tratamiento y prevención de artritis, diabetes, trastornos alimentarios y obesidad.
(71) F. HOFFMANN-LA ROCHE AG.
124 GRENZACHERSTRASSE, CH-4070 BASILEA, CH
(74) 195
(41) Fecha: 27/04/2005
Bol. No.: 266
- (10) AR040961 A1
(21) P030102834
(22) 07/08/03
(30) JP 2002-230581 07/08/02

PATENTE DE INVENCION B1

<p>Fecha de presentación: 03.10.2003</p> <p>Fecha de publicación de la solicitud: 16.04.2005</p> <p>Fecha de la concesión: 14.03.2006</p> <p>Fecha de anuncio de la concesión: 16.04.2006</p> <p>Fecha de publicación del folio de la patente: 16.04.2006</p>	<p>Titulares: Diego Luis Vega Lain, Murillo, 14 (Montaña Los Huesos) 35215 Telde, Las Palmas, ES</p> <p>Inventores: Vega Lain, Diego Luis</p> <p>Agente: No consta</p>
---	--

Título: Clavo endomedular elongable para la terapia reconstructiva de miembros.

Resumen: Clavo endomedular elongable para la terapia reconstructiva de miembros. La presente invención se refiere a un nuevo diseño de clavo endomedular elongable para la terapia reconstructiva de miembros de uso en ortopedia. Consta un acople telescópico hembra (10) se articula con un anillo y mediante otro acople hidráulico (7) permite el telescopado de dicho anillo. La energía es controlada mediante una jeringa roscaada extracorporea (16).



Dispositivo intramedular para el guido de la osteogénesis. Diseño y ensayos in-vitro

O. Martel Fuentes⁽¹⁾, A. Suárez Valiente⁽¹⁾, D.L. Vega Lain⁽²⁾, A. Yáñez Santana⁽²⁾

(1) Dpto. de Ingeniería Mecánica, Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, oarmat@din.uilpgc.es

(2) Hospital Universitario Doctor Negrín, Las Palmas de Gran Canaria

En el campo de la cirugía traumatólogica existen ciertas patologías que presentan una considerable pérdida de tejido óseo, como osteomielitis, tumores y fracturas expuestas o comminutas. Su tratamiento implica el proceso natural de reparación de fracturas, la osteogénesis, pero hay que tener en cuenta que, para producir un hueso adecuado, este proceso debe ser guiado. Actualmente, se recurre a los métodos de fijación externa, que permiten una manipulación activa, controlada y medida. Sin embargo, este tipo de implantes agregan mayor intolerancia y efectos adversos a un tratamiento que ya de por sí es poco tolerable. Además, un fijador externo traslada el eje de la fuerza de tracción fuera del canal medular. Por ello, se hace necesario hallar un método de elongación de miembros diferente al empleo de tutores externos. Algunos autores en los últimos años han intentado incluir en el mercado varios modelos de clavos intramedulares. Sin embargo, estos no han tenido la divulgación esperada, tal vez por su elevado coste y la complejidad requerida para su fabricación y manipulación.

Tratando de lograr una solución adecuada al problema, los autores del presente trabajo ya desarrollaron un implante intramedular que se demostró apto en los ensayos in-vitro. No obstante, para demostrar la utilidad del sistema es necesario probarlo in-vivo. El modelo animal más adecuado para los objetivos de nuestro estudio fue el conejo, concretamente el polio. Esto obliga a un menor tamaño del dispositivo que, debido a sus características, hubo de ser rediseñado completamente. Por tanto, se presenta aquí el rediseño y cálculo de un clavo intramedular hidráulico que permite el guido de la elongación ósea de miembros. Asimismo, se presentan los ensayos in-vitro realizados.

El nuevo dispositivo mide 6 mm de diámetro y 60 mm de longitud inicial, pudiendo alargarse 40 mm. Esto lo hace útil para el femur de polio, así como para algunos huesos pequeños del ser humano. Los resultados de las simulaciones de carga por el método de los elementos finitos nos mostraron que el sistema diseñado resiste perfectamente. Los resultados obtenidos en los ensayos in-vitro también fueron favorables, indicando que el dispositivo puede ser implantado in-vivo.

1. INTRODUCCIÓN

El enclavado intramedular ha demostrado ser un método muy efectivo, versátil y sencillo en el tratamiento de fracturas diafisarias de los huesos largos, sobre todo en fémur y tibia [1, 2, 3]. Las cualidades y ventajas anatómicas que brinda esta técnica han llevado a través de las diversas generaciones de clavos a ampliar el abanico de patologías que pueden ser tratadas con esta modalidad [4, 5, 6, 7]. Sin embargo, presenta limitaciones en el tratamiento de patologías que resultan en una considerable pérdida de tejido óseo, como osteomielitis, tumores y fracturas expuestas o comminutas [8, 9, 10, 11, 12, 13]. En este caso lo usual es recurrir a la elongación ósea. El mecanismo clave es la regeneración ósea (osteogénesis), el proceso natural que repara las fracturas. Así, con la ayuda de la cirugía y de un dispositivo ortopédico se logra manipular la cicatrización fisiológica, aplicando una fuerza de distracción a nivel del callus óseo. De esta forma se distiende o separan los extremos de la fractura gradualmente logrando un alargamiento medio de 1 mm diario.

Para el tratamiento reconstructivo de miembros en dichas circunstancias se continúa recurriendo a los métodos de fijación externa, que permiten una manipulación activa, controlada y medida [14, 15]. Este tipo de implantes extracorpóreos agregan mayor

ES 2.229.936 B1

Aviso: Se puede realizar consulta previa por el art. 37.2.B LP.

Versión de la Oficina Española de Patentes y Marcas. P.O. de la Castellana 71 - 28014 Madrid

Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología. Año 68. Número 4. 2003 ISSN 1515-1786

INVESTIGACIÓN

Clavo hidráulico de elongación

Diego Luis Vega Lain, Julio Chavín y Miguel Busquet

Departamento de Anatomía, Facultad de Medicina, Universidad de Buenos Aires

RESUMEN
Introducción: Los autores diseñaron y probaron un prototipo conceptual de clavo endomedular. El estudio se dividió en dos etapas: la primera describe el desarrollo, diseño, funciones y aplicaciones de un nuevo concepto de clavo endomedular hidráulico de elongación. El estudio se dividió en dos etapas: la primera describe el desarrollo, diseño, funciones y aplicaciones de un nuevo concepto de clavo endomedular hidráulico de elongación. El estudio se dividió en dos etapas: la primera describe el desarrollo, diseño, funciones y aplicaciones de un nuevo concepto de clavo endomedular hidráulico de elongación.

296 Vega Lain y cols.

297 Vega Lain y cols.

298 Vega Lain y cols.

299 Vega Lain y cols.

300 Vega Lain y cols.

301 Vega Lain y cols.

302 Vega Lain y cols.

manguera colapsó en su unión con la válvula de la jeringa. La pérdida total del líquido hidráulico fue estimada en un cuarto de centímetro cúbico en el momento del colapso.

Una vez hallado el punto crítico del sistema hidráulico (la manguera) no se continuó con pruebas destructivas

por separado del resto de la estructura hidráulica, ya que el implante es un prototipo conceptual y el objetivo era demostrar que el concepto funciona.

El resto de los valores hallados se presentan en la tabla 1. Una vez obtenidos esos resultados se calibró el telescopado y se cambió la manguera.

Tabla 1.

Tipo de fuerza	Brazo de palanca (cm)	Intensidad (kg)	Localización de la falla	Fuga de líquido
Presión manual forzada con jeringa	6	14	-	No
Compresión axial en prensa hidráulica	-	45	Unión de manguera con válvula	Sí
Fuerza rotatoria en extensión máxima	50	18	Acople del telescopado	No
Flexión anteroposterior en extensión máxima	30	56	Acople del telescopado	No
Flexión lateral en extensión máxima	30	61	Acople del telescopado	No

Sometimiento a carga del implante en los especímenes

Se introdujo el implante en los especímenes y se lo accionó. Se realizó una osteotomía transversal a 5 cm del trocánter menor y se procedió con el implante del mismo modo que en la experiencia anterior; en el foco de osteo-

tomía también se produjo una diástasis de 5 cm, lo que determinó una ausencia de contacto entre los segmentos óseos. Se le aplicaron las fuerzas respectivas de incremento gradual, parando y controlando la estabilidad con cada incremento.

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Tabla 2.

Tipo de fuerza	Brazo de palanca (cm)	Intensidad (kg)	Localización de la falla	Fuga de líquido
Presión manual forzada con jeringa	6	14	-	No
Compresión axial en prensa hidráulica	-	37	Cerrojos distales	No
Fuerza rotatoria en extensión máxima	50	16	Cerrojos proximales y deformación de los orificios	No
Flexión anteroposterior en extensión máxima	30	56*	Endostio de la osteotomía	No
Flexión lateral en extensión máxima	30	61*	Endostio de la osteotomía	No

*En estos casos no se aumentó la fuerza más allá de los valores hallados en el punto crítico del implante aislado. Al observar el endostio de la osteotomía advertimos la impresión del implante en ella. No se observó descalcificación del acople en este caso, posiblemente porque gran parte de la carga fue absorbida por el endostio.

Discusión

El objetivo buscado en el presente trabajo es demostrar con el prototipo conceptual que el concepto es viable. Si bien en esta etapa de la investigación consideramos que el implante aún no es apto para ser aplicado a seres humanos, creemos que ya lo es para su aplicación en especímenes vivos. El implante utilizado para esta fase de experimentación es un sistema presurizado y la jeringa no es desmontable. Lo único que salió del miembro es la manguera, la cual tiene el mismo diámetro interno que el acople telescopado; de esta manera cada vuelta aplicada a la rosca milimétrica se transmite en igual magnitud a la distancia elongada, esto quiere decir que el acortamiento del émbolo se corresponde exactamente con la distancia elongada (una vuelta del émbolo de la jeringa elonga 1 mm). Lo antedicho determina que la manipulación y control del sistema de elongación sea factible por el paciente en su domicilio con supervisión del profesional en la consulta. El inconveniente que significa tener la jeringa permanentemente acoplada a la manguera sería solucionable mediante un sistema de doble válvula ubicado en el extremo externo de la manguera. Mediante una rosca se puede acoplar la manguera a la primera válvula para realizar el procedimiento de elongación, la segunda válvula ubicada a escasa distancia de la primera determinaría que la pérdida de presión resultante de cada acople-desacople fuera despreciable.

Otro punto por solucionar es el peligro relativo que implica la entrada de aire en el sistema hidráulico; esto se traduciría en una pérdida relativa de precisión en la magnitud de la elongación. Si bien el aire es compresible, ello generaría un sistema de "amortiguador" cuando se aplicara elongación al dispositivo; tendríamos entonces un efecto no deseado, aunque a su vez podría ser aplicado como sistema de dinamización del clavo en caso de buscar ese efecto. Este riesgo es real; hemos visto que el sistema hidráulico es eficiente con altas presiones positivas, pero cuando las presiones son negativas; por ejemplo cuando la jeringa se gira en sentido inverso contra resistencia al acortamiento aplicada al telescopado, se produce una pequeña pero no despreciable entrada de aire en el sistema. Este se debe a que cuando los anillos de goma son sometidos a cargas positivas tienden a expandirse contra las paredes del cilindro, cuando son a cargas negativas tienden a contraerse. Si el paciente o terapeuta se equivocara en el sentido de giro del émbolo, la resistencia que ejercería el callo de elongación no permitiría el libre acortamiento del clavo, con el consiguiente riesgo de que se produzca la entrada de aire en el dispositivo. Este es otro punto cuya solución estamos estudiando.

Despiece

En las figuras 7 y 8 los mismos números de referencia indican elementos iguales o correspondientes.

Como puede verse en los dibujos, el diseño básico del implante está formado por cuatro piezas torcedas. La primera se ilustra en la figura 7; corresponde al émbolo antirrotatorio, el cual se puede torcer a partir de una barra de acero. Está formado por cuatro caras, una punta roma y una cabeza; las caras se constituyen de a pares en dos planos y dos curvas. En el perfil 1 se destaca un cabezal más ancho que el resto del émbolo; se lo amplía en un círculo para mayor detalle y se observa el torcedo de una canaleta (6) donde se introducen los anillos de goma hidráulicos (orins); se prefieren dos para disminuir la probabilidad de fuga. Se destacan también dos pendientes planas (7) que se continúan con el diámetro de las dos caras planas (anterior y posterior). Estas pendientes sirven para hacer de tope cuando su respectivo encaje en el acople hembra se encuentra en elongación máxima. Las dos caras planas con las que se continúan esas pendientes le confieren estabilidad antirrotatoria cuando el clavo se encuentra en diversos grados de elongación intermedia.

En el mismo círculo se destaca la rosca de rescate constituida por sus tres partes: una cónica centradora (8), una cilíndrica lisa orientadora de rosca (9) y una rosca de propósito dicha (10). Esta configuración facilita el hallazgo y orientación de la rosca de rescate en caso de que el implante falle; se desensambla o que el émbolo adelante del hueso. En la figura 7 se observa el émbolo de frente (2). Se destacan los orificios para el acroceado distal (5) que conectan ambas caras planas mediante dos túneles. En la parte central de la figura 7 también se observa una vista superior del cabezal (3) con el cono de la rosca de rescate (8). Asimismo, la vista inferior del émbolo permite apreciar dos caras lisas y dos curvas; esta configuración y su correspondiente acople hembra proveen la característica antirrotatoria del sistema de elongación hidráulico.

El segundo componente es el acople telescopado hembra, como se muestra en la figura 8. Este se logra torcedo un cilindro hueco con un diámetro interno levemente mayor que los diámetros del émbolo para permitir su deslizamiento. Se ilustra de frente (2), en donde se destaca una región inferior. En su lado interno presenta una imagen negativa del perfil del émbolo antirrotatorio (10) de forma de lograr un encaje recíproco entre ambos componentes. En la misma figura se observa un encaje excéntrico para el acroceado proximal, con una rosca superior para el siguiente componente (12). También se muestra el perfil (1), que ilustra el modo de calibrar la parte distal (10). Esto puede realizarse mediante la compresión de la punta del cilindro o bien directamente tallando desde adentro la forma que se corresponde con la del émbolo. Se aprecian además las vistas inferior (3) y superior de esta pieza.

En la figura 8 se observa el tercer componente en tres perspectivas (5,6,7). La parte inferior (5,7) se caracteriza por tener el diámetro interno del acople hembra y un espacio para la ubicación de un anillo de goma hidráulico

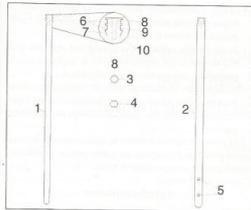


Figura 7.

(oring). En este caso solo se requeriría uno, ya que no presenta movimiento dentro del telescopado hembra. Se destaca una rosca (13) para ser acoplada a este último. En la misma vista superior se observa un orificio excéntrico para el acroceado proximal (11), que es tunelizado en el caso de utilizar la energía hidráulica o requerir el pasaje de cables en el caso de energía electromagnética o pulsador alémbico. La tunelización debe estar alejada del orificio del cerrojo, en un sector de la estructura que será sometido a una carga una vez ubicado el implante en el hueso. La parte superior de esta pieza (6) también puede ser torceda para el acople de una pieza de interfaz o el instrumental de inserción-extracción del implante. Con el número 9 de la misma figura aparece la manguera hidráulica que, si se selecciona esta energía, debe ser de un material flexible; selección esta energía, debe ser de un material flexible; por ejemplo poliamida de alta resistencia. Esta manguera se conecta a la jeringa rosca; el mango en "T" facilita la aplicación manual de energía y permite controlar el número de fracción de vueltas que se le imprimen al émbolo rosca (15). Este último se corresponde con otra pieza que hace las veces de techo de la jeringa (16). Si el diámetro interno de la jeringa es el mismo que el del acople hembra antirrotatorio, cada avance del émbolo rosca de la jeringa se corresponderá con una elongación de igual magnitud del implante. Con el número 17 se señala el sector del émbolo en donde se insertarán los anillos hidráulicos correspondientes a la jeringa rosca.

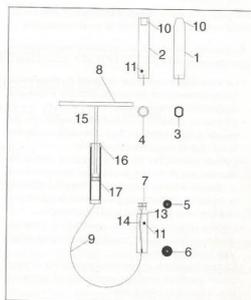


Figura 8.

la válvula parece ser otro punto crítico. Este podría ser modificado, cambiando de una terminación aguda del sitio de inserción a una cónica y revisando la manera en que la fuerza se disiparía en forma gradual en este punto crítico y no habría un borde cortante en el sitio de inserción de la manguera a la válvula.

Otro punto de potencial debilidad serían los anillos hidráulicos de goma dentro de los cilindros, que no fallaron en nuestra experiencia. Por otro lado, cuando el sistema hidráulico presentó una fuga, ésta fue de una magnitud despreciable (un cuarto de centímetro cúbico aproximadamente) es decir que si existiera una falla en un espécimen vivo, el volumen del material desalojado sería mínimo.

El punto crítico del implante en los especímenes fue el sistema de acroceado, que falla en el sitio de mayor estrés, es decir el cerrojo colapsa en su punto de contacto con el clavo. Este sería un problema de diseño común al resto de los clavos. Por último, el sistema de acroceado proximal excéntrico fracasó antes que el sistema de acroceado distal en rotación, posiblemente debido a que la configuración asimétrica de sus paredes determina un cociente de carga sobre una superficie mayor del lado lateral.

Consideramos oportuno comentar la deformación característica de los cerrojos, en "bayoneta" a la rotación y en "U" a la compresión; la angulación se produjo invariablemente en el punto de contacto del clavo con el cerrojo. Esa angulación fue asimétrica, de modo que del brazo del cerrojo que no se enroscó en cortical (medial) la angulación fue más pronunciada que del otro brazo (lateral o con rosca cortical). Se objetivó así una distribución asimétrica de carga

Conclusiones

El implante no fracasó cuando fue colocado en los especímenes, y tuvo un notable margen de resistencia respecto de la interfaz. Los puntos críticos del implante son las partes no metálicas; la manguera es el elemento más vulnerable. Existen en el mercado mangueras con recubrimiento metálico, modificación que, según sus fabricantes, aumentaría su resistencia a tres veces. El acople

en el punto más crítico de toda la estructura, y sería una debilidad común respecto del resto de los clavos actuales.

En resumen, basados en los resultados objetivamos los siguientes puntos:

- La ubicación endomedular del brazo de momento de fuerza demostró ser un sistema eficiente y balanceado de distribución de carga.
- El sistema hidráulico demostró ser seguro, ya que cuando colapsó hubo una fuga controlable de líquido, la cual fue de magnitud despreciable.
- Cuando ocurrió una falla en el implante sólo se vio afectado uno de los dos mecanismos, permaneciendo el restante indemne (cuando hubo fuga hidráulica no se registró falla mecánica y viceversa) lo que proporciona en caso de falla una estabilidad relativa.
- Existe un notable margen de seguridad en cuanto a la resistencia del implante cuando se lo compara aislado y en los especímenes.
- La interfaz clavo-cerrojo-hueso resultó ser el punto crítico y sería un problema común al resto de los clavos endomedulares actuales.

Referencias bibliográficas

- Allen WC, Piotrowski G, Barstien AH, et al. Biomechanical principles of intramedullary fixation. *Clin Orthop*60:13-20;1968.
- Aranda E, Martínez A, Ramírez C y cols. Enclavado enroscado en lesiones óseas metastásicas de fémur. *Rev Ortop Traumatol*43(6):427-431;1999.
- Chapman M. Closed intermedullary bone-grafting and nailing of segmental defects of the femur. A report of three cases. *J Bone Jt Surg (Am)*62(6):1004-1008;1980.
- Fores RL, Robles L, Font F y cols. Cementación y enclavado endomedular en las fracturas patológicas diafisarias. *Rev Ortop Traumatol*30(3):361-365;1986.
- Grundy M. The treatment of femoral shaft fractures in the elderly. *J Bone Jt Surg (Br)*56:96-101;1974.
- Hunter SG. Deformation of femoral intramedullary nails. A clinical study. *Clin Orthop*(17):83-86;1982.
- Kempf I, Grosse A, Beck G. Closed locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur. *J Bone Jt Surg (Am)*65(5):709-720;1985.
- Kyle RE, Schaffhausen J, Bechtold JE. Biomechanical characteristics of interlocking femoral nails in the treatment of complex femoral fractures. *Clin Orthop*(267):169-173;1991.
- Leggion RE, Lindsey RW, Panjabi MM. Strength reduction and the effects of torking of long bones with diaphyseal defects involving 50% of the cortex. *J Orthop Res*6(4):540-546;1988.
- Miscione HF, Delio Russo R, Geoghegan R y cols. Análisis comparativo en elongaciones óseas. Tumor circular versus tumor patelar. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*59(2):38-45;1994.
- Miscione HF, Pistani J, Delio Russo R y cols. Investigación mecánica y experimental del fijador externo HG. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*57(2):147-157;1992.
- Pistani J, Di Tollo C, Miscione HF, y cols. Relación entre diferentes tipos de clavos roscaados empleados en injurias extensoras y su estabilidad en animales. *Rev Asoc Argent Ortop Traumatol*64(1):44-51;1999.
- Reis ND, Aginsky J. A double compression medullary nail: preliminary report of an early clinical trial. *Injury*11(3):197-202;1980.
- Sangrozan RJ, Ryan JE, Salecicci GG. Prophylactic femoral stabilization with the Zickel nail by closed technique. *J Bone Jt Surg (Am)*58(7):991-999;1986.
- Sim FH, Frassica FJ, Chao EY. Orthopaedic management using new devices and prostheses. *Clin Orthop*(312):160-172;1995.
- Soto-Hall R, McCoy NP. Cause and treatment of angulation of femoral intramedullary nails; experimental evidence on the preferred position of the clover-leaf nail. *Clin Orthop*2:66-74;1953.
- Weinstein AM, Clumov AJT, Starkebaum W, et al. Retrieval and analysis of intramedullary rods. *J Bone Jt Surg (Am)*65(9):1443-1448;1983.
- Zimmerman KW, Klases HJ. Mechanical failure of intramedullary nails after fracture union. *J Bone Jt Surg (Br)*65(3):274-275;1983.

I. JUSTIFICACIÓN

En apartados precedentes he descrito el estado actual de la técnica de callotasis. Estos procedimientos cuentan con los inconvenientes enumerados en el apartado introducción, para mejorar el estado actual de la técnica, abaratar costes, simplificar procedimientos se ha concebido el presente proyecto.

Inicié mi interés y diseño en el año 2001, desarrollándolo durante mi formación en cirugía ortopédica en las Facultades de Medicina de Buenos Aires, Estatal Médica de Moscú y Las Palmas de Gran Canaria, siendo estas experiencias quirúrgicas multicéntricas y diferencias socioculturales fundamentales para el establecimiento de los siguientes principios:

1) Un mismo implante y set de colocación podría ser empleado para que el primero sea utilizado de forma intramedular o como fijador externo indistintamente.

2) La localización intramedular sería más eficiente para estabilización de huesos largos sobre todo para neutralización o aplicación de una fuerza axial.

3) El fijador externo requeriría una técnica quirúrgica más sencilla, conservadora y permite acceso durante el tratamiento a la mayoría de los componentes.

5) Fabricación debería ser viable con recursos disponibles en países en vías de desarrollo usando materiales quirúrgicos aprobados por las normativas europeas y americanas.

6) Variar, en caso de ser preciso durante el mismo acto operatorio, la localización intramedular/fijador externo dada la virtud modular de ensamblado.

7) Experimentar dichas teorías en un modelo animal de baja conflictividad ética, económico, bípedo, cuya cría y manipulación sea soportable en ámbito semirural o urbano. Siendo el modelo escogido la gallina por tener las siguientes ventajas: ser bípedo, económico de producir y criar en ámbito rural y urbano, amplia distribución geográfica, de fácil manipulación baja conflictividad ética. Antropometría de al menos un hueso humano, primer metatarsiano adulto, semejante al fémur del animal.

Desventajas ser un modelo aviar, no mamífero, siendo una osteología intramedular compleja cuenta con huesos pneumatizados, trabeculados, su corteza más delgada y calcificada, en su conjunto una estructura más delicada.

II. HIPOTESIS Y OBJETIVOS

Es posible realizar la callotasis con un prototipo de implante que use energía hidráulica cuyo diseño modular permita tanto su localización intramedular como extracorporal.

A. OBJETIVO GENERAL

El objetivo general del presente trabajo es diseñar y someter a prueba un prototipo de implante modular hidráulico in-vitro e in-vivo durante el proceso de callotasis en modelo animal aviar, implantando este en localización intramedular y extracorporal.

B. OBJETIVOS ESPECIFICOS

- 1) Diseñar un implante hidráulico extensible y antirrotatorio para localizar en la cavidad endomedular cuyo diseño permita:
 - a. Adaptarlo a escala para animales o huesos de diferente tamaño sin variar sustancialmente dicho diseño (ej: metacarpiano o fémur humano)
 - b. Utilice materiales ya aprobados para uso invasivo en seres humanos.
 - c. Priorizar el coste bajo, construcción y ensamblado simple.
 - d. El mismo implante permita su utilización tanto como fijador externo así como clavo endomedular.
- 2) Someter al implante aislado a ensayos de carga y fatiga para determinar puntos críticos y tolerancia.
- 3) Detectar los posibles fallos del sistema hidráulico o sistema activo de telescopado (áreas de innovación específica) in-vivo durante el proceso de elongación.
- 4) Generar variables que permitan comparar aspectos quirúrgicos, mecánicos y biológicos, entre ambas localizaciones del implante durante el procedimiento de callotasis.

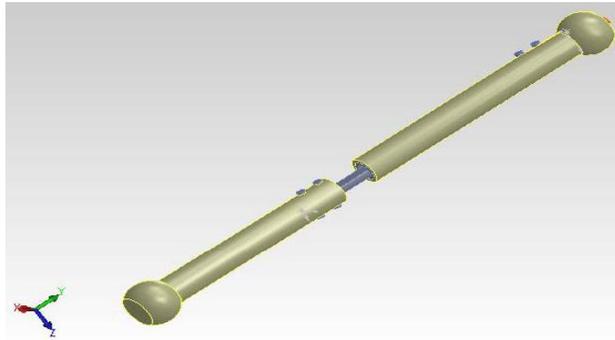
C. OBJETIVOS SECUNDARIOS

- 1) Aportar elementos para uso del modelo aviar como alternativa para estudios científicos similares.
- 2) Aportar datos que permitan ponderar esta técnica para uso específico en aves.

III. MATERIAL Y MÉTODO

Se han realizados dos fases, la primera del implante in vitro, la segunda in-vivo.

Primera etapa de fase in-vitro, para el presente trabajo se ha empleado una configuración del CHE miniatura (*D.Vega Laiun, J. Chavin, M.Busquet, Rev Argent Ortop. Traumatol. año 68, pp 295-302*) en AISI 316L de 6 mm de diámetro con grosor de pared de 1 mm, cuyo funcionamiento en resumen consiste en un cilindro con un émbolo antirrotatorio que se expande longitudinalmente con la entrada de líquido bombeado a través de una cánula desde un controlador o jeringa roscada cuya descripción extendida se ha descrito anteriormente (*O.artel, D.L.Vega A.Yañez A. Cuadrado. Diseño y ensayos de un implante endomedular hidráulico para la elongación ósea de miembros, Actas do X Congreso Ibero-Americano em Engenharia Mecânica, (2011), 2543-2548*). Se ha generado el modelo con Solid Works 2011 y se ha realizado una simulación de carga y fatiga con el método de elementos finitos con el módulo de cálculo del propio programa. Se ha modelado un hueco en el que se introduce el clavo como se muestra en la siguiente figura:



Como carga se ha considerado la la posición clásica de biomecánica de los miembros inferiores, es decir 3 veces el peso del animal, resultando una fuerza de 141 N en sentido axial de compresión del clavo. Además se ha simulado la presión del fluido hidráulico sobre la cara plana del émbolo y junta tórica, de esta forma la presión considerada fue de 2.5Mpa, aclarando que se ha teniendo en cuenta en las mediciones los diferentes materiales que componen el implante.

En la segunda etapa de fase in-vitro del estudio del implante se ha acoplado el dispositivo a una célula de carga, dejando cargado el CHE durante las primeras 24 hs con el fin de comprobar la estanqueidad del sistema. También intentamos determinar la resolución que podemos obtener con nuestro dispositivo en lo que a carga ejercida se refiere. Además se midió el movimiento del émbolo y el cilindro con un comparador de +/- 0,05 mm de resolución.

Para la segunda fase, estudio in-vivo, se emplearon 45 gallinas hembra raza amarelo portuguesa (*Gallus gallus domesticus*, orden galiforme, familia phasianidae) procedente de medio semirural criadero Luis A Coutinho, con edades comprendidas entre los 12 a 14 meses con peso entre 2,7 y 2,9 Kg.

Las mismas han sido asignadas de forma aleatoria a dos grupos (n25 al grupo EIM y 20 en el grupo FE), que según la localización del implante hidráulico son denominados EIM (enclavado intramedular) y FE (fijador externo).

Se han asignado 5 especímenes más al grupo EIM para compensar la cantidad excluida usada en las primera intervenciones, en esos casos se usó una técnica de labrado del canal intramedular en toda su longitud lo cual podría haber causado un fallo respiratorio severo que obligó al sacrificio perioperatorio de esos 5 animales. Se ha limitado el labrado manual a la entrada del implante, usando longitud que no supere la mitad de la longitud diafisaria para respetar el complejo sistema neumático y trabecular. Esta modificación aumentó la supervivencia de los subsiguientes especímenes, siendo esta técnica modificada la que se habrá de comparar con el grupo FE.

Para dicha experimentación se han respetado los criterios de la directiva europea 2010/63/EU en centro con proyecto autorizado por la Dirección de Servicios de Protección del Animal de la DGAV, Lis.

El implante utilizado fue una adaptación del prototipo C.H.E del departamento de ingeniería mecánica con una longitud de 6 mm de diámetro externo x 5 cm o 7,5 cm para EIM o FE respectivamente, fijados mediante cerros

autoterrajantes de 3mm o de 4,5 mm de diámetro en cada grupo siendo necesario adicionar adaptadores tubo-pin en el grupo FE.

Se utilizó una solución compuesta por 42 mg/Kg de Ketamina y 23 mg/Kg de Xilacina como anestesia.

Para la intervención quirúrgica ha sido necesario acondicionar un quirófano de cirugía experimental mediante los requerimientos habituales de asepsia en cirugía ortopédica. En la intervención quirúrgica fue necesaria la presencia de 2 personas, un cirujano que practicó la cirugía y un veterinario responsable de la anestesia del animal.

Una vez anestesiado, se procedió a colocarlo sobre la mesa operatoria en posición decúbito lateral, derecho o izquierdo en función del lado a intervenir.

1. Abordaje de fémur:

Previo desinfección asepsia y extracción de plumas en un área que circunda 2-3 cm se practicó abordaje con incisión longitudinal lateral del muslo palpando como referencia el fémur, dirigiendo la incisión desde el trocánter mayor hacia el cóndilo lateral.



Fig. Incisión longitudinal lateral del fémur, separando hacia posterior el iliofibular y parte del ileotibial (parte inferior de la imagen), nótese el sangrado al incidir el tríceps femoral.

Se diseccionó a través del tríceps femoral, el gran tamaño de su porción iliofemoral que cubre la posición posterior del ileofibular (bíceps femoral) no permite un claro reconocimiento y consecuente disección entre ambos planos musculares sin antes comprometer la indemnidad del ciático y así lograr una adecuada manipulación del fémur, por lo tanto se atravesó el plano muscular del tríceps en su región más posterior que es donde se presenta más delgada con una inevitable hemorragia autolimitada.

En la diáfisis media se practicó una resección circular del periostio de 1 cm de longitud.



Fig. Anatomía aviar, se muestran las relaciones anatómicas de las porciones del tríceps (FTML e IL) y bíceps femoral (ILFB).

2. Estabilización anticipada:

Se colocó el implante modular ensamblado en posición de elongación mínima, usando los orificios en sus segmentos proximal y distal como neutralizador provisorio (en el caso de proceder a su ulterior colocación intramedular) o definitiva con tornillos transfixiantes (uno a proximal y otro a distal mediante acople rótula pin) en el caso de configurarse como fijador externo cuya distancia hueso-implante (onset) fue 50 mm.

Resulta de suma utilidad pre-estabilizar el fémur antes de osteotomizar, estabiliza el hueso facilitando su manipulación y utiliza los orificios como guía de acerrojado en posición anatómica y previene la reducción en rotación.

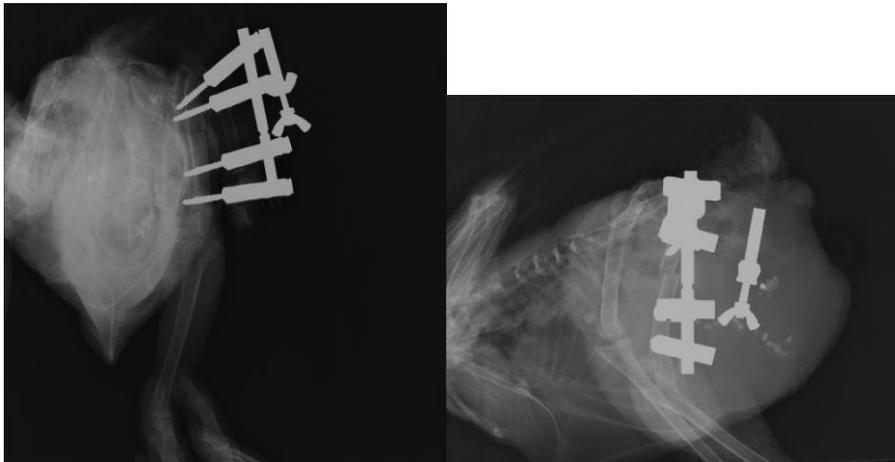
3. Osteotomía

Se practicó la osteotomía a nivel de la zona desperiostizada en su centro geométrico, en ambos grupos y para ello se utilizó una pequeña sierra de punta roma de forma manual comenzando desde posterior con filo dirigido hacia anterior para evitar posibles iatrogenias del ciático, finalizando la osteotomía en la cortical anterior invirtiendo la sierra previniendo la formación de espícula de finalización de corte.

A partir de aquí los pasos comunes en ambos grupos, procediendo a describir las variables técnicas por separado:

A. Grupo Fijador externo (FE)

Una vez finalizada la osteotomía en el grupo fijador externo se procedió al cierre por planos. La sutura se realizó con daxon 3/0, en los planos muscular y de las fascias y la piel se suturó con seda 3/0. Se cubrió la herida mediante gasas con adhesivo quirúrgico. Con venda tipo Coban se inmoviliza desde el tibiotarso incluyendo rodilla en posición de semiflexión. La jeringa roscada de acopla al implante mediante bandas elásticas extraíbles.



Radiografía del postoperatorio inmediato grupo FE.

B. Grupo enclavado intramedular (EIM)

Previo desmontado del implante y retirada de los tornillos, se introdujo una sonda de punta roma a distal y proximal para lisis limitada y suave de trabéculas logrando labrar el canal de entrada en ambos segmentos, de forma que la punta traspase ligeramente los orificios dejados por los pins. Se estimó la distancia apoyando el elemento de punta roma directamente sobre el fémur antes de introducirlo.

Se colocó el clavo hidráulico desacoplado a través del foco de osteotomía de forma anterógrada a distal y se acerrojó a través del orificio labrado en el paso 2 lo cual permite visualizar de forma directa el orificio respectivo en el implante haciéndolo rotar hasta que coincidan los orificios.

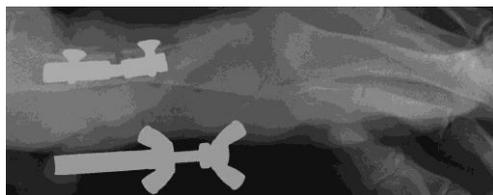
A proximal se monta en motor y se introduce un Kir que atraviese la epífisis proximal del fémur haciéndolo salir por la piel intentando evitar la articulación trocánter-antitrocánter dirigiendo la salida ligeramente a anterior, se lo hace rotar para agrandar el orificio de salida del fémur de esta forma facilita el paso del catéter hidráulico, este se introduce una en el extremo del Kir que asoma por la osteotomía previa retirada del motor.

Este catéter en su configuración intramedular cuenta con una oclusión de silicona (a modo de tapón) en los 3 cm su extremo final, cortando y desechando ese segmento antes de acoplarlo a la jeringa roscada extracorporeal. Se fundamenta dado el riesgo de desacople del catéter al Kir al atravesar el orificio proximal del fémur con la consecuente pérdida fluido hidráulico.

Se acerropa el segmento proximal del implante del mismo modo que se ha realizado distalmente.

Se reduce la osteotomía y se mantiene reducida mientras un ayudante gira la 10 veces la jeringa roscada, de esta forma el émbolo se introduce en el segmento distal 1 cm y hacer tope con el cerrojo distal. Se comprueba de forma manual y por visión directa la estabilidad del montaje.

Se fijó el catéter del implante con seda 3/0 y se suturó como el grupo A) posicionando la jeringa roscada sobre el tibiotarso vendado.



Radiografía del postoperatorio inmediato grupo EIM.

4. Postoperatorio

Como protección antibiótica y analgésica se utilizó la vía intramuscular para suministrar penicilina G procaína 150.000 UI., bencilpenicilina sódica 250.000 UI, estreptomina sulfato 250 mg en una dosis diaria, ibuprofeno 1mg/Kg /12 hs, Tramadol 5mg/Kg/24 hs desde el día 1 del proceso. Se Mantuvieron en jaulas cubiertas de la luz a temperatura constante de 37 grados C y humedad de 15-17%.

La distracción se inició el día 2 del postoperatorio a una cadencia de 0,5 mm cada 24 horas teniendo en cuenta el factor de corrección calculado en etapa in-vitro se giró $\frac{3}{4}$ de vuelta por día (ver resultados), hasta conseguir en el día 23 del proceso, un alargamiento total de 1 cm.

Se realizaron radiografías en el postoperatorio inmediato (in vivo) para controlar el posicionamiento del implante y a día 23 (post-mortem) fecha en que se procedió a sacrificar al espécimen mediante decapitación.

Las radiografías se realizaron con Eq. General Electric MPg50 sobre placa de fósforo Agfa, distancia 110 cm, Bucky al aire mAs 1'6 KV 42.

En la fase in-vivo se analizan las siguientes variables.

Variables radiológicas:

- 1) Consolidación viciosa. A fin de simplificar el análisis de resultados, consideramos arbitrariamente como límite aceptable 15 grados en cualquiera de los ejes, en caso de desviación de ambos mayor a 15 se calculará el promedio.
- 2) Unión según adaptación determinada por indicios radiológicos de callo óseo de 0=ausencia, 1= una cortical, 2= bicortical (*Goldberg VM, Powel A, Schaffer JW, Zika J, Bos JD, Bone grafting: role of histocompatibility in transplantation. J. Orthop Res. 1985; 3: 389-404. PubMed 3906062*) considerando como umbral óseo/no óseo de 250 en una escala de grises de 0-1000 medida en el segmento medio de la osteotomía.
- 3) Área, se dibujó la silueta del callo (excluyendo callo endomedular) y hueso de forma manual siguiendo el mismo criterio expuesto en el punto anterior (CT, mm²), hueso total (HT, mm²), fracción HT/CT mediante el programa freeware Image Jv1.42q.

Se procedió a la extracción de los implantes. En el grupo FE mediante desatornillado de los Schanz y en el EIM se retiraron los cerrojos, labró una apertura en la parte superior del fémur y se extrajo mediante tracción directa de la cánula.

Variables histológicas:

Se realizó estudio histológico (n=5 por grupo) mediante fijación en 4% de solución de formaldeído, se descalcificaron en solución de 14% EDTA durante 2 semanas, se deshidrataron mediante concentraciones progresivas de etanol y se fijaron en parafina. Se realizaron cortes progresivos y se seleccionó el más representativo en el cual se aprecien las cuatro corticales del sitio de la osteotomía luego teñidos con picosirius red y alcian blue. Se dibujó manualmente el perímetro del callo y el contorno de las áreas de cartílago contenidas dentro del callo, de esta manera se obtuvo el cociente área total de callo / área de cartílago.

Variables biomecánicas:

Se sometieron (n=5) a test de resistencia biomecánica los especímenes fueron descongelados a 20 C, extraídos sus fémures y colocados en dos soportes espaciados 10 mm en el sistema de test de materiales, servo hidromecánico con apoyo en tres puntos (Instron 884), aplicándosele una carga mediodiafisaria bajo condiciones de desplazamiento controlado (0.03mm/s) con 60 registros por segundo. Estimando rigidez, fuerza de colapso, fuerza definitiva final, desplazamiento post-colapso, energía fracturaría.

Variables no biológicas:

- 1) Tiempo quirúrgico. Desde inicio de incisión hasta el cierre de piel.
- 2) Entrada de aire o pérdida de líquido hidráulico. Realizada por observación de presencia de burbuja en la cánula o presencia de líquido en alguna de las partes accesibles para inspección ocular (extracorporales).
- 3) Rotura o deformidad del implante hidráulico. Se excluyen deformidades del sistema de acerrojado o Schanz.

Mediante el test de Fisher se analizaron las variables radiológicas de consolidación basadas en la escala radiológica de consolidación. Se han calculado la media y desvíos standard para diversos parámetros de test biomecánicos, tiempo quirúrgico, consolidación viciosa, áreas radiológicas e histológicas. Los resultados del test biomecánico han sido comparados con el fémur contralateral (no fracturado) de cada espécimen y entre los grupos EIM y FE entre sí mediante pruebas pareadas de t de Student.

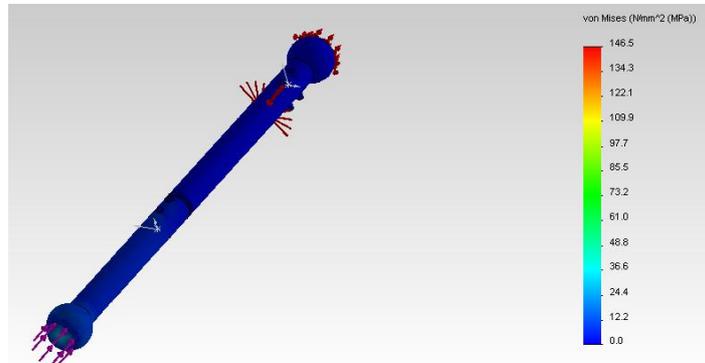
El análisis de resultados histológicos y radiológicos fue comparado usando t de Student.

Todos los datos fueron procesados mediante un programa comercial estadístico (software SPSSv.11.0, Spss, Inc Chicago, IL.)

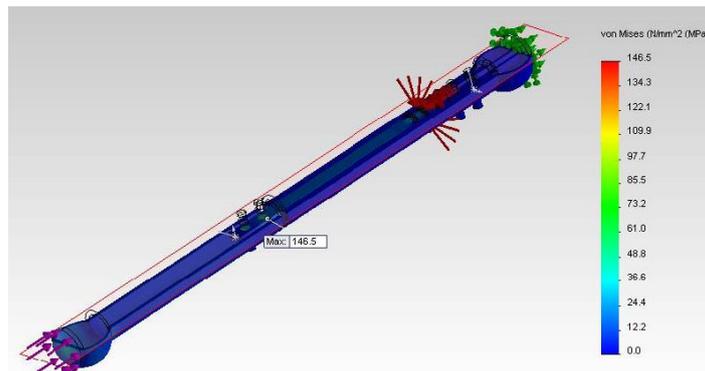
IV. RESULTADOS

- Constantes halladas en la fase in-vitro de cálculo de resistencia

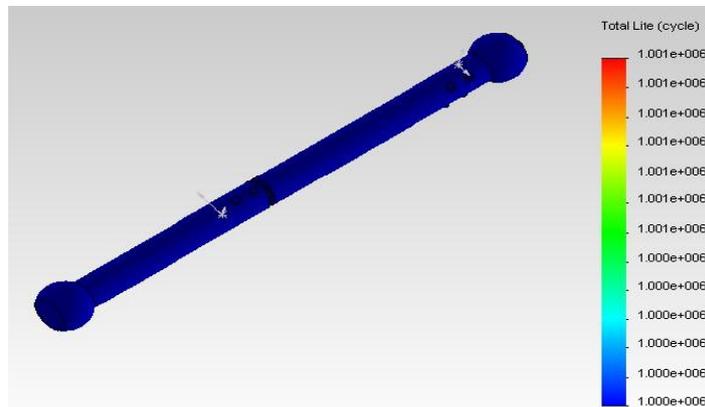
Los resultados obtenidos en esta fase los podemos observar en las figuras siguientes.



En estas figuras (arriba) se ilustra la representación de tensiones sobre la pieza, (abajo) sección de tensiones con detalles de la tensión máxima que alcanza los 146MPa.



Resultados del estudio de fatiga luego de someter a 500000 ciclos simulados podemos ver el resultado obtenido en cuanto a vida restante del clavo, tal y como pudimos comprobar no se han detectado puntos críticos.



Los resultados de la prueba de carga en célula calibrada luego de llegar a presión de 20 N se ha medido al cabo de 30 minutos dicha presión descendió a 19,22 N (foto abajo) y al cabo de 24 hs la medición fue de 15,28 N.



Por otro lado el movimiento del émbolo dentro del cilindro fue inapreciable tanto a los 30 minutos como a las 24 hs. Finalmente la resolución del control de la carga con el dispositivo es muy precisa. Así, tenemos que tras 24 hs de ensayo se podía controlar la carga aplicando una precisión de 0,1 N, girando el controlador.

- A continuación se describen los resultados de la fase in-vivo.

Fueron excluidos 7 especímenes, 5 del grupo EIM por técnica de labrado inadecuada, ya descrita en apartado anterior y 2 de FE por muerte asociada a presunta hipotermia por desperfectos con sistema de calefacción.

Se produjeron 3 fracturas iatrogénicas durante la cirugía, todas en el grupo EIM se han producido al forzar la entrada del clavo de forma retrógrada y 1 en FE al introducir un Schanz se ha producido una fractura espiroidea, sin embargo estas diferencias no fueron significativas ($p=0.28$).



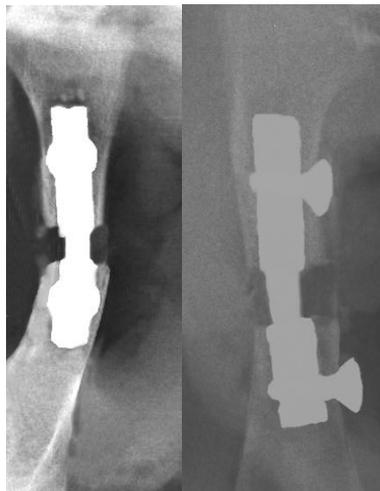
Fractura iatrogena espiroidea entre Schanz distales en el postoperatorio inmediato.

En cuanto a las muertes 4 en el grupo EIM y 1 en el grupo FE, siendo las del primer grupo producidas en las primeras 48 hs y la del grupo FE a día 5 ($p=0.016$). En todos los casos los especímenes presentaron síntomas de distrés respiratorio.

La media de angulación residual al final del procedimiento fue estimada en 9,5 grados en el grupo EIM vs 18,5 de FE ($p=0.01$).

No se evidenciaron indicios radiológicos de unión en 3 especímenes de EIM y en 2 de FE, sin embargo la variable de unión entre ambos grupos no fue significativa ($p=0.48$).

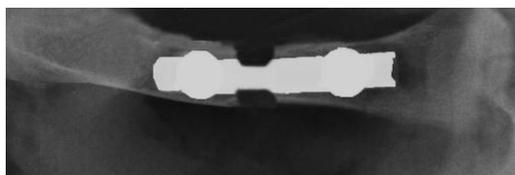
En la estimación radiológica del área de callo óseo, ésta ha sido significativamente mayor en el grupo FE respecto a EIM (161.2 mm² vs. 140.5 mm², p=0.027,) El cociente de áreas HT/CT fue significativamente menor el grupo FE (22.2 vs 32.6%; p=0.027,).



Dos incidencias del mismo espécimen con evidencias de callo bicortical y angulación residual en antecurvatum.



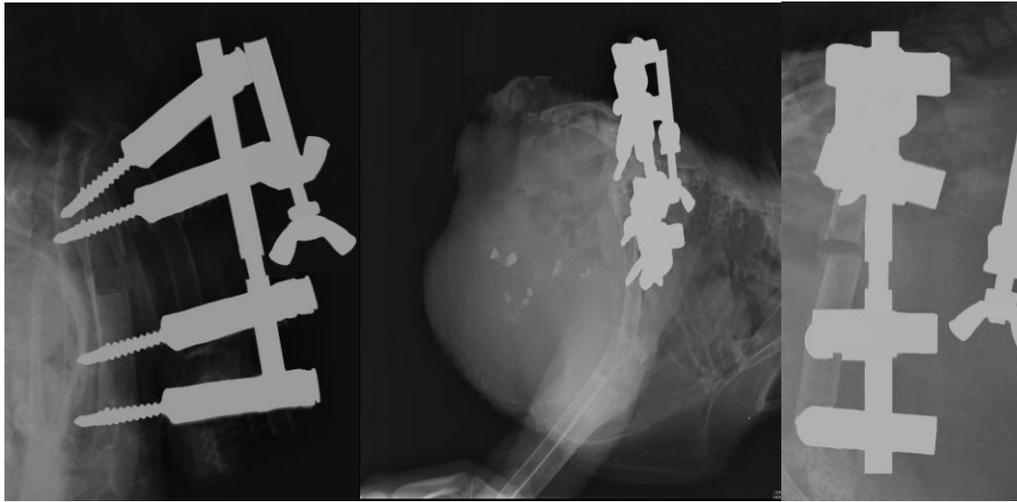
No se evidencian signos radiológicos de consolidación, sin embargo no se objetivan angulaciones, este espécimen fue analizado con estudio histológico donde se observó callo inmaduro.



Signos radiológicos de consolidación monocortical en la parte inferior de la imagen.

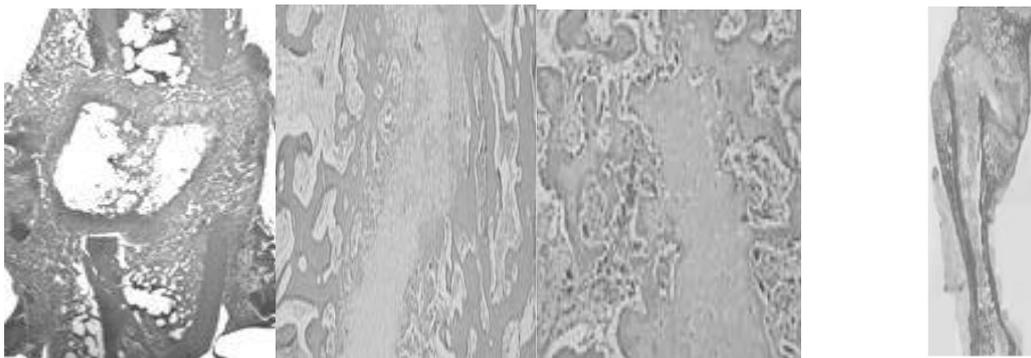


Especimen hallado muerto el día 5. No se objetivan signos radiológicos de consolidación y se aprecia ligero valgo, lo cual podría indicar que los deseos observados en el grupo FE comienzan desde tempranas etapas de la callotaxis.



Controles del grupo FE, de izquierda a derecha signos de consolidación bicortical 1, incidencia oblicua donde se aprecia el posicionamiento del implante, signos de consolidación monocortical.

En el estudio histológico se evidenció que el procedimiento de reparación fue mediante osificación endocondral en ambos grupos, siendo el porcentaje de cartílago en el callo de un 33% (SD 11) en el grupo FE Vs. 22% (SD 10) en el EIM, sin embargo esta diferencia no fue significativa. ($p=0.44$).



Preparados histológicos donde se aprecia de izquierda a derecha un patrón de consolidación perióstica endocondral 1 con islotes de cartílago usado para el cálculo de áreas 2 y 3. Mayor relación CT/HT de en el grupo FE asociada a varo residual 4.

El tiempo quirúrgico fue casi tres veces mayor en el grupo EIM que en FE [(12 vs. 31 minutos; $p = 0.00005$; intervalo de confianza (CI) = 0.18, 0.76]

En ambos grupos las propiedades biomecánicas del fémur osteotomizado al final de la callotaxis han demostrado ser inferiores a la del fémur contralateral, lo cual indica una restauración incompleta de dichas propiedades al final del día 23. Los fémures del grupo FE han demostrado tener casi la mitad de rigidez que el grupo EIM (9.7 vs 18.7 N/mm, $p=0.01$). Sin embargo el grupo FE ha soportado una mayor deformidad, o sea mayor diferencia entre desplazamiento inicial y final antes de la fractura del callo (1.05 vs 0.54 mm, $p 0.002$). Esto indica mayor ductilidad del callo del grupo FE, por tanto el callo del grupo FE es mayor, menos rígido requiriendo mayor desplazamiento para el colapso, con una mayor área bajo la curva fuerza/desplazamiento fue mayor en este grupo de especímenes (6.28 vs 3.42 N/mm, $p=0.02$). No se registraron diferencias en la intensidad de energía requerida para iniciar el colapso y lograr la fractura post-colapso entre ambos grupos.

En 8 casos del grupo FE se ha observado aflojamiento parcial en algunos de los Schanz, sin producirse en ningún caso un desanclado total del implante ni colapso del sistema por lo tanto no se consideró criterio de exclusión. No se han registrado roturas ni desanclado completo de cerrojos ni de Schanz.

No se ha registrado fallo de material en ningún grupo, entrada de aire al sistema o rotura del implante.

1. LIMITACIONES

Varios estudios demuestran que las fracturas de fémures en aves adquieren propiedades biomecánicas y funcionales similares a las del hueso intacto al cabo de 3 semanas, o sea con mayor rapidez que en otras especies. (Bennett, Kuzuma AB: *Fractures manegemente in birds. J Zoo Wildl Med* 23 (1): 5-38, 1992). Sin embargo al aplicar el procedimiento de callotaxis estamos alterando ese período. En el presente estudio los especímenes han sido sacrificados a la tercera semana.

Por tanto siendo la limitación principal del estudio dado que el proceso de consolidación ha sido evaluado hasta finalizar el proceso de elongación y no hasta la curación completa quedando demostrado en los estudios biomecánicos e histológicos. Tampoco se ha realizado rehabilitación a los especímenes, etapas fundamentales para permitir proyectar esta técnica para su uso terapéutico en aves. El complejo sistema neumático óseo de estos modelos obligan a recabar mayor información antes de que sean empleados de forma rutinaria en este campo asociada a mortalidad elevada del grupo EIM con gran afectación del espacio trabecular. (Orosz SE, Ensley PK Haynes CJ: *Aviam Surgical Anatomy-Thoracic and Pelvis Limbs. Philadelphia, WB Saunders Co, 1992*). En dicho grupo se ha tenido que limitar la lesión y longitud del implante, introducir el implante de forma retrógrada y desacoplado, también fue necesario aumentar la cantidad de especímenes en este grupo para continuar con el estudio.

Las radiografías han sido tomadas en el postoperatorio inmediato y postmortem , análisis radiológico no se ha llevado a cabo bajo condiciones de doble ciego y ello podría inducir alguna preferencia.

La manipulación de tejidos blandos en el grupo EIM ha sido mayor que en el de FE, sin embargo no se ha intentado reproducir deliberadamente la misma lesión de tejidos blandos en el grupo FE ya que el objetivo era comparar dos técnicas quirúrgicas y no focalizarse en la fisiología ósea, en el grupo EIM por consiguiente ha habido mayor hemorragia derivada tanto de la manipulación de estos tejidos como la proveniente de las trabéculas intramedulares que no ha podido ser medida de forma efectiva para ser comparada. Constituyen indicios que podrían justificar la mayor mortalidad del grupo EIM pero su demostración científica sobrepasa el alcance del presente trabajo.

También debe existir precaución al trasladar estos hallazgos a otros modelos ya que como se ha descrito anteriormente, el modelo aviar presenta estructura ósea diferente, sin embargo los mecanismos de remodelación ósea, deformación y reparación parecerían ser similares en todas las especies (Liebshner 2004; *Clinical Orthopaedics & Related Research:October 1998 - Volume 355 - Issue - pp S56-S65*).

Se han excluido del análisis la porción endostal del callo siendo que en estos modelos dicha localización contribuye en gran medida a la estabilidad ósea (*J Bone Joint Surg Br* 2002 vol. 84-B no. SUPP III 213-214) ni se ha medido la densidad mineral del mismo dadas limitaciones técnicas y de equipamiento.

Por último no se ha tenido en cuenta la curva de aprendizaje en el análisis de resultados lo cual podría afectar las variables de tiempo quirúrgico y fracturas iatrógenas.

V. DISCUSION Y CONCLUSIONES

Analizando las simulaciones computacionales de la fase in-vitro concluimos que el dispositivo ha sido correctamente dimensionado y soporta las cargas a las que será sometido en la siguiente fase in-vivo, soportará las cargas a las que será sometido durante el tiempo que esté implantado.

En cuanto a las pruebas de carga, el dispositivo se ha comportado de manera muy satisfactoria, teniendo en cuenta en 24 hs una pérdida de carga del 24 % aproximadamente, cifra dentro de lo normal en un sistema hidráulico de este tipo. Se podría pensar que esto es muy poco preciso pero no es así debido al funcionamiento del sistema. El controlador se gira de forma que el émbolo del clavo se mueve 1 mm por día y la pérdida de carga se ha compensado con un giro extra de un cuarto de vuelta al día. El sistema ha demostrado ser estanco tanto in-vivo como in-vitro sin que existiera en ambas fases pérdida de líquido hidráulico o entrada de aire al sistema. De todas formas siempre va a existir un pequeño componente elástico debido a las juntas tóricas de goma y la cánula.

Pasados a la fase in-vivo el implante ha logrado realizar la callotasis sin fallos en el sistema hidromecánico demostrando su seguridad de diseño para uso in-vivo y a su vez confirmando la hipótesis.

La consolidación ósea en huesos largos depende de múltiples factores. En este estudio se ha evaluado cómo la localización del implante influye en la estabilización y alineamiento, siendo que un adecuado rango de movimiento axial, en el sitio de la osteotomía favorecen la maduración del callo (*Epari DR, Kassi JP, Schell H, Duda GN. Timely Fracture-healing requires optimization of axial fixation stability. J Bone Joint Surg Am. 2007; 89:1575-85. PubMed 17606797*).

La callotasis inducida mediante FE genera un callo perióstico de mayor tamaño, más dúctil, flexible y angulado respecto a los tratados mediante EIM, si bien se ha observado mayor contenido de cartílago en el grupo FE, este hallazgo debe ser interpretado en el conjunto de mecanismos que intervienen en la curación de fracturas en modelos animales. (*Bonnamarens F, Einhorn TA. Production of standart closed fracture in laboratory animal models bone J. Orthop Res. 1984;97-101. PubMed: 6491805*). (*Claes L, Ecker-HUBner K, Augat p. The fracture gap size influences the local vascularization and tissue differentiation in callus healing. Langesbecks. Arch Surg, 2003;21:1011-7 PubMed: 13680236*).

En este trabajo se ha desarrollado un nuevo modelo de callotasis en especímenes aviares usando dispositivos hidráulicos de localización variable y habiendo demostrado la validez de la hipótesis.

En cuanto a los objetivos se ha demostrado que la localización del implante afecta los procesos de consolidación durante la callotasis, en este sentido, un mayor tamaño del callo en el grupo FE con mayor tejido inmaduro cartilaginoso, menor rigidez y mayor angulación residual. Si bien la sumatoria de áreas de tejido óseo en ambos grupos fue similar, los resultados de las pruebas biomecánicas demuestran menor rigidez y mayor desplazamiento post-colapso en el grupo FE.

Es comúnmente aceptado la correlación directa entre movilidad del sitio de la osteotomía, factor pronóstico y curación. (*Michael J.Gardner, MD Differential fracture healing resulting from fixation stiffnes variability: A mouse model J Orthop Sci. 2011 May; 16(3) 298-303*).

El modelo aviar empleado usando localización variable del implante es suficientemente sensible como para demostrar dichas diferencias y puede ser empleado para proyectar experimentos diseñados a ampliar conocimientos de los fenómenos fisiológicos subyacentes, ya que no ha quedado claro si existen diferencias en el mecanismo de consolidación entre ambos grupos. No obstante ha quedado demostrada una maduración retardada de la callotasis en el grupo FE.

Muchos aspectos durante el proceso de elongación, concretamente inestabilidad in-vivo en la osteotomía, no han podido ser valorados durante el procedimiento debido a limitaciones técnicas y presupuestarias. Aclarado este punto se concluye que localización endomedular del dispositivo de elongación es el único factor relacionable con estabilidad que justifique estas diferencias.

Se ha demostrado una respuesta fisiológica aumenta por la inestabilidad en la osteotomía y a su vez el área del callo, tal vez esta inestabilidad producida por un brazo de palanca mayor del elemento estabilizador en el grupo FE habría llegado a tal punto que reduce la capacidad para la formación de tejido óseo (Augat P, imon U, Liedert A, Claes L. *Mechanics and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone. Osteoporos Int* 2005; 16 (Suppl 2): S36-43 PubMed 15372141) (Perren SM *Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The Scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. J Bone Joint Surg. Br.* 2002; 84:1093. PubMed 12463652)

De forma alternativa se ha propuesto que la angiogénesis podría verse afectada por la inestabilidad en la osteotomía (Lienau J Schell H, Duda GN, Seebeck P, Muchow S Bail HJ. *Initial vascularization and tissue differentiation are influenced by fixation stability. J Orthop Res.* 2005; 23:23639-45 PubMed 15885486) (Glowacki J. *Angiogenesis in fracture repair. Clin Orthop Relat Res.* 1998:S82-9 PubMed: 9917629). En la osteotomía se produce una interrupción de gran parte de la perfusión vascular, desencadenando un entorno de hipoxia y baja tensión de oxígeno. (Brighton CT, Krebs AG. *Oxygen tension of healing fractures in the rabbit. J Bone Joint Surg AM.* 1972; 54:323-32 PubMed 4651264) Las células del hematoma y tejido de granulación en el centro de la osteotomía deben diferenciarse y madurar en condiciones de anaerobiosis requiriendo y desarrollando angiogénesis para producir osificación endocondral (Gerstenfeld LC, Cullinane DM Barnes GL, Graves DT, Ainhorn TA. *Fracture healing as a post-natal developmental process: molecular spatial and temporal aspects of its regulation. J Cell Biochem* 2003; 88:873-84 PubMed 12616527) Dicha angiogénesis capilar ya está siendo afectado por la propia inestabilidad de la osteotomía, a este perjuicio habría que sumarle la movilidad ejercida sobre el callo para su elongación, por lo tanto una mayor inestabilidad en el grupo FE podría favorecer las condiciones de hipoxia y por lo tanto retrasar la maduración del callo. Cabe recordar que en el grupo EIM el daño de tejidos blandos y desperiostización fue mayor resultando mayor tejido desvascularizado, por lo tanto la estabilidad lograda a través de la localización del implante continúa siendo la única variable que justifique estas diferencias. Consistentes en el menor tamaño del callo de la callotaxis del grupo EIM, más maduro, con mayor rigidez evidenciado en las pruebas biomecánicas. Otras teorías acerca de los efectos de la movilidad en el foco de fractura y formación de callo incluyen deformación celular causando cambios en las propiedades de permeabilidad de las membranas y actividad biológica. (Allen FD, Hung CT, Pollak SR, Brington CT. *Serum modulates the intracellular calcium response of primary cultured bone cells to shear flow. J Biomech.* 2000; 33: 1585-91 PubMed: 11006382) (Pavalko FM Norvell SM Burr DB, Turner CH, Duncan RL, Bidwell JP. *A model for mechanotransduction in bone cells: the load-bearing mechanosomes. J Cell Biochem.* 2003; 88:104-12 (PubMed 12461779).

Varias técnicas radiológicas han sido descritas como factor predictor biomecánico, de curación y estabilidad durante la callotaxis pero ninguna es aplicable de forma aislada, esto concuerda con las discrepancias observadas en las variables radiológicas, histológicas y biomecánicas.

En contraste con los beneficios histológicos y biomecánicos del grupo EIM, la duración y complejidad de la cirugía es notablemente superior. Ha requerido mayor agresión de tejidos blandos e invasión del delicado sistema trabecular intraóseo lo cual se ha traducido en una mayor mortalidad. La técnica ha tenido que ser adaptada introduciendo el implante sellado y desensamblado a través del foco de la osteotomía y reensamblado en el mismo acto quirúrgico. Potencialmente perjudicial también es el pasaje de la cánula que une el implante con el controlador que atraviesa la vecindad de la delicada articulación coxofemoral, que es extremadamente delicada en este modelo animal. (Orosz SE, Ensley PK Haynes CJ: *Avian Surgical Anatomy-Thoracic and Pelvis Limbs. Philadelphia, WB Saunders Co, 1992*).

VI. BIBLIOGRAFÍA

- Wheater PR, Burkitt HG, Daniels VG. *Functional Histology*. New York: Churchill Livingstone ed.; 1987. p. 142-60.
- Friedenstein AJ. Precursor cells of mechanocytes. *Int Rev Cytol* 1976;47:327-55.
- Yamaguchi A, Komori T, Suda T. Regulation of osteoblast differentiation mediated by Bone Morphogenetic Proteins, Hedgehogs, and Cbfa1. *Endocr Rev* 2000; 21:393-411; Aubin JE. Osteogenic cell differentiation. En: Davies JE ed. *Bone Engineering*. Toronto: Davies JE ed 2000. p. 19-30.
- Yamaguchi A, Komori T, Suda T. Regulation of osteoblast differentiation mediated by Bone Morphogenetic Proteins, Hedgehogs, and Cbfa1. *Endocr Rev* 2000;21:393-411.
- Yamaguchi A, Komori T, Suda T. Regulation of osteoblast differentiation mediated by Bone Morphogenetic Proteins, Hedgehogs, and Cbfa1. *Endocr Rev* 2000).
- Canfield AE, Doherty MJ, Ashton BA. Osteogenic potential of vascular pericytes. En: Davies JE ed. *Bone Engineering*. Toronto: Davies JE ed.; 2000. p. 143-51.
- Civitelli R, Beyer EC, Warlow PM, Robertson AJ, Geist ST, Steinberg TH. Connexin 43 mediates direct intercellular communication in human osteoblastic cells networks. *J Clin Invest* 1993;91:1888-96.
- Simonet WS, Lacey DL, Dunstan CR, Kelley M, Chang M-S, Luethy R et al. Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density. *Cell* 1997;89:309-19.
- Aubin JE, Liu F. The osteoblasts lineage. En: Bilezikian JP, Raisz LG, Rodan GA, eds. *Principles of Bone Biology*. San Diego, California: Academic Press;1996. p. 51-67.
- Ham AW. Some histophysiological problems peculiar to calcified tissue. *J Bone Joint Surg Am* 1952;34:701.
- Lanyon L. Osteocytes, strain detection, bone remodeling and remodeling. *Calcified Tissue Int*1993;53:102-7.
- Mundy GR. Cytokines and growth factors in the regulation of bone remodeling. *J Bone Miner Res* 1993;8:505-10.
- Lacey DL, Timms E, Tan HL, Kelley MJ, Dunstan CR, Burgess TL et al. Osteoprotegerin ligand is a cytokine that regulates osteoclasts differentiation and activation. *Cell* 1998;93:165-76.
- Simonet WS, Lacey DL, Dunstan CR, Kelley M, Chang M-S, Luethy R et al. Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density. *Cell* 1997;89:309-19.
- Young MF. Bone matrix proteins: more than markers. *Calcif Tissue Int* 2003;72:2-4.
- Canalis E, Economides AN, Gazzerro E. Bone morphogenetic proteins, their antagonists, and the skeleton. *Endocr Rev* 2003;24:218-35.22.
- Orosz SE, Ensley PK Haynes CJ: *Avian Surgical Anatomy-Thoracic and Pelvis Limbs*. Philadelphia, WB Saunders Co, 1992.
- Bennett, Kuzuma AB: *Fractures manegemente in birds*. *J Zoo Wildl Med* 23 (1): 5-38, 1992.

- Martin HD, Ritchie BW, Orthopedic surgical techniques. Avian Medicine Principles and Application. Wigers Publishing Inc. Lake Worth , FL, pp1137-1169,19943.
- Redig P.ed: Orthopedics. Seminars in Avian and Exotic Pet Medicine, April 1994.
- Gotz J., Schnellmann W.D., Kontinuiertliche Verlängerung des femur bei intramedullares Stabilisierung. Arch. Orthop. Unfall-Chir., V82 (1975),pp.305-310.
- D.Vega Laiun, J. Chavin, M.Busquet, Rev Argent Ortop. Traumatol. año 68, pp 295-30.
- D.Vega Laiun, J. Chavin, M.Busquet, Rev Argent Ortop. Traumatol. año 68, pp 295-302.
- O.artel, D.L.Vega A.Yañez A. Cuadrado. Diseño y ensayos de un implante endomedular hidráulico para la elongación ósea de miembros, Actas do X Congreso Ibero-Americano em Engenharia Mecânica, (2011), 2543-2548.
- Goldberg VM, Powel A, Schaffer JW, Zika J, Bos JD, Bone grafting: role of histocompatibility in transplantation. J. Orthop Res. 1985; 3: 389-404. PubMed 3906062.
- Bennett, Kuzuma AB: Fractures manegemente in birds. J Zoo Wildl Med 23 (1): 5-38, 1992.
- Orosz SE, Ensley PK Haynes CJ: Aviam Surgical Anatomy-Thoracic and Pelvis Limbs. Philadelphia, WB Saunders Co, 1992.
- Liebhner 2004; Clinical Orthopaedics & Related Research:October 1998 - Volume 355 - Issue - pp S56-S65.
- J Bone Joint Surg Br 2002 vol. 84-B no. SUPP III 213-214.
- Epari DR, Kassi JP, Schell H, Duda GN. Timely Fracture-healing requieres optimization of axial fixation estabilyty. J Bone Joint Surg Am. 2007; 89:1575-85. PubMed 17606797.
- Bonnamarens F, Einhorn TA. Production of standart closed fracture in laboratory animal models bone J. Orthop Res. 1984:97-101. PubMed: 6491805). (Claes L, Ecker-HUBner K, Augat p. The fracture gap size influences the local vascularization and tissue differentiation in callus healing. Langesbecks. Arch Surg, 200321:21:1011-7 PubMed: 13680236.
- Michael J.Gardner, MD Differential fracture healing resulting from fixation stiffnes variability: A mouse model J Orthop Sci. 2011 May; 16(3) 298-303.
- Augat P, imon U, Liedert A, Claes L. Mechanichs and mechano-biology of fracture healing in normal and osteoporotic bone. Osteoporos Int 2005; 16 (Suppl 2): S36-43 PubMed 15372141) (Perren SM Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The Scientific basis of biological internal fixation: choosimgma new balance between stability and biology. J Bone Joint Surg. Br. 2002; 84:1093. PubMed 12463652.
- Lienau J Schell H, Duda GN, Seebeck P, Muchow S Bail HJ. Initial vascularization and tissue differentiation are influenced by fixation stability. J Orthop Res. 2005; 23:23639-45 PubMed 15885486) (Glowacki j. Angiogenesis in fracture repair. Clin Orthop Relat Res. 1998:S82-9 PubMed: 9917629.
- Brighton CT, Krebs AG. Oxygen tensión of healing fractures in the rabbit. J Bone Joint Surg AM. 1972; 54:323-32 PubMed 4651264.

- Gerstenfeld LC, Cullinane DM Barnes GL, Graves DT, Ainhorn TA. Fraccture healing as a post-natal developmental process: molecular spatial and temporal aspcrets of its regulation. J Cell Biochem 2003; 88:873-84 PubMed 12616527.
- Allen FD, Hung CT, Pollak SR, Bringthon CT. Serum modulates the intracelular calcium response of primary cultured bone cells to shear flow. J Biomech. 2000; 33: 1585-91 PubMed: 11006382) (Pavalko FM NORvell SM Burr DB, Turner CH, Duncan RL, Bidwell JP. A model fr mechanotrasduction in bone cells: the load-bearing mechanosomes. J Cell Biochem.2003; 88:104-12 (PubMed 12461779.
- Orosz SE, Ensley PK Haynes CJ: Aviam Surgical Anatomy-Thoracic and Pelvis Limbs. Philadelphia, WB Saunders Co, 1992.