

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA
INSTITUTO DE BIOMECÁNICA

Estudio biomecánico del proceso de consolidación de fracturas con sistemas de fijación externa rígidos y elásticos

**J. PRAT; JA. JUAN; P. VERA; J.V. HOYOS; J. SÁNCHEZ; J.L. PERIS;
R. DEJOZ y R. ALEPUZ**

RESUMEN:

El objetivo básico de este trabajo es discernir las diferencias existentes entre los sistemas de fijación externa rígidos y elásticos aplicados al tratamiento de fracturas óseas. El abordaje de este problema se ha cubierto en varias etapas, la primera de ellas ha consistido en el diseño de un fijador externo que permitiera un comportamiento rígido y con posibilidad de transformación en elástico, utilizable en tibias de conejo adulto. A continuación se ha realizado un estudio teórico de dicho fijador mediante el método de los elementos finitos (MEF) y, finalmente, un estudio en animales de experimentación en tres campos: biomecánico, morfológico y monitorización "in vivo" del callo de fractura.

El estudio teórico realizado en ambos sistemas de fijación ha mostrado que, con independencia del método de inmovilización utilizado (rígido o elástico), las cargas soportadas por el callo de fractura dependen básicamente de las características elásticas de este elemento.

Los ensayos de rotura a tracción practicados en los distintos especímenes no han mostrado diferencias estadísticamente significativas según el método de fijación utilizado. De igual forma las imágenes histológicas de los distintos callos dependen exclusivamente del tiempo de consolidación transcurrido y no del sistema de fijación empleado.

Los resultados teóricos están refrendados por la monitorización "in vivo" realizada mediante el captador de fuerzas. La evaluación de los registros obtenidos muestra como en el período comprendido entre la 2ª y 3ª semana de evolución postoperatoria acontece un aumento rápido y muy importante de la rigidez del callo, prevista por el estudio teórico.

La interpretación global de los resultados, tanto teóricos como experimentales, plantea la necesidad de una rigidez del sistema de fijación externa en las etapas iniciales de la consolidación que garantice una protección mecánica del callo en dicho momento. El comportamiento de

este sistema «rígido» es prácticamente idéntico al presentado por los sistemas «elásticos», cuando el callo adquiere unas características elásticas que permitan asumir su entrada en carga. Esto sucede transcurrido un 20% del tiempo de consolidación total de la fractura.

Descriptores: Fractura. Biomecánica. Fijación externa.

SUMMARY:

To study the differences between rigid and elastic external fixation, the authors have designed an external fixator, used at the tibia of the rabbit, which allows a rigid behaviour and with the possibility of transformation in an elastic system. They have carried out a theoretical study of the fixator by 'finite elements' method and an experimental study, biomechanical, morfological and 'in vivo' monitoritation of the callus of fracture.

The theoretical study showed that the weights supported by the fracture's callus depended on their elastic characteristics and not on the immobilization method used (rigid or elastic).

At the fracture callus of the rabbit tibias there were no differences of resistance to the traction with either methods (rigid or elastic). There were also no histological differences in the evolution of the callus.

The "in vivo" monitoritation through *force measurament* showed a rapid increase in the rigidity of the callus between the second and third week.

The overall interpretation of the results, both theoretical and experimental, established the necessity of rigidity of the system of external fixation in the initial estages of consolidation that guarantees a mechanical protection of the callus in that moment.

The behaviour of this "rigid" system is pratically identical to that presented by "elastic" systems, when the callus acquires some elastic characteristics that permits it to support weights. This occurs when more than 20 % of the total consolidation time of the fracture has passed.

Key words: External Fixation. Rigid System. Elastic System. Theoretical, Morphological and Biomechanical Study.

Introducción

En el mundo de la Cirugía Ortopédica y Traumatología las interrogantes surgidas en torno a la caracterización de las condiciones mecánicas ideales para la consolidación de fracturas ha conducido a dos tipos de teorías, las conocidas como teorías «rígida» y «elástica». La caracterización y definición de ambas tendencias ha sido motivo de

múltiples publicaciones y reuniones científicas (1,2,3,4,5).

Desde los primeros fijadores utilizados (como los de Malgaigne, Lambotte y Hoffmann) hasta los más actuales (Orthofix, Monticelli y Oxford) sus características constructivas han evolucionado desde concepciones estructurales que buscaban una gran rigidez y disminución al máximo de los movimien-

tos a nivel del foco de fractura, hasta los fijadores llamados "elásticos" que propician la presencia de micromovimientos a nivel del foco fracturario. Ello ha motivado la agrupación de los criterios de diseño y aplicación de los fijadores externos en torno a tres escuelas:

1. *Escuela rígida.* Basada en el fijador de Hoffmann (6,7,8,9), evolucionando con diferentes modificaciones del mismo introducidas por VIDAL, ADREY y otros muchos autores (10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19).

2. *Escuela elástica.* Encabezada por las teorías de BURNY, BOURGOIS y LAZO (20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34).

El tema clave de enfrentamiento entre ambos grupos de trabajo está basado en que, mientras los primeros preconizan una protección absoluta de movimientos a nivel del callo de fractura, los segundos defienden las ventajas que la transmisión de cargas por el callo presenta en la consolidación ósea, merced a la presencia de micromovimientos.

3. Una tercera vía intenta conciliar ambas teorías mediante el llamado proceso de dinamización, que permite la transmisión de cargas (generalmente axiales) a través del callo de fractura. A esta escuela pertenecen distintos autores como BRIOT (35, 36), BRUG (37), De BASTIANI (38, 39, 40), HONTZCH (41), MEYRUEIS (42) y TENCER (43). Todos ellos preconizan modificar las características del montaje, haciendo pasar al mismo desde una configuración rígida a otra elástica en un determinado momento de la consolidación.

Todas estas escuelas parten, no obstante, de una creencia común: sos-

tienen que la rigidez del montaje es capaz, con independencia del hueso y callo fracturario, de condicionar y controlar los niveles de carga que actúan en dicho callo.

La creencia de algunos autores en una determinada teoría o el deseo por aclarar el mecanismo de consolidación de la fractura ha llevado a distintos grupos de investigadores a plantear, tanto desde el punto de vista teórico como experimental, toda esta problemática y a pesar de este doble enfoque en el estudio de los distintos sistemas de fijación externa, quedan diversas incógnitas por resolver:

1. ¿Cuáles son los niveles de carga y deformaciones que actúan en un hueso adulto sano?
2. ¿Son estos niveles osteogénicos cuando se ha producido una fractura?
3. ¿Cómo influye la rigidez del sistema sobre la transmisión de cargas a través del callo de fractura?
4. ¿Qué papel desempeña el callo de fractura sobre dicho nivel de transmisión de cargas?

Si podemos responder de forma correcta a estas preguntas dichas contestaciones serán de particular interés para optimizar el proceso de reparación ósea en cada situación clínica.

La respuesta a la primera pregunta se ha intentado solucionar en base a los trabajos de L.E. LANYON (44, 45, 46, 47, 48) realizados en animales de experimentación y en humanos. La implantación de galgas extensométricas y rosetas en huesos de conejos, ovejas, cerdos y humanos aportan una serie de valores sobre los niveles de deformación fisiológicos en dichos huesos durante la marcha. Concretamente los

valores registrados en tibia humana con el sujeto corriendo son de 850 U ϵ en la dirección principal del hueso y acontece en la fase de despegue de los dedos.

La segunda pregunta planteada se refiere a la relación existente entre los niveles de carga fisiológicos y el proceso de reparación ósea. En este sentido se han realizado múltiples experimentos en animales de laboratorio aplicándoles distintos regímenes de carga y observando las variaciones del patrón de consolidación ósea. Con dichos experimentos se ha intentado no sólo determinar los niveles de carga que debían ser aplicados en la fractura ósea durante el proceso de consolidación, sino responder sobre cuál es el sistema de fijación óptimo que permitiera estos niveles de carga, es decir, sistemas de fijación con diferentes rigideces.

Los primeros resultados los aporta A.A. WHITE III en el año 1977 (49) quien tras la implantación de dos sistemas de fijación diferentes, uno con carga de compresión constante y el otro que permite la aplicación de un régimen de cargas de compresión de forma cíclica, concluye una igualdad de resultados respecto a la consolidación ósea, con independencia del sistema de inmovilización utilizado y del tipo de carga aplicado (constante o cíclica).

L.E. LANYON ese mismo año (47) realiza una crítica a dichas experiencias señalando como con un nivel de carga de 20 N se produce únicamente una deformación en tibia de 30 μ , siendo la deformación habitual durante la zancada normal de estos animales de 300 μ .

Con posterioridad a estos trabajos y

debido probablemente a la incredulidad de los propios autores ante los resultados obtenidos repiten la experimentación realizada. Convencidos de que las variables aplicadas a los sistemas biológicos no han sido diferenciadas de forma suficiente deciden aplicar niveles de carga distintos y con mayores diferencias entre el sistema de carga constante y el sistema de carga cíclica. Con este nuevo diseño experimental observan diferencias en la consolidación de las fracturas dependiendo del sistema de inmovilización utilizado y de las cargas aplicadas. Al someter a los callos, con diferentes tiempos de evolución, a ensayos de torsión en máquina universal de ensayos establecen la conveniencia de un reposo mecánico en las fases iniciales de la consolidación. En las fases intermedias, en cambio, consideran conveniente la aplicación de una carga cíclica. No obstante, los resultados finales obtenidos con ambos sistemas vuelven a ser muy semejantes con independencia del sistema de fijación utilizado y de las cargas aplicadas.

El otro grupo de trabajo que realiza experiencias sobre el ambiente biomecánico óptimo para la consolidación de fracturas está encabezado por T. TERJESSEN (50, 51,52,53,54,55), quien realiza su experimentación durante esta última década. Este grupo de trabajo efectuó, en primer lugar, un estudio comparativo de los sistemas de tratamiento quirúrgico más importantes en el campo de la Traumatología (placas y fijadores externos), introduciendo el concepto de «stress protection effect» (50), según el cual se produce una osteoporosis con disminución de las características resistivas en los huesos inmovilizados mediante sistemas rígidos. De

la mano de este concepto señalan como al utilizar placas de osteosíntesis consiguen reparaciones óseas precoces y de superiores características mecánicas a las obtenidas con sistemas de fijación externa. Pero, debido al mencionado efecto, un período excesivo de mantenimiento del sistema de fijación producirá un mayor debilitamiento en los huesos inmovilizados mediante placas que en aquéllos tratados con sistemas de fijación externa.

Continuando en esta misma línea de investigación realizan diversas experiencias en dos campos distintos, por una parte determinando el tiempo óptimo para retirar los sistemas de fijación externa y evitar la aparición del efecto de protección de la tensión "stress protection" (53) y, por otra, estudiando las características de la consolidación ósea dependiendo de las rigideces de los montajes (54). Este último aspecto es el que más interesa con objeto de determinar el ambiente mecánico óptimo para la reparación de fracturas. Mediante estudios teóricos y experimentales previos se conocía el efecto altamente significativo que sobre la rigidez del montaje posee el diámetro de las agujas de los fijadores externos. Con objeto de inmovilizar los distintos callos de fractura con diferentes grados de rigidez TERJENSEN aplica el mismo sistema de fijación externa pero utilizando agujas de distintos diámetros. Una vez más comprueba este autor que la rigidez del fijador no posee gran importancia sobre la tasa de reparación ósea, siendo únicamente apreciable su efecto sobre el mantenimiento de la reducción inicial de la fractura y siempre que se consiga un nivel mínimo de rigidez que asegure dicha reducción. Los resulta-

dos finales obtenidos, respetando estas premisas, serán muy semejantes.

El último enfoque experimental, realizado con la finalidad de medir las cargas soportadas por el fijador externo durante el proceso de reparación de fracturas, supone un paso importante en el estudio del conjunto hueso-fijador externo. Dicha valoración se realiza mediante la instrumentación de las barras de estabilización laterales con galgas extensométricas.

El objetivo de esta técnica es evaluar, a través de las deformaciones existentes en las barras del fijador externo, la evolución de las características elásticas del callo de fractura. El precursor de este tipo de valoración es F. BURNY (23) quien realiza una monitorización del callo fracturario, tanto en animales de experimentación como en humanos. KAPLAN en 1985 (56) utiliza la mencionada técnica para evaluar la consolidación ósea obtenida mediante dos sistemas de fijación externa de distintas rigideces. Una vez más aparece la aparente paradoja entre la gran semejanza de resultados clínicos y la diferencia de rigideces entre los métodos de inmovilización utilizados.

La sencillez e inocuidad de dicha monitorización ha supuesto la posibilidad de su utilización en ambientes clínicos. Aunque su aplicación no ha sido masiva varios grupos de investigación la han empleado en clínica humana. Los más representativos están encabezados por F. BURNY (23,29,30)], N. NISHIMURA (57), G. EVANS (58), J. KENWRIGHT (59,60), K.E. TANNER (61) y J.L. CUNNINGHAM (62).

Básicamente, la técnica utilizada por los diferentes autores consiste en some-

ter al sistema hueso-fijador externo a una determinada carga (fuerza axial o momento flector generalmente) y registrar mediante un captador electrónico la deformación de la barra de estabilización. Esta deformación, mediante la oportuna calibración del sistema de medida, nos informa sobre la carga soportada por el fijador externo.

Como resultado de dichos estudios clínicos mediante monitorización se establecen distintos patrones de reparación ósea:

1. Consolidación normal. En ella se estabilizan los valores de deformación en la barra de fijación transcurridos 60-90 días de la evolución de la fractura siendo el patrón de dicha curva hiperbólico.

2. Otro tipo de evolución: reparación lenta, retardo de consolidación, detención de la evolución, pseudoartrosis, reabsorción del callo y refractura del callo. En cada una de ellas aparecen alteraciones del patrón normal obtenido en las fracturas sin alteraciones de la consolidación.

Finalmente y en un intento por responder a la pregunta señalada en cuarto lugar *¿qué papel desempeña el callo de fractura sobre el nivel de transmisión de cargas en una fractura inmovilizada con un sistema de fijación externa?* se han realizado algunos esfuerzos aunque por un número muy reducido de investigadores. Pese a que algún grupo de trabajo ha simulado el comportamiento de diferentes callos de fractura en ensayos mecánicos (63), en general los estudios realizados sobre fijación externa, tanto teóricos como experimentales han supuesto la presencia de un "gap", de mayor o menor amplitud, que

separa ambos extremos fracturarios. Únicamente tres grupos de trabajo han considerado la presencia de dicho callo y su evolución en el tiempo.

En primer lugar cabe resaltar la modelación realizada por P. VERA en 1981 (64) de un sistema de fijación externa capaz de controlar los niveles tensionales a nivel de la fractura. En dicho trabajo se considera un callo de fractura cuyas características elásticas evolucionan de forma logarítmica y, tras suponer cuatro hipótesis de carga, señala como el callo asume una gran parte de las cargas a las que se ve sometido el sistema fijador externo-hueso.

En 1984 N. NISHIMURA (57) modela teóricamente el sistema hueso-fijador y hace variar las características del callo desde su inexistencia hasta poseer el valor de hueso cortical (Módulo elástico $E = 18000 \text{ N/mm}^2$). En este caso observa la relación hiperbólica entre la deformación del callo y la resistencia ósea. Este autor señala como al alcanzarse las propiedades mecánicas que corresponderían al 50% de los valores del hueso sano se estabilizan los valores de deformación, siendo prácticamente idénticos a los del hueso normal.

En 1989 el grupo de trabajo de E.Y.S. CHAO (65) publica un interesante trabajo en el que considera el efecto de la rigidez del fijador externo sobre el proceso de reparación ósea. En este trabajo se incluye el concepto de deformación del callo y cómo dicha deformación disminuye al evolucionar la consolidación de la fractura. Esta disminución, ocasionada por las variaciones en el callo de fractura, provoca que una gran parte de las cargas transmitidas a través del

fijador externo lo hacen, de forma progresiva, a través del callo. Finalmente consideran que no está suficientemente demostrado los beneficios que sobre la reparación ósea supone una variación en la rigidez del sistema de fijación, incluso utilizando el método de la dinamización axial.

Pese a la multitud de trabajos publicados y a las contradicciones existentes entre distintas escuelas, sigue apareciendo un hecho controvertido y que actualmente tiene difícil explicación: ¿por qué, pese a las apreciables diferencias existentes entre los distintos sistemas de fijación los resultados clínicos obtenidos no presentan grandes variaciones?. Este, entre otros motivos, es el punto de partida del presente trabajo.

Objetivos

El objetivo básico de este trabajo es descubrir, si existen, diferencias entre los diferentes sistemas de fijación externa. Con tal finalidad se han agrupado todos los sistemas de fijación externa en dos grandes subdivisiones:

1. *Los sistemas rígidos*, que incluyen todos aquellos sistemas de fijación que pretenden lograr una inmovilización lo más perfecta posible del callo fracturario durante todo el período de reparación ósea.

2. *Los sistemas elásticos*, donde se agrupan los fijadores externos que propician, bien por la escasa rigidez del montaje o por la posibilidad de telescopaje de sus elementos constructivos, la movilidad a nivel del foco fracturario.

Una vez reducidos los sistemas de fijación a estos dos grandes grupos, han sido evaluadas sus características bajo

dos perspectivas: teórica y experimental. Se ha considerado al método de los elementos finitos (M.E.F.) como el procedimiento de elección para realizar la modelación teórica de los sistemas de fijación que responden a las filosofías básicas de fijación externa vistas. El modelo experimental tiene por objeto la comprobación del planteamiento teórico realizado. Con tal fin se ha realizado una evaluación mecánica y morfológica del callo fracturario. A dichas evaluaciones han sido sometidos los dos tipos de fijación empleados durante todo el período de reparación ósea con objeto de valorar los patrones de consolidación.

La primera duda planteada al diseñar el modelo experimental fue la elección del método de fijación a utilizar y cómo plantear la diferencia entre el sistema de fijación rígido y elástico. La segunda incógnita aparece al decidir el tipo de cargas que deben actuar sobre el callo fracturario y cuándo comenzar a hacerlo.

La elección del sistema de fijación externa, que se describe con mayor detalle en el capítulo de material y métodos, ha buscado conseguir una fijación con una gran rigidez (dos semianillos y 4 agujas de 1.5 mm de diámetro) que al mismo tiempo permitiera su transformación en un fijador elástico con transmisión de las cargas axiales.

La magnitud y frecuencia de aplicación de las cargas actuantes en el callo han sido las debidas al libre apoyo del miembro por el animal de experimentación. Con ello se aplican niveles fisiológicos de carga y no se interfiere, durante su aplicación, en el proceso normal de reparación del tejido lesionado.

Respecto al momento en que debería transformarse la configuración «rígida» en «elástica» ha supuesto la asunción, en base a los datos recogidos en la literatura (53), de un período inicial de la reparación ósea en el que la presencia de movimientos en el callo de fractura altera de forma muy significativa el desarrollo ulterior del callo. Dicho período mínimo de preservación de la configuración rígida ha sido establecido en 2 semanas y, dado que a las 6 semanas de evolución postoperatoria se obtienen valores de rigidez semejantes a los del hueso sano, se ha decidido actuar en la ventana temporal comprendida entre las 2 y las 4 semanas con el fin de realizar la dinamización de los montajes.

Dado que el planteamiento teórico era meramente mecánico, la validez del mismo debía responder básicamente a la comprobación de que los supuestos teóricos se cumplieran. Para ello se han realizado ensayos de rotura a tracción de los especímenes y monitorización mediante captador de fuerzas. La prueba documental de las variaciones en los patrones morfológicos ha sido obtenida mediante estudios radiológicos e histológicos, viendo en qué forma se relacionaban con la evolución mecánica.

De toda esta información generada cabía esperar una de las siguientes respuestas:

1. Existen diferencias en los sistemas de fijación externa, por variaciones en su rigidez, que promueven patrones de reparación ósea bien diferenciados.

2. No aparecen diferencias en dichos patrones de consolidación al aplicar sistemas de fijación completamente diferentes.

En cualquier caso se obtendría información suficiente para responder a la pregunta planteada sobre el papel del callo fracturario en el proceso de reparación ósea con sistemas de fijación externa.

Material y métodos

Como fase previa a los estudios teóricos y experimentales, que se detallarán a continuación, se han diseñado dos sistemas de fijación externa para implantarlos en tibias de conejo adulto. Uno de los sistemas tiene la posibilidad de ser dinamizado mediante la liberación de las barras de estabilización laterales (Figura nº 1).

1. Estudio Teórico

Dichos sistemas de fijación externa han sido modelados utilizando el método de los elementos finitos en su versión NASTRAN. Se ha utilizado la modelación por barras descomponiendo la estructura hueso-callos fijador externo en barras de características geométricas y mecánicas conocidas. El desarrollo del programa NASTRAN requiere una serie de fases previas:

1. La primera de ellas consiste en la determinación de las coordenadas espaciales de los nudos de conexión entre las barras. Estas se definen como los segmentos que unen dichos nudos (Figura nº 2).

2. A continuación se detallan las características de los materiales que componen dicha estructura, siendo básicamente tres: el acero, el hueso y el callo fracturario. Debido a que éste presenta una evolución en el tiempo se ha supuesto una variación logarítmica de su módulo de elasticidad. De esta forma el estadio 1 corresponde a un callo inmaduro, formado a los pocos días de la fractura y el estadio 5 al hueso cortical sano (Tabla I).

3. El siguiente paso consiste en la determinación de las características inerciales de las distintas barras. Los cuatro tipos definidos son: hueso, barras de estabiliza-

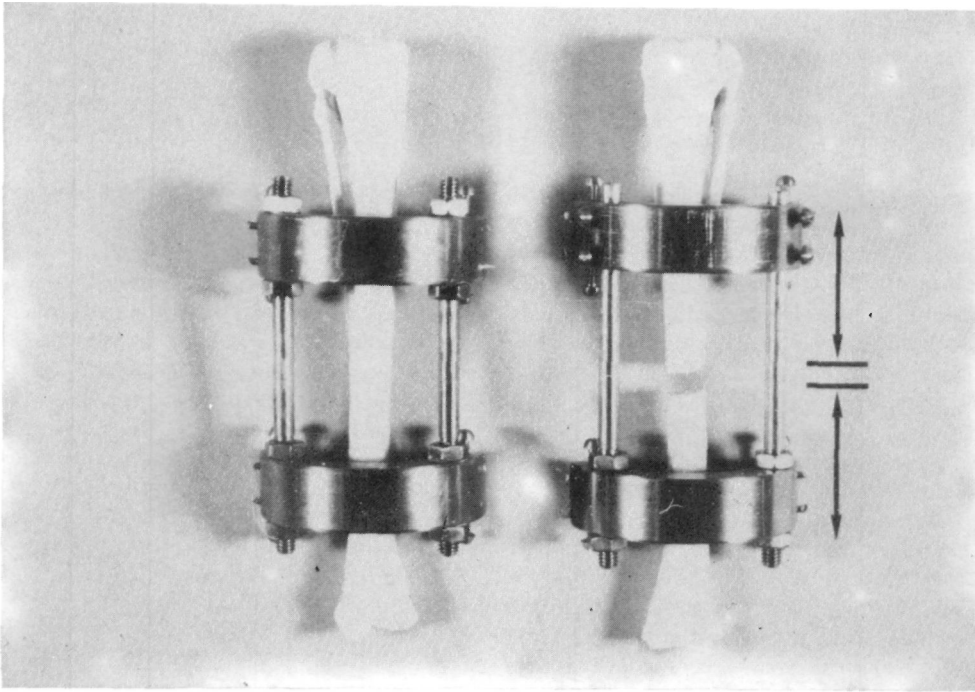


Figura nº 1: Sistemas de fijación externa para la implantación en tibias de conejo. A: Rígido. B: Elástico.

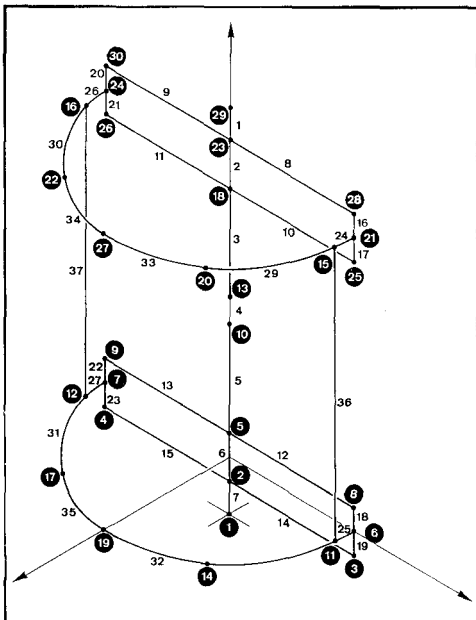


Figura nº 2: Modelación mediante el M.E.F. del fijador empleado en la experimentación animal.

ción, agujas y semianillos.

4. Tras la introducción de todos estos datos se estudia el comportamiento del conjunto ante sollicitaciones aplicadas en el extremo óseo proximal. Para ello se han estudiado, de forma independiente, los efectos producidos por tres fuerzas de 100N y tres momentos de 100N.mm a lo largo y alrededor de cada uno de los ejes del sistema de coordenadas cartesiano asociado a dicho extremo proximal.

Nº CALLO	E (N/mm ²)	G (N/mm ²)
1	1	0,36
2	10	3,6
3	100	36
4	1000	360
5	14240	5120

Tabla I: Características elásticas del callo fracturario.

Con toda esta información el programa de elementos finitos nos proporciona las traslaciones y giros de todos y cada uno de los nudos definidos en su estructura, así como las fuerzas y momentos a los que se hallan sometidas cada una de sus barras.

Las fuerzas y momentos actuantes se han relacionado con las traslaciones y giros del callo a través del concepto de matriz de flexibilidad. De forma análoga se define la matriz de transferencia de cargas, que relación a las cargas aplicadas con las calculadas en el callo de fractura.

Mediante ambas matrices se ha caracterizado completamente el comportamiento mecánico de los sistemas fijación externa (rígido y elástico) a lo largo del proceso de consolidación, callos 1 a 5, determinando la contribución relativa del callo de fractura a la rigidez total del sistema compuesto por el fijador externo y el elemento esquelético fracturado.

2. Estudio Experimental

El estudio experimental ha sido realizado en conejos adultos hembra de Nueva Zelanda-California de 20 semanas, en cuyas tibias se practicó una osteotomía transversal en su tercio medio inmovilizándolas mediante los sistemas de fijación señalados anteriormente. En la serie experimental se ha efectuado una triple evaluación:

1. Un análisis biomecánico.
2. Un análisis morfológico.
3. Una monitorización, mediante un captador de fuerzas, de la evolución del callo de fractura.

2.1. Estudio biomecánico

El análisis biomecánico se ha realizado en una muestra de 38 animales, distribuidos en cuatro subseries, siendo sacrificados a intervalos de media semana. Dicha serie comprende:

R: los animales inmovilizados mediante fijación rígida. (11 animales).

2M (11 animales), 3M (9) y 4M (7): los animales inmovilizados mediante fijación elástica, liberando las barras de estabilización lateral transcurridas 2, 3 ó 4 semanas de la intervención.

Tras el sacrificio de los animales se desarticulan las patas intervenidas procediendo, de inmediato, a la preparación de las probetas para los ensayos a rotura. Estos se han realizado a tracción en una máquina universal de ensayos tipo IBERTEST, aplicando una carga de 60N/s con una duración máxima del ensayo de 60s. Los ensayos realizados han sido destructivos, obteniendo los valores de carga de rotura (Newtons) de las diferentes probetas.

2.2. Estudio morfológico

El estudio morfológico ha comprendido un doble análisis:

*Radiológico.

*Histológico.

Los registros radiográficos han sido realizados en todos los animales de la serie biomecánica en dos momentos diferentes de la consolidación ósea. El primer control se hace coincidir con el período postoperatorio inmediato. El segundo control se efectúa tras desarticular la pata intervenida, transcurrido el tiempo de evolución correspondiente.

El análisis histológico comprende una serie de 12 animales, distinta a la utilizada en el análisis biomecánico, pues en éste se provoca la rotura de la probeta mediante el ensayo a tracción. La distribución de la muestra, de acuerdo al tiempo de evolución postoperatorio y al tipo de inmovilización utilizado, esta formada por 4 animales con una evolución de 4.5 semanas, 4 animales

de 6 semanas de evolución y 4 animales de 7.5 semanas.

Una vez desarticulada la tibia se aísla la zona correspondiente al callo de fractura. Estas piezas se someten a un proceso de fijación en formol tamponado durante un período aproximado de 48 horas. A continuación se procede a la decalcificación mediante ácido fórmico. Antes de utilizar la mezcla descalcificadora se realiza un test de decalcificación mediante controles radiográficos, tras la realización del mismo se considera como tiempo medio de decalcificación de las piezas 30 días. Posteriormente se conservan las muestras en tampón fosfato con glutaraldehído, pasando posteriormente a las etapas de deshidratación, inclusión en parafina, corte y tinción. Las técnicas de tinción utilizadas han sido:

- *Hematoxilina-eosina* con hematoxilina de Harris.

- *Tricrómico de Masson* en su variante de Goldner.

Las reproducciones fotográficas se han obtenido con objetivos de distintos aumentos (1.25X, 5Xy 10X) comparando las características de las muestras de acuerdo con los distintos sistemas de fijación y tiempo de evolución postoperatorio transcurrido.

2.3. Monitorización "in vivo"

El diseño del captador está basado en dos principios:

1. Las propiedades elásticas del material.
2. La utilización de galgas extensométricas configurando un puente de Wheatstone.

De los diferentes procedimientos que existen para convertir las deformaciones en señales eléctricas proporcionales el más extendido es aquél que utiliza elementos cuya resistencia eléctrica varía en función

de pequeños cambios de longitud. Estos elementos van adheridos a la superficie del material de prueba formando un conjunto solidario y reciben el nombre de galgas extensométricas.

El diseño mecánico del captador de fuerzas para las barras del fijador aparece en la figura nº 3 con la distribución de las galgas extensométricas en el mismo. Según esta distribución, si se designan como + a las fuerzas de compresión y como - a las fuerzas de tracción, se observa que ante cargas anteroposteriores y mediolaterales el captador de fuerzas no registra ninguna variación. Tan sólo en el caso de que actúen fuerzas axiales se producen variaciones en todas las galgas, sumándose sus efectos y no anulándose, como en los casos anteriores (Figura nº 4).



Figura nº 3: Captador de fuerzas aplicado en las barras de estabilización laterales del fijador externo del conejo.

Debido a las características especiales de la monitorización "in vivo", se ha introducido una modificación en la técnica quirúrgica consistente en mantener una separación de 1 mm entre ambos fragmentos óseos. De esta forma las medidas iniciales realizadas con el captador muestran la ausencia en la transmisión de cargas a través de este gap y únicamente cuando exista un callo de fractura que permita dicha transmisión se registrará la presencia de callo.

Los controles se realizan con el animal anestesiado tras un cuidadoso proceso en el que se asegura la correcta colocación de las abrazaderas del captador alrededor de las barras de fijación. En estas condiciones se aplica una fuerza axial de 5 Kg a nivel de la rodilla de la pata operada. Estas medidas se repiten semanalmente hasta la sexta semana en que se sacrifican los animales.

Resultados y discusión

Siguiendo el mismo esquema planteado en el capítulo de material y métodos se procede a la exposición de los resultados y a la discusión de los mismos.

1. Estudio Teórico

El análisis comparativo de las dos configuraciones del fijador externo se realiza a través de los coeficientes de la diagonal principal de las matrices de flexibilidad y transferencia de cargas. En la matriz de flexibilidad los coeficientes de dicha diagonal relacionan las fuerzas y momentos actuantes en el extremo óseo proximal y las traslaciones y giros que aparecen a nivel del callo

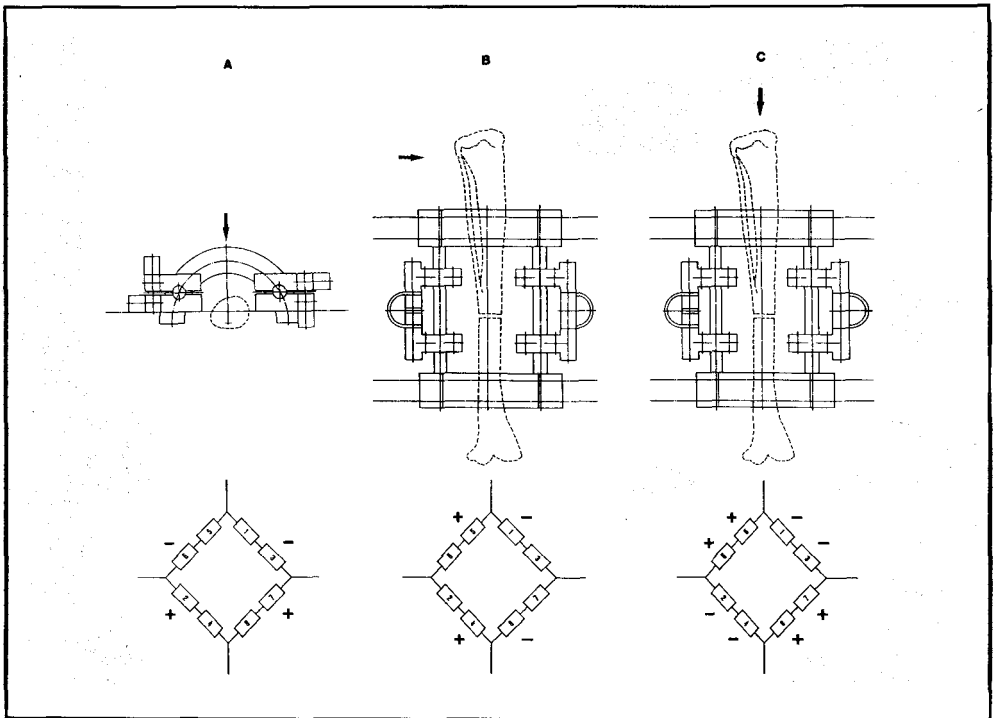


Figura 4: Esquema del fijador externo con el captador de fuerzas adaptado. Comportamiento del puente de Wheatstone ante A: Fuerzas anteroposteriores, B: Fuerzas mediolaterales y C: Fuerzas axiales o longitudinales.

en la misma dirección de aplicación de las cargas. En la matriz de transferencia de cargas estos coeficientes relacionan las fuerzas aplicadas y las fuerzas actuantes en el callo, así como los momentos aplicados y los momentos actuantes en el callo que poseen la misma dirección.

El estudio de los coeficientes de la matriz de flexibilidad muestra que en el fijador elástico (debido a la posibilidad de deslizamiento de sus barras laterales) aparecen mayores desplazamientos que en el fijador rígido durante los dos primeros callos, superponiéndose sus valores en los callos 3, 4 y 5 (Figura nº 5).

Un análisis semejante realizado en la matriz de transferencia de cargas muestra como, mientras en la configuración elástica se aprecia una transmi-

sión completa de la carga axial en todos sus callos, en la configuración rígida aparecen niveles de transmisión de carga axial de un 42.9% en el callo 2, alcanzando niveles del 85.5%, 94.9% y 96% en etapas sucesivas (Figura nº 6).

En definitiva, el comportamiento mecánico global de los fijadores rígido y elástico es muy semejante, máxime al considerar los pequeños niveles de carga a los que se ve sometido el sistema. No obstante, se observa que en el callo 3 estas pequeñas diferencias son prácticamente inexistentes y como se verá al exponer los resultados obtenidos con el captador de fuerzas, el callo adquiere características de callo 3 a los pocos días de la intervención quirúrgica. En nuestras series la movilización más precoz del montaje se realiza a las dos semanas, por tanto no cabe esperar excesivas diferencias entre las series.

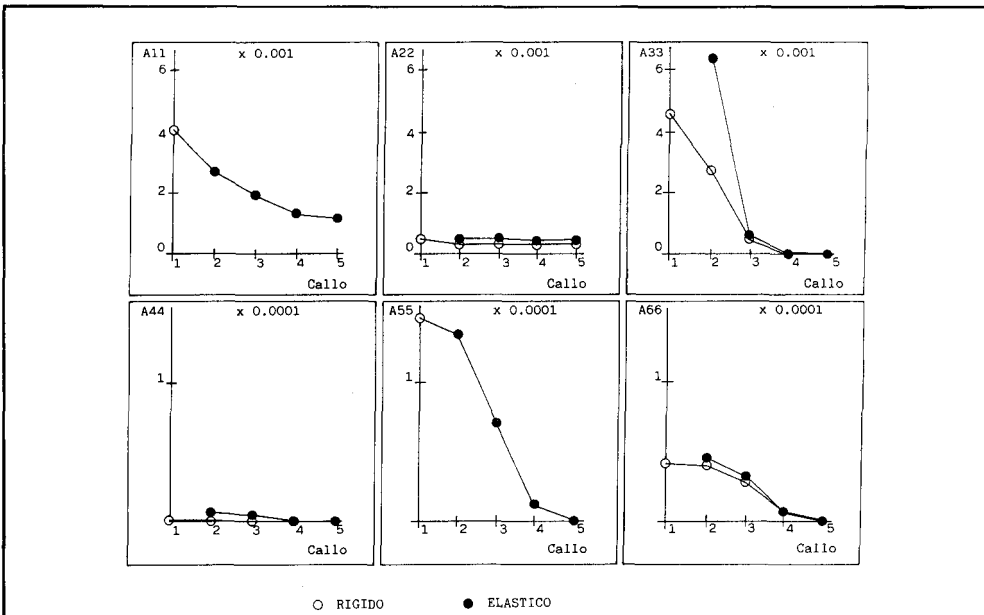


Figura nº 5: Comparación de los coeficientes de la diagonal principal de la matriz de flexibilidad.

2. Estudio Experimental

2.1. Estudio biomecánico

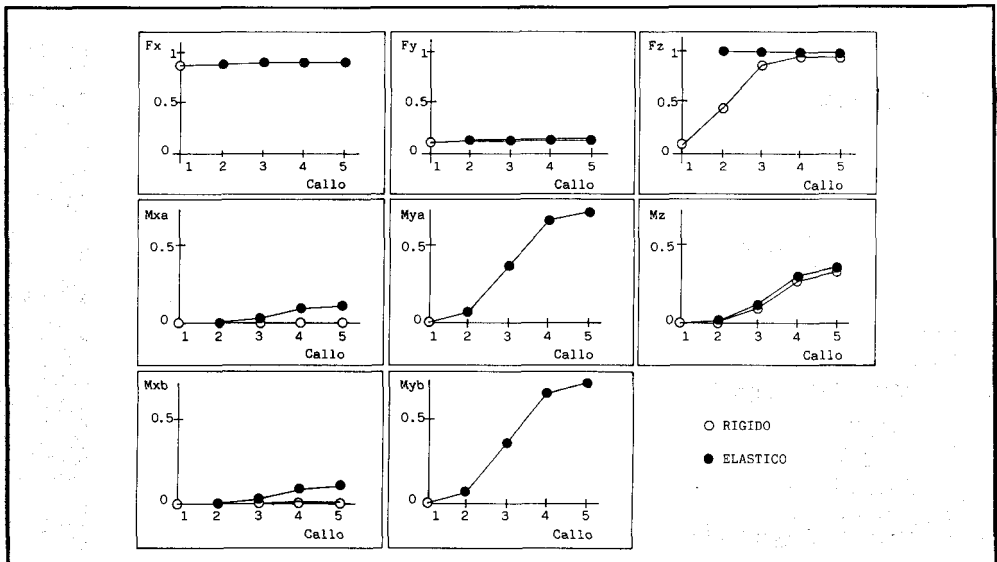
Tras someter al ensayo de rotura a tracción los diferentes especímenes se obtienen los valores de carga de rotura reflejados en la tabla II.

Este conjunto de datos ha sido ajustado a cuatro funciones logísticas, una por serie, obteniendo coeficientes de correlación de elevada calidad. La representación gráfica de dichos ajustes y la distribución de los datos numéricos aparece reflejado en la figura 7. La observación de las diferentes funciones de ajuste muestra una gran semejanza entre ellas. Por tanto, cabe preguntarse si se puede considerar a las cuatro muestras pertenecientes a la misma o a distintas poblaciones. Para responder a dicha pregunta se realiza un análisis de la varianza de las pendientes de los ajustes lineales. Se concluye que no

existen diferencias estadísticamente significativas entre las distintas muestras por lo que se procede a realizar un único ajuste con todos los datos. Es decir, se establece que las diferencias introducidas por los distintos sistemas de inmovilización no provocan alteraciones apreciables en las cargas de rotura de los callos fracturarios.

El estudio biomecánico no ha permitido establecer diferencias entre la serie inmovilizada con sistemas rígidos y las movilizadas con diferentes tiempos de evolución. Los tres grupos de trabajo más importantes en este campo son los representados por T. TERJESSEN, E. Y. S. CHAO y M.M. PANJABI.

El primer grupo (54), consigue variaciones en la rigidez de los fijadores externos merced a la variación en el diámetro de las agujas (1, 1.5 y 2 mm). Según estos autores la fijación menos rígida implica una reparación con un



Figuranº 6: Comparación de los coeficientes de la diagonal de la matriz de transferencia de cargas.

callo perióstico más abundante, aunque dicha rigidez no es un factor que influya, en gran medida, en la velocidad de reparación ósea. No obstante, niveles de rigidez excesivamente reducidos en los montajes pueden ocasionar pérdidas de la reducción inicial de las fracturas. Los resultados obtenidos por este

grupo coinciden con el planteamiento realizado en este trabajo, es decir, que con independencia del sistema de fijación empleado y siempre que se asegure una estabilidad suficiente de la fractura en las etapas iniciales de la consolidación, las características mecánicas de los callos obtenidos, con diferentes

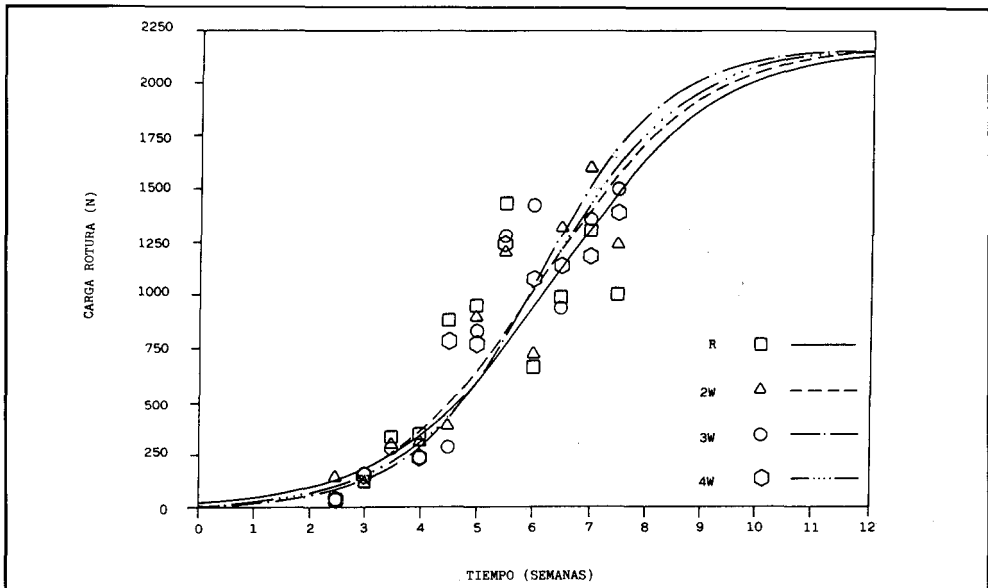


Figura nº 7: Ajustes de los datos experimentales a funciones logísticas.

Semanas	R (N)	2M (N)	3M (N)	4M (N)
2.5	38.8	156.2		
3	152.3	117.2		
3.5	273.4	292.9	332.0	
4	232.4	323.0	332.0	
4.5	292.9	390.6	878.9	781.3
5	839.8	898.4	937.5	761.7
5.5	1289.0	1210.9	1425.7	1250.0
6	1425.8	722.7	664.0	1074.2
6.5	957.0	1328.1	976.5	1132.8
7	1367.2	1601.6	1300.5	1171.9
7.5	1503.9	1250.0	996.1	1386.7

Tabla II: Cargas de rotura a tracción (N) de los distintos especímenes.

sistemas de fijación externa, no presentan diferencias significativas.

J.J. WU en 1984 (66) al estudiar la influencia sobre la consolidación de tibias caninas de dos sistemas de fijación externa de distintas rigideces (fijadores de 4 y 6 agujas), observa tras 120 días de evolución que no existen diferencias significativas entre ambos sistemas, aunque sí aprecia un mayor número de aflojamientos en las agujas del sistema menos rígido.

El segundo grupo de trabajo en 1987 (67) evalúa la influencia de la rigidez del montaje de minifijadores tipo Ace-Fischer (dos planos) y tipo Sukhtian-Hughes (1 plano) para inmovilizar tibias de conejo. El sistema de fijación en dos planos fue significativamente más rígido que el fijador en un plano, permitiendo el apoyo inmediato del miembro. Este tipo de fijación induce una menor formación de callo en las fases precoces de reparación, pero en la novena semana de evolución postoperatoria las áreas de las secciones transversales del callo, producidos por ambos sistemas, no se pueden distinguir. Los ensayos biomecánicos a torsión realizados a las 13 semanas de evolución postoperatoria señalan sólo diferencias de rigidez a torsión (N.m/rad), pero nulas diferencias en la resistencia del callo. Estos autores señalan que estas mínimas diferencias reflejarían la gran similitud en los mecanismos de reparación biológica, necesarios para alcanzar una rigidez determinada en una fase dada del período de consolidación. Bajo la perspectiva en que se ha desarrollado el presente trabajo, las pequeñas diferencias observadas en el proceso de consolidación quedan explicadas en base a

las lesiones que un sistema de fijación de escasa rigidez (Sukhtian-Hughes) provoca en la fase inicial del proceso de reparación, mientras que el sistema en dos planos de Ace-Fischer, debido a su mayor rigidez, propicia unas condiciones de mayor estabilidad del callo en dicho período. No obstante, una vez se halla presente un callo con unas mínimas características elásticas el desarrollo ulterior será idéntico con independencia del sistema utilizado.

El tercer grupo comienza sus estudios con experiencias en conejos y está encabezado por PANJABI (68) y WHITE III (49). Con ellas pretenden esclarecer si existen diferencias en la consolidación entre una fijación externa mantenida con una carga de compresión constante de 20N y una fijación elástica que supone una carga cíclica sobrepuesta a la anterior de 20N durante dos períodos (mañana y tarde) de dos horas con una frecuencia de aplicación de 55c/minuto. En esta primera fase del estudio no encontraron diferencias significativas con la aplicación de los dos sistemas. Posteriormente PANJABI (69,70) y WOLF (71) variaron las condiciones de carga a las que sometían la pata de conejo intervenida aplicando una carga de compresión de 80N en el sistema considerado rígido y una carga de compresión constante de 8N sobre la que se imponía una carga cíclica de 40N aplicada con una frecuencia de 55 c/minuto en dos períodos de dos horas. En este caso los autores auspiciaron la utilización de sistemas de fijación que propicien una rigidez importante en las fases iniciales de consolidación y la posibilidad de una carga de compresión intermitente en las fases intermedias y finales de conso-

lidación. Si se interpretan los resultados obtenidos por estos autores y se los compara con los extraídos de nuestro estudio, tanto teórico como experimental, se observa que:

1. En primer lugar y según señala LANYON en 1977 (47) los niveles de deformación en las tibias de conejo son de 300 durante la zancada, ello supone, según el cálculo realizado mediante el método de elementos finitos en nuestro fijador externo, una carga de aproximadamente 70N. Por tanto, los niveles de 40N aplicados serían inferiores a los que soporta una tibia intacta durante la marcha. No obstante y más importante que el aspecto anterior es el tiempo y frecuencia de aplicación de la carga, que no coincide, como es evidente, con los estímulos fisiológicos a los que se vería sometida una tibia fracturada de conejo.

2. En segundo término, en todos estos estudios los animales han permanecido con las patas suspendidas, impidiendo la entrada en carga del callo de fractura. Únicamente han sido estimulados mecánicamente aquellos animales sometidos a una carga cíclica de 20N ó 40N. En cambio los animales inmovilizados mediante el sistema rígido presentan diferencias en el patrón de consolidación no tanto por las diferencias en el sistema de fijación sino por la presencia o ausencia de cargas axiales.

3. En último lugar las diferencias existentes en el período inicial de la consolidación a favor del sistema rígido y en el intermedio con ventajas del sistema de compresión cíclica, creemos obedecen al planteamiento que a continuación se sugiere. En el período inicial

la mayor rigidez que suministra la compresión del sistema de fijación protege la neovascularización del callo fracturario y, por tanto, proporciona una mejor calidad al mismo. Una vez aparecido dicho callo, todavía incipiente, la presencia de la estimulación mecánica que supone la carga cíclica y la ausencia de la misma en el sistema rígido provoca una evolución del callo más rápida en el sistema con carga cíclica de compresión que en el rígido.

En definitiva nos parece más adecuado el planteamiento de nuestra experiencia y, por tanto, la fiabilidad de los resultados por las siguientes razones:

1. Los especímenes no han sido sometidos a congelación en la etapa previa al ensayo mecánico, conservando así sus características mecánicas iniciales.

2. Apoyo sin restricciones de la pata intervenida, consiguiendo así niveles de carga autorregulados por el propio animal. Con este criterio se permite el apoyo tanto en animales portadores de un sistema de inmovilización rígido como los del elástico. Esta es la única forma lógica de realizar una comparación entre ambos sistemas.

3. Presencia de un período inicial de 2, 3 ó 4 semanas, según las series, en el que se conserva una inmovilización rígida y se evitan las posibles lesiones que produciría en el callo inicial un sistema deslizante.

4. Ensayos mecánicos a tracción que, proporcionan una información más interesante en este período de consolidación ósea.

De esta forma y basándonos en los datos obtenidos en el estudio biomecánico puede afirmarse que la diferencia esencial entre los sistemas denominados rígidos y los elásticos reside en la protección inicial del callo fracturario por parte del sistema rígido y no debido a la capacidad del sistema elástico en propiciar la presencia de micromovimientos a nivel del callo fracturario. En este sentido, un buen sistema de fijación externa que permitiera y facilitara la consolidación ósea debería proporcionar una estabilidad inicial a la fractura mediante una adecuada rigidez del montaje y en fases posteriores esta misma estructura posibilitaría la transmisión de cargas a través del callo. Esta presencia de cargas en el callo estimularía el crecimiento óseo según postula la ley de Julius WOLF(1892) (72) y ha sido ampliamente corroborado por otros investigadores J. HERT (73,74) y M. LISKOVA (75,76).

2.2. Estudio morfológico

El planteamiento de este capítulo de la experimentación consiste en un control y seguimiento morfológico, tanto radiográfico como histológico, de la evolución biomecánica del callo fracturario.

El análisis radiográfico de los diferentes especímenes se ha basado en dos criterios:

- La evolución del callo perióstico.
- El estudio de la continuidad cortical.

Ninguno de los dos criterios ha permitido establecer diferencias cualitativas importantes entre las cuatro series.

De esta forma, el aumento gradual en la carga de rotura de las distintas probetas, señalada en el estudio biomecánico, no presenta correlación con la presencia de callo perióstico. Sin embargo, tampoco se ha encontrado correlación entre la continuidad cortical radiográfica y valores elevados de dichas cargas de rotura. Es por ello por lo que no se evalúan los hallazgos radiográficos siendo de mayor importancia los resultados obtenidos mediante ensayos biomecánicos y con captador de fuerzas.

El estudio histológico tampoco ha mostrado diferencias entre las series:

A las 4.5 semanas se aprecia un exuberante callo perióstico con un incipiente callo endóstico, encontrando asimismo multitud de vasos neoformados.

A las 6 semanas se evidencia más claramente la presencia del callo endóstico. El gap fracturario se rellena de tejido óseo, aún sin organizar, pero en continuidad con las corticales adyacentes.

Finalmente a las 7.5 semanas se aprecia la continuidad cortical, constatándose una reabsorción del callo endóstico y perióstico.

El estudio morfológico muestra una ausencia de correlación entre las imágenes radiográficas y las características halladas mediante los ensayos a tracción. Las imágenes histológicas de los distintos especímenes corresponden a períodos de consolidación avanzados, siendo semejantes en especímenes con los mismos tiempos de evolución, no mostrando correlación con el sistema de

inmovilización al que habían sido sometidos.

2.3. Monitorización "in vivo"

Los registros obtenidos en los diferentes animales han sido realizados en intervalos de una semana. Dichos registros muestran la aparición de deformaciones importantes en el período postoperatorio inmediato y durante los primeros 15 días. La magnitud de dichas deformaciones disminuye de forma drástica en el registro correspondiente a la 3ª semana de evolución postoperatoria (Figura nº 8).

Si asignamos un valor del 100% a la deformación máxima registrada en un animal, obtenemos porcentualmente la evolución en la transmisión de cargas

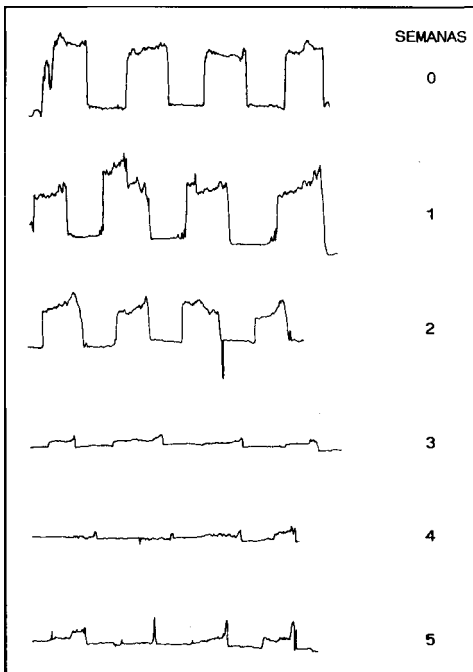


Figura 8: Evolución temporal de los registros obtenidos, mediante captador de fuerzas, en un animal.

por las barras de estabilización en el proceso de reparación. Por tanto, los porcentajes de carga transmitidos a través del callo fracturario serán complementarios. La representación gráfica de estos datos aparece en la figura 9, en la que se observa un rápido incremento en la transmisión de las cargas axiales a través del callo fracturario entre la 2ª y 3ª semana de evolución.

Si se relaciona el porcentaje de carga axial aplicada y el tiempo postoperatorio transcurrido con el estadio de reparación ósea, modelado teóricamente mediante el método de elementos finitos, se obtiene la relación entre el módulo elástico de los distintos callos y el tiempo postoperatorio transcurrido. En la figura 10 se aprecia un aumento brusco en los valores del módulo elástico en torno a los 30 días de evolución.

De las experiencias con el captador cabe resaltar:

1. El porcentaje de carga aplicado que soporta el fijador externo es importante, tan sólo, en etapas iniciales de la consolidación.

2. En el conejo, transcurridas 2 ó 3 semanas de la intervención se produce una transferencia en la transmisión de cargas desde el fijador externo al callo de fractura. Dicha transferencia en la transmisión es debida a la variación en las características elásticas del callo.

3. No es necesario alcanzar valores próximos al módulo elástico del hueso sano para que se produzca dicha transmisión de cargas. De hecho, con valores correspondientes a una centésima parte ($E=100N/mm^2$) la transmisión de

carga alcanza valores del 85.5% del total de la carga aplicada.

En nuestras experiencias se aprecia cómo el módulo elástico alcanza los valores del hueso sano en un intervalo de tiempo muy reducido, situado entre los 22 y 32 días del postoperatorio. J. KENWRIGHT en 1985 (59) realiza una monitorización "in vivo" de la evolución del callo fracturario en ovejas a las que practica una osteotomía de 3 mm de gap. Inmoviliza dichas fracturas mediante 2 sistemas de fijación, uno rígido y el otro elástico, estudiando el incremento que se produce en la rigidez del callo al utilizar los distintos sistemas. El autor concluye una igualdad de comportamiento hasta la 8ª ó 10ª semana de evolución y a partir de este momento aparece un aumento en la

rigidez del sistema en el que se ha practicado un estímulo mecánico. Es evidente en este caso la no coincidencia de los resultados presentados por este autor y los nuestros, siendo particularmente difícil de explicar el porqué tras 10 semanas de inmovilización con los dos sistemas y en que probablemente la fractura está consolidada desde una perspectiva clínica, aparecen dichas diferencias. En nuestra opinión la diferencia que empieza a apreciarse en estas etapas finales, correspondientes a la remodelación ósea, serían debidas al ya conocido "stress protection effect" que, tal como señala TERJESEN (50), aparece en las fracturas inmovilizadas mediante sistemas de fijación externa, aunque en menor escala que las inmovilizadas mediante placas de fijación interna. De esta forma el mejor comporta-

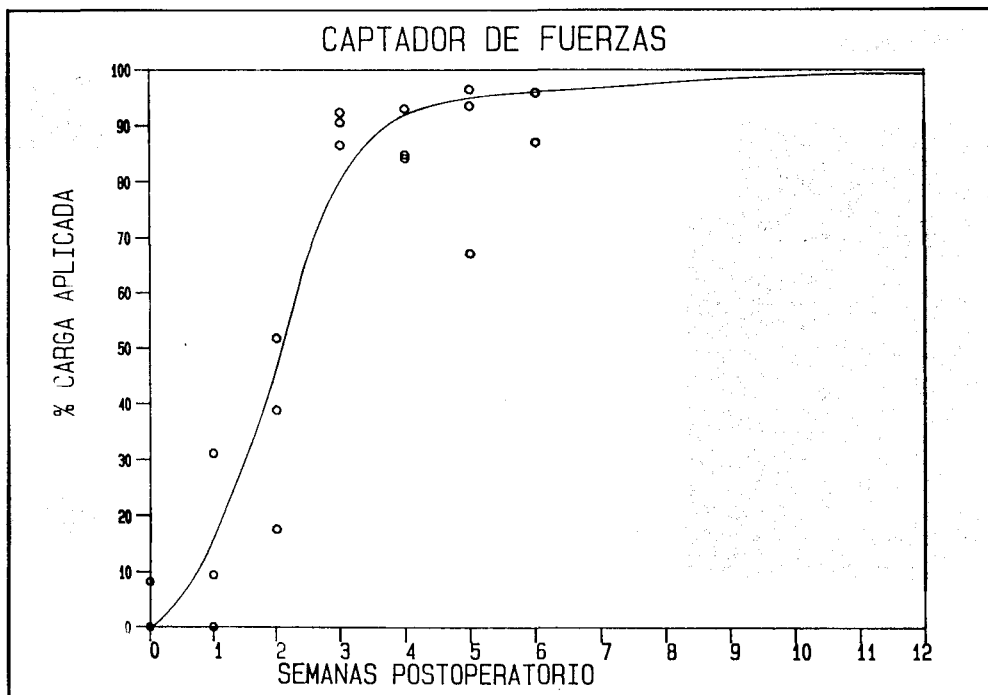


Figura 9: Transmisión de cargas axiales a través del callo de fractura (%) durante el período postoperatorio.

miento mostrado por el sistema elástico en esta etapa de consolidación no sería debido a la capacidad del sistema para permitir la entrada en carga del callo sino al mayor debilitamiento óseo propiciado por un sistema rígido.

El segundo aspecto interesante recogido en esta valoración, mediante el captador de fuerzas, es el momento en que el callo de fractura asume la carga axial y la forma en que esta capacidad aumenta en un muy breve espacio de tiempo. F. BURNY (23, 24, 25, 30) mide la deformación de la barra de fijación como índice de la consolidación de la fractura, considerando que dicha deformación disminuye proporcionalmente a la evolución del callo. Distingue tres períodos en la evolución normal del callo de fractura en un hueso humano:

1° Observa un aumento de la movilidad durante las tres primeras semanas de evolución debido a la reabsorción ósea y necrosis de los fragmentos óseos a nivel del foco de fractura, ello supone una disminución temporal de la estabilidad interfragmentaria.

2° El aumento progresivo de la estabilidad provoca una disminución equivalente de la deformación.

3° Debido a las características propias del sistema, la deformación permanece constante cuando las propiedades mecánicas del callo alcanzan un 50% de las correspondientes al hueso sano.

La primera diferencia observada respecto a nuestros resultados se halla en el primer período de consolidación

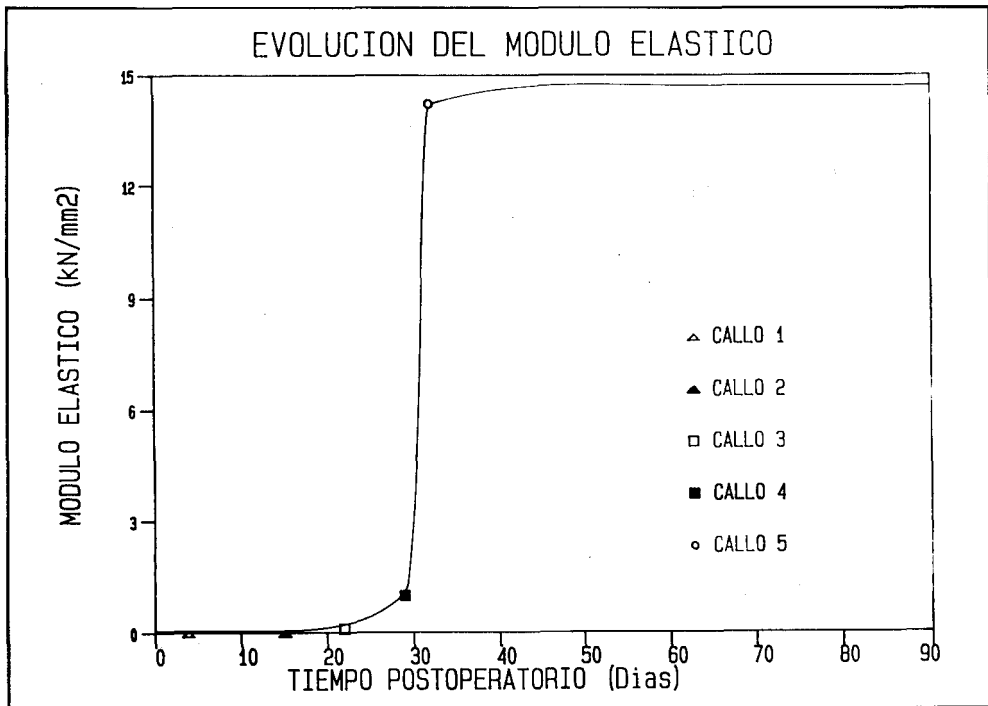


Figura 10: Evolución del módulo elástico en el callo del conejo durante el proceso de reparación.

debido a que en nuestra serie experimental se ha practicado una osteotomía de 1 mm. Con ello, la mayor deformación no aparece cuando existe necrosis de los extremos óseos sino en el período postoperatorio inmediato. En nuestra serie se estabiliza la deformación entre los 28 y 30 días de evolución postoperatoria en que las cargas de rotura corresponden únicamente a porcentajes del 20-30 por cien del hueso sano. Estos valores son inferiores a los señalados por Burny. La discrepancia de resultados es debida posiblemente al carácter semicuantitativo atribuido a nuestros resultados, debido a lo críticas que han sido las deformaciones registradas en las barras de estabilización de los conejos. En cualquier caso, estos resultados corroboran la hipótesis planteada en relación a que cuando el callo posee unas características mecánicas muy incipientes entra en carga durante la marcha normal del animal.

Estudios de similares características realizados por NISHIMUEA(57) y por CUNNINGHAM (21) muestran curvas hiperbólicas en las que se registra la evolución de la rigidez del callo y en las que, aunque obtenidas en fijadores externos implantados en tibias humanas, poseen características comunes con las evidenciadas mediante el estudio en tibias de conejo:

a. Disminución brusca de la deformación en las barras de estabilización en períodos de consolidación muy incipientes.

b. Estabilización de los niveles de deformación cuando las características elásticas del callo son muy inferiores a las correspondientes al hueso sano.

c. Posibilidad de detección precoz de las alteraciones en la evolución normal del callo de fractura.

Finalmente y gracias al estudio teórico mediante el método de los elementos finitos se ha calculado el módulo elástico correspondiente a cada porcentaje de transmisión de cargas, obteniendo resultados similares a los referidos por G.S. BEAUPRE en 1983 (63). Este autor señala que con valores ínfimos del módulo elástico se transmite a través del callo de fractura un porcentaje del 95% de la carga aplicada al sistema hueso-fijador externo. El 5% restante de la carga se transmite a través de las agujas y barras de fijación. En nuestras experiencias observamos como estos niveles de transmisión tan importantes aparecen transcurridos únicamente 2 ó 3 semanas del período postoperatorio.

La aproximación cualitativa y teórica realizada por CHAO (65) está plenamente de acuerdo con los resultados experimentales que se presentan en este apartado. En cualquier caso y aunque el autor no señala los períodos de tiempo en los que el callo asume valores de transmisión de carga importantes, parece que se sitúan en fases de consolidación más avanzadas que los señalados en este trabajo.

Como se evidencia por los resultados presentados, la distinción entre fijación externa rígida y elástica posee interés únicamente durante el período precoz de la consolidación de las fracturas. En esta etapa la movilidad excesiva a nivel del foco de fractura, propiciada por el sistema elástico, puede provocar lesiones en el sistema de neovascularización

que acontece en el proceso de reparación y, por tanto, alterar el curso habitual de la consolidación. Al adquirir el callo características elásticas muy incipientes dicha distinción entre sistemas de fijación rígida y elástica carece de relevancia.

Conclusiones

Debido a que el objetivo básico de este trabajo es averiguar si existen diferencias entre los sistemas de fijación externa "rígidos" y "elásticos", las conclusiones elaboradas giran en torno a esta pregunta y tales conclusiones son:

I. Carece de sentido la distinción entre sistemas de fijación externa rígidos y elásticos, ya que la evolución del callo de fractura ocasiona que en las primeras fases de la consolidación (2^a-3^a semana en los conejos) sea este callo el que asuma la transmisión de las cargas aplicadas al conjunto hueso-fijador externo. Por ello, con independencia de la rigidez del sistema aplicado, el nivel de cargas soportado por el callo de fractura será idéntico en ambos sistemas, siempre que las cargas a las que se ve sometido el sistema sean comparables entre sí.

II. De la anterior conclusión se deduce la escasa consistencia del concepto de "dinamización" de los montajes del fijador externo. Es evidente que la protección del callo en sus fases iniciales, propiciada por un montaje no dinamizado, favorece una evolución normal del mismo. De acuerdo con los resultados obtenidos en este trabajo la dinamización del sistema de fijación, en presencia de un callo de estas características, tiene una repercusión mecánica

sobre el callo idéntica a la no dinamización del mismo. Ello es debido, como se ha señalado con anterioridad, a que en estas condiciones la transmisión de cargas a través del callo fracturario alcanza valores muy próximos, con independencia de la dinamización del montaje.

III. Se muestra imprescindible un período inicial en el que se proteja al callo de los micromovimientos que lesionarían la neovascularización indispensable para la correcta evolución de la consolidación ósea.

IV. La combinación de las anteriores proposiciones implica la concepción de un sistema de fijación que asegure una correcta inmovilización en las fases iniciales de la reparación ósea y que, sin variar su configuración, suponga una asunción progresiva de las cargas por el callo.

V. Asimismo, aparecen unas interesantes implicaciones clínicas como resultado de este trabajo:

1. La posibilidad de predecir, mediante modelación teórica, el comportamiento de una configuración dada del fijador en un paciente determinado.

2. La necesidad de una rigidez inicial del montaje que asegure la ausencia de movimientos anormales en el callo.

3. El control de una correcta evolución de los mecanismos de reparación ósea, mediante un sistema de monitorización, extrínseco al paciente y no agresivo.

4. La capacidad para localizar temporalmente el estadio de reparación en que se encuentra la fractura ósea y, de

esta forma, orientar al cirujano sobre la terapéutica a seguir y sobre el momento óptimo para retirar el fijador externo.

5. La entrada en carga del callo de fractura sin modificar las características del fijador externo. Ello supone que el paciente puede empezar a apoyar el miembro fracturado, sin modificar la rigidez del sistema, en el momento en que se considere (mediante pruebas clínicas, radiográficas, de monitorización, etc.) que la evolución del callo permitirá una transmisión adecuada de cargas sin aparecer movimientos lesivos para dicho callo.

En cualquier caso, el conjunto de conclusiones enunciadas derivan de un hecho común: el papel básico desempeñado por la evolución del callo de fractura. La presencia de un callo con unas mínimas características elásticas (menos de una centésima parte de los valores correspondientes al hueso sano) origina un cambio drástico en el patrón de transmisión de cargas en el conjunto hueso-fijador externo. De unas condiciones iniciales en la que el fijador es el que soporta la totalidad de la carga aplicada se pasa a una situación en la que el callo es el que asume esta función.

Bibliografía

1. KEMPF, I.: La fixation d'une fracture doit-elle être rigide ou élastique?. Introduction. Rev. Chir. Orthop., 1983, 69 (5):337.
2. MEYRUEIS, J.P.; VIALLA, J.M.; LE SAINT, B. y CALLEO, A.: La fixation des foyers de fracture doit-elle être rigide? Rev. Chir. Orthop. (Suppl II), 1981, 67:78.
3. MOYEN, B. y COMTET, J.J.: Rappel des différents modes de consolidation des fractures vus sous l'angle biomécanique: I. Consolidation des fractures des os longs. Aspects biologiques. Rev. Chir. Orthop., 1983, 69 (5):341.
4. UHTHOFF, H.K. y FINNEGAN, M.A.: L'influence du degré de la rigidité sur la mobilité interfragmentaire et la déformation osseuse. Rev. Chir. Orthop., 1983, 69 (5):346.
5. WHITE III, A.A.: Fracture treatment, The still unsolved problem. Clin. Orthop., 1975, 106:279.
6. HOFFMANN, R.: Ostéosynthèse "à minime" par tuteur externe transcutané. Rev. Med. Suisse, 1941,4:216.
7. HOFFMANN, R.: Percutane Frakturbehandlung. Der Chirurg., 1941, 13 (4):101.
8. HOFFMANN, R.: Ostéotaxis, ostéosynthèse externe par fiches et rotules. Acta Chir. Sacand., 1954,107:72.
9. HOFFMANN, R.: Enclouage médullaire et "ostéotaxis". Lyon Chir., 1955, 50:309.
10. ADREY, J.: Le fixateur externe d'Hoffmann couplé en cadre. Etude biomécanique dans les fractures de jambe. Thèse. Montpellier. Ed. Gead. 1970.
11. VIDAL, J.: Notre expérience du fixateur externe d'Hoffmann. A propos de 46 observations. Les indications de son emploi. Montpellier Chir., 1968,14:451.
12. VIDAL, J.; ALLIEU, Y.; JAMME, M. et POUS, J.G.: Augmentation de l'efficacité de l'ostéotaxis d'Hoffmann par l'utilisation de fixateurs couplés "en cadre". Rev. Chir. Orthop., 1970, 56:283.

13. VIDAL, J.; RABISCHONG, P.; BONNEL, F. et ADREY, J.: Etude biomécanique du fixateur externe d'Hoffmann dans les fractures de jambe. *Montpellier Chir.*, 1970,16 (1):43.
14. VIDAL, J.; BUSCAYRET, Ch.; CONNES, H.; PARAN, M. et ALLIEU, Y.: Traitement des fractures ouvertes de jambe par le fixateur externe en double cadre. *Rev. Chir. Orthop.*, 1976, 62:433.
15. VIDAL, J.; ANDRIANNE, Y.; BURNY, P.; HELLINGER, J.; MARSHALL, S.; ORST, G.; RODARECK, C. et RUTT, A.: Complications du fixateur externe. 9^{és} Journées Internationales sur le Fixateur Externe d'Hoffmann. Extrait du n° 1516 de Médecine et Hygiène, 1983, 25.
16. VIDAL, J.; ADREY, J.; CONNES, H.; BUSCAYRET, Ch.; MELKA, J.; et ORST, G.: Fixation externe: á la recherche de lameilleurestabilité. Après 17 ans d'expérience. *Rev. Chir. Orthop.*, 1983, 69(5):372.
17. VIDAL, J.; BUSCAYRET, Ch.; CONNES, H.; MELKA, J.; et ORST, G.: Guidelines for treatment of open fractures and infectede pseudoarthrosis by external fixation. *Clin. Orthop.*, 1983, 180:83.
18. VIDAL, J.; NAKACH, G. y ORST, G.: Newbiomechanical study of Hoffmann external fixation. *Orthopedics*, 1984, 7 (4):653.
19. VIDAL, J.; ORST, G.; MELKA, J.; CONNES, H. y BUSCAYRET, Ch.: Tratamiento de las fracturas abiertas y pseudoartrosis infectadas diafisarias de la pierna. En: *Fracturas diafisarias: su actualización*, pp:505, Fundación MAPFRE, Madrid, 1984.
20. BOURGOIS, R. y BURNY, F.: Measurement of stiffness of fracture callus "in vivo". A theoretical study. *J. Biomech.*, 1972, 5(1):85.
21. BURNY, F. y BOURGOIS, R.: Etude théorique de l'ostéotaxis. In *La fixation externe en Chirurgie*, Imp. Médicale et Scientifique, Bruxelles. 1965:109.
22. BURNY, F. y BOURGOIS, R.: Etude biomécanique du fixateur externe d'Hoffmann. *Acta Orthop. Belg.*, 1972, 38(3):265.
23. BURNY, F.: Biomechaniquedelaconsolidation des fractures. Mesure de la rigidité du cal "in vivo". Etude théorique, expérimentale et clinique. Application á la théorie de l'ostéosynthèse. These d'Agregation. Université Libre de Bruxelles. 1976.
24. BURNY, F.; BOURGOIS, R.; DONKERWOLCKE, M. y ANDRIANNE, Y.: Biomécanique de l'ostéotaxis. In *Giornate Italiane del Fissatore Esterno* (Ed. Ricciardi, L.),1979:63.
25. BURNY, F.; EL BAÑA, S.; EVRARD, E.; VAN DER GHINST, M.; DE GEETER, L.; PEETERS, M.; VERDONCK, P. y DESMET, C.: Traitement des fractures simples du tibia par ostéotaxis. *Acta Orthop. Belg.*, 1979,45(1):33.
26. BURNY, P.; BOURGOIS, R.; DONKERWOLCKE, M.: The elastic fixation of fractures. In *Current Concepts of Internal Fixation of Fractures* (Ed. Uthoff, H.K.). Springer-Verlag, Berlin, 1980:430.
27. BURNY, F.; BOURGOIS, R.; DONKERWOLCKE, M.: Elastic external fixation: A biomechanical study of half frame. In *Concepts in External Fixa-*

- tion (Ed. Seligson, D. y Pope. M.H.) Gruñe & Stratton Inc., New York, 1982:67.
28. BURNY, F.: Biomechanics of external fixation: A general review. 9^{és} Journées Médecine et Hygiène, 1983. 5 mai:6.
 29. BURNY, F.: La fixation externe élastique. Rev. Chir. Orthop., 1983, 69(5):376.
 30. BURNY, P.; DONKERWOLCKE, M.; BOURGOIS, R.; DOMB, M. y SARIC, O: Twenty years experience in fracture healing measurement with strain gauges. Orthopedics, 1984,7(12):1823.
 31. LAZO, J.; AGUILAR, P.; MOZO, P.; GONZALEZ, R.; BAQUERIZO, A. y LAZO, JM.: Biocompresión. Un principio diferente en el tratamiento de las fracturas. Rev. Ortop. Traum., 1980, 24 IB (1):1.
 32. LAZO, J.; MOZO, P.; MUELA, R.; MARTINEZ, E. y LAZO, JM.: Fijadores externos de biocompresión. Fundamentos y experiencia clínica. En Fracturas diafisarias: su actualización. Fundación MAPFRE, Madrid, 1984:525.
 33. LAZO, JM.; PRADILLA, P.; CARPIÓ, J.; CORTES, A.; GARCIA, D.; GARCIA, JM. y MOROTE, J.: Nuestra experiencia en el tratamiento de las fracturas diafisarias de tibia con el fijador externo de biocompresión. Rev. Ortop. Traum., 1985,29 IB (5):541.
 34. LAZO-ZBIKOWSKI, J.; AGUILAR, F.; MOZO, F.; GONZALEZ-BUENDIA, R.: Biocompresión external fixation. Sliding external osteosynthesis. Clin. Orthop., 1986, 206:169.
 35. BRIOT, B: Rappel des particularités de la consolidation des fractures traitées par les méthodes orthopédiques. Rev. Chir. Orthop., 1983, 69(5):344.
 36. BRIOT, B: Cas particulier de l'enclouage de Ender. Rev. Chir. Orthop., 1983, 69(5):366.
 37. BRUG, E.; KLEIN, W. y GRUNERT, J.: Die Behandlung der offenen Frakturen mit dem Fixateur externe center Berücksichtigung der dynamischaxilen Fixation "Orthofix". Der Chirurg., 1987, 58(11):699.
 38. DE BASTIANI, G.; ALDEGHERI, R.; BRIVIO, RL. y BENUSSI, F.: Requisiti biomeccanici della fissazione esterna. In Giornate Italiane del Fissatore Esterno. Venezia. 1979:147.
 39. DE BASTIANI, G.; ALDEGHERI, R. y BRIVIO, RL.: The treatment of fractures with a dynamic axial fixator. J. Bone Joint Surg., 1984, 66-B (4):538.
 40. DE BASTIANI, G.; ALDEGHERI, R. y BRIVIO, RL.: Dynamic axial fixation: A rational alternative for the external fixation fractures. Int. Orthop., 1986,10:95.
 41. HONTZSCK, D. und WELLER, S.: Die Dynamisierung des Fixateur externe. Aktuel Traumatol., 1987,17:86.
 42. MEYRUEIS, JP.: Dynamisation du fixateur externe. Rev. Chir. Orthop., 1983,69(5):375.
 43. TENCER, AF.; CLAUDI, B.; PEARCE, S.; BUCHOLZ, RW. y JOHNSON, KD.: Development of a variable stiffness external fixation system for stabilization of segmental defects of the tibia. J. Orthop. Research, 1984, 1(4):395.
 44. LANYON, LE. y SAMITH, RN.: Bone strain in the tibia during normal quadrupedal locomotion. Acta Orthop. Scand., 1970,41:238.
 45. LANYON, LE.; HAMPSON, WGJ.; GOODSHIP, AE. y SHAH, JS.: Bone deformation recorded in vivo from

- strain gauges attached to the human tibial shaft. *Acta Orthop. Scand.*, 1975, 46:256.
46. LANYON, LE. y BAGGOTT, DG.: Mechanical function as an influence on the structure and form of bone. *J. Bone Joint Surg.*, 1976, 58-B (4):436.
 47. LANYON, LE.; O'CONNOR, JA. y GOODSHIP, AE.: The importance of physiological relevance in biomechanical experimentes. *J. Biomech.*, 1977, 10:611.
 48. LANYON, LE. y RUBIN, CT.: Static vs. dynamic loads as an influence on bone remodelling. *J. Biomech.*, 1984, 17(12):897.
 49. WHITE III, A.A; PANJABI, M.M. y SOUTHWICK, W.O.: "Effects of compression and cyclical loading on fracture healing. A quantitative biomechanical study". *J. Biomech.*, 1977,10 (4):233.
 50. TERJESEN, T. y BENUM, P.: Stress protection after external fixation on the intact rabbit tibia. *Acta Orthop. Scand.*, 1983, 54:648.
 51. TERJESEN, T. y BENUM, P.: In vitro effects of external fixation on intact and osteotomized tibiae. *Abiomechanical study. Acta Orthop. Scand.*, 1983, 54:212.
 52. TERJESEN, T.: Bone healing after metal plate fixation and external fixation of the osteotomized rabbit tibia. *Acta Orthop. Scand.*, 1984, 55(1):69.
 53. TERJESEN, T.: Healing of rabbit tibial fractures using external fixation. Effects of removal of the fixation device. *Acta Orthop. Scand.*, 1984, 55(2):192.
 54. TERJESEN, T. y JOHNSON, E.: Effects of fixation stiffness on fracture healing. External fixation of tibial osteotomy in the rabbit. *Acta Orthop. Scand.*, 1986, 57:146.
 55. TERJESEN, T. y SVENNINGSSEN.S.: The effects of function and fixation stiffness on experimental bone healing. *Acta Orthop. Scand.*, 1988, 59(6):712.
 56. KAPLAN, SJ.; HAYES, WC.; MUDAN, P.; LELLI, JL. y WHITE, AA.: Monitoring the healing of a tibial osteotomy in the rabbit treated with external fixation. *J. Orthop. Research*, 1985, 3:325.
 57. NISHIMURA, N.: Serial strain gauge measurement of bone healing in Hoffmann external fixation. *Orthopedics*, 1984, 7(4):677.
 58. EVANS, M.; GWILLIM, J.; HARRIS, D. y TANNER, KE.: The monitoring fracture stiffness with external fixation. In *Biomechanical Measurement in Orthopaedic Practice* (Ed. Whittle, M. y Harris, D.), Claredon Press, Oxford, 1985:29.
 59. KENWRIGHT, J.: Biomechanical measurement of fracture repair. In *Biomechanical Measurement in Orthopaedic Practice* (Ed. Whittle, M. y Harris, D.) Claredon Press, Oxford, 1985:1.
 60. KENWRIGHT, J.; GOODSHIP, AE.; KELLY, DJ.; NEWMAN, JH.; HARRIS, JD.; RICHARDSON, JB.; EVANS, M.; SPRIGGINS, AJ.; BURROUGH, SJ. y ROWLEY, DL: Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. *Lancet*, 1986, 2(Nov. 22):1185.
 61. TANNER, KE.:The "in vivo" rmeasurement of fracture movement. In *Biomechanical Measurement in Orthopae-*

- die Practice (Ed. Whittle, M. y Harris, D.), Claredon Press, Oxford, 1985:44.
62. CUNNINGHAM, JL.; EVANS, M.; HARRIS, JD. y KEN WRIGHT, J.: The measurement of stiffness of fractures treated with external fixation., *Engineering in Medicine*, 1987, 16(4):229.
 63. BEAUPRE, GS.; HAYES, WC.; JOFE, MH. y WHITE III, AA.: Monitoring fracture site properties with external fixation. *J. Biomech. Eng.*, 1983, 105(2):120.
 64. VERA, P.; HOYOS, JV.; FORRIOL, F. y NIETO, J.: Principios biomecánicos de la fijación externa. Diseño de un fijador externo funcional para tibia. *Rev. Ortop. Traum.*, 1986, 30-B(6):667.
 65. CHAO, EYS.; ARO, HT.; LEWALLEN, DG. y KELLY, PJ.: The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. *Clin. Orthop.*, 1989, 241:24.
 66. WU, JJ.; SHYR, HS.; CHAO, EYS. y KELLY, PJ.: Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. *J. Bone Joint Surg.*, 1984, 66-A(8):1258.
 67. WILLIAMS, EA.; RAND, JA.; AN, KN.; CHAO, EYS. Y KELLY, PJ.: The early healing of tibial osteotomies stabilized by one-plane or two-plane external fixation. *J. Bone Joint Surg.*, 1987, 69-A(3):355.
 68. PANJABI, MM.; WHITE III, AA. y SOUTHWICK, WO.: Temporal changes in the physical properties of healing fractures in rabbits. *J. Biomech.*, 1977, 10(11/12):689.
 69. PANJABI, MM.; WHITE III, AA. y WOLF Jr., JW. : A biomechanical comparison of the effects of constant and cyclic compression on fracture healing in rabbit long bones. *Acta Orthop. Scand.*, 1979, 50(6):653.
 70. PANJABI, MM.; WHITE III, AA. y WOLF Jr., JW. : A biomechanical comparison of flexible and rigid fracture fixation. In *Current Concepts of Internal Fixation* (Ed. Unthoff, HK.), Springer-Verlag, Berlin, 1980:324.
 71. WOLF Jr., JW.; WHITE , AA.; PANJABI, MM.; y SOUTHWICK, WO.: Comparison of cyclic loading versus constant compression in the treatment of long-bone fractures in rabbits. *J. Bone Joint Surg.*, 1981, 63-A(5):805.
 72. WOLF, J.: The law of bone remodeling. Springer-Verlag, Berlin, 1986. Original german edition: *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald Ed., Berlin, August 1982.
 73. HERT, J.; LISKOVA, M. y LANDA, J.: Reaction of bone to mechanical stimuli. Part 1. Continuous and intermittent loading of tibia in rabbit. *Folia Morphologica*, 1971, 19(3):290.
 74. HERT, J.; PRIBYLOVA, E. y LISKOVA, M.: Reaction of bone to mechanical stimuli. Part. 3. Microstructure of compact bone of rabbit tibia after intermittent loading. *Acta Anat.*, 1972, 82:218.
 75. LISKOVA, M. y HERT, J.: Reaction of bone to mechanical stimuli. Part. 2. Periosteal and endosteal reaction of tibial diaphysis in rabbit to intermittent loading. *Folia Morphol.*, 1971, 19(3):301.
 76. LISKOVA, M. y UHTHOFF, HK.: Radiologic and histologic determination of the optimal time for the removal of titanium alloy plates in beagle dogs. Results of early removal. In *Current Concepts of Internal Fixation of Fractures* (Ed. Uthoff, HK.), Springer-Verlag, Berlin, 1980.