

11245  
59  
24

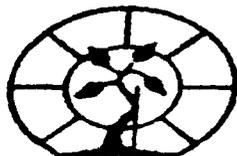


**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**

**INSTITUTO NACIONAL DE ORTOPEDIA**

**ESTUDIO MECANICO COMPARATIVO  
DE FIJADORES EXTERNOS**

**TESIS PROFESIONAL**  
QUE PARA OBTENER EL TITULO DE  
LA ESPECIALIDAD DE  
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA  
**P R E S E N T A**  
**DR. GABRIEL ZAPATA MARTINEZ**



MEXICO, D. F.

**TESIS CON  
FALLA EN ORIGEN**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



**DR. ANTONIO LEON PEREZ**

**SUBDIRECTOR DE INVESTIGACION Y ENSEÑANZA**



**DR. SAUL RENAN LEON HERNANDEZ**

**JEFE DE ENSEÑANZA MEDICA**



**DR. ALFREDO INARRITU CERVANTES**

**PROFESOR TITULAR DEL CURSO**

**ASESOR DE TESIS**



SECRETARIA DE SALUD  
SUBSECRETARIA DE SERVICIOS DE SALUD  
INSTITUTO NACIONAL DE ORTOPIEDIA  
SUBDIRECCION DE ENSEÑANZA  
E INVESTIGACION

## **DEDICATORIA**

A MI **PADRE** QUE CON SU EJEMPLO DE DEDICACION  
Y FORTALEZA HE LOGRADO CONCLUIR ESTA META Y A QUIEN  
DEDICO ESTE Y TODOS MIS LOGROS EN MI CARRERA DE  
MEDICO .

SIEMPRE TE RECORDARE .

A MI **MADRE** POR SU CARIÑO Y COMPRESION  
Y SER LA PERSONA QUE MAS AMO EN LA VIDA.

## **AGRADECIMIENTO ESPECIAL :**

AL DR. ALFREDO INARRITU ASESOR DE ESTA TESIS Y  
A LOS INGENIEROS LIDIA NUÑEZ Y VICTOR DOMINGUEZ .

A TODAS AQUELLAS PERSONAS QUE DE UNA U  
OTRA FORMA CONTRIBUYERON A LA ELABORACION DE  
ESTA TESIS , A TODOS ELLOS **MIL GRACIAS.**

## **INDICE**

INTRODUCCION	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
ANTECEDENTES HISTORICOS	4
JUSTIFICACION	10
OBJETIVOS	11
HIPOTESIS	12
MATERIAL Y METODO	13
RESULTADOS	25
TABLAS	26
GRAFICAS	30
DISCUSION	36
CONCLUSION	38
BIBLIOGRAFIA	40

## **INTRODUCCION**

Los estudios de biomecánica de los diferentes tipos de fijadores externos dan a conocer por medios cuantitativos las propiedades de cada uno de ellos. Lo que nos obliga a conocer características mecánicas de los distintos modelos mas utilizados las cuales en forma general son la rigidez y la estabilidad.(8)

La fijación externa es un método simple, versátil y efectivo en el tratamiento de la patología ósea que emplea clavos percutáneos para unir el hueso a un montaje externo rigido generalmente de metal o plastico. En un principio fueron utilizados principalmente en la estabilización de fracturas abiertas para mantener los fragmentos óseos y curar ,mientras tanto, los tejidos blandos.(2) En los ultimos años los fijadores externos no solo han comenzado a sustituir otros sistemas de osteosíntesis y que se han introducido también como método de elección en diferentes tratamientos ortopedicos.

Como señalan Behrens y colaboradores; 1986 ;(5) el fijador externo fue ganado adeptos después de una década ,que comenzó al final de los

No resulta sencillo intentar una clasificación de los fijadores externos ya que puede enfocarse de distintas maneras (34) . El fijador externo permite hoy actuar mecánicamente desde formas muy distintas , siguiendo los términos introducidos por Vidal y colaboradores , 1976 , compresión , tracción o neutralización También pueden dividirse según su geometría(Chao 1983)en circulares , uni- laterales o monolaterales , bilaterales en 2 o tres planos. (8,34)

Esta división lleva a otro concepto muy importante en la fijación externa pues según sea la geometría del fijador , los clavos serán transfixiantes o no. Los primeros atraviesan completamente el miembro mientras que los segundos no lo hacen , aunque los clavos perforan ambas corticales.(10,34)

También podemos dividir los fijadores externos, actualmente disponibles, en sistemas permanentes, no modificables y sistemas variables a lo largo del proceso.(14)

## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

Los fijadores externos son aparatos de fijación ósea que tienen indicación en múltiples patologías del sistema musculoesquelético como fracturas abiertas, cerradas, elongaciones óseas, transportación ósea, alineación del eje mecánico, entre otras.

Los modelos de aparatos se han incrementado en un número muy importante en la última década por lo cual es necesario conocer y comprobar las propiedades mecánicas de los más utilizados para poder indicar y optimizar su uso.

## ANTECEDENTES HISTORICOS

Los fijadores externos son aparatos generalmente metálicos que se fijan al hueso a través de alambres de Kirschner, Steinman o tornillos para mantener una inmovilización estable de un segmento del sistema musculoesquelético. Se utilizan dos variedades de fijadores; los transfixivos, que como su nombre lo expresa, el clavo de fijación atraviesa el segmento del miembro de un lado a otro y se sujeta en cada extremo del fijador externo, los modelos de Ilizarov, Alvarez Cambra y Hoffman-Vidal.(2,8,11,17). Los monolaterales son aquellos que solo penetran en una superficie del miembro y al hueso lo incluyen en sus dos corticales(5,26). Se utilizan clavos o tornillos de diámetros variables.

Estos aparatos son utilizados desde el siglo pasado, así en 1840 Jean-Francois Malgaigne utilizó un dispositivo para inmovilizar una fractura de tibia. Dicho dispositivo tenía una punta metálica que se fijaba directamente sobre el fragmento óseo con una abrazadera circunferencial de cuero. También diseñó una garra metálica para unir y mantener fijos de manera percutánea fracturas de rótula. Ambos diseños, sin embargo, daban pobre estabilidad. Albin Lambotte(5) en 1902, construyó dispositivos con clavos metálicos que se fijaban al hueso por una de sus superficies y eran unidos posteriormente por una barra (de aquí su

designación de lineales). En 1911, Lambret utilizó un fijador en forma de cuadro con clavos que atravesaban el hueso de un lado al otro del miembro. Ombredame en 1913 y Chalié en 1917, desarrollaron fijadores que permitían actuar sobre cada fragmento acercándolos dentro de la barra de unión, por medio de un sistema extensible que permitía el deslizamiento del hueso y daba estabilidad a la fractura.

En 1938, Hoffman y Rotules diseñaron sistemas que no solo permitían fijar la fractura, sino además modificar la posición de los diferentes fragmentos óseos. Los fijadores externos decayeron en su uso entre los años 30 a 50 lo que conllevó una disminución en su investigación y desarrollo (13).

Un grupo de médicos rusos encabezados por Gabriel Ilizarov, en 1951, comenzó a trabajar con fijadores externos y dio a conocer su investigación demostrando que con la distracción lenta y progresiva a través de un fijador externo, producían formación de hueso indicándose en el tratamiento de muchas patologías que hasta la fecha no habían tenido resultados satisfactorios con otros procedimientos. Por los resultados obtenidos se iniciaron una gran cantidad de investigaciones con estos sistemas y su utilización por muchos grupos médicos en forma rutinaria, trajo como consecuencia el desarrollo de múltiples modelos y el cambio del concepto como medio de fijación temporal al definitivo (17,18,19).

Chao(8) y colaboradores realizaron estudios de fatiga y de carga estática del fijador externo unilateral Orthofix. Este fijador ofrece alta rigidez a las cargas de flexión siendo esta mayor a la que presenta el fijador Hoffman-Vidal. Así mismo, su resistencia a las cargas de torsión es también elevada. Ilizarov estudio el comportamiento mecánico de su fijador externo, el cual es relativamente flexible en la perpendicular a los alambres. Su montaje depende la patología a tratar. Paley y colaboradores obtuvieron en su análisis biomecánica que todos los montajes del fijador de Ilizarov fueron menos rígidos que la mayoría de los fijadores monopolares, pero resultaron muy similares a los fijadores bipolares cuando se sometieron a flexión anteroposterior, lateral y torsión. El fijador de Ilizarov provee dinamización axial, sin comprometer la rigidez del montaje y la necesidad de mantener fricción.

Siguiendo las ideas de Hoffman(8,20), 1938, algunos autores como Burny, 1972, y Edge y Denham, 1982, se inclinaron por los sistemas monolaterales que con su poca rigidez producían una considerable cantidad de callo óseo. Para Vidal y colaboradores, 1976 este sistema resultaba débil para estabilizar una fractura por lo que con diferentes autores (Karlström y colaboradores, 1975; Hierholzer y colaboradores, 1978, Edwards y colaboradores, 1979) promovieron la utilización de fijadores transfixantes en uno o 2 planos. Ambos sistemas conseguían

curar las fracturas si bien , hay que decirlo , con muchas limitaciones e inconvenientes.

En los últimos años ha proliferado el fijador de Verona, conocido también como de De Bastiani u "Orthofix", es un fijador monolateral dinámico axial de una aleación de aluminio con recubrimiento para mejorar su resistencia y conseguir un aislamiento eléctrico . Los tornillos y el sistema de acoplamiento barra-mordazas en acero. El sistema es lineal de tal manera que los tornillos se alojan en el mismo eje que el cuerpo del aparato . El fijador externo de De Bastiani ,supuso la confirmación de las posibilidades de los fijadores monolaterales en traumatología y un avance importante en la fijación externa pues resulta un sistema sencillo , cómodo , rígido y no tranfixiante (11).

Otro aspecto debatido en los últimos años , ha sido la pugna entre quienes defendían una fijación externa rígida y otros dinámica o elástica . Al respecto escribía Brooker en 1983, "en el futuro (pienso) que los montajes futuros tendrán una flexibilidad limitada y probablemente serán diseñados para comprimir con la fuerza muscular o con el apoyo permitiendo algún estímulo fisiológico en el foco de la fractura". Desde nuestro punto de vista la fijación externa por su propio montaje nunca llega a ser comparable a un sistema de fijación interna en cuanto a su rigidez. Pero también es cierto , como ya demostró Chao, 1982 , que dentro

de los montajes de un fijador externo hay unos que son mas rígidos que otros.

Cañadell(10) , 1986, publico sus modificaciones realizadas al fijador monolateral de Wagner llegando a dinamizarlo. Fruto de estas ideas y de la colaboración con Jacquet Orthopedie, surgió un fijador externo monolateral de gran versatilidad, MONO-tubo-LC que permite una rigidez o dinamización según el momento de la consolidación, además de efectuar distracción o compresión enlongando o acortando la barra del fijador . Es decir, con un sencillo mecanismo se pueden modificar las condiciones mecánicas del fijador, uniendo de esta forma la capacidad de entonación del fijador externo de Wagner , la versatilidad del fijador diseñado por De Bastiani y se puede simular, gracias a la acción del muelle , la dinamización elástica que efectúa el fijador circular de Ilizarov. El fijador externo Mono-Tubo(8,11,22) fue desarrollado en comparación con el Prof. J. Lazo-Zbikowski y Prof. J. Cañadell. El Mono-Tubo Howmedica incrementa la biocompresión sucesiva con los clavos y "clamps" originales del fijador externo de Hoffmann. El Mono-Tubo por estar pre-ensamblado prevé un método operativo simple para el manejo de fracturas, alargamientos óseos y transportación ósea.

El sistema de fijadores externos "Álvarez Cambras" se desarrollo apartir de los estudios comenzados en el año de 1970 en el Hospital Ortopédico Nacional Docente "Frank País" de la Habana, Cuba. La

disertación fue elaborada durante 8 años de trabajo científico individual , en el desarrollo de un nuevo modelo de fijadores externos.

Durante su desarrollo ha sufrido diversos cambios hasta llegar al que se conoce actualmente que esta formado por semiaros y que le brinda un efecto de compresor , distractor y neutralizador(1,2,3).

## **JUSTIFICACION**

La amplia variedad de fijadores externos que son utilizados en la actualidad y la utilidad de estos en diversas y distintas patologías óseas (fracturas abiertas , fracturas cerradas , enlongaciones óseas, transportación ósea, alineación del eje mecánico) hacen que nos veamos en la necesidad de determinar de una manera cuantitativa cual o cuales de estos distintos modelos de fijadores externos nos brindan mayor o mejores características mecánicas y así poder conocer sus ventajas y desventajas entre cada tipo de fijadores externos.

Las dificultades técnicas en la colocación de los fijadores transfectivos , las molestias en cuanto a la adaptación del paciente a este tipo de fijación , el impedimento de algunos de los modelos de fijadores externos transfectivos relacionados con la rehabilitación o el mantenimiento de los arcos de movilidad de las articulaciones vecinas al segmento óseo fijado son , además , razones para conocer las características mecánicas de los fijadores monolaterales que en los últimos años se ha preferido su uso debido a la facilidad en la aplicación clínica(7).

## **OBJETIVOS**

Conocer y comparar la rigidez de los diferentes fijadores externos a pruebas de compresión axial y torsión de los siguientes fijadores externos transfectivos: Ilizarov y Alvarez-Cambras ; y monolaterales : Orthofix modular y Mono-Tubo con la maquina Universal Instron 4502 (prensa mecánica).

## **HIPOTESIS**

Los fijadores externos monolaterales poseen igual rigidez que los fijadores externos transfectivos .

## **MATERIAL Y METODO**

La investigación que se realizó es del tipo básica , comparativa y experimental.

### **MATERIAL**

Se utilizaron 4 tipos distintos de fijadores externos , 2 del tipo transfectivos , Ilizarov y Alvarez-Cambras, y 2 del tipo monolaterales Mono-tubo(Lazo-Cañadell) de la marca Howmedica y Orthofix en su versión modular.

Todos los montajes se realizaron mediante barras de 30 mm de diámetro y 400 mm de longitud de NYLACERO. Este es un copolimero modificado con lauril-lactama producidos mediante procesos de la tecnología de plásticos de ingeniería. Debido a sus propiedades sobresalientes puede trabajar en condiciones severas de desgaste y soportar ataques químicos sin fallar. Tiene alta resistencia a la tensión y alto modulo de elasticidad, además es resistente a la fragilización y al deterioro tiene una temperatura alta de distorsión térmica y excelente resistencia a la vibración(6).

Los modelos de fijadores externos utilizados fueron los siguientes:

Fijador externo Mono-Tubo marca Howmedica en su modelo mediano "azul" numero de serie 5150-0-020 , que según especificaciones del fabricante esta diseñado para fracturas de tibial . Con clavos APEX autoroscantes de 5 mm de diámetro y de 50 mm de longitud en su parte roscada y 150 mm de longitud en su parte lisa (26).

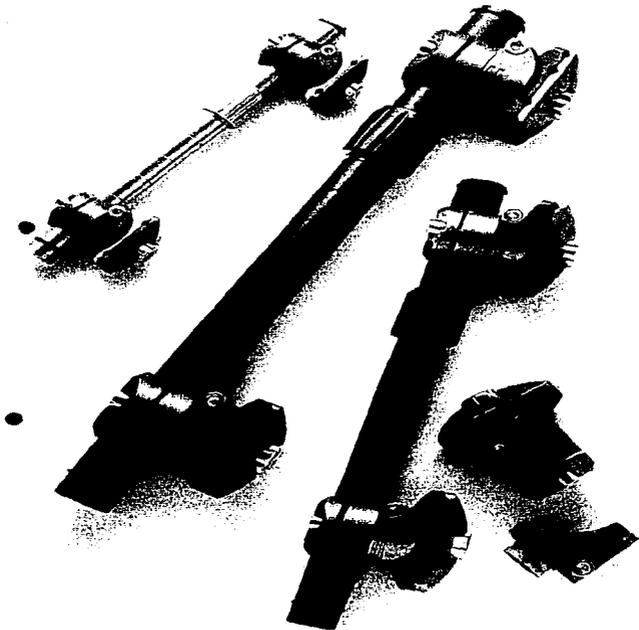
Fijador externo Orthofix en su versión "modular" modelo standard numero de serie 10.000. Con clavos roscados cónicos de 4 mm de diámetro en su parte roscada y 5 mm de diámetro en su parte lisa, con una longitud de 150 mm en su parte lisa y 50 mm de longitud en su parte roscada número se serie 10.102.

Fijador externo Ilizarov circular con 8 clavos Kirschner de 0.062 Y 4 aros para tibia de 130 mm de diámetro.

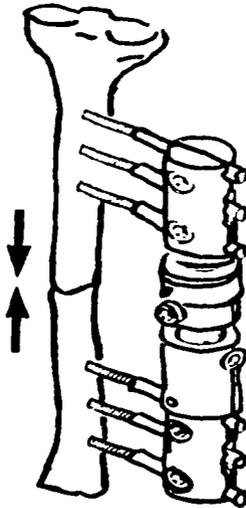
Fijador externo Alvarez Cambras semicircular en su montaje numero 8 con 6 clavos Steinman de 1/8 de pulgada (1,2).

Maquina Universal Instron 4502(prensa mecánica),computadora IBM con el paquete de la maquina Universal para ensayos a carga axial y torsión.

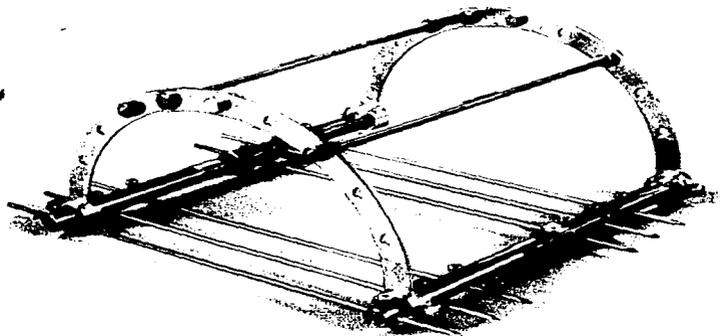
## FIJADOR EXTERNO MONOTUBO



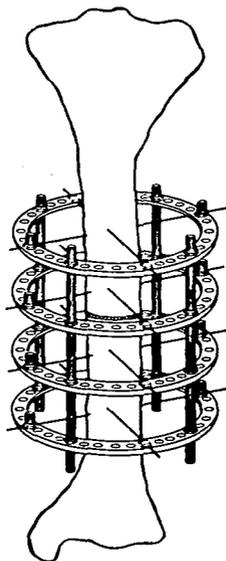
## FIJADOR ORTHOFIX ( MODULAR )



**FIJADOR EXTERNO ALVAREZ CAMBRAS**



## FIJADOR EXTERNO ILIZAROV



## METODO

Se simuló un modelo de osteotomía con las barras de nylacero con 30 mm de separación entre barra y barra y se realizaron los distintos montajes de los 4 diferentes fijadores externos analizados. Las barras de nylacero se fijaban mediante clavos roscados o clavos Kirschner o Steinman a cada fijador según fuera el caso del fijador a examinar. En el caso de los fijadores monolaterales los clavos se colocaban de tal manera que simularan atravesar las dos corticales de un hueso. Las distancias, en el caso de los fijadores monolaterales Orthofix modular y Mono-Tubo, de clavo-clavo fue de 40 mm y 4.5 mm separación nylacero-barra 70 mm, separación clavo-osteotomía 66 mm y 62 mm, respectivamente. Para los fijadores Ilizarov y Alvarez Cambras la separación clavo-clavo fue de 100 y 25 mm, separación clavo-osteotomía de 30 mm y separación nylacero-barra de 65 y 70 mm respectivamente.

Se realizaron tres ensayos para cada tipo de fijador con aplicación de la carga progresiva iniciando en 0 hasta su punto de cedencia en un eje axial y en torsión; entendiéndose por torsión como el torque que se le aplica a un cuerpo fragmentado dividido por la deformación (grados) que este experimenta(6).

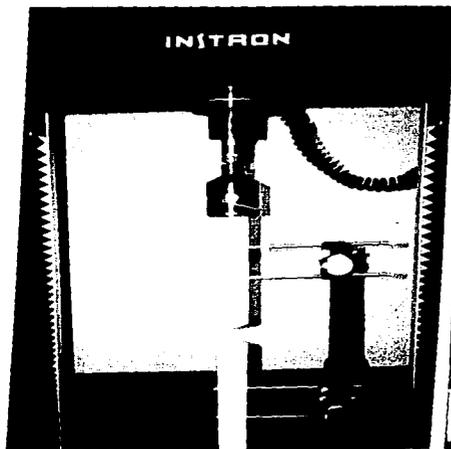
Los registros del análisis estadístico los proporciono el paquete de la máquina universal Instron 4502 por medio su computadora y después se analizaron y se obtuvieron los siguientes valores estadísticos: promedio , desviación standard y "t" de student. La maquina universal Instron proporciono el análisis gráficos de los datos obtenidos de los distintos ensayos mediante gráficas de comportamiento carga-deformacion (carga estática) en los que se registran los valores máximos de carga , la deformación. Además de todo esto se calcularon los valores de carga de cedencia y rigidez. Expresándose los resultados en newton y kilogramos.

Para el registro de los ensayos a torsión se realizaron en el programa de compresión modificado , desplegándose en grados de rotación además de los datos de carga máxima , deformación, par máximo y rigidez.

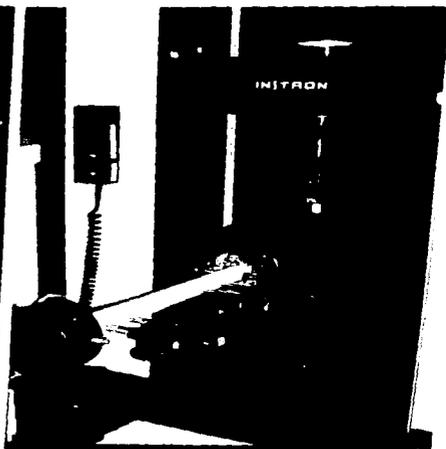
Los datos obtenidos de las tablas estadísticas son proporcionados por el paquete de la maquina Universal fueron, carga máxima, carga de cedencia, desplazamiento máximo en grados, desplazamiento máximo en milímetros y par máximo.

## MONTAJES DEL FIJADOR MONO-TUBO

COMPRESION

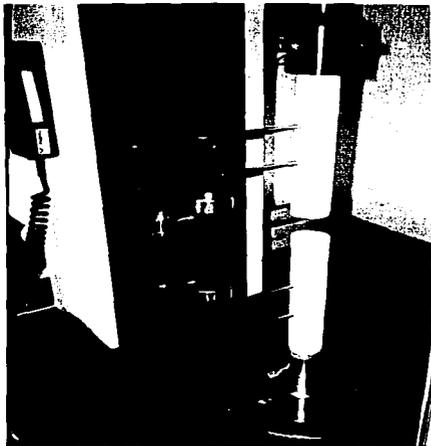


TORSION

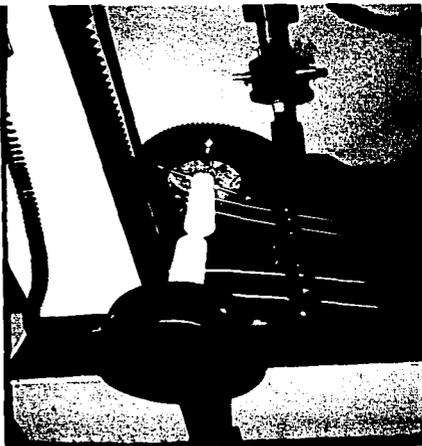


## MONTAJE DEL FIJADOR ORTHOFIX MODULAR

COMPRESION

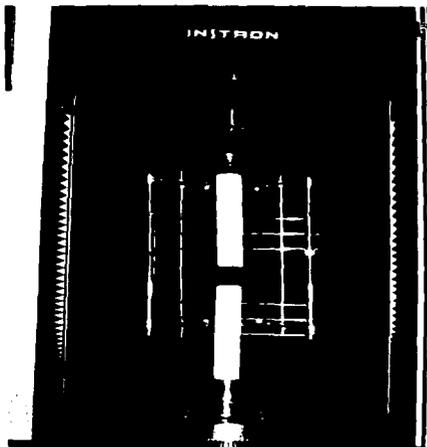


TORSION

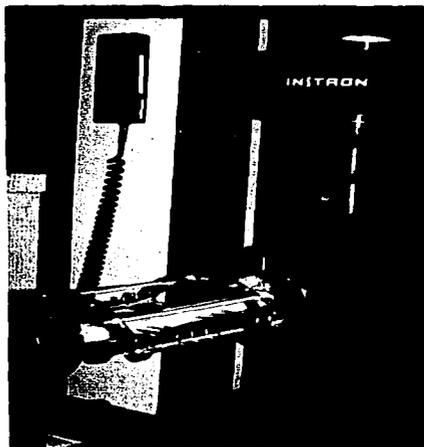


## MONTAJE DEL FIJADOR ALVAREZ CAMBRAS

COMPRESION

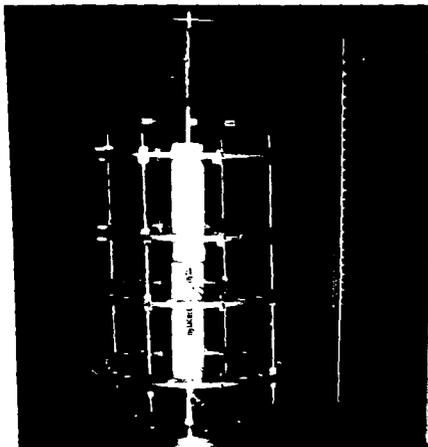


TORSION

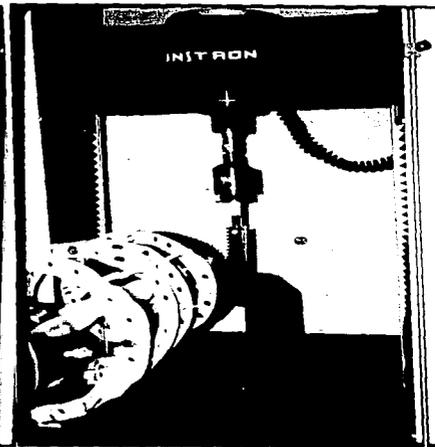


## MONTAJE DEL FIJADOR ILIZAROV

COMPRESION



TORSION



## RESULTADOS

Los resultados obtenidos se observan en las tablas de las pruebas realizadas , carga axial y torsión , donde se registran los resultados de los 3 ensayos realizados para cada fijador. ( Tabla de resultados de la 1 a la 8 ) Para las pruebas de carga axial se analizaron los valores de carga máxima ( N , Kg. ) , carga de cedencia ( N , Kg ) , desplazamiento a carga máxima ( mm ) y rigidez ( N/mm , Kg/mm ).

Para las pruebas de torsión se analizaron los valores de desplazamiento a carga máxima ( mm , grados) , par máxima ( N-m , Kg-m ) y rigidez ( N-m/mm , Kg-m/mm ).

De los valores obtenidos de las distintas variables analizadas se promediaron y se obtuvo desviación standard.

Se compararon los promedios de los valores de carga máxima y rigidez de los fijadores analizados en las pruebas de carga axial , y los valores de rigidez y desplazamiento ( grados ) a las pruebas de torsión. ( Tabla de comparación de resultados de la 9 - 10 ).

Se presentan las gráficas de desplazamiento/carga de los tres ensayos realizados para cada fijador en las pruebas de compresión axial y torsión. ( Gráficas de la 1 a la 8 ).

## ENSAYOS A CARGA AXIAL

### MONO-TUBO

ENSAYO	CARGA MAXIMA		CARGA DE CEDENCIA		DESPLAZAMIENTO  mm	RIGIDEZ	
	N	Kg	N	Kg		N/mm	Kg/mm
1	927.1	94.5	927.1	94.5	28.22	40.62	4.14
2	880.7	89.77	880.7	89.77	27.91	36.43	3.71
3	911	92.86	911	92.86	27.83	39.48	4.82
PROMEDIO	906.27	92.38	906.27	92.38	27.99	38.84	4.22
DESVEST	23.56	2.40	23.56	2.40	0.21	2.17	0.56

TABLA 1

### ORTHOFIX MODULAR

ENSAYO	CARGA MAXIMA		CARGA DE CEDENCIA		DESPLAZAMIENTO  mm	RIGIDEZ	
	N	Kg	N	Kg		N/mm	Kg/mm
1	811.2	82.69	736.2	75.04	20.24	71.77	7.31
2	1004	102.3	1000	101.93	21.58	83.29	6.45
3	901.9	91.93	684.06	69.73	27.37	67.13	6.84
PROMEDIO	905.7	92.32	806.75	82.23	23.06	67.40	6.65
DESVEST	96.46	9.831	169.37	17.26	3.79	4.25	0.28

TABLA 2

## ENSAYOS A CARGA AXIAL

### ALVAREZ - CAMBRAS

ENSAYO	CARGA MAXIMA		CARGA DE CEDENCIA		DESPLAZAMIENTO (mm)	RIGIDEZ	
	N	Kg	N	Kg		N/mm	Kg/mm
1	1060	108.15	1060	108.05	24.73	45.43	4.63
2	737.2	75.14	685	69.82	17.46	48.25	4.91
3	1061	108.2	1061	108.45	24.64	44.97	4.58
PROMEDIO	952.73	91.65	935.33	95.46	22.28	46.61	4.75
DESVEST	186.66	23.34	216.80	22.20	4.17	2.32	0.23

TABLA 3

### ILIZAROV

ENSAYO	CARGA MAXIMA		CARGA DE CEDENCIA		DESPLAZAMIENTO mm	RIGIDEZ	
	N	Kg	N	Kg		N/mm	Kg/mm
1	2186	222.8	2186	222.83	21.11	103.3	10.53
2	2103	214.4	2103	214.37	18.53	113.3	11.53
3	1963	200.1	1963	200.1	19.1	102.9	10.48
PROMEDIO	2084.00	212.43	2084.00	212.43	19.58	106.50	11.005
DESVEST	112.71	11.49	112.71	11.49	1.36	5.89	0.7425

TABLA 4

## ENSAYOS A TORSION

### MONO-TUBO

ENSAYO	DESPLAZAMIENTO CARGA MAXIMA		PAR MAXIMO		RIGIDEZ	
	mm	GRADOS	N-m	Kg-m	N-m/mm	Kg-m/mm
1	50.5	31.99	31.65	3.23	6.43	0.65
2	49.02	31.33	19.6	2.00	2.34	0.24
3	48.39	30.93	17.94	1.83	3.57	0.36
PROEMDIO	48.71	31.13	18.77	2.01	2.95	0.42
DES. EST.	0.83	0.53	7.48	0.19	2.10	0.21

TABLA 5

### ORTHOFIX MODULAR

ENSAYO	DESPLAZAMIENTO CARGA MAXIMA		PAR MAXIMO		RIGIDEZ	
	mm	GRADOS	N-m	Kg-m	N-m/mm	Kg-m/mm
1	50.5	31.99	31.75	3.24	10.14	1.03
2	49.33	31.91	28.1	2.86	6.05	0.62
3	49.59	31.69	28.5	2.90	5.43	0.55
PROEMDIO	50.01	31.86	29.45	3.00	7.20	0.73
DES. EST.	0.24	0.16	2.00	0.20	2.56	0.26

TABLA 6

## ENSAYOS A TORSION

### ALVAREZ CAMBRAS

ENSAYO	DESPLAZAMIENTO		PAR		RIGIDEZ	
	CARGA	MAXIMA	MAXIMO			
	mm	GRADOS	N-m	Kg-m	N-m/mm	Kg-m/mm
1	50.03	31.97	39.62	4.04	12.96	1.32
2	50.03	31.97	39.96	4.07	6.96	0.71
3	49.64	31.76	41.60	4.24	3.14	0.32
PROEMDIO	49.92	31.90	31.40	4.11	7.69	0.78
DES. EST.	0.20	0.12	14.54	0.11	4.95	0.50

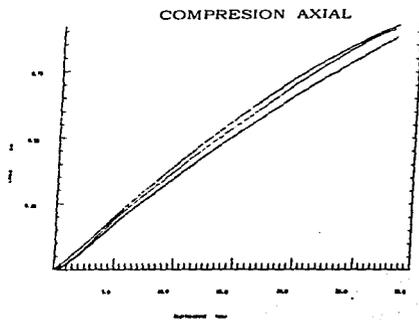
TABLA 7

### ILIZAROV

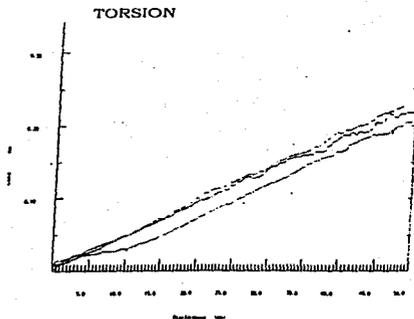
ENSAYO	DESPLAZAMIENTO		PAR		RIGIDEZ	
	CARGA	MAXIMA	MAXIMO			
	mm	GRADOS	N-m	Kg-m	N-m/mm	Kg-m/mm
1	49.9	31.89	38.03	3.88	7.76	0.79
2	49.76	31.8	33.08	3.37	2.62	0.27
3	50.02	31.97	38.61	3.94	5.00	0.51
PROEMDIO	49.89	31.89	36.57	3.73	5.12	0.52
DES. EST.	0.13	0.09	3.04	0.31	2.57	0.28

TABLA 8

**GRAFICA DESPLAZAMIENTO / CARGA**  
**FIJADOR MONOTUBO**



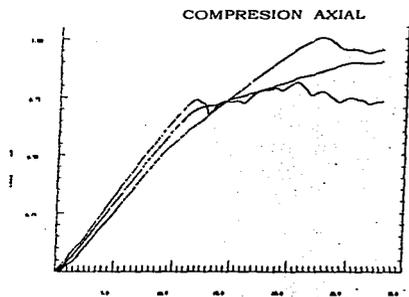
GRAFICA 3



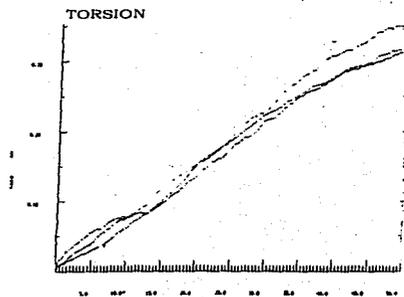
GRAFICA 4

## GRAFICA DESPLAZAMIENTO / CARGA

### FIJADOR ORTHOFIX ( MODULAR )



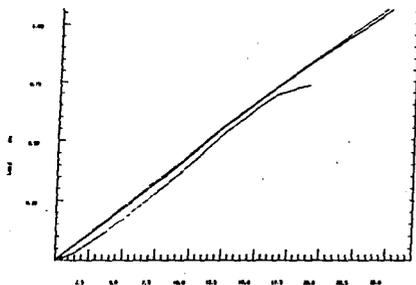
GRAFICA 1



GRAFICA 2

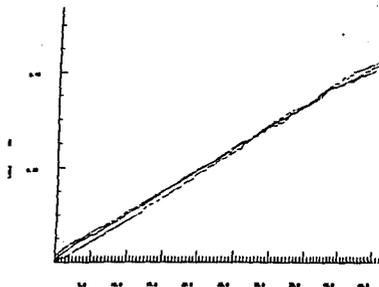
**GRAFICA DESPLAZAMIENTO / CARGA**  
**FIJADOR ALVAREZ CAMBRAS**

COMPRESION AXIAL



GRAFICA 7

TORSION

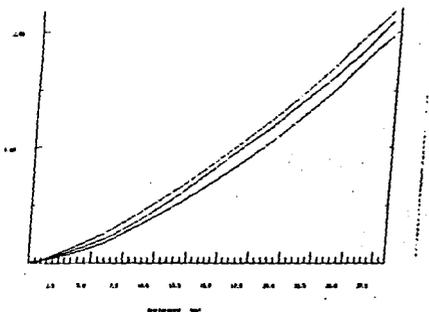


GRAFICA 8

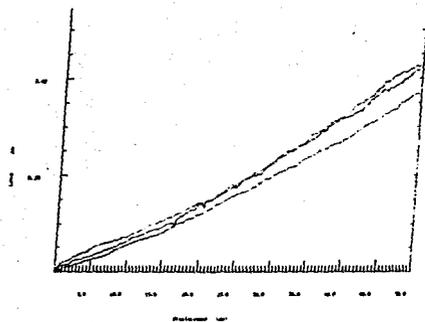
**GRAFICA DESPLAZAMIENTO / CARGA**  
**FIJADOR ILIZAROV**

COMPRESION AXIAL

TORSION



GRAFICA 5



GRAFICA 6

## COMPARACION DE RESULTADOS

### CARGA AXIAL

MONO-TUBO		ORTHOFIX		ILIZAROV		ALVAREZ CAMBRAS	
CARG. Mx.	RIGIDEZ	CARG. Mx.	RIGIDEZ	CARG. Mx.	RIGIDEZ	CARG. Mx.	RIGIDEZ
906	38.9	905.7	67.4	2084.00	106.50	953.73	46.61

TABLA 9

### TORSION

MONO-TUBO		ORTHOFIX		ILIZAROV		ALVAREZ CAMBRAS	
DESPLAZA MIENTO	RIGIDEZ	DESPLAZ MIENTO	RIGIDEZ	DESPLAZA MIENTO	RIGIDEZ	DESPLAZA MIENTO	RIGIDEZ
31.13	2.95	31.86	7.20	31.90	5.12	31.90	7.69

TABLA 10

\*CARGA MÁXIMA EN NEWTON

\*RIGIDEZ EN CARGA AXIAL N/mm

\*DESPLAZAMIENTO EN GRADOS

\*RIGIDEZ A TORSION N-m/mm

Por el metodo de la "t" de student los resultados obtenidos de los promedios de rigidez a carga axial fueron de :  $2.13 < 10.369$  para fijadores monolaterales ,  $2.1318 < 17.052$  para los fijadores transfectivos y  $1.8124 < 1.889$  resultante de la comparacion de los dos tipos de fijadores. Estos valores segun tablas y calculados a un nivel de confianza de .05 . Los valores obtenidos por la "t" de student de los promedios obtenidos de carga maxima fueron de :  $2.1318 > 0.009442$  para los fijadores monolaterales ,  $2.1318 < 3.6505$  para los fijadores transfectivos y  $1.8125 < 2.0892$  resultante de la comparacion de los dos tipos de fijadores . Estos valores obtenidos por tablas y a un nivel de confianza de .05 .

## **DISCUSION.**

Es conocido que intervienen múltiples variables en la rigidez de los fijadores externos como : el diámetro de los clavos , separación clavo-clavo , separación barra-hueso , separación osteotomía-clavo , así como la configuración de los clavos , geometría del fijador y número de clavos(33,35) , por lo tanto son muchas variables que determinan la rigidez de los fijadores externos , que en este estudio se trataron de disminuir , cuando los fijadores examinados lo permitían , y de esta manera hacer lo más standard posible (23).

En un estudio realizado por Michael J. Bosse(7) en donde compara la rigidez del fijador Synthes y Howmedica encontró una rigidez de 120 KN/m para el fijador de Synthes y de 60 KN/m para el fijador de Howmedica en las pruebas de carga axial y de 0.7 Nm/grados para el fijador de Synthes y de 0.55 Nm/grados para el fijador de Howmedica , en las pruebas a torsión. En este estudio se utilizaron clavos de 5 mm , una separación barra-hueso de 45 mm y una separación de la osteotomía de 30 mm.

En otro estudio realizado por Fleming y col. (16). En donde se analizan distintos modelos de fijadores externos a pruebas de carga axial y torsión se observa que a las pruebas de carga axial el Orthofix alcanza una

rigidez de 340 N/mm , el fijador de Howmedica 110 N/mm , y el fijador de Ilizarov 50 N/mm . Para las pruebas de torsión el fijador de Orthofix tuvo 2.1 N-m/grados, Howmedica 1.8 N-m/grados y el fijador de Ilizarov 1.5 N-m/grados.

La comparación de nuestros resultados nos dejan ver una similitud ( ver tabla de comparación de resultados ) entre los fijadores Mono-Tubo , Orthofix y Alvarez Cambras en la carga máxima que soportan a las pruebas de compresión axial de 906 , 905.7 , 953.73 Newton respectivamente , no así para el fijador Ilizarov que soporto una carga máxima de 2084 Newton lo cual como se conoce se debe su mayor rigidez a la tensión dada a los alambres de Kirschner que es de 100 N/lb . A la torsión los fijadores mas rígidos fueron el Alvarez Cambras y el Orthofix , siendo de 7.69 y 7.20 N-m/mm , respectivamente y para los fijadores Ilizarov y Mono-Tubo con una rigidez de 5.12 y 2.95 N-m/mm , respectivamente .

Los resultados obtenidos para carga máxima en las pruebas de carga axial para los fijadores monolaterales presentaban una similitud que depende , como se menciona anteriormente , del diámetro de los clavos , de la separación clavo-clavo , de la separación clavo-osteotomía y la separación nylacero-fijador(8,12) .

## CONCLUSIONES

Se puede concluir que la carga soportada por los fijadores monolaterales ( considerando la carga en un eje axial ) se encuentra similar a los fijadores transfectivos y que por lo tanto no existen diferencias significativas en cuanto a la carga máxima que son capaces de soportar . Esta afirmación es valida tanto por la comparación de los promedios como por lo corroborado por el método de la "t" de student .

En el caso del fijador de Ilizarov la gran resistencia de este fijador y la carga máxima que soporta se explica , como lo hacen muchos autores , por la configuración geométrica del fijador así como importantemente por la tensión que se les da a sus alambres (8,11,29).

En las pruebas de torsión el comportamiento de todos los fijadores fue similar excepto del fijador de Ilizarov ( la explicación de que este presentara una menor rigidez a las fuerzas de torsión se deba al diámetro de sus clavos de 0.062 pulgadas y que en la aplicación de la carga en torsión no interviene la tensión dada a los clavos ).

Se debe considerar que las fuerzas a que son sometidos los fijadores externos son en distintos planos , por lo que se debe examinar el

ESTA TESIS NO DEBE  
SER DE LA BIBLIOTECA

comportamiento con aplicación de carga en flexión antero-posterior y lateral , siendo este estudio , por lo tanto , preliminar .

Las distintas variables que intervienen en la rigidez de un modelo de fijador a otro ( geometría del fijador , diámetro de los clavos , separación entre clavo-clavo , separación hueso-fijador , separación clavo-osteotomía ) son definitivamente variantes que pueden aumentar o disminuir la rigidez de los fijadores externos .

La demostración de que los fijadores monolaterales soportan la carga suficiente como para fijar un hueso sometido a carga , además de la facilidad en la aplicación clínica hacen que estos métodos de fijación externa puedan ser elegidos preferentemente sobre los fijadores externos transfectivos.

## BIBLIOGRAFIA

- 01 Alvarez Cambras R. Fijadores Externos . Sistema del profesor Rodrigo Alvarez Cambras modelo 2000 . Medicuba Cuba. 1991
- 02 Alvarez Cambras R. Fijadores Externos PubliGraf 1993
- 03 Alvarez Cambras R. Presentación de un sistema cubano de Fijadores Externos . Tesis de Grado . Disertación para la adquisición del grado científico de Doctor en Ciencias Médicas. La Habana . 1984.
- 04 Aronson J; Jhonson E; Haro J.M. Local bone transportation for treatment of intercalary defects by the Ilizarov technique . biomechanical and clinical considerations.Clin - Orthop . 1989 jun ;(243):73-79.
- 05 Behrens F. Unilateral external fixation . Methods to increase and reduce frame stiffness . Clin - Orthop. 1989 nov;(241):48-56
- 06 Black J. Orthopaedics Biomaterials in research and practice. Churchill Livingstone Inc. 1988.
- 07 Bosse M. J. ,Holmes Ch. Comparasion of the Howmedica and -Synthes External fixation frames .J -Orth-Trauma.Vol 8(2):119-126.
- 08 Briggs B ;Chaco E.Y.S . The mechanical performance of the standard Hoffman Vidal external fixation apparatus.J-Bone-Joint-Surg.64A:566,1982
- 09 Calhoun J. H. Biomechanic of the fixator for fracture fixation. Clin-Orthop.(280):15-22. 1992
- 10 Cañadel J . Fijacion externa monolateral. Departamento de cirugía Ortopédica y traumatología.Clinica Universitaria de Navarra Pamplona oct;17-20th,1990.
- 11 Chaco E.Y.S , Hannu T.A. Biomechanics and biology of external fixation.Clin-Orthop (260):66-73.
- 12 Chao E.Y.S., Hein T.J. Mechanical performance of the standard Orthofix external fixator . Orthopedics(11) :1057-1069.1988.
- 13 Delprete C;Gola M. Mechanical performance of external fixators with wires for the treatment of bone fractures . Part I.J-Biomech-Eng.1993 feb;115(1):29-36.
- 14 De Pabls J.; Cañadel J. Bone lengthening current trends and controversies.University of Navarra Medical school Pamplona; oct. 17-20 . 1990
- 15 Egger E. L.;Chao E.Y.S . Effects of axial dynamization on bone healing. J. Trauma.34 (2) :185-92

- 16 Fleming B.;Paley D. A biomechanical analysis of the Ilizarov External Fixator . Clin-Orthop-Related-Research (241)2:7-12
- 17 Ilizarov A. G. Operative elongation of the leg with simultaneous correction of the deformities. Orthop- Trauma- Protez. 30; 32-7 1969.
- 18 Ilizarov A. G. Clinical application of the tension-stress effect of - limb lengthening. Clin-Orthop. (250): 8-25.1990.
- 19 Ilizarov A. G . Replacement of the long tubular bone defects by lengthening distraction osteotomy of one of the fragments. Clin-Orthop-Related-Reserachs, (280):7-12,1992.
- 20 Knutson K. Stability of the external fixators used for arthrodesis after failed knee arthroplasty.Clin-Orthop-Related-Reserach. (186):90-95.1984.
- 21 Krempein J. The use of the Vidal-Adrey external fixation system. Part 1: The treatment of open fractures. Clin-Orthop-Related-Research. ( 140 ) :11-121.1979.
- 22 Kummer F.J. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. Clin-Orthop.(280):11-14.1992.
- 23 Lambotte A. Chirurgie opératoire des fractures Paris . Masson. 1913.
- 24 Lambret O. L'embrochage des os dans les fractures du membre inférieur.Description d'un appareil réalisant la réduction et la contention des fractures. Press Med.52:547.1911.
- 25 Lawyer R. Use of Hoffmann apparatus in the treatment of unstable tibial fractures. Journal-Boc-Joint-Surgery. 62 A (8) : 1264-1273.1980.
- 26 Lazo J.;Zbikowshi J. La biocompresion en las élongaciones ó - seas . Departamento de Traumatología y Cirugia Ortopédica . Hospital Universitario"Virgen del Rocío",Sevilla España.125-138.
- 27 Le Veau Barney . Biomecanica del movimiento humano .1o. Edicion.Abril 1991.México. Editorial Trillas.
- 28 Lewallen D.;Chao E.Y.S. Comparison of the effects of compression plates and external fixators on early bone healing.J-Bone-Joint-Surg-Am. 66(7):1084-1191.1984.
- 29 Nele U. Biomechanics of radiotransparent circular external fixator. Clin-Orthop-Related-Research. (308):68-72.1994.
- 30 Paley D. Problems,obstacles nand complication of limb lengthening by Ilizarov techniques. Clin-Orthop.(250):81-103.1990
- 31 Paley D.;Fleming B. Mechanical evaluation of external fixators used in limb lengthening. Clin-Orthop.(250):50-57.1990.
- 32 Podolsky A. Mecchanical performance of Ilizarov circular external fixators. Clin-Orthop-Related-Research. (308):68-72.1994
- 33 Price Ch. Experience with the Orthofix device for limb lengthening. Clinics Orthopedics of North America. 22(4):651-665.1991.

- 34 Vidal J. External fixation yesterday, today y tomorrow. Clin-Orthop. (180):7-14, 1983.
- 35 Williams R. Biomechanical analysis of a new external fixation system and its clinical significance. Journal of Trauma. 37(1):66-73 1994.
- 36 Wu J. Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. J-Bone-Joint-Am. 66(8):1258-64, 1984.