

11245



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO**

INSTITUTO NACIONAL DE ORTOPEDIA

73
25

**MODELO EXPERIMENTAL PARA VALORAR MECANICAMENTE
FIJADORES EXTERNOS (MONOPOLARES Y TRANSFECTIVOS)
EN EL TRATAMIENTO DE FRACTURAS DE TIBIA**

**TESIS PROFESIONAL
QUE PARA OBTENER EL TITULO
DE LA ESPECIALIDAD EN
ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGIA
P R E S E N T A
DR. JOSE LUIS SANCHEZ MIER**



México, D.F.

Febrero

1996

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**

**TESIS CON
FALLA DE ORIGEN**



Universidad Nacional
Autónoma de México

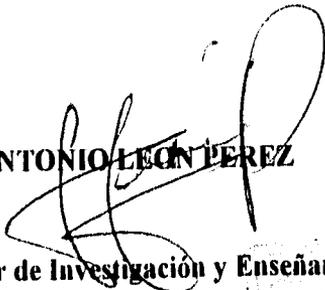


UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

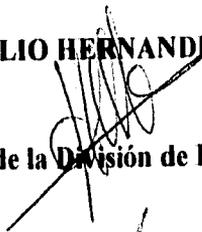
DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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 LEÓN PÉREZ

Subdirector de Investigación y Enseñanza


DR. BRAULIO HERNÁNDEZ CARBAJAL

Jefe de la División de Enseñanza


DR. ALFREDO INÁRRITU CERVANTES

**Profesor titular del Curso Universitario de la Especialización en
Ortopedia y Asesor de Tesis**



SECRETARÍA DE SALUD
SUBSECRETARÍA DE SERVICIOS DE SALUD
INSTITUTO NACIONAL DE ORTOPE-
DIA
SUBDIRECCIÓN DE ENSEÑANZA
E INVESTIGACIÓN

D E D I C A T O R I A

A MI ESPOSA PATRICIA

Por su amor, apoyo y por la confianza depositada para lograr mis propósitos de superación profesional.

A MIS HIJOS: LUIS CARLOS, LUIS MANUEL Y GEOVANA

Por todos esos momentos que les robé al no poder estar con ellos.

A MIS PADRES

Por haberme dado la vida y la oportunidad de realizar mis anhelos.

A MIS HERMANOS: JOSE MANUEL, JULIETA, MA. MAGDALENA, CONNY, MARTHA, LUPITA, JULIO, CARMEN, FELIPE, VERONICA Y AURORA.

Por haberme brindado su apoyo y confianza desmedida.

A TODAS AQUELLAS PERSONAS:

Que de una u otra manera ayudaron a mi formación y mis logros propuestos

INDICE

INTRODUCCION	1
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
ANTECEDENTES HISTORICOS	4
JUSTIFICACION	8
OBJETIVOS E HIPOTESIS	9
MATERIALES	10
DEFINICION DE VARIABLES Y UNIDADES	
DE MEDICION	11
METODOS	12
RESULTADOS	13
DIBUJOS	14
DISCUSION	20
CONCLUSIONES	21
BIBLIOGRAFIA	22

INTRODUCCION

Los fijadores externos para fijación ósea tiene indicación en múltiples patologías del sistema músculo esquelético. Los modelos se han incrementado en importante número en la última década por lo que es necesario conocer las propiedades biomecánicas (rigidez y resistencia). La carga fisiológica invivo puede reproducirse en el laboratorio de biomecánica. Una combinación de estas propiedades y la rigidez se determina por la cantidad de fuerza necesaria para deformarse una unidad de longitud determinada esta en cuatro condiciones de carga bien definida: compresión axial, flexión anteroposterior, flexión lateral y torsión. Demasiado movimiento en el sitio de la fractura puede provocar una no unión. Así como las fuerzas diminutas pueden retardar la consolidación. Aunque la cantidad de movimiento permitible y la óptima carga en el sitio de la fractura no ha sido aún determinada, es útil comparar las propiedades de los diferentes sistemas de fijación: tres monopolares (A.O., Orthofix, y monotubo L.C.); tres transfectivos (Ilizarov, Alvarez Cambras y Hoffman Vidal); montados en barras de nylacero (polyamida de 738 Kg/cm^2 de resistencia) que es un plástico de resistencia y dureza. Se empleará dos barras por cada montaje y estas tendrán una separación de tres centímetros. Lo que simulará una osteotomía. Se empleará la máquina

universal de ensayos biomecánicos Instron 4502. Con longitud de 20 cm y diámetro de 32 mm. Se usará PC IBM PS/2 con interfaz y panel de control. Los resultados servirán para la selección de estos implantes en el Instituto Nacional de Ortopedia. Realizándose la investigación en el laboratorio de biomecánica y contando con el apoyo de los investigadores para ampliar los ensayos mecánicos de flexión y torsión con instrumentos diseñados en ese laboratorio ya que la máquina universal sólo cuenta con la propiedad de estudiar los esfuerzos de compresión.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El Instituto Nacional de Ortopedia, en su laboratorio de biomecánica realiza trabajos de investigación orientados a determinar la resistencia de los distintos implantes que se utilizan en la ortopedia de ellos destaca el estudio que se esta realizando en fijadores externos. La línea de investigación que se está desarrollando tiene por objetivo realizar un estudio mecánico comparativo entre seis distintos tipos de fijadores para tibia, tanto monopolares, como trasfictivos. Los fijadores considerados son los siguientes :

FIJADORES MONOPOLARES

- Fijador Orthofix.
- Fijador AO.
- Fijador monotubo (Howmedica).

FIJADORES TRANSFICTIVOS

- Fijador Ilizarov.
- Fijador Alvarez Cambras.
- Fijador Hoffman-Vidal.

Por lo que se tiene interés en diseñar un modelo experimental de acuerdo a las normas de estudio establecidas internacionalmente.

ANTECEDENTES HISTORICOS

Los fijadores externos son aparatos generalmente metálicos que se fijan al hueso a través de alambres de Kischner. Steinman o tornillos para mantener una inmovilización estable de un segmento del sistema músculo-esquelético. En esta investigación se utilizan dos variedades de fijadores; los transfectivos, 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 en cada extremo al fijador externo, de ellos se estudiarán los modelos de Ilizarov, Alvarez Cambras y Hoffman-Vidal. Los monopolares son aquellos que sólo penetran en una superficie del miembro y al hueso lo incluyen en sus dos corticales, el fijador por lo tanto queda fijo en el extremo esterilizado del tornillo y se utilizarán los clavos, tornillos o alambres que recomiendan los fabricantes de cada aparato y las especificaciones de montaje serán de acuerdo a cada modelo en estudio.

Los estudios de biomecánica de los diferentes tipos de fijadores externos se pretenderán conocer por medios cuantitativos que ofrece cada uno de los sistemas. Lo que nos obliga a conocer sus características biomecánicas de los distintos modelos más utilizados, las cuales en forma general son la rigidez y la estabilidad.

A mediados del siglo pasado, en 1840, Jean-Francois Malgaigne (5) utilizó un dispositivo para inmovilizar un fractura de tibia. Dicho dispositivo tenía una punta metálica que se fijaba directamente sobre el fragmento óseo con una abrazadera circunferencial de cuero, también diseño una garra metálica para unir y mantener fijos de forma percutánea fracturas de la rótula; ambos diseños, sin embargo, daban pobre estabilidad (13 y 34). Albin Lambotte (25), en 1902, construyó dispositivos con clavos metálicos que se fijan al hueso con una de sus superficies y eran unidos posteriormente por una barra (8,12 y 34) (de aquí su designación de lineales). En 1991, Lambret (26), utilizó un fijador en forma de cuadro con clavos que atravesaban el hueso de un lado al otro del miembro. Ombredanne (30), en 1913, y Chaliier (11) en 1917 desarrollaron fijadores que permitían actuar sobre cada fragmento acercándolos dentro de la barra de unión por medio de un sistema extensible que permita el deslizamiento del hueso y daba estabilidad a la fractura. En 1938, Hoffman y Rotules (19) diseñaron sistemas que no solo permitan fijar la fractura, sino además modificarán la posición de los diferentes fragmentos óseos. Los fijadores externos decayeron en su uso entre los años 30 a 50 lo que conllevó a una disminución en su investigación y desarrollo.

Un grupo de médicos rusos encabezados por Gavriil Ilizarov (21), 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, producía la formación de hueso. Se indican en el tratamiento de muchas patologías que hasta la fecha no habían tenido resultados satisfactorios con otros procedimientos, con los resultados obtenidos se iniciaron una gran cantidad con estos sistemas de fijación, y su utilización en algunos grupos médicos (4,7,13,22,31,32,33 y 35), en forma rutinaria en el tratamiento de fracturas trajo como consecuencia el desarrollo de múltiples modelos fijados al hueso con clavos transfixivos y otros no transfixivos, además del cambio en el concepto como medio de fijación temporal al definitivo.

Chao y cols. (11 y 12) 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 (22) estudió el comportamiento mecánico de su fijador externo el cual es relativamente flexible tanto en la dirección diafisaria, como en la perpendicular a los alambres. Su montaje depende de la patología a tratar. Paley y cols. (33) obtuvieron en su análisis biomecánico que todos los montajes del fijador 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 Iliazarov provee dinamización axial, sin comprometer la rigidez del montaje y la necesidad de mantener rigidez en fricción.

En el laboratorio de biomecánica de este Instituto (37) los investigadores biomecánicos han diseñado un aparato para medir las sollicitaciones de torsión y otro para medir las sollicitación de flexión ha que están sometidos los fijadores externos siendo estos adaptados a la maquina universal de ensayos biomecánicos Instron y que es el pilar del diseño de este modelo experimental ajustado a las normas internacionales.

JUSTIFICACION

El uso de los fijadores externos en patologías ortopédicas esta aumentando constantemente con el consiguiente costo para nuestro Instituto. Por lo anterior es necesario conocer cual modelo o modelos son los más adecuados para su utilización en el Instituto Nacional de Ortopedia. Y es por eso la realización del diseño experimental para el estudio comparativo de estos fijadores que en fechas posteriores se darán a conocer sus resultados siendo de gran utilidad iniciar con un marco teórico-práctico y optimizar el funcionamiento de la máquina universal de ensayos biomecánicos con sus modificaciones y aditamentos que la harán de una mayor utilidad para todo tipo de pruebas en los diferentes implantes utilizados en nuestro Instituto.

OBJETIVOS

Objetivos Generales : El modelo experimental servirá para conocer y comparar la rigidez a compresión, flexión y torsión de los siguientes fijadores externos transfectivos : Ilizarov, Alvarez Cambras y Hoffman-Vidal; y monopolares : Orthofix, AO y monotubo, debiendo ser montados estos en las barras de nylacero de acuerdo a las especificaciones de cada fabricante.

Objetivos Específicos : Realizar ensayos mecánicos a fijadores externos en base a la literatura internacional en polyamida 738 Kg/cm² que es un plástico de dureza y resistencia seccionadas en su porción media con una distancia de 3 cm. Simulando una osteotomía.

HIPOTESIS

Los fijadores externos transfectivos poseen mayor rigidez a las distintas sollicitaciones a las que se sujeta normalmente el hueso, que los fijadores externos monopolares.

MATERIALES

72 barras de nylacero de 400 mm y 0.31 mm de longitud

Fijadores externos monopolares :

- Fijador externo tipo AO.
- Fijador externo Orthofix.
- Fijador externo tipo Monotubo L-C marca Howmedica.
- 36 kits para los fijadores externos.
- 36 barras de nylacero.

Fijadores externos transfectivos :

- Fijador externo tipo Ilizarov.
- Fijador externo tipo Hoffinan-Vidal.
- 36 barras de nylacero.
- 36 kits para los fijadores externos.

DEFINICION DE VARIABLES Y UNIDADES DE MEDICION

La carga estática (N) es la acción de una fuerza que se aplica a baja velocidad a un cuerpo.

Rigidez estática anteroposterior (N/mm) es la carga (N) que se aplica lateralmente dividida entre la deflexión (mm) del hueso en el sitio de la fractura.

Rigidez a la torsión (N.mm/Grado) es el torque que se aplica a un hueso fragmentado dividido por la deformación (grados) que éste experimenta.

METODOS

Corte transversal (Método de Fijación)

Se lleva a cabo un corte transversal simulando una osteotomía en el punto central de la barra.

Se colocaran los alambres de 2 mm, clavos o tornillos de 4 y 4.5 mm para los diferentes fijadores.

Ensayos Biomecánicos.

Tres ensayos con aplicación de carga estática axial.

Tres ensayos con aplicación de carga en flexión lateral.

Tres ensayos con aplicación de carga en flexión anteroposterior.

Tres ensayos con aplicación de carga en torsión.

Técnicas de Análisis Estadístico.

Los registros del análisis estadístico los proporcionara el paquete de la máquina universal Instron 4502 por medio de la computadora de la misma maquina y son los siguientes media y desviación estándar.

FORMAS DE SEGUIMIENTO Y RECOLECCION DE DATOS

Los registros de los ensayos realizados los proporciona la máquina Instron 4502 y son los siguientes :

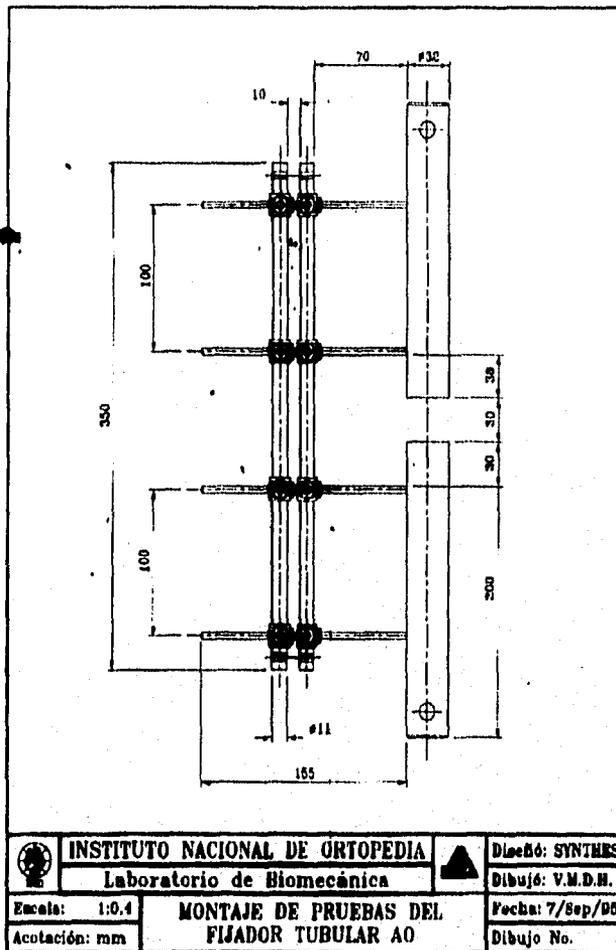
Gráficas de comportamiento carga-deformación (carga estática) en las que se registran los valores máximos de la carga en newtons (N) y de la deformación en mm.

La hoja de registro tiene los siguientes datos del ensayo como son : el tipo de ensayo, nombre del operador, tipo de la probeta, velocidad de aplicación de la carga, fecha del ensayo, porcentaje de humedad y temperatura ambiente.

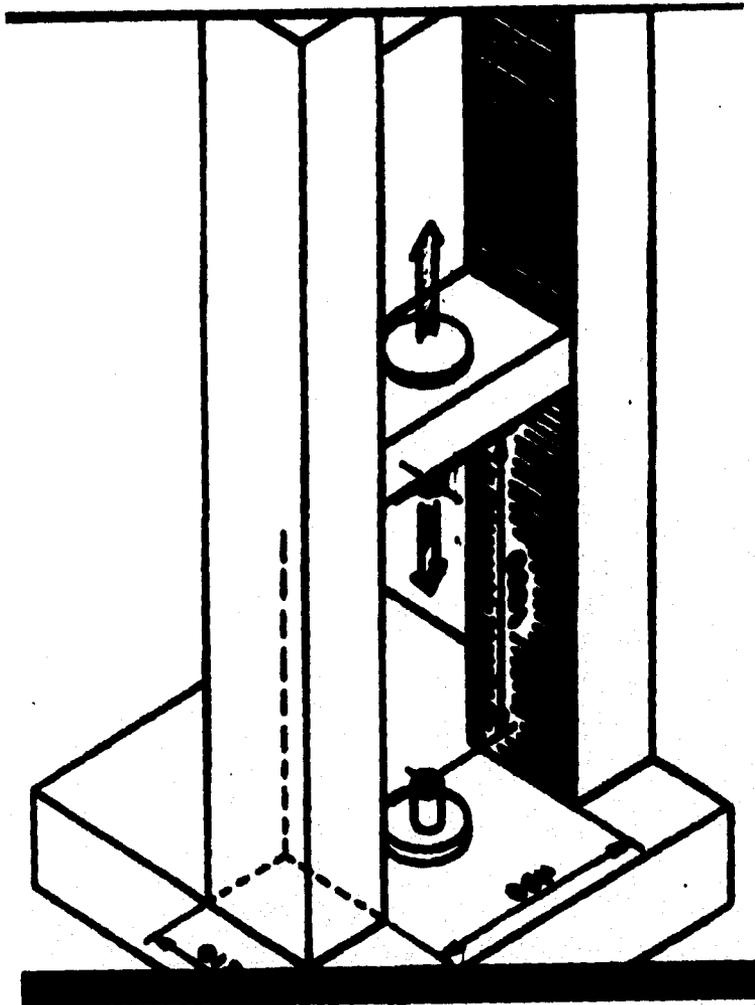
Para el registro de los ensayos a flexión estática AP y lateral se registrarán en el programa de flexión de la máquina universal Instron.

La hoja de registro de los ensayos de torsión se realizarán en el programa de compresión y se visualizarán en una pantalla que desplegara los grados de rotación.

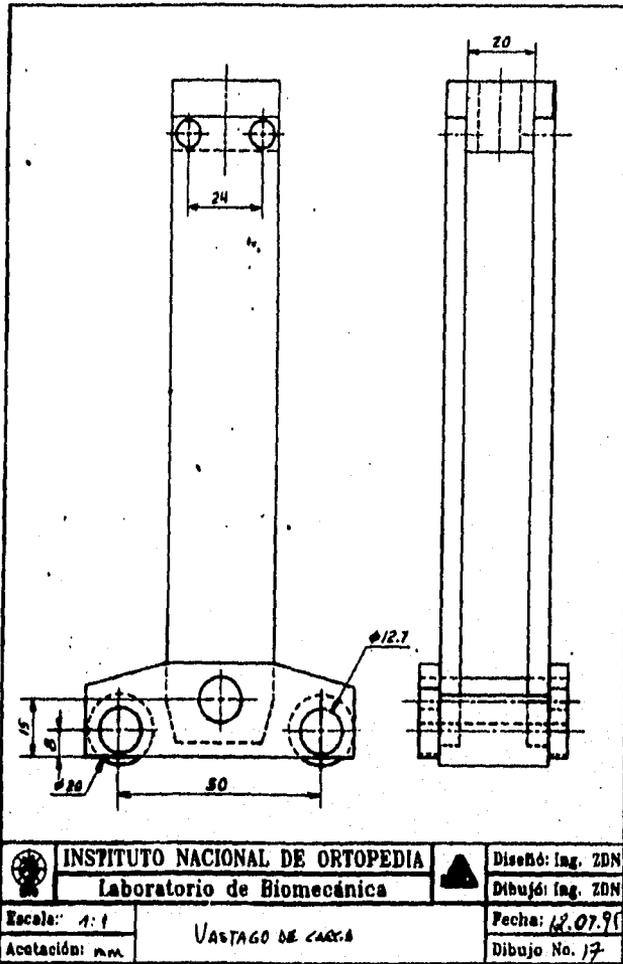
DIBUJO EJEMPLO MONTAJE DE PRUEBAS DE FIJADOR TUBULAR AO



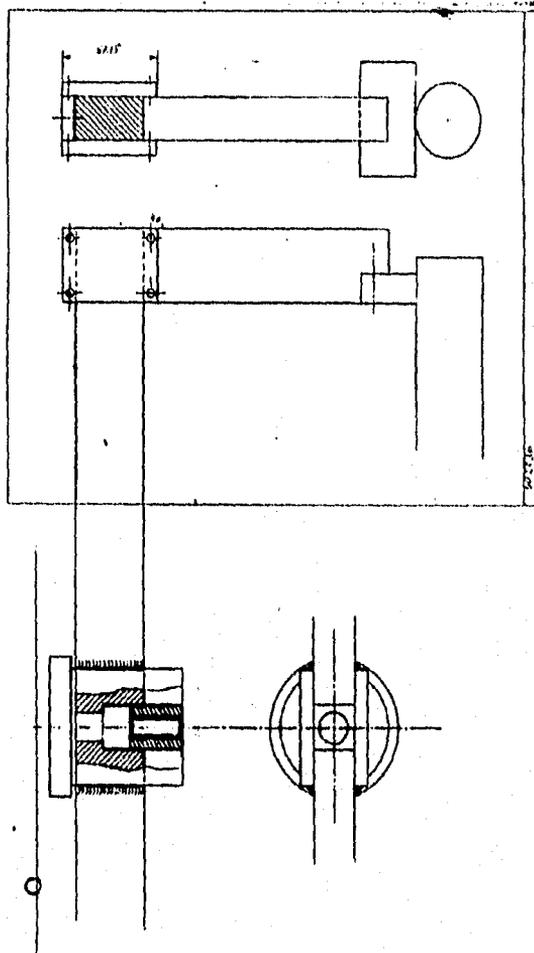
DIBUJO MONTAJE DE PRUEBAS EN COMPRESIÓN AXIAL



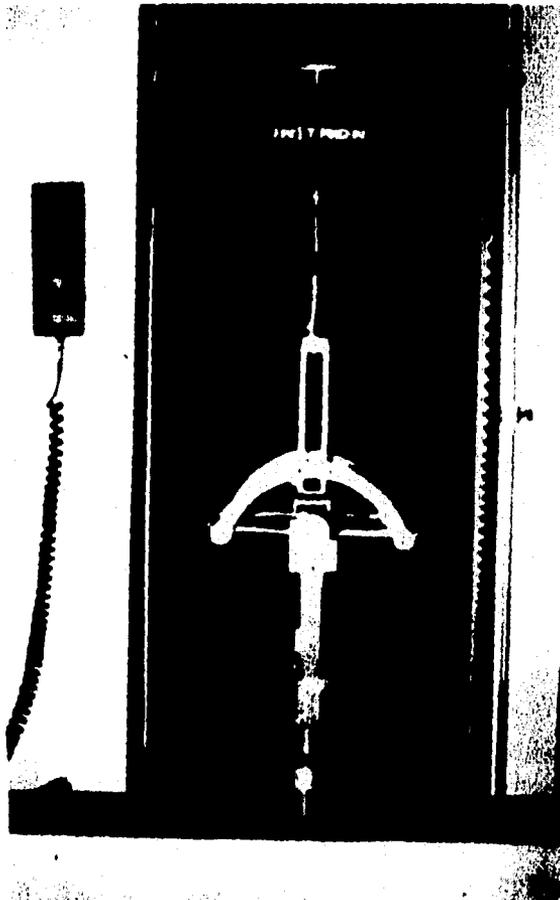
DISEÑO DEL VASTAGO DE CARGA PARA PRUEBAS EN FLEXION



DISEÑO PARA EL MARCO DE FLEXIÓN

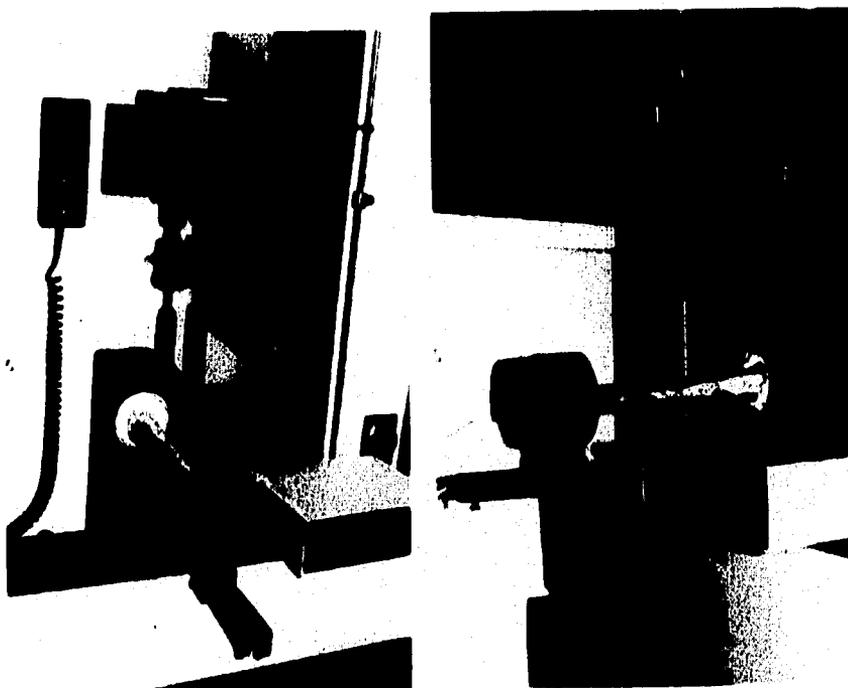


MONTAJE DEL FIJADOR ALVAREZ CAMBRAS EN LA MAQUINA UNIVERSAL
PARA PRUEBAS DE FLEXION CON EL APARATO ESPECIAL DISEÑADO EN
ESTE INSTITUTO



APARATO PARA PRUEBAS DE TORSIÓN

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA



DISCUSION

Para ensayos de compresión y tensión se pueden establecer en el tablero del control de la máquina Instron 4502 los límites mínimo y máximo de desplazamiento o carga y la velocidad del vástago de carga; el reporte y gráficas del ensayo se obtienen con la PC de la máquina y pueden también realizarse ensayos con carga dinámica por periodos continuos de 72 horas, estableciendo previamente el numero de ciclos deseados en el tablero de control, pero no es posible obtener el reporte con la PC por que esta no tiene paquete para ensayos de fatiga.

Para el ensayo estático de torsión el momento máximo que produce la rotura de los implantes o fractura del hueso se obtiene multiplicando la carga máxima aplicada que registra el tablero de control (debe descontarse la carga que el dispositivo requiere para su funcionamiento mecánico), por el brazo de palanca de 90 mm (radio de paso de la rueda); el ángulo alfa al que ocurre la fractura no puede registrarlo el goniometro.

El costo de los dispositivos diseñados para los estudios mecánicos de flexión y torsión fue financiado con recursos propios del Instituto.

CONCLUSIONES

Este estudio sirve de base para la realización de modelos experimentales en estudios comparativos de los esfuerzos invivo a los que esta sometido el fijador externo colocado en una fractura de tibia y reportándose en forma separada cada propiedad en el laboratorio de biomecánica del Instituto Nacional de Ortopedia con la máquina universal de ensayos biomecánicos reforzada en sus aditamentos y contándose con ello con uno de los mejores laboratorios de biomecánica en el país siendo de utilidad y redundando en beneficio de nuestros pacientes y para la buena consolidación de las fracturas.

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Agge J. M. External fixation technical advances base upon multiplanar ligametotaxis on multiplanar ligametotaxis. Orthop-Clin-North-Am. 1993 oct; 24 (2);265-74.
- 2.- Alvarez Cambras R. Fijadores Externos. Sistema del profesor Rodrogo Alvarez Cambras modelo 2000. Medicuba Cuba.
- 3.- Alvarez Cambras R; Jorce J.P.; Barreda P.H.; Rodriguez M.A.; Patron C.T. Fixateurs externes-presentation d'un nouveau modèle et ses aspects biomecaniques. Suppl II REv-Chir-Orthop.1985;(71):40:43.
- 4.- Aronson J; Johnson 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):71-79
- 5.- Berenger -Feraud,I; J.B.: De L'emploi de la pointe de Malgaigne dans las fractures.Rev. Ther.Med.Chir. 15:228,1867.
- 6.- Behrens F. And Wesley J. Unilateral external fixation. Methods to increase and reduce frame stiffness. Clin-Orthop.1989 nov;(241):48-56.
- 7.- Bonnel p; Peruchon E; Baldet P; Rabischong P. Comportement mecanique du cartilage de conjugaison-etude experimentale en compression (1).Rev-Chir-Orthop.1989 oct;66:417-421.

- 8.- Briggs B. And Chao E.Y.S. The mechanical performance of the standard Hoffman-Vidal external fixation apparatus. J-Bone-Joint-Surg. 64A:566,1982.
- 9.- Calhoun J.H.;LiF;Leobetter B.R.; Gill A.C. Biomechanic of the Ilizarov Fixator for fracture fixation. Clin-Orthop.1992 jul; (280):15-22.
- 10.- Cañadel J.; Forriol F. Fijación externa monolateral. Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología Clínica Universitaria de Navarra Medical School. Pamplona oct; 17-20th,1990.
- 11.- Ceballos M.A. Fijación externa de los huesos. Edit. Científico-tecnica;2a. Ed. 1983.
- 12.- Chaliar, A. : Nouvel appareil prothétique pour ostéosynthes (crampon extensible). Presse Med. 3:585,1917.
- 13.- Chao E.Y.S. and Hannu T.A. Biomechanics and biology of external fixation. 67-95.
- 14.- Chao E.Y.S. and Hein T.J. Mechanical performance of the standard Orthofix external fixator. Orthopedics 11:1057. 1069, 1988.
- 15.- Delprete C. ; Gola M.M. Mechanical performance of external fixators with wires for the treatment of bone fractures part Y: Load- displacement behavior. J. -Biomech.-Eng. 1993 feb; 115 (1):29:36.

- 16.- De Pablos J; Cañadel J. Bone lengthening current trends and controversies. University of Navarra Medical school Pamplona; octubre 17-20th 1990.
- 17.- De Ridder V.A. Osteosynthesis with the partridge method and experimental and clinical study. Drukkerij J.H. Pasma B.V. S-Gravenhage, segunda edition 1988.
- 18.- Egger E.L. ; Gottsauner-Wolf; Palmer J; Aro H.T. Chao B.Y. Effects of axial dynamization on bone healing. J.-Trauma.1993.feb; 34(2):185 - 92.
- 19.- Hoffman R. : Rotules os pour la réduction dirigée non sanglante des fractures. (Ostéotaxis). Helv. Med. Acta 5:844,1938.
- 20.- Ilizarov A.G. Deviatov A.A. Operative elongation of the leg with simultaneous correction of the deformities. Orthop-Trauma-Protez 1969, 30; 32 - 7.
- 21.- Ilizarov A.G. Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. Clin-Orthop. 1990 jan; (250) : 8 - 25.
- 22.- Kershaw C.J.; and Kenwright. Epiphysal distraction for bony bridges. A biomechanical and morphologic study. J.-Pediat-Orthop. 1993; 13 (1):46-50.
- 23.- Kummer F.J. Biomechanics of the Ilizarov external fixator. Clin-Orthop. 1992 jul; (280): 11-14.

- 24.- McCoy. M.D.; Chao S.Y. E Ph.D. and Kasman R.A. Comparison of mechanical performance in four types of External Fixators. Clin-Orthop. 1983 nov; (180):23-33.
- 25.- Lambotte A.: Chirurgie opératoire des fractures Paris. Masson, 1913.
- 26.- Lambret, O. L'embrochage des os dans les fractures du membre inférieur. Description d'un appareil réalisant la réduction et la contention des fractures. Presse Med. 52:547, 1911.
- 27.- Lazo J.Y.; Cañadell J. Fijador externo LC. Clinica Universitaria de Navarra. Pamplona España: 59-64.
- 28.- Lazo J.Y; Zbikowshi J. Lazo T; Mozo Z.; and Rinero R. La biocompresion en las elongaciones óseas. Depto. De Traumatología y cirugía ortopedica. Hospital Universitario " Virgen del Rocío " Sevilla España. 125-138.
- 29.- Lewallen D.G; Chao E.Y.; Kasman R.A.; Kelly P.J. Comparison of the effects of compression plates and external fixators on early bone healing. J-Bone-Joint-Surg-Am. 1984 sept.; 66 (7): 125-138.
- 30.- Ombredanne. L.:Osteosynthesis se temporaire. Soc. Chir. Paris 37: 1158. 1924.
- 31.- Paley D; Catagn M.A.; Argnanl F; Villade A; Battista G ; Cattaneo R. Ilizarov treatment de tibia nonunion with bone loss. Clin-Orthop. 1989 abril; (241);146-164.

- 32.- Paley D; Problems, obstacles, and complications of limb lengthening by Ilizarov techniques. Clin-Orthop. 1990 january (250): 81 - 103.
- 33.- Paley D; Fleming B; Catagni M; Kristiansen T; and Pope M. Mechanical Evaluation of external fixators used in limb lengthening. Clin-Orthop. 1990 jan.; (250):50-57.
- 34.- Vidal J. External Fixation yesterday today, and tomorrow. Clin-orthop. 1983 nov; (180):7-14.
- 35.- Wassertein F. Twenty-five years experience with lengthening of shortened lower extremities using cylindrical allografts. Cil-orthop. 1990 jan; (250):150-153.
- 36.- Wu J.J.; Shyr H.S.; and Kelly P.J. Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. J-Bone-Joint-Am. 1984. Oct; 66(8):1258-64.
- 37.- Damian Z. Lomeli P. Nuñez L. Diseño y fabricación de un dispositivo electromecánico para realizar ensayos biomecánicos estáticos y dinámicos de torsión de huesos largos en la máquina universal Instron 4502 en el laboratorio de mecánica del Instituto Nacional de Ortopedia. Boletín No. 1 INO.