

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

División de Estudios de Posgrado



ESTUDIO MECANICO DE LA RODILLA Y ARTROPLASTIA

T E S I S

Que para obtener el titulo

En la Especialidad de:

Traumatología y Ortopedia

Presentan:

DR. RICARDO AMADOR DEL PRADO

DR. JOSE EDUARDO BRICEÑO AYALA

DR. IGNACIO CANCINO QUIROZ

DR. MIGUEL HIDALGO HINOJOSA



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.

T A B L A D E C O N T E N I D O

I.- INTRODUCCION Y OBJETIVOS

II.- ANTECEDENTES Y GENERALIDADES

- a). Anatomía
- b). Biomecánica
- c). Evaluación mecánica de la rodilla

III.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

- a). Material utilizado
- b). Método

IV.- RESULTADOS

- a). Obtención de Modelos Matemáticos
- b). Resultados obtenidos a partir de un diseño de experimentos
- c). Resultados de las pruebas mecánicas con Prótesis Totales de Rodilla

V.- DISCUSION Y CONCLUSIONES

- a). Análisis de la estabilidad de la rodilla
- b). Ecuaciones mas representativas
- c). Análisis de las prótesis empleadas

VI.- APENDICES

VII.- BIBLIOGRAFIA.

INTRODUCCION

El motivo que llevó a desarrollar el presente trabajo fué el interés por conocer la estabilidad de la rodilla y su comportamiento en la carga visto desde un aspecto estadístico, haciendo una correlación matemática con resultados obtenidos en probeta.

En los últimos años se han realizado investigaciones biomecánicas de la rodilla que nos han permitido entender el comportamiento de la misma en la salud y en fermedad. Interviniendo en dichos estudios un equipo multidisciplinario y equipos especializados.

De tal manera que los resultados que pudie ran obtenerse lleguen a servir como base para continuar estudiando éste tema y se desarrollen expresiones más e xactas.

OBJETIVOS

OBTENCION DE MODELOS MATEMATICOS DE LA ESTABILIDAD DE LA RODILLA DESDE UN PUNTO DE VISTA ESTADISTICO

OBTENCION DE RESULTADOS MECANICOS EN LAS PROTESIS TOTALES DE RODILLA SOMETIDAS A ES FUERZOS DE COMPRESION

II.- ANTECEDENTES Y GENERALIDADES

En 1861 Ferguson realiza la primera artroplastía siendo del tipo resección con resultados a los cinco años satisfactorio. En 1890 Gluck describió un sistema de remplazo total con unidades hechas de marfil y fijadas con un cemento elaborado de colofonia. En la segunda década del siglo veinte Murphy usó grasa y fascia lata como material de interposición entre el fémur y la tibia, similares estudios fueron realizados por Campbell (1921), Albee (1928), Buer Sampson (1949), Brown (1958), Kahan y Potter (1950).

El inicio de metal como medio de interposición se inicia en 1940 en trabajos de Smith Petersen relacionados en artroplastías de caderas. La primera inserción protésica de vitalium fué llevada a cabo por Campbell (1950). En 1953 se inicia el desarrollo de prótesis semejantes a cóndilos femorales y platillos tibiales (Mc Keezer, Mac Intosh, Jansen, Platt, Pepler y Walldius).

Sin embargo, el gran avance en artroplastías fué con el diseño de unidades no articuladas en la cadera llevadas a cabo por Charnley y G. K. Mc Kee (1960). Guston diseña en la rodilla una unidad similar durante su estancia con Charnley en Wrightington (1968). Posterior a él se desarrolla infinidad de diseños (St Georg, Freeman y Swanson, Geométrica, Marmor, etc.).

En tanto, que los estudios de la estabilidad de la rodilla desde el punto de vista interstático se inicia en la década pasada con estudios de Ima-Hsin Hsieh, Peter S. Walker, Ching-Jen Wang (1974), Sofreg (1975), Morrison.

para realizar la predicción del comportamiento mecánico de la articulación de la rodilla mediante pruebas efectuadas en probeta. (1,24,46,57,58,67,74 y 75).

a). ANATOMIA

La rodilla es una articulación más grande del cuerpo humano que dentro de la clasificación general de las articulaciones corresponde al tipo de las diartrodias. Sus componentes son: el extremo distal del fémur, extremo proximal de la tibia, patela, cápsula y membrana sinovial, bolsas sinoviales, meniscos, ligamentos y músculos. (Fig. 1).

Funcionalmente la articulación de la rodilla para su estudio la dividimos en tibio-femoral, y femoro-patelar. La primera, durante la flexión y extensión se realizan tres tipos de desplazamientos (rotación, balanceo y deslizamiento), a diferentes grados de flexión de la rodilla. (Fig. 2). Para ello intervienen fundamentalmente las superficies articulares de los cóndilos femorales, cóndilos tibiales y ligamentos.

La patelo-femoral debe entenderse en términos biomecánicos para poder apreciar las funciones de la patela no únicamente como un hueso sesamoideo que facilita la extensión de la rodilla mediante un aumento en la distancia del aparato extensor al eje de flexión-extensión de la rodilla, con lo cual aumenta la fuerza de extensión en un 50%. Además, disminuye la fricción del aparato extensor a su paso por los cóndilos femorales. La patela actúa como una guía de centralización del tendón del cuádriceps (en ella convergen las cuatro porciones), también protege al aparato extensor al tolerar grandes cargas de compresión. Otro papel importante es la aparición estética. (Fig. 3).

Superficies articulares: los cóndilos femorales forman dos prominencias convexas, con ejes divergentes de adelan

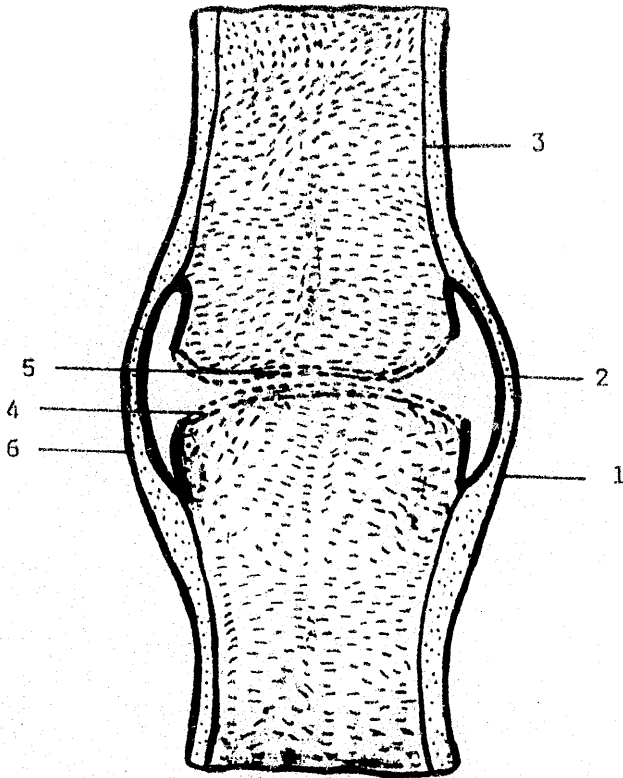
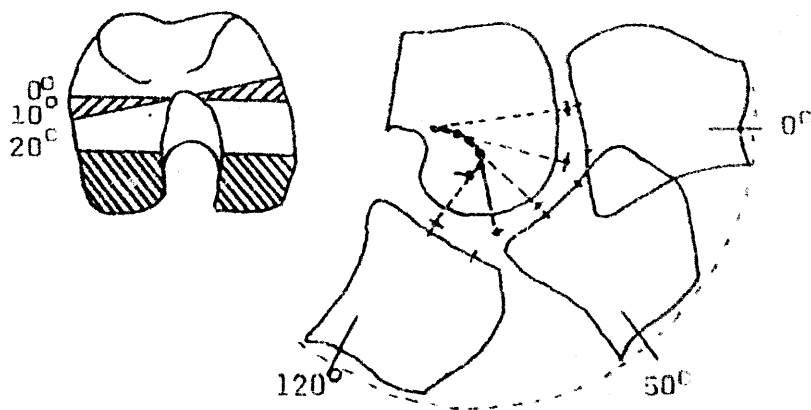





Fig 1. Esquema de la articulación

- 1.- Capa fibrosa de la cápsula articular (membrana fibrosa)
- 2.- Capa sinovial de la cápsula articular(membrana sinovial)
- 3.- Periostio
- 4 y 5.- Caras articulares de los huesos revestidas de cartilago articular
- 6.- Cavidad de la articulación

Fig. 2. MOVILIDAD DE LA RODILLA (Gunston)



-  0 a 10 grados rotación
-  10 a 20 grados balanceo
-  20 a 120 grados deslizamiento

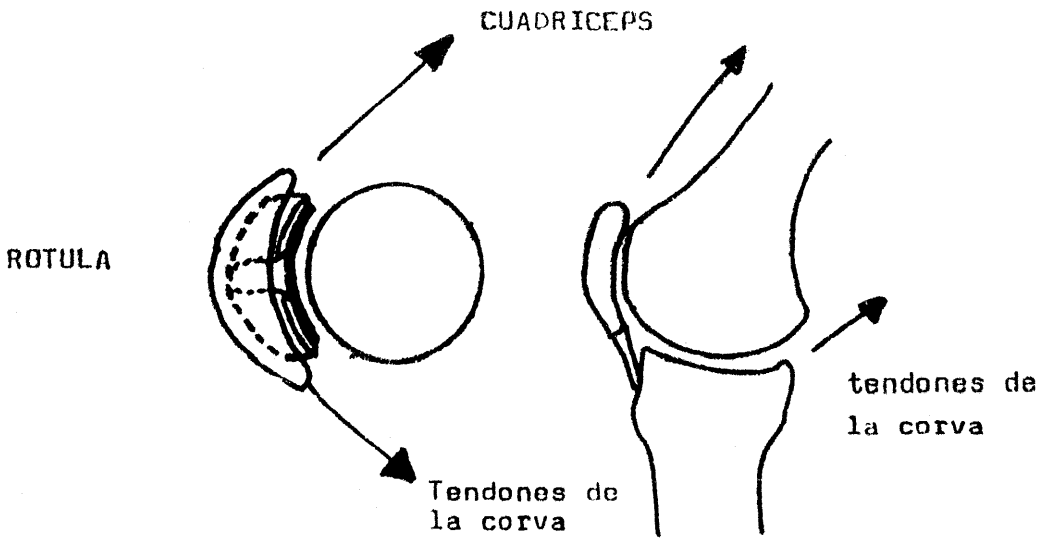


Fig. 3

Función de la patela. elemento importante en el sentido de retardo comparable con el freno de contracción externa

te atrás. El cóndilo interno diverge más que el externo y además es más estrecho. Ambos cóndilos están separados por una fosa intercondilar. El extremo proximal de la tibia de igual forma que los anteriores está formada por dos cóndilos, y en su parte superior posee dos superficies articulares ligeramente cóncavas que corresponden a las cavidades glenoideas, separadas por la eminencia intercondílea, dividida ésta última por los tubérculos medial y lateral. (Fig. 4)

La patela es un hueso incluido en el aparato extensor de forma triangular con base proximal y vértice distal. Su superficie articular dorsal está dividida por una cresta en dos carillas lateral y medial. (Fig. 5).

Ligamentos y meniscos: Los ligamentos colaterales son bandas fibrosas que se insertan proximalmente en los epicóndilos femorales, el medial sus fibras ventrales se extienden entre el fémur y la tibia y debilmente se unen a la cápsula y las dorsales se extienden oblicuamente hacia su inserción en el margen superior de la tibia. El lateral se inserta distalmente en la cabeza del peroné.

Los ligamentos cruzados son bandas poderosas cruzándose una a otra entre sus inserciones femoral y tibial, y se nombran de acuerdo a su inserción tibial. El anterior se extiende desde el área intercondílea anterior, dorsal a la inserción del cuerno anterior del menisco medial en dirección proximo y lateral para insertarse en la superficie medial del cóndilo lateral. El posterior se sitúa desde la superficie intercondílea dorsal, a la inserción del cuerno posterior del menisco lateral y pasa oblicuamente proximo-ventral para insertarse en la superficie lateral del cóndilo medial del fémur. Ambos ligamentos son importantes para mantener las relaciones anatómicas de la articulación, permitiendo poca rotación medial a la tibia en relación al fémur y en la rotación lateral permite mayor li

Fig. 4. Superficies articulares de fémur y tibia

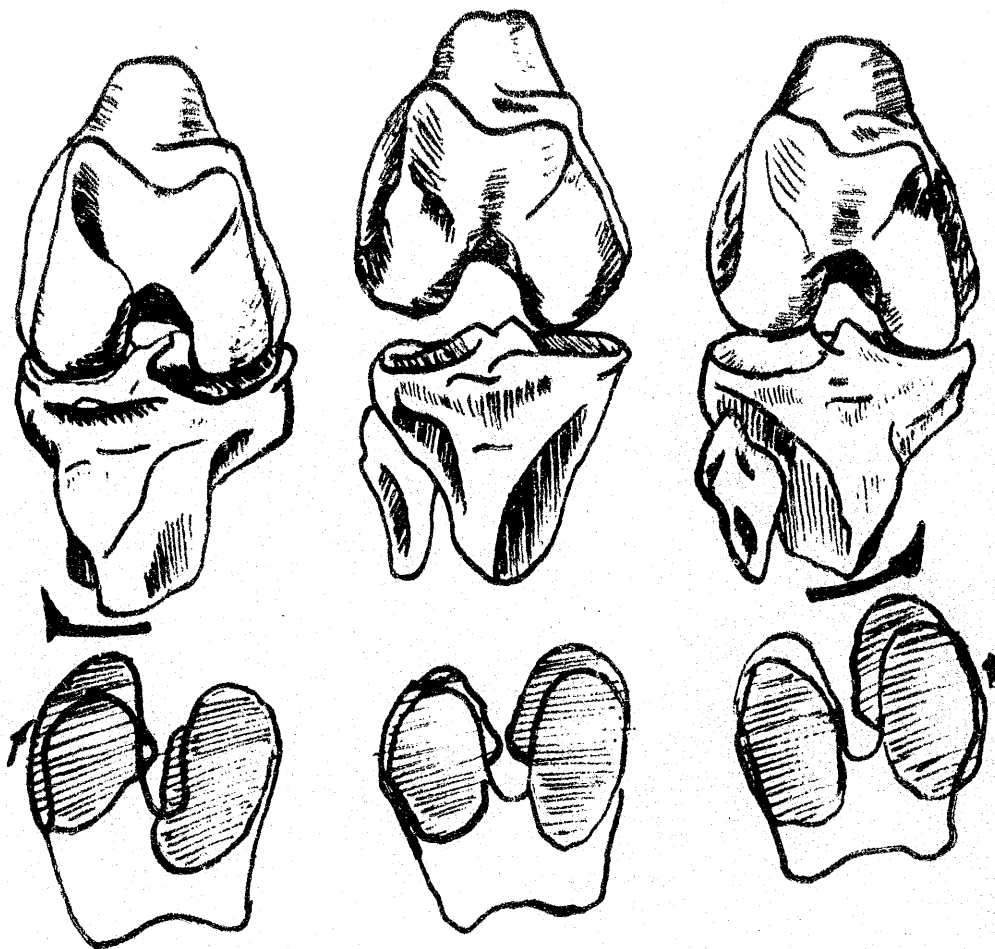
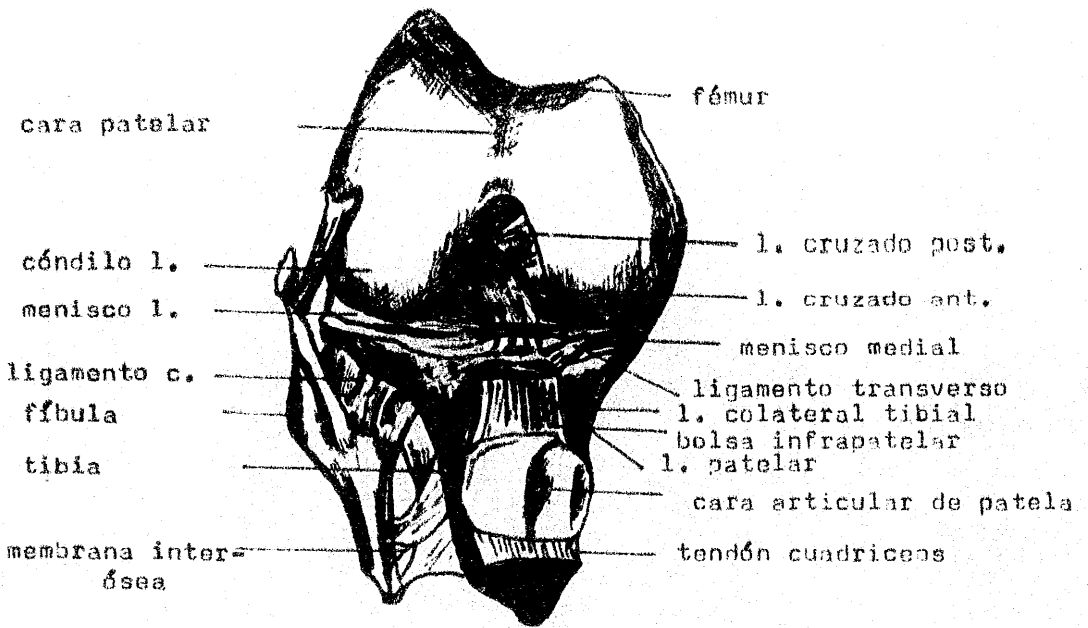


Fig. 5. Relaciones de la patela



bertad de movimiento. (Fig.6)

Los meniscos son fibrocartílagos semilunares situados entre el fémur y la tibia, con su borde libre dirigido hacia la articulación y se inserta en la periferia a la cápsula articular y en su base al cóndilo tibial mediante el ligamento coronario y sus cuernos anteriores se encuentran unidos por el ligamento transverso.

No existe unión del ligamento colateral fibular al menisco lateral ya que está separado por el músculo poplíteo y su bolsa sinovial cosa que no sucede con el contralateral.

Los músculos para su estudio se dividen de acuerdo a su función en :

- a) Músculos flexores: bíceps crural, semimembranoso, sartorio, recto interno y semitendinoso.
- b) Extensores: Formado por el cuádriceps crural con una inserción común en la tuberosidad de la tibia y con orígenes diversos.
- c) Músculos rotadores externos: bíceps femoral y tensor de la fascia lata.
- d) Músculos rotadores internos: sartorio, semitendinoso, semimembranoso, recto interno y poplíteo. (Figs. 7,8 y 9)

Las bolsas articulares se encuentran normalmente en los sitios donde existe tejido móvil, para que la acción esté libre de fricciones, disminuyendo así el desgaste y la inflamación de los tejidos contiguos. Existen once o más bolsas en la región de la rodilla. (Fig. 10)

La cápsula articular representa como siempre una especie de manguito fibroso, que se inserta: por arriba alrededor de la extremidad distal del fémur a cierta distancia del revestimiento cartilaginoso; por abajo por su circunferencia inferior alrededor de la extremidad proximal de la tibia.

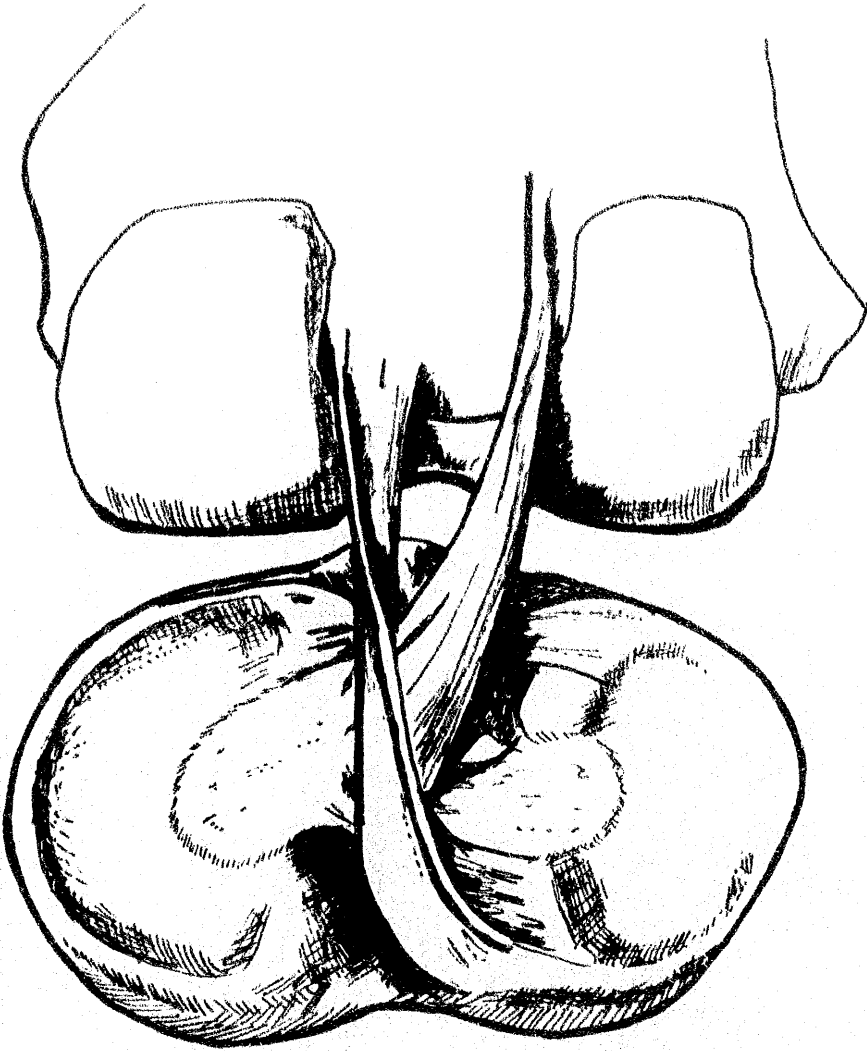


Fig. 6 Meniscos y ligamentos cruzados

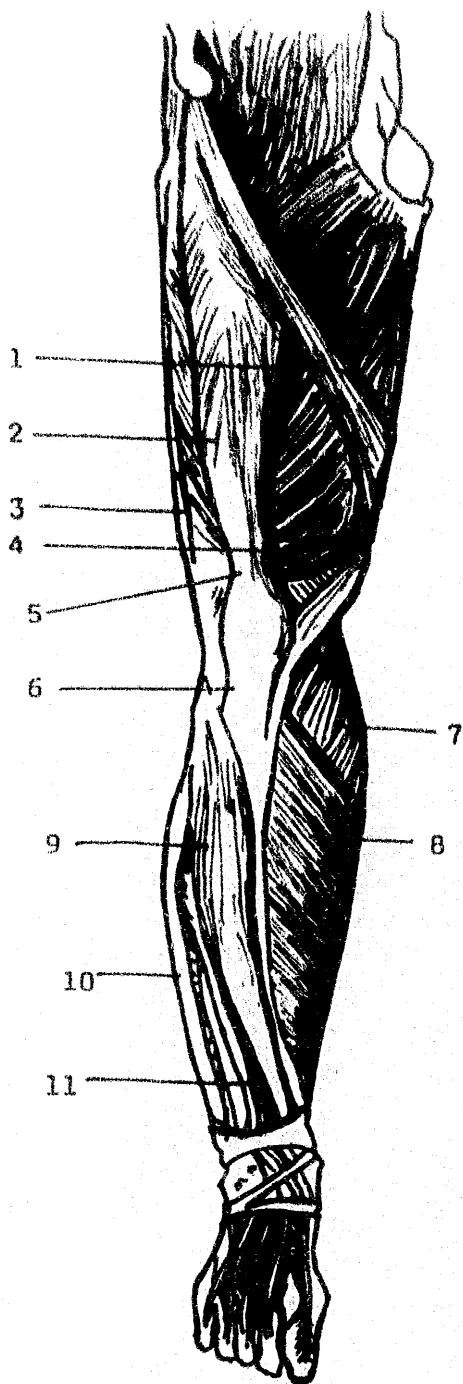


Fig. 7.- Aspecto anterior

- 1.- Sartorio
- 2.- m. recto femoral
- 3.- m. vasto lateral
- 4.- m. vasto medial
- 5.- tendón del músculo cuadriceps
- 6.- ligamento patelar
- 7.- m. gastrocnemio
- 8.- m. sóleo
- 9.- m. tibial ant.
- 10.- m. peroneo largo
- 11.- m. extensor largo de los dedos

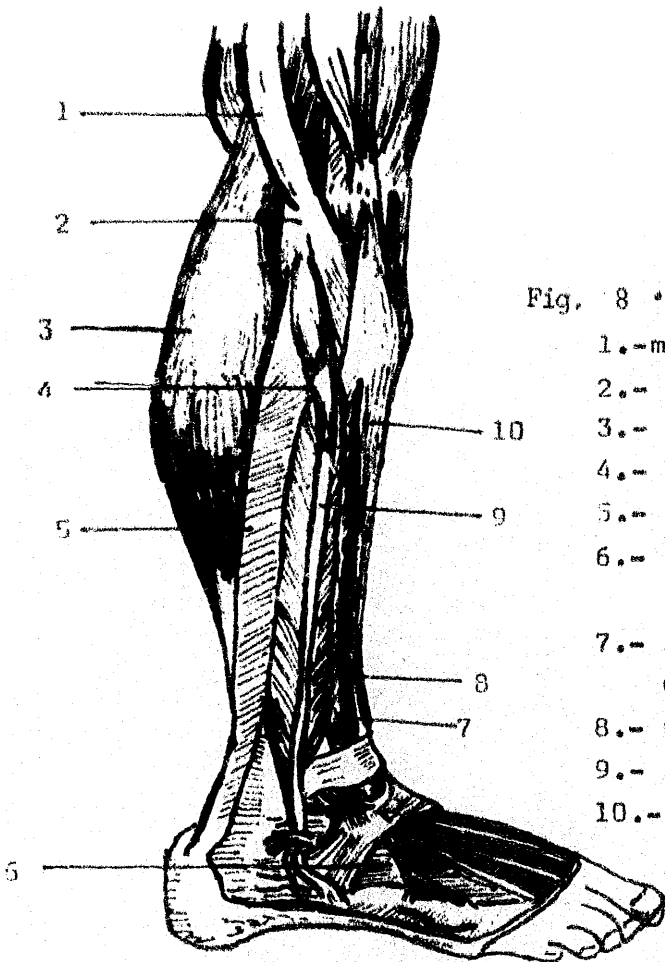


Fig. 8 .-Aspecto lateral

- 1.-m. biceps femoral
- 2.- cabeza fibular
- 3.- m. gastrocnemio
- 4.- m. peroneo largo
- 5.- m. sóleo
- 6.- m. extensor breve de los dedos
- 7.- m. extensor largo de los dedos
- 8.- m. peroneo breve
- 9.- m. peroneo largo
- 10.- m. tibial ant.

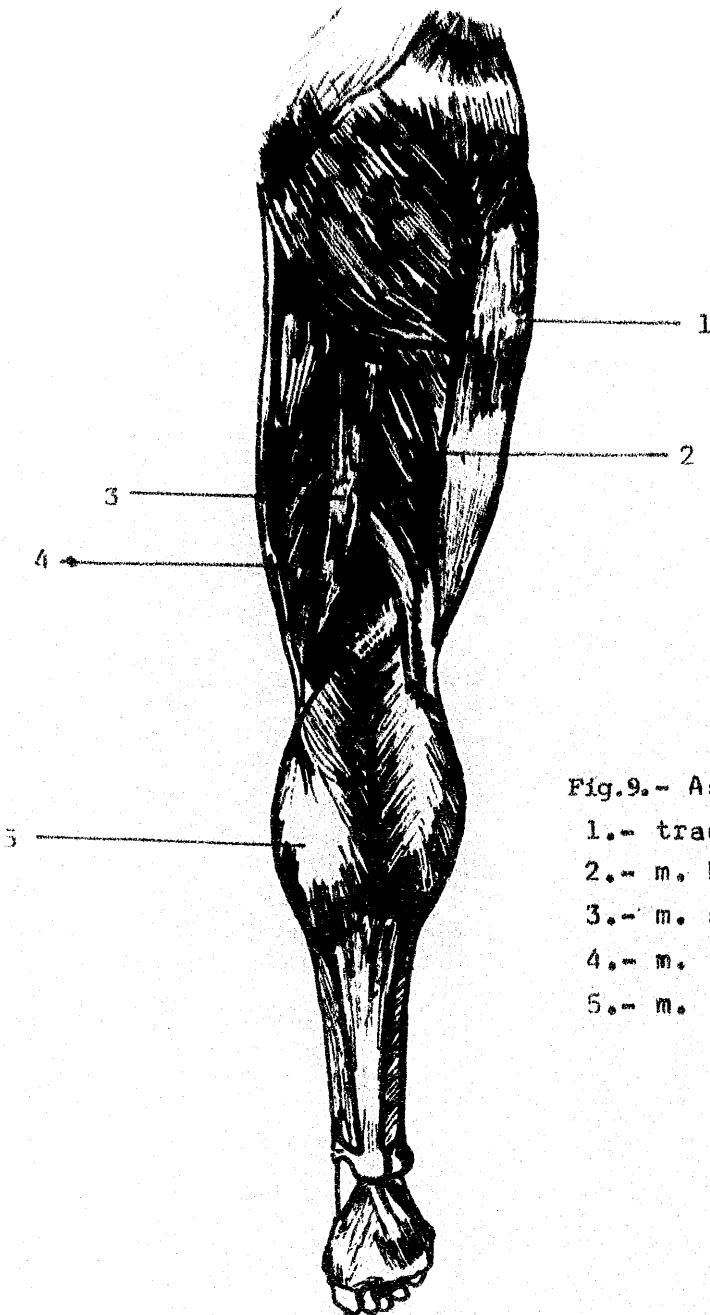


Fig.9.- Aspecto dorsal
1.- tracto iliotibial
2.- m. biceps femoral
3.- m. semitendinoso
4.- m. semimembranoso
5.- m. gastrocnemio

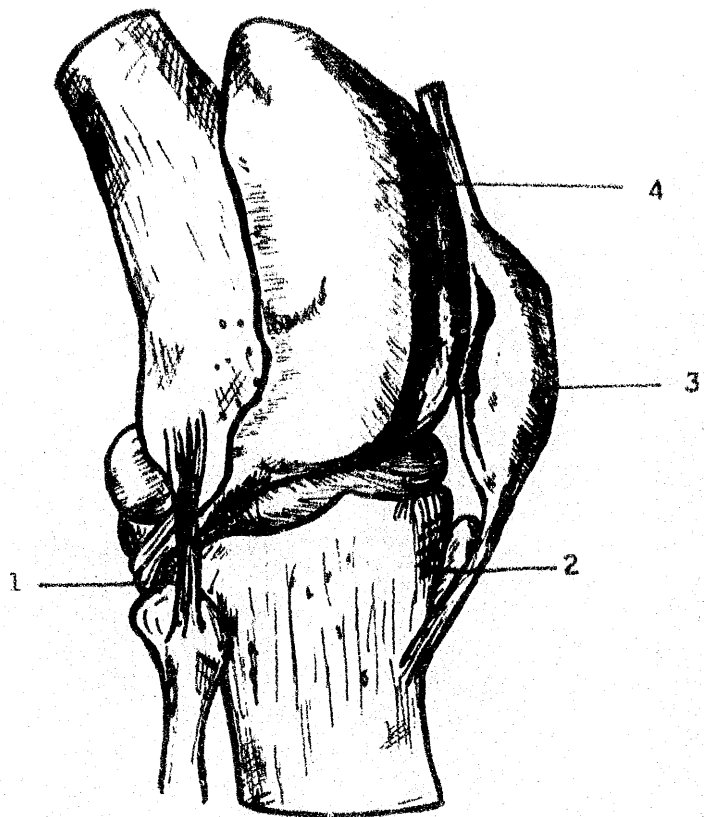


Fig. 10. Bolsas sinoviales

- 1.- bolsa sinovial poplítea
- 2.- bolsa infrapatelar profunda
- 3.- bolsa prepatelar subcutánea
- 4.- bolsa suprapatelar



Fig. 11. Irrigación de la Rodilla.

Este manguito fibroso está interrumpido en dos puntos: en su parte anterior, para contener la patela; en su parte posterior frente a la escotadura intercondílea que está ocupada por los ligamentos cruzados. Debe tenerse en cuenta que a nivel de la interlínea articular femoro-tibial, la cápsula está íntimamente adherida a la circunferencia externa de los meniscos, quedando dividida en dos porciones: una proximal o supramenisquea, relativamente extensa, y la otra distal ó inframenisquea muy pequeña.

La sinovía de la rodilla reviste la cara profunda de la cápsula.

La irrigación: la arteria poplítea continuación de la arteria femoral tiene cinco ramas en el área de la articulación de la rodilla: las geniculares superiores lateral y medial, la genicular media y las geniculares inferiores interna y lateral. (Fig.11). (3,4,5,9,12,13,15,17,23,31,36,41,43,72,73,76,79).

b), BIOMECANICA

La movilidad de la rodilla es cinemáticamente compleja, entendiendo por cinemática al estudio del movimiento de un cuerpo sobre otro por lo que deberán realizarse éstos últimos en tres ejes de los que depende la flexión-extensión, (Fig. 12)

Los tres ejes de movimiento son los siguientes:

- a). El primero paralelo a la superficie articular tibial en un plano frontal que atravieza los cóndilos femorales condicionando el movimiento de flexión y extensión.
- b). Eje longitudinal con la rodilla en flexión condiciona movimientos de valgo y varo.
- c). El tercer eje es perpendicular a los anteriores permitiendo un tercer tipo de movimiento y cierta holgura mecánica.

La movilidad de la articulación ha sido determinada en sujetos normales en sus actividades de la vida diaria y las fuerzas resultantes en éstas actividades han sido estimadas por Morrison en actividades como subir una escalera son por encima del peso corporal a un tiempo prolongado, siendo similares a las generadas en la superficie patelo-femoral (observaciones realizadas en patologías como la condromalacia).

Los métodos para determinar el eje de movimiento en un punto a la vez (centro de movimiento descrito por Brooks y Walker) Fig. 13. Ambos grupos de investigadores han encontrado que el centro inmediato del movimiento para la superficie articular del fémur se encuentra en el punto de contacto tibio-femoral (Fig. 14). La línea representa la dirección de la velocidad de la superficie y deberá ser tangente al punto de contacto articular del fémur. Frankel, Burstein y Brooks demostraron que en situaciones anormales, como la erosión del cartilago, la línea de velocidad de superficie no es tangente, lo que in-

Fig. 12 Ejes de movimiento



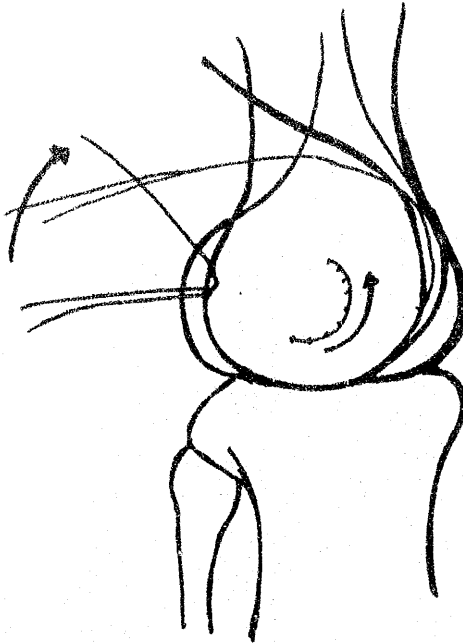


Fig 13.- Patrón de centros inmediatos en una rodilla normal (Frankel)

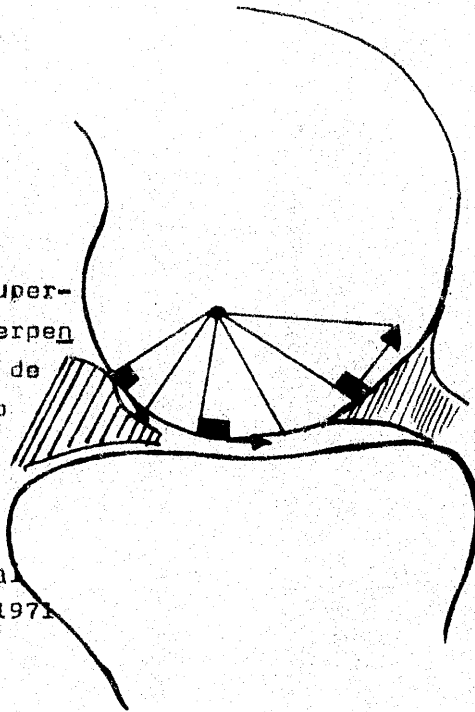


Fig14.- Velocidad de superficie. La línea perpendicular que parte de centro de contacto es tangente a la superficie articular

Frankel V.H. et. al
J.B.J.S. 53A:945, 1971

dica un movimiento irregular entre las superficies articulares.

Morrison realizó cálculos a cerca de las cargas aplicadas a los platillos tibiales en sujetos normales durante actividades de la vida diaria. Estas cargas resultan elevadas 3,02 veces el peso corporal al caminar y 4,25 veces el peso corporal al subir las escaleras (Tabla 1). Además encontró que la máxima carga ocurre inmediatamente después del choque del talón y en el despegue del mismo. La carga menor ocurre cuando la rodilla está flexionada y el centro de gravedad cae como lo indican los estudios de Saunders, Inman y Eberhat en estudios de la marcha (Tabla 11 y Figs. 15,16 y 17).

Las fuerzas a través de la rodilla normal son transmitidas en áreas pequeñas de contacto. Entre los métodos utilizados para medir estas fuerzas están los aparatos de yeso de Walker y el método radiográfico reportado por Kettelkamp y Jacobs. Estos estudios están acordes a los ya descritos. El área medial es mayor que la lateral en una proporción de 1.6 pero, existen variaciones individuales. En la flexión de la rodilla el área de contacto sujeta a carga es pequeña y la fuerza por unidad de área suele ser relativamente elevada. Hay algunas evidencias de que el menisco normal contribuye en la transmisión y distribución de la carga.

La flexión normal de la rodilla tiene el potencial para la rotación máxima entre los 30 y 50 grados. Aproximadamente 13° son destinados en la marcha normal y cuando ascendemos y descendemos una escalera el sujeto ocupa pocos grados de rotación. La cantidad de rotación al sentarse y levantarse de una silla es una rotación repetitiva. Estos hallazgos y las dificultades observadas en sujetos con inestabilidad de rodilla en terrenos irregulares implica una rotación tibio-femoral compensada por la posición del cuerpo en relación a la ubicación del pie.

TABLA I. FUERZAS EN LA RODILLA PARA DIVERSOS TIPOS DE ACTIVIDAD *

ACTIVIDAD	FUERZAS EN LA RODILLA
CAMINAR SOBRE LO PLANO	3.02 X PC (2.06 A 4.0 X PC **)
CAMINAR ASCENDIENDO UNA RAMPA	3.97 X PC
CAMINAR DESCENDIENDO UNA RAMPA	3.95 X PC
CAMINAR ASCENDIENDO ESCALERAS	4.25 X PC
CAMINAR DESCENDIENDO ESCALERAS	3.83 X PC

* MODIFICADO POR MORRISON (58)

** RANGO; PC PESO CORPORAL

TABLA II. MOVILIDAD REQUERIDA PARA LAS ACTIVIDADES
DE LA VIDA DIARIA

TIPO DE ACTIVIDAD	FLEXION-EXTENSION	ABD.-ADD	ROTACION
MARCHA (BALANCEO)	67° ($54-79^{\circ}$) ¹	$3^{\circ}+8^{\circ}= 11^{\circ}$ ²	$7^{\circ}+8^{\circ}= 15^{\circ}$ ²
MARCHA (APOYO)	21° ($8-29^{\circ}$)		
EN ESCALERAS	83° ($60-98^{\circ}$)		
SENTADO	93° ($69-110^{\circ}$)		
LEVANTARSE (1) ³	71°		
LEVANTARSE (2) ⁴	117°		
ACTIVIDAD VARIABLE	93°	11°	13°

1 PROMEDIOS EN 44 RODILLA NORMALES

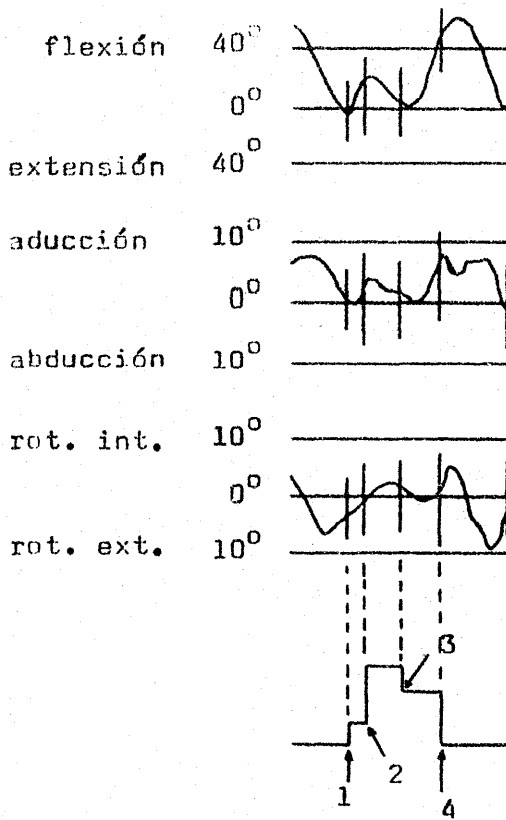
2 TOTAL PARA UN PASO

3 LEVANTARSE (1) SIN INSTRUCCION

4 LEVANTARSE (2) CON INSTRUCCION PARA LA FLEXION DE CADERA Y RODILLA

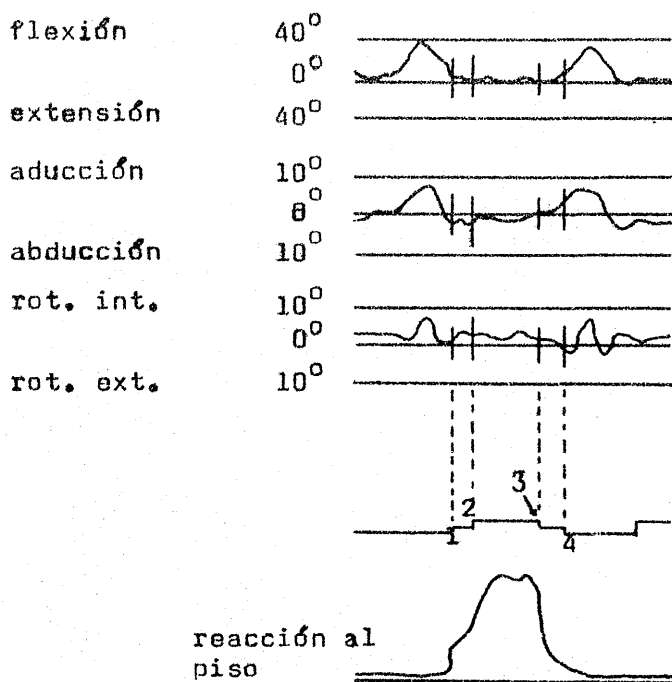
La abducción y adducción (varo -valgo) de la tibia en relación al fémur depende de la configuración anatómica. Por ejemplo, si asumimos 7° de flexión o 0° de extensión podemos añadir movilidad adicional permitida por los ligamentos colaterales y cruzados. Estos movimientos sirven en forma primordial en la distribución del peso sobre los platillos tibiales y han sido calculados por Morrison (10,11,18,19, 20,24,28,29,33,38,39,40,42,45,52,54,56,77).

Fig. 15.- PATRON DE MOVILIDAD TIBIO FEMORAL EN LA MARCHA SOBRE LO PLANO



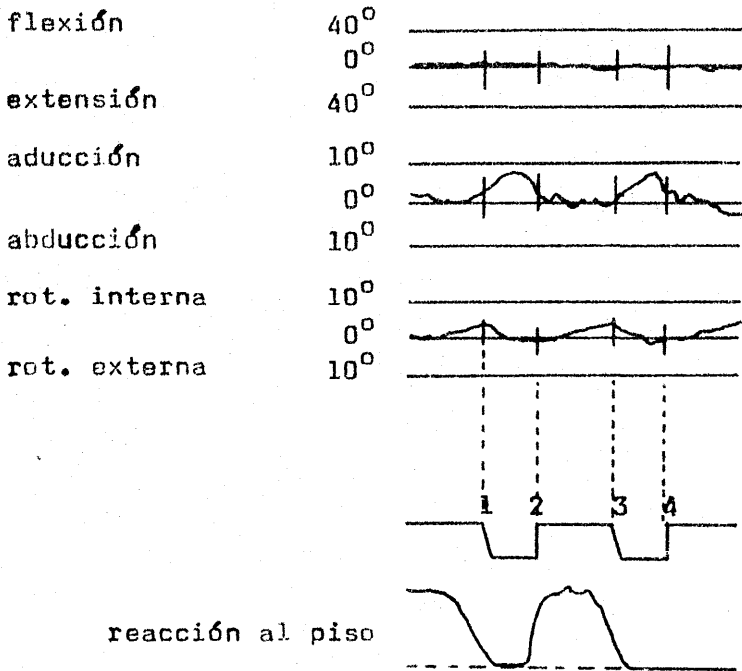
- 1.- Choque de talón
- 2.- Pié sobre lo plano
- 3.- Despegue del talón
- 4.- Impulso del primer dedo

Fig. 16.- Patrón de la movilidad tibio-femoral en geno- varo dege- nerativo



- 1.- Choque de talón
- 2.- Pié sobre lo plano
- 3.- Despegue del talón
- 4.- Impulso del primer dedo

Fig. 17.- PATRON DE LA MOVILIDAD TIBIO-FEMORAL DURANTE LA MARCHA DE UN PACIENTE CON ARTRITIS REUMATOIDE SEVERA



- 1.- Choque del talón
- 2.- Pié sobre lo plano
- 3.- Despegue del talón
- 4.- Impulso del primer dedo

c). EVALUACION MECANICA DE LA RODILLA

Se han realizado estudios del papel de la carga en la estabilidad de la rodilla, ésta es generada por la gravedad y fuerza muscular con implicaciones importantes en la movilidad tibio femoral porque limitan los desplazamientos y rotaciones protegiendo a los ligamentos de los alargamientos excesivos, producidos por fuerzas y momentos externos.

Se utilizarán los términos rigidez y laxitud para indicar estabilidad e inestabilidad respectivamente. La laxitud es el resultado del desplazamiento resultante de una fuerza cíclica y de torción las cuales se han determinado cuantitativamente.

Un factor importante que reduce la laxitud es la configuración de los cóndilos femorales. Walker y Wang (75, 76) realizaron pruebas de torción al aplicar un esfuerzo de compresión tibio-femoral a 25 grados de flexión, reportando que había un 80% de reducción de la laxitud rotatoria cuando se aplicaban 983 Newton de carga y observaron un ligero incremento en algunos especímenes después de la menisectomía medial y lateral. (Figs. 18,19 y 20).

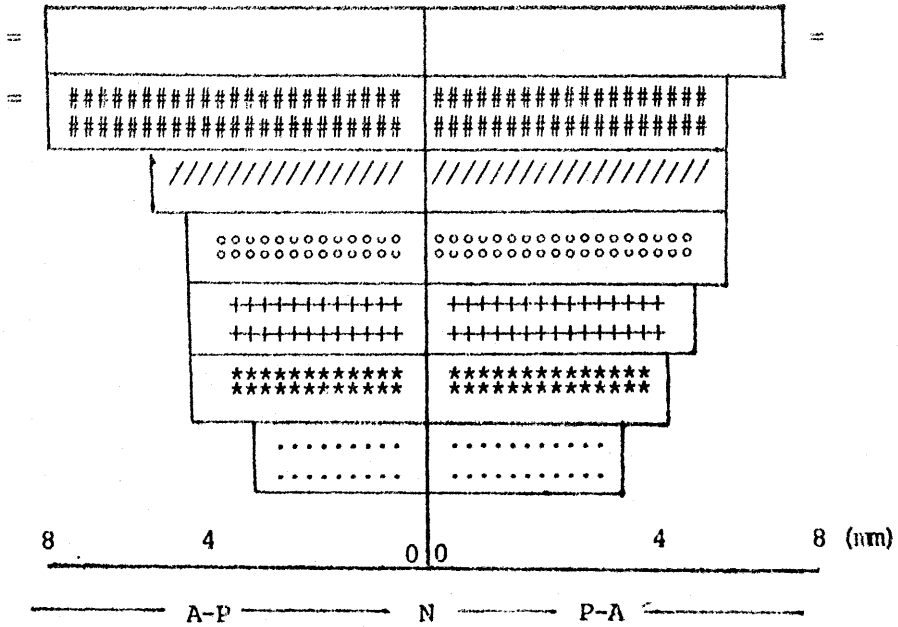
Hsieh y Walker (24) midieron fuerzas ventro-dorsales contra resistencias de desplazamiento en cuatro especímenes a 30 grados de flexión y a una carga de 1,470 Newtons, observando disminución de la laxitud ventro-dorsal y la menisectomía no tuvo influencia en el resultado.

A flexión de 20 grados de la rodilla las rotaciones de la tibia disminuye la laxitud e incrementa la rigidez en el plano sagital. En la hiperextensión de rodilla se incrementa la rigidez y disminuye la laxitud en pruebas de varo--valgo.

De igual forma ha sido evaluada la laxitud con respecto a la sección ligamentaria en la cuál se apreció la importancia de los ligamentos cruzados en la estabilidad de la

rodilla. (34,35,37,42,47,,53,59,60,61,66,67,68,69,70,71,72,
78).

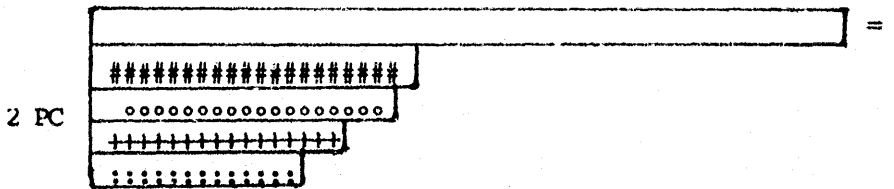
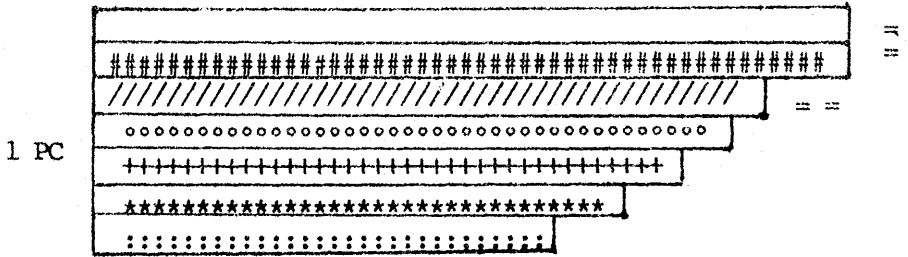
Fig. 18. LAXITUD ANTERO-POSTERIOR SIN CARGA CON 30° DE FLEXION



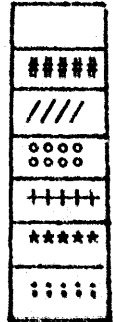
Resección de ambos cruzados
 Resección del cruzado anterior
 Resección de ambos meniscos
 Resección de la cápsula dorsal
 Resección del colateral medial
 Resección del colateral lateral
 Intacto
 = Luxación



Fig. 19. LAXITUD VENTRO-DORSAL Y 30° DE FLEXION

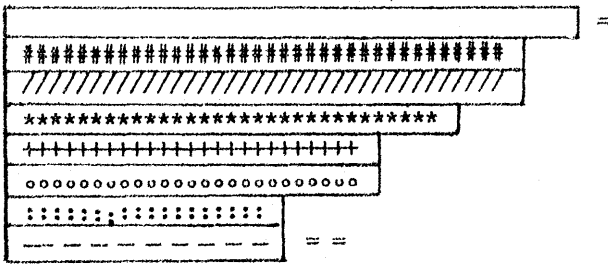


Resección de ambos cruzados
 Resección del cruzado anterior
 Resección de ambos meniscos
 Resección de la cápsula dorsal
 Resección del colateral medial
 Resección del colateral lateral
 Intacto

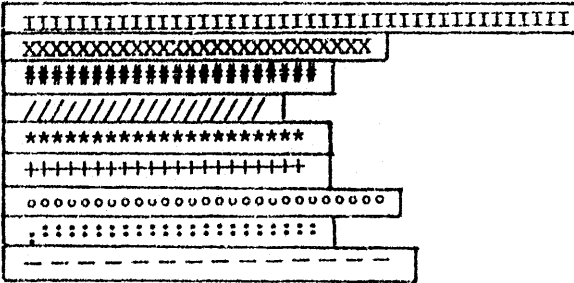


= Luxación
 == Resección de la porción media unicamente

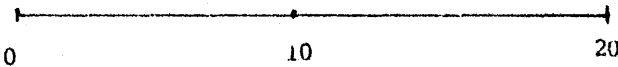
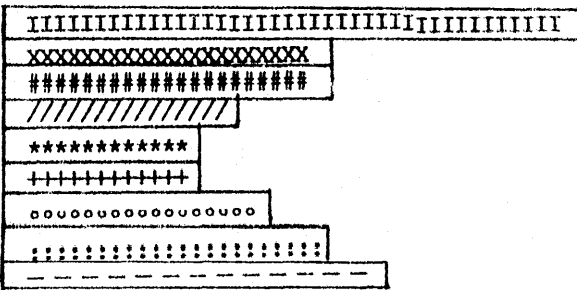
Fig. 20. LAXITUD ROTATORIA CON 30° GRADOS DE FLEXION.



Cápsula Posterior
 Cóndilo y espina tibial
 Espina tibial
 Menisectomía bilateral
 Menisco medial
 Colateral bilateral
 Colateral lateral
 Ambos cruzados
 Cruzado anterior
 Intacto



= Luxación
 = Sin luxación



Las características mecánicas consideradas en el replazo total se le han incluido características funcionales tanto en el plano uni-axial como poli-axial, estabilidad, fijación, dimensiones y área de transmisión de carga y materiales que la constituyen.

Para el estudio de las prótesis en función a su estabilidad depende de dos factores:

- I. Factores extrínsecos: constituidos por ligamentos, cápsula, importantes cuando son sometidos a carga.
- II. Factores intrínsecos: implante.

Un diseño uni-axial está proporcionado por el diseño en bisagra (Fig. 21), en la que su movilidad está restringida en un solo eje. Los conocimientos recientes acerca de la cinemática de la rodilla ubican a estos diseños como inadecuados para una función a largo plazo.

El reemplazo articular necesita para la estabilidad que se combine ambos componentes extrínsecos (huesos y tejidos) e intrínsecos (implante). Por tanto, los implantes actuales intentan combinar éstos componentes para que simulen la movilidad de la rodilla y proporcione estabilidad.

Los estudios de Morrison han indicado que la resistencias a las rotaciones o generación de torques en la rodilla normal pueden alcanzar las 150 pulgadas por libra durante la marcha, lo cual se ha comprobado en pruebas realizadas en una máquina Instron con compresión axial y sollicitacion torcional.

Se han dividido los implantes en dos grupos en función al torque generado (estudios de Morrison).

GRUPO I. Torque bajo. Se encuentran los diseños de la UCI, Bechtol, Gunston, Marmor y Townley. Su uso clínico depende de la integridad musculo-ligamentaria para proporcionar estabilidad. (Fig. 22)

GRUPO II. Torque alto. Dentro de estos se incluyen:
la Condilar total, Freeman-Swanson, Curvada de Bechtol, Geométrica. Dependen de una menor coacción designada como un resultado final de estabilidad. (Fig. 23,24). (2,6,7,8,16,21,22,26,27,30,32,48,50,51,54,61,63,64).

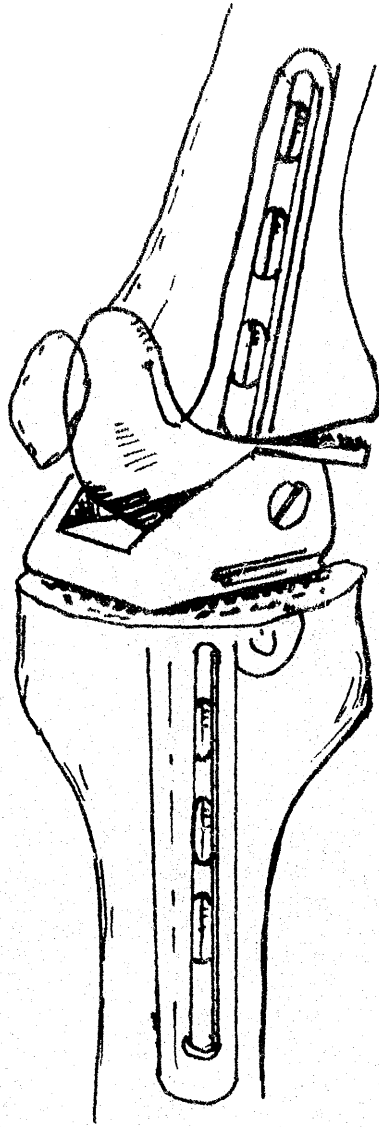


Fig. 21 Prótesis total de rodilla de diseño uniaxial.

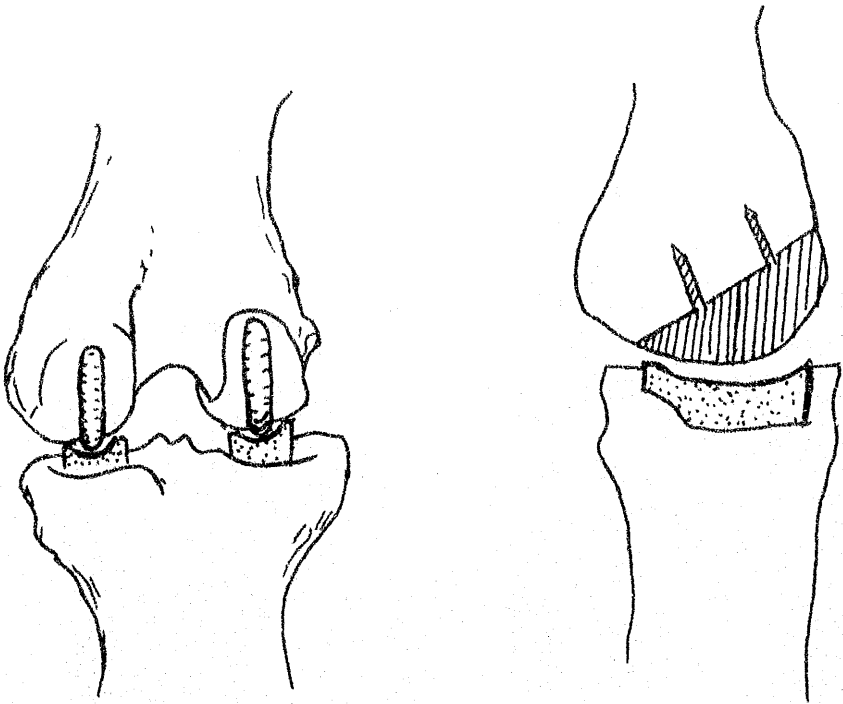


Fig. 22 Prótesis total de rodilla de torque bajo

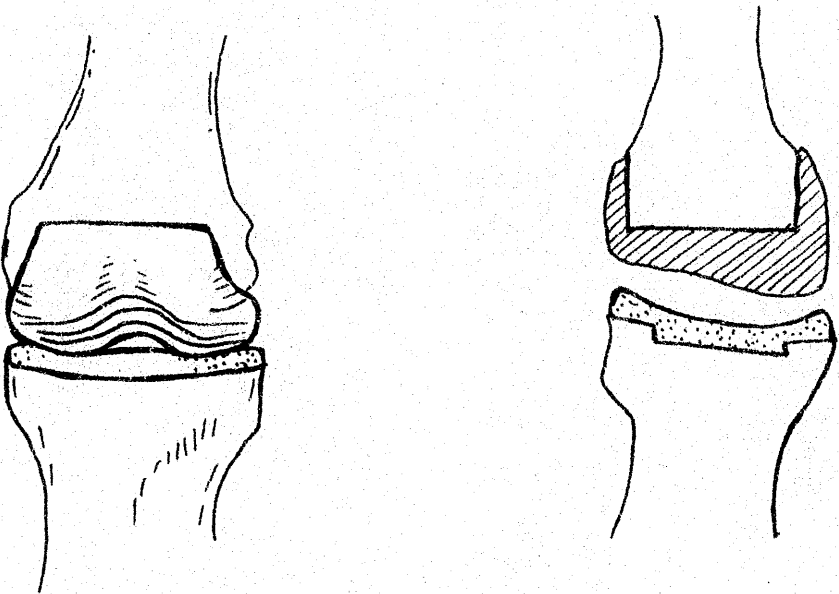


Fig. 23 Prótesis total de rodilla de torque alto

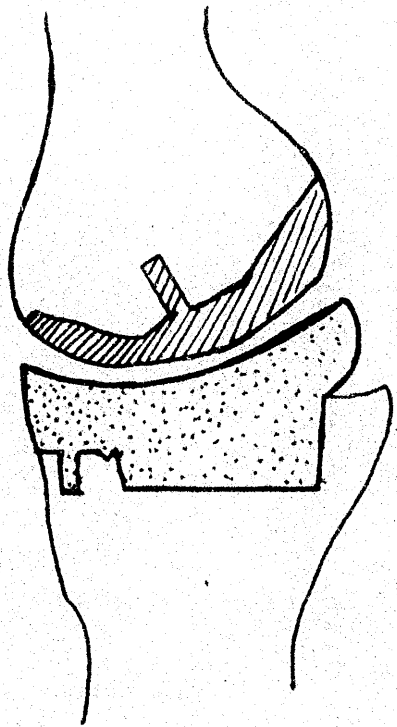
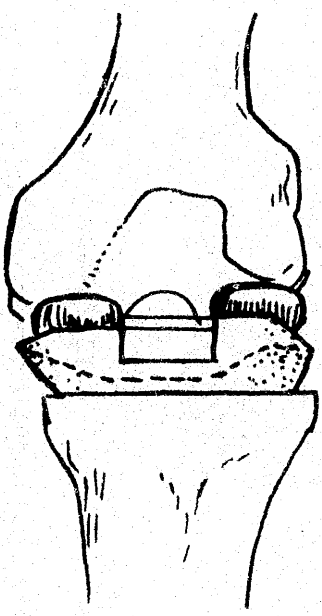
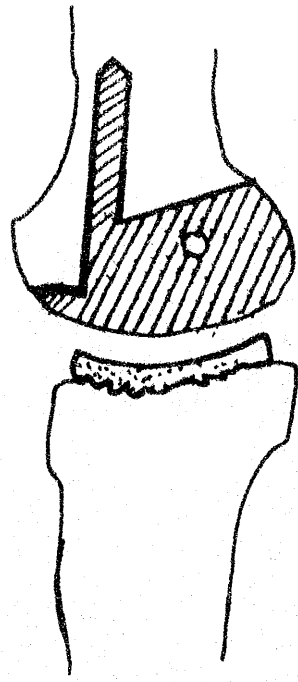


Fig. 24 Prótesis total de rodilla de torque alto

III.- PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

a) Material

1.- Para la obtención de los modelos matemáticos se utilizó :

- A) Una computadora Burroughs E-6700 y su paquete estadístico denominado BASIS. (Fig. 25)
- B) Una calculadora Hewlett Packard. (Fig. 26)

2.- Para la realización de las pruebas mecánicas de las prótesis totales de rodilla se utilizó:

- A) Una máquina Instron modelo 1125 (Fig. 27 y 28)

Una celda de carga de	500 Kg.
Sensibilidad	100 Gr.
Precisión	-10 Gr.
Velocidad de carga constante	3 mm/ min.
Velocidad de la carga	10 mm/ min.

- B) Tres aditamentos para fijar la prótesis total a la máquina (Fig. 29,30,31,32,33 y 34)
- C) Dos prótesis totales de rodilla de tamaño regular tipo geométrica (Zimmer)

b) Método

1.- Los datos utilizados para el análisis estadístico fueron tomados de la literatura (24,33 y 75)

La laxitud rotatoria generalmente es considerada una importante causa por su relación con una lesión de una articulación.

En actividades funcionales la cantidad de rotación depende de varios factores: el ángulo de flexión, la carga axial en dirección del eje longitudinal de la tibia, el torque rotatorio aplicado y el grado de la

xitud inherente en los ligamentos y en otras estructuras restrictivas.

La laxitud rotatoria de una rodilla significa la cantidad de " juego " detectado mediante una prueba clínica.

En una medición de la laxitud se aplica una fuerza cíclica a la tibia en un periodo corto de tiempo y automáticamente se grafica la fuerza contra el movimiento, el aparato de pruebas consistió de una máquina de carga cíclica Instron, con un aditamento para la laxitud dentro del cual una articulación fué insertada. La rodilla podía ser colocada en ángulos particulares de flexión y una fuerza rotatoria o bien, la laxitud bajo carga de compresión.

Para la obtención de los modelos matemáticos se utilizó la computadora Burroughs y su paquete estadístico denominado Basis. (81,84,85,86 y 87)

2.- Pruebas mecánicas de las prótesis totales de rodilla

Se hicieron pruebas del material plástico del componente tibial de la prótesis a diferentes ángulos de flexión (de 0 a 40°), aplicándose diferentes cargas de compresión (25 a 200 Kg/cm²). El aditamento para efectuar la prueba consta de tres piezas, dos de las cuales fijan los componentes de las prótesis simulando una fijación ideal; es decir, sin ningún movimiento o elemento adhesivo (metilmetacrilato), para que el efecto medido sea unicamente de compresión. (80, 82 y 87)

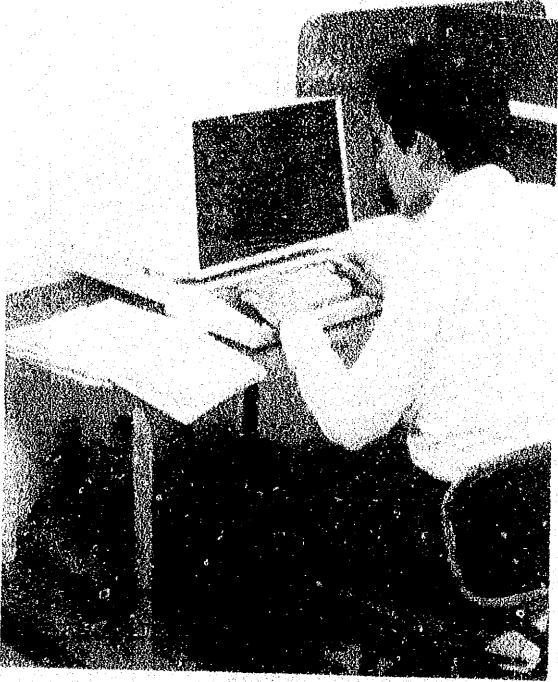


Fig. 25. Terminal de la Com
putadora.



Fig. 26. Calculadora.

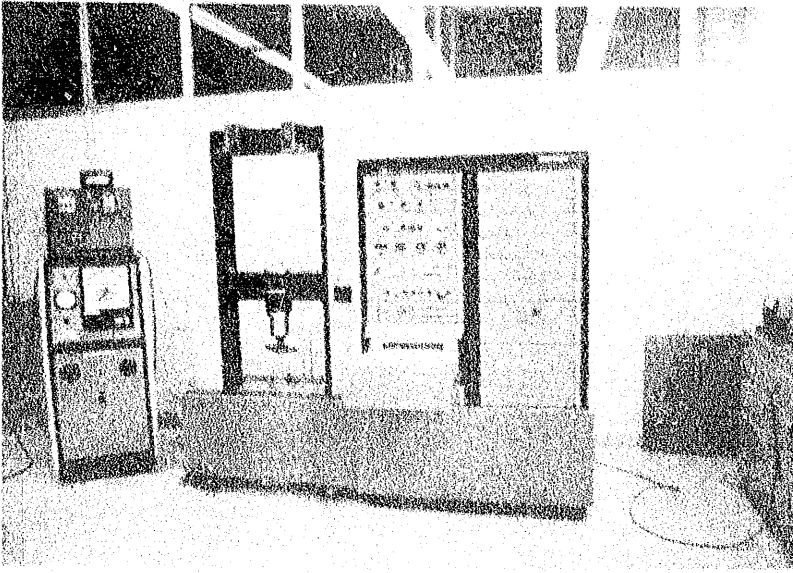
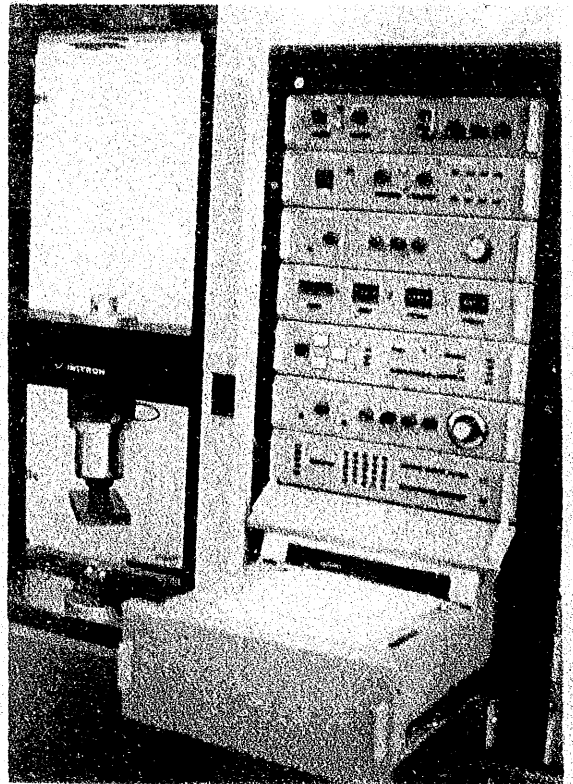


Fig. 27 y 28.
Máquina Instron



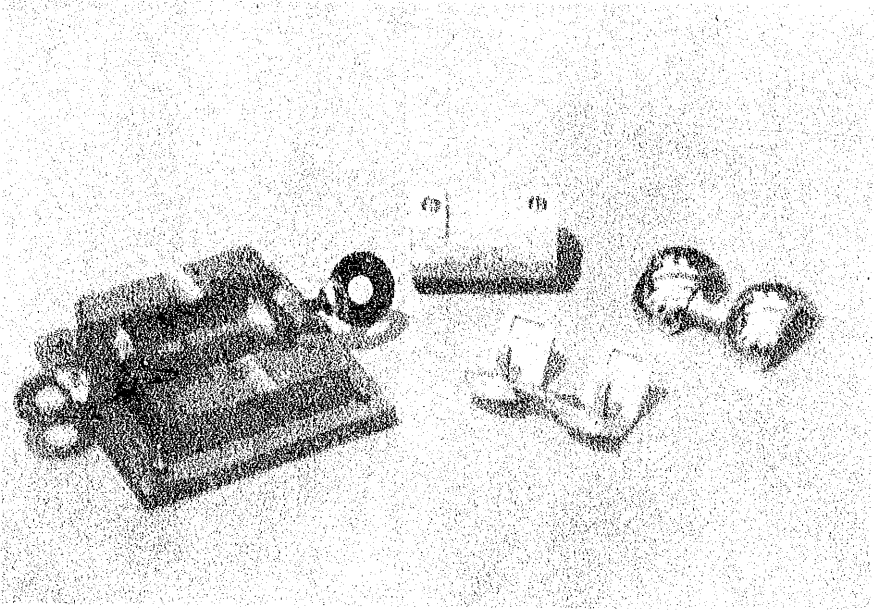
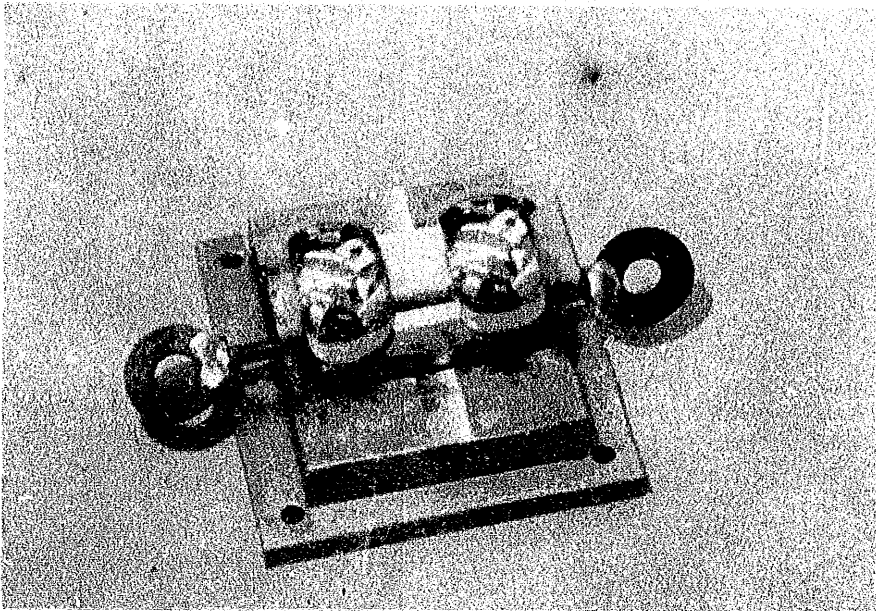


Fig. 29 y 30. Aditamentos para el componente femoral



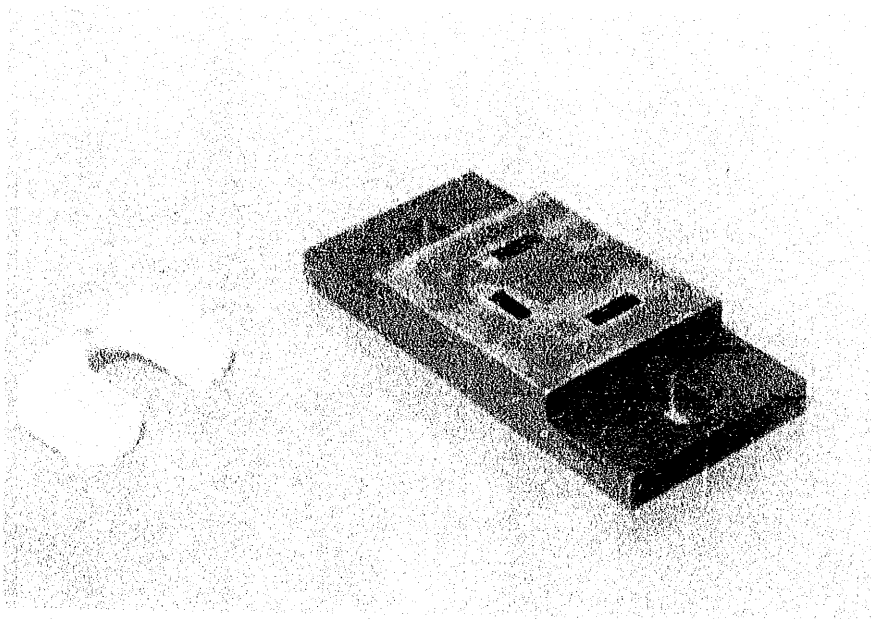
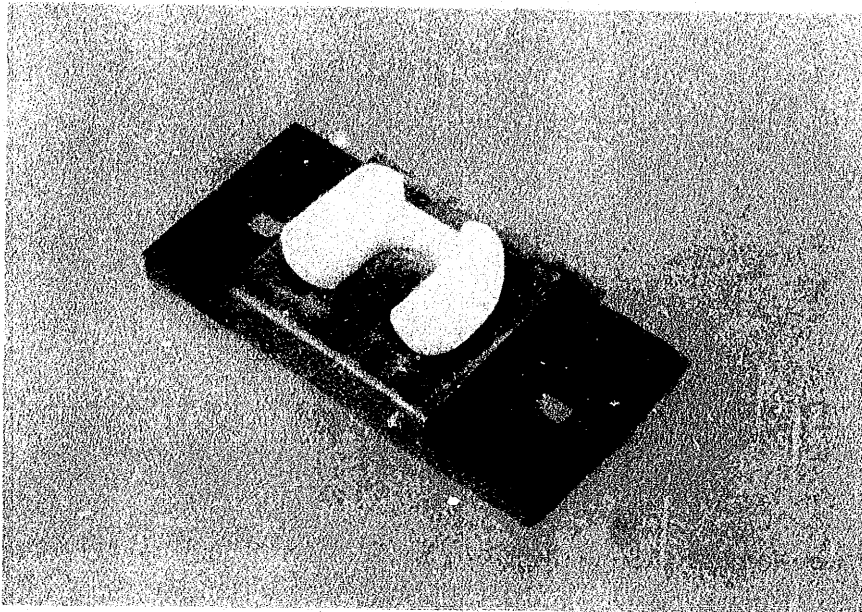


Fig. 31 y 32. Aditamento para el componente tibial



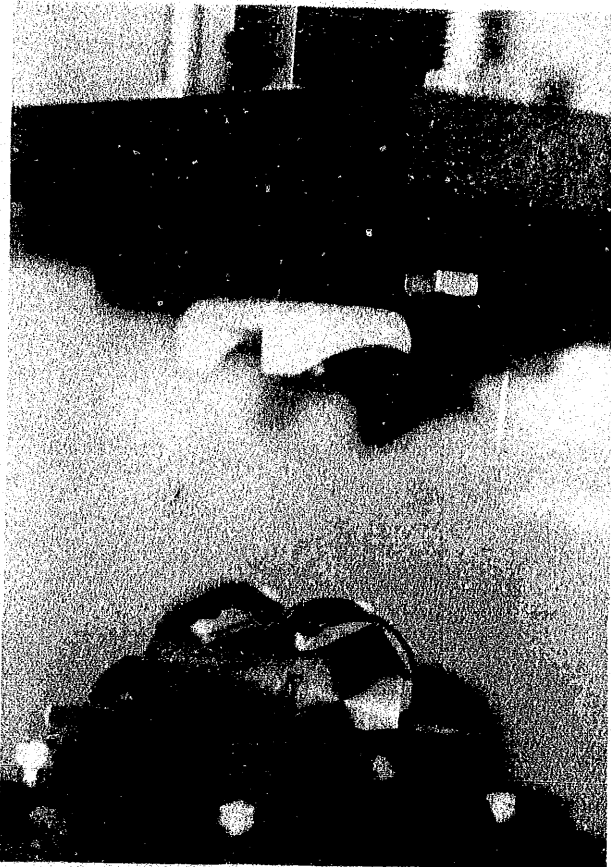
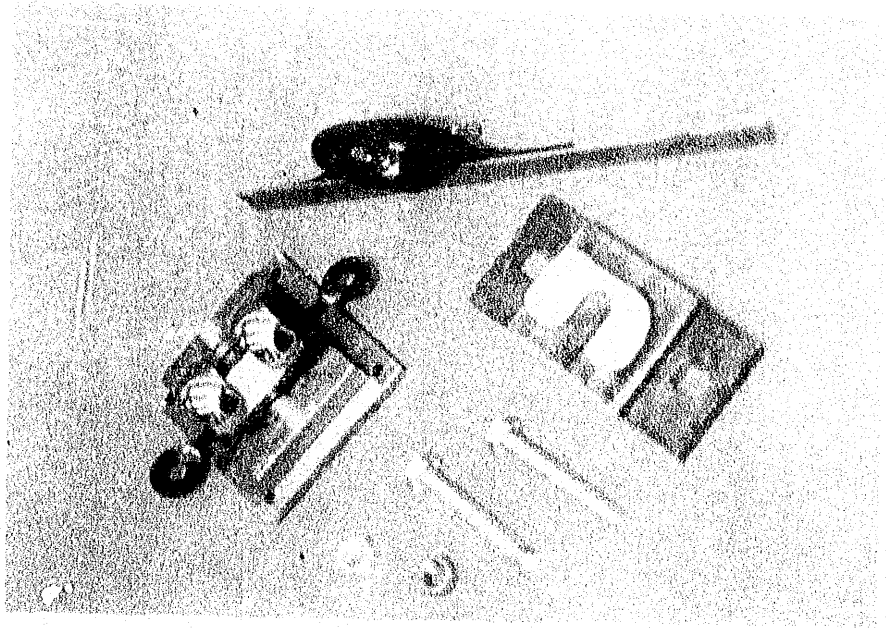


Fig. 33 y 34
Prótesis adaptada a la
máquina de prueba

IV. RESULTADOS

Análisis estadístico.

Una importante y útil área del análisis estadístico es el desarrollo de modelos matemáticos que sirven para representar situaciones físicas conociéndose como Análisis de Regresión y se interesa en el desarrollo de una relación funcional específica, el modelo matemático y su significación estadística.

La aplicación de éste tipo de análisis consta de las siguientes etapas:

- I) Selección de un modelo matemático
- II) Cálculo de los coeficientes
- III) Pruebas estadísticas del modelo para representar situaciones físicas
- IV) Evaluación del modelo para determinar una dirección para su mejoramiento

A continuación se presentan las ecuaciones obtenidas a través de ésta técnica. El paquete de programas se obtuvo a partir de datos extraídos de la literatura (ver apéndices I, II, III). Con la letra "L" representa la laxitud en grados, con la letra "E" representamos la carga soportada por la rodilla en Kg/cm² y la letra "A" representa el ángulo de flexión en grados

MODELOS MATEMÁTICOS

- LATITUD = 16.22449 + 0.0519 (CARGA) ... ECUACION 1
- LATITUD = 15.3333 + 0.068 (CARGA) - 0.00005 (CARGA)² ... ECUACION 2
- LATITUD = -6.6831 + 14.642 (LOG CARGA) ... ECUACION 3
- LATITUD = 5.56489 + 0.04191 (CARGA) ... ECUACION 4
- LATITUD = -13.5592 + 12.1618 (LOG CARGA) ... ECUACION 5
- LATITUD = -14.59425 + 13.26447 (LOG CARGA) ... ECUACION 6
- LATITUD = -10.0693 + 10.67953 (LOG CARGA) ... ECUACION 7
- LATITUD = -12.45437 + 11.6235 (LOG CARGA) ... ECUACION 8
- LATITUD = -12.56815 + 11.0317 (LOG CARGA) ... ECUACION 9
- LATITUD = 16.2 - 0.076 (CARGA) ... ECUACION 10
- LATITUD = 16.54286 - 0.09124 (CARGA) - 0.00000 (CARGA)² ... ECUACION 11
- LATITUD = 16.30286 - 0.05302 (CARGA) - 0.00051 (CARGA)² + 2.19479 E-06 (CARGA)³ ... EC 12
- LATITUD = 24.6 - 0.07667 (CARGA) ... ECUACION 13
- LATITUD = 23.04286 - 0.04302 (CARGA) - 0.00019 (CARGA)² ... ECUACION 14
- LATITUD = 23.04286 - 0.04302 (CARGA) - 0.00019 (CARGA)² + 3.10023 E-17 (CARGA)³ ... EC. 15
- LATITUD = 10.10097 + 0.07549 (GRADOS) ECUACION 16
- LATITUD = 14.7599 + 0.31567 (ANGULO) - 0.0010 (GRADOS)² ... ECUACION 17
- LATITUD = 3.64194 + 0.03949 (GRADOS) ... ECUACION 18
- LATITUD = 2.94325 + 0.0096 (GRADOS) - 0.000304 (GRADOS)² ... ECUACION 19
- LATITUD = 2.42151 + 0.16654 (GRADOS) - 0.00196 (GRADOS)² + 7.04300 E-08 (GRADOS)³
ECUACION 20
- LATITUD = 13.03416 - 0.15314 (GRADOS) ... ECUACION 21
- LATITUD = 10.41036 - 0.59066 (GRADOS) + 0.0047 (GRADOS)² ... ECUACION 22
- LATITUD = 6.66361 + 0.06950 (GRADOS) - 0.0152 (CARGA) ... ECUACION 23
- LOG (LATITUD) = 0.76454 + 0.00253 (GRADOS) - 0.00061 (CARGA) ... EC. 24

MODELOS MATEMATICOS

**

PAQUETE NUMERO 1

PAQUETE NUMERO 2

PAQUETE NUMERO 3

PAQUETE NUMERO 4

UNA COMBINACION DE LOS 4 PAQUETES

** EL NUMERO DE LOS PROGRAMAS CORRESPONDE
CON EL NUMERO DEL MODELO MATEMATICO Y
ESTOS VAN EN ORDEN CRECIENTE DE ACUERDO
CON LOS PAQUETES DE DATOS **

PAQUETE NUMERO 1

LAXITUD PRIMARIA:

REGRESION LINEAL

REGRESION POLINOMIAL DE GRADO 2

REGRESION POLINOMIAL DEGRADO 3

REGRESION LINEAL SEMILOG

LAXITUD SECUNDARIA EXTERNA:

REGRESION SEMILOG

LAXITUD SECUNDARIA INTERNA:

REGRESION SEMILOG

REGRESION LINEAL

PAQUETE NUMERO 2

LAXITUD PRIMARIA;

REGRESION SEMILOG

LAXITUD SECUNDARIA EXTERNA:

REGRESION SEMILOG

LAXITUD SECUNDARIA INTERNA:

REGRESION SEMILOG

PAQUETE NUMERO 3

PARA 18 GRADOS DE FLEXION:

REGRESION LINEAL

REGRESION DE GRADO 2

REGRESION DE GRADO 3

PARA 30 GRADOS DE FLEXION:

REGRESION LINEAL

REGRESION DE GRADO 2

REGRESION DE GRADO 3

PAQUETE NUMERO 4

LAXITUD PARA UNA CARGA DE 8 NW/MT:

LA REGRESION DE GRADO 1

LA REGRESION DE GRADO 3

LAXITUD PARA UNA CARGA DE 29 NW/MT:

LA REGRESION DE GRADO 1

LA REGRESION DE GRADO 2

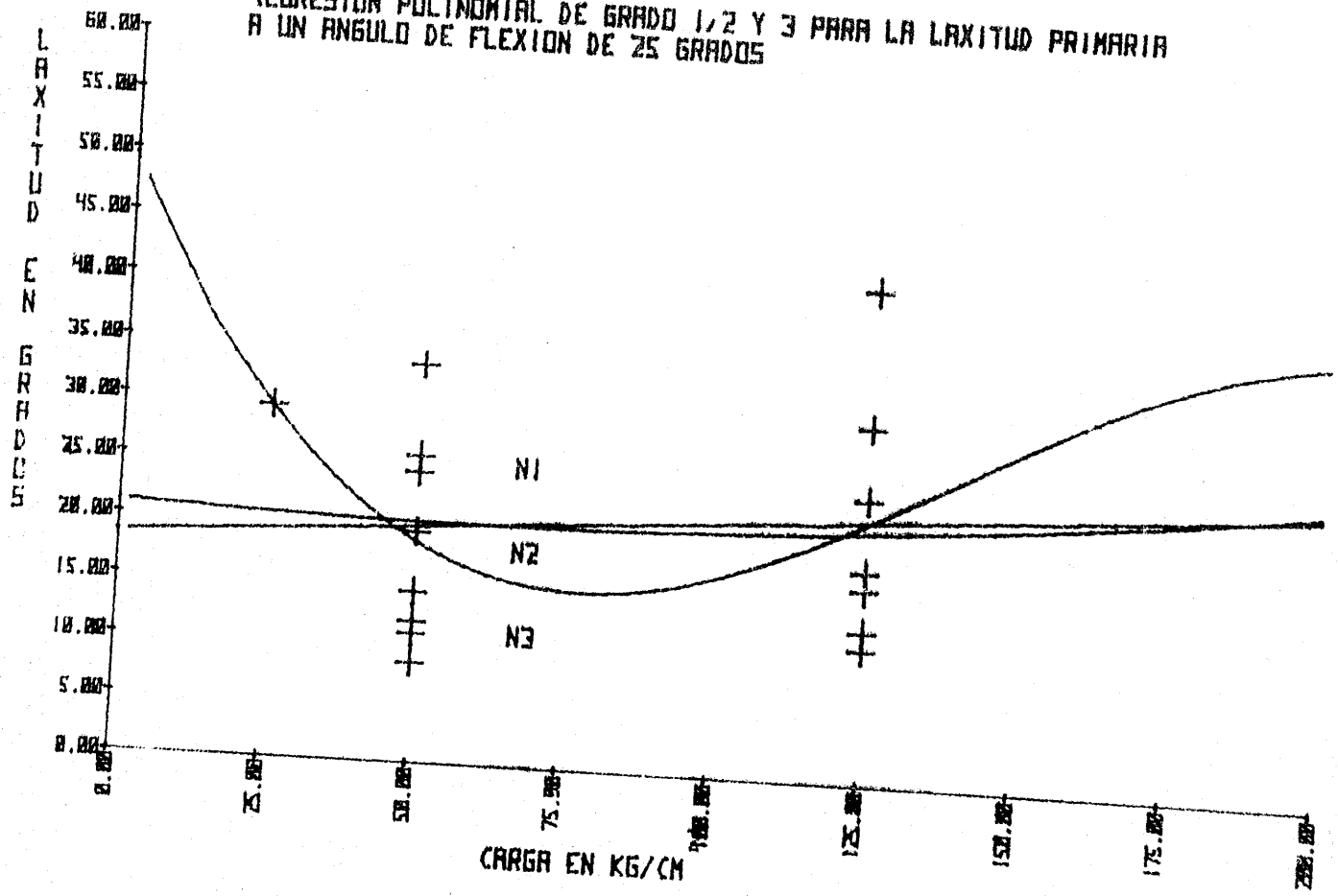
LA REGRESION DE GRADO 3

LAXITUD PARA UNA CARGA DE 100 NW/MT:

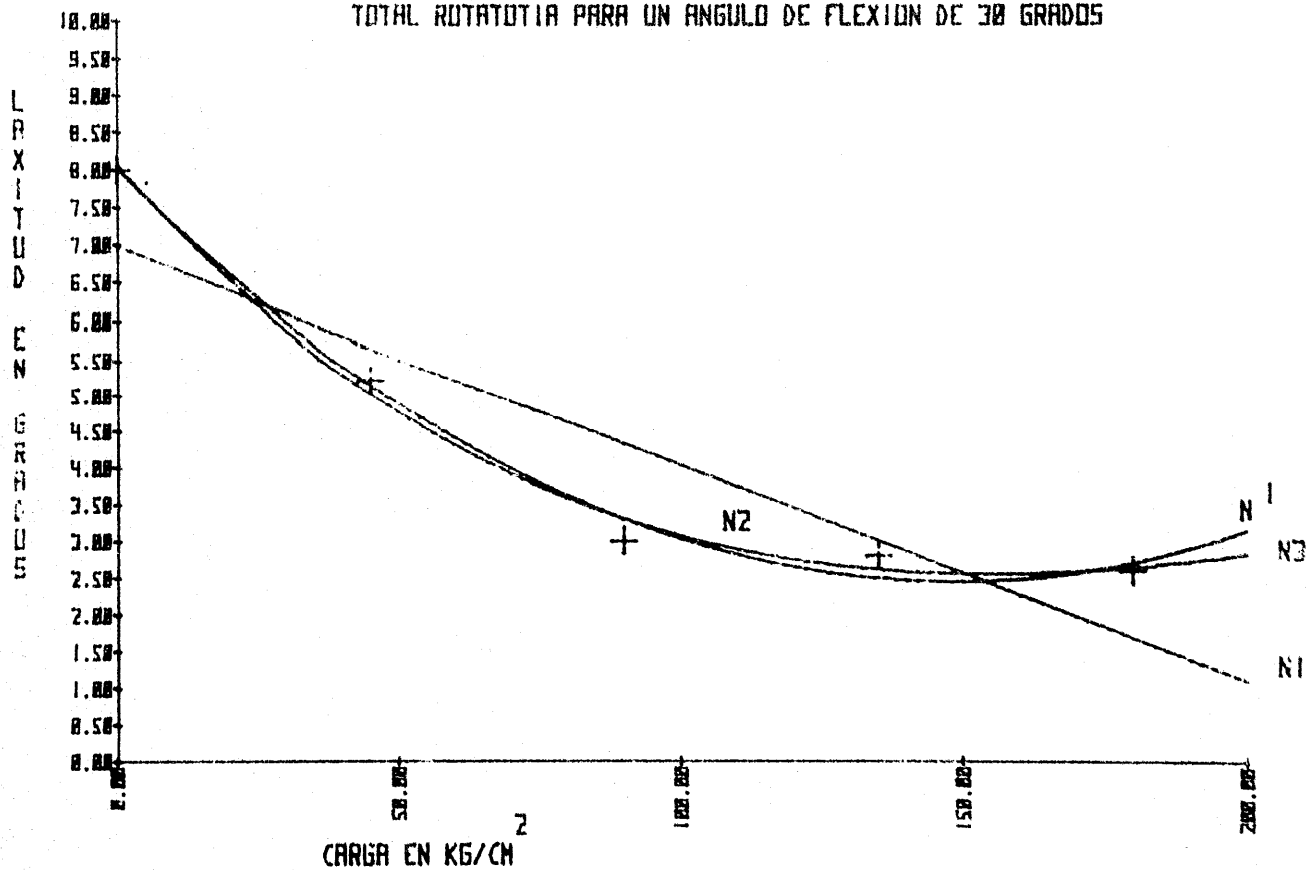
LA REGRESION DE GRADO 1

LA REGRESION DE GRADO 3

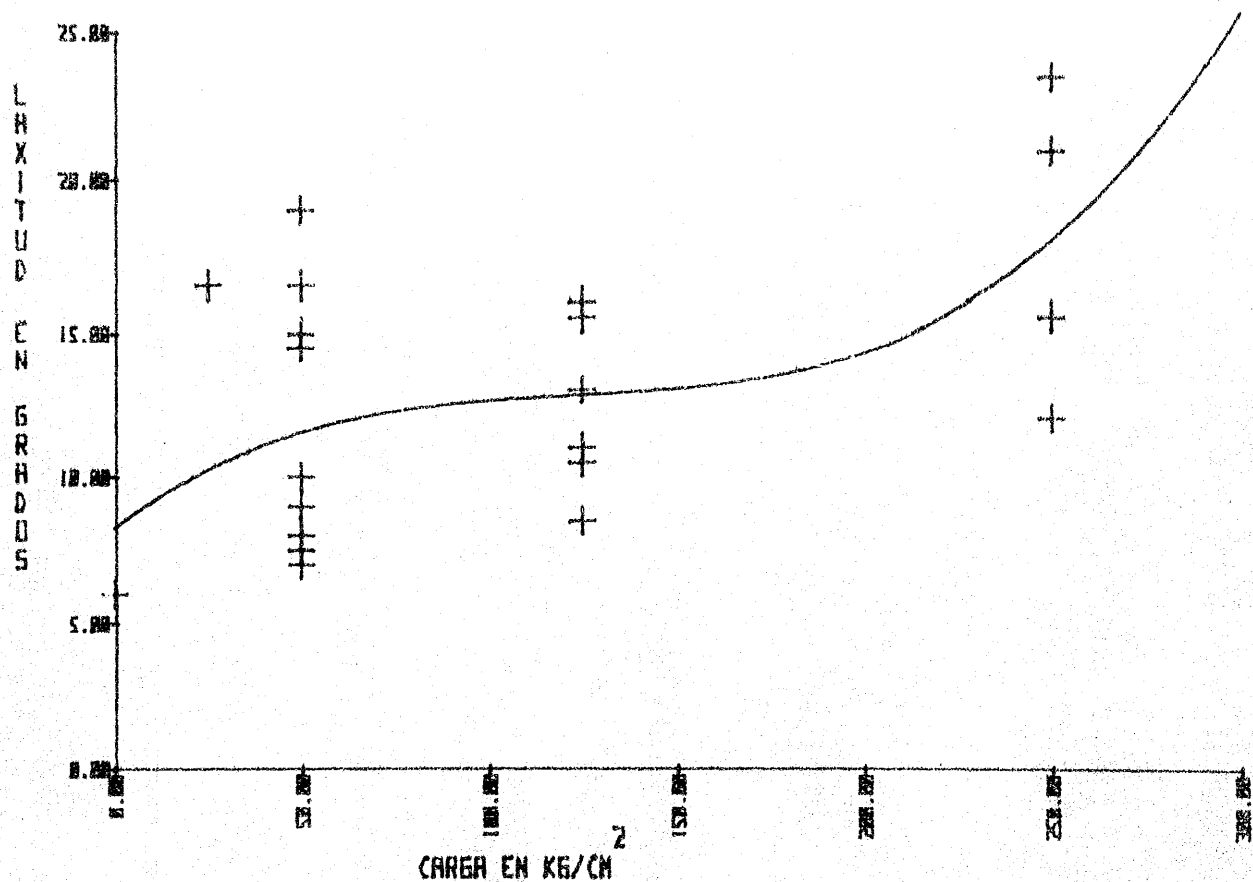
REGRESION POLINOMIAL DE GRADO 1, 2 Y 3 PARA LA LAXITUD PRIMARIA
A UN ANGULO DE FLEXION DE 25 GRADOS



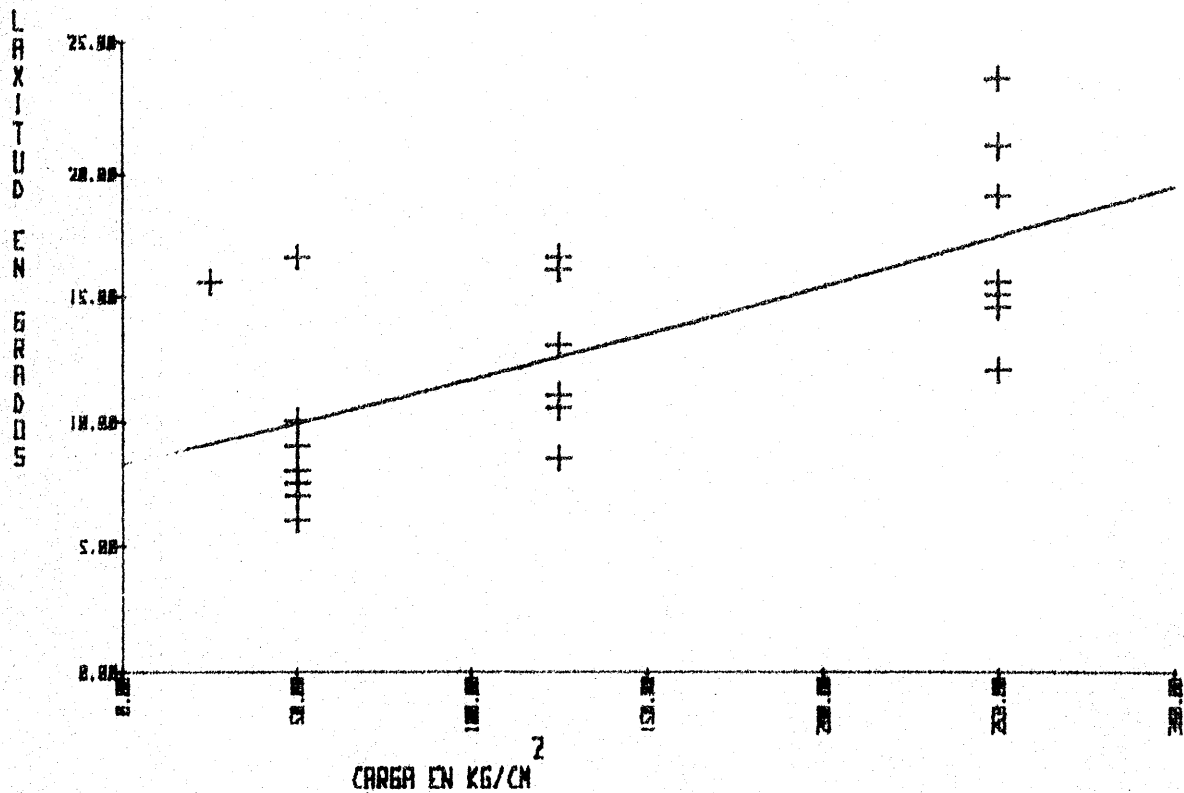
REGRESIONES POLINOMIALES DE GRADO 1/2,3 PARA LA LAXITUD
 TOTAL ROTATOTIA PARA UN ANGULO DE FLEXION DE 30 GRADOS



REGRESION POLINOMIAL DE GRADO 3 PARA LA LAXITUD SECUNDARIA EXTERNA
PARA UN ANGULO DE 25 GRADOS

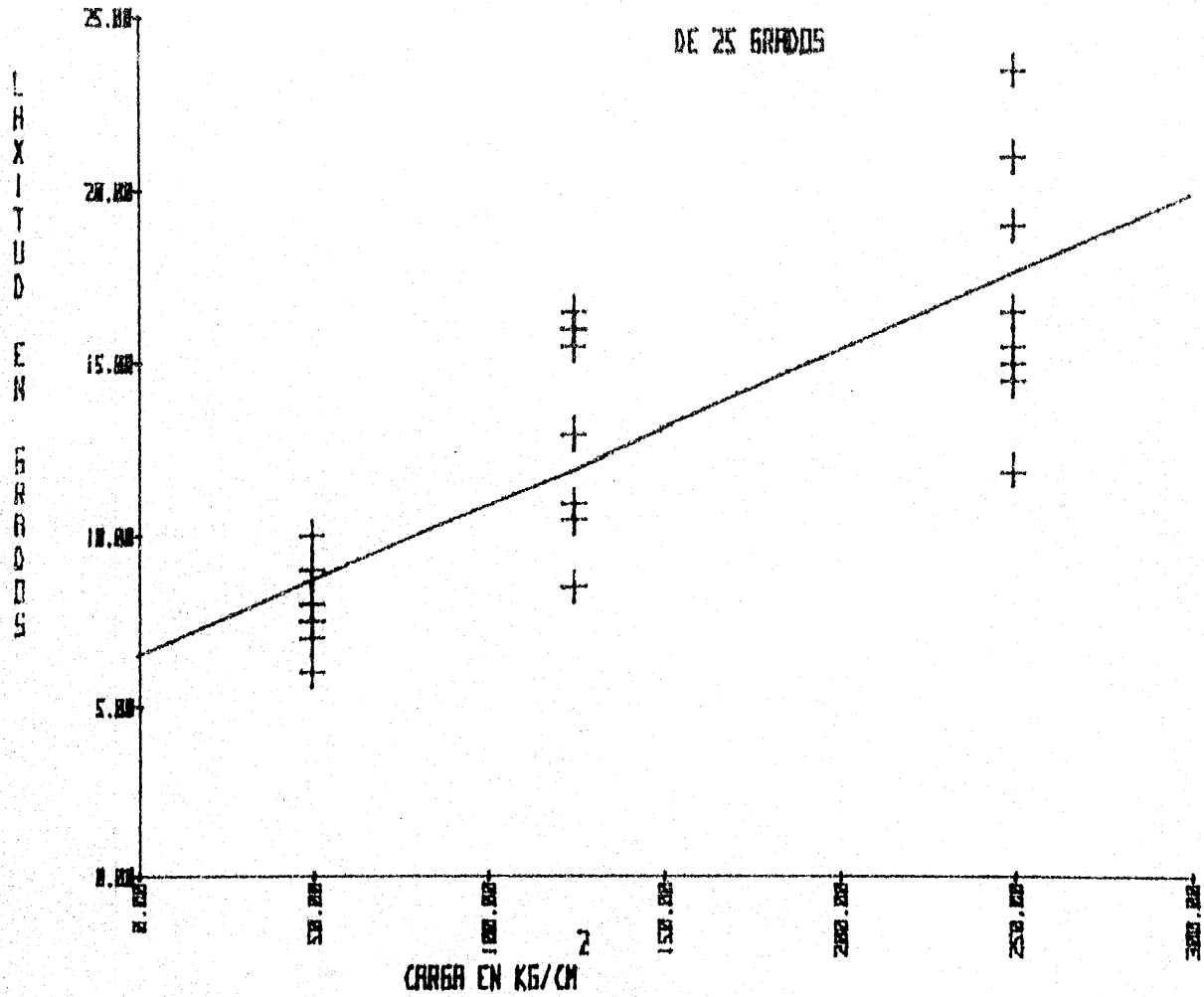


REGRESION POLINOMIAL DE GRADO 2 PARA LA LAXITUD SECUNDARIA EXTERNA
A 25 GRADOS DE FLEXION

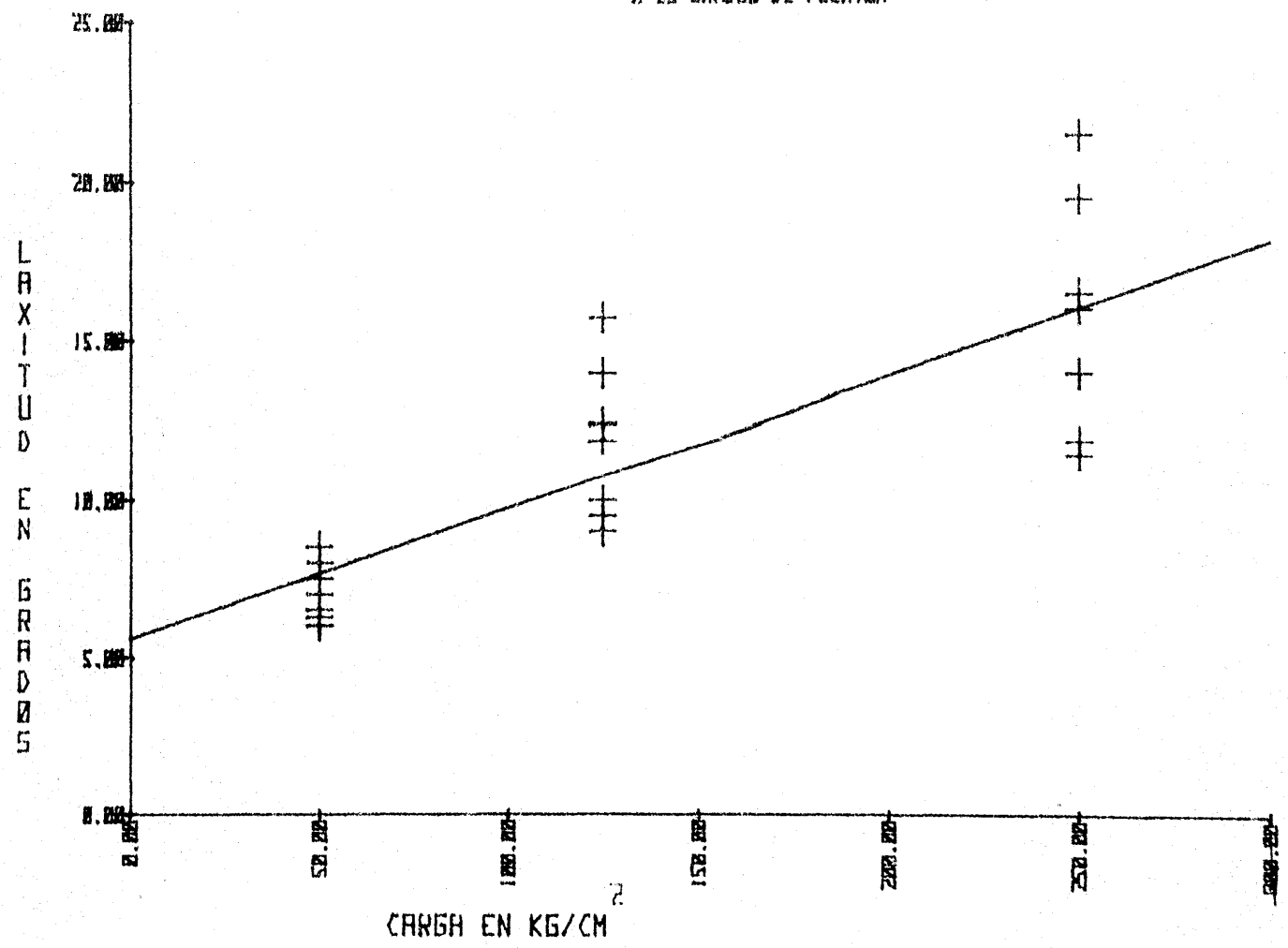


CORRELACION LINEAL PARA LA LAXITUD SECUNDARIA EXTERNA PARA UN ANGULO θ

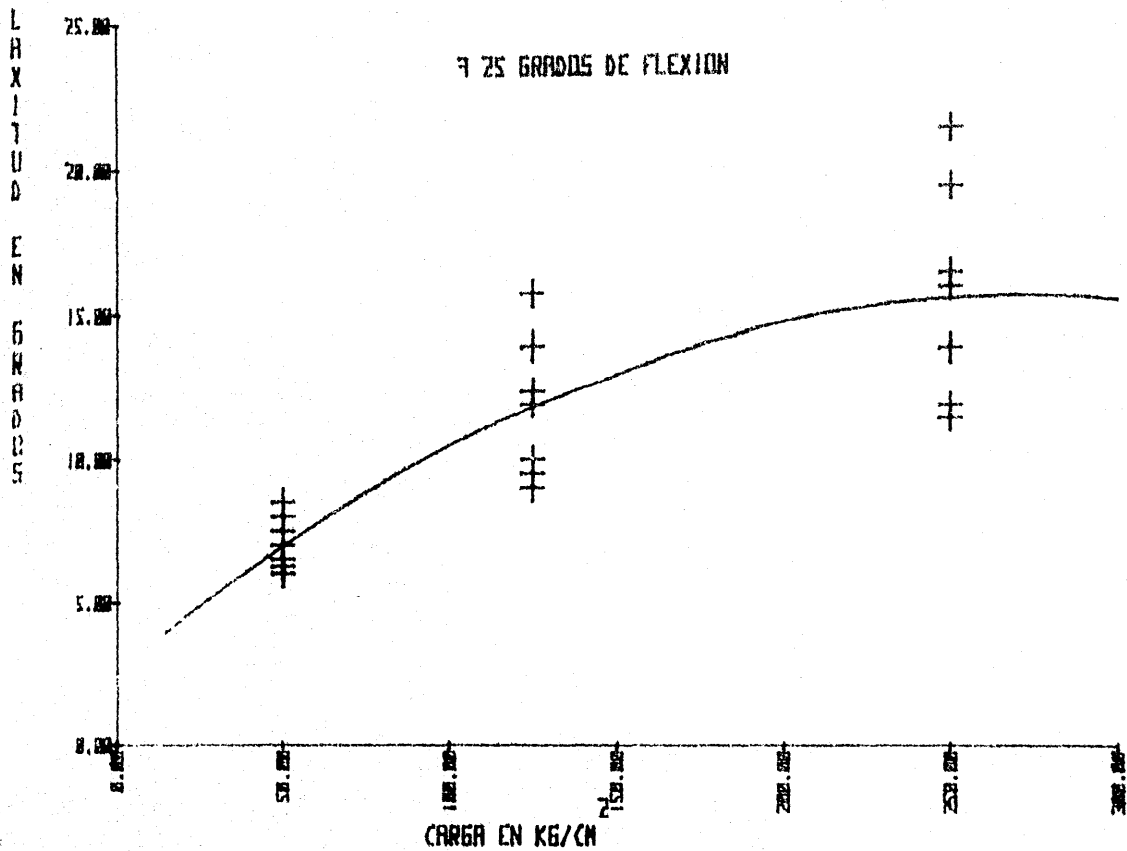
DE 25 GRADOS



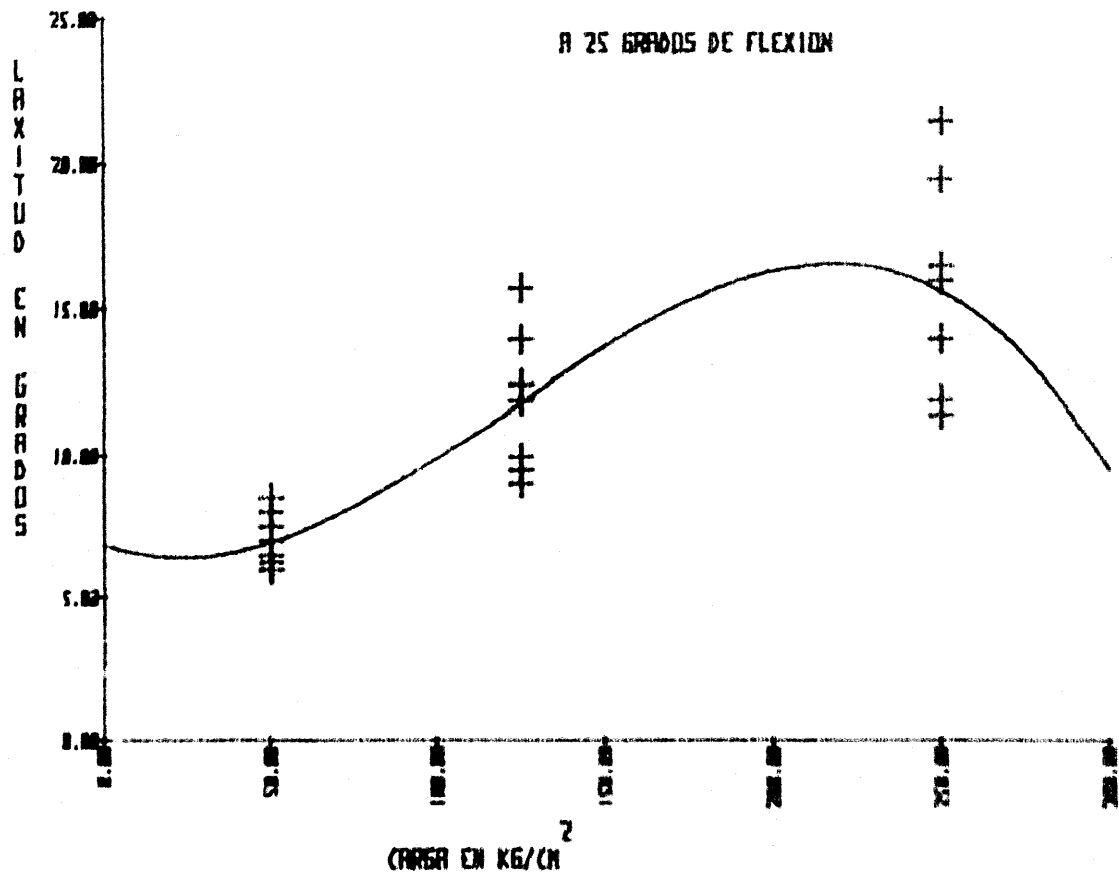
CORRELACION LINEAL PARA LA LAXITUD SECUNDARIA INTERNA
A 25 GRADOS DE FLEXION



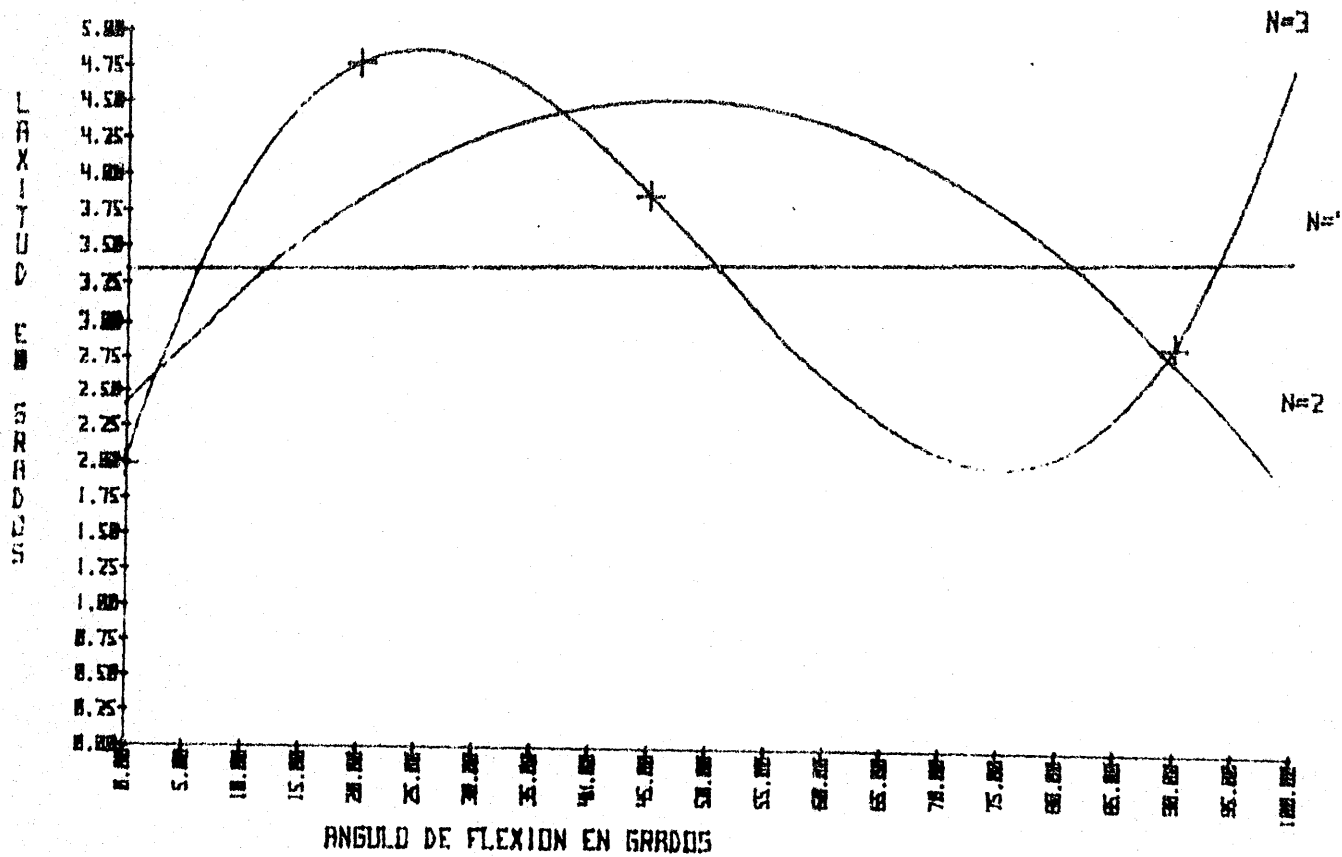
REGRESION POLINOMIAL DE GRADO 2 PARA LA LAXITUD SECUNDARIA INTERNA



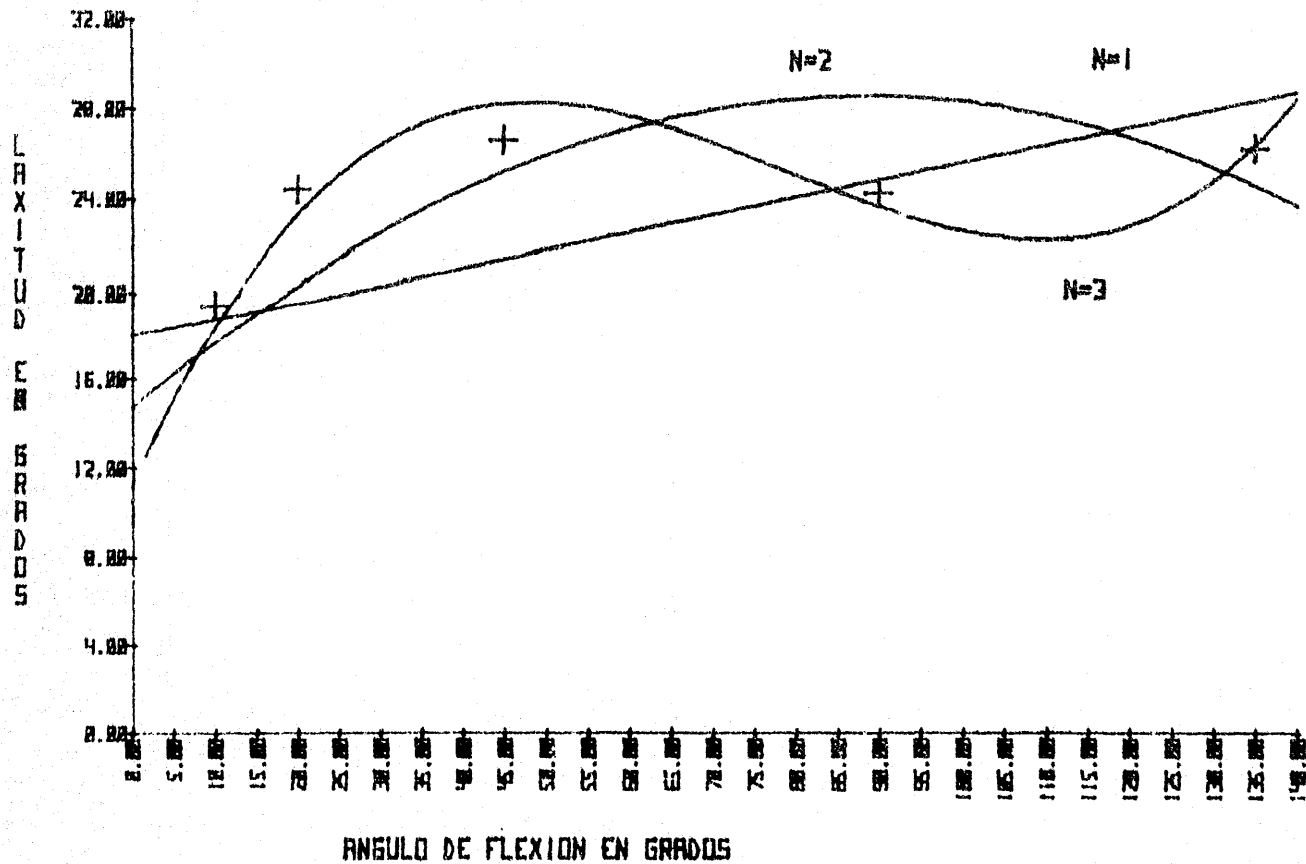
REGRESION POLINOMIAL DE GRADO 3 PARA LA LAXITUD SECUNDARIA INTERNA
A 25 GRADOS DE FLEXION



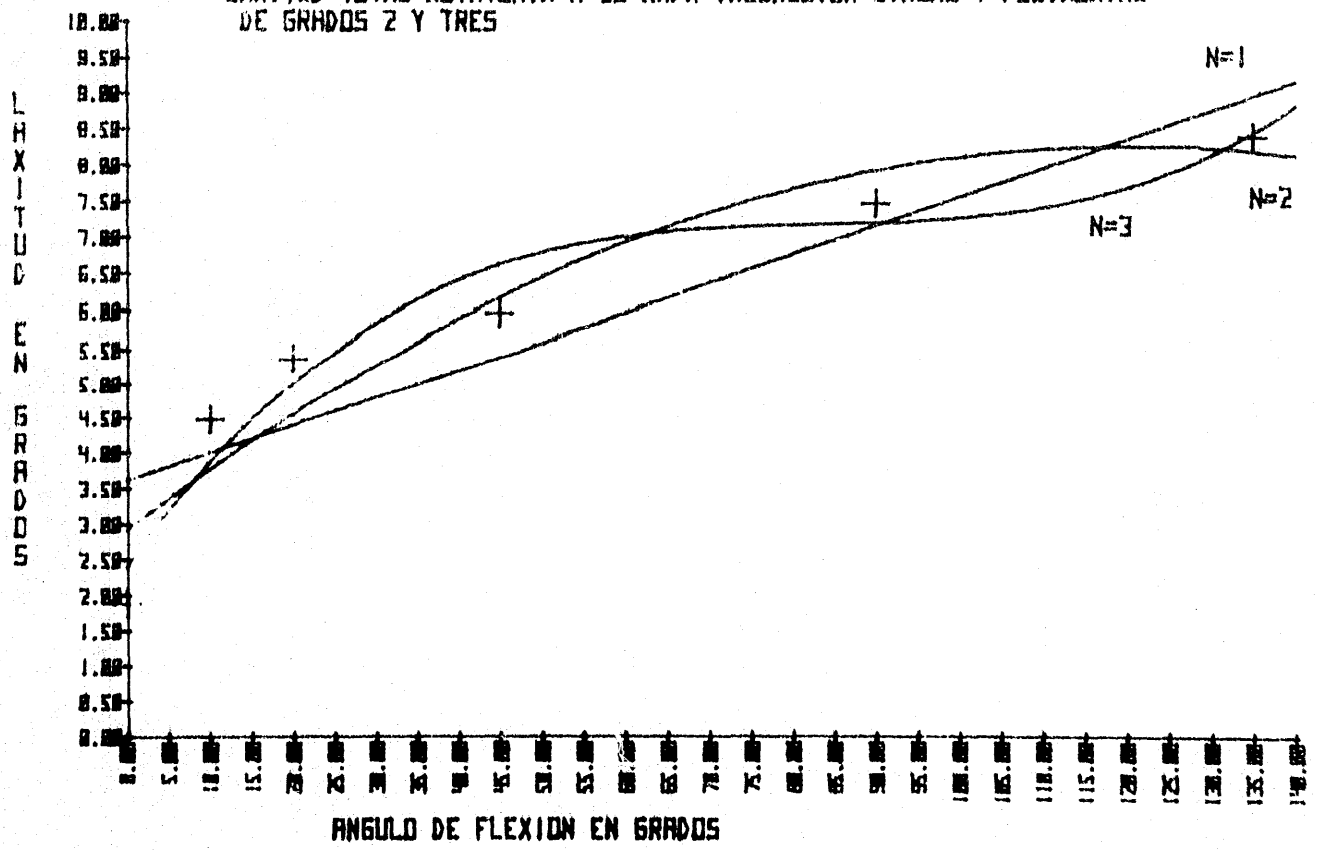
LAXITUD ROTATORIA A UNA CARGA DE 100N/M^2 . REGRESION LINEAL Y POLINOMIAL DE GRADOS 2 Y 3



LAXITUD ROTATORIA A UNA CARGA DE $60N/M^2$. REGRESION LINEAL Y
 POLINOMIAL DE GRADOS 2 Y 3



LAXITUD TOTAL ROTATORIA A 29 NW/M². REGRESION LINEAL Y POLINOMIAL DE GRADOS 2 Y TRES



LAXITUD TOTAL ROTATORIA A UN ANGULO DE 30 GRADOS DE FLEXION
REGRESION LINEAL Y POLINOMIAL DE GRADO 2 Y 3

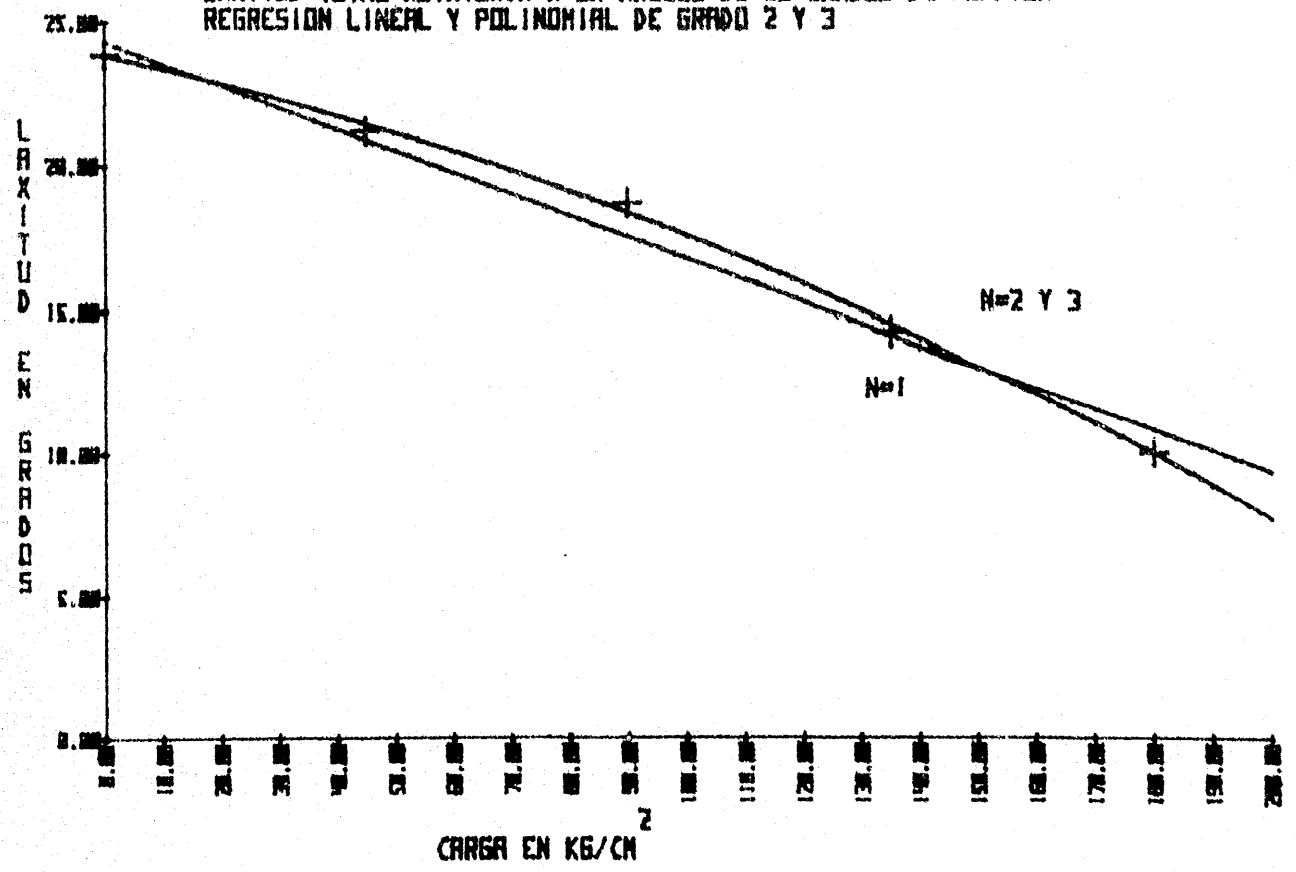
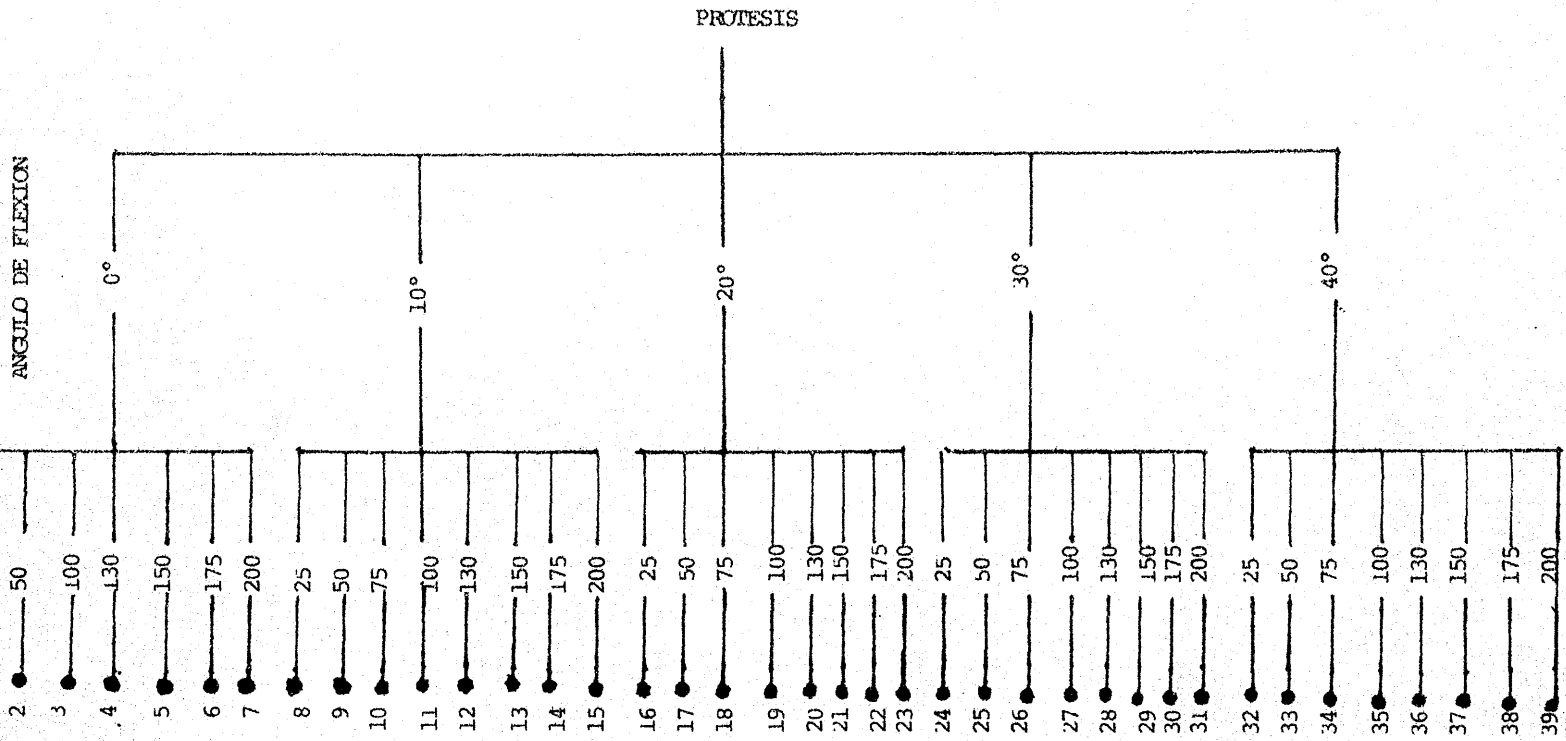


Tabla III. Diagrama experimental de la Prueba de Compresión.



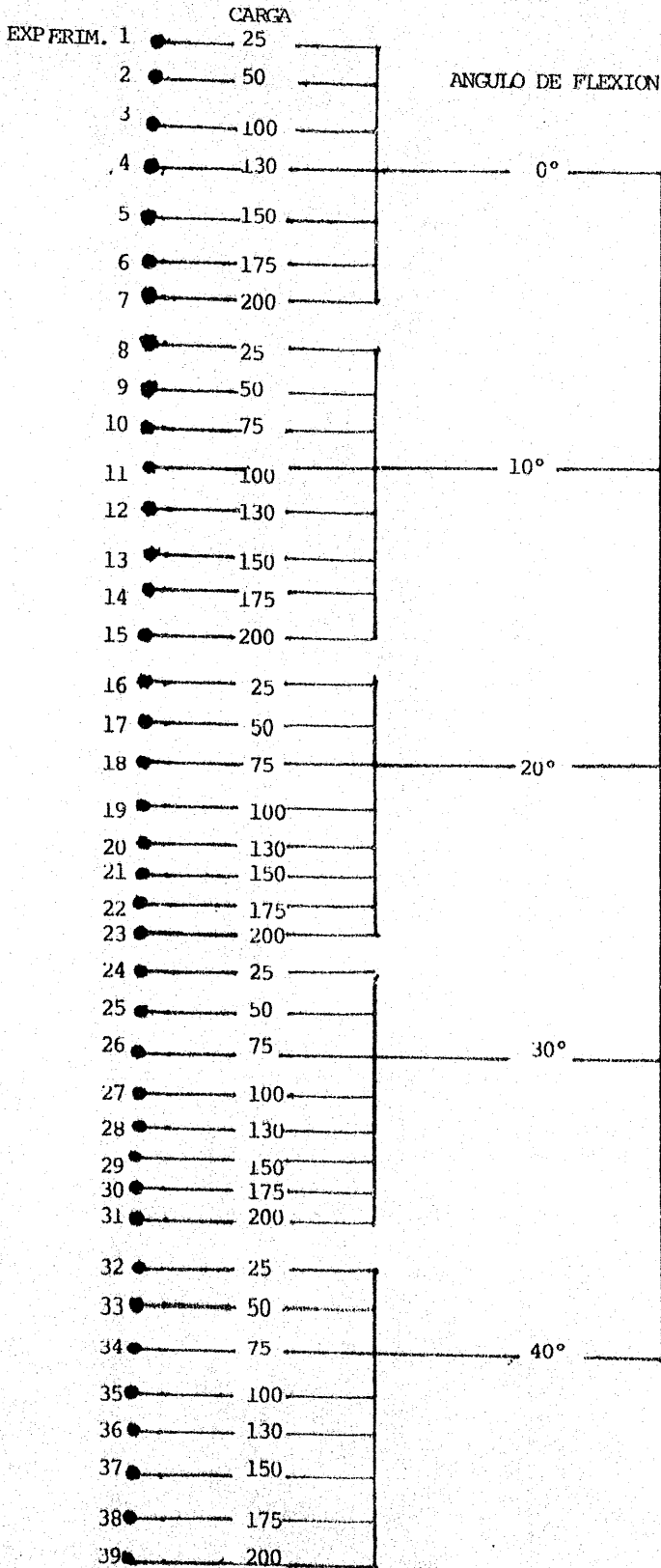


Tabla III. Diagrama experimental de la Prueba de Compresión.

Resultado de las Pruebas Mecánicas. (Ver Tabla III).

Prueba de Compresión.

La prueba de compresión, en la cuál se comprime un material hasta su ruptura durante un período relativamente corto, es quizá la más útil de las pruebas empleadas para evaluar propiedades mecánicas. Con los resultados de compresión se puede graficar una curva, de carga contra elongación, que generalmente se registran como valores de esfuerzo y deformación unitarios, y son independientes de la geometría de la muestra. La elongación se define como la razón del cambio en longitud de la muestra Δl , a su longitud original, l_0 .

$$E = \frac{L - l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0}$$

Al iniciarse la prueba, el material se deforma elásticamente; esto significa que, si la carga se elimina, la muestra recupera su longitud original. Se dice que el material sobrepasó su límite elástico cuando la carga es de magnitud suficiente para iniciar una deformación plástica, es decir, no recuperable; en otras palabras, el material, no recupera su longitud original si se elimina la carga aplicada.

El esfuerzo alcanza su máximo en el valor de resistencia máxima a la compresión. Cuando el esfuerzo disminuye hasta que la muestra se rompe. (Fig. 35).

Se obtiene una gráfica como se observa en la Fig. 36. Esta es típica de una prueba de resistencia a la compresión, tomada directamente de la graficadora de la máquina Instron 1125, mostrando el límite elástico (C*).

Para calcular la extensión y la carga en el límite elástico se emplean las siguientes ecuaciones.

$$C^* = \frac{h C_{te}}{L}$$

$$y^* = \frac{x V_k}{V_c}$$

Siendo:

L = Longitud de la carta en mm = 250 (etc.)

h = valor numérico en mm de la carga elástica

x = extensión real de deformación en la carta

Cte = carga total de la escala

C_l = carga límite

y* = extensión real del material

E* = carga elástica del material

V_k = velocidad del cabezal en mm/min (3m) in

V_c = velocidad de la carta en mm/min (10mm/mm).

(80,82,87 y 88).

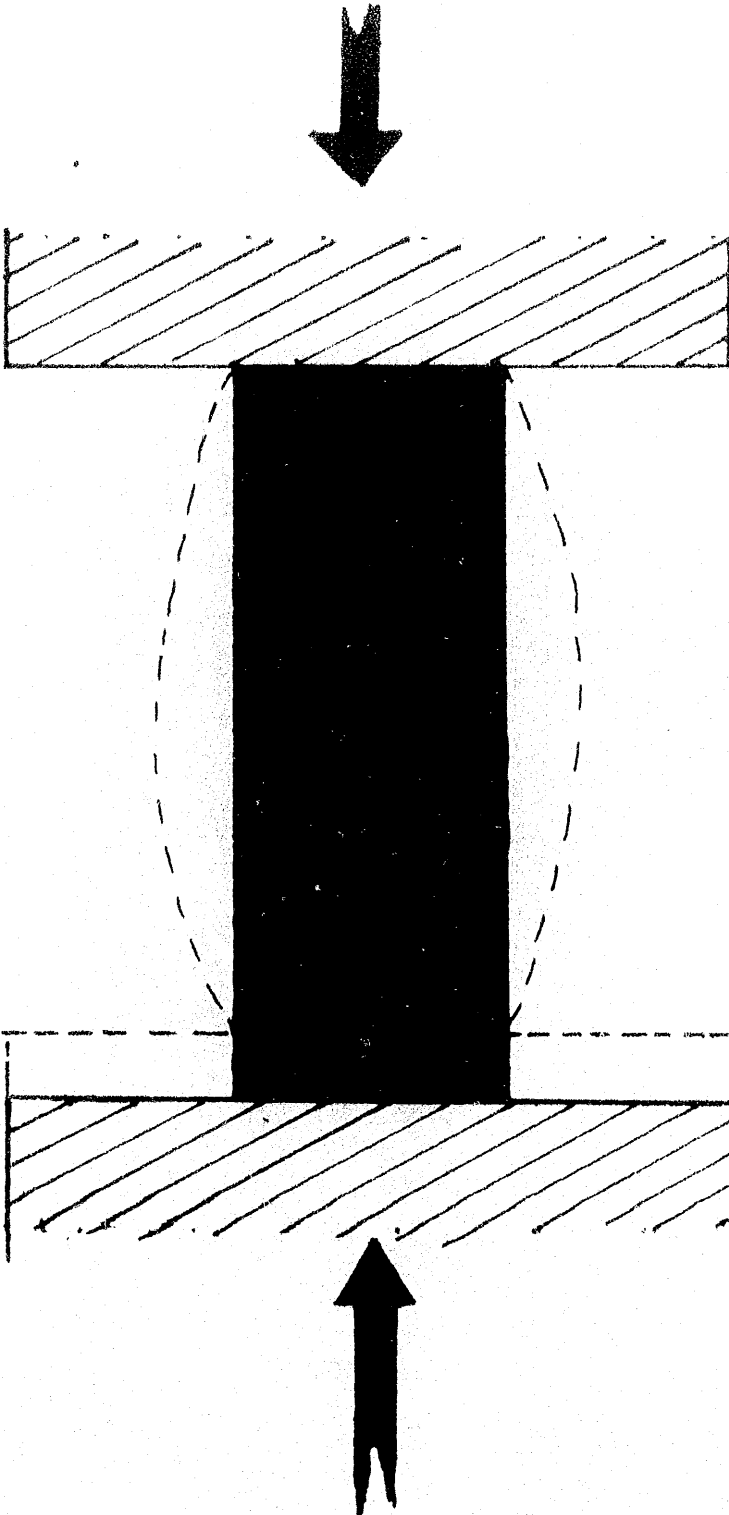


Fig. 35.
Prueba de Com-
presión.

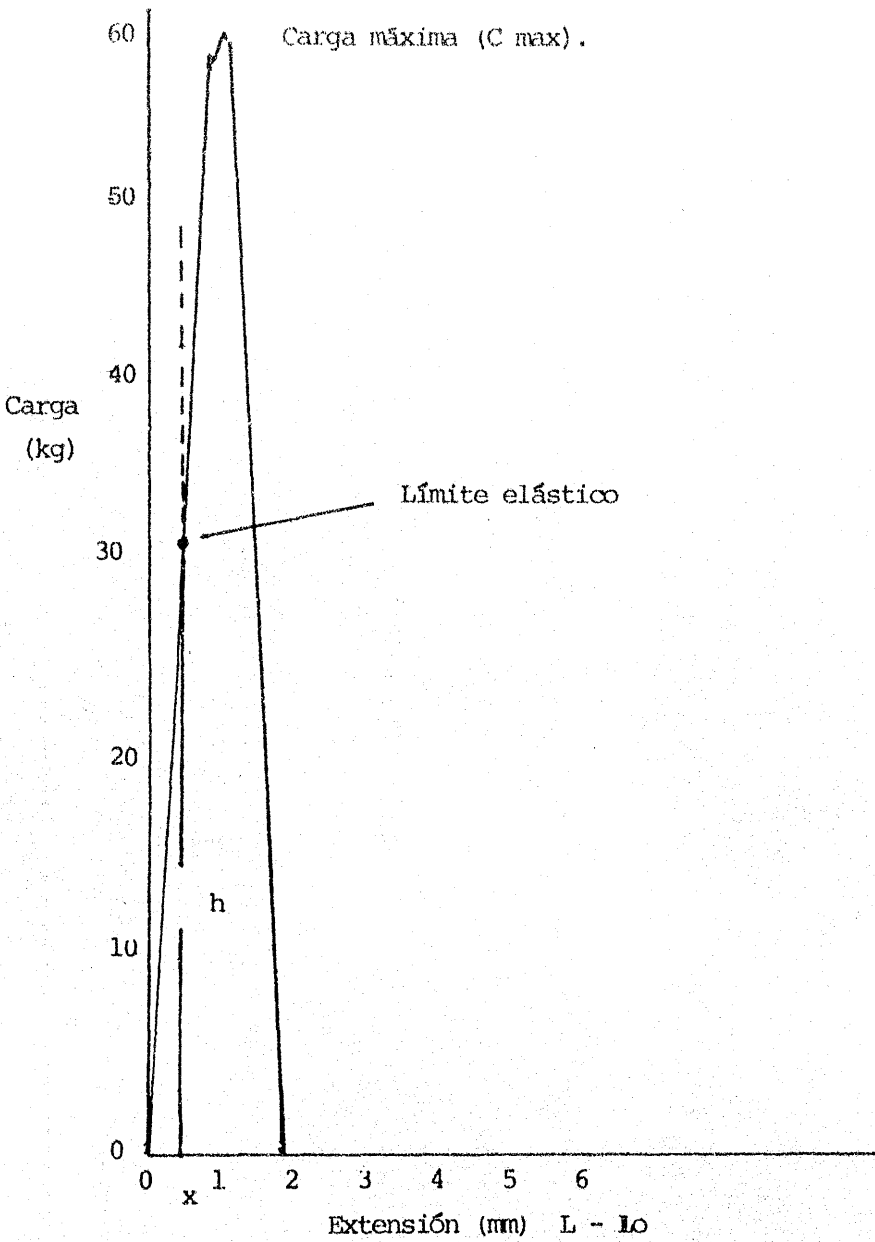


Fig. 36. Gráfica de una prueba de resistencia a la compresión.

E	A. F.	Cl	Cte	h	x	y*	C*	\bar{y}^*	\bar{C}^*
1	0	25	100	50	2.5	1.5	20	1.5	19.33
1	0	25	100	45	2.5	1.5	18	"	"
1	0	25	100	50	2.5	1.5	20	"	"
2	0	50	100	87.5	2.5	0.825	35	0.956	32.66
2	0	50	100	82.5	2.5	0.825	33	"	"
2	0	50	100	75.0	3.7	1.22	30	"	"
3	0	75	100	132.5	5.0	1.65	53	1.318	52
3	0	75	100	132.5	4.5	1.48	53	"	"
3	0	75	100	125	2.5	0.825	50	"	"
4	0	100	200	125	3.7	1.22	100	1.22	93.33
4	0	100	200	100	3.7	1.22	80	"	"
4	0	108	200	125	3.7	1.22	100	"	"
5	0	132	200	112.5	3.7	1.22	90	1.22	90
5	0	134	200	112.5	3.7	1.22	90	"	"
5	0	132	200	112.5	3.7	1.22	90	"	"
6	0	150	200	125	2.5	0.825	100	0.99	99.33
6	0	154	200	125	4.0	1.32	100	"	"
6	0	152	200	122.5	2.5	0.825	98	"	"
7	0	200	500	75	3.7	1.22	150	1.08	145
7	0	200	500	75	3.7	1.22	150	"	"
7	0	210	500	67.5	2.5	0.825	135	"	"
8	10	25	100	75	2.5	0.825	30	0.825	30
8	10	26	100	75	2.5	0.825	30	"	"
8	10	27.5	100	75	2.5	0.825	30	"	"
9	10	50	100	70	2.5	0.825	28	0.825	27
9	10	50	100	65	2.5	0.825	26	"	"
9	10	50	100	67.5	2.5	0.825	27	"	"
10	10	74	100	112.5	2.5	0.825	45	0.825	42.33

E	A.F	Cl	Cte	h	x	y*	C*	\bar{y}^*	\bar{C}^*
10	10	77	100	105	2.5	0.825	42	0.825	42.33
10	10	76	100	100	2.5	0.825	40	"	"
11	10	100	200	112.5	2.5	0.825	90	0.825	86.0
11	10	100	200	105	2.5	0.825	84	"	"
11	10	105	200	105	2.5	0.825	84	"	"
12	10	133	200	125	2.5	0.825	100	0.956	96.66
12	10	130	200	125	2.5	0.825	100	"	"
12	10	131	200	112.5	3.7	1.22	90	"	"
13	10	150	200	150	3.7	1.22	120	1.08	120.0
13	10	150	200	150	2.5	0.825	120	"	"
13	10	153	200	150	3.7	1.22	120	"	"
14	10	170	200	95	2.5	0.825	76	0.825	76.0
14	10	175	200	95	2.5	0.825	76	"	"
14	10	175	200	95	2.5	0.825	76	"	"
15	10	200	500	62.5	2.5	0.825	125	0.670	116.66
15	10	200	500	50	1.8	0.594	100	"	"
15	10	200	500	62.5	1.8	0.594	125	"	"
16	20	25	100	75	2.5	0.825	30	0.825	30.0
16	20	25	100	75	2.5	0.825	30	"	"
17	20	50	100	97.5	2.5	0.825	39	0.825	37.5
17	20	50	100	87.5	2.5	0.825	35	"	"
18	20	76	100	130	1.8	0.594	52	0.594	52.0
18	20	75	100	130	1.8	0.594	52	"	"
19	20	104	200	95	1.8	0.594	76	0.594	76.0
19	20	104	200	95	1.8	0.594	76	"	"
20	20	134	200	125	1.8	0.594	100	0.594	100.0
20	20	132	200	125	1.8	0.594	100	"	"
21	20	152	200	150	1.8	0.594	120	0.594	115.0

E	A.F	Cl	Cte	h	x	y*	C*	$\overline{y^*}$	$\overline{C^*}$
21	20	154	200	137.5	1.8	0.594	110	0.594	115.0
22	20	178	200	200	1.8	0.594	160	0.594	155.0
22	20	176	200	187.5	1.8	0.594	150	"	"
23	20	204	500	95	1.8	0.594	190	0.594	182.5
23	20	200	500	87.5	1.8	0.594	175	"	"
24	30	25.5	100	107.5	0.62	0.204	43	0.204	42.5
24	30	25.5	100	105	0.62	0.204	42	"	"
25	30	51	100	97.5	0.62	0.204	39	0.204	39.5
25	30	53	100	100	0.62	0.204	40	"	"
26	30	76.5	100	162.5	0.62	0.204	65	0.204	65.0
26	30	76.5	100	162.5	0.62	0.204	65	"	"
27	30	101	200	97.5	0.62	0.204	78	0.204	82.0
27	30	102	200	107.5	0.62	0.204	86	"	"
28	30	133	200	120	0.62	0.204	96	0.204	93.0
28	30	131.8	200	112.5	0.62	0.204	90	"	"
29	30	50	200	137.5	0.62	0.204	110	0.204	103.0
29	30	150	200	145	0.62	0.204	116	"	"
30	30	175	200	172.5	1.25	0.412	138	0.412	137.8
30	30	178	200	172	1.25	0.412	137.6	"	"
31	30	200	500	75	0.62	0.204	150	0.204	150.0
31	30	204	500	75	0.62	0.204	150	"	"
32	40	25.5	100	70	0.62	0.204	28	0.204	27.5
32	40	25	100	67.5	0.62	0.204	27	"	"
33	40	50	100	100	1.25	0.412	40	0.412	38.5
33	40	51	100	92.5	1.25	0.412	37	"	"
34	40	78	100	137.5	0.62	0.204	55	0.204	52.5
34	40	79	100	137.5	0.62	0.204	50	"	"
35	40	102	200	100	0.62	0.204	80	0.204	81.0

E	A.F	Cl	Cte	h	x	y*	C*	\bar{y}^*	\bar{C}^*
35	40	103	200	102.5	0.62	0.204	82	0.204	81.0
36	40	134	200	125	0.62	0.204	100	0.204	100.0
36	40	134	200	125	0.62	0.204	100	"	"
37	40	148	200	160	0.62	0.204	128	0.204	129.0
37	40	156	200	162.5	0.62	0.204	130	"	"
38	40	178	200	175	0.62	0.204	140	0.204	142.0
38	40	178 ^v	200	180	0.62	0.204	144	"	"
39	40	204	500	75	0.62	0.204	180	0.204	150.0
39	40	202	500	75	0.62	0.204	150	"	"

E = Experimento.

A.F. = Angulo de flexión.

Cl = Carga límite

Cte = Carga total de la escala

h = valor numérico en mm de la carga elástica

x = extensión real de deformación en la carta.

y* = extensión real del material

C* = carga elástica del material

V.- DISCUSION Y CONCLUSIONES

a y b.- Análisis de la estabilidad de la rodilla y ecuaciones más representativas.

En la literatura se han realizado experimentos con el fin de obtener parametros que nos sirvan para cuantificar la estabilidad de la rodilla y nos ha permitido saber la contribución de las diferentes estructuras que la componen mediante una respuesta a las cargas de compresión, esfuerzos de torción, a diferentes ángulos.

Para facilitar la interpretación del comportamiento de la rodilla suelen emplearse dos métodos:

1.- Método gráfico.- Este nos proporciona en forma esquemática el resultado de un experimento.

2.- Método matemático.- Nos proporciona en forma algebraica el resultado experimental.

En éste trabajo se utilizó el método matemático por considerarlo la manera mas sencilla de representar un experimento, en la literatura consultada se aprecia que el método más empleado es el gráfico, debido a que ; el método matemático requiere de conocimientos en álgebra , cálculo y estadística. Se utilizaron resultados obtenidos de experimentos elaborados por otros autores (ver apéndices), para obtener modelos matemáticos que nos representen situaciones físicas del experimento.

En función al análisis estadístico de cada paquete se obtuvieron ecuaciones evaluandolas por los estadígrafos " F " y el coeficiente de Pearson " r ", los cuales nos indican la exactitud del modelo obtenido.

Los modelos más exactos de los paquetes son los siguientes:

Paquete 1: Se aplican cargas que van de 0 a 250 Kg/cm^2 con un ángulo de 25° (constante).

$$\text{Laxitud primaria } L = 15.33 + 0.68 C - 0.00005 C^2$$

$$\text{Laxitud secundaria externa } L = - 14.59 + 13.26 \text{ Log. } C$$

$$\text{Laxitud secundaria interna } L = - 13.559 + 12.161 \text{ Log. } C$$

Paquete 2: Se aplican cargas que van de 0 a 125 Kg/cm^2 con un ángulo de 25° de flexión y con menisectomía.

$$\text{Laxitud primaria } L = - 10.869 + 18.679 \text{ Log. } C *$$

$$\text{Laxitud secundaria externa } L = - 12.56 + 11.83 \text{ Log. } C$$

$$\text{Laxitud secundaria interna } L = - 12.454 + 11.622 \text{ Log. } C$$

Paquete 3: Con cargas de 0 a 180 Kg/cm^2 con un ángulo de 0 grados de flexión .

$$\text{Laxitud total } L = 16.2 - 0.076 C$$

$$\text{Laxitud total a la rotación a } 30^\circ$$

$$L = 24.6 - 0.076 C$$

Paquete 4: Laxitud obtenida con ángulos de 0 a 135° de flexión.

$$\text{a } 8 \text{ Nw/m } L = 18.108 + 0.075 G$$

$$\text{a } 29 \text{ Nw/m } L = 3.64 + 0.039 G$$

$$\text{a } 100 \text{ Nw/m } L = 18.41 - 0.59 G + 0.0047 G^2 *$$

Se elaboró un modelo el cual toma a las variables independientes a los grados de flexión y la carga.

Se aplica una flexión de 0 a 135° y una carga de 0 a 250 Kg/cm^2 .

$$\text{Ecuación general : } L = 6.66 + 0.069 G - 0.015 C *$$

* Ecuaciones que son moderadamente aceptables.

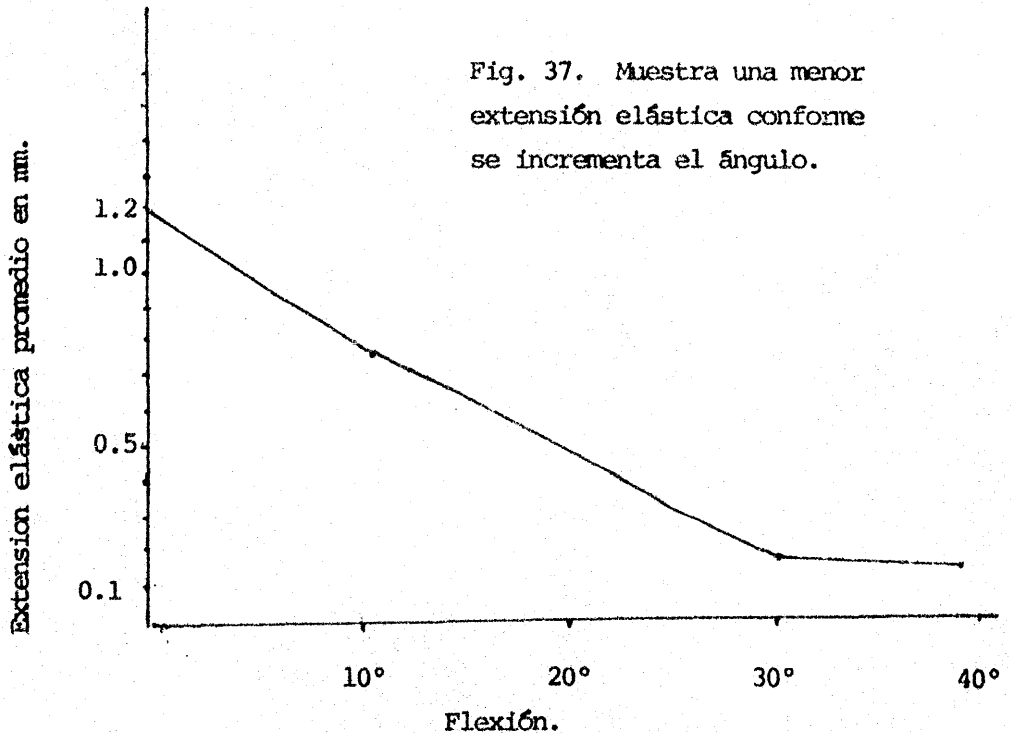
De acuerdo a la expresiones obtenidas se puede deducir que a mayor ángulos de flexión la laxitud se incrementa a diferencia de lo que sucede con la carga.

Analizando el programa del diseño de experimento se hacen las siguientes consideraciones mediante un análisis de variancia:

- a) La carga influye en el experimento
- b) Los grados de flexión influyen en el experimento
- c) La interrelación de las dos variables influye en el resultado del experimento

c. Análisis de la prótesis de rodilla empleada.

- I. El material plástico del componente tibial no presentó una deformación plástica en los rangos de carga y flexión empleados. (0 a 200 Kgs. y 0° a 40° respectivamente).
- II. La carga elástica que soporta el material se incrementa conforme se aumenta el ángulo de flexión.
- III. La extensión elástica disminuye conforme se aumenta el ángulo de flexión.
- IV. Combinando II y III se concluye que el material está soportando un endurecimiento por trabajo, esto es; un aumento en dureza y esfuerzo de deformación que ocurre al aumentar la deformidad plástica. (Figs. 37 y 38).



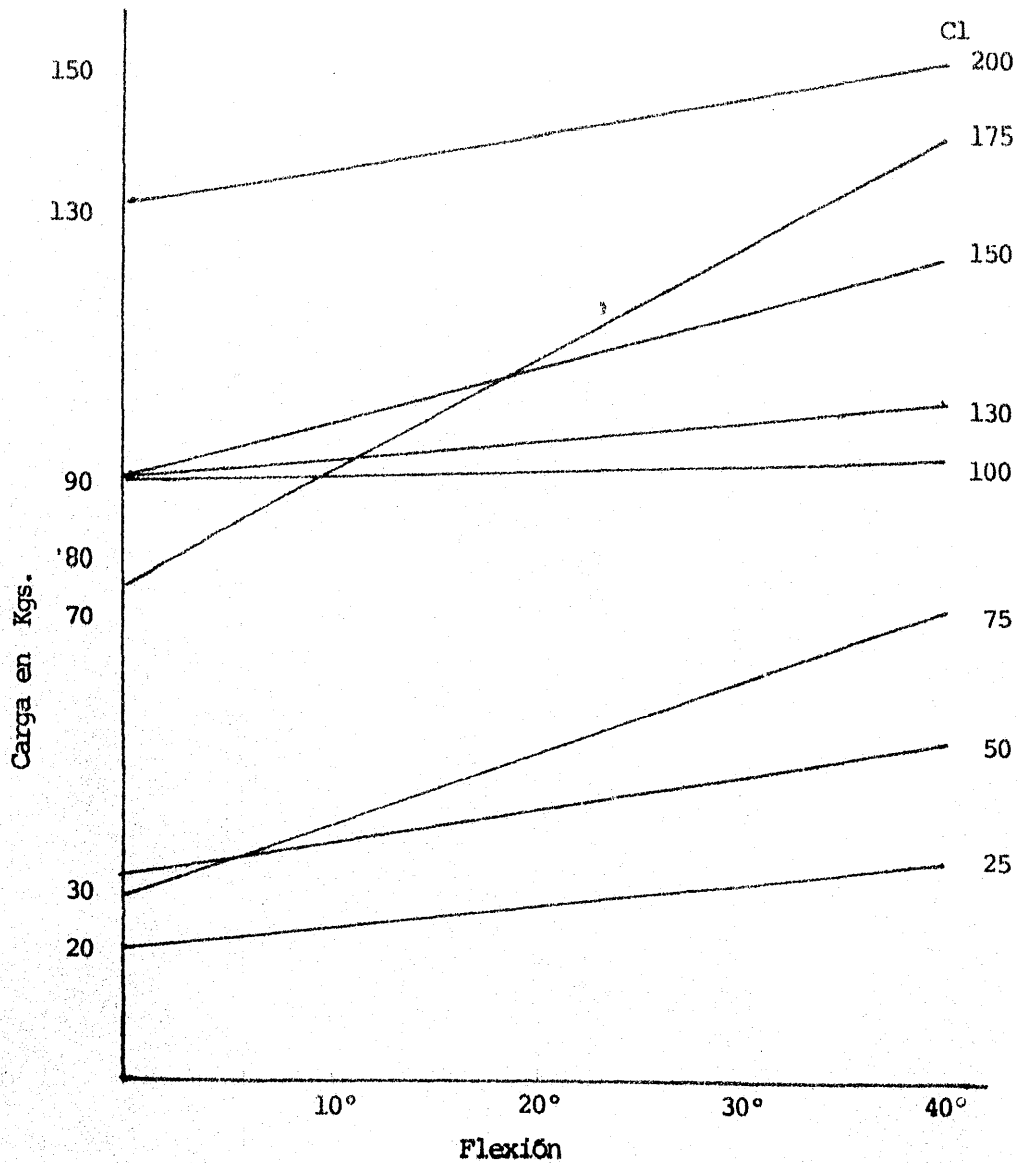


Fig. 38.

Ajuste lineal de datos,

Cl	b_0	b_1	r
25	21,108	0,5335	0,866
50	32,72	0,63	0,998
75	30.44	1.133	0.996
100	89.775	0.333	0.476
130	90.55	0.500	0.982
150	92.33	0.8701	0.925
175	77.89	1.744	0.982
200	129.64	0.564	0.726

La gráfica muestra que al aumentar los grados de flexión, la carga elástica soportada por el material aumenta.

VI APENDICES

APENDICE 1: Paquetes de datos.

Paquete de datos No. 1. Valores de la laxitud primaria, laxitud secundaria externa y laxitud secundaria interna Halladas para un ángulo de flexión de la rodilla de 25° y una carga de 50, 125 y 250 Kg/cm². Los valores reportados por Ching-Jen Wang y Peters S. Walker (75 y 76)

Carga	L. Primaria	L.S. Externa	L.S. Interna
50	19.5	10.0	8.0
50	8.5	7.5	7.5
50	14.5	7.0	8.5
50	11.0	8.0	8.5
50	12.0	7.5	7.0
50	25.3	9.0	6.25
50	33.5	8.0	6.0
50	24.5	6.0	6.0
125	24.0	15.5	14.0
125	11.5	13.0	12.5
125	16.5	11.0	9.5
125	13.0	10.5	12.0
125	18.0	16.0	12.5
125	29.5	16.0	15.75
125	41.5	8.5	10.0
125	30.0	16.5	10.0
250	27.5	23.5	21.5
250	19.5	14.5	14.0
250	17.5	16.5	11.5
250	21.0	15.0	12.0
250	24.0	19.0	19.5

250	36.5	22.0	16.0
250	49.5	15.5	14.0
250	36.5	12.0	16.5

Paquete de datos No. 2.- Valores de laxitud primaria, laxitud secundaria externa y laxitud secundaria interna, encontrados para un ángulo de 25 grados de flexión de la rodilla y con carga de 50 y 125 kg/cm², con rodillas en las cuáles se practicó una menisectomía. Valores reportados por Ching-Jen Wang y Peter S. Walker (75 y 76).

<u>Carga</u>	<u>L. Primaria</u>	<u>L. S. EXTERNA</u>	<u>L. S. INTERNA</u>
50	24.0	8.0	8.0
50	18.0	6.75	5.75
50	23.5	7.0	7.0
50	14.0	6.5	6.5
50	23.0	7.5	8.0
50	22.7	9.5	8.5
125	28.5	13.0	10.0
125	21.5	10.5	10.5
125	21.5	13.5	12.5
125	28.5	13.5	13.5
125	21.0	11.0	13.5
125	42.0	12.0	11.5

Paquete de datos No. 3.- Valores de laxitud rotatoria de una rodilla intacta con un incremento de cargas compresivas, a 0 y 30° de flexión. Valores reportados por Hwa-Hsin (24).

Carga	Laxitud a 30°	Laxitud a 0°
0	23.8	16.4
45	21.3	12.7
90	18.8	9.6

135	14.4	4.9
180	10.1	3.2

Faquete de datos No. 4 .- Valores de la laxitud con una carga compresiva constante en Kg/cm² y con diferentes ángulos de flexión de la rodilla. Valores reportados por Keith (33).

Carga	Angulo	Laxitud
8	0	10.1
8	10	19.5
8	20	24.5
8	45	26.7
8	90	24.3
8	135	26.2
29	0	1.9
29	10	4.5
29	20	5.4
29	45	6.0
29	90	7.5
29	135	8.4
100	0	2.0
100	20	4.8
100	45	3.9
100	90	2.9

Apéndice II.

Se utilizó la computadora Burroughs B 6700 del Instituto de Investigaciones de Matemáticas Aplicadas Superiores (IIMAS) de la U.N.A.M.. En esta computadora existe un paquete estadístico denominado BASIS (Burroughs Advanced Statistical Inquiry System) el cuál nos permite realizar los análisis estadísticos del paquete de datos del Apéndice I.

Al utilizar el BASIS es un procedimiento de tres etapas:

- a). Describir la entrada de datos
- b). Definir el análisis estadístico
- c) Ejecutar el trabajo.

El lenguaje BASIS es orientado alrededor de la definición; la mayoría de las proposiciones son utilizadas en la formación de datos, la definición del procedimiento, y la definición del trabajo. Estas son análogas a las anteriores.

Definición de los Datos.- La definición de los Datos, describe un archivo de datos. La definición es requerida para tener un nombre por lo cuál éste puede ser requerido posteriormente.

La definición comienza con una proposición DATA y concluye con una proposición END.

Definición del Procedimiento. Este define el análisis el cuál va a ser desarrollado y como en el caso anterior, ésta definición es necesaria para tener un nombre por lo cuál pueda ser referenciada posteriormente. La definición comienza con una proposición PROCEDURE y termina con una proposición END.

Definición del Trabajo. Esta combina una definición de datos con definición de procedimiento. La definición comienza con una proposición JOB y termina con una proposición END.

Se utilizó el sistema de tiempo compartido, es decir, por

medio de un teletipo o bien una videcterminal del Centro de Inves-
tigaciones de Materiales de la UNAM.

Un diálogo entre el usuario y el sistema BASIS es el si-
guiente:

HELLO

#B 6700 CANDE 25.0; YOU ARE TCA (7)

ENTER USERCODE PLEASE

EV 01

ENTER PASSWORD PLEASE

RUN * SERVICIO/BASIS

RUNNING 3844

*** B 6700/B7700 BASIS *** 7.06 DATE 02/01/82 4:42

INTRODUCTION NECESSARY ?

NO

OK

USER ID =

100

ID = 100 OK

NO LIBRARY DIRECTORY FOUND ON DISK

***** IF YOU WISH TO HAVE A LINE-PRINTER LISTING

***** OF THE LATEST BASIS DOCUMENTATION, ENTER

***** THE COMMAND:

***** EXPLAIN ALL;

READY:

DATA KNEE;

1 " GRADOS "

2 " LAX ";

FILE *;

TITLE " DETERMINACION DEL MODELO MATEMATICO PARA LA LAXI-
TUD;

END:

WAIT

DEFINITION STORED TEMPORALY:

PROCEDURE MULTIR;

USE MULTIR;

INPUT GROUP (V1, V2);

DISPLAY ALL;

TITLE " REGRESION POLINOMIAL O LINEAL PARA LA ";

END;

WAIT

3844 (EV81) BAS 888/DIRECTY REMOVED ON PACK PK114

DEFINITION STORED TEMPORALY:

EXECUTE PROCEDURE MULTIR WITH DATA KNEE;

WAIT

ENTER FREE FORMAT DATA RECORDS;

0, 1.9;

10, 5.4;

20, 5.4;

45, 6.0;

90, 7.5;

135, 8.4;

END:

A CONTINUACION EL SISTEMA DESARROLLA EL TRABAJO Y REPORTA
LOS RESULTADOS COMO SE PRESENTAN EN EL APENDICE No. IV.

Apéndice III.

Análisis de Regresión.

Este consta de cuatro etapas:

1. Selección de un modelo,
2. Cálculo de los coeficientes,
3. Pruebas estadísticas del modelo para representar la situación física, y ,
4. Evaluación del modelo para determinar una dirección para su mejoramiento.

Para una mayor comprensión de los programas obtenidos mediante el lenguaje o paquete BASIS se darán en éste apéndice el desarrollo del análisis, etapa por etapa.

Ejemplo.- Se desea obtener un modelo matemático que nos relacione la laxitud en grados con respecto a una serie de valores de ángulos de flexión con una carga de 8 Nw. Los valores son los siguientes:

Angulo	Laxitud
0	10.1
10	19.5
20	24.5
45	26.7
90	24.3
135	26.2

1. Selección del modelo (una línea recta)

$$Y = b_0 + b_1 x$$

donde:

Y = laxitud (variable dependiente)

b_0 = ordenada al origen

b_1 = pendiente de la recta

x = ángulo (variable independiente)

Los grados X es referida como una variable independiente y la latitud (Y) como una variable dependiente de X.

2.- Para la segunda etapa es necesario determinar los coeficientes b_0 y b_1 del modelo. El procedimiento normal para este cálculo es el método de mínimos cuadrados. Esto es la determinación del valor de b_0 y b_1 así que la suma sea un mínimo.

$$S = \text{un mínimo} = (10.1 - b_0 - b_1(0))^2 \\ (19.5 - b_0 - b_1(10))^2 \\ (24.5 - b_0 - b_1(20))^2 \\ (26.5 - b_0 - b_1(45))^2 \\ (24.3 - b_0 - b_1(90))^2 \\ (26.2 - b_0 - b_1(135))^2$$

En este sentido, se establece que aquellos valores de b_0 y b_1 los cuales minimizan la suma de las diferencias al cuadrado entre los valores observados y los valores funcionales, matemáticamente son encontrados por la solución de la forma diferencial de la ecuación de mínimos cuadrados.

$$S = (Y - b_0 - b_1X)^2 \\ \frac{\partial S}{\partial b_0} = \sum Y - nb_0 - b_1 \sum X = 0$$

$$\frac{\partial S}{\partial b_1} = \sum XY - b_0 \sum X - b_1 \sum X^2 = 0$$

En este caso $n=6$

X	X ²	Y	XY
0	0	10.1	0
10	100	19.5	195
20	400	24.5	490
45	2025	26.7	1201.5

90	8100	24.3	2187	
135	18225	26.2	3537	
300	28850	131.3	7610.5	Sumas.

$$131.3 = 6b_0 + 300b_1$$

$$1610.5 = 300b_0 + 28850b_1$$

La solución de éstas ecuaciones nos dan los valores de los coeficientes b_0 y b_1 .

$$b_0 = 18.109$$

$$b_1 = 0.07548$$

La ecuación es $L_{\text{axitud}} = 18.109 + 0.07548$ (grados)

L. experimental	L. calculada	L. exp - calc (error)
10.1	18.109	- 8.009
19.5	18.863	0.636
24.5	19.618	4.881
26.7	21.505	5.195
24.3	24.902	- 0.602
26.2	28.298	- 2.098

$$\text{Suma (L. exp - L. cal)} = 0.0028$$

Para la etapa 3 es necesario determinar ya sea que la latitud sea precedida por el conocimiento de los grados para esto es desarrollado un cálculo de análisis de varianza.

Por definición la suma de errores es siempre cero. El residual o el cuadrado suma de error es dado por la suma de los errores al cuadrado.

$$(\text{Error})^2$$

64.14

0.4047

23.8280

26.9880

4.4049

0.3624

Suma = 120,128 = Residual S.S.

Esto también puede obtenerse de la siguiente manera:

$$\text{Residual} = \sum y^2 - b_0 \sum y - b_1 \sum xy = 120,128$$

Asumiendo que los grados no sean conocidos el mejor estimado de la laxitud podría ser el promedio de los 6 valores, éste es 21.883.

Sin embargo la variación promedio de cada experimento uno a otro es relacionado con la suma de cuadrados totales de las laxitudes individuales, a partir del promedio.

$$\text{Total S.S.} = \text{Suma } (L - 21.883)^2$$

Laxitud	Diferencia	Diferencia ²
10.1	- 11.783	138.839
19.5	- 2.383	5.6786
24.5	2.617	6.848
26.7	4.817	23.203
24.3	2.417	5.8418
26.2	4.317	18.636

$$\text{Total S.S.} = 199.0468$$

Así que para determinar la confiabilidad del modelo es únicamente necesario determinar cuanto es la variación total que ha sido acumulada por la variable (grados). Esta cantidad en unidades de suma de cuadrados es llamado como la suma de regresión de cuadrados y es dado por:

$$\text{Regresión SS} = \text{Total} - \text{Residual.}$$

El siguiente análisis de varianza para las relaciones encontradas se puede agrupar en la siguiente tabla:

Origen	Sum Cuadrados	Grados de Lax.	Cuadrados Prom.	Prueba F.
Regre- sión	78.918	1	78.918	1.97
Resi- dual	120.128	3	40.042	1.97

Total 199.0468 4

Apéndice IV.

Los resultados presentados en éste apéndice se realizaron en el paquete estadístico BASIS. Utilizando dos análisis con que cuenta el paquete, éstos son: el MULTR y el POLY.

El MULTR (MULTIPLE REGRESSION ANALYSIS), desarrolla un análisis de regresión múltiple relacionando la variable dependiente con las variables independientes por medio de una ecuación lineal y por determinación del ajuste de los datos en la ecuación.

Este programa nos reporta:

- a. Constante de regresión (ordenada al origen).
- b. Coeficiente de regresión.
- c. Coeficiente de regresión normalizados (Beta).
- d. Error standar de beta.
- e. Estadísticas T y F de beta.
- f. Media de cada variable independiente.
- g. Desviación estandar para cada una de las variables independientes.
- h. Coeficiente de correlación múltiple ajustados y no ajustados.
- i. Coeficiente de determinación ajustado y no ajustado.
- j. Coeficiente de correlación múltiple ajustado y no ajustado.
- k. Tabla de análisis de variancia.

La ecuación obtenida es de la forma:

$$Y = b_0 + b_1A + b_2B + b_3C + \dots + b_{n-1}Y + b_n Z$$

Donde:

Y = variable dependiente.

b_1 = coeficientes de regresión.

A, B, C, ..., X, Y, Z = son las variables independientes.

El análisis estadístico POLY (POLYNOMIAL REGRESSION ANALYSIS) desarrolla un análisis de regresión polinomial por ajuste de una ecuación de la forma:

$$Y = b_0 + b_1A + b_2A^2 + \dots + b_n A^n$$

Donde:

Y = variable dependiente

b_i = coeficiente de regresión

A = variable independiente

El programa nos reporta:

- a. Identificación de las variables.
- b. Tamaño de la muestra.
- c. Media de las variables (dependiente e independiente) y el error estandar de la variable dependiente
- d. El más grande grado de ajuste polinomial.
- e. Una tabla de coeficientes para cada uno de los términos en el ajuste polinomial.
- f. Una tabla de análisis de variancia para los términos del ajuste polinomial.

Análisis de Variancia.

El propósito de la técnica del análisis de variancia es proporcionar un método para comprobar la significación estadística de la diferencia entre las medias de las muestras.

Dado los grupos de mediciones, se prueba la hipótesis nula de que representan muestras aleatorias de la misma población. Esta hipótesis nula es:

$$\bar{X}_1 = \bar{X}_2 = \dots = \bar{X}$$

Debido a que una variancia se basa en las diferencias entre las diversas medias de las muestras, se denomina variancia entre muestras y se obtiene con la expresión:

$$T^2 = \sum [n_i \left(\frac{\sum (\bar{X}_i - \bar{X})^2}{n_r - 1} \right)^2]$$

n_i = número de observaciones de cada muestra

n_r = número de medias muestrales.

Otra estimación de la variancia de la población se obtie-

ne de la variación de las observaciones dentro de cada muestra y ésta se denomina variancia dentro de las muestras y se obtiene con la expresión:

$$S^2 = \sum \left[\frac{\sum (x - \bar{x}_i)^2}{n_i - 1} \right]$$

Si la hipótesis nula es correcta, éstas dos estimaciones de la variancia de la población sólo difieren en una cantidad atribuible a las fluctuaciones del muestreo. Si la variancia estimada por las medias de los grupos (variancia entre muestras) es significativamente mayor que la estimada mediante la variación dentro de los grupos (variancia dentro de las muestras) se puede decir, que la diferencia entre medias de los grupos debe ser mayor que la atribuible a las fluctuaciones del muestreo y que los grupos no son de la misma población.

La comparación de las estimaciones de dos variancias se verifica mediante la prueba F, siendo la F la razón entre las dos variancias.

$$F = \frac{\text{Variancia entre muestras}}{\text{Variancia dentro de las muestras}}$$

El examen de una tabla del estadígrafo F proporciona el valor de F máximo que puede producirse por las fluctuaciones del muestreo en un nivel de significación o probabilidad dado. Si la razón F observada es mayor que el valor tabulado para el nivel de significación seleccionado y grados de libertad apropiados, se puede decir que las medias de los grupos difieren significativamente.

$$F = 9.55 \text{ (a 95\% de confianza).}$$

Esto quiere decir, que tenemos una seguridad mayor del 95% de que no hay un error en las estimaciones.

Coeficiente Beta.- La relativa importancia de la variable independiente con respecto a la variable dependiente, puede de -

terminarse recurriendo a los coeficientes beta.

$$x_1 = a + b_{12.3} x_2 + b_{13.2} x_3$$

$$x_1/t_1 = a + b_{12.3} x_2/t_2 + b_{13.2} x_3/t_3$$

$$\text{Beta } 12.3 = b_{12.3} t_2/t_1$$

$$\text{Beta } 13.2 = b_{13.2} t_3/t_1$$

Indican el aumento en la desviación tipo de la variable de pendiente que resulta de un aumento de una desviación tipo de cada variable independiente.

En esencia la correlación es una medida de la relación entre dos variables.

El valor del coeficiente de correlación Person (r) varía desde más 1 a menos 1, pasando por cero. La mayoría de los coeficientes de correlación indican dos cosas. Primero, expresan la cuantía de la relación. La cuantía de r refleja la variancia (medida de dispersión) estimada mediante una recta sobre si los datos son esencialmente lineales o no. La segunda condición es la homocedasticidad, quiere decir si las desviaciones típicas de las ordenaciones tienden a ser iguales.

De los diversos coeficientes de correlación que existen, el que se emplea con más frecuencia es el coeficiente de Pearson o también conocido como coeficiente de correlación momento-producto.

Este se obtiene con la expresión:

$$r = \frac{\sum XY}{\sqrt{(\sum x^2)(\sum Y^2)}}$$

$$r = \frac{7610.5}{(28850 \times 3072.105)^{1/2}} = 0.8083$$

Al obtener un coeficiente de correlación se debe indicar una medida de la variabilidad del grupo a base de la desviación típica o de la variancia.

En la práctica un coeficiente de correlación de Pearson

igual o superior a 0.80 se considera grande. Un coeficiente de 0.50 es moderado, y un coeficiente igual o menor de 0.3 se considera pequeño. Por lo tanto el coeficiente de 0.8083 nos indica que la ecuación es aceptable estadísticamente hablando.

Apéndice V.

Diseño de Experimentos.

Muchas situaciones experimentales requieren el estudio de los efectos de variación de dos o mas Factores. Por lo tanto todas las combinaciones de los diferentes Niveles de los factores deben ser examinados para delucidar el efecto de cada factor y las posibles formas en las cuales cada factor puede ser modificado por la variación de los otros. En el análisis de los resultados experimentales el efecto de cada uno de los factores puede ser determinado con la misma exactitud como si unicamente un factor hubiera sido variado, también un efecto de Interacción entre los factores puede ser evaluado.

Para un mejor entendimiento de lo anteriormente escrito es necesario entender el significado de los términos utilizados:

Factor:

Este término es utilizado en un sentido general para denotar una condición experimental característica (grados de flexión de la rodilla, carga soportada por la rodilla, etc.).

Nivel:

Los diferentes valores de un factor examinado en un experimento son conocidos como niveles.

Tratamiento:

El conjunto de niveles de todos los factores en una prueba dada es llamada como tratamiento o combinación de tratamientos, éste da una completa descripción de las condiciones bajo las cuáles las pruebas fueron llevadas a cabo.

Efecto de un factor:

Este es el cambio en la respuesta producida por un cambio en el nivel del factor. Cuando un factor es examinado a dos nive

les unicamente, el efecto es simplemente la diferencia entre las respuestas promedio de todas las pruebas llevadas a cabo en el primer nivel del factor y de aquéllas del segundo nivel.

Respuesta:

Los resultados numéricos de una prueba basada sobre un tratamiento dado es llamada la respuesta a un tratamiento dado. En este caso la respuesta es la laxitud.

Efecto principal de interacción:

El efecto promedio (respuesta promedio) de un factor es denominado como el efecto principal del factor y si el efecto de un factor es diferente a distintos niveles de otro, los dos factores se dice que se encuentran interaccionados.

Interacción del efecto principal y las interacciones:

Cuando una interacción es grande los efectos principales correspondientes cesan de tener significado, ya que esto significa que el efecto de un factor es marcadamente dependiente del nivel del otro y además usualmente significa que los niveles de los factores están muy espaciados y que experimentos adicionales son necesarios.

Cuadro Sinóptico de Modelos de Análisis de Variancia Empleados.

Modelo 1. Una sola variable de clasificación (factor) múltiples observaciones y múltiples niveles.

Modelo 2. Dos factores, múltiples niveles y una sola observación.

Modelo 3. Dos variables de clasificación, múltiples niveles y múltiples observaciones (modelos factoriales de análisis de variancia o diseño o experimento factorial).

Modelo 1.

a). Nomenclatura

X_{ij}

Siendo i = al nivel

j = a la observación.

I	II	III	...
X_{11}	X_{21}	X_{31}	...
X_{12}	X_{22}	X_{32}	...
X_{13}	X_{23}	X_{33}	...

T_1	T_2	T_3	T = Total de éstos sistemas.
-------	-------	-------	--------------------------------

\bar{X}_1	\bar{X}_2	\bar{X}_3	\bar{X} = Media general del sistema.
-------------	-------------	-------------	--

$$T_1 = X_{11} + X_{12} + X_{13}$$

$$T_2 = X_{21} + X_{22} + X_{23}$$

$$T_3 = X_{31} + X_{32} + X_{33}$$

$$T = T_1 + T_2 + T_3$$

$$\bar{X}_1 = T_1/n_1$$

$$\bar{X}_2 = T_2/n_2$$

$$\bar{X}_3 = T_3/n_3$$

$$\bar{X} = \bar{X}_1 + \bar{X}_2 + \bar{X}_3 / K$$

Siendo K = a los niveles.

Para realizar el diseño de experimentos se empleó el paquete BASIS utilizándose el programa ANOVAN el cuál nos desarrolla un análisis factorial de variancia para fijar el efecto del modelo teniendo doce ó menos factores (tratamientos).

Este programa nos reporta:

- Una tabla de análisis de variancia.
- Los estadísticos F
- Niveles de confianza respectivos
- Análisis de medias para cada nivel de cada factor.

CUADRO DE ANALISIS DE VARIANCIA
DEL MODELO I.

Fuente de Variación	Suma de Cuadrados	Grados de Libertad	Variancia	Estimador
Variancia dentro de grupos	$\sum_i \sum_j x^2$ $\frac{\sum T_i^2}{n_j}$	$N - K$	S_p^2	$F = \frac{S_m^2}{S_p^2}$
Variancia entre medios	$\frac{\sum T_i^2}{n_i}$ $\frac{T^2}{N}$	$K - 1$	S_m^2	$F = \frac{S_m^2}{S_p^2}$
Variancia Total	$\sum_i \sum_j x_{ij}^2$ $\frac{T^2}{N}$	$N - 1$	S_t^2	$F = \frac{S_m^2}{S_p^2}$

CUADRO DE ANALISIS DE VARIANCIA
DEL MODELO II.

Fuente de Variacion	Suma de Cuadrados	Grados de Libertad	Variancia	Estimador
Variancia entre columnas	$\frac{\sum T_i^2}{h_i} - \frac{T^2}{N}$	C - 1	S _C ²	$F_C = \frac{S_C^2}{S_R^2}$
Variancia entre renglones	$\frac{\sum T^2}{n_j} - \frac{T^2}{N}$	r - 1	S _R ²	$F_R = \frac{S_R^2}{S_R^2}$
Variancia residual	$\sum_i \sum_j x_{ij}^2 + \frac{T^2}{N} - \left(\frac{\sum T_i^2}{h_i} + \frac{\sum T_j^2}{n_j} \right)$	N + 1 - (C+r)	S _R ²	
Variancia total	$\sum_i \sum_j x_{ij}^2 - \frac{T^2}{N}$	N - 1	S _T	

CUADRO DE ANALISIS DE VARIANCIA
DEL MODELO III.

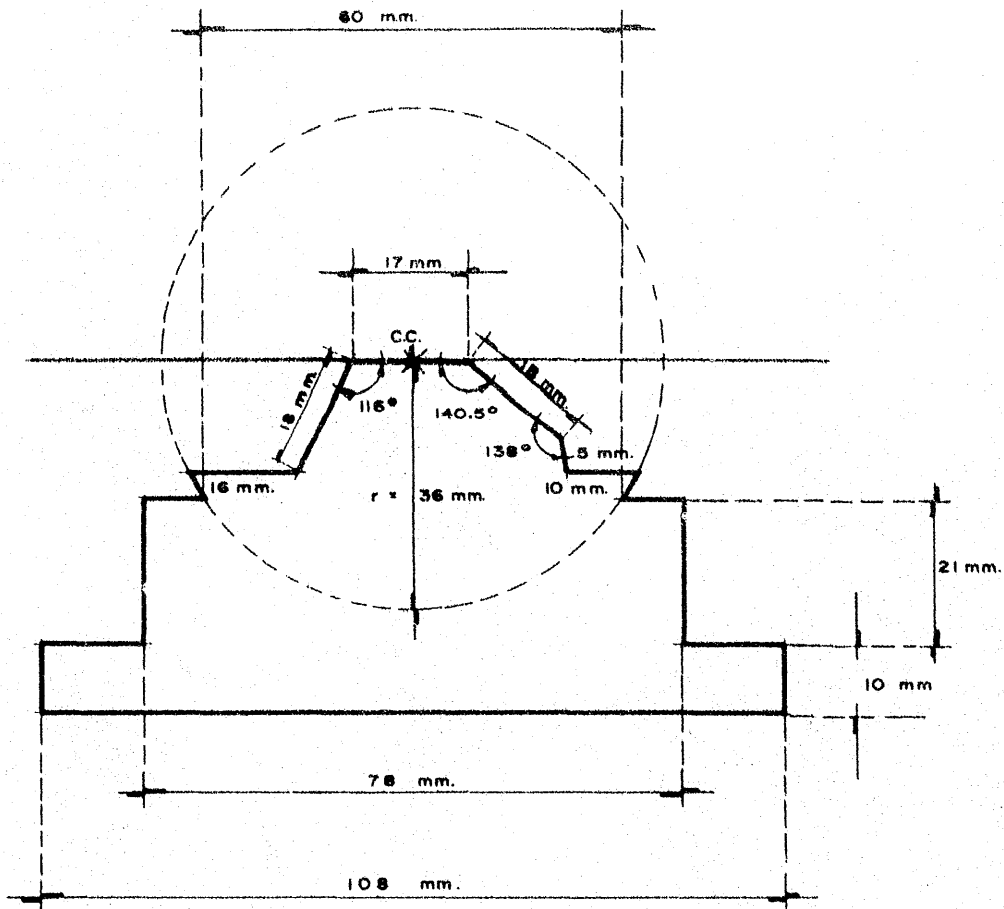
Fuente de Variación	Suma de Cuadrados	Grados de Libertad	Variancia	Estimador
Variancia entre columnas	$\frac{\sum T_i^2}{h_i} - \frac{T^2}{N}$	$C - 1$	S_C^2	$F = \frac{S_C^2}{S_P^2}$
Variancia entre renglones	$\frac{\sum T_j^2}{h_j} - \frac{T^2}{N}$	$r - 1$	S_r^2	$F = \frac{S_r^2}{S_P^2}$
Variancia de interacción	int = Residual - (col + reng)	$N + 2 - (C+r)$	S_I^2	$F = \frac{S_I^2}{S_P^2}$
Variancia residual	$\sum_i \sum_j \chi_{ij}^2 + \frac{T^2}{N} - \left(\frac{\sum T_i^2}{h_i} + \frac{\sum T_j^2}{h_j} \right)$	$K - 1$	S_R^2	
Variancia dentre de grupos	$\sum_i \sum_j \chi_{ij}^2 - \frac{\sum T_i^2}{h_i}$	$N - K$	S_P^2	
Variancia total	$\sum_i \sum_j \chi_{ij}^2 - \frac{T^2}{N}$	$N - 1$	S_T^2	

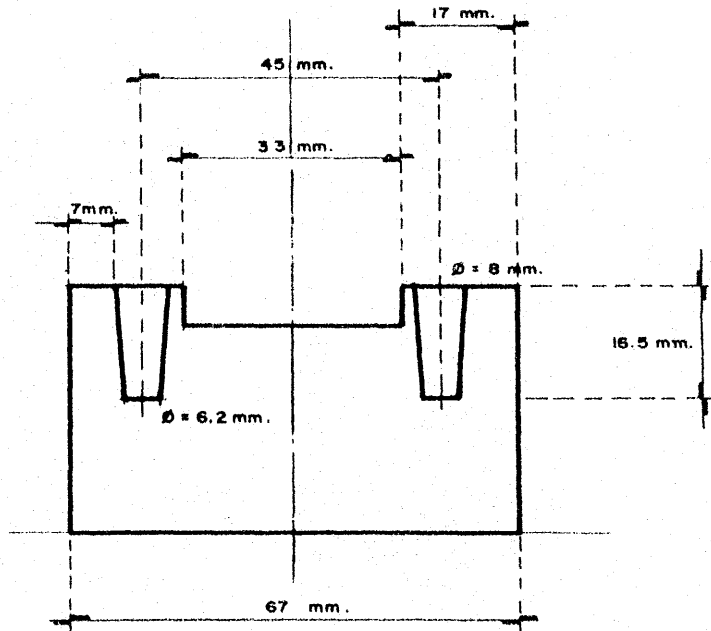
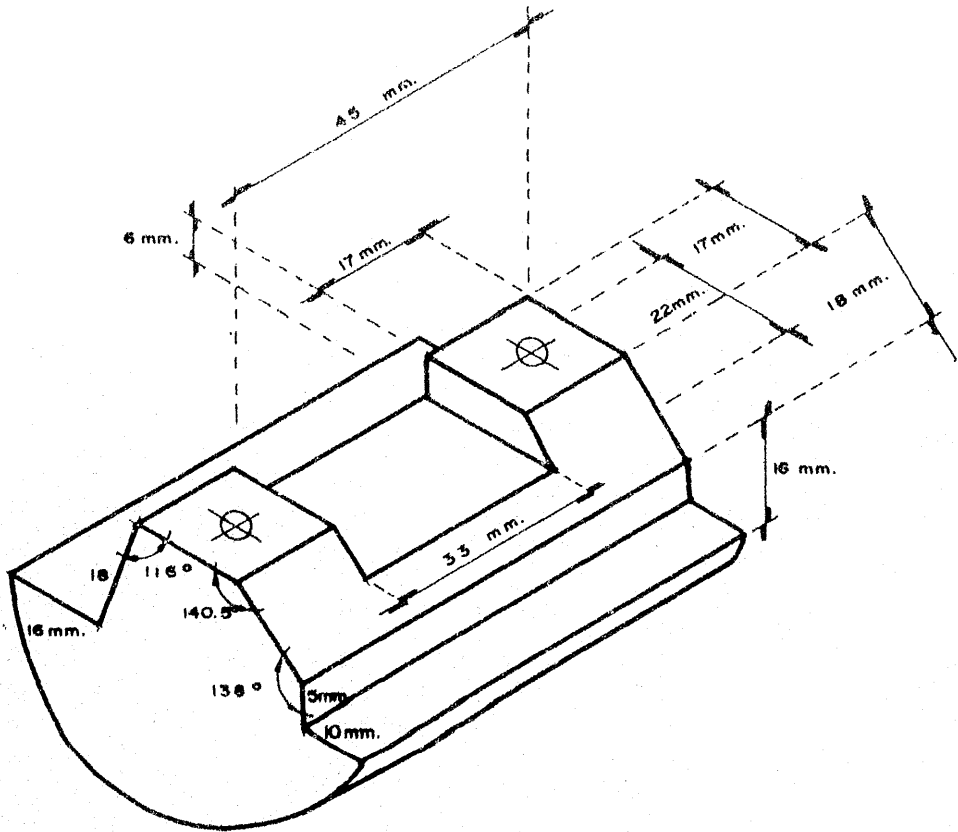
El mecanismo para efectuar el análisis de variancia del modelo III es el siguiente:

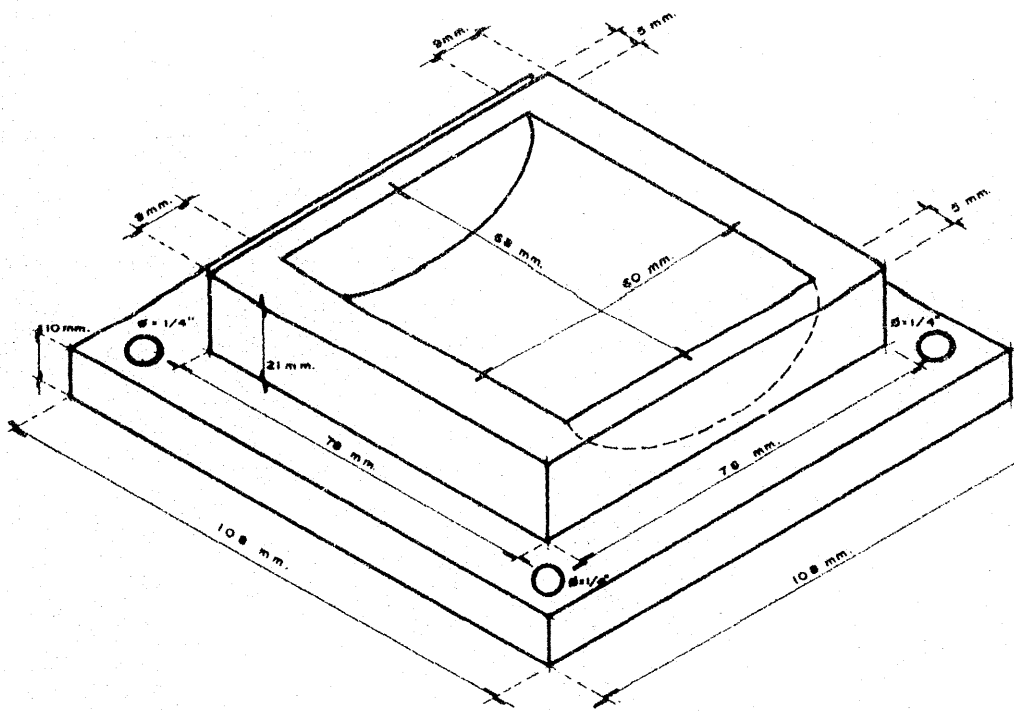
- 1). Análisis de tipo M - I, en donde se considera solo a la variable principal.
- 2). Análisis de tipo M - II, donde se consideran las dos variables, pero en lugar de considerar todas las observaciones para cada combinación de niveles de ambas variables, se considera el sub-total de los niveles.
- 3). Se realiza un análisis de contrste (estadístico " F ") para determinar las inter-relaciones que afectan al sistema.

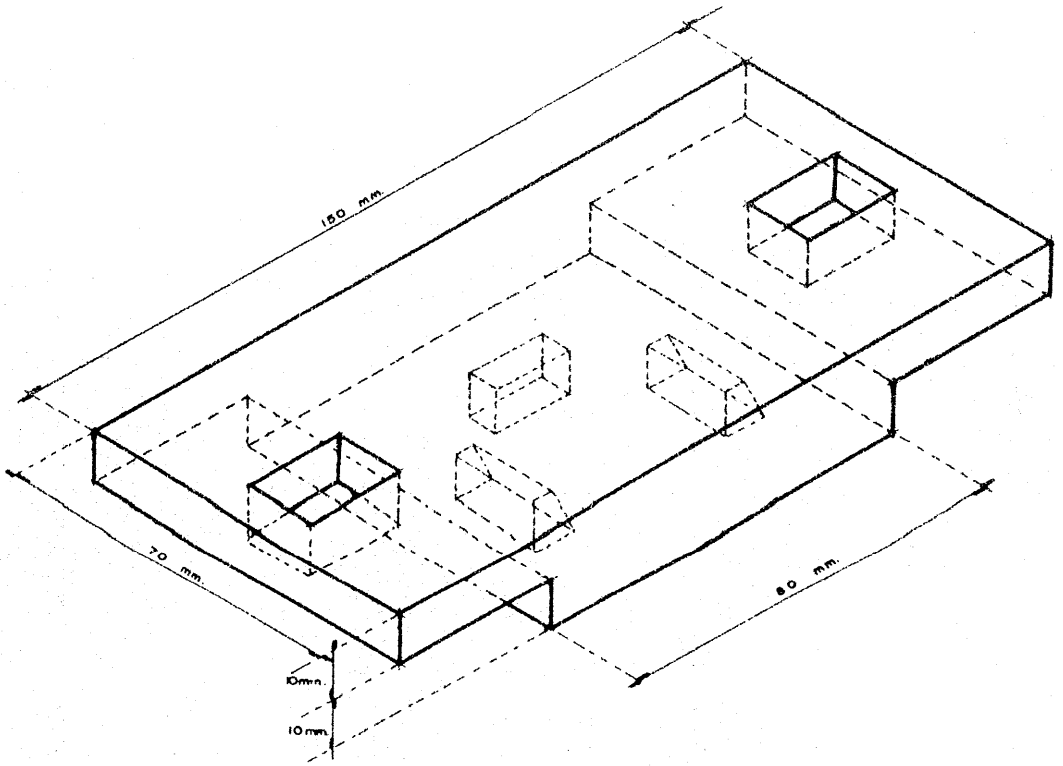
Apéndice VI.

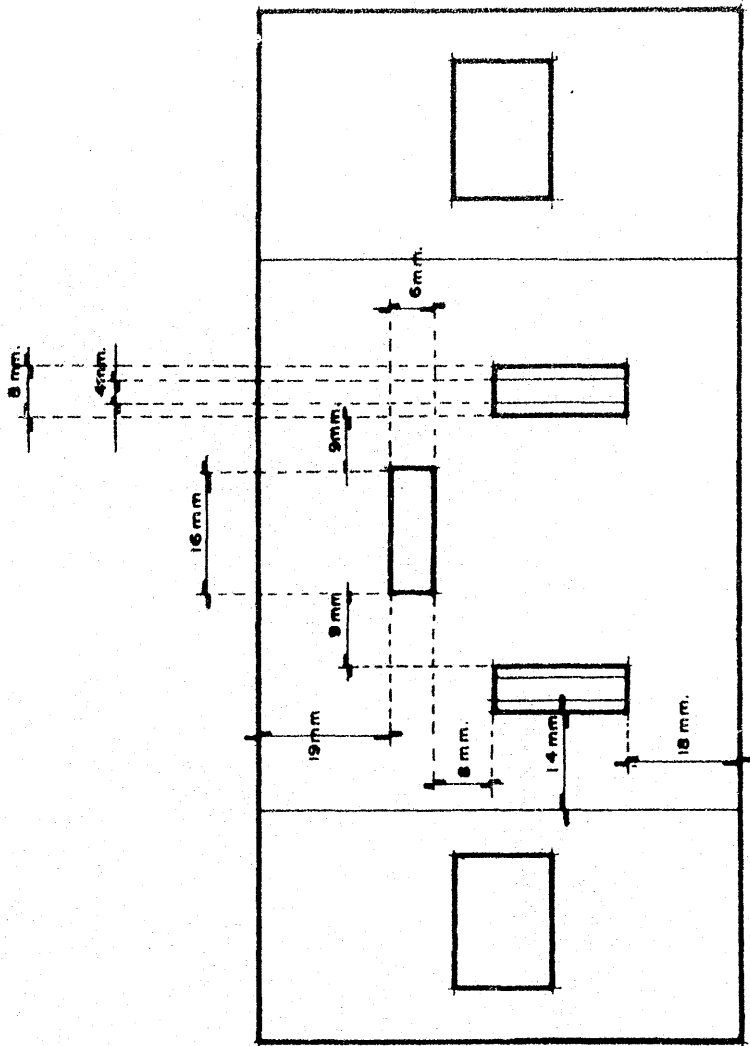
Diagramas para los aditamentos de la prótesis total de la rodilla.

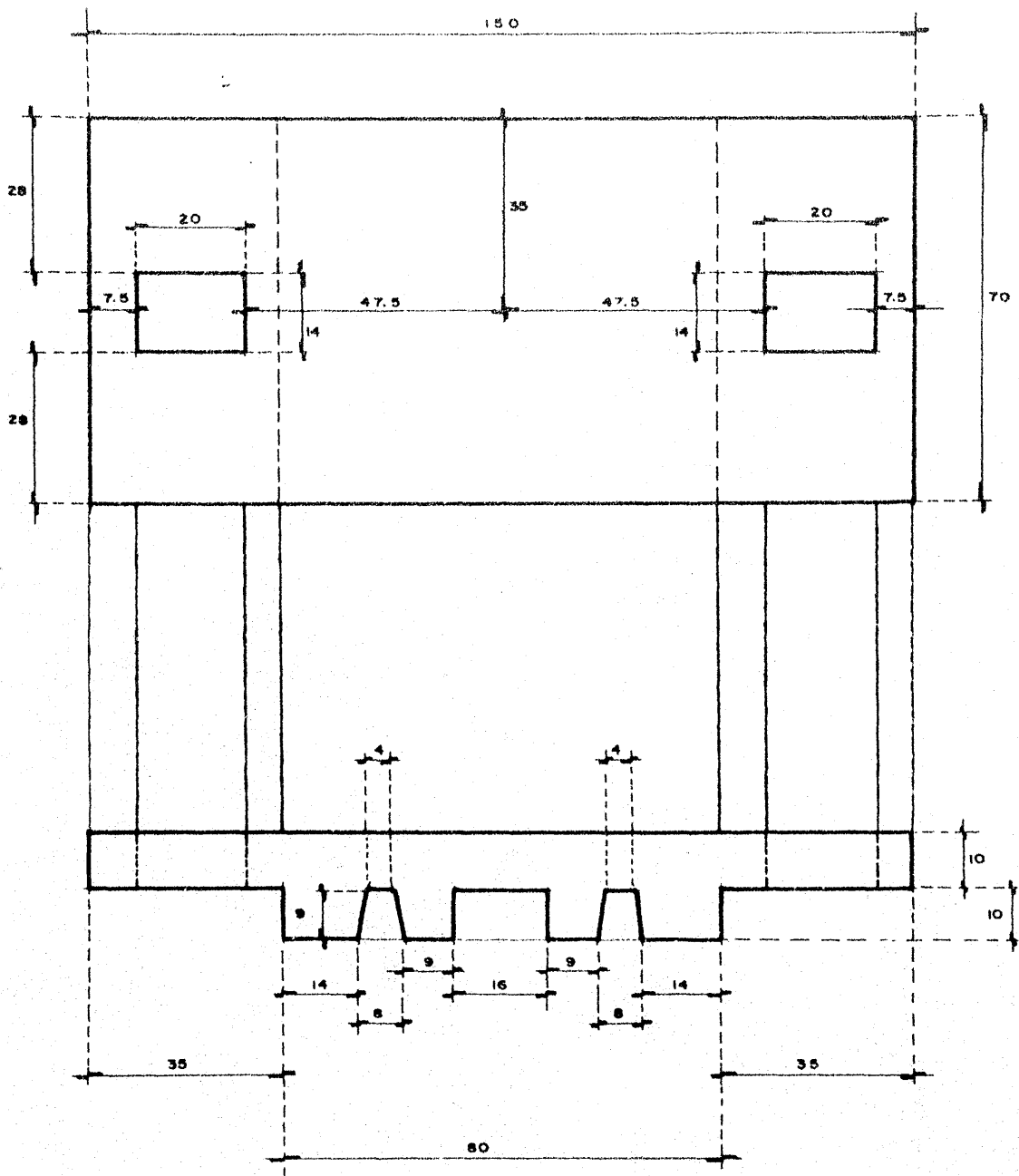




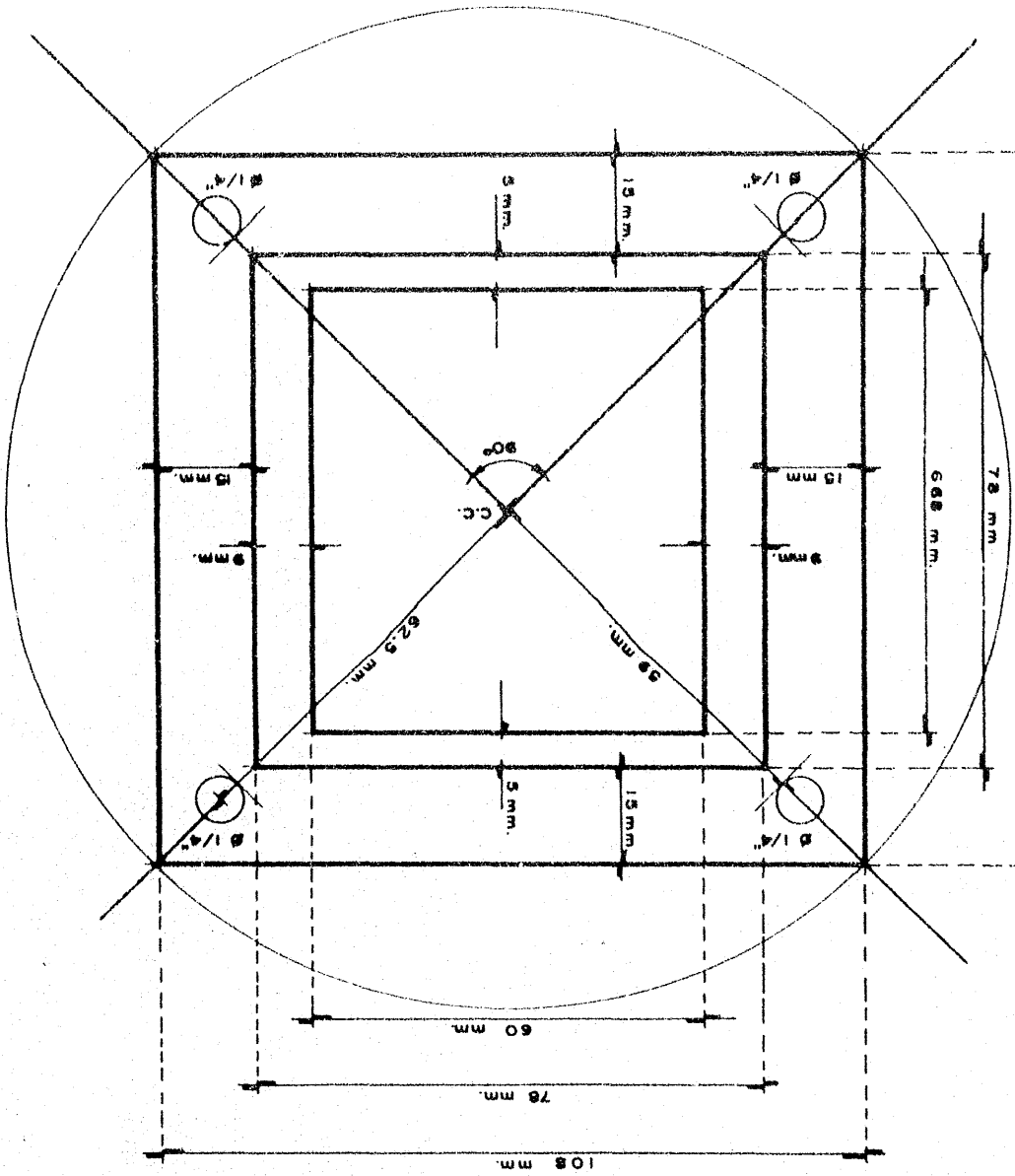








NOTA: TODAS LAS COTAS ESTAN EN MILIMETROS.



VII.- BIBLIOGRAFIA

- 1.- Arden, G.P. Total replacement of the knee. J. Bone Joint Surg. 57: 119, 1975.
- 2.- Bargren, J.H.; Freeman, M.A.R.; y Swanson, S.A.V.. ICLH (Free man -Swanson). Arthroplasty in the treatment of arthritic Knee a 2-4 year review. Clin. Orthop. 120: 65, 1976.
- 3.- Bouchet, A. y Cuillert, J. Anatomía descriptiva, topográfica y funcional. Miembros inferiores. Editorial Médica Panamericana. 1979.
- 4.- Brantigan, O.C. y Voshell, A.F. The Mechanics of the ligaments and menisci of the knee joint. J. Bone Joint Surg. 23: 44, Jan 1941.
- 5.- Cailliet, Rene. Síndromes dolorosos rodilla. Ed. El Manual Moderno. 1975.
- 6.- Chitranjan, S.R. y Shine, J.J. Duo condilar total knee arthroplasty. Clin. Orthop. 94: 185, Jul. 1973.
- 7.- Convery y Carol Beber. Arthroplasty in the total Knee. Clin. Orthop. 94, Jul. 1973.
- 8.- Deburge y Guepar. Guepar hinge prosthesis. Clin. Orthop. 120: 47, Oct 1976.
- 9.- Detenbeck, L.C. Function of the cruciate ligaments in Knee stability. J. Sport Med. 2: 217, 1974.
- 10.- Eberhart, H.D.; Inman, V.T. ; Saunders, J.B.; Lvens, A.S.; Bresler, B.; y Mc Cowan. Fundamental studies of human locomotion and other information relating to the design of artificial limbs. Vol.1 A report to the National Research Council, Comitee on Artificial Limbs. Berkeley, University of California. 1947.
- 11.- Eduards, R.G. y Lafferty, J.F. Ligament strain in the human Knee joint. ASME Winter Annual Meeting, Pag. 16, Nov. 1969.

- 12.- Ellison, E.A.. Distal iliotibial band transfer for anterolateral rotatory instability of the knee. J. Bone Joint Surg. 61-A: 3, Pag. 330, April 1979.
- 13.- Ellsasser, J.C. y Reynolds, F.C., The non operative treatment of collateral ligament injuries of the knee. J. Bone Joint Surg. 56: 6, Pag. 1185, Sep. 1974.
- 14.- Engelbrecht, E. Arthroplasty of the knee. Scan J. Rheum 5 Supp 12: 142, 1976.
- 15.- Enneking, W.F. y Marshall, H. The intraarticular effect of immobilization on the human knee. J. Bone Joint Surg. 54-A: 5; Pag. 973, Jul. 1972.
- 16.- Evansky, M.P. y Waugh, R.T. UCI knee replacement. Clin. Orthop. 120: 33, Oct. 1976.
- 17.- Ficat, R.P. y Hungerford, D.S. Disorders of the patello femoral joint. Ed. Williams Wilkins, Baltimore. Reimpresion 1979.
- 18.- Fitzgerald, R.H. ; Peterson, L.F.A. y Bryan, R.S. A biomechanical analysis of the polycentric total knee arthroplasty. J. Bone Joint Surg. 54-A : 1120, 1972.
- 19.- Ford, W.R. y Perry J. Analysis of knee joint forces during flexed knee stance. J. Bone Joint Surg. 54-A : 1118, 1972.
- 20.- Frankel, V.H. ; Burstein, A.H. y Brooks, D.B. Biomechanics of internal derangement of the knee. J. Bone Joint Surg. 53-A: 945, 1971.
- 21.- Freeman, M.A. y Swanson, S.A.V. Total prosthetic replacement of the knee. J. Bone Joint Surg. 54-B: 1, Pag. 170, 1972.
- 22.- Gunston, F.H. Polycentric knee arthroplasty . J. Bone Joint Surg. 53-B: 2, Pag. 272, May. 1971.
- 23.- Hughston, J.C. y Eilers, A.I. The role of the posterior oblique ligament in repairs of acute medial (collateral) ligament tears of the knee. J. Bone Joint Surg. 55-A : 5, Pag. 923. Jul. 1973.

- 24.- Hwa Hsin Hsieh. Stabilizing mechanics of the loaded and unloaded knee joint. *J. Bone Joint Surg.* 58-A : 1 , Pag 87, Jan. 1976.
- 25.- Ilstrup, D.M. y Coventry, M. B. A statistical evaluation of geometric total knee arthroplasties . *Clin. Orthop.* 120: 27, 1976.
- 26.- Insall John. A comparison of four models of total knee replacement prosthesis . *J. Bone Joint Surg.* 58-A : 6, Sep. 1976.
- 27.- Insall, J. y Walker, P. Unicondylar knee replacement. *Clin. Orthop.* 120: 83, Oct. 1976.
- 28.- Johnson, J. R. y Kettelkamp, B.D. Factor affecting late results after menisectomy . *J. Bone Joint Surg.* 56-A: 4, Jun. 1974.
- 29.- Johnson, S. The distribution of load across the knee a comparison of static and dynamic measurements. *J. Bone Joint Surg* 62-B: 3, Agost. 1980.
- 30.- Jones, G.B. Arthroplasty of the knee modern trend on Orthopaedics . Ed. Butter worths. London. 1972.
- 31.- Kapandji, I.A.. Cuadernos de fisiología articular , Cuaderno 11. La rodilla. 2a. Ed. Toray Masson.
- 32.- Kay, N.R.M. y Martins, H.D. The Macintosh tibial plateau hemiprosthesis for the rheumatoid knee. *J. Bone Joint Surg.* 54-B: 2, Pag 256, 1972.
- 33.- Keith, L. M. y Bargar, W.L. The role of joint load in knee stability. *J. Bone Joint Surg.* 63-A: 4, April. 1981.
- 34.- Keith, L.M. Stiffness and laxity of the knee. The contribution of the supporting structures. *J. Bone Joint Surg.* 58-A: 5, Pag. 583, Jul. 1976.
- 35.- Kennedy, J.C. y Fowler, P.J. Medial and anterior instability of the knee. *J. Bone Joint Surg.* 53-A: 1257, Oct. 1971.
- 36.- Kennedy, J.C. y Weinberg, H.W. The anatomy and function of the anterior cruciate ligament as determined by clinical and mor -

- phological studies. J. Bone Joint Surg. 56-A: 223, March 1974.
- 37.- Kettelkamp, B.B. Biomechanics and knee replacement arthroplasty. Clin Orthop. 94: 8, Jul. 1973.
- 38.- Kettelkamp, B.B. y Johnson, R.J. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. J. Bone Joint Surg. 52-A: 775, 1970.
- 39.- Kettelkamp, B.B. y Leaverton, P.E. Gait characteristic of the rheumatoid knee. Arch Surg. 104: 30, 1972.
- 40.- Kettelkamp, B.B. y Jacobs, A.W. tibiofemoral contact area determination and implications. J. Bone Joint Surg. 54-A: 349, 1972.
- 41.- Kettelkamp, B.B. y Chao, E.Y.S. A method for quantitative analysis of medial and lateral compression forces at the knee during standing. Clin. Orthop. 83: 202, 1972.
- 42.- Kettelkamp, B.B. e Insall, J.N. Excision of the cruciate ligament in total knee replacement. Clin. Orthop. 131: 308, 1978.
- 43.- Keyron, N. y Laubenthal, M.A. A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. Physical Therapy. 52:1, Pag 34, Jan. 1972.
- 44.- Krause, I.C. Mechanical changes in the knee after meniscectomy. J. Bone Joint Surg. 58-A:5, Jul 1976.
- 45.- Laubenthal, K.N. ; Smidt, G.L. y Kettelkamp, B.B. A quantitative analysis of knee motion for activities of daily living. Phys. Ther. 52: 34, 1972.
- 46.- Lee, H.R. The evolution of total knee arthroplasty. Clin. Orthop 120: 7, Oct. 1976.
- 47.- Levins, A.S. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion. J. Bone Joint Surg. 30-A:859, 1948.
- 48.- Lowe, L.W.; Kates, A. y Kay, A.G.L. Mac Intosh arthroplasty in the rheumatoid knee. J. Bone Joint Surg. 54-B: 1, Pag. 170 1972.
- 49.- Mac Intosh, D.L. Hemiarthroplasty of knee using space occupying prosthesis for painful varus and valgus deformities. J. Bone

- Joint Surg. 40-A : 6. Pag 1431 1958.
- 50.- Mac Intosh, D.L. y Hunter, G.A. The use of the hemiarthroplasty prosthesis for advanced osteoarthritis and rheumatoid arthritis of the knee. J. Bone Joint Surg. 54-B: 2, Pag 244 1972.
 - 51.- Mac Keever, D.C. Tibial plateau prosthesis. Clin. Orthop. 18: 86, 1960.
 - 52.- Maquet, G.J. Biomechanics of the knee with applications to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis. Ed. Springer Verlga. Berlin Heidelberg. New York 1976.
 - 53.- Markolf, L.K. In vivo knee stability. J. Bone Joint Surg. 60-A : 5, Jul 1978.
 - 54.- Marmor L. The modular (marmor) knee. Clin. Orthop. 120:86, 1976.
 - 55.- Master, M. Synovectomy of the knee in juvenile rheumatoid arthritis. J. Bone Joint. Surg. 54-B: 2, May. 1972.
 - 56.- Moreland, J.R. y Thomas, R.J. ICLH replacement of the knee. Clin. Orthop. 145, Nov 1979.
 - 57.- Morrison, J.B. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. J. Biomechanics. 3:51,1970.
 - 58.- Morrison, J.B. Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. Bio-Med Eng. 3:164, 1968.
 - 59.- Murray, M.P. Gait as a total pattern of movement. Am. J. Phys Med. 46: 290, 1967.
 - 60.- Nicholas, J.A. The five one reconstruction for medial instability of knee. J. Bone Joint Surg. 55-A: 941, Jul. 1973.
 - 61.- Platt, G. y Pepler, G. Moud arthroplasty of the knee . J. Bone Joint Surg, 51:1, 1976.
 - 62.- Perry, J. Structural insufficiency. J. Phys Ther. Assoc. 47: 81, 1967.
 - 63.- Ranawat, C.S. e Insall, J. Duo condilar knee arthroplasty. Clin. Orthop. 120: 76, Oct. 1976.

- 64.- Roles, N.C. Complication of total prosthetic replacement of the hip and knee joints. *J. Bone Joint Surg.* 53-B:4 , Pag. 760, 1971.
- 65.- Saunders, J.B. e Iman, V.T. The major determinants in normal and pathological gait, *J. Bone Joint Surg.* 35-A: 543, 1953.
- 66.- Savastano, A.A. Total knee replacement. Appleton century Crofts New York, 1980.
- 67.- SeiregA. y Arvikar, R.J. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. *J. Biomechanics.* 8: 89, 1975.
- 68.- Seth, G.A. Blair M.M. Knee joint mechanics and impant evaluation en tctal replacement. (66) Pag. 11.
- 69.- Shaw, J.A. y Murray, O.G. Knee joint simulator. *Clin. Orthop.* 94:15, Jul. 1973.
- 70.- Shaw, J.A. The longitudinal axis of the knee and the role of the cruciate ligament in controlling transverse rotation. *J. Bone Joint Surg.* 56-A: 1603, Dic 1974.
- 71.- Slocum, D.B. Rotatory instability of the knee. *J. Bone Joint Surg.* 50-A: 211, March. 1968.
- 72.- Smillie, I.S. Traumatismos de la articulación de la rodilla. Ed. JIMS, Barcelona, 2a. edición 1980.
- 73.- Smillie, I.S. Enfermedades de la articulación de la rodilla Ed. JIMS, Barcelona, 2a edición 1980.
- 74.- Volz, G.R. y Gradoññas, L.E. Thermal deformation of polyethylene in a total knee prosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 60-A: 5, Pag. 662, Jul. 1978.
- 75.- Walker, S.H. y Erkman, M.J. The rotationalaxis of the knee and its significance to prosthesis design. *Clin. Orthop.* 89: 160, 1972.
- 76.- Walker, P.S. Personal communication. Thesis, University of Leeds, England, Pag. 48.

- 77.- Walldius, B. Arthroplasty of the knee using an endoprosthesis. Acta Orthop. Scand. , Suppl 24, 1972.
- 78.- Warren, L.F. The prime static stabilizer of the medial side of the knee. J. Bone Joint Surg. 56-A: 665, Jul, 1974.
- 79.- White, A.A., August I.I. e Irving G.R. The effect of quadriceps loads and knee position on strain measurements of the tibial collateral ligament. Acta Orthop. Scand. 43: 176, 1972.

Adendum: Bibliografía Mecánica.

- 80.- American Society for testing and materials "Annual Book of ASTM Standards" Philadelphia, U.S. Part No. 22 y 36. 1976.
- 81.- Arkin, H y Colton, R.R.. Métodos estadísticos. Compañía editorial continental, S.A. Mexico, 1977.
- 82.- Barret, C.R., Nix, W.D. y Tetelman, A.C.. The principles of engineering materials. Prentice Hall INC. New Jersey, 1973.
- 83.- Burroughs advanced statistical inquiry system. "User manual" Burroughs corporation, Detroit Michigan, 1975.
- 84.- Cochran, W.G, y Cox, G.M.. Experimental designs. John Wiley and Sons New York. 1957.
- 85.- Downie, N.M. y Heath, R.W.. Métodos estadísticos aplicados. Horla, S.A. de C.V. México, 1973.
- 86.- Perry and Chilton. Chemical engineers' handbook. Mc. Graw Hill. fifth edition. U.S. 1975.
- 87.- Valadez Cuenca E. Estudio sobre adhesión de fibras naturales con resinas sintéticas, propiedades mecánicas y su correlación con propiedades de superficie. Tesis de Maestría. Facultad de Ciencias. U.N.A.M. 1981.
- 88.- Wayne, H,; Moffat, W.G. y Wulff, J. Propiedades mecánicas. Editorial Limusa-Wiley, S.A. México, 1968.