

ALGUNAS ESPECIFICACIONES DE ENDOPROTESIS DE RODILLAFROST AVILA B.G. LOPEZ CAJUN C.

AREA DE INGENIERIA BIOMEDICA, DPTO. DE INGENIERIA ELECTRICA

UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA- IZTAPALAPA

RESUMEN

Se presenta una revisión biomecánica parcial de la rodilla humana y de dos de los modelos de endoprótesis que suplen a ésta en enfermedades articulares graves.

Los modelos se analizan en lo que respecta a su diseño y eficacia, tomando en cuenta, además, la disponibilidad actual de materiales que reúnen los requisitos de resistencia mecánica, biodegradación, manejo etc. La mayor limitación con la que se enfrenta el diseñador es el compromiso existente entre el cumplimiento de los requisitos funcionales y anatómicos, con el grado de avance tecnológico, tanto en materiales como en cirugía. Aún así son de gran valor prótesis de los pacientes con enfermedades graves.

Son tres los factores que han contribuido al desarrollo de prótesis de rodilla. El primero es sin lugar a duda, el gran avance logrado por Charnley y colaboradores en la sustitución de cadera (1). Básicamente fueron dos las aportaciones de Charnley, la primera fue la creación de superficies soportantes en las que utiliza conjuntamente metal pulido y polietileno de elevado peso molecular, lográndose así, superficies articulares de bajo coeficiente de rozamiento y gran resistencia al desgaste. La segunda aportación fue el uso de polimetilmetacrilato como cemento para fijar al hueso las componentes de la prótesis.

El segundo factor ha sido el desarrollo de nuevos materiales, entre los que destacan el acero inoxidable y una aleación de Cobalto-Cromo-Molibdeno, los cuales reúnen los requisitos de biocompatibilidad, resistencia mecánica y corrosión.

El tercer factor de desarrollo y la razón por la cual es importante el diseño de endoprótesis de rodilla, es la gran vulnerabilidad de ésta a traumatismos (pues no está protegida por tejidos envolventes) y a enfermedades articulares inflamatorias y degenerativas. En México se cuenta, según (2) con las siguientes estadísticas:

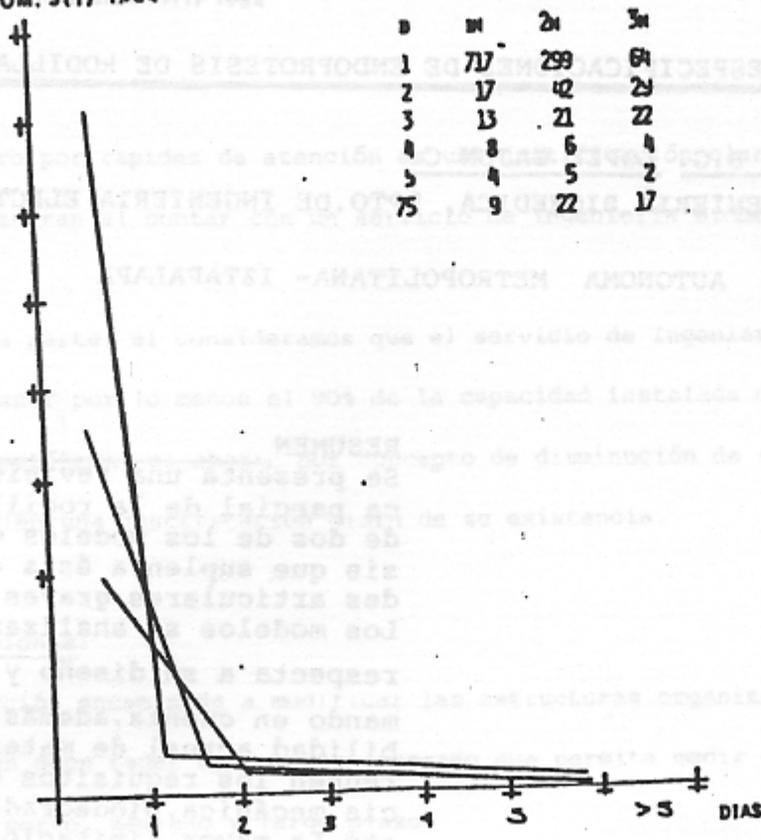


FIGURA 4 DISTRIBUCION DE INTERVENCIONES EN DIAS DE ATENCION POR NIVEL.

No. Intervenciones

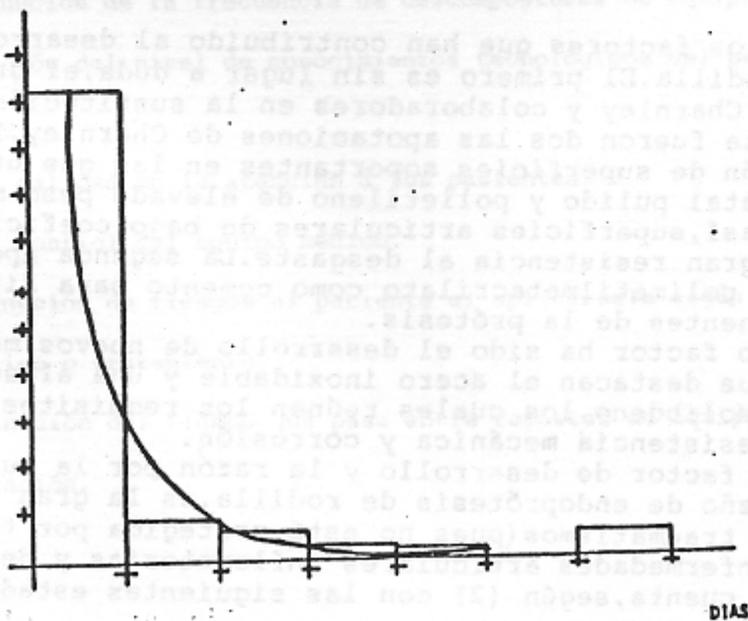


FIGURA 2 DISTRIBUCION DE INTERVENCIONES EN DIAS DE ATENCION.

Otro punto a considerar, es que la función principal de la rodilla está condicionada a una articulación de tipo troclear, es decir, los cóndilos femorales convexos en ambos sentidos, forman las dos carrilas de una polea; por la parte tibial las superficies están formadas de manera inversa, formando dos correderas incurvadas y cóncavas separadas por una cresta, Fig.7. Para que pueda darse la rotación axial, es necesario que la superficie inferior se modifique, fig.8, convirtiéndose así, el macizo de las espinas tibiales en un pivote, alrededor del cual, puede girar la superficie inferior; esto se esquematiza en las figs. 9-11.

Un aspecto importante para el diseño, es el perfil de los cóndilos y las glenoides. Mediante un corte verticosagital, se tiene, que el perfil de los cóndilos es una espiral que no tiene centro único, sino que existe una serie de centros dispuestos sobre otra espiral, como se aprecia en las figs.12-13, para el cóndilo interior y exterior respectivamente. Además a partir de un cierto punto T, situado en el contorno condíleo el radio de curvatura empieza a decrecer, estando los centros de curvatura sobre otra espiral. En contraste el perfil anteroposterior de las glenoides es cóncavo hacia arriba para la glenoide interna y convexo para la externa, fig.14. Un factor más, es el movimiento existente de los cóndilos sobre las glenoides. Debido a que el desarrollo del cóndilo es dos veces mayor que el de las glenoides, una rodadura del primero sobre las segundas es imposible, ya que cuando una rueda da vuelta sin resbalar sobre el suelo, a cada punto del suelo corresponde un punto de la rueda, lo cual en la rodilla provocaría una luxación, fig.14a. Supóngase ahora que el cóndilo resbala sin rodar, fig.14b, entonces a un solo punto de la glenoide corresponden todos los puntos del contorno condíleo (se patina), pero de este modo la flexión tendría como limitación el reborde posterior de la glenoide, figs.14-c, . Se ha demostrado (3) que el cóndilo rueda y resbala a la vez sobre la glenoide; a partir de la extensión completa, el cóndilo empieza a rodar sin resbalar más tarde el deslizamiento se hace mas predominante, de tal manera, que al final de la flexión, el cóndilo resbala sin rodar, fig.15-17. La estabilidad de esta articulación viene dada por varios componentes, puesto que, la estabilidad transversal está a cargo de los ligamentos cruzados interno y externo; la anteroposterior por el músculo cuadriceps en la flexión y por los ligamentos capsuligamentarios en la hiperextensión; finalmente la estabilidad rotatoria está asegurada por los ligamentos cruzados y laterales. Debido a esto en la mayoría de las sustituciones, es conveniente mantener intactos estos componentes.

Puntos a considerar en el diseño:

Puesto que uno de los objetivos del reemplazo de la superficie articular es habilitar al paciente para desarrollar actividades normales, es necesario saber el movimiento tibiofemoral requerido para ello, lo cual se resume en la Tabla 1.

El segundo punto, es el hecho de que la rodilla normal flexiona da tiene un máximo de rotación de 30° a 50°. Se ha encontrado (4) que esta rotación puede compensar la posición del cuerpo en relación con la de los pies, por ejemplo, aproximadamente 13° de rotación pura son utilizados al caminar, mientras que al subir o bajar escalera se utilizan más de 13°.

El término de artritis se aplica a varias afecciones (cuya sintomatología es: dolor persistente o recidivante, rigidez y deformidad en una o varias articulaciones), siendo sus formas principales: la artritis reumatoide y la osteoartritis. La primera es una enfermedad inflamatoria y la causa de mayor incapacidad funcional; la segunda es una enfermedad degenerativa que progresa con la edad y la actividad.

A continuación se describen: la rodilla humana, la prótesis de Wall duss y la esferocéntrica, así como, los puntos a considerar en el diseño y los requerimientos de una prótesis de rodilla.

Rodilla Humana:

Para poder estudiar y diseñar una endoprótesis de rodilla, es necesario, en primer lugar, hacer una revisión biomecánica de la rodilla humana, con la finalidad de que el diseño sea lo más semejante a ella y sea capaz de suplirla.

Es sabido que la función principal de la rodilla, es el movimiento de flexión-extensión; pero además, a partir de un cierto grado de flexión, existe un movimiento sobre el eje longitudinal de la pierna. Desde el punto de vista mecánico, la rodilla debe tener una gran estabilidad cuando está en extensión, pues soporta grandes presiones por el peso corporal; y en flexión debe tener gran movilidad ya que ésta es necesaria en la carrera y para la orientación óptima del pie con las irregularidades del terreno.

En la fig.1 se observa que el movimiento de flexión-extensión se lleva a cabo alrededor del eje XX' , mientras que el movimiento longitudinal es alrededor del eje YY' , y los movimientos de lateralidad son alrededor del eje ZZ' . El eje mecánico del miembro inferior, está formado por tres centros articulares, a saber, cadera, rodilla y tobillo; dicho eje es oblicuo hacia abajo y adentro debido a que las caderas están más separadas que los tobillos y forma 3° aproximadamente con la vertical (Fig.2). En esta figura se observa también el valgus fisiológico de la rodilla, el cual se origina debido a que el eje de la diáfisis femoral no es la prolongación del eje del esqueleto de la pierna.

De suma importancia para el diseño, son las curvaturas generales del miembro inferior, las cuales, son la manifestación de los esfuerzos que actúan sobre ellas, obedeciendo a las leyes de las columnas con carga excéntrica. En la fig.3 se representa la concavidad posterior de la diáfisis femoral, la cual responde como una columna articulada por sus dos extremos, puesto que la curvatura ocupa toda su altura. En contraste, en la fig.4 se representa al fémur en el planofrontal, el cual responde como una columna fija por abajo y móvil por arriba, en donde, la curvatura superior ocupa las $2/3$ partes y la inferior $1/3$. En el plano frontal, Fig.5, la tibia presenta una curvatura que ocupa las $2/4$ partes centrales, lo cual se compara con una columna fija por sus dos extremos. En el plano sagital Fig. 6; la tibia presenta tres características, que son:

- 1) Retrotorsión (T): Desplazamiento hacia atrás.
- 2) Retroversión (V): Declive de 5° o 6° de las plataformas tibiales.
- 3) Retroflexión (F): Curvatura de concavidad posterior (Columna móvil por ambos extremos).

El eje del movimiento y la dirección del mismo en la superficie articular, debe ser considerado en el diseño protésico. Se ha encontrado (5) que la trayectoria del eje instantáneo, a través de un rango completo de movimientos, es variable en rodilla normales.

Morrison (6) ha calculado las cargas aplicadas en las plataformas tibiales en sujetos normales realizando actividades cotidianas. Dichos cálculos se resumen en la Tabla II. Dicho investigador calculó que las cargas máximas ocurren inmediatamente después de que el talón toca el suelo y un poco después de que éste deja de tener contacto con el suelo. De aquí que las superficies protésicas y la interfase cemento-hueso estén sujetas a grandes presiones, aún en actividades normales. Además, debe recordarse, que las fuerzas se transmiten sobre áreas muy pequeñas.

En resumen, una prótesis de rodilla debe tener un promedio de al menos 93° para flexión-extensión, con 8° - 11° de abducción-aducción y 13° o más de rotación interna y externa.

Las fuerzas a través de la articulación son grandes y pueden producir un incremento en la carga por unidad de área en la presencia de deformidades; dichos excesos de carga pueden ocasionar desgaste, desajuste, ruptura del cemento y resorción ósea.

Requerimientos de una prótesis de rodilla:

-Quirúrgicos: El tamaño de la prótesis debe ser tal que sea fácilmente contenida en el mecanismo de los cuádriceps, y el diseño debe prever que los tejidos blandos no sean atrapados en las partes móviles durante la flexión. La carga transmitida debe ser distribuida sobre la mayor área posible. La prótesis ideal deberá permitir alguna rotación cuando está flexionada y ser rígida cuando está en extensión completa.

-Mecánicos: En uso normal se tienen esfuerzos mayores a cuatro veces el peso corporal. Si se utiliza un simple mecanismo de bisagra, se presentarán esfuerzos torsionales en la flexión. Se debe diseñar la prótesis de tal manera que pueda estar permanentemente rodeada por hueso, de tal suerte, que la carga sea distribuida sobre un área ósea mayor. El uso de cementos para la fijación altera la distribución de la carga, por lo que, los diseños de prótesis para ser usados con cemento son diferentes de los que no lo usan.

-Biológicos: Los productos de fricción y desgaste deben estar libres de efectos perjudiciales. Utilizando una aleación de Co-Cr, se han encontrado partículas conteniendo Co, Cr, Mb, y Mn en el sistema retículo endotelial. Se ha investigado también la formación de partículas en metales sobre un apoyo de polietileno de alto peso molecular, no encontrándose desprendimiento alguno, por lo que se concluye, que este tipo de apoyo es más seguro que el de metal-metal.

Rodilla de Walldius:

La función principal de esta endoprótesis es aliviar el dolor y mantener la capacidad de caminar. Se ha implantado en pacientes que sufrían de artritis reumatoide (90%); cuando se ha utilizado en pacientes con osteoartritis, éstos tenían más de 70 años o tenían otras articulaciones afectadas.

En sus inicios fué realizada en acrílico, pero resultó no ser lo suficientemente resistente, por lo que después se hizo de acero inoxidable y actualmente está hecha de una aleación Co-Cr. Las características importantes de este diseño son: El rango de movi-

Tabla I:

tipo de mov.	Flexión/ Extensión	Ab-Aducción	Rotación
caminar	67° (54°-79°)	3° + 8° = 11°	7° + 8° = 15°
subir escaleras	21° (8° - 29°)		
sentarse	83° (60° - 98°)		
levantar un objeto	71°		

Tabla II:

<u>Actividad</u>	<u>Fza.</u>
° caminar	3.02 x P.C. (2.06 a 4.0 x PC)
° caminar de subida (en una rampa)	3.97° x P.C
° caminar de bajada	3.95 x P.C
° subir escaleras	4.25° x P.C
° bajar escaleras	3.83 x P.C

PC = peso corporal

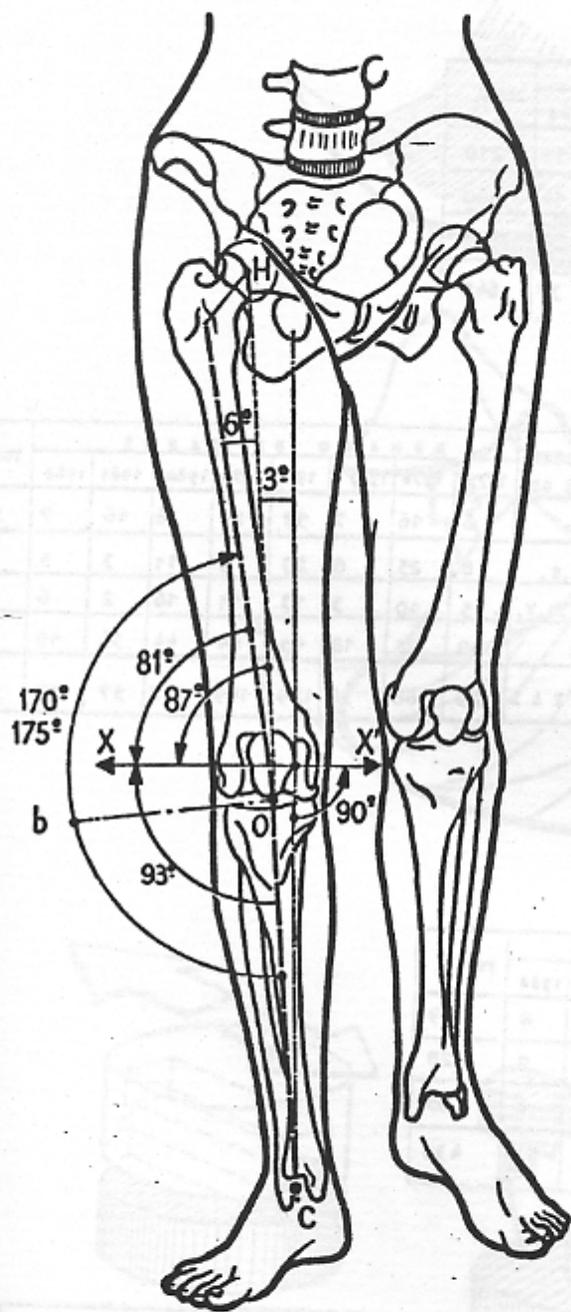


FIG. 2

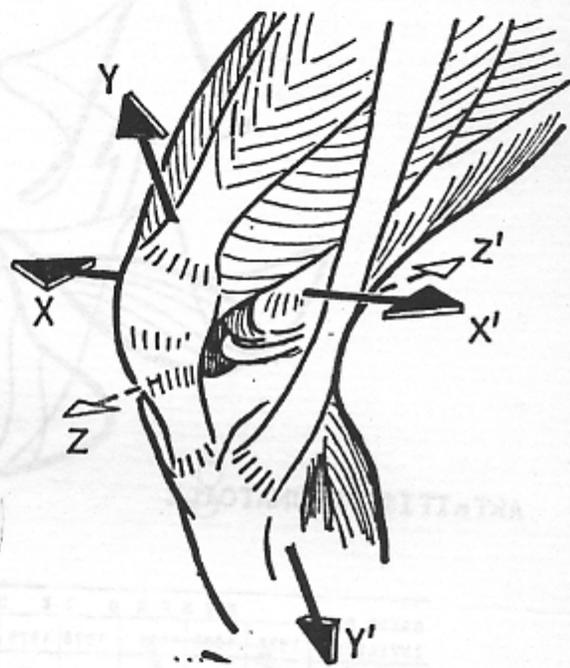


FIG. 1

OSTEOARTROSIS

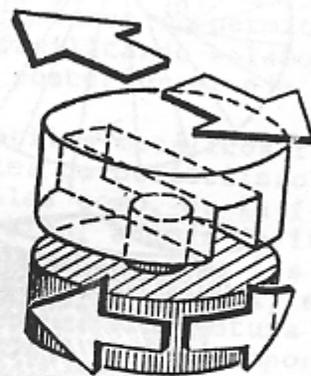
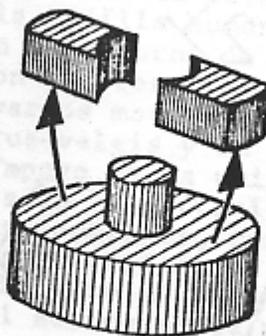
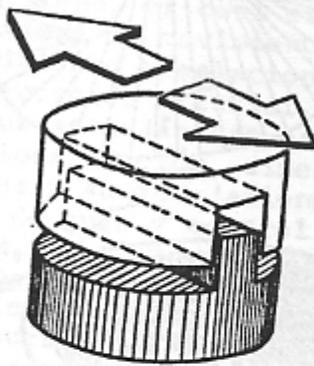
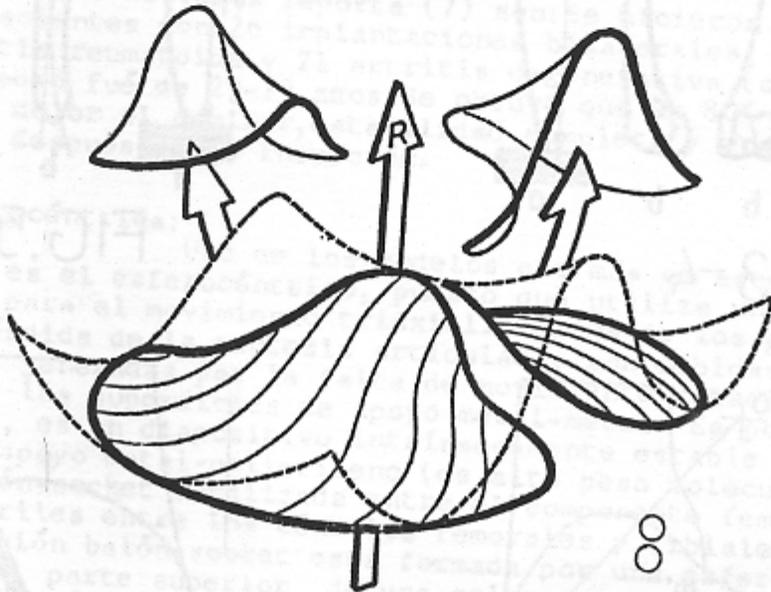
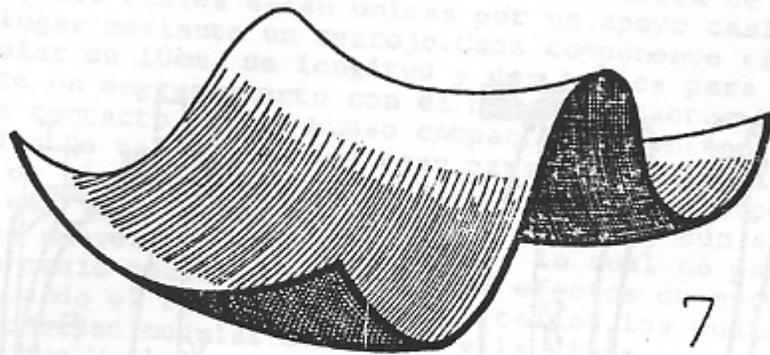
GRADO DE LA INVALIDEZ	NUMERO DE CASOS								TOTAL
	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	
LEVE	8	20	7	60	37	34	25	19	210
MEDIANA	17	35	17	97	59	57	24	14	320
SEVERA	4	31	12	22	13	16	8	4	110
TOTAL	29	86	36	179	109	107	57	37	640

DIRECCION- BIENTE DE:	NUMERO DE CASOS								TOTAL
	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	
S.S.A.	6	16	7	52	25	36	16	7	165
I.M.S.S.	8	25	8	23	9	11	3	5	92
I.S.S.S.T.	5	10	3	13	11	16	2	6	66
OTRAS	10	35	18	91	64	44	36	19	317
TOTAL	29	86	36	179	109	107	57	37	640

ARTITIS REUMATOIDE

GRADO DE LA INVALIDEZ	NUMERO DE CASOS								TOTAL
	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	
LEVE	6	21	7	34	14	12	7	8	109
MEDIANA	23	45	15	63	30	18	25	9	228
SEVERA	13	28	6	18	5	8	11	6	95
TOTAL	42	94	28	115	49	38	43	23	432

DIRECCION- BIENTE DE:	NUMERO DE CASOS								TOTAL
	1975	1976	1977	1978	1979	1980	1981	1982	
S.S.A.	8	24	17	12	13	13	13	7	107
I.M.S.S.	6	14	5	19	5	6	2	3	60
I.S.S.S.T.	7	7	1	9	6	5	5	1	41
OTRAS	21	49	5	75	25	14	23	12	224
TOTAL	42	94	28	115	49	38	43	23	432



FIGS. 7 -11

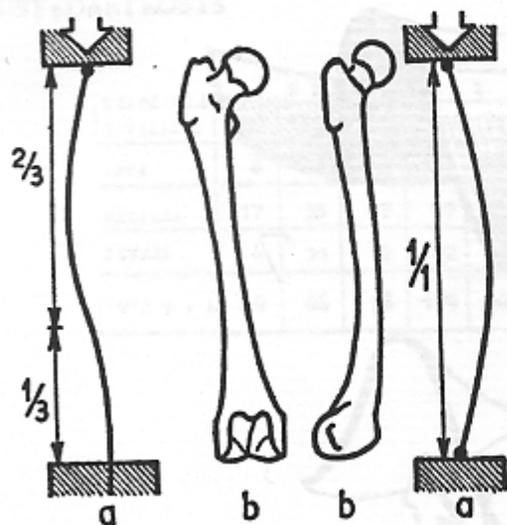


FIG. 3-4

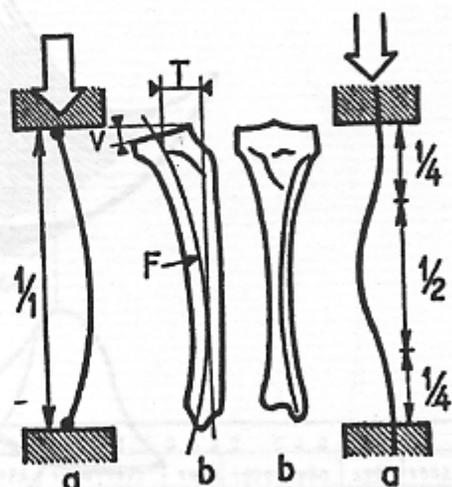
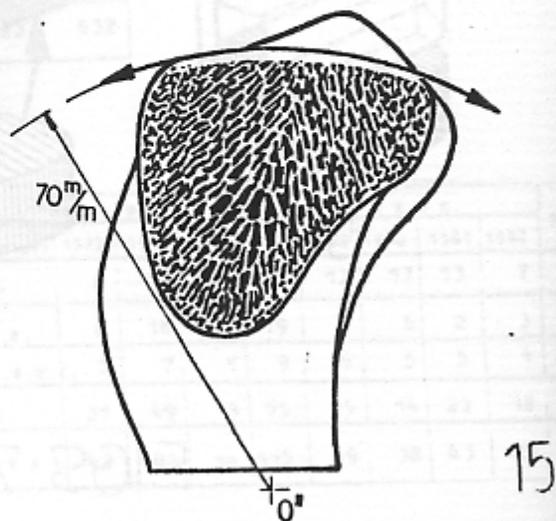
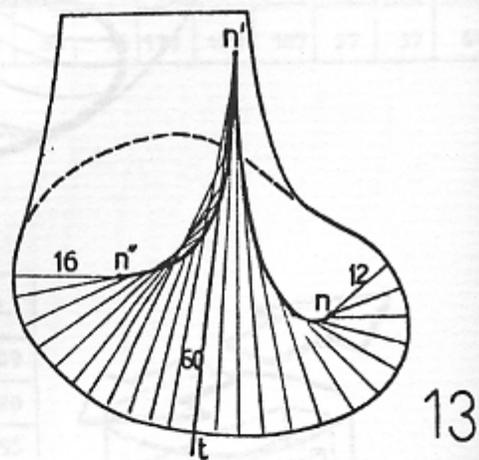
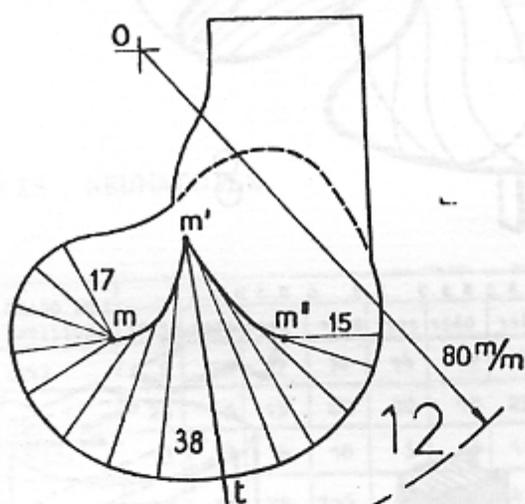


FIG. 5-6

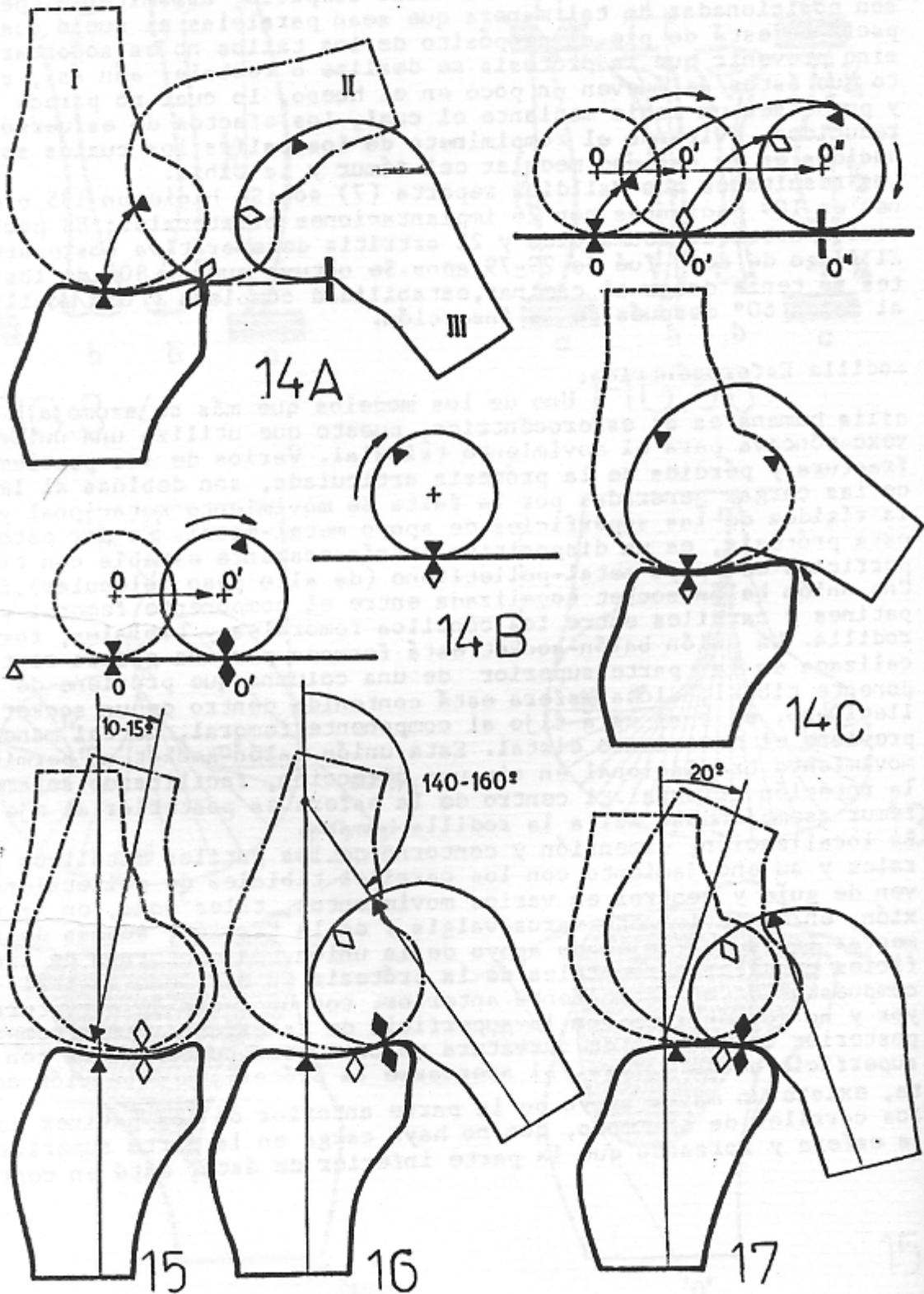


FIGS. 12-15

mientos va de 5° en la hiperextensión a 115° en la flexión, y está diseñada para usarse sin cemento. Esta prótesis consta de dos componentes, fig.18, los cuales están unidas por un apoyo deslizante, mantenido en su lugar mediante un cerrojo. Cada componente tiene una clavija intramedular de 10cm. de longitud y dos tallos para prevenir rotación mediante un engranamiento con el hueso compacto. Las superficies planas en contacto con el hueso compacto, transmiten el peso y son posicionadas de tal manera que sean paralelas al suelo cuando el paciente está de pie. El propósito de los tallos no es soportar peso, sino prevenir que la prótesis se deslice o resbale; aún así, se ha visto que éstos se mueven un poco en el hueso, lo cual no parece afectar y puede ser un medio mediante el cual, los efectos de esfuerzos son reducidos, evitando el rompimiento de los tallos, los cuales son introducidos en la cavidad medular del fémur y la tibia. Los resultados que Walldius reporta (7) son: Se hicieron 135 operaciones en 109 pacientes con 26 implantaciones bilaterales; 88 pacientes tenían artritis reumatoide y 21 artritis degenerativa (osteoartrosis). El rango de edad fué de 29-79 años. Se obtuvo que un 80% de los pacientes no tenía dolor al caminar, estabilidad completa y una movilidad de al menos 60° después de la inserción.

Rodilla Esferocéntrica:

Uno de los modelos que más se asemeja a la rodilla humana es el esferocéntrico, puesto que utiliza una unión convexo-cóncava para el movimiento triaxial. Varios de los problemas de fractura y pérdida de la prótesis articulada, son debidas al impacto de las cargas generadas por la falta de movimiento rotacional y por la rigidez de las superficies de apoyo metal-metal. Es por esto, que esta prótesis, es un dispositivo intrínsecamente estable con tres superficies de apoyo metal-polietileno (de alto peso molecular), fig.19. Una unión balón-socket localizada entre el componente femoral y dos patines y carriles entre los cóndilos femorales y tibiales, forman la rodilla. La unión balón-socket está formada por una esfera central localizada en la parte superior de una columna que proviene de la componente tibial; dicha esfera está contenida dentro de un socket de polietileno, el cual está fijo al componente femoral, de tal manera, que previene el movimiento distal. Esta unión balón-socket no permite el movimiento traslacional en ninguna dirección, facilitando solamente la rotación triaxial. El centro de la esfera es posterior al eje del fémur asemejándose así a la rodilla humana. La localización, dimensión y contorno de los patines metálicos femorales y su encajamiento con los carriles tibiales de polietileno sirven de guía y control en varios movimientos, tales como, en la flexión, en el movimiento varus-valgis y en la torsión, además de incrementar las superficies de apoyo de la unión. Los contornos de las superficies condilares femorales de la prótesis en el plano sagital, están compuestos de una componente anterior, con un radio de curvatura mayor y no concéntrico con la superficie de la esfera, y una componente posterior con radios de curvatura menores pero concéntricos con la superficie de la esfera. Al acercarse la prótesis a extensión completa, existe un mayor apoyo de la parte anterior de los patines sobre los carriles, de tal modo, que no haya carga en la parte superior de la esfera y forzando que la parte inferior de ésta, esté en contacto



FIGS.14 - 17

1.-David A. Sostogans, Larry S. Matthews y Herbert Kaufman: susti-
 tución quirúrgica de la articulación de la rodilla. Investiga-
 ción y Ciencia, Marzo 1978:23-36

2.-Curso de 1982. sept. de información y estadísticas. Cir. Ortol. en
 Rehabilitación, 234.

3.-Kaplan y Stein: *Visiología Articular*, vol. 11, 1978, edit. Ste-

4.-Donald S. Telford, Richard Lewis, Biomechanics and Knee Repla-
 cement Arthroplasty. *Clin. Orthop* 94:8-14, July-Aug. 1973.

5.-Stankel V.K., J. H. W. y Burke G.S.: Micromechanics of inter-
 nal derangement of the knee joint. *J. Bone Joint Surg.* 53a:945, 1971.

6.-Harrison J.S.: *Biomechanical analysis of forces actions transmi-*
tted by the knee joint. *J. Bone Joint Surg.* 44, 1962

7.-G. Parnell J.: *The Knee Joint.* The Williams Hinge,
Clin. Orthop, 94:50, July-Aug. 1973.

8.-David A. Sostogans, Herbert Kaufman, Larry S. Matthews: The Sphero-
 centric Yass, *J. Bone Joint Surg.* 59:607, 1977.



FIG.19

FIG.18

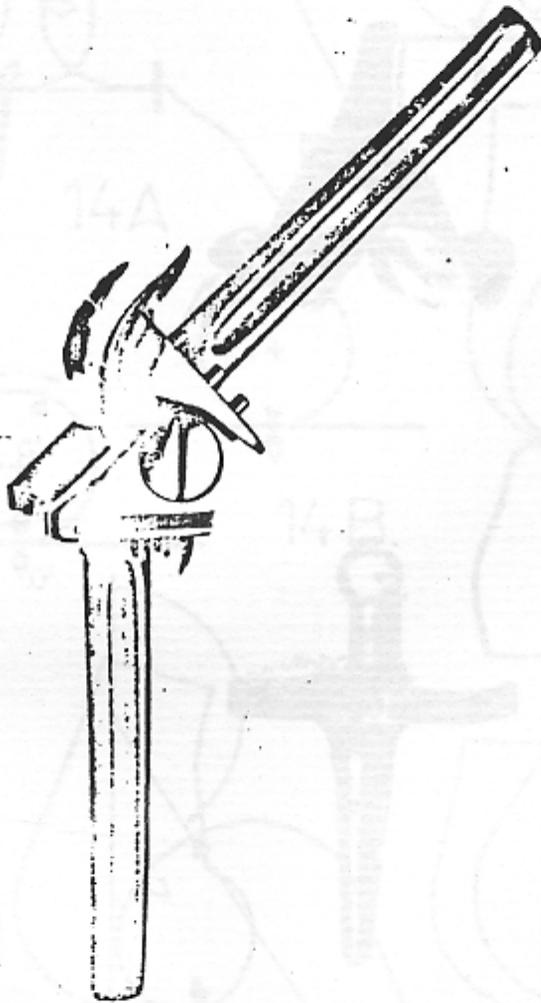


FIG.18

REFERENCIAS

- 1.- David A. Sonstegard, Larry S. Matthews y Herbert Kaufer: La sustitución quirúrgica de la articulación de la rodilla, Investigación y Ciencia. Marzo 1978: 28-36
 - 2.- Censo de 1982. Depto. de Información y Estadística. Dir. Gral. de Rehabilitación, SSA.
 - 3.- Kapany y Steindler "Fisiología Articular", vol. II. 1978, edit. Ate-neo.
 - 4.- Donal B. Kettelkamp y Richard Masca: Biomechanics and Knee Replac-ement Arthroplasty, Clin. Orthop 94: 8-14, July-Aug. 1973.
 - 5.- Frankel V.H., Burstein A.H. y Brooks D.B.: Biomechanics of inter-nal derangement of the knee, J. Bone Joint Surg. 53A: 945, 1971.
 - 6.- Morrison J.B.: Bioengineering analysis of force actions transmi-tted by the knee joint, Bio-Med Eng. 3: 164, 1968
 - 7.- G. Blundell Jones: Total Knee replacement. The Walldius Hinge, - Clin. Orthop. 94: 50, July-Aug. 1973.
 - 8.- David A. Sonstegard, Herbert Kaufer y Larry S. Matthews: The Sphero-centric knee, J. Bone Joint Surg. 59A#5: 605, 1977.
-

con el socket circundante. El pilar central es entonces puesto en extensión y la hiperextensión es entonces detenida gradualmente (efecto de leva). Por el contrario en el movimiento de flexión, las superficies femorales pierden contacto lentamente con los carriles plásticos tibiales, transfiriendo gradualmente toda la carga al domo de la esfera, permitiéndole así, rotación triaxial de amplitud creciente. La máxima flexión es de 120° en la cual, la prótesis permite más de 30° de rotación tibial y más de 50° de movimiento varus-valgus.

Una de las características más importantes de este modelo, es el hecho de que todas las superficies articulares sean de metal sobre polietileno, no hay nunca contacto metal-metal y además, todos los componentes plásticos (potencialmente deformables) están soportados por metal y son fácilmente reemplazables. La función de los tallos intramedulares es incrementar el área de las superficies de interfase, así como de proveer los brazos de palanca necesarios para resistir el desprendimiento del implante, el cual puede ser causado por efectos de esfuerzos rotacionales. Si estos tallos son pequeños puede preservarse una zona de hueso cortical entre el implante y el hueso, lo cual facilita la fijación con polimetilmetacrilato, además de prevenir fracturas del hueso adyacente al implante, pues no se transmite carga directamente al hueso cortical. Otra ventaja de que sean cortos es que un solo dispositivo puede ser usado para cualquier pierna (izquierda o derecha). El uso de esta prótesis está limitado a pacientes con deformidades importantes y gran inestabilidad (8) o al fracaso de una prótesis anterior. Los resultados obtenidos con ésta, son muy alentadores en cuanto a movilidad triaxial se refiere y a desaceleración controlada, además de haber disminuido el problema de desincursión de los componentes.

CONCLUSIONES

Se revisó la literatura para encontrar algunas especificaciones de las endoprótesis de rodilla que sirvan como base a proyectos de desarrollo.

Se analizaron dos modelos diferentes, el de Walldius y el Esferocéntrico. El segundo es un dispositivo reciente que utiliza superficies metal-polietileno y el polimetilmetacrilato como cemento; en cambio, el modelo de Walldius es para usarse sin cemento y utiliza una aleación Co-Cr para las superficies de apoyo.

que imparte, juzga de utilidad el que en las prácticas de docencia y proyectos experimentales se tenga control de la función respiratoria.

Este trabajo describe un sistema resultado de varias experiencias anteriores que se vieron truncadas al requerir de componentes de alto costo e importación que hacían incosteable su fabricación.

Como resultado de estas experiencias se concretaron las características que debía tener el ventilador deseado, mismas con que cuenta el que se describirá y que se citan a continuación.

- Accionamiento por mecanismos de fácil fabricación, obtención en el mercado nacional y de precio accesible.
- Fácil operación.
- Versatilidad que le permita; administrar gases anestésicos inhalados, manejar volúmenes muy variados (25 a 300 cc.) así como frecuencias entre 40 y 15 ciclos por minuto, complementar el sistema con detectores de presión máxima y mínima que le permitan funcionar como asistor, además de la posibilidad de generar suspiros bajo programa.

D I S E Ñ O

El ventilador en cuestión está formado por un doble circuito (3). El primero de estos circuitos contiene los gases que estarán en contacto con el sujeto de experimentación (S.Ex.), el segundo circuito neumático es el encargado de accionar el fuelle y cuenta con un circuito eléctrico y electrónico, que recibe información -- sobre los fines de carrera (4) del fuelle y el que otorga versatilidad al sistema al contar con puertos de entrada para recibir señales externas que gobiernen al sistema. (figura 1)

PRINCIPIO DE OPERACION: El fuelle, que se encuentra dentro de un recipiente de paredes rígidas, es comprimido y descomprimido alternadamente por la inyección y extracción de aire, acciones que se logran con una válvula de 2/3 vías gobernada por un circuito que la activa la mitad de un ciclo respiratorio (inhalación) información que obtiene por la posición en que se encuentra el fuelle misma -- que detecta por medio de dos foto-diodos infrarrojos que --