



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

PATOLOGIA QUIRURGICA

METODO Y CRITERIOS DE VALORACION
ANATOMO CLINICA EN LAS ARTROPLASTIAS
TOTALES DE LA CADERA.

AUTOR: Carlos Iturrate Vázquez

DIRECTOR: Sebastián García Díaz

20 de Mayo de 1976

T.D
+ / 3 - I

METODO Y CRITERIOS
DE VALORACION ANATOMO CLINICA EN LAS
ARTROPLASTIAS TOTALES DE LA CADERA.

R. 8.648





DON SEBASTIAN GARCIA DIAZ, CATEDRATICO DE PATOLOGIA QUIRURGICA DE LA FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD DE SEVILLA,

no. 1 46

VAZQUEZ

CERTIFICA: Que D. Carlos Iturrate ~~Fernández~~, Licenciado en Medicina y Cirugía, ha realizado bajo mi dirección el trabajo titulado "METODO Y CRITERIOS DE VALORACION ANATOMOCLINICA DE LA ARTROPLASTIA TOTAL DE CADERA". Dicho trabajo es la Memoria Científica para optar al Grado de Doctor, y reúne, a mi juicio, todas las condiciones científicas y estructurales que dicho Grado requiere.

Para que conste, expido el presente certificado en Sevilla a veinte de Mayo de mil novecientos setenta y seis.

1.º DIRECTOR DE CLINICA QUIRURGICA UNIVERSITARIA

DIRECTOR: PROF. S. GARCIA DIAZ

SEVILLA

Quien considera las cosas
en su origen y principio
es el que logra visión
mas clara sobre ellas.

Aristoteles.

AGRADECIMIENTO.

Al Profesor GARCIA DIAZ, en el que me honro formando parte de la por el llamada " mi familia quirúrgica elegida".

El supone un estímulo constante en nuestra formación humana y científica.

Al Doctor MENA-BERNAL, que no solo me ha dirigido en la elaboración de este trabajo sino desde que comencé, en nuestro querido hospital de las Cinco Llagas, mi formación como especialista.

Al Doctor Jimenez Alcazar sin cuya colaboración no hubiéramos podido efectuar el diseño para medir la anteversión protésica.

A los Doctores Campoy, Arduan y Mesa, que me, ayudaron en la elaboración de la parte radiográfica.

A todos aquellos que de una forma u otra colaboraron para poder realizar nuestro trabajo.

INDICE

INTRODUCCION:	Páginas 1-5.
	Recuerdo anatómico(12-41)
	Biomecánica de la cadera(42-49)
	Planteamiento previo(50-54)
HIPOTESIS DE TRABAJO:	El estudio de la interfase(55-62)
(Páginas 6-91)	Estudio de la cementación(63-69)
	Estudio del efecto Voss(70-74)
	Problemática derivada de la colocación de la pieza protésica(75-83)
	El apoyo del vastago endofemoral (84-89)
	Problemática derivada del estudio clínico(89-91).
	La pieza protésica(93-101)
	<u>Método y criterios de valoración clínica</u> (102-123) :
MATERIAL Y METODO:	Estudio del dolor(104-106)
(Páginas 93-415)	

Estudio de la movilidad(107-115)

Estudio de la marcha(116-119)

Estudio de la función(120-121)

Criterios sobre la constitución
del enfermo(122-123)

Método y criterios de valoración
radiográfica(124-183):

Estudio radiográfico de la cadera
normal(126-136)

Estudio radiográfico de la cadera
protésica(137-146)

Estudio de la anteversión(147-153)

Nuestro procedimiento(154-183)

Método y criterios de valoración
en la indicación(184-191)

Táctica operatoria(192-203)

Casos clínicos: Estudio clínico y
radiográfico(204-411)

Otros apartados: Incidencias.Com-
plicaciones(412-415)

Resultados clínicos: (416-453)

RESULTADOS:

Datos generales(417-421)

(Páginas 416-512)

Sobre el dolor(422-426)

Sobre la movilidad(427-439)

Sobre el déficit funcional(440-441)

Sobre la claudicación(442-445)

Sobre el apoyo(446-447)

Sobre la vida sed entaria y sobre
la marcha y bipedestacion(448-453)

Resultados anatomoclínicos y anatomo-
patológico de la línea cementan-
te: (455-512)

La línea cementante del cotilo(455-
461)

La reacción cortical(462-463)

La cementación del cotilo(464-467)

RESULTADOS:

Sobre la anatomía patológica de la
línea cementante(468-474)

Sobre el efecto Voss(475-477)

Sobre la cementación del vástago
diafisario(478-479)

Sobre la interfase diafisaria(480-
484)

Sobre el apoyo en el calcar(485-
486)

Sobre el apoyo de la cola y reacción
cortical) 487-492)

Las relaciones entre colocación y

movilidad articular(493-509)

RESULTADOS:

Sobre el estudio de las próte-
sis emigradas(510-512)

CONCLUSIONES:

Páginas 513-538.

BIBLIOGRAFIA:

Páginas 539-561.

INDICE DE LAMINAS

- LAMINA I. Representa los puntos de máximo apoyo en la prótesis sin cementación.
- LAMINA II. Con cementación insuficiente persiste, aunque en menor grado, la sobrecarga en la cola de la prótesis.
- LAMINA III. La cementación suficiente reparte equitativamente las cargas.
- LAMINA IV. Amplia cementación, que reparte totalmente las cargas.
- LAMINA V. El vértice del trocanter está a la altura del centro de la cabeza femoral. Voss neutro.
- LAMINA VI. El vértice del trocanter se halla por debajo del centro de la cabeza femoral. Musculatura sometida a tensión. Voss negativo.
- LAMINA VII. El vértice del trocanter se halla por encima del centro de la cabeza femoral. Musculatura relajada. Voss positivo.
- LAMINA VIII. Representación esquemática de las líneas de referencia para medir la inclinación protésica.
- LAMINA IX. Representa una prótesis con escaso grado de

inclinación.

- LAMINA X. Representa una prótesis con inclinación del cotilo normal.
- LAMINA XI. Prótesis con inclinación mayor de lo normal.
- LAMINA XII. Puntos de referencia para la inclinación cotilar en la proyección axial. Cotilo anteverso.
- LAMINA XIII. Cotilo neutro.
- LAMINA XIV. Cotilo en retroversión.

INTRODUCCION

Las posibilidades quirúrgicas del tratamiento de las numerosas enfermedades que afectan a la cadera, han ido estableciéndose a lo largo del tiempo de una manera progresiva.

El objetivo común de estas intervenciones es el de restablecer la capacidad funcional normal alterada por la enfermedad o el traumatismo.

La finalidad y éxito de la intervención, estará tanto mas lograda cuanto mas nos aproximemos a hacer realidad los tres factores siguientes:

Capacidad total de apoyo.

Movilidad normal.

Ausencia de dolor.

Hasta hace poco tiempo, la posibilidad de aproximarse a estos resultados quedaba fundamentalmente encomendada a las osteotomias y artrodesis, que han sido

las intervenciones de elección hasta el advenimiento de las artroplastias.

En pacientes jóvenes y en procesos unilaterales la artrodesis sigue teniendo su vigencia en determinadas enfermedades de la cadera, a pesar de sacrificarse el movimiento pero consiguiendose una estabilidad indolora.

En los casos bilaterales, así como cuando existe una afectación de la columna, rodillas o tobillos, este procedimiento es de dudosa indicación y habrá de ser muy meditado antes de proponèrselo al paciente.

Las osteotomias siguen teniendo valor sobre todo cuando existen vicios arquitecturales que corregir para conseguir, mediante ellas, la normalidad anatómica y funcional. Se trata de conseguir detener la evolución de un proceso, que a la larga abocaría a un proceso morboso irreversible, para el que la osteotomía sería de muy dudoso éxito, sobre todo en estadios avanzados.

Como tercero y gran capítulo de la cirugía ortopédica de la cadera tenemos las operaciones reconstructivas y sustitutivas de la articulación coxo-femoral, a la cabeza de las cuales se encuentra la artroplastia total de la cadera, con sustitución de los elementos articulares mediante prótesis acetabular y femoral.

Este procedimiento ha alcanzado tal categoría dentro del arsenal terapéutico del ortopedista que prácticamente ha ocupado, en gran parte de las clínicas or-

topedicas del mundo, al menos el 50 % de las indicaciones quirúrgicas que se hacen actualmente sobre las enfermedades de la cadera en el adulto. Incluso, cuando los enfermos son de edad avanzada, se llega al 80-90 % de las indicaciones.

Nos puede dar idea del gran número de intervenciones artroplásticas sabiendo que con un solo modelo se realizan al año más de 50.000 intervenciones de este tipo, teniendo en cuenta además que existen más de 30 modelos diferentes de prótesis, algunos de ellos también muy utilizados, como las de Mc Kee Farrar, Huggler, Moore, Thompson, etc.

Ello es debido a que existen caderas para las que no se encuentra solución satisfactoria con los procedimientos antes aludidos. Hasta ahora el porvenir de muchos de estos enfermos era la limitación funcional dolorosa e incapacitante, para los que una nueva articulación era el sueño a realizar.

La prótesis total ha venido a llenar el vacío terapéutico que existía para estos procesos, consiguiendo además un amplio objetivo: CAPACIDAD DE APOYO, AMPLIA MOVILIDAD Y AUSENCIA DE DOLOR.

Por otro lado, hasta ahora, la bondad de la técnica sustitutiva va superando en gran parte la prueba del tiempo, que era su principal problema.

Son fundamentalmente enfermos con artritis reumatoidea, espondilitis anquilosante, artrosis muy evolucionadas con múltiples y graves afecciones articulares, aún en los jóvenes, en los que no es posible otra táctica operatoria y donde la endoprótesis alcanza toda su vi-

gencia. También las graves necrosis de la cabeza femoral encuentran su solución en esta técnica por citar solo los casos más frecuentes en que se utiliza.

El notable aumento de las indicaciones y los buenos resultados obtenidos no han hecho sino animar a los distintos autores al estudio y perfeccionamiento del método tratando de subsanar algunas de las lagunas que en él persisten.

Dada la enorme trascendencia de esta técnica, nos hemos querido sumar a la investigación de la misma haciendo una amplia revisión del procedimiento en todos sus aspectos desde sus orígenes hasta la actualidad.

Los problemas e interrogantes planteados los extrapolamos a la revisión anatómo-clínica de nuestros enfermos, que junto con la aportación personal al estudio radiográfico, nos han permitido obtener unas conclusiones, motivo de esta tesis doctoral.

HIPOTESIS DE TRABAJO

En el estudio del tema que pretendemos investigar, son del todo imprescindibles unos conocimientos básicos anatómicos sobre la región en que basaremos nuestra actuación para la mejor comprensión de los fenómenos, y por tratarse de unos elementos sobre los que vamos a actuar quirúrgicamente, que exigen un conocimiento anatómico preciso.

El estudio anatómico, además de desbordar el cuadro puramente local, considerando la totalidad del individuo, no ha de ser meramente descriptivo, sino dotado de funcionalidad.

Por ello este capítulo lo hemos dividido inicialmente en dos partes:

-- La primera, para recordar en su conjunto la anatomía de la región.

-- La segunda, mas importante, una vez conocidos los elementos básicos, dotarles de funcionalidad, analizando la biomecánica de la cadera, introduciendo

do ya unos conceptos aplicativos, que nos llevan de la mano a considerar de lleno nuestra hipótesis de trabajo.

Estos mismos conceptos aplicativos, forman parte de la hipótesis en sí, por lo que al estudiar después detenidamente los elementos a juicio, algunos de ellos no volverán a ser repetidos.

RECUERDO ANATOMICO DE LA
ARTICULACION COXO FEMORAL.-

El estudio quirúrgico de la articulación de la cadera no se puede encuadrar dentro de los límites de una región anatómica, pues sus relaciones funcionales y anatómicas la vinculan estrechamente, no solo con las partes vecinas del muslo y de la pelvis, sino con partes alejadas como las porciones distales del miembro inferior y la columna vertebral, sin olvidar que en el estudio somático del enfermo se debe controlar la integridad de todo el organismo.

Este hecho es de la mayor trascendencia en el estudio que nos ocupa; no solo referido a las indicaciones, con la debida valoración por aparatos y global del enfermo, sino también influyendo sobre los resultados finales, en íntima relación con los anteriores.

La cadera dolorosa y sustituida por una nueva pieza metálica indolora, que reúne además las características de movilidad y estabilidad como exige el

miembro inferior, no va a tener como resultado final tan solo una dependencia con los caracteres anatómicos enunciados, sino que va a tener una gran dependencia de la integridad total del individuo con una cadera enferma.

Teniendo presente esta mayor amplitud que desborda el cuadro local hacia la totalidad del sujeto, recordaremos las nociones anatómicas que mas nos interesan en este estudio.

RECUERDO EMBRIOLOGICO.

Las condensaciones del mesénquima que forman el esqueleto apendicular, aparecen inicialmente en las cinturas escapular y pelviana. La primera, la de la cintura escapular, se forma un poco antes que la de la pelviana.

Como para todos los huesos de origen cartilaginoso, los huesos de la cadera están precedidos de un estadio mesenquimatoso, y los centros de condri-ficación corresponden con los primitivos de osificación que aparecerán un poco más tarde.

El mamelón del que se originará la extremidad inferior hace su aparición hacia la tercera semana de la vida intrauterina, bajo la forma de una protuberancia alargada que nace en la cara lateral del cuerpo fetal.

Este muñón se va alargando y hacia la cuarta semana se nota una constricción central y un

acodamiento lateral, diferenciándose de esta forma la porción proximal y la distal.

En un embrión de cinco semanas se observan condensaciones del mesenquima a nivel del iliaco y del fémur. La futura articulación coxo femoral se aprecia igualmente, bajo la forma de una condensación mesenquimatosas.

En este momento se aprecia una abducción del muslo y una rotación externa de la extremidad inferior.

Examinando el corte de un embrión de seis semanas, se puede apreciar con nitidez la estructura del iliaco, formándose ya el cotilo y la cabeza del fémur. Estos dos elementos están aún separados por una zona de mesenquima indiferenciado.

En este periodo se nota también la formación de la cápsula y del rodete glenoideo.

Hacia la séptima semana, la naturaleza cartilaginosa del iliaco y del fémur es netamente visible.

La abducción del muslo disminuye hasta sesenta grados, formándose así el angulo cervico-diafisario. La interlinea articular se constituye generalmente hacia la séptima o la octava semana.

El ligamento redondo comienza su desarrollo al igual que el rodete glenoideo se prolonga por encima de la cabeza femoral. Los nervios y los músculos se diferencian.

Hacia la novena semana se aprecian considerablemente los elementos de la articulación coxo femoral: el ligamento redondo, el rodete glenoideo, la cápsula articular, el ligamento transverso del acetábulo, etc.

Se puede por lo tanto, asentar, que los elementos de la articulación coxo femoral están formados hacia la décima semana de la vida intrauterina.

A partir de este momento, hasta el nacimiento no se van a producir cambios importantes, excepto la torsión femoral, desarrollándose progresivamente la anteversión, que iniciándose hacia el tercer mes de la vida intrauterina va a alcanzar unos 35 grados en el momento del nacimiento.

La osificación del coxal se hace a partir de tres puntos primitivos:

- Punto iliaco, que aparece al final del segundo mes de la vida intrauterina.
- Punto pubiano, que aparece hacia el cuarto mes.
- Punto isquiático, que se forma al final del segundo mes.

Estos tres puntos se van a desarrollar rápidamente y van a contornear la cavidad cotiloidea.

En el nacimiento están separados únicamente por una estrecha capa cartilaginosa, que forma lo que se conoce con el nombre de la estrella cotiloidea.

A estos tres puntos primitivos se van

a unir tres puntos cotiloideos secundarios o complementarios:

- Uno en el centro de la estrella cotiloidea.

- Otro en la porción terminal del radio posterior.

- El tercero, el mas importante, en la porción terminal del radio anterior: "os acetabuli" o hueso cotiloideo.

Los dos primeros, aparecen hacia los doce o trece años de edad, el tercero en los doce años.

Por lo que concierne a la extremidad superior del femur, la diafisis se forma así como el cuello a partir de un punto primitivo que aparece en el centro de la diáfisis hacia el comienzo del segundo mes de la vida intrauterina.

Los puntos epifisarios superiores se forman mas tarde: el de la cabeza hacia el segundo año, el del trocanter mayor hacia los tres años y el del trocanter menor hacia los ocho años de edad.

La unión definitiva de los huesos que forman el iliaco, se realiza de la siguiente forma:

El pubis y el isquion hacia los diez o doce años.

El iliaco y el ilion hacia los trece años.

El pubis y el iliaco hacia los dieciseis años.

El "Os acetábuli" se suelda a las dos piezas vecinas hacia los dieciocho años de edad.

El trocanter mayor y el menor, se unen a la diafisis hacia los diecisiete años de edad, y la cabeza un año después de estos.

ESTUDIO ANATOMICO.

La articulación coxo femoral es el tipo de una enartrosis, variedad que corresponde al tipo articular que permite el máximo de movimiento.

Esta articulación une al muslo con la pelvis o mejor, al fémur con el coxal.

Analizando el hueso coxal, podemos apreciar en el medio de su cara externa una cavidad redondeada que viene a representar unos 170-180 grados de una esfera, que es la que ha de recibir a la cabeza femoral. Se trata de la llamada cavidad cotiloidea, que tiene la particularidad de poseer un cuadrante articular liso, que es el que se pone en contacto con la cabeza femoral y que ocupa los tres cuartos externos, limitando en su parte central una superficie ligamentosa, rugosa y cuadrilátera que corresponde al trasfondo de la cavidad cotiloidea, lugar ocupado en el vivo por la inserción del ligamento redondo, por tejido graso y por pequeños vasos.

En su parte interna, el cuadrante articular se interrumpe formando dos cuernos que limitan la escotadura isquiopubiana, único vestigio bien marcado en el adulto de las tres porciones del coxal en el feto.

Dicha escotadura está cerrada por el ligamento transverso del acetábulo, que pasa de un cuerno a otro del cuadrante articular, a manera de puente, limitando así un orificio por el que pasan vasos y tejido graso.

La superficie articular sobresale ligeramente del plano del hueso, formando una pequeña cresta circular, llamada ceja cotiloidea, donde se inserta el rodete cotiloideo, ligamento de sección triangular, que amplía la superficie articular.

La capsula se inserta sobre la ceja, por lo que queda un pequeño espacio intraarticular entre el rodete y la cápsula.

La cavidad cotiloidea pués, es una esfera semihueca, de la cual sólo las tres cuartas partes externas son articulares, y por tanto con su correspondiente cartílago, mientras que su cuarto restante está ocupado por el ligamento transverso y el orificio osteofibroso en su lado interno.

El resto de la cavidad, es decir lo que corresponde al fondo, es rugosa y está formada únicamente por dos tablas de tejido óseo compacto, hallándose en relación íntima con la cavidad pelviana. Este es el trasfondo de la cavidad cotiloidea, punto vulnerable que per-

mite la luxación de la cadera a este nivel en caso de traumatismo importante que actúe en la dirección del cuello femoral y a veces en el caso de la cirugía protésica es motivo de complicaciones.

Continuando con sus relaciones anatómicas, lo hace por dentro y arriba con el pubis y por abajo y atrás con el isquion. Entre los dos puntos se halla el agujero obturador o isquiopubiano.

Mirando el coxal desde la cavidad pelviana, vemos que la cavidad cotiloidea corresponde a la superficie lisa situada por debajo de la línea innominada, es decir situada dentro mismo de la pequeña pelvis.

La extremidad superior del fémur, se halla constituida por la cabeza articular, el cuello anatómico, el cuello quirúrgico, y los dos trocánteres denominados mayor y menor.

La cabeza del fémur es de superficie redondeada y regular, constituyendo los dos tercios de una esfera y colocada de modo que mira en su posición normal hacia arriba, adentro y ligeramente hacia adelante.

Por debajo y atrás del centro de su cabeza hay una depresión de superficie irregular, denominada fosa del ligamento redondo, destinada para el ligamento del mismo nombre. Por esta fosa pasan arterias y venas que terminan en la cabeza del fémur. La superficie libre de la cabeza se halla recubierta de cartilago articular.

El cuello anatómico, tiene forma de

cilindro fuertemente aplanado de delante atrás, destinado a sostener a la cabeza y sirve de unión entre esta con los trocánteres mayor y menor.

Tiene una dirección oblicua de dentro a fuera y de arriba a abajo, con una longitud aproximada de 35 a 40 mms, formando con el eje de la diáfisis en el plano frontal un ángulo de unos 130 grados y en plano axial de unos 10 a 30 grados, variando con la edad y constitución del sujeto.

La altura del cuello anatómico está representada por su diametro vertical y como éste es ligeramente oblicuo hacia abajo y atrás, resulta que la cara anterior del cuello anatómico mira un poco hacia abajo y su cara posterior un poco hacia arriba, y tenemos así que, en el cuello se consideran dos caras: anterior y posterior, y dos extremidades: interna y externa.

La cara anterior, casi plana, corresponde en su extensión a la cápsula articular, mientras que la cara posterior ligeramente convexa en sentido vertical solo está cubiertampor la cápsula articular en sus dos terceras partes.

De las dos extremidades, la interna en relación con la cabeza femoral, se ensancha notablemente para sostenerla, presentando preferentemente en su parte superior numerosas perforaciones que dan paso a ramos vasculares.

En cuanto a la extremidad externa, vemos que se halla limitada por arriba por el borde supe-

rior del trocanter mayor y por delante por una línea recta perfectamente y rugosa, llamada intertrocantérica anterior que partiendo del ángulo anterior y superior del gran trocanter, se dirige hacia el trocánter menor, confundéndose por debajo de esta eminencia con una de las ramas de la línea áspera, la rama interna.

Por detrás, el cuello se halla limitado por la línea intertrocanterica posterior, que une en esta región los dos trocánteres. El límite inferior de la extremidad externa está marcado por la continuidad del cuello con el cuerpo del hueso fémur.

Por fin nos quedan describir el trocanter mayor y menor, de los que nos interesan resaltar en el trocanter mayor una línea rugosa, en su cara externa y convexa, que se dirige hacia adelante, donde se inserta el gluteo mediano; por arriba de esta línea existe una superficie ocupada por una bolsa serosa que facilita el movimiento de dicho músculo. Por debajo existe una bolsa mas grande que pertenece al gluteo mayor. Su cara interna está ocupada, en la cara posterior, por la fosa digital donde se insertan los rotadores cortos.

El trocanter menor se halla relativamente alejado de esta región, presentando como principal característica anatómica, su redondez y que sirve como inserción para el potente músculo psoas iliaco.

La disposición arquitectónica de las estructuras óseas de esta articulación son de gran in-

teres, principalmente la de la estructura superior del fémur.

Disposicion arquitectural de la estructura ósea.

Con KAPANDJI (1) y CULMAN-MEYER (2), estimamos que la cabeza, cuello y diafisis femorales forman un conjunto dotado de poca estabilidad, en voladizo, que hacen que la transmisión del peso del cuerpo sobre la cabeza femoral hasta la diáfisis, se haga a través de un brazo de palanca.

Se le ha comparado a una horca en la que el peso del cuerpo tendería a cizallar la barra horizontal en su punto de unión al mastil.

CULMAN-MEYER (2) la ha comparado a una grua de igual direccion que la que tendría que soportar en su extremidad incurvada un peso igual al del cuerpo.

De cualquier forma el extremo superior del femur se halla adaptado a esta función y para evitar este cizallamiento que comentamos dispone de una estructura que pretendemos analizar:

En un corte sagital del extremo proximal femoral se puede apreciar que existen dos sistemas de trabéculas que corresponden a líneas de fuerza mecánicas:

-- Un sistema principal, formado por dos fascículos de trabéculas que se extienden por el cuello y por la cabeza.

- El primero que nace de la cortical externa de la diafisis y termina en la parte inferior de

la cortical cefálica. Es el fascículo arciforme de Gaillois y Bosquette.

- El segundo se abre a partir de la cortical interna de la diáfisis y de la cortical inferior del cuello y se dirige, vertical, hacia la parte superior de la cortical cefálica: es el fascículo cefálico o abanico de sustentación.

-- Un sistema accesorio, formado por dos fascículos que se abren en el trocánter mayor:

- El primero a partir de la cortical interna de la diáfisis: es el fascículo trocántereo.

- El segundo, de menor importancia, está formado por fibras verticales paralelas a la cortical externa del trocánter mayor.

Como consecuencia de estos sistemas hay que señalar tres puntos.

a) En el macizo trocántereo se halla constituido un sistema ojival, formado por la convergencia de los fascículos arciforme y trocántereo.

b) En el cuello y cabeza se forma otro sistema ojival formado por el entrecruzamiento del fascículo arciforme con el sistema o mejor abanico de sustentación. Es una zona de densidad mayor que forma el núcleo duro de la cabeza. Este sistema se halla apoyado en una zona de gran solidez, que es la cortical inferior del cuello, espolón inferior o arco de Adams.

c) Entre el sistema ojival del macizo trocántereo y el sistema de sustentación cérvico ce-

fálico, existe una zona de menor resistencia, que en la osteoporosis senil es aún más frágil, sitio de asiento de fracturas cervicotrocantereas. Es el denominado triángulo de Ward.

Estos sistemas mencionados han sido muy bien estudiados por Henschen (citado por GERRINI (3)), considerando que responden a fuerzas de orden diferente, de tal forma que el sistema interno tiene que soportar fuerzas de presión, mientras que el externo las tiene que soportar de tracción.

De esta manera los elementos moleculares que componen estas líneas de fuerza tienden a :

--Aproximarse los unos a los otros en el sistema interno.

--Separarse en el externo.

Henschen (GUERRINI, 3) en sus trabajos roentgenespectrográficos sobre la estructura submicroscópica del hueso, pretende demostrar que estas líneas de fuerza se forman por las actitudes de acomodación de cristales de Ca, Mg, Fl y otros, cuando el hueso está sometido a esfuerzos de acción lenta. Si el hueso está sometido a tracción brusca, sin tiempo para acomodar estos cristales, las líneas se rompen. Disponiendo de tiempo, los cristales se acomodan y se producen nuevas líneas de fuerza o se modifican las existentes, adaptándose así la arquitectura ósea a la nueva función.

La cintura pelviana tiene también unos sistemas de fuerza parecidos, encargados de

transmitir los esfuerzos verticales del raquis lumbar en dirección de las articulaciones coxo femorales.

Estos sistemas son los siguientes:

-- Sistema sacro-cotiloideo.

-- Sistema sacro-isquiático

- El sistema sacrocotiloideo se subdivide en dos.

El primero, nace de la parte superior de la superficie articular y es que termina formando la espina ciática.

El segundo tiene su origen en la parte inferior de la superficie articular y va a terminar formando la línea innominada.

- El sistema sacroisquiático, termina uniéndose con los precedentes y es el encargado de soportar el peso del cuerpo en la posición de sentado.

Por último de la línea innominada y de la espina ciática parten unas trabéculas que se introducen en la rama horizontal del pubis, con lo que el anillo pelviano queda completo.

ORGANIZACION CAPSULAR Y LIGAMENTARIA.

La cápsula de la cadera tiene la forma de un manguito cilíndrico que va desde el reborde cotiloideo hasta el fémur.

Esta envoltura es distinta según que analicemos la articulación por delante o por detrás; de tal forma que en el plano anterior la cobertura es muy amplia ya que la cápsula articular se extiende desde el reborde cotiloideo hasta toda la línea intertrocanterea anterior.

Por detrás va desde el mismo reborde cotiloideo, pero no hasta la cresta intertrocanterea posterior, sino que se queda en la unión del tercio externo y los dos tercios internos de la cara posterior del cuello, quedando de esta forma menos cubierto el cuello por detrás además de que en esta zona la cápsula es mas delgada.

El manguito capsular está formado por 4 tipos de fibras principales, que solo enumeraremos y que se trata de unas fibras longitudinales, oblicuas,

arciformes y circulares.

En la zona inferior del cuello la cápsula se inserta algo por delante y encima del trocánter menor, habiendo unas fibras más profundas que ascienden por la parte inferior del cuello para fijarse en el límite del cartílago de la cabeza. Esta forma de disponerse da origen a un elemento anatómico denominado los "frenula cápsulae" de gran importancia en el movimiento de abducción. Si no existiera este plegamiento de la cápsula, el movimiento de abducción quedaría limitado, pero gracias a él puede realizarse en su máxima amplitud.

La cápsula articular se halla reforzada por una serie de LIGAMENTOS, que se sitúan en los planos anterior y posterior.

En el plano anterior existen dos potentes ligamentos:

--Ligamento iliofemoral o de Bertin, con las inserciones que su nombre indica, pero en el que es posible reconocer dos fascículos:

-Fascículo superior o iliopretrocantereo, que es el más fuerte de toda la articulación y,

-Fascículo inferior o iliopretrocantiano cuyo origen es el mismo que el anterior, pero termina insertándose más abajo, en la parte inferior de la línea intertrocanterea anterior.

--Ligamento pubofemoral, que va desde la eminencia iliopectinea y labio anterior del canal infra-púbico hasta la parte anterior de la fosita pretrocanti-

niana.

En conjunto estos dos ligamentos forman en la parte anterior de la articulación una especie de N acostada, en la que el trazo superior, fascículo iliopretrocantereo, es casi horizontal; el trazo medio, fascículo iliopretrocantiano, es casi vertical; el inferior o pubofemoral, es horizontal.

En el plano posterior, solo existe un ligamento, el isquiofemoral, del cual su inserción ocupa toda la parte posterior de la ceja hasta la cara posterior del cuello por delante de la fosita digital del trocánter mayor.

En extensión todos los ligamentos se hallan enrollados y tensos, mientras que la flexión los relaja.

En la rotación interna se distienden todos los ligamentos anteriores, mientras que se tensa el posterior o isquiofemoral.

En la rotación externa se tensan todos los anteriores y se distienden los posteriores.

Los movimientos de abducción tensan principalmente el ligamento pubofemoral, mientras que,

los movimientos de adducción tensan especialmente el fascículo iliopretrocantereo del ligamento de Bertin.

El conocimiento de estos hechos es del máximo interés aplicativo en la cirugía protésica, ya que en ella se extirpa gran parte del área capsular,

especialmente en su parte anterior, lo que explica e induce a pensar que la rotación interna estuviera mas limitada al conservarse indemnes las estructuras posteriores.

De todas formas esto no es un hecho claramente establecido y que nos proponemos estudiar en el capítulo que analiza la movilidad.

Estos ligamentos son factores estabilizadores de la articulación coxofemoral que limitan los movimientos extremos e impiden las luxaciones.

Cuando nosotros los extirpamos se sustituyen por un tejido neoconjuntival, que se adapta a la función y forman una nueva cápsula muy engrosada que proporciona gran estabilidad e impide las luxaciones protéticas, aunque pudiera ser que su grosor interfiera con la función.

Nos queda por fin considerar el ligamento redondo, cuya trascendencia aún no está claramente establecida.

Se trata de una bandeleta fibrosa de unos 35-40 mms que se extiende desde la escotadura isquiopubiana del cotilo hasta la cabeza femoral, en una fosita colocada un poco por debajo y hacia atrás del centro de la superficie cartilaginosa. Se subdivide en 3 fascículos:

- Fascículo posterior isquiático
- Fascículo anterior pubiano
- Fascículo medio, que es el mas delgado.

El papel del ligamento redondo no parece ser importante en la mecánica articular, pero los vasos que contiene se cree que tienen importancia en la vascularización.

ORGANIZACION NEUROMUSCULAR

Los movimientos de la cadera se efectúan siguiendo los tres planos del espacio:

-- La flexo-extensión en el plano transversal.

-- La ab-adducción se realiza en el plano sagital.

-- Las rotaciones en el plano vertical.

Aunque los grupos musculares aislados pueden ser considerados antagónicos, la realidad es que, de las variaciones de la pelvis y del muslo, pueden resultar sinergismos funcionales entre elementos topográficamente distantes.

Por otro lado, al considerar la musculatura, enunciaremos la inervación correspondiente, pues con J. CASTELLANOS (4) consideramos que no se puede hablar de un músculo aislado sin considerar su elemento motor-excitador correspondiente.

La flexión y la extensión son los movimientos principales para la articulación de la cadera, realizados sobre un eje transversal que pasa por el punto articular medio y corta tangencialmente el límite craneal del trocánter mayor.

La flexión la realizan los siguientes músculos:

--Psoas iliaco(n. crural), músculo potente, que interviene sobre todo en la segunda parte de este movimiento.

--Tensor de la fascia lata(n. glúteo superior), que interviene sobre todo en la primera mitad del movimiento.

--Recto anterior(n. crural). Flexiona sobre todo al inicio del movimiento y estando la rodilla flexionada.

--Sartorio(n. crural), que actúa sobre todo en la flexión cuando la rodilla está en extensión.

--Pectíneo(n. crural), que actúa en la flexión en la primera parte del movimiento.

Estos músculos actúan además en otros movimientos, pero analizaremos en primer lugar los más puros para al final, analizarlos en conjunto teniendo en cuenta el sinergismo muscular.

El movimiento opuesto a la flexión es el de extensión y la realizan fundamentalmente los siguientes grupos neuromusculares:

--Isquiotibiales(n. ciático), de mayor po-

tencia extensora con la rodilla en extensión.

--Gluteo mayor(n.glúteo inferior) de gran potencia extensora.

--Gluteo mediano(n.glúteo superior), en sus fascículos mas posteriores,

Son los musculos extensores principales de la cadera.

Para los movimientos de Adducción, la cadera cuenta con una potente musculatura, cuyos músculos sobrepasan en volumen a los abductores y además su brazo de palanca es mas favorable para ejercer su acción. Comentamos este hecho por la importancia clínica que tendrá como veremos en diversas ocasiones.

Los músculos aductores son:

- Adductor mayor(n.obturador)
- Adductor mediano(n.obturador)
- Adductor menor(n.obturador).
- Pectineo(n.crural)
- Recto interno(n.obturador).

Para los movimientos de abducción, la cadera cuenta con los siguientes musculos:

- Gluteo mediano(n.gluteo superior)
- Gluteo menor(n.gluteo superior)
- Tensor fascia lata(n.gluteo superior)
- Gluteo mayor(N. gluteo inferior)

Los principales musculos rotadores externos son los siguientes:

- Grupo de rotadores cortos:

- Triceps coxal(n.gluteo inferior)
- Cuadrado crural(n.gluteo inferior)
- Obturador externo(n.obturador).

Si bien son estos los músculos mas específicos para cada una de la funciones estudiadas,hay que tener muy presente que dependiendo de la posición del muslo y pelvis,estas acciones se van a ver ampliamente combinadas,incluso actuando algunos como antagonistas segun las posiciones adoptadas por el sujeto.

Es de señalar también que hemos analizado músculos bastante específicos,pero que hemos omitido los de la rotación interna y el motivo no es otro que el de considerar que la cadera carece de esta musculatura específica,teniendo encomendada esta función unos músculos,que primordialmente realizan otras funciones.

Así pues de una manera resumida y analizando en conjunto todas las posibles acciones musculares, el comportamiento definitivo de la organización neuromuscular queda como sigue:

FLEXION:Recto anterior(crural),ilio-psoas(crural),tensor fascia lata(gluteo superior),sartorio(crural),adductor mediano(obturador),Pectineo(crural), gluteos medio y menor(obturador),recto interno(obturador), obturador externo(obturador),adductor menor(obturador), cuadrado crural(gluteo inferior),adductor mayor(obturador).

EXTENSION:Gluteo mayor(n.gluteo inferior),gluteo medio(n.gluteo superior),semimembranoso(cia-tico),adductor mayor(obturador),semitendinoso(cia-tico),

biceps crural(cíatico),gluteo menor(n.gluteo superior),
piramidal(ramos musculares),triceps coxal(n.gluteo in-
ferior),obturador externo(obturador),cuadrado crural(n.
gluteo inferior),adductor corto(n.obturador),recto inter-
no(obturador),tensor de la fascia lata(n.gluteo superior).

ADDUCCION: Adductores mayor,mediano
y menor(obturador),gluteo mayor(n.gluteo superior),semi-
membranoso(cíatico),iliopsoas(crural),biceps femoral,por-
ción larga(cíatico),semitendinoso(cíatico),obturador ex-
terno(obturador),pectineo(crural),recto interno(obtura-
dor),cuadriceps crural(gluteo inferior),triceps coxal(
n.gluteo inferior).

ABDUCCION:Gluteo mediano(n.gluteo
superior),tensor de la fascia lata(n.gluteo superior),
gluteo mayor(n.gluteo inferior),recto anterior(crural),
gluteo menor(n.gluteo superior),piramidal(r.musculares),
sartorio(crural).

ROTACION EXTERNA:Piramidal(r.muscu-
lares),gluteo mayor(n.gluteo inferior),gluteo mediano(n.
gluteo superior),triceps coxal(n.gluteo inferior),ilio-
psoas(n.crural),adductor mayor(obturador),gluteo menor(n.
gluteo superior),obturador externo(obturador),cuadrado
crural(n.gluteo inferior),recto interno(obturador),recto
anterior(crural),adductor menor(crural),pectineo(crural)
porción larga biceps(cíatico)adductor mediano(obturador),
sartorio(crural).

ROTACION INTERNA: Adducto mayor(ob-
turador),membrana vasto adductora,gluteo menor(n.gluteo

superior), gluteo mediano (n. gluteo superior), tensor de la fascia lata (n. gluteo superior), recto anterior (crural), porción larga biceps crural (ciático), semimembranoso (ciático), recto interno (obturador).

Musculatura que en conjunto hace posible todos los movimientos de la cadera, incluido el movimiento de circunducción, que si se acompaña de algunos grados de rotación hace intervenir a toda la musculatura mencionada.

Estos movimientos por otro lado se ven favorecidos por una lubricación articular, que hace que el rozamiento de las superficies articulares sea mínimo y que es encomendado al líquido sinovial.

LUBRICACION ARTICULAR.

Depende del líquido sinovial, que es transparente amarillento, no coagulable y que proviene directamente de los vasos de la membrana sinovial gracias a su permeabilidad.

Representa un dializado del plasma sanguíneo, con pocas células, mucinas y ácido hialurónico, al cual debe su viscosidad.

La lubricación hidrodinámica de la articulación presupone una cierta incongruencia de las superficies articulares, por lo que la función articular puede succionar una capa fina de líquido desde el espacio articular. Esta capa tiene una gran importancia para la nutrición, lubricación y también para la elasticidad y transmisión de presiones.

Para que esta función se realice de una manera idónea es necesario no solo una integridad del cartílago sino también una normal composición del lí-

quido sinovial.

Cuando se alteran estas propiedades la articulación trabaja en condiciones desfavorables.

Normalmente en la articulación coxofemoral existen 0'5 c.c. de dicho líquido y es importante señalar que esta membrana de líquido alcanza su situación mas desfavorable en la posición de reposo, siendo entonces la cantidad de sinovia muy pequeña, hallandose por tanto las superficies articulares muy proximas entre sí.

Con la instauración del movimiento y el consiguiente aumento de presión debidos al peso y a la musculatura se restablecen las condiciones mecánicas favorables. Teniendo en cuenta ademas que con el esfuerzo de la articulación aumenta la cantidad de sinovia.

En definitiva, para que exista una lubricación articular normal es necesario que coexistan unas correctas condiciones hidrodinámicas, una transmisión de presión fisiológica, así como un cartílago y viscosidad normal del líquido articular.

VASCULARIZACION.

Nos interesa sobre todo analizar la de la extremidad proximal del fémur, por su complejidad y repercusiones clínicas patológicas.

Los vasos llegan al muslo siguiendo fundamentalmente dos vías: a) Ventralmente, a través de la escotadura iliopúbica y del canal obturador. b) Dorsalmente, por el orificio ciático mayor, a través de los orificios supra e infrapiriformes.

Por consiguiente y de acuerdo con la primitiva topografía del cinturón pelviano, esquelético, podemos hablar de tres zonas, es decir formaciones prezonales, diazonales y metazonales.

El grupo prezonal está compuesto por las arterias y venas femorales continuación de las iliacas, intraabdominales y subperitoneales. Antes de pasar por la laguna vascular, la iliaca externa emite dos ramas: la epigástrica caudal, que se dirige hacia arriba, y la cir-

cunfleja iliaca profunda que va hacia la cresta iliaca.

En la zona del trigono femoral, la arteria femoral emite las siguientes ramas: epigástrica superficial, pudenda externa y circunfleja iliaca superficial.

En la fosa iliopectinea emite la arteria femoral profunda y las circunflejas femorotibiales y peroneas.

El grupo diazonal está compuesto por la arteria y vena obturatriz, ramas de la arteria y vena iliaca interna.

El grupo metazonal está compuesto por las arterias y venas gluteas craneales, caudales y pudendas internas.

La vascularizacion de la extremidad proximal del femur es un interesante tema que ha sido estudiado por numerosos autores, siendo uno de los que mas han contribuido TRUETA (5), que lo hizo de una manera rigurosa y con un interes aplicativo.

Su estudio es de una extraordinaria importancia en la clínica humana y la vertiente práctica se desarrolla sobre todo en las fracturas subcapitales del fémur.

Entre otros autores que se han ocupado del problema citemos a WOLCOTT (6) en 1943, TUCKER (7) en 1949, TRUETA Y HARRISON (8) en 1953, JUDET, DUNOYER, LAGRANGE (9) en 1955; de tal forma que gracias a los estudios de todos ellos hoy se tiene un conocimiento bastante preciso de este tema.

Así pues, hoy sabemos que:

La circulacion arterial está compues-

ta de los siguientes sistemas:

a) Extraarticular. Formado esencialmente por las arterias circunflejas, de las que la posterior es la mas importante.

b) Intraarticular. En el que hay que distinguir:

1- Pedículo superior. Situado en la cara posterior del cuello en su porción superior y que representa el aporte mas importante de este grupo, irrigando gran parte de la cabeza como han podido comprobar Tucker y Trueta.

Nace de la circunfleja posterior y está constituido por tres o cuatro arterias que caminan siguiendo la hoja sinovial que rodea el cuello hasta su penetración en la cabeza. Una vez dentro del hueso se divide en un ramillete que se introduce en el interior del hueso esponjoso.

2- Pedículo inferior. Con dos partes:

- Pedículo infero externo, compuesto de vasos nacidos de los frangulae capsulae que irriga al espolon de Merckel.

- Pedículo infero interno, el mas importante de los dos, que junto con el anterior va a anastomosarse con el superior en el interior de la esponjosa.

3- Arterias de las caras. La distribución de estas arterias es prácticamente cortical y no están bien conocidas.

4- Arteria del ligamento redondo. De de-

sigual importancia según los distintos autores que la estudian: KOLODNY (10), NORDESSON (11), TUCKER (7) y TRUETA (5), teniendo para cada uno de ellos una significación distinta.

Lo que si es cierto es que en casos demostrados de déficit de las otras arterias, este sistema aumenta e hipertrofia el número de sus vasos.

c) Circulación intraósea. Para TRUETA Y HARRISON (8) la disposición intracefálica de las arterias varía según que irrigen la antigua epífisis o la metáfisis, separadas ambas por la línea "cicatricial" epifisaria.

La distribución en la epífisis es característica, ya que se realiza siguiendo un sistema de arcadas superpuestas. Este sistema no se encuentra en la metáfisis donde las arterias se anastomosan unas con otras sin ninguna sistematización.

La circulación venosa, no difiere esencialmente de la estudiada para las arterias.

Investigada sobre todo por HULT (12) se encuentra siempre en un sistema paralelo, acompañando a las arterias en una o dos unidades.

ESTUDIO DE LA BIOMECANICA DE LA CADERA

APLICACIONES A LA CIRUGIA PROTESICA.

Consideramos que el conocimiento de estos principios biomecánicos es básico para la correcta utilización y aplicación de las normas que se han de seguir en la sustitución protésica de la cadera.

La articulación coxofemoral ha de soportar un considerable esfuerzo que depende del peso corporal, de las condiciones mecánicas de la transmisión de la presión, de factores dinámicos y de la extensión de las superficies articulares sometidas a la carga.

Cuando el sujeto se halla de pie y apoyado sobre las dos piernas, la carga se reparte por igual en ambas caderas correspondiendo a cada una de ellas aproximadamente un tercio del peso corporal.

Las cosas varían considerablemente cuando la carga se realiza tan solo sobre un miembro y sobre todo cuando hay que analizarla de una forma diná-

mica, como es durante la marcha y mucho mas aún si se considera la aceleracion o el salto.

Apoyados sobre una pierna la carga asciende considerablemente y como consecuencia de acción de palanca y de tracciones musculares, alcanza un múltiplo del peso corporal.

Son numerosos los trabajos que intentan medir la cuantia de este peso, según las distintas condiciones de apoyo en que se halle el miembro. Sobresalen entre otros los trabajos de PAUWELLS (13), INMAN (14), WEBER (15), MAREY (16) (17), BRAUNE Y FISHER (18).

Los trabajos mas clásicos son los de los hermanos WEBER (15) que realizaron un estudio dinámico de las cargas que soporta la cadera durante la marcha.

Los trabajos de PAUWELLS (13) e INMAN (14) en este mismo sentido, han servido de base para los conocimientos actuales y para la aplicacion de los principios terapéuticos.

FISHER (19) estudia el centro de gravedad corporal y llega a la conclusión lógica de que depende en cada momento de la posición en que se halle el sujeto. Así para hallarlo define los denominados puntos de gravedad parcial.

Gracias a estos trabajos llega a la siguiente conclusión:

El punto medio de la masa corporal sería variable dependiendo de la suma geométrica de

los centros de gravedad parciales de las distintas masas corporales, sobre todo si se tiene en cuenta la posición y movimiento de las extremidades superiores e inferiores.

INMAN (14) en sus investigaciones considera que el centro de gravedad se encuentra situado al 55% de la altura total del cuerpo, que viene a coincidir en la línea media de la segunda vertebra sacra, pero insistimos, que variará con la posición, movimientos, etc del sujeto.

El esqueleto constituye un sistema de brazos de palanca sobre los que actúan las distintas fuerzas creando diferentes momentos estáticos y de torsión.

El estudio de estos sistemas se realiza fundamentalmente siguiendo las leyes vectoriales de las líneas de fuerza, calculando su resultante R y siguiendo el principio de los momentos de torsión estudiados por HOFFMAN en 1963. (20)

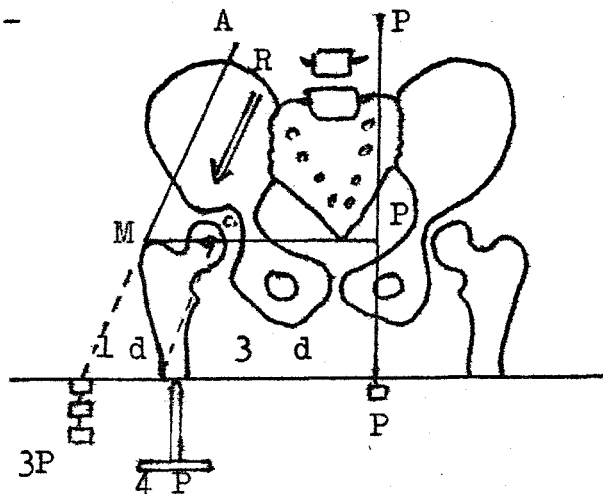
El conocimiento de estos principios y su correcta aplicación a la clínica, han sido la guía fundamental para la construcción y utilización de las prótesis articulares.

A pesar de todo, estos hechos distan de ser totalmente conocidos y prueba de ello está en el hecho de que los autores que los estudiaron obtienen en algunos puntos resultados dispares, lo que indica la complejidad del problema.

Siguiendo a PAUWELS(13)(21), sabemos que la distancia de la cabeza femoral al trocanter mayor y a la sinfisis del pubis es de 4 cms y 12 cms respectivamente, siendo pués la relación de ambos segmentos 1/3.

En la estación unipodal, la fuerza de los abductores ha de contrarrestar el peso corporal P, para que se mantenga el equilibrio y la posición horizontal de la pelvis. Este mantenimiento está encomendado sobre todo al gluteo mediano, gluteo menor, tensor de la fascia lata, con un rendimiento proporcional según INMAN (14) de 4/2/1 respectivamente.

La resultante A, de la fuerza de esta musculatura, actúa sobre el trocanter con un ángulo de 21 grados, y la resultante R de presión total, incide sobre



la cabeza femoral con un ángulo de 16 grados con la vertical. Es fácilmente deducible, que los abductores solo pueden mantener la pelvis en posición horizontal, si su fuerza es tres veces mayor que el peso corporal, dado su corto brazo de palanca y la relación anteriormente expresada por las distancias.

A esta fuerza de los abductores, tres veces el peso corporal, hay que sumarle el mismo peso

una vez mas,pués es el que actúa sobre la cabeza femoral directamente,con lo que en realidad,en la estación unipodal la cabeza femoral soporta tres veces el peso del cuerpo por la tensión de los abductors para mantener horizontal la pelvis,mas el peso corporal en sí,lo que suma un total de 4 veces el peso corporal.

Podemos calcular por ejemplo para un sujeto de 70 Kgs de peso,que en su estación unipodal soporta con una de sus caderas(la del apoyo) unos 480 Kgrs. En realidad no es del todo exacto,pues a este peso habría que restarle el peso de la pierna sobre la que está apoyando,que no supone carga para la ~~otra~~ cadera del apoyo.

La complejidad del problema se acentúa muchísimo mas si tenemos en cuenta la velocidad de la marcha por ejemplo. Se sabe que a 0'9-1'3 metros/segundo,la fuerza de presión alcanza de 1'59 a 1'80 veces el peso corporal,llegando conforme aumenta la velocidad del paso hasta 4'5 veces este peso.

Y mayores valores pueden obtenerse aún si consideramos al sujeto durante la carrera o el salto.

Este apasionante tema ha sido muy bien estudiado en nuestra patria por ROBLES MARIN, SMITH AGREDA, FERNANDEZ IZQUIERDO, (22) lo analizaron al considerar excesivo el peso que tiene que soportar la cadera en el apoyo monópodo según las teoria de Pauwels.

En un estudio experimental sobre 63

cadáveres llegan a la conclusión de que en realidad el peso que soporta la cadera en estación unipodal es algo mayor tan solo que dos veces y media el peso del cuerpo, pero encontrando resistencia suficiente para soportar cinco y hasta diez veces el peso del cuerpo; que sucedería en casos de brusca aceleración.

Estos valores pueden oscilar según el grado de valgo o varo de la cadera, con aumento o disminución del brazo de palanca, así como también influye el angulo de ante o retroversion femoral, el angulo femoro tibial, entre otros factores, considerando estos como los mas interesantes.

La aplicación práctica de estos hechos ha servido para el diseño y utilización de las prótesis de cadera en grado sumo.

Por ejemplo, sabemos de la gran importancia de la musculatura abductora en el equilibrio de la pelvis y la marcha, así como la actuación de los brazos de palanca.

La vertiente aplicativa a la cirugía protésica vendría a significar que, por ejemplo, mientras mas centrada esté la prótesis en el ilíaco menor es la desproporción de las distancias sínfisis del pubis, centro de la cabeza y trocanter, disminuyendo el brazo de palanca, disminuyendo la sobrecarga articular y esfuerzos al implante.

El conservar la potencia abductora, también influye en el mantenimiento del equilibrio, por

lo que habrá de ser tenida en cuenta al aplicar esta cirugía.

Estos conceptos anatómicos y biomecánicos han sido tenidos en cuenta por nosotros y nos proponemos analizarlos en la continuación de la hipótesis de trabajo.

HIPOTESIS DE TRABAJO.

Con HUGGLER (23), entendemos por artroplastia la reconstruccion quirúrgica de uno o varios elementos esen ciales de la articulacion, dañados por la enfermedad o traumatismo y que son sustituidos para recuperar la funcion.

Si el material utilizado es sintético (cuerpo extraño) la denominamos aloartroplastia; se denomina endoprótesis a la pieza artificial que entra a formar parte funcional del organismo.

Centrándonos en el estudio de la articulacion que nos ocupa, hemos de decir que, hablamos de aloartroplastia total de la cadera con endoprótesis, cuando sus elementos dañados han sido sustituidos por dicho material.

Son distintos los tipos de endoprótesis existentes en la actualidad y las diversas ~~escuelas~~ ~~tiene~~n sus preferencias por unas u otras, cada cual con sus ventajas e inconvenientes como veremos mas adelante, pero hemos de adelantar aquí, que la utilizada por nosotros y objeto de estudio, ha sido la endoprótesis metálica de **Mc KEE-FARRAR**

ideada por dichos autores y que se compone de dos piezas: Una pieza acetabular metálica, en forma de semiesfera que cumplirá la misión de la cavidad acetabular ósea lesionada; otra pieza capito cervico diafisaria, también de metal, que reproduce la forma del extremo proximal del femur, encargada asimismo de sustituir la cabeza femoral dañada.

También hemos de adelantar aquí que son distintas las formas de anclaje o sujeción de la pieza protésica al hueso donde asienta, siendo uno de los procedimientos más utilizados y casi universalmente aceptados la sujeción mediante un cemento, que es una resina acrílica de naturaleza moldeable en su preparación, que adquiere posteriormente una dureza pétreo, con gran resistencia, quedando sólidamente fija al hueso y a la pieza protésica asegurando su unión y actuando como elemento intermedio entre prótesis y hueso.

En este orden de ideas y una vez colocada la prótesis por este proceder, tenemos los siguientes elementos de reflexión y estudio:

1º) La cavidad ósea, preparada para recibir en su lecho la pieza protésica, alberga en primer lugar el cemento acrílico, con el que establece una unión íntima y se pretende que duradera.

Ahora bien, se trata de un material biológico y vivo que es el hueso, frente a un material inerte y sintético que es extraño al organismo, los cuales han de guardar una relación íntima y soportar las exigencias

biomecánicas de la cadera.

Al cabo del tiempo y en algunos casos, aparece entre el hueso y cemento en los estudios radiográficos practicados, una denominada "línea cementante" o "interfase" que es una banda clara, neta, de separación entre las dos partes y que es considerada normal por diversos autores, entre ellos CHARNLEY (25)(26), el primero en utilizar este procedimiento.

Otras escuelas, por el contrario, estiman que la aparición de esta línea cementante significa, en no pocos casos, la no identificación de los dos elementos de estudio, de tal forma que, cuando es muy evidente, podría hablarse de un aflojamiento de la prótesis. En estos casos, ello habría de ir acompañado del cortejo sintomático correspondiente, como ser los crujidos articulares y sobre todo el dolor que siempre aparece con el aflojamiento de la prótesis.

La importancia de esta línea cementante, sus condiciones de aparición, su repercusión clínica en definitiva, es uno de los temas planteados y que formará parte de ~~nuestro~~ estudio.

2º) El cemento además de incorporarse al hueso, debe hacerlo a la pieza protésica tanto cotilar como femoral; para ello una gruesa capa del mismo envuelve la endoprótesis en sus superficies no articulares. Existe por otro lado el problema de su tolerancia.

Las distintas formas en que hemos realizado la cementación, su distribución, su tolerancia y todas

las posibles consecuencias anatómicas funcionales, serán asimismo objeto de nuestro estudio.

3º) La colocación de las piezas protésicas.

La prótesis colocada in situ, no siempre, por conveniencia, error o dificultad técnica, queda adaptada en idéntica posición incluso a veces se aparta considerablemente de la situación anatómica considerada como normal.

¿Es imprescindible esta situación anatómica? ¿Qué márgenes de tolerancia existen? ¿A partir de donde se manifiestan resultados negativos?

Consideramos este hecho fundamental y lo analizaremos comparándolo sobre todo con los resultados obtenidos sobre la movilidad articular.

4º) Efecto Voss.

El vértice del trocánter mayor debe quedar de forma muy aproximada a la altura del centro de la cabeza femoral, hablandose de efecto Voss positivo cuando la punta del trocánter que de por encima, neutro si está en su horizontal y negativo si se halla por debajo.

En la cirugía protésica este es un elemento esencial y que investigaremos en nuestra casuística.

5º) La cola de la prótesis.

Su situación, guarda íntima relación, con el efecto Voss con el que hacemos un simil, destacando la importancia de las distintas formas de colocarla, también relacionada con la cementación, cuyo estudio conjunto termi-

na de completar la investigación anatómo-clínica de las artroplastias.

A continuación, procedemos a estudiar detenidamente cada uno de los elementos que hemos enumerado.

PROBLEMAS ACTUALES QUE PLANTEA EL ESTUDIO
DE LA INTERFASE O LINEA CEMENTANTE.

En la problemática actual de las prótesis articulares y especialmente de la cadera, este es el punto crucial de la cuestión.

Todas las cargas y esfuerzos biomecánicos van a recaer en último lugar sobre el hueso, sobre el sitio donde la prótesis se halla anclada al mismo.

La pieza protésica articulada, en sus movimientos de flexión, extensión, ab y adducción, rotaciones, circunducción y carga, lógicamente va a tener una tendencia al desplazamiento debido a estos esfuerzos y a la fricción existente entre las piezas protésicas. Es fácil suponer que si la pieza metálica se colocara tan solo superpuesta al hueso, a los primeros movimientos o carga, se desplazaría sobre aquél. Esto conllevaría al fracaso rotundo de la técnica, por luxaciones, inestabilidad, roturas de material y en definitiva dolor, falta de apoyo e impotencia funcional.

Para soslayar este problema han sido diversos los procedimientos empleados, que van desde largos

vástagos metálicos, como la utilizada por RING(27), que la introduce en el hueso, hasta las llamadas prótesis biológicas, con materiales que se pretende sean incorporados al metabolismo del hueso asegurando una unión íntima y definitiva. Los materiales que se han conseguido fabricar para elaborar las piezas protésicas, resuelven prácticamente todas las exigencias que se les requieren, pero el anclaje o unión duradera de estas con el hueso sigue siendo objeto de preocupación, a pesar de los avances conseguidos. Es tan grande su interés que hacia él se dirigen gran parte de las investigaciones actuales; un ejemplo que traduce la inquietud existente es la reciente reunión en Clemson University, bajo la dirección de HULBERT(28), para estudiar exclusivamente este problema: Prótesis y tejidos, el problema de la interfase.

La cuestión, actualmente se encuentra planteada de la siguiente forma y con los siguientes procedimientos:

a) La unión implante hueso se trata de conseguir gracias a la porosidad del material empleado. Los primeros intentos en este sentido datan como indica PELTIER (29) de 1872, con la utilización del yeso, para que se incorpore al hueso dada su porosidad y composición. La búsqueda y uso de materiales porosos ha sido hecha por otros muchos autores: SMITH (30), con material cerámico-plástico, (cerosium); HIRSCHONN-REYNOLDS (31) con una aleación de cromo cobalto poroso; LUECK, GALLANTE, ROSTOKER, RAY (32) con titanio poroso; HENH y PALICH (33), con el mismo material; MANDARINO y SALVATORES(34), con poliuretano; STRUTHERS (35), con polivinilo; Mc FALL, HENNEFER y CLINTON (36)...

Actualmente los estudios mas recientes son los de BOUTIN(37), con sus trabajos sobre alúmina, que abren otra posibilidad en este camino, habiéndose conseguido un material de alta densidad y una superficie pasiva de anclaje poroso, demostrando además que dichos poros deben de tener alrededor de 150-200 micras, para permitir el desarrollo óseo entre sus mallas. Establecen además que el calibre no debe ser muy superior a estas medidas, ya que es importante señalar que la resistencia mecánica del material, es inversamente proporcional a la talla de los poros.

Este procedimiento ha pasado hace poco tiempo de su etapa experimental a la aplicación en clínica humana y faltan series dilatadas en número y tiempo, que terminen de demostrar su eficacia.

b) La unión química.

En teoría esta sería la forma mas idónea de fijación. Ha sido especialmente estudiada por HENCH y PASCHALL (38), con compuestos cerámicos de composición química variada y microestructura análoga a la del hueso. Estas cerámicas están constituidas por Na_2O , CaO , P_2O_5 , y SiO_2 , haciendo variar las proporciones respectivas de Ca y P.

La liberación controlada de los iones de Ca y P de la superficie del material, produciría un pH alcalino, permitiendo al organismo incorporar estos iones en los tejidos formados de nuevo y unirse así al hueso de una manera íntima, el material empleado.

Este material se podría utilizar, como

revestimiento de las piezas metálicas que actualmente usamos. Dicha biocompatibilidad, creemos que, puede aportar un progreso complementario al problema de la fijación.

c) La unión mecánica-macroscópica.

Sería una unión a manera de las prótesis de MOORE (39), que tuvo el mérito de ser el primero en idear y emplear este procedimiento, de tal forma que, cuando se una al esqueleto el injerto óseo colocado en los orificios que tiene la prótesis, queda una gran solidez y estabilidad.

Este sistema en las prótesis **totales** habría que aplicarlo también al cotilo, pero las prótesis conseguidas hasta ahora, por este camino, aún no están suficientemente perfeccionadas.

Una de estas prótesis es la de Siwash, con orificios en cotilo y cola de la prótesis, de la que WOLKOW (40) hace una revisión y publica buenos resultados.

d) LA UNION POR INTERMEDIO DE UN CEMENTO PLASTICO.

Es el progreso fundamental aportado por CHARNLEY (25)(26). El cemento se adapta perfectamente al lecho preparado en la cavidad ósea y es un excelente acoplador de hueso y prótesis, aunque su unión íntima en realidad tampoco es perfecta.

Su tolerancia, a largo plazo, aún no está del todo probada, aunque existen revisiones que abren una esperanza en este sentido. El mismo CHARNLEY(25)(26) ha demostrado que la célula ósea puede crecer aún en contac-

to del plástico polimerizado. Este autor, ha podido comprobar, en una pieza colocada durante 7 años, que la reacción del hueso frente al cemento en los lugares en que la presión no es excesiva, no presenta cambios degenerativos ni otras alteraciones de mayor importancia. Hay una capa limitante de células indiferenciadas e, inmediatamente al lado, el hueso normal con osteocitos vivos.

En los sitios en que no existe presión o esta es insuficiente, existen en el interior del hueso células grasas desarrolladas mas de lo normal.

Allí donde hay hiperpresión suele existir una reacción de densificación ósea.

Este mismo problema ha sido muy bien estudiado en nuestra patria por HERRERA RODRIGUEZ Y MARTINEZ TELLO (41), analizando la reacción ósea de vecindad tanto de unamaneira inmediata como a largo plazo.

Los casos observados van desde 4 meses hasta 3 años, comprobándose que la reacción del hueso es distinta según la antigüedad del implante. Así, por ejemplo, al principio hay áreas de necrosis, debido a la alta temperatura de polimerización, que después desaparecen. También hay cambios en el tejido conectivo fibroso.

Llegan a sistematizar una serie de conclusiones:

-- El cemento (metil-metacrilato) produce un área necrótica de pequeña extensión en el hueso vecino con posterior recuperación.

-- El organismo se defiende como si se

tratará de un cuerpo extraño a la introducción del implante, formándose alrededor tejido conectivo.

--Este conectivo evoluciona a lo largo del tiempo desde un conectivo rico en células y vasos hasta un denso tejido fibrilar.

--El tejido conectivo es el nexo de unión hueso cemento y sirve al mismo tiempo para amortiguar las fuerzas de tracción y presión a que se halla sometido el implante.

--El hueso cercano al cemento está vivo, pero con una mayor densidad de tejido fibroso. Esto explicaría según estos autores, la zona de osteoporosis que a veces aparece alrededor del implante. Otros autores la consideran debida a un efecto de refracción de los rayos (Charnley).

KENESI y LOBTEL-JACOB(42), atribuyen al cemento otra serie de inconvenientes que consideran desde el punto de vista biológico hasta el biomecánico.

Desde el aspecto biológico, analizan su posible toxicidad, la de un monómero, que no es despreciable según estos autores. Se le atribuyen paradas cardíacas debidas a la entrada en circulación del monómero.

La realidad es que no existen pruebas concluyentes de que haya sido demostrado en la sangre de los enfermos.

Desde el punto de vista biomecánico su dureza plantea problemas locales y locoregionales.

Los locales hacen referencia nueva-

mente a la línea limitante fibrosa entre hueso y cemento, línea que se halla aumentada, según ellos, en todos los casos de desprendimiento.

Los locoregionales son referidos a que la mecánica del miembro es transformada por la presencia de este segmento rígido, modificando las líneas de fuerza naturales, lo que se traduce en áreas de densificación ósea y que nosotros estudiaremos en el capítulo correspondiente.

Es objeto de nuestro estudio el problema planteado por esta línea de unión entre el cemento y el hueso, denominada línea cementante o interfase, de distinta interpretación según los autores.

Nosotros nos planteamos aquí:

¿Qué importancia tiene la aparición de la línea cementante?

¿Existen algunas condiciones que determinen su aparición?

¿Su presencia es normal o patológica?. Si es patológica, ¿se acompaña su aparición de signos clínicos?, ¿cuales son estos?

¿Se presenta con mayor frecuencia en determinadas edades?

¿Existe algún predominio según el tipo de afección ósea?

¿Es imputable a error técnico o a otros factores personales?.

LA CEMENTACION.

Este cemento plástico ha permitido la ampliación de esta moderna cirugía, que ha sido desarrollada en este sentido gracias a los estudios de **CHARNEY** (43) (25)(26).

Dicho autor, desde 1959, estudia este problema y gracias a sus resultados, se ha llegado a un perfeccionamiento en la técnica con este método, lo que hace que hoy sea el más utilizado y el que mejores resultados proporciona.

El cemento utilizado es el metacrilato de metilo, el cual se presenta en forma de polvo, el polímero, y en forma líquida, el monómero. Estos al mezclarse producen una reacción exotérmica que va desde los setenta grados a los cien grados, quedando al final un producto sólido de gran dureza y resistencia.

En el momento de la mezcla y hasta adquirir su dureza, tiene forma maleable, lo que permite su utilización y adaptación perfecta al lecho de la cavidad ósea, fijándose asimismo al implante metálico.

El calor emitido durante la polimerización es absorbido en gran parte por el implante, pero también afecta al hueso, por lo que se debe enfriar con suero durante este tiempo. Ya hemos estudiado los efectos de este calor sobre el hueso por lo que no lo repetiremos.

Los productos mas utilizados, son los conocidos como Simplex, Palakos y C.M.W., siendo algunos radioopacos y otros radiotraslúcidos. Estimamos como mas correcta la utilización del radioopaco, ya que en cualquier momento nos permite controlarlo, así como delimitar perfectamente las reacciones óseas de vecindad durante la evolución del implante. El estudio de estas reacciones óseas, va a ser del máximo interes para nosotros.

En nuestra serie estudiaremos este factor y la importancia que le atribuimos.

El cemento aparte de asegurar el anclaje de la prótesis, tiene "un efecto reductor de la carga sobre la misma y sobre el propio hueso, ya que al ampliar la superficie de contacto, ésta lógicamente queda mucho mas repartida". Este punto es del mayor interes.

Existen múltiples experiencias que así lo prueban, siendo una de las mas interesantes las de Wagner y Marneffe. (WAGNER Y MARNEFFE) (44)

Estos autores después de establecer la premisa fundamental del simil del femur derecho e izquierdo en cuanto a resistencia mecánica y en estudio con cadáveres, llegan a establecer las siguientes conclusiones:

--Comparando el femur protesico con el

homólogo intacto y registrando el valor de la carga en el momento de la fractura, se comprueba que la prótesis no cementada disminuye la resistencia del hueso, produciéndose la rotura con una carga considerablemente menor. Además varía el sitio de fractura, que es transcervical para el fémur intacto y con arrancamiento interno para el fémur protésico sin cementar.

-- En dos fémures protésicos uno bien apoyado y centrado sobre el calcar y otro mal colocado, disminuye la resistencia en el defectuoso.

-- Con prótesis bien colocada pero con una hendidura en el apoyo del calcar, también disminuye la resistencia, pero en menor grado.

-- El estudio comparado de dos fémures con sus respectivas prótesis, la una cementada y la otra sin cementar, demuestra que "la cementación aumenta mucho la resistencia del fémur a la carga; del 49 al 420%". Varía además el sitio de fractura, que es el calcar para la prótesis no cementada y a nivel de la cola protesica para la cementada, pero repetimos, con carga mucho mayores.

Los estudios comparativos en fémures poróticos, demuestran que el fémur protésico "bien cementado" llega incluso a soportar mayor carga que el fémur normal. "La cementación y su correcta aplicación son básicas".

La aplicación clínica de los hechos comentados sobre el fémur porótico, alcanza todo su valor, al recordar que gran parte de esta cirugía se hace sobre fémures de este tipo o al menos con una disminución de su resistencia mecánica, por la edad o proceso de los enfer-

mos en que se indica.

Asímismo el estudio de las deformaciones demuestra la mayor sollicitación mecánica de la cola de la prótesis, actuando sobre el fémur a este nivel.

En la clínica estos hechos se repiten de tal forma, que cuando por sobrecarga o por el paso del tiempo se produce una fractura femoral en una prótesis cementada, esta suele suceder a nivel de la cola de la prótesis en la gran mayoría de los casos.

Es este el momento de preguntarnos: ¿existen determinadas condiciones que favorezcan o disminuyan esta sollicitación mecánica en la cola protésica?.

Sabemos por ejemplo que la traducción radiográfica de la hipersollicitación mecánica es un aumento de la condensación ósea allí donde se produce.

Si el cemento tiene por finalidad no solo la sujección de la prótesis, sino también el importante papel de distribuir equitativamente las cargas, aminorando por tanto el esfuerzo por unidad de superficie, es lógico pensar que según se halla realizado la cementación así será la reacción ósea frente al implante y probablemente hasta la evolución clínica.

Este es pues otro de los aspectos que estudiaremos.

La cementación se puede realizar de diversas formas, pero en definitiva la consideraremos suficiente e insuficiente. Insuficiente en el fémur es cuando no sobrepasa o no llega a la cola protésica.

También debe ocupar parte del trocater mayor.

En el cotilo, debe ser de suficiente espesor y rellenando perfectamente unos orificios que para ello se labran en él y que van en las tres direcciones de los huesos que lo constituyen: hacia el iliaco, hacia el isquión y hacia el pubis. El no seguir estos principios consideramos que expone pronto a la movilización protésica.

Es probable que la línea cementante tenga que ver con la forma de cementación y sollicitaciones, por lo que investigando este aspecto terminamos de completar el capítulo precedente.

Interesa ahora que nos detengamos especialmente en el estudio del fémur protésico, concretamente en la forma de su cementación.

Consideramos que ésta debe sobrepasar o cuando menos llegar hasta la cola protésica, para que de esta forma las presiones queden uniformemente repartidas según tratamos de expresar en nuestras figuras.

Si la cementación es insuficiente la prótesis por simple ley física tiende a un movimiento de balanceo que sobrecarga tanto el calcar o apoyo superior, como la cortical externa del tercio superior del fémur o apoyo inferior.

Hemos visto y sabemos por el estudio de la fisiopatología ósea que las sollicitaciones en el hueso se traducen por líneas o aumentos de condensación, es decir una osteoformación que trata de compensar el esfuerzo. Por tanto en todos los casos de cementación

defectuosa este fenómeno debería de producirse.

¿Existe mayor condensación ósea en todos los casos de cementación insuficiente?

¿Existen manifestaciones clínicas dependientes de esta insuficiente cementación o de la osteoproduktividad que a ella se le atribuye?

¿Se le pueden atribuir a la condensación ósea otros factores que la provoquen?

Creemos que está también en íntima relación con el efecto Voss y lo estudiaremos en su capítulo.

La cementación que sobrepase la cola protésica ¿disminuye la sollicitacion mecánica repartiendo las cargas y por tanto hay menor osteocondensacion?

Para responder a estas preguntas, analizamos en todos nuestros casos la exacta distribución del cemento así como las reacciones óseas de vecindad, teniendo en cuenta los factores aludidos, relacionándolos con la sintomatología y exploracion de los pacientes, sobre todo a tener en cuenta el dolor, de distinta localización o topografía según la causa que lo produzca.

ESTUDIO DEL EFECTO VOSS.

Se denomina efecto Voss en una cadera protésica, al producido cuando el vértice del trocanter mayor queda por encima del centro de la cabeza femoral.

Consecuentemente el efecto sería negativo cuando el vértice del trocanter queda por debajo del centro de la cabeza femoral, y neutro cuando están cabeza y trocanter en un mismo plano horizontal.

Las variaciones de nivel tendrían como consecuencia una mayor o menor tensión de la musculatura, pelvitrocanterea, fundamentalmente, con repercusiones sobre la marcha, dolor y porvenir de la cadera protésica.

La trascendencia clínica de este apartado es de la mayor importancia al considerar la cadera lesionada, por lo que conviene recordar, aunque sea someramente algunos fenómenos, para su inmediata aplicación sobre la cadera protésica.

Sabemos por los estudios anatómicos, el relativo desequilibrio existente entre la musculatura

abductora y adductora en el sentido de una mayor masa muscular y potencia muscular adductora que abductora. Este hecho se aumenta aún mas en la cadera lesionada, en la que debido al pinzamiento articular y en ocasiones subluxación externa de la cadera, se provoca un déficit muscular, pero mas neto en los abductores, que ocasiona en la marcha el conocido signo de Trendelenburg positivo, con claudicación a la marcha, existiendo asimismo una tendencia a la adducción por el predominio de estos músculos.

Pero es importante añadir que esta claudicación, aparte del desequilibrio y déficit muscular, consideramos que es debida al dolor que tiene el sujeto, que balanceando la pelvis hacia el lado enfermo con la marcha, desplaza sin saberlo el centro de gravedad hacia el lado lesionado, disminuye el brazo de palanca, disminuye el peso corporal sobre la cadera lesionada, sus exigencias biomecánicas, desgaste articular y en definitiva le duele menos porque apoya menos.

La prótesis colocada con un efecto Voss negativo, en principio tensa la musculatura potenciándola, por lo que el resultado inicial, parece ser satisfactorio, pero sucede, que al actuar sobre todos los músculos tanto adductores, como abductores etc, no se soluciona el problema del desequilibrio muscular. Además la prótesis se halla sometida a una tensión continua, que aumenta su fricción, desgaste, efectos de cizallamiento, rotaciones, con mayor tendencia a la movilización de la pie-

za protésica, con deterioro del buen resultado inicial obtenido. El desequilibrio muscular aparece nuevamente, debiendo en este sentido contar también con el papel jugado por los rotadores cortos externos de la cadera, que al no actuar sobre ellos, provocan en definitiva una tendencia a la adducción y a la rotación externa. También influye desfavorablemente la porción capsular posterior, que al sucederle lo mismo que a la musculatura, viene a agravar el problema.

Es por ello por lo que pensamos, que la prótesis colocada con efecto Voss negativo, no solo no es beneficiosa, sino que a la larga será motivo de malos resultados, debiendo estar colocada con efecto Voss neutro a tan solo ligeramente positivo o negativo según los estudios preoperatorios de la calidad y tono muscular del enfermo.

Estimamos que en un varón bien musculado y con un sustrato anatómico potente sería conveniente positivizar ligeramente el efecto Voss. Por el contrario, cuando el terreno sobre el que vaya a asentar la prótesis sea muy deficitario, tan solo en estos casos se podría negativizar ligeramente el efecto Voss. Pero conviene insistir en que tan solo lo ha de ser ligeramente de varios milímetros, pues si no a ~~la~~ larga, el resultado será insatisfactorio.

Cuando la prótesis queda colocada con positivización del efecto Voss, pudiera parecer que debe persistir el problema de la claudicación, pero cuando

es de escasos milímetros esto no sucede, ya que si bien desde el punto de vista de posible déficit muscular esto debiera suceder, la realidad es que el enfermo al verse libre de sus molestias por la colocación de la prótesis, la rehabilitación es mucho más efectiva, potenciando esta musculatura. De esta forma el enfermo apoya la cadera sin claudicación, pues por un lado no le duele y por otro ha potenciado los músculos, ambos factores determinantes de la claudicación. Bien entendido que nos referimos a desviaciones de escasos milímetros, pues como en algún caso efectos Voss positivos de hasta más de dos centímetros no hay rehabilitación capaz de compensarlos.

Estudiaremos por separado cada uno de estos factores, pero prestando especial atención al efecto Voss negativo con notable distanciamiento en la horizontal del vertice del trocanter con respecto al centro de la cabeza, que somete a toda la musculatura a una gran tensión, con claras repercusiones sobre el sistema esquelético en que asienta la prótesis tratando de demostrar su correlación anatomoclínica.

CRITERIOS DE VALORACION
EN LA COLOCACION DE LA PIEZA PROTESICA.

La cadera humana es una articulación cuya anatomía funcional ha cambiado en época bastante reciente y de forma radical.

Ello es debido al desarrollo de la posición erecta, determinando en el hombre que la transmisión de la presión a través de la articulación de la cadera sea enormemente mayor que en cualquier otro animal, ya sea cuadrúpedo o bípedo.

El hombre es único en mantenerse con la cadera en extensión completa durante muchas horas, y algunos antropoides solo con la marcha pueden lograrlo.

Debe sacarse la conclusión con TRUETA(5), de que la cadera humana está sometida a una hiperpresión y solo la mas perfecta congruencia anatómica y funcional, puede permitirle durar tanto como la vida humana; pues cualquier defecto de la congruencia articular,

de la función o el aumento importante del peso del cuerpo, pueden iniciar el proceso de desintegración articular.

El organismo tiene prevista para la estructura osteoarticular de la cadera humana una distribución de sus elementos que, a pesar de todo, parece ser que es la más idónea dentro de la bipedestación para realizar su función.

Efectivamente, los hechos clínicos nos demuestran que los cambios arquitecturales padecidos por la cadera, ya sean bien de causa congénita o bien de causa adquirida, alteran en una gran proporción su normal funcionalismo, dando lugar más o menos pronto a la aparición de patología articular, especialmente degenerativa.

Dichos defectos arquitecturales vienen referidos, sobre todo, a aquellos que al alterar la morfología, disminuyen y alteran el paralelismo de la correcta congruencia articular, sometiendo a la articulación, en áreas de menor tamaño, a un esfuerzo excesivo que no podrá sobrellevar durante mucho tiempo.

Se trata especialmente de coxas varas, coxas valgas, cotilos insuficientes, alteraciones en la anteversión femoral, alteraciones arquitecturales del cotilo, por citar las más frecuentes.

Los trabajos de TEINTURIER (45), demuestran en la serie de 200 casos estudiados por el autor, que estudia las anomalías orientativas, que uno de los defectos más frecuentes y causa de coxopatía, es el aumen -

to global de la anteversión de la cadera, comprobando que el valgo o varo aislados son causa menos común de alteraciones, y siendo la incidencia mayor cuando se combina con el aumento de la anteversión global. También el aumento de la retroversión es causa de patología, asociándose con frecuencia a la coxa vara.

En definitiva, ya aislados o combinados entre sí, la desviación de los ángulos normales de la articulación coxo femoral, ocasiona trastornos con una traducción clínica conocida.

Quando realizamos una sustitución protésica, tratamos de remedar en lo posible al organismo colocando unas piezas que imitan las formas articulares normales y también su colocación. Hay autores que estiman que esto no es necesario, pues al variar la resistencia mecánica del material implantado (se ha cambiado hueso por metal) la resistencia a las sollicitaciones va a ser diferente. Creemos que esto es opinable en cuanto al volumen del material se refiere, pues es lógico que con material mas resistente pueda disminuir su tamaño. Sin embargo en cuanto a la forma esta debe ser idéntica o muy parecida, pues toda la fisiología articular está adaptada ala que ya tenía, debiendo a tener en cuenta además que en último extremo el material está implantado en el hueso sobre el que en definitiva recaen las exigencias biomecánicas.

En cuanto a la congruencia articular, con los actuales diseños de las prótesis no puede

haber problemas,pués las superficies metálicas estan fabricadas con un gran rigor y la adapatación entre ellas es perfecta.

Los problemas vienen referidos a la distinta forma de colocación que demos a las piezas protésicas,que consideramos pueden ocasionar una patologia articular protésica,imposible que degenerativa,pero sí en cuanto a su fijación y sobre todo referida a la movilidad.

La razón estriba en que la movilidad de la cadera,considerando tan solo el segmento ósteoarticular,necesita para ser realizada en todos sus grados de la disposición anatómica normal,impidiéndola o dificultándola las variaciones provocadas por nosotros en esta cirugia. Por citar un ejemplo,un cotilo horizontal debe dificultar el movimiento de abducción,etc.

¿Es necesario imitar al organismo?
¿Que límites de tolerancia existen? ¿Cuales son las repercusiones anatomo funcionales?.

Nos planteamos las siguientes cuestiones:

--Con respecto al cotilo.

-La retroversion del cotilo,debe limitar la movilidad,siendo el movimiento mas afectado la flexión,ya que la ceja cotiloidea anterior chocaría en esta maniobra contra el cuello protesico.

-La anteversión del cotilo no provocaría alteraciones,considerándose como la posición mas

idónea. Incluso la excesiva, favorecería la flexión, no actuando o muy poco sobre la extensión pues ésta normalmente es de pocos grados.

-Con respecto a la inclinación del cotilo hemos de distinguir dos grados patológicos, como veremos en los métodos de valoración radiográfica; uno de ellos es el cotilo "abierto", con un ángulo de inclinación mayor del normal, y el otro es el cotilo "cerrado", con ángulo de inclinación menor que el normal.

-El cotilo abierto no debe provocar alteraciones, favoreciendo la abducción.

-El cotilo cerrado debe limitar la abducción, aunque pensamos que esta debe ser secundaria a un cotilo excesivamente cerrado, pues in vitro, la tolerancia es hasta veinte grados de inclinación para una abducción prácticamente normal.

— Con respecto al vástago cervico-diafisario.

-La anteversión normal es idónea para la función de la cadera.

-La anteversión disminuida, debe tener poca influencia sobre los resultados.

-Mayor importancia concedemos a la anteversión excesiva. Por otro lado este es el error más frecuente, debido a dificultades de técnica operatoria, en que se suele dar en ocasiones mayor anteversión de lo normal a la pieza femoral.

La influencia fundamental de esta

anteversión excesiva, recae sobre todo hacia la flexión de la cadera, ya que el eje transversal de giro del cuello femoral para la flexo extensión, ha sido sustituido por un eje inclinado de adelante hacia atrás en sentido oblicuo, e incluso si la anteversión como decimos es muy grande, quedaría un eje antero-posterior, sobre el cual teóricamente es imposible un movimiento de flexo-extensión.

--La retroversión en pocos grados, no consideramos deba interferir sobre la movilidad, teniendo en cuenta además que con las vías de abordaje y técnicas utilizadas, esta forma de colocación es una eventualidad que no la hemos encontrado.

-- Con respecto a la situación combinada del cotilo y vastago cervico diafisario.

-La anteversión excesiva de la cabeza femoral, acompañada de la retroversión del cotilo.

Creemos que este es el caso mas desfavorable, pues se suman los inconvenientes de las dos piezas mal colocadas, debiendo provocar una dificultad para la flexión y una actitud de rotación externa.

-La anteversión en pocos grados de la cabeza femoral y cotilo, creemos que no solo no es desfavorable sino que facilita la función.

En el resto de los casos y con pequeñas modificaciones, no creemos que existan alteraciones dignas de mención, aunque de surgir en el estudio de nuestros casos, también serane comentadas.

Otro aspecto de gran interes y que nos interesa estudiar en la colocación de la pieza protésica, es el de su colocación medial o excentrica.

Entendemos por colocación medial, cuando la protesis se halla colocada centralmente, es decir, situada hacia el eje medio del cuerpo. La situación es excéntrica, cuando se halla situada mas alejada del eje medio del cuerpo.

Cuando el acetábulo, y con el toda la prótesis se aproximan al eje medio del cuerpo, creemos que se trata de una posición mas ventajosa, ya que tiende a igualar el brazo abductor con el adductor y por tanto, disminuye la exigencia muscular a los abductores, lo cual siguiendo a Pauwells, disminuiria la carga en la cadera protésica. (PAUWELLS) (13) (21) (46)

La colocación excentrica, alejando el eje de la carga del centro del cuerpo, aumenta mucho el brazo de balanca, por lo que y siguiendo a este mismo autor, sobrecarga en exceso a la pieza protésica, no solo por leyes físicas que estudiamos en nuestro capítulo de biomecánica, sino por la tensión muscular permanente a que se halla sometida su musculatura.

Esta sobrecarga, debe traducirse en un mayor desgaste de la pieza protésica, en una mayor tendencia a la movilizacion, en aumento de las condensaciones óseas por el sobreesfuerzo y en los signos clínicos que de ello se deriven.

Los hallazgos encontrados por nosotros en este sentido, formaran parte de las conclusiones.

En este capítulo, el último aspecto a analizar es el del tamaño de la pieza protésica.

La cabeza femoral protésica de tamaño similar a la humana (42 mms) reúne las siguientes ventajas: a) Siendo grande, la carga por unidad de superficie es menor. b). Como la amplitud de movimientos depende de las diferencias entre las dimensiones de la cabeza y la resección del cuello femoral, cuanto mayor sea el tamaño relativo de la cabeza con respecto al mismo, mayor será también la movilidad de la articulación protésica. c) Una cabeza grande tiende menos a luxarse que una cabeza pequeña.

Sin embargo la cabeza pequeña ofrece otras ventajas (22-32 mms): a) El momento cinético de torsión a la carga es menor. b) Permite utilizar un grueso acetábulo, con lo que si bien la carga en la cabeza está muy concentrada, esta se transmite y difunde en el espesor del acetábulo (de plástico en estas prótesis), amortiguándose el efecto mecánico sobre el cemento y su anclaje. c) Es más fácil de construir y más barata.

Las ventajas e inconvenientes de cada una de ellas nos ha llevado al estudio en nuestros enfermos de las distintas reacciones adaptativas a cada tipo de prótesis (Mac Kee $1 \frac{3}{8}$ y $1 \frac{5}{8}$), así como a las variaciones clínicas que ello haya podido suponer.

ESTUDIO DEL APOYO DEL VASTAGO ENDOFEMORAL

LA COLA DE LA PROTESIS.

El apoyo del vastago endofemoral tendrá gran importancia en cuanto a la resistencia y duración del material se refiere, así como a las posibles fracturas por fatiga del fémur.

Al ser normalmente el estuche receptor óseo mayor que el vástago, éste, podrá adoptar dentro de aquel una variedad de posiciones que, si bien su diferencia será milimétrica, variará considerablemente el reparto de cargas en el fémur.

Al hablar de posibilidad posicional no nos referimos a la anteversión de la prótesis endofemoral, que ya ha sido valorada en el otro apartado.

Para hacer este estudio, en principio teórico, utilizamos una variante del esquema de las fuerzas actuantes sobre la prótesis endofemoral, según figuras adjuntas.

Nosotros consideramos la situación de la cola protésica en relación con las cortica -

les interna y externa del fémur. La diferente posición condicionará que el reparto y acción de la presión de carga sobre la cabeza femoral se distribuya en mejores o peores condiciones a lo largo del miembro.

En el apoyo de la cola medial e interno, el cuello femoral estaría más valguzado al verticalizarse su eje. Esta situación condicionaría que la presión de carga(P) tendría un brazo de palanca de acción más corto. Así sacaríamos en conclusión que:

-- El reparto de fuerzas se haría más longitudinal a través del fémur.

-- La resistencia(C) a nivel del cuello y el calcar sería menor.

-- La presión sobre la cortical externa, a través de la cola, sería mínima o nula.(R)

El cuello externo de la cola presupone una varización del cuello. La presión de carga sobre la cabeza femoral(P) tendría un brazo de palanca más largo con las consecuencias siguientes:

-- El reparto de fuerzas sería más tangencial al eje del fémur que en el caso anterior.

-- La fuerza de cizallamiento sería mayor con aumento de sollicitación del material a nivel del cuello(C) y por consiguiente habría mayor riesgo de rotura.

-- Por un mecanismo de balanceo, la cola de la prótesis actuaría de espina irritativa a nivel de la cortical externa(R), lo que nos explicaría la hipe-

rostosis observada en dicha zona en algunos casos.

Sin embargo estos hechos estan en aparente contradicción con las teorías mecanicistas-biológicas de **RAUWELLS**(13)(21)(46), para el que el brazo de palanca tendría singular importancia, favorecido en la coxa vara; así como estudios clínicos y aplicativos de distintos autores, **CAUCHOIX**, **LEMOINE**, **BOURGEAUD**(47) con sus osteotomías de adducción y desplazamiento interno; **DEBEYRE** (48) con sus osteotomías de varización; **JUDET** (49) con sus osteotomías de traslación para equilibrar ab y aductores; **LAYANI**, **CORDIER**, **GARNIER**, **ROESER** y **PAQUET** (50) con sus estudios musculo-tendinosos en la coxartrosis; **POSTEL** (51); **POSTEL**, **VAILLANT**(52) con sus estudios en displasias de caderas; **TRUETA** (53); **TRUETA** (54), con sus estudios de la patogenia de la artrosis, que insisten en distintos aspectos, pero con el denominador común de la sobrecarga y mayor sollicitación mecánica de la cadera alterada.

Por ello si bien teóricamente la coxa vara provoca mayor cizallamiento o báscula de la prótesis al quedar sometida a presiones en su cabeza y apoyada por otro lado en la cortical externa, no es menos cierto que el varismo, aumenta el brazo de palanca y disminuye, compensando quizás, los esfuerzos biomecánicos.

Por otro lado este fenómeno consideramos que está íntimamente ligado con la cementación, de tal forma que una cementación amplia y suficiente repartiría equitativamente una posible sobrecarga en la cortical externa, existiendo mayores presiones, y mas localizadas sobre todo, cuando la cementación fuera insuficiente.

Así pues estudiaremos el problema de la colocación de la cola protésica tratando de ver las diferencias que puedan existir entre un apoyo y otro, relacionándolos a su vez con la cementación.

Creemos que estas consideraciones no deben tener manifestaciones inmediatas, pero estimamos que a la larga un apoyo deficiente, una cementación inadecuada, harán pagar el tributo en lo que a resistencia y tolerancia de material y hueso se refiere.

PROBLEMATICA DERIVADA
DEL ESTUDIO CLINICO.

Nos hemos planteado hasta ahora los problemas derivados de la pieza protésica en sí, y relacionándolos con los datos anatomo-clínico-radio-gráficos que se expresaron. Nos queda ahora por considerar en nuestra hipótesis de trabajo el estudio que se deriva de la información clínica aislada, aunque posteriormente y de una forma global, será todo relacionado para sacar una idea de conjunto.

En efecto y dependiendo de la edad, estimamos que la evolución debe ser variable, por ser distinta la respuesta, ante una prótesis colocada en un enfermo joven que en un enfermo adulto; factores dependientes del sexo, por la distinta constitución, actividad de trabajo, hábitos de vida etc.

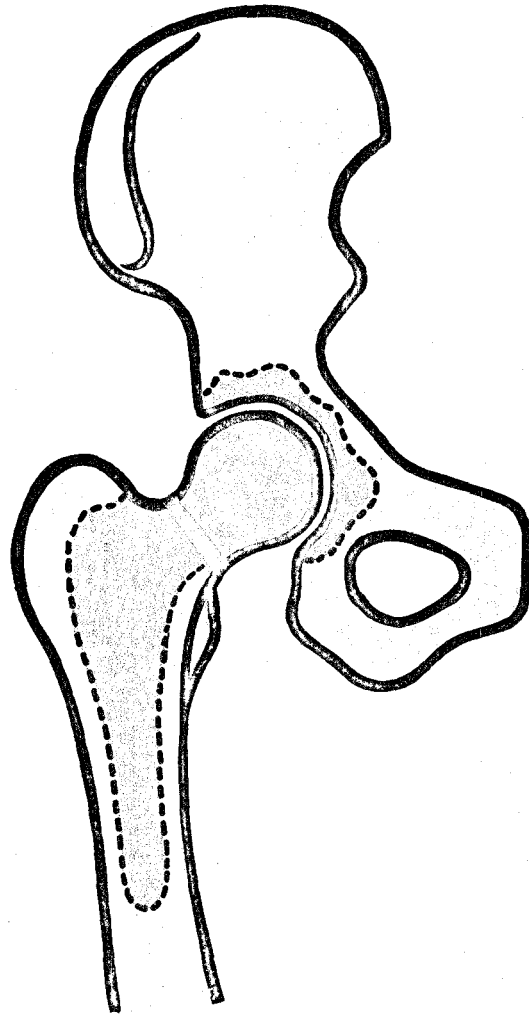
También será necesario estudiar la respuesta derivada del proceso nosológico, de que se trate: Gran afectación general y del esqueleto en la artritis reumatoidea y en la espondiloartritis anquilo-

sante; gran fibrosis y rigidez periarticular en las artrosis muy evolucionadas; menor alteración en las necrosis, etc.

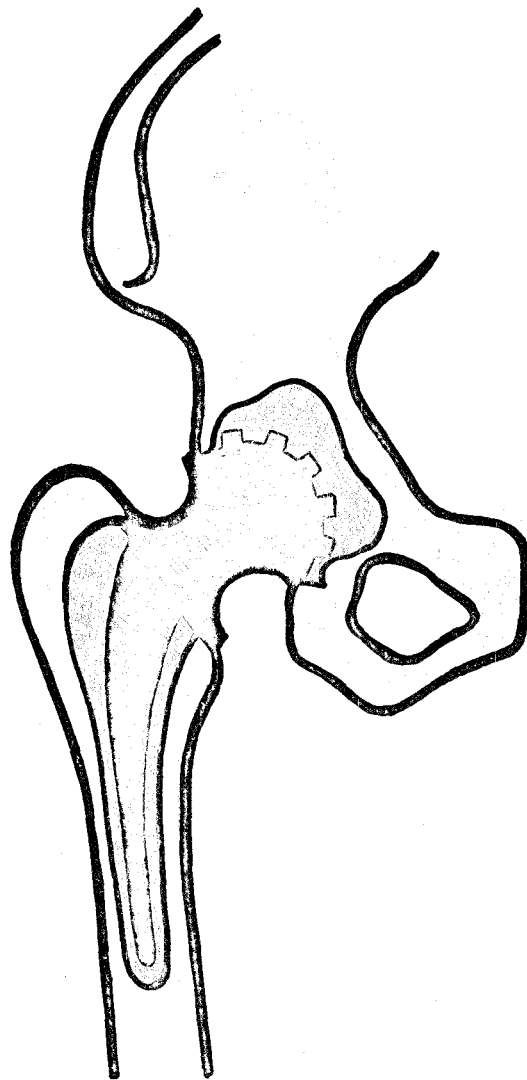
Consideramos asimismo la posible dependencia derivada del peso del enfermo, ya que enfermos muy obesos tendrán mayor sollicitación mecánica que los enfermos delgados, influyendo sobre los resultados.

La profesión activa o sedentaria, con sus diferentes tiempos de marcha, bipedestación, exigirán a la nueva articulación diferentes exigencias, que se traducirán todos ellos en signos clínicos o radiográficos, al igual que el tiempo de evolución, etc.

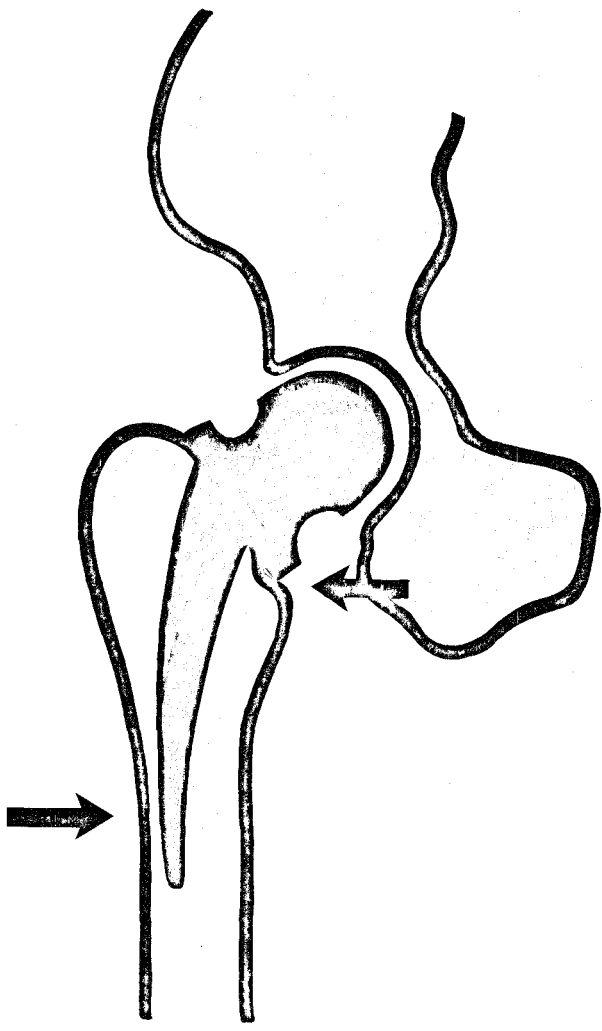
Relacionaremos todos estos datos entre sí, buscando una información, y con los apartados anteriores, cuya evaluación final, nos dará una idea de conjunto de la hipótesis de trabajo.



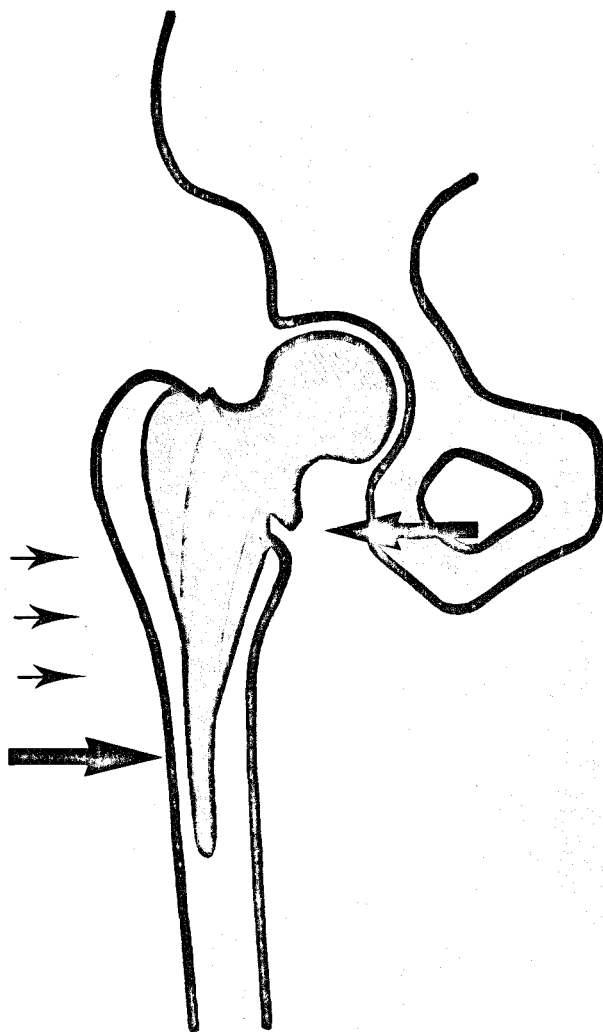
REPRESENTACION ESQUEMATICA
DE LA SECCION FEMORAL Y RESECCION
OSEA QUE SE REALIZA.



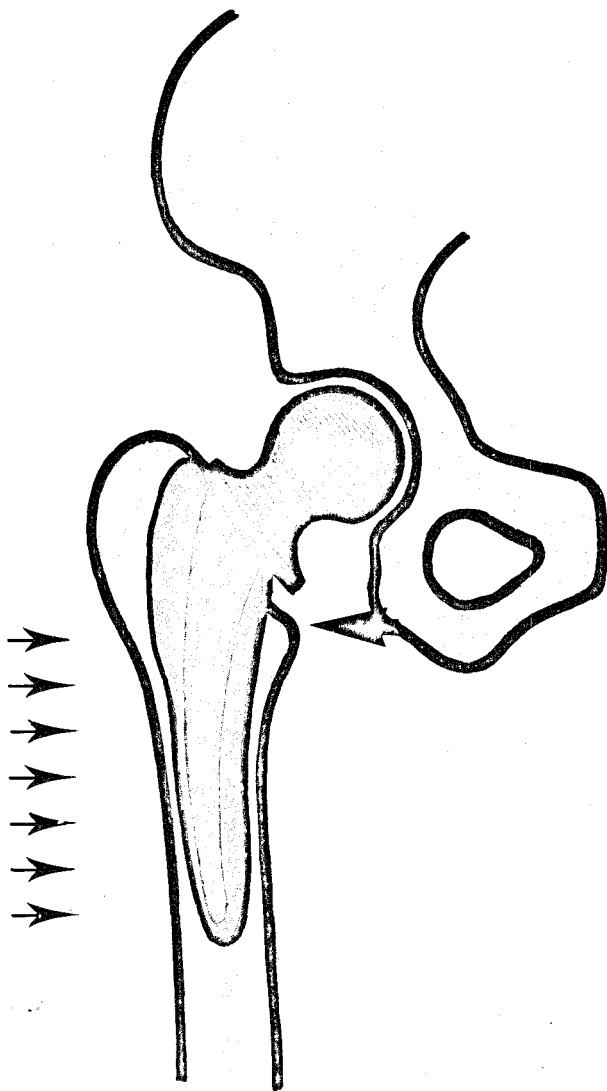
REPRESENTACION ESQUEMATICA
DE LA PROTESIS COLOCADA IN SITU
CON LA CEMENTACION.



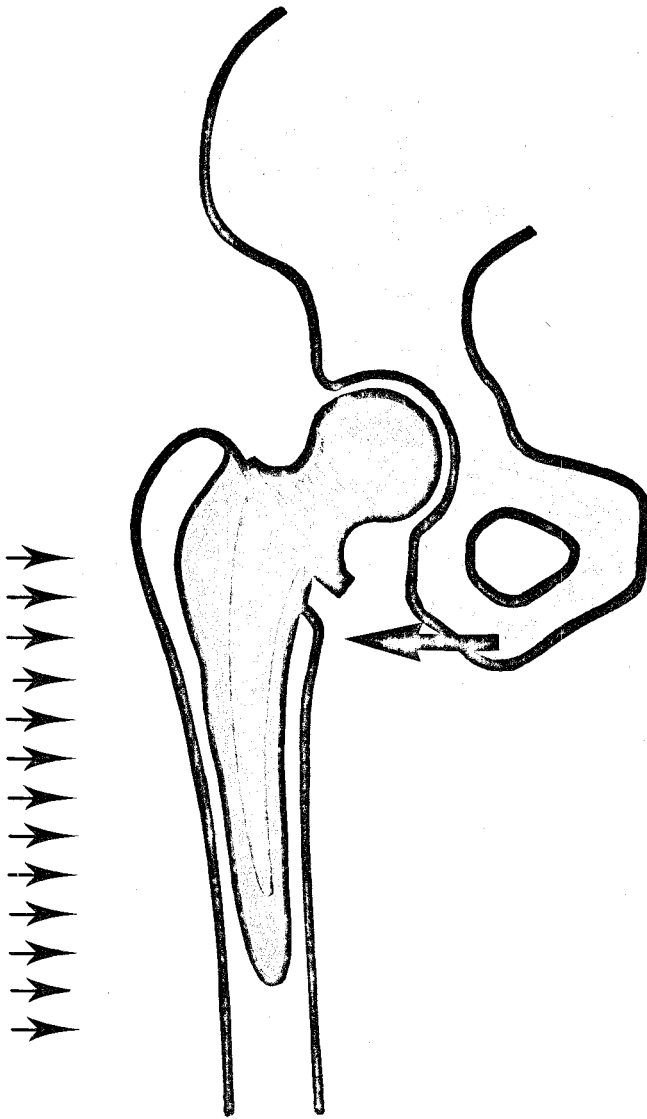
LAMINA I



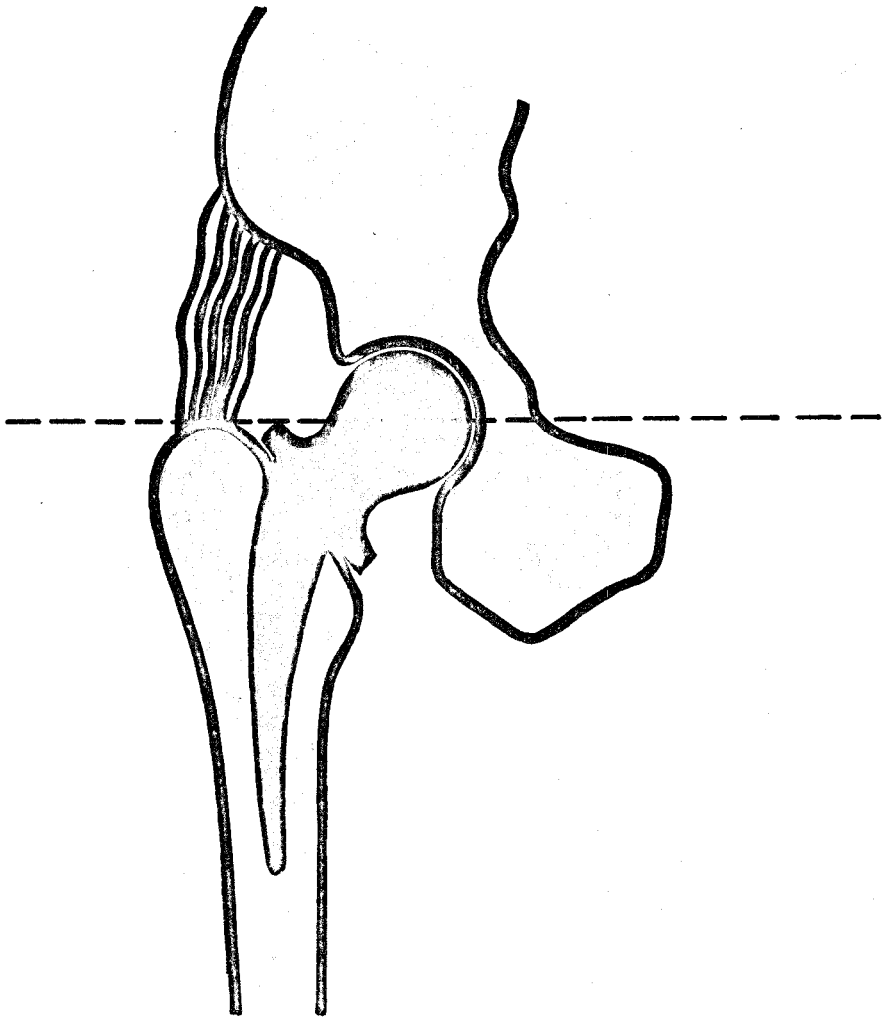
L A M I N A II



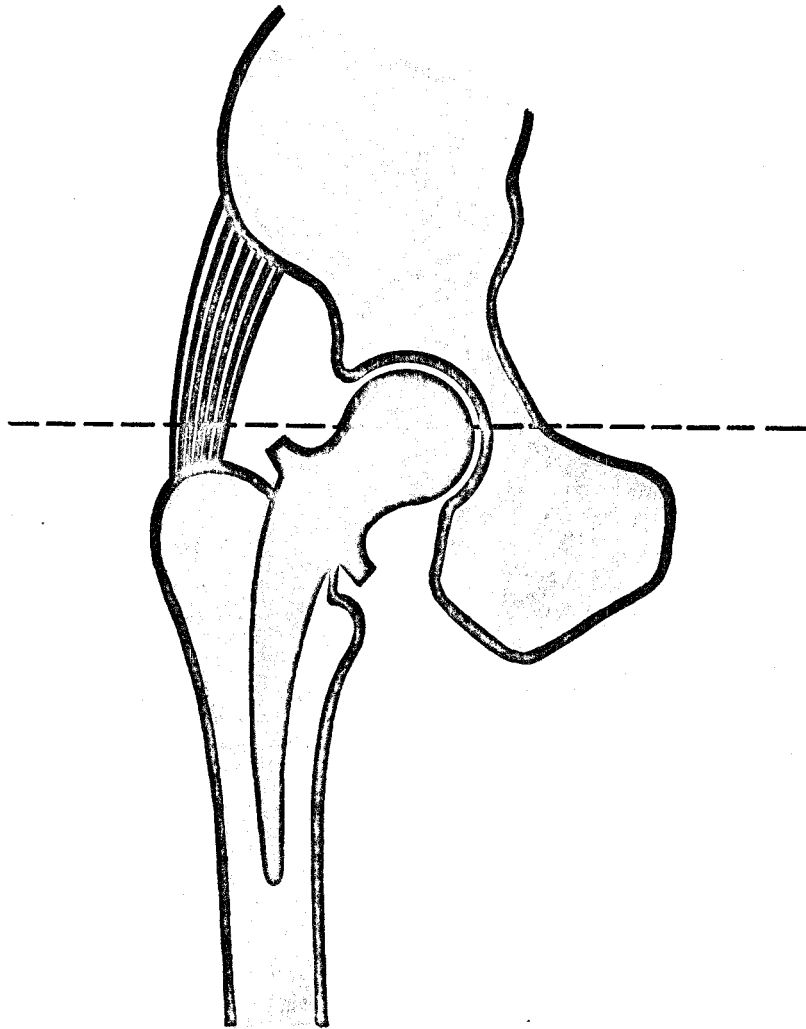
LAMINA □□



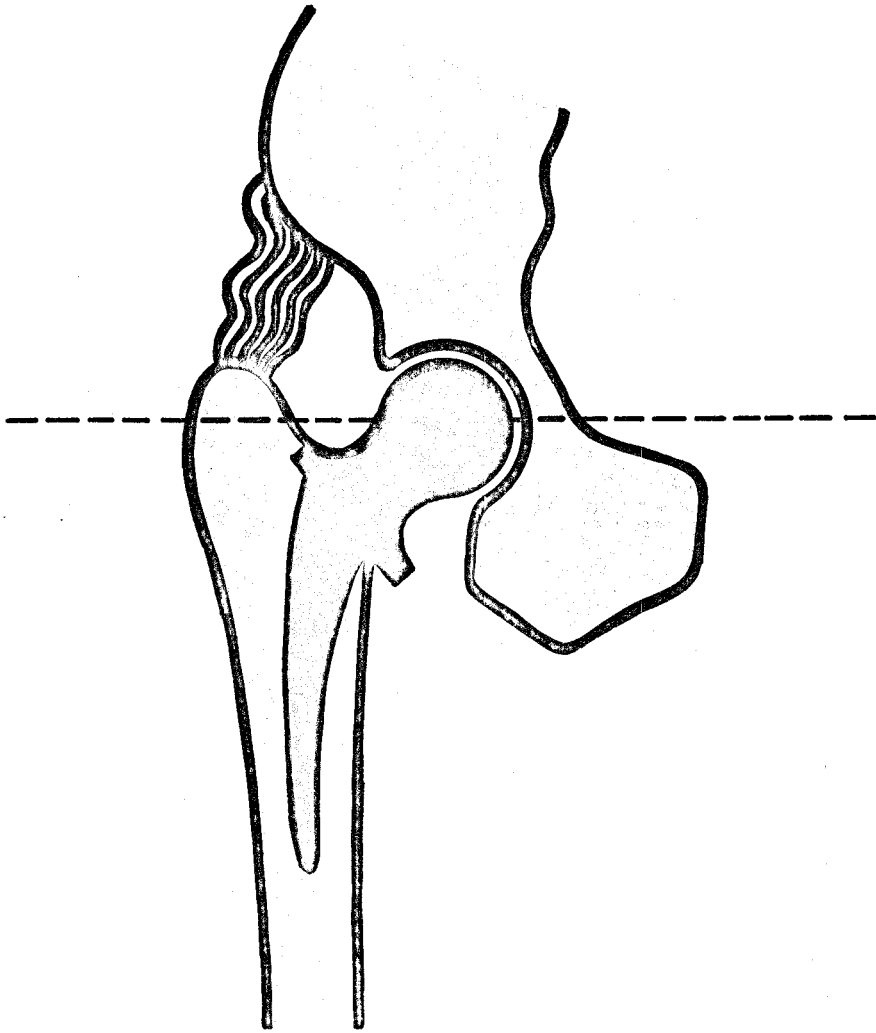
LAMINA IV



LAMINA V

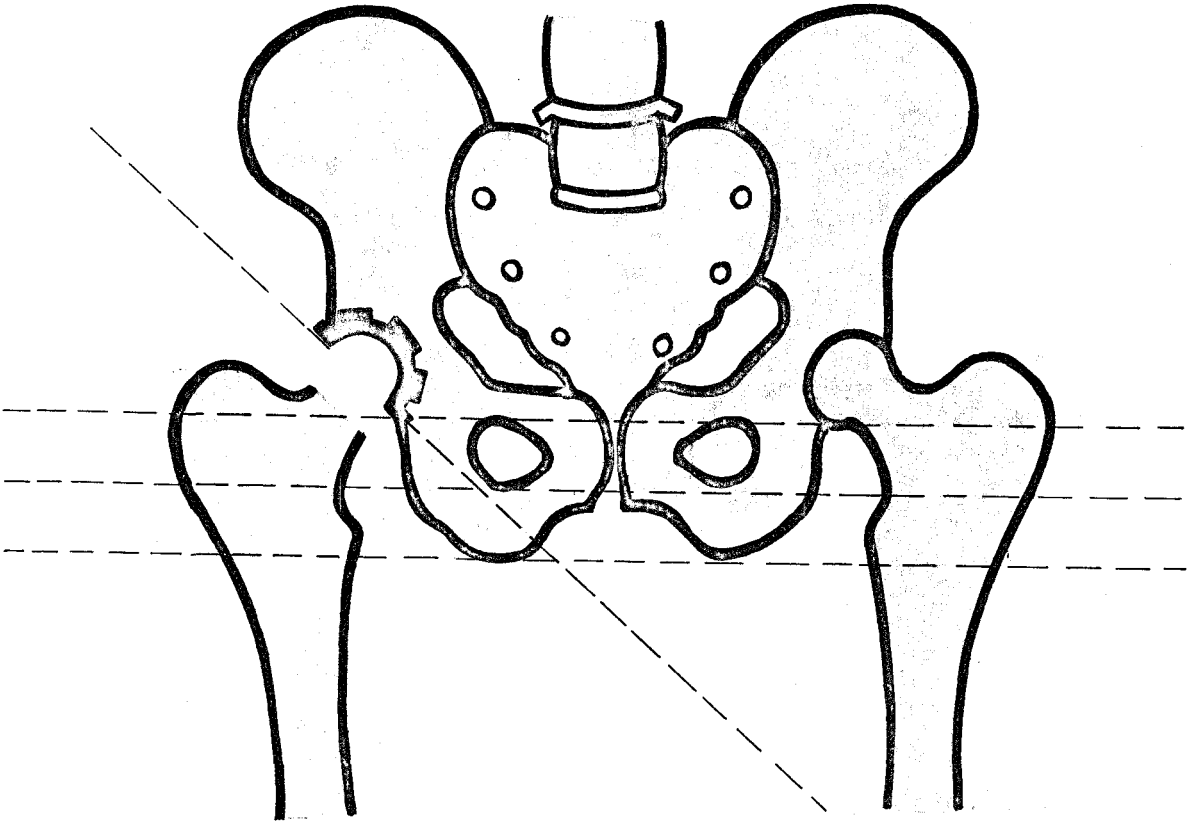


LAMINA VI



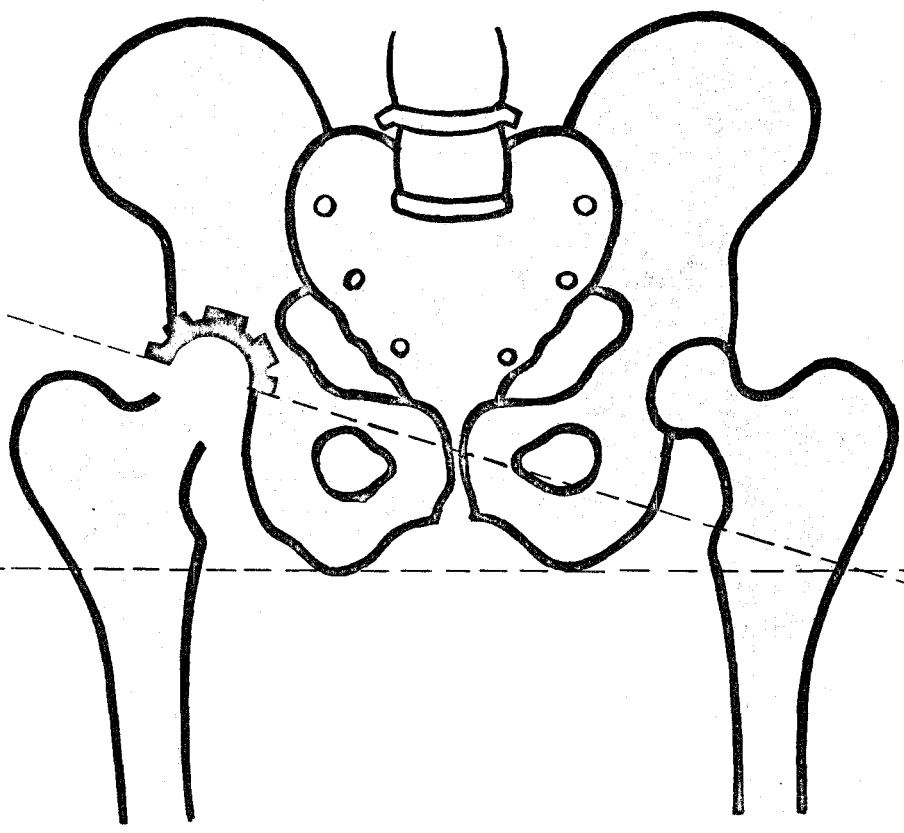
LAMINA VII

part 100

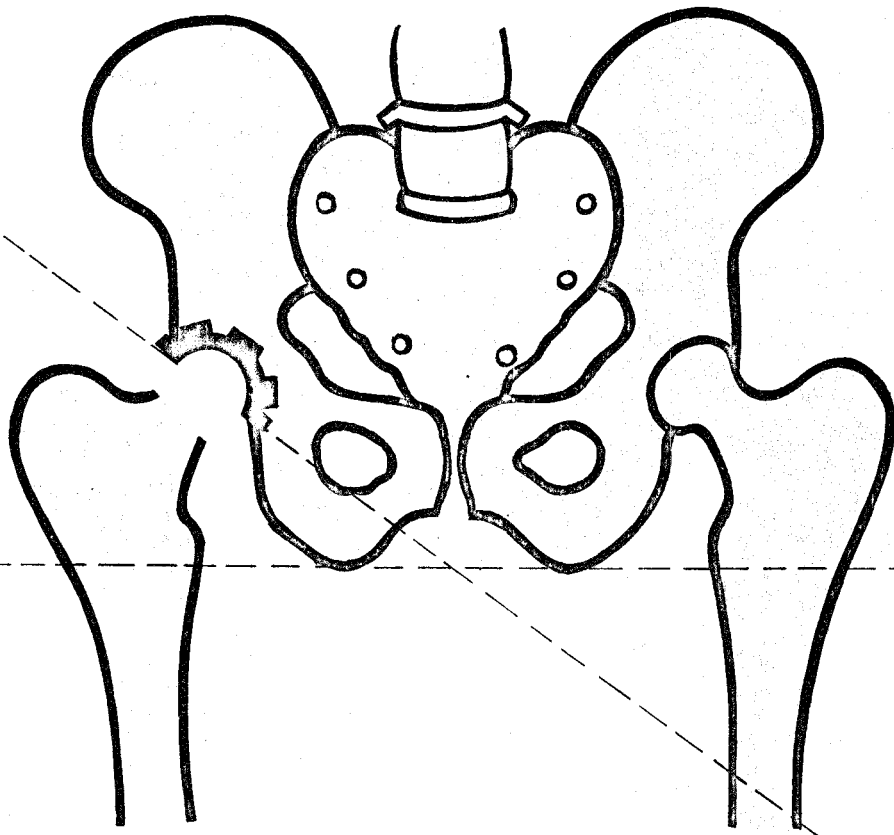


LAMINA VIII

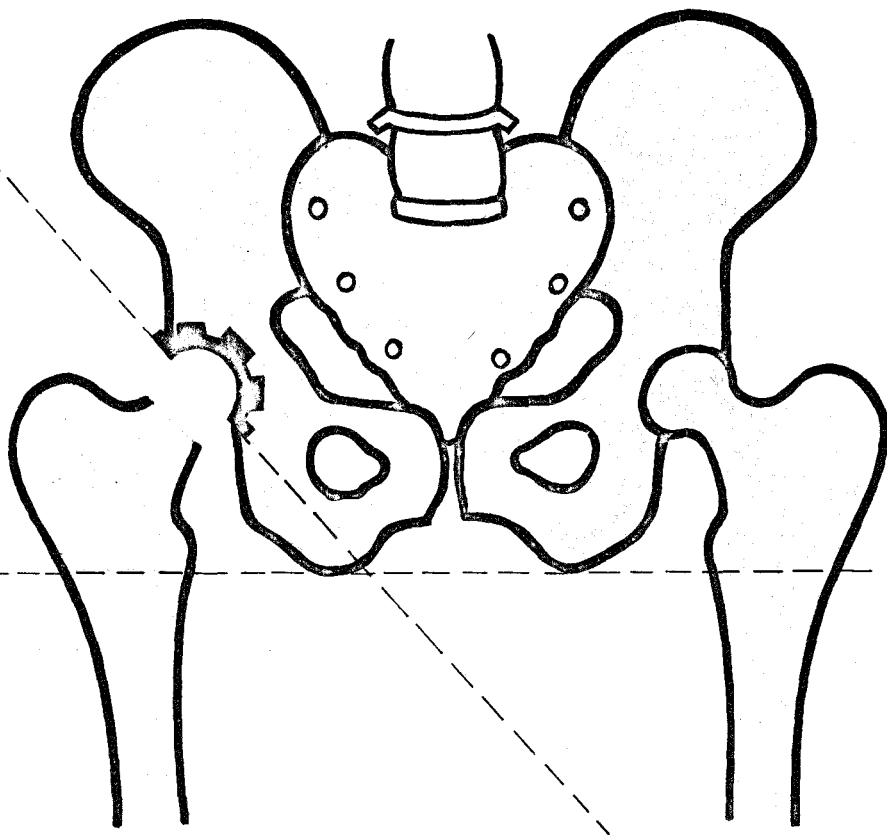
PLATE 1



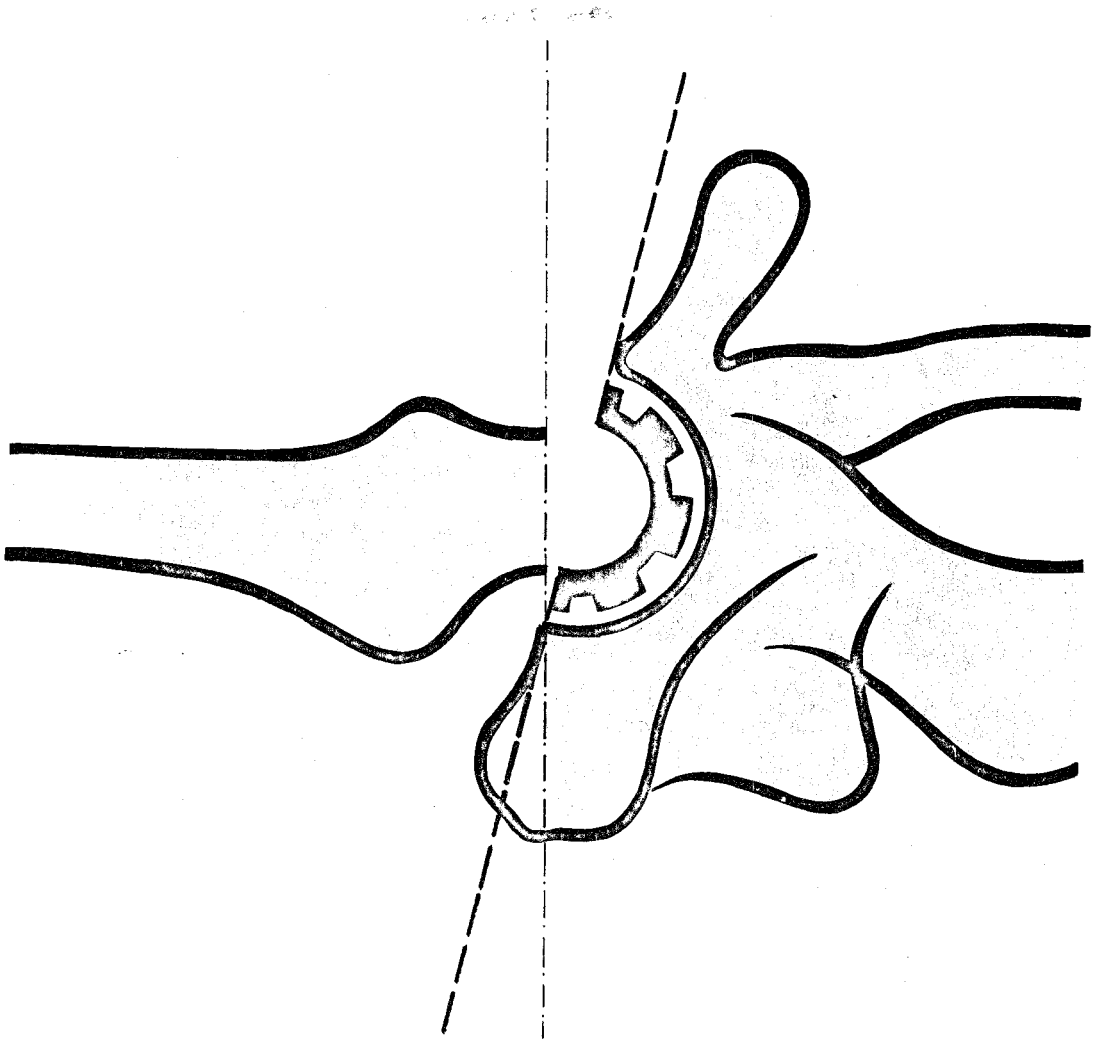
LAMINA IX



LAMINA X

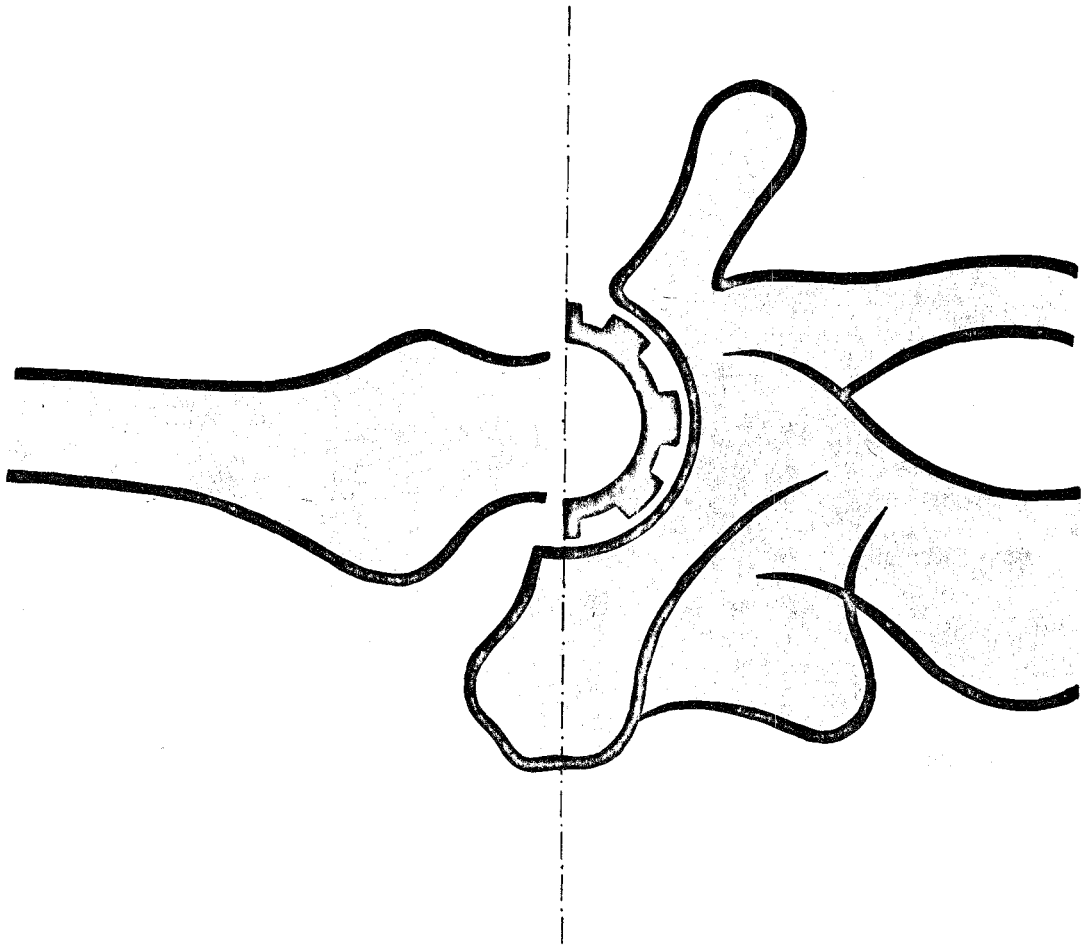


LAMINA XI

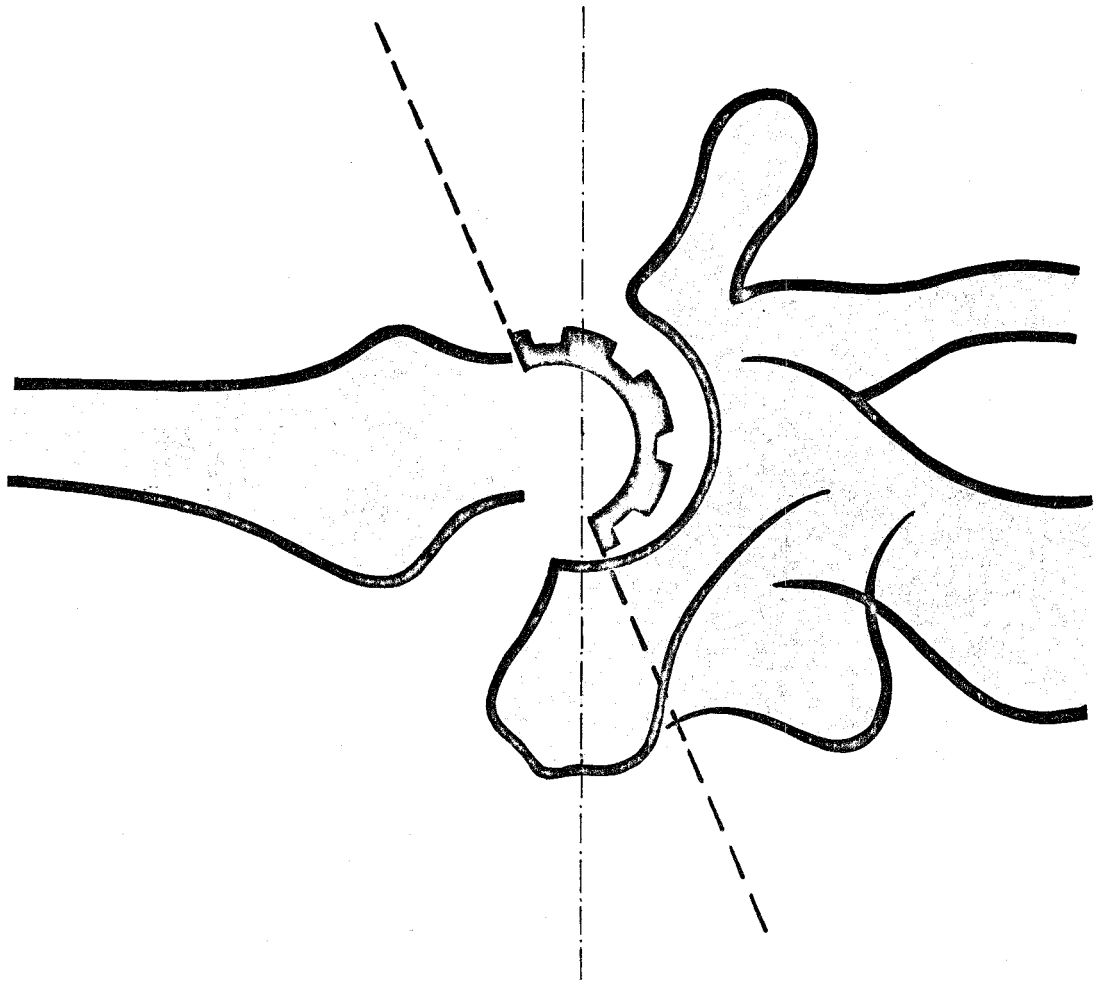


LAMINA XII

Figure 13



LAMINA XIII



LAMINA XIV

MATERIAL Y METODO.

LA PIEZA PROTESICA

Desde la aplicación de movimientos forzados en la antigüedad y usados en nuestros días por STAUDINGER(55), DE SEZE (56), pasando por la pseudoartrosis de BARTON (57), de RODGER (58); las artrolisis de WOLF(59); las artroplastias sin interposición de HACKENBROCK (60)..., han sido muy variados los caminos usados para intentar devolver la movilidad a una articulación anquilosada.

En la actualidad dentro de todo este proceso y cifándonos a los tipos de artroplastia mas eficaces, podemos decir que dicha movilización se trató de conseguir por dos caminos fundamentales:

Artroplastias de interposición.

Artroplastias de sustitución.

Entre las primeras hay que mencionar los intentos de HELFERICH (61). Posteriormente le siguen los trabajos de LEXER (62), MURPHY (63), PUTTI (64)(65), HOFFA (66), PAYR (67)(68)(69)(70), ..que interponían entre las superficies articulares, músculo, tejido adiposo, piel, aponeurosis, amnios, etc con el fin de darles movilidad.

En esta corriente estan también los

esfuerzos de KALLIO(71)(72), DELCHEF(73) con piel conservada finalmente, procedimiento empleado y del que fue pionero en nuestra patria Sanchis Olmos.

Posteriormente se interpone material inerte, MERLE D'AUBIGNE, CAUCHOIX, RAMADIER, POSTEL (74); ALLISON y BROOKS(75); GIUNTINI(76), interponiendo gelatina, JINNAKA y KONO, interponiendo fascia lata cromada(77), citados por MENA BERNAL, FELIU, ITURRATE, FERNANDEZ y BARBUDO (78)... pasando por la interposición de madera por CARNOCHAN (79), hasta llegar a la cúpula artroplastia de SMITH PETERSEN (80)(81)(82), procedimiento que se acreditó como el mas feliz de todos ellos, empleando una cúpula artroplastia que interpone entre cotilo y cabeza femoral, que se ha ido modificando hasta nuestros dias y que sigue conservando vigencia y algunas indicaciones muy precisas.

A excepción de este último, y como es de suponer el resto de los procedimientos fue siendo abandonado con el tiempo, lo que obligó a la búsqueda de nuevos y mejores métodos.

De esta forma se llegó a las
Artroplastias de sustitución.

Esta técnica que en un principio fue ideada solo para sustituir la cabeza femoral, se amplió mas adelante para sustituir también a la cavidad cotiloidea.

Existen algunos datos que permiten suponer que esta técnica fue intuita por Gluck en 1890 quien pensó en las piezas de marfil como prótesis. Fue en realidad WILES (83) en Inglaterra quien primero mostró resultados

con este tipo de operaciones, afirmando que Gluck solo llegó a diseñarlas pero no a emplearlas y no comunicando sus experiencias.

DELBET (84) y GROVES HEY (85) fueron también de los primeros en realizar este tipo de intervenciones, haciéndolo GROVES HEY (85) con una cabeza femoral hecha de marfil y a principios de siglo.

En 1940 BOHLMANN y MOORE (86) realizan la sustitución de una cabeza femoral por una prótesis de vitalio en un enfermo que tenía un tumor de células gigantes en el extremo proximal del fémur. La prótesis se diseñó especialmente para aquel enfermo.

A partir de 1946 los hermanos JUDET (87)(88)(89)(90)(91)(92), JUDET, LAGRANGE y DUNOYER (93), JUDET, FENOLLOSA (94), comienzan con la utilización de prótesis acrílicas que van modificando sucesivamente con el paso del tiempo, llegándose a fabricar hasta 70 formas distintas de este tipo de prótesis. En 1950 los hermanos JUDET (89)(90) hacen la revisión de 600 caderas operadas por su procedimiento.

Pero sucedió lo mismo, aunque en menor grado, que con los procedimientos anteriores: Los resultados se deterioraban con el transcurso del tiempo. Actualmente este tipo de prótesis ya no es utilizado.

Posteriormente a estas prótesis citadas, vienen las metálicas de THOMPSON (95) (96) (97) que siguen vigentes en la actualidad, MOORE (89)(98)(99), con sucesivas modificaciones y también vigentes, GUNTZ (100),

MINNEAPOLIS (101), etc, prótesis todas ellas que sustituyen la cabeza femoral y que como decimos, algunas se siguen usando en nuestros días, con resultados buenos incluso a largo plazo.

Pero el problema del cotilo continuaba sin resolver, de tal forma que cuando la cadera resultaba lesionada solo en la cabeza femoral la sustitución mencionada resolvía el problema, pero cuando el cotilo estaba dañado la sustitución parcial no sólo no resolvía el problema sino que incluso podía agravarse. Había pues que buscar una prótesis que pudiera solucionar las dos partes del problema.

Son DELCHEF (102) y HERBERT(103) entre otros autores los que trabajan mas en este sentido tratando de conseguir una prótesis completa.

Y son sobre todo MC KEE (104) y MS KEE WATSON FARRAR (24) los que dan un gran impulso a esta técnica. Sus sucesivos modelos se han ido perfeccionando siendo actualmente muy utilizados.

CHARNLEY (25)(26)(43)(105)(106), CHARNLEY y FERREIRA (107), CHARNLEY y KETTLEWELL(108) en su " Centre for hip surgery " y tras múltiples investigaciones estudia el problema en sus mas íntimos detalles llegando a elaborar una forma de articulación protésica, que junto a la de MC KEE FARRAR (24) es de las mas utilizadas en el mundo. Tiene además el mérito de haber aplicado un cemento acrílico, con el que se fijan las piezas protésicas, siendo la mejor solución para este problema existien-

te hasta el momento.

Dicho autor lo viene usando desde 1958 con revisiones actuales que indican la bondad del procedimiento.

Las diferencias fundamentales entre las prótesis de Mc Kee y Charnley estriban en los materiales utilizados, en el sentido de que mientras que en la primera las dos piezas (cotilo y cabeza femoral) son metálicas, en la segunda, la cabeza femoral es metálica pero el cotilo es de material plástico.

Este es uno de los temas actualmente en litigio y las controversias vienen referidas sobre todo a problemas de resistencia de materiales, mayor en las metálicas; problemas de fricción entre las superficies protésicas, menor en las de metal-plástico; y problemas de deterioro y emisión de partículas extrañas, mayor en las de metal plástico.

DURIAU, BLAIMONT, HALLEUX (109) en 1973 estudiaron el problema de la fricción con el método de Halleux-Blaimont, consiguiendo prótesis de tipo metal-metal de similar coeficiente a las de metal plástico.

Reducido el problema de la fricción, la usura hay que considerarla de la mayor trascendencia, teniendo además que por la liberación de micropartículas hay una reacción de cuerpo extraño a las mismas en el área sinovio-capsular, que a la larga puede provocar molestias y deteriorar los resultados.

En los metales se han conseguido

materiales totalmente inertes, perfecta pulimentación, sin desgaste y por supuesto que el enfermo no aprecia en absoluto diferencias en cuanto a la movilidad por la fricción entre una prótesis metal-metal o de este con el plástico; añadiendo además que el riesgo de rotura del material es mucho menor en las metálicas, es por lo que nos decidimos por la utilización de estas prótesis, escogiendo la de Mc Kee-Farrar a que se refiere el presente trabajo.

En estas prótesis existen dos tipos de tamaño de cabeza femoral: Una de ellas es la de $1\frac{3}{8}$ y la otra es la de $1\frac{5}{8}$; siendo menor la cabeza y cotilo de la primera.

Este tamaño tiene su importancia en lo que al problema de la fricción se refiere, ya que que mientras mayor es la prótesis, mayor es la superficie de contacto y por tanto de la fricción. Por otro lado una cabeza demasiado pequeña aumentaría enormemente la carga por unidad de superficie sometiendo al material a fatiga y riesgo de rotura.

Consideramos que la prótesis $1\frac{3}{8}$, es lo suficientemente pequeña para obviar el problema de la fricción y por otro lado lo suficientemente grande, para no representar problemas de fatiga o rotura, por lo que fué la prótesis elegida y la que hemos utilizado en nuestros enfermos.

La prótesis esta fabricada de Vitallium y consta de porcion cotiloidea y endofemoral.

La porcion cotiloidea es una hemisfera, que en el lado de la concavidad albergará a la ca-

beza femoral y en la porción convexa tiene unos pivotes que servirán para mejor anclaje del cemento en la porción no articular de la prótesis.

Los diámetros son variables según que se trate del cotilo pequeño o del grande, con las siguientes medidas:

Diámetro interno: 34'7 y 40'6 mms.

Diámetro externo: 44 y 52 mms

Alturas respectivas: 18 y 20'4 mms.

Para la prótesis endofemoral también son variables los tamaños en algunos de sus puntos, mientras que otros son constantes, como por ejemplo la longitud del vástago endofemoral que era constante para los modelos que hemos utilizado.

Los cuellos femorales protésicos, oscilan entre 18'9 y 21'5 mms, habiendo mostrado nuestras preferencias por las prótesis de cuello corto.

La anchura máxima del vástago endofemoral es de 29 mms, midiendo el apoyo en el calcar 41'7 mms, que es igual para las prótesis pequeña y grande.

La longitud máxima del vástago endofemoral es de 124 mms en su cara externa y la mínima de 102 mms en su cara interna, igual también para los dos modelos.

La cabeza femoral de la prótesis pequeña mide 35 mms y la de la grande mide 41'6 mms, lo cual supone que no penetran por completo en el cotilo, aunque en la superficie en que contactan, la adaptación es perfecta, sin irregularidades ni el menor movimiento

de holgura.

La forma de las prótesis una vez bien adaptadas permite una movilidad practicamente completa en todos los planos, pero las distintas formas de situacion de las dos piezas pueden limitar los movimientos o incluso a veces favorecerlos, hecho que nos hemos propuesto analizar in vivo.

METODO Y CRITERIOS DE VALORACION CLINICA.

Es indudable que para poder llegar a realizar una valoración con la mayor objetividad posible, hemos de seguir unos criterios que no cabe duda deberan estar perfectamente matizados, para así poder obtener unos índices comparativos entre la situación de los distintos enfermos operados.

De ello es pues, fácil deducir que han de ser los mismos criterios los que se apliquen en cualquier momento para explorar una cadera, esté o no operada.

Estos criterios valorativos estan basados en el estudio:

- del dolor,
- de la movilidad,
- de la marcha, y
- de la función, aunque esta sea una consecuencia de los tres criterios anteriores.

-- ESTUDIO DEL DOLOR.

Es importante recordar aquí, que el dolor en la cadera es el síntoma principal por el cual el enfermo acude a la consulta y que su causa es múltiple, dándose la circunstancia de que en la cirugía sustitutiva se elimina el dolor en todas sus causas productoras, al menos en lo conocido hasta nuestros días.

Al valorar el dolor hemos de saber que éste reconoce una triple génesis de responsabilidad ósea, capsular y muscular.

El dolor de tipo óseo es difuso, sordo y constante, que guarda relación con los cambios de tiempo y que se atribuye al éstasis venoso que existe en la extremidad superior del fémur y en el cotilo. Parece ser que este éstasis ocasionaría una serie de trastornos metabólicos locales que lógicamente acompañan a

la dificultad de la circulación de retorno y que producen una irritación de los pequeños plexos nerviosos intracervicales.

El dolor de tipo capsular es mas agudo, de localización profunda, y que guarda relación con los movimientos, sobre todo al iniciarlos después de haber estado cierto tiempo en reposo. Tiene irradiación que suele ser hacia región glútea, ingle o rodilla, manifestándose a veces solo en la zona de referencia. Se explica por la inflamación y engrosamiento cápsulo sinovial debidas a la irritación de los detritus celulares, principalmente cartilagosos, que se dan en estos enfermos. Existiria una irritación de las fibrillas y terminaciones nerviosas en el seno de estas estructuras articulares, que serian en definitiva las causantes de este dolor y contractura capsular refleja.

El tercer tipo de dolor, es el provocado por la contractura muscular refleja, siendo bastante localizado y en determinados puntos conocidos de referencia (abductores en el trocanter mayor, adductor mediano en el pubis, etc), soliendo aparecer este dolor, tras la marcha o bipedestación prolongadas y desapareciendo con el reposo.

En ocasiones en la exploracion de nuestros enfermos hemos podido especificar claramente el tipo y localizacion exacta del dolor, aunque como es lógico comprender en otros muchos casos existe simultaneamente toda la semiologia dolorosa. Baste recordar para ello que en estas afecciones o cuando una prótesis es

dolorosa, se suelen asociar todas las causas productoras, como ser la alteración ósea, reacción capsular, contractura muscular etc, estableciéndose a veces un círculo vicioso cuyos elementos van influyendo negativamente el uno sobre el otro.

En la cadera protésica al haberse eliminado parte del hueso, de la cápsula, todo el cartílago y restablecido el equilibrio muscular, el dolor es el síntoma más beneficiado. Sin embargo es de gran importancia, cuando este aparezca, conocer bien su génesis, para saberlo valorar y que por otro lado van a condicionar en muchos casos nuestra actuación terapéutica.

En la exploración del dolor de nuestros enfermos, siempre que ha sido posible hemos tratado de reconocer su procedencia, haciendo referencia a su localización, ritmo e intensidad. También hemos estudiado el posible déficit debido a este dolor, junto con todas las posibles relaciones mecánicas-funcionales e estacionales del mismo.

ESTUDIO DE LA MOVILIDAD

Este capítulo es para nosotros de gran interés, pues tratamos de ver la posible relación existente entre la colocación de la pieza protésica y los grados de movilidad conseguidos.

Vamos a tratar aquí ahora del método que hemos seguido para explorar la movilidad de nuestros enfermos, tratando asimismo de cómo hemos definido y valorado los distintos movimientos.

La cadera presenta como toda articulación una serie de movimientos "activos, que son los que se producen espontáneamente o a voluntad del sujeto y otros movimientos "pasivos" que son los producidos por nosotros en las maniobras de exploración.

Como en artrosis que es tiene esta articulación todos los movimientos, recordando que si consideramos al sujeto en posición horizontal y las piernas extendidas en posición intermedia, el movimiento más amplio es el de flexión y el menor el de extensión, con-

siderando esta última únicamente desde la posición intermedia hasta la hiperextensión.

La exploración de los movimientos activos la hemos realizado ordenando al paciente que realice lo que previamente explicamos, comprobando nosotros la facilidad o limitación de los mismos. Se debe tener en cuenta que en ocasiones esta exploración tiene un valor relativo, ya que se puede tratar de un enfermo con grandes dolores en un momento determinado, que limitan su movilidad, no obteniendo en estos casos una valoración exacta del arco de movimiento articular. Esta exploración es preciso complementarla con la exploración de la movilidad pasiva, suave, que nos proporcione un valor aproximado en lo mas posible de la amplitud de movimiento de la articulación que exploramos.

En la exploración de la movilidad de la cadera, hemos tenido también en cuenta el factor de la movilidad pelviana, que queda ligada, sobre todo en casos de limitación funcional, a la movilidad de la articulación coxofemoral. Son los llamados movimientos de compensación, que suplen en parte los movimientos que la cadera no puede realizar.

Para ello hemos eliminado esta compensación fijando la pelvis.

Existen diversos procedimientos para fijar la pelvis, pero el mas sencillo y de utilidad práctica nos ha parecido aquel mediante el cual, un ayudante fija la pelvis con las manos colocándose a un la-

do del enfermo y la empuña con firmeza a la altura de las espinas ilíacas anterosuperiores.

En el caso de existir una hiperlordosis lumbar compensadora de una actitud de flexum de la cadera, primero se flexionó el muslo hasta corregir la hiperlordosis, fijándose a continuación la pelvis para realizar los movimientos de la cadera, valorando así su movilidad y posible grado de anquilosis.

Esta precaución exploratoria, la hemos realizado en todos los movimientos, por lo que, dicho aquí, no lo repetiremos más al valorar cada uno de ellos.

Valoración de la flexión.

La flexión de la cadera es el movimiento que lleva la cara anterior del muslo al encuentro del tronco, de tal modo que el muslo y el miembro inferior en conjunto, quedan colocados por delante del plano frontal que pasa por la articulación.

La hemos explorado de esta forma en sus dos componentes de activa y pasiva, ayudándonos de un goniómetro que hemos colocado por un lado paralelo al eje mayor del cuerpo en una de sus ramas, y la otra, siguiendo el eje longitudinal del femur.

Asimismo la hemos explorado, teniendo en cuenta la posición de la articulación de la rodilla, pues su situación influye ampliamente, en los grados de flexión que se puedan conseguir. La flexión de la cadera con la rodilla flexionada, relaja los músculos isquiotibiales y el arco conseguido es mayor.

Cuando la rodilla está en extensión el movimiento de flexión de la cadera es menor, por la tensión de los mismos músculos.

Incluso para los movimientos pasivos influye la posición de la rodilla, habiéndose explorado también con la rodilla flexionada y extendida.

El aumento del ángulo de anteversión femoral, al variar el eje de giro y la retroversión del cotilo, influirían mucho sobre este movimiento, por lo que han sido estudiados con especial interés.

Valoración de la extensión.

La extensión es el movimiento que conduce al miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud de este movimiento es menor que el de flexión y se halla limitado por la tensión desarrollada por el ligamento ilio-femoral.

La posición de la rodilla también influye en la amplitud de este movimiento, siendo mayor con la rodilla extendida. Con la rodilla flexionada los músculos isquiotibiales pierden potencia extensora para la cadera, al haberse empleado en la flexión de la rodilla.

Este movimiento lo hemos explorado siempre con la rodilla en extensión y con el enfermo colocado en decúbito prono, poniendo el medidor de ángulos con una de sus ramas sobre el plano de la camilla y la otra siguiendo el eje longitudinal del fémur.

También la hemos explorado en sus vertientes de movilidad activa y pasiva.

Valoración de la abducción.

El movimiento de abducción es aquel que lleva al miembro inferior en dirección hacia fuera, alejándolo del plano de simetría del cuerpo. Si en teoría es posible efectuar un movimiento de abducción en una sola cadera, en la práctica, la abducción de la cadera, va siempre acompañada de una abducción igual y automática de la otra cadera. Esto resulta particularmente evidente a partir de los treinta grados, amplitud en que empezamos a apreciar el movimiento basculante de la pelvis.

Teóricamente se halla limitada por el choque óseo del cuello del fémur contra la ceja cotiloidea, pero en realidad antes de que esto suceda intervienen los músculos aductores así como los ligamentos ilio e isquiofemorales.

En nuestro caso, ha revestido especial importancia este estudio, valorando los ángulos de inclinación del cotilo y su posible influencia al chocar contra el cuello de la prótesis en tal movimiento.

La hemos explorado con el enfermo en decúbito supino y realizando el movimiento indicado, colocando para su medición el goniómetro con uno de sus lados coincidente con el eje longitudinal medio del cuerpo, y el otro siguiendo de una manera paralela la traslación hacia fuera del eje longitudinal del fémur.

Se exploró en sus componentes de motilidad activa y pasiva.

Valoración de la adducción.

La adducción lleva el miembro inferior hacia dentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. Dado que en la posición de referencia los dos miembros inferiores se hallan en contacto, el movimiento de adducción pura no existe. Por ello para realizar la adducción de una cadera, sin que el miembro choque contra el otro, es preciso que la cadera o miembro contralateral, se halle flexionado, extendido, o en abducción.

Asimismo la adducción se puede realizar si el otro miembro está en posición anatómica, combinándola con un movimiento de flexión o extensión de la cadera a adducir, que de esta forma pasa por delante o detrás de la otra.

Dado que el movimiento de adducción más frecuente y funcional es aquel que realizamos en la posición de sentado, al cruzar una pierna sobre otra, lo que conlleva flexión y adducción, hemos medido este arco de movimiento a la hora de valorar la adducción.

Lo hemos hecho colocando al enfermo en decúbito supino y haciéndole colocar la extremidad que exploramos en flexión y montada sobre la otra, en el movimiento combinado que comentamos, quedando la primera en posición anatómica. Cuando por dificultades en la flexión de la cadera u obesidad manifiesta no ha sido posible explorarlo de esta forma lo hemos hecho abduciendo o flexionando la cadera contralateral.

La hemos valorado con la rodilla en

extensión y con el goniómetro colocando una de sus ramas coincidente con el eje medio longitudinal del cuerpo y la otra rama siguiendo ostensiblemente de forma paralela el eje mayor del fémur que se explora.

Hemos valorado su posible repercusión debida a los ángulos de colocación protésica, principalmente su relación con la inclinación del cotilo.

Valoración de los movimientos de rotación.

La rotación externa es el movimiento de la cadera que conduce la punta del pié hacia fuera, mientras que la rotación interna lo conduce hacia dentro.

Si este movimiento se explora con la cadera en extensión y en decúbito supino, la movilidad principalmente del tobillo y pié, puede conducir a muchos errores. Por ello la hemos explorado en las dos formas que traduciendo los movimientos de rotación son más funcionales y que se realizan con más frecuencia en los actos usuales de la vida cotidiana.

La hemos explorado con el enfermo en decúbito prono y con la rodilla flexionada noventa grados. La posición de referencia es cuando la pierna flexionada sobre el muslo está vertical; hablando de rotación interna cuando la pierna se inclina hacia fuera, y rotación externa cuando la pierna se inclina hacia dentro. Como siempre en sus dos vertientes de movilidad activa y pasiva.

También la hemos explorado con la cadera flexionada, por la importancia que tiene este movimiento de rotaciones con la cadera en flexión en los actos de la vida cotidiana.

Lo hemos hecho con el enfermo en decúbito supino, cadera en flexión de noventa grados y rodilla igualmente flexionada. La posición de referencia es que el eje mayor de la pierna se halle paralelo al eje longitudinal del cuerpo.

Cuando la pierna se dirige hacia fuera hablamos de rotación interna, y cuando lo es hacia dentro de rotación externa.

En esta posición, la amplitud de movimientos suele ser mayor que en decúbito prono y cadera extendida, pues la flexión de cadera distiende los ligamentos iliofemorales y pubofemorales.

El goniómetro tanto en uno como en otro casos va colocado en el primero con una rama vertical al plano del suelo y la otra siguiendo paralela al eje mayor de la tibia. En el segundo caso una de las ramas va paralela al eje longitudinal del cuerpo y la otra, paralela asimismo al eje mayor de la tibia.

Han sido correlacionados estos movimientos con la posible influencia que sobre ellos puedan ejercer las distintas colocaciones protésicas, sobre todo a considerar la anteversión del cuello femoral y la ante o retroversión del cotilo.

En todos los casos, al explorar cualquier tipo de movilidad, hemos relacionado este apartado con el anterior, en el sentido de que si aparecía dolor registramos exactamente en que grado de movilidad aparece.

También en esta exploración hemos anotado cualquier otro tipo de incidencia que pueda estar relacionada con la movilidad, sobre todo la aparición de crujidos articulares o sensación de crepitación interna, que aparece en los movimientos de rotación forzada en los casos en que existe un aflojamiento de la prótesis.

ESTUDIO DE LA MARCHA.

Cuando existe un déficit en la articulación de la cadera, la claudicación a la marcha es uno de los síntomas subjetivos y objetivos mas notables.

El enfermo camina apoyándose con los dos miembros, pero de una manera desigual, lo cual acarrea una serie de movimientos del tronco y de los miembros superiores tendentes a mantener el equilibrio.

El sujeto inclina el cuerpo hacia el lado enfermo cuando apoya la pierna de este lado y se endereza cuando se apoya con la del lado sano. Como la cadera enferma le duele, apoya este miembro con suavidad, lo menos posible a fin de no exagerar el dolor y se apoya con firmeza en la pierna sana.

Este hecho se manifiesta clínicamente por una claudicación.

Igualmente se manifiesta por un déficit muscular. Dado que el equilibrio necesario de las articulaciones se mantiene por el tono de los ago-

nistas y antagonistas, es claro que cuando alguno de ellos fallen, el enfermo adopta actitudes especiales que tienden a compensar esta falta. Es especialmente notorio en la insuficiencia de los gluteos menor y mediano que obliga al enfermo a adoptar una postura de inclinación hacia el lado enfermo cuando al caminar apoya este miembro, interviniendo también el tensor de la fascia lata.

Este hecho se manifiesta en la maniobra exploratoria de Trendelenburg, que incluímos en el estudio de la marcha, por la íntima relación que guardan entre sí. Es una maniobra especialmente destinada a valorar el estado de la musculatura abductora.

La maniobra de Trendelenburg, la hemos explorado de la siguiente forma: Se coloca al enfermo desnudo y de pié, observándolo por detrás. Al ordenarle que flexione la pierna sana (apoya sobre la enferma), todo el peso del cuerpo tiende a inclinar la pelvis hacia la línea media dado que este es su centro de gravedad y el apoyo en la cabeza femoral es excéntrico. Los músculos encargados en la cadera enferma de mantener horizontal la línea bisiliaca, como son insuficientes, no pueden mantener dicha horizontalidad, inclinándose o cayendo la pelvis hacia el lado sano. Se ve como la nalga desciende quedando a un nivel más bajo que la del miembro que apoya. Se puede apreciar además, como el enfermo trata de compensar esta caída con una inclinación de la columna y tronco hacia el lado enfermo. Es como si con esta inclinación tratara de evitar, tirando ella, la caída de la

hemipelvis.

Este hecho, tiene una clara e inmediata repercusión sobre la marcha, de tal forma que al apoyar la pierna del miembro afecto, aparece la misma inclinación pélvica dando lugar a una marcha balanceante característica.

Cuando la lesión es bilateral, la claudicación es aún mas evidente, con sucesivas oscilaciones del tronco a derecha e izquierda con cada paso, que se ha dado en denominar marcha de pato.

Por el contrario si una cadera está sana, al explorar la maniobra de Trendelenburg apoyando sobre esta cadera, la tendencia al descenso de esta hemipelvis es la misma, pero la musculatura pelvi-trocanterea indemne, fija la pelvis impidiendo este movimiento de báscula.

En nuestros enfermos hemos explorado la maniobra de Trendelenburg y la claudicación a la marcha, estudiando bien si su etiología es solo debida a la insuficiencia muscular o bien está asociada al dolor, claudicando el enfermo porque le duele y al apoyar menos, le duele menos.

También haremos mención de la distancia capaz de recorrer el enfermo sin la aparición de dolor, o bien la distancia que recorre cada día, lo que unido al hábito del sujeto nos da una idea de las sollicitaciones a que se halla sujeta la prótesis. En este apartado anotamos si la vida es sedentaria o activa.

Por ultimo interrogamos sobre la necesidad que tiene el enfermo con la cadera protésica del uso de ningún, uno o dos apoyos para la marcha, para en el caso de que algún apoyo fuera necesario, tratar de sacar las relaciones anatomo funcionales capaces de provocarlo, a saber especialmente estudiaremos su posible relación con el efecto Voss positivo con insuficiencia pelvitrocanterea posible (músculos gluteos menor, mediano y tensor fascia lata); efecto Voss negativo, con una gran tensión, posiblemente también, de estos músculos capaces de provocar dolor y claudicación.

Si la claudicación con necesidad de bastón no está motivada por insuficiencia muscular, como en el apartado anterior, lo será por dolor, del que ya hemos comentado su relación con el efecto Voss negativo y sobre todo con una posible movilización protésica, que viene matizada por una serie de datos radiológicos, y en la que estamos obligados a pensar cada vez que una cadera operada es dolorosa.

La claudicación, cuando exista, la hemos clasificado en leve, mediana y grave según su intensidad.

Lo mismo el signo de Trendelenburg, que fue dividido en una cruz, dos o tres, según su positividad.

ESTUDIO DE LA FUNCION

Este estudio va a estar en intima dependencia con las tres exploraciones anteriormente expresadas y viene a ser una especie de síntesis de los resultados obtenidos sobre ellas.

Creemos que tiene importancia este estudio, pues al estar las exploraciones anteriores intimamente relacionadas unas con otras (si al enfermo le duele, mueve menos, camina menos, etc) este resumen expresa en definitiva el resultado final de lo que pretendíamos obtener: devolver al sujeto a la vida activa con una capacidad de función.

Hemos valorado aquí los actos mas usuales y sencillos de la vida cotidiana como ser:

-- Posibilidad de sentarse y levantarse de una silla y si le es posible hacerlo en una baja. Al enfermo con una limitación en la movilidad de la cadera, anquilosis o artrodesis, le resulta enormemente difícil entrar o salir de los coches utilitarios actuales, hecho de notable importancia para una función

activa en la vida moderna.

-- Posibilidad de subir y bajar escaleras.

-- Posibilidad de abrocharse el zapato.

-- Posibilidad de cruzar las piernas.

-- Posibilidades de vida conyugal, principalmente en la mujer y su relación con los partos.

En todo ello consideramos y recogemos la sintomatología subjetiva del enfermo, si está satisfecho o no de la intervención y todos cuantos datos de interés puedan aportarnos, a veces con ricos matices que terminan de completar nuestra exploración.

CRITERIOS SOBRE LA CONSTITUCION DEL ENFERMO

EN nuestro estudio hemos considerado a los enfermos divididos en: Normales
 Delgados
 Obesos y
 Muy obesos.

Para ello hemos tenido en cuenta la formula de Brova, que relaciona la talla con el peso, de la siguiente forma:

$$\text{Peso ideal} = \text{Talla} - 100$$

De este modo consideramos, normales a todos aquellos cuyo peso real sea igual al ideal, o difiera de él, como máximo en un 10% por exceso o por defecto.

Englobamos en el grupo de los delgados a aquellos cuyo peso real sea inferior en más del 10%, al supuesto ideal. Si el peso del enfermo supera al ideal en cifras que supongan de un 10-20 %, de él, decimos que es obeso, reservando la calificación de muy obeso, para aquellos cuyo peso exceda en más del 20% al ideal.

METODOS DE VALORACION RADIOGRAFICA.

Es imprescindible para el estudio completo de la patología en la articulación de la cadera, el conocimiento profundo de las diversas imágenes normales que presentan las radiografías de esta articulación en sus distintas proyecciones, para poder así diagnosticar las imágenes patológicas y poder hacer un estudio comparativo y con base de las imágenes radiográficas de la cadera protésica.

Por ello dividimos este estudio en dos apartados:

a) Estudio radiográfico de la cadera normal.

b) Estudio radiográfico de la cadera protésica.

ESTUDIO RADIOGRAFICO DE LA CADERA NORMAL.

Las radiografias usualmente utilizadas son las siguientes:

Incidencia anteroposterior o A-P.

Se suele hacer siempre que es posible con el paciente de pie y con los miembros en rotacion interna de 20 grados. Esta precaucion es indispensable para obtener una imagen de frente del cuello normal, que permite una valoración del ángulo cervico diafisario.

Este problema ha sido bien estudiado por LEQUESNE (110), LEQUESNE, LEMOINE, MASSARE (111), considerando que con la rotacion interna de 20 grados se proyecta el cuello en un plano cercano al frontal, no solo en los sujetos normales con angulo de anteversion femoral de 10-20 grados, sino también en los displasicos, con anteversión de mas de 30 grados. La rotación sistemática hacia dentro, lleva el cuello femoral a 0 grados de anteversión

o a una anteversión muy pequeña, lo cual proporcionaría una imagen muy poco deformada para valorar el ángulo cervico diafisario.

Los datos radiográficos que nos indican que la Radiografía está bien hecha son:

Trocanter mayor bien destacado y externo.

Trocanter menor apenas visible.

En la incidencia A-P, se miden los siguientes ángulos:

-- Ángulo cérico diafisario.

Con valores normales entre 125 y 115 grados, a veces relaciones con la constitución física.

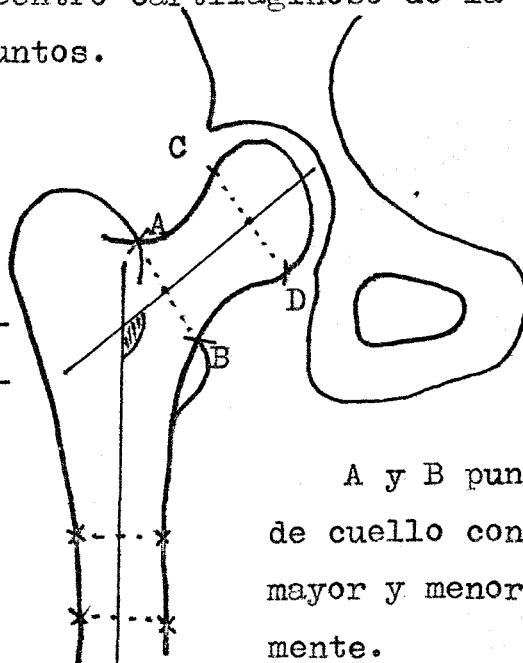
El método de medición que consideramos mas adecuado para medirlo exactamente es el de LAMARE y LESOURD (112). Dichos autores toman 4 puntos de referencia situados respectivamente en la unión del borde superior del cuello y gran trocanter en su cara interna, en el punto de unión del cuello y trocanter menor, y en las uniones respectivas de las porciones cartilaginosas superior e inferior del cartílago con el cuello femoral.

Se trazan los puntos medios de A B y C D uniéndolos entre sí, lo que nos proporciona el eje cervical. El eje de la diafisis se traza uniendo dos puntos situados a igual distancia de las corticales diafisarias. El ángulo formado por ambas líneas es el cervico diafisario.

Conviene distinguir este ángulo del ángulo cervico capital, formados entre cabeza y cuello, que

que según LAMARE Y LESOURD (112) tiene una tendencia al valgo en el 80 % de los casos y con una oscilación entre 1 y 20 grados. El eje de la cabeza lo determinamos buscando el centro de circunferencia que es la cabeza femoral y el centro cartilaginoso de la misma, uniéndolos entre sí ambos puntos.

Determinación del ángulo cervico diafisario según LAMARE Y LESOURD (112)



A y B puntos de unión de cuello con trocanteres mayor y menor respectivamente.

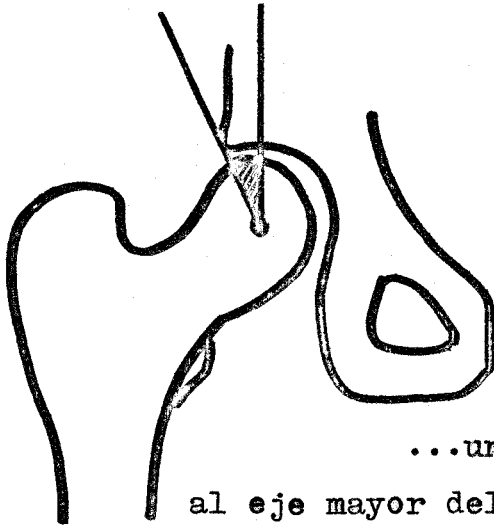
C y D, uniones de las porciones cartilagosas superior e inferior de cartílago con cuello femoral.

Para esta incidencia hay que hacer también una rotación interna corrigiendo la anteversión.

-- Ángulo de Wiberg.

Es el ángulo de cobertura de la cabeza femoral por el cotilo.

Es de gran interés en el diagnóstico de todas las coxopatías. Se obtiene trazando dos líneas desde el centro de la cabeza femoral, una de las cuales...



Medición del ángulo de Wiberg (cobertura de la cabeza femoral por el cotilo).

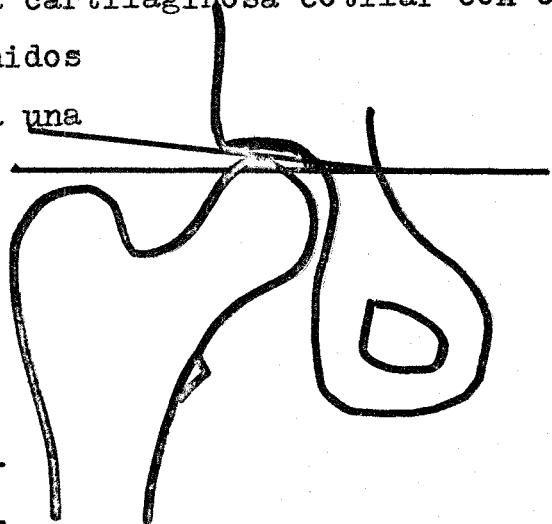
...una de las cuales es paralela al eje mayor del cuerpo y la otra, partiendo también del centro de la cabeza, pasa por el borde externo del cotilo, midiéndose la porción de cotilo que cubre la cabeza femoral en su parte superoexterna. Sus valores normales oscilan entre 25 y 30 grados. Para valorarlo correctamente la cadera ha de estar bien centrada.

-- Ángulo de inclinación cotilar.

Las referencias para su medición vienen dadas por el borde externo del cotilo y por la intersección de la línea cartilaginosa cotilar con el trasfondo cotiloideo. Unidos

estos dos puntos, se traza una horizontal que corte a la línea anterior obteniéndose el ángulo de inclinación cotilar.

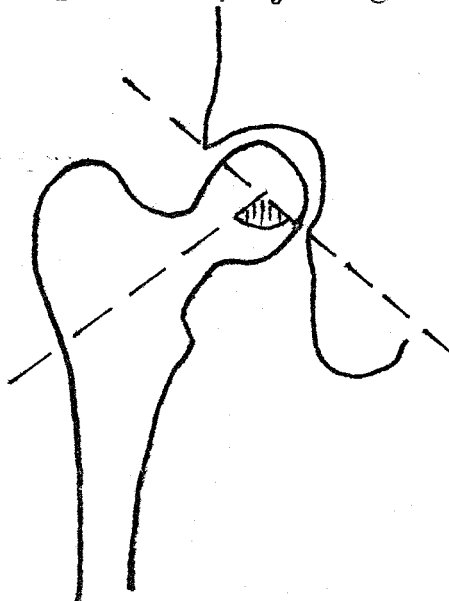
Las dos líneas suelen ser paralelas, lo que indica un ángulo de 0 grados. El representado es algo mayor.



Se considera patológico por encima de los 20 grados, aunque estimamos que los límites de la normalidad deben estar mas bajos etnte lo y 15 grados.

Otros autores como LUDE y TAILLARD (113) combinan entre sí las medidas de los angulos ya mencionados y obtienen algunos indices que consideran de gran valor en el diagnostico de las coxopatias.

Uno de estos índices es por ejemplo el angulo de ataque radiológico del cotilo en el plano frontal del cuerpo, y que suele oscilar entre 70 y 80 grados. Este angulo es el formado por la interseccion de una linea que une los bordes superior e inferior del cotilo y otra que es el eje del cuello femoral, siendo el ángulo inferior formado el que se mide.



LEQUESNE y DESEZE(114), practican la proyección pélvica en falso perfil.

La utilizan para obtener una imagen válida del contorno de la parte superior del techo, siendo para ello preciso tomar de perfil el borde anterior del acetábulo.

Esta incidencia cada vez es mas utilizada en la practica clinica diaria: En una pelvis elevada (cara anterior ~~al~~ pubis en ~~a~~ plano frontal) el borde anterior del

acetábulo o su arco forma con el angulo frontal un angulo de 30 grados. Con la pelvis en posición natural, pubis inclinado hacia abajo y atrás, el angulo que nos interesa queda ligeramente reducido; aproximadamente 25 grados, siendo esta la incidencia necesaria para el falso perfil. Para hacer esta radiografía colocan al sujeto de pié y de perfil completo, para hacerlo girar 25 grados, quedando la cadera a radiografiar al lado de la placa, formando el plano del cuerpo con el de la placa un angulo de 65 grados, que es el complementario de 25 grados o rotación que se le ha dado a la pelvis hacia atras.

El eje del pie al hacer esta radiografía debe quedar paralelo al borde de la placa con el fin de obtener un verdadero perfil del extremo superior del fémur. El rayo se centra sobre la fosa inguinal del lado próximo al tubo.

Sirve esta incidencia para ver la inclinación anterior del techo, contorno anterior de la cabeza, borde superior y anterior del trocanter mayor, porción posterior del acetábulo, borde posterior del trocanter mayor, contorno posterior del cuello, trocanter menor e isquion. Pone en evidencia la parte anterior del techo del acetábulo e interlinea superior y la parte posterior de la interlinea y acetábulo.

Eventualmente, puede servir para ver la anteversión del cuello femoral, pero tiene diversos índices de error, como ser la colocación exacta

del paciente rotado hacia atras 25 grados, el grado de flexoextension de la cadera en un paciente de pie y en una posición forzada, y que el pie o la rótula queden exactamente paralelos al borde mayor de la placa, debiendo también tener en cuenta que el enfermo está de pié y rotado. Es por ello por lo que consideramos que esta no es una proyeccion que vaya a servir para medir la anteversión siendo en cambio muy útil para ver las formaciones antes mencionadas.

Estudio radiografico axial de la cadera.

El procedimiento para este estudio quizás mas utilizado es el de SCHULTZ (1951) que hizo este estudio para valorar la anteversión del cuello femoral realizándola con el muslo en máxima abducción.

Ya hemos comentado que el falso perfil no era una proyección idónea para ver la anteversión femoral y en realidad tampoco lo pretende con exactitud. Nos interesa ir haciendo notar que este estudio de la anteversión no está resuelto y ofrece dificultades. Con la radiografia axial de la cadera que hemos descrito como método de Schultz, tampoco se resuelve este problema ya que los índices de error son importantes; las deformidades debidas a la distinta colocación de la placa, el grado de abducción realizada, el grado de flexion de la cadera o la báscula pelvica existente, las rotaciones del miembro, etc son motivo de variaciones en el re-

sultado de la valoración de los ángulos y frecuente causa de error.

Continuando ~~con~~ el estudio radiográfico de la cadera normal, diremos que este estudio de la anteversión ha revestido para nosotros especial interés, por lo que volveremos a analizarlo detenidamente en el procedimiento empleado por nosotros para medir dicha anteversión, en el capítulo correspondiente.

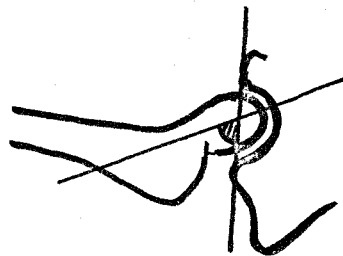
Con la radiografía axial de la cadera, se puede medir:

-- Ángulo de inclinación acetabular.

Se obtiene mediante la intersección inferior de dos líneas, una de las cuales pasa por los dos bordes del cotilo y la otra pasa vertical a la proyección realizada. Sus valores normales oscilan entre 15 a 20 grados.

-- Ángulo de ataque radiológico del cotilo sobre el perfil de la cadera.

Que ~~está~~ formado por la intersección de la línea que une los dos bordes del cotilo con el eje axial del cuello. Su valor normal oscila alrededor de los 40 grados.



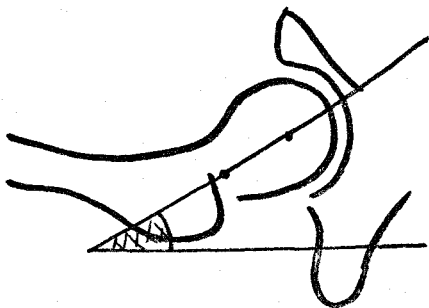
-- Ángulo de apoyo anterior de la cabeza femoral en la axial.

Es similar al anterior y se obtiene por la intersección del eje del cuello femoral axial

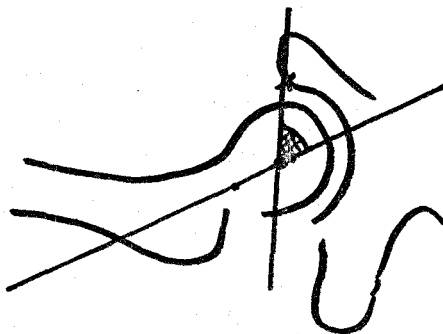
con una línea que pasando por el centro de la cabeza corte el borde anterior del cotilo. Su valor oscila alrededor de los 45-50 grados.

-- Índice de englobamiento de la cabeza femoral en el cotilo.

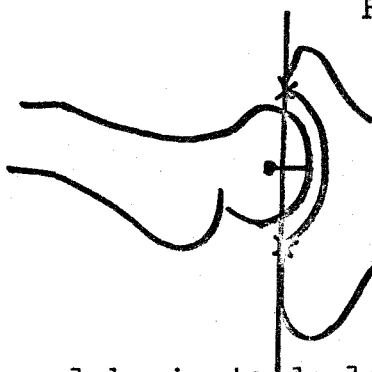
Que mide la relación entre la porción de cabeza intracotiloidea y el radio de la cabeza femoral. Debe ser normalmente alrededor del 80%.



Angulo de anteversión
en la axial.



Angulo de apoyo anterior
de la cabeza femoral en la
Rx axial.



Índice de englobamiento de la cabeza femoral
en el cotilo.

Es muy importante recordar que estos valores que hemos señalado aquí son los que corresponden a la cadera de un sujeto adulto, o al menos por encima de los 16 años, ya que antes de esa edad estos valores van oscilando incluso algunos de ellos con notables variaciones respecto a la orientación final de la cadera una vez finalizado el periodo de crecimiento.

Las variaciones mas interesantes son:

- Disminución del angulo cervico diafisario con el crecimiento. El niño tiene mayor grado de coxa valga.

- Aumento del angulo de ataque radiológico frontal. La cabeza se va cubriendo mas con el crecimiento..

- Disminución del angulo de anteversión con la edad. También en la situación axial, la cabeza se introduce mas en el cotilo.

- Disminución del angulo de techo cotiloideo en la proyección frontal.

- Aumento del angulo de Wiberg.

- Disminución global de la antetorsión.

- Las variaciones angulares son mas tenues en la inclinacion acetabular axial, que a veces motiva un menor cubrimiento por delante de la cabeza femoral.

En definitiva con el desarrollo se tiende a cubrir mas la cabeza, persistiendo menor cubrimi-

ento por delante, causa mayor de patologia de la cadera en el adulto como ya hemos analizado, que junto con otras variaciones angulares, son asimismo motivo de incongruencia articular y por tanto de coxopatias.

"El conocimiento de estos hechos tiene para nosotros el enorme interes de conocer si se corresponde también con la posible patologia de la cadera protésica, dado el hecho de que la prótesis una vez colocada no siempre queda en la misma posición, existiendo incluso amplias variaciones en la orientación final de la misma."

En este sentido y tratando de estudiar nosotros la posible patologia derivada de ello (secuencia lógica de los conocimientos clínicos previos) vamos a analizar todos los aspectos que de ello se derivan, especialmente los relacionados con la movilidad.

ESTUDIO RADIOGRAFICO DE
LA CADERA PROTESICA.

Para este estudio hemos efectuado las proyecciones clásicas en incidencias antero-posterior (A-P) y axial, que nos han permitido la valoración de los datos sometidos a nuestro estudio, incluyendo la mayor o menor anteversión del vastago endofemoral con una técnica desarrollada por nosotros.

La radiografía en posición de frente o antero-posterior, la hemos hecho con el paciente en decúbito supino y con las puntas de los pies y rótulas exactamente dirigidas al cenit, sin corregir la anteversión.

Esta precaución la hemos llevado al grado máximo, pues si bien no reviste gran valor para la valoración de la pieza acetabular, si es fundamental pa-

ra valorar la anteversión del cuello femoral, que como decimos hemos conseguido con esta incidencia.

En la cadera normal la radiografía se hace rotando los miembros internamente unos 20 grados para así obtener una imagen de frente del cuello femoral, corrigiendo su anteversión, y poder valorar el ángulo cervicodiafisario.

En la pieza protésica el ángulo de cabeza y cuello con el fémur es constante por ser las piezas construidas exactamente iguales. La pequeña variación que pudiera existir debido al apoyo de la cola no escapa a nuestro estudio y es estudiada en su capítulo correspondiente.

Para valorar la anteversión nosotros al colocar las piernas con las rótulas al cenit, obtenemos una imagen radiográfica exacta de la colocación de la prótesis en este sentido, puesto que no la hemos corregido y los miembros están en la posición anatómica.

En esta proyección hemos valorado también la colocación en la posición de frente de la pieza acetabular.

La radiografía en posición axial, la hemos efectuado con el sujeto en decúbito supino, miembro en abducción y la placa oblicua sobre la pelvis entrando el rayo por región inguinal. Este procedimiento, que es causa de errores para la medición de la anteversión femoral, es útil para medir la posición del cotilo en esta proyección, y para eso lo utilizamos.

TECNICA. Tanto para la parte experimental como clínica las radiografías han sido practicadas con una distancia foco-película de 1 metro.

El tipo de película usado ha sido MAFE R.P.

Los tipos de hojas de refuerzo: Universales.

El chasis tipo Siemens, con tamaños de 30 x 40 para las axiales y de 43'2 x 35'6 para las A-P.

Según la constitución del sujeto, la técnica ha variado, pudiéndose establecer con ligeras variaciones, que para sujetos delgados, con una distancia trocánter-placa no superior a 6 cms, se han empleado 65 Kw y 70 m.a.s.

Para sujetos normales, con una distancia trocánter placa de unos 8 cms la técnica ha sido de : 65 Kw y 75 m.a.s.

Para sujetos obesos, con una distancia trocánter-placa de unos 10 cms, la técnica ha sido: 70 Kw y 80 m.a.s.

Para sujetos muy obesos y con una distancia trocánter-placa de 13 o mas centímetros, la técnica ha sido: 75 Kw y 85 m.a.s.

El tipo de generador es trifásico. (Tridoron de Siemens).

Para la proyección A-P, se utilizó parrilla Bucky, relación 12/1.

Para la axial, antidifusor fijo. Relación 8/1.

En los estudios radiográficos de las prótesis aisladas no observamos variaciones según la técnica, pero sí notables variaciones según que variera la distancia de la misma a la placa, por lo que adoptamos la medición a las distancias antes mencionadas en distintas radiografías, prácticamente sin márgenes de error.

Pero este y otros detalles técnicos de la parte experimental serán analizados más adelante al exponer nuestro criterio y método de la medición de la anteverción.

MEDICION DE LA COLOCACION DE
LA PIEZA COTILAR.

Para medir la situación del coti-
lo en sus dos posiciones, A-P y axial, denominadas respec-
tivamente como ángulos de inclinación y anteversión co-
tilar, hemos practicado las radiografias en A-P y axial.

Se han tomado como puntos de re-
ferencia fijos para la proyección A-P la linea bisisquiá-
tica(figuras) o su paralela que se corte con el borde infe-
rior del cotilo protésico.

Para la proyeccion axial y medi-
ción del angulo correspondiente, se ha medido el formado
entre la linea que une los dos extremos o bordes del co-
tilo con la vertical a la proyección radiográfica.

Las denominaciones y posibilidades
de colocación que hemos encontrado han sido las siguien-
tes:

- 1.- Para la proyección A-D(antero pos-

terior) y en sus ángulos de inclinación hay:

- Cotilos abiertos, que son aquellos cuyo ángulo es superior a los 30 grados.

- Cotilos neutros, que son aquellos cuyo ángulo tiene un valor de 30 grados.

- Cotilos cerrados, con ángulo de inclinación inferior a 30 grados.

2.- Para la proyección axial, hemos encontrado:

- Cotilos antevergos, que hemos llamado a los que tienen antevergación superior a 0 grados.

- Cotilos neutros, con ángulo de 0 grados.

- Cotilos retrovergos, con ángulo negativo, inferior a 0 grados.

También hemos valorado en la proyección A-P, la situación en el espacio del cotilo, según que se alejen o acerquen a la línea media, encontrando:

- Cotilos excentricos, que se alejan de su lecho normal.

- Cotilos centrados, en la situación normal o anterior.

- Cotilos mediales, que se acercan a la línea media.

Asímismo en esta proyeccion hemos valorado la LINEA CEMENTANTE O INTERFASE, haciendo notar sus caracteres, medidas, distribución, cuando existía, o haciendo notar su ausencia.

También hemos valorado en estas placas la distribución del cemento acrílico, sobre todo el posible factor estabilizador de su introducción en los orificios que se labran en el cotilo para su anclaje.

En los casos en que el cemento fué radiotransparente, también lo hacemos notar, para sacar las conclusiones que de ello se puedan derivar.

MEDICION RADIOGRAFICA DEL EFECTO
VOSS-APOYO DE LA COLA Y SU CEMENTACION.

En la proyección A-P es como hemos valorado el efecto Voss .

Para ello hemos trazado una horizontal que pasa por el vértice del trocanter mayor y otra que pasa por el centro de la cabeza.

La línea de referencia de las dos horizontales es la línea bisisquiática.

Para la correcta valoración, es preciso que la radiografía esté hecha en abducción de 0 grados, ya que una abducción por encima de estos grados elevará el trocanter, permaneciendo el centro de la cabeza en su sitio, lo que daría una medición errónea. Igualmente una aducción hará descender el trocanter, dando una falsa imagen de descenso del mismo.

Hemos medido la distancia entre

las dos horizontales expresándola en milímetros, de tal forma que hemos considerado:

-- Voss neutro, cuando las dos horizontales coinciden.

-- Voss positivo, de x mms, cuando la horizontal que pasa por el vértice del trocanter mayor está situada por encima de la horizontal que pasa por el centro de la cabeza femoral.

-- Voss negativo, cuando la misma horizontal, se halla por debajo de la que pasa por el centro de la cabeza.

La VALORACION DEL APOYO DE LA COLA PROTESICA Y SU CEMENTACION, la hemos estudiado en las mismas incidencias radiográficas y hemos encontrado los siguientes modos de apoyo:

-- Apoyo medial, cuando el vértice del vástago endofemoral apoya en la cortical interna.

-- Apoyo central, cuando está en el centro y

-- Apoyo lateral, cuando apoya en la cortical externa.

En todos estos casos hemos estudiado también la CEMENTACION, considerándola:

-- Insuficiente, cuando no llega al vértice del vástago endofemoral.

-- Suficiente, cuando llega hasta el

límite del mismo.

-- Distal, cuando sobrepasa la cola de la prótesis.

Por otro lado hemos valorado las DISTINTAS REACCIONES OSEAS, que puedan aparecer en el hueso que se halla en contacto con la prótesis o bien con el cemento mas frecuentemente.

Entre ellas, y consideramos ahora el fémur, las reacciones de densificación osea, osteoproductivas, que traducen una mayor sollicitación mecánica.

En los casos en que aparezca osteoporosis, calcificaciones, o cualquier otra anormalidad lo haremos notar, especificando en lo posible la cuantía y siempre su localización.

ESTUDIO DE LA ANTEVERSION DEL CUELLO FEMORAL.

VALORACION DE LA ANTEVERSION EN LA
PROTESIS ENDOFEMORAL.

Se denomina angulo de anteversion femoral o de antetorsión femoral al formado por la proyección en un plano horizontal del eje longitudinal cabeza-cuello y del eje bicondileo.

El conocimiento lo mas preciso posible de la morfología del fémur y de este ángulo en particular reviste una gran importancia en el diagnóstico, el pronóstico y como no el tratamiento de muchas enfermedades de la cadera.

El estudio de su orientación patológica se hace necesario en muchas coxopatias, por citar entre otras: Luxacion congénita de la cadera, epifisiolisis femoral superior, enfermedad de Perthes, control de fracturas capitales, etc. Y como no en el control de colocación de la cirugía protésica.

En la cadera del adulto sus variaciones son causa de patologia, especialmente degenerativa hacia las coxartrosis, muchas de ellas considera-

das hasta hace poco como idiopáticas.

En la cirugía protésica las notables variaciones angulares en la colocación de la pretesis, referidas ahora a la anteversión, han revestido para nosotros un gran interés, tratando de ver su correlación con la movilidad de la cadera o su posible influencia en los resultados globales de la misma.

Es de hacer notar sin embargo, que a pesar de la trascendencia de su estudio y de los esfuerzos dedicados a ello no existe todavía un procedimiento sencillo y capaz de detectarlo sin errores.

La primera dificultad estriba en que los dos ejes a los que se refiere su definición son líneas ideales sin representación morfológica precisa.

A esto se añade que los ejes mencionados se hallan separados por una distancia que representa toda la longitud de la diáfisis femoral.

Si a esto añadimos además el espesor de las partes blandas que se dan en esta articulación y la extrema movilidad de la misma en todos los ejes, no nos permite colocarla en una posición sencilla y standar, con lo que sumado todo, las dificultades para la exacta medición de este ángulo vemos que son considerables.

Son numerosos los artificios que se han ideado para el estudio de esta proyección que permita medir la antetorsión:

SCHULTZ(115) en 1924 estudia la anteversión con una radiografía axial colocando el muslo en máxima abducción y la placa apoyada oblicuamente en el flanco de la cadera a estudiar, penetrando los rayos por la región inguinal.

Ya sabemos los errores debidos a este método, sobre todo los debidos a deformidad obtenida por la distinta posición de la placa, mas o menos sagital u oblicua, no siempre facil de calcular según la obesidad del enfermo, errores por la distinta abducción alcanzada, errores por la posible báscula pelvica al abducir la cadera, errores por la rotacion que puede adquirir el miembro al abducir, difícil de controlar a veces, etc que hacen de este método una ayuda auxiliar para la proyeccion axial pero carente de gran precisión para el estudio de la anteversión.

SCHERTLEIN(116) en 1929 propone la posición de Lorenz I, es decir con el muslo en 90 grados de flexión y abducción. Presenta dificultades e inconvenientes parecidos a los anteriores.

DUNN (117) en 1952 lo hace de forma parecida pero controlando que la abducción sea específicamente de 20 grados, sin que se resolviera en gran parte el problema.

CASTAING, BUCHET, DELANEAU, GROUSSIN(118), CASTAING, CHEVALIER, PLISSON (119), dedican sus estudios a la anteversión y apoyo antero superior de la cabeza, consiguiendo ver el segundo objetivo, pero con medidas de an-

version aproximadas.

Otros muchos autores se han dedicado al estudio del angulo de anteversion femoral, sin que hasta ahora exista un método de facil aplicacion, técnica y que a la vez sea exacto. Por citar entre otros tenemos los estudios de LAUESTEIN (120), LEQUESNE, LEMOINE, MASSARE(111), LEFEVRE, SAUVEGRAIN, SAVART(121), MAGILLIGAN(122), JOHANSON (123), WITEK y SALTZBERG (124), RICHARD(125), LEGER(126), LAPEYRIE y LE COEUR(127), etc, multiplicidad que denota la ausencia de uno que sea definitivo.

Uno de los mas exactos es el método de PATERSON Y ESTANOVE(128) en el que se basan gran parte de los autores mencionados por lo que nos referiremos someramente a sus estudios.

Llegan a la conclusión estudiando fémures en dispositivos móviles, que la sombra proyectada de dichos fémures medida sobre un plano de proyección, puede darnos el angulo de anteversion.

En sus investigaciones llegan a la conclusión de que la mejor proyección para el estudio de la anteversión es: Cadera flexionada 90 grados, rodilla en flexion sobre el mueslo en 90 grados, abduccion de 30 grados, pierna paralela al eje mayor del cuerpo, y el tubo a gran distancia de la placa, aproximadamente 1[^]35 metros, pasando el rayo central vertical por el centro de la rótula. De esta forma se colocan las dos epífisis en el mismo film. Pero sucede que:

-- Se precisa de un aparato de rayos X de gran potencia que permita radiografiar las dos epifisis,

en la misma placa.

-Como admiten sus autores, las modificaciones en la flexión de la cadera varían el ángulo de anteversión obtenido:

-Cuando hay mas de 90 grados, disminuye el ángulo.

-Cuando hay menos de 90 grados, aumenta el ángulo.

-Asímismo las variaciones en la rotación también modifican el ángulo obtenido:

-La rotación externa disminuye el ángulo y la interna lo aumenta.

-Si el grado de abducción no es el correcto, no se disocian las dos epífisis en la placa obtenida.

-El centraje también influye, de tal forma que si el rayo pasa por encima de los cóndilos, el ángulo aumenta como en la flexión inferior a 90 grados.

-Si pasa por debajo de los cóndilos el ángulo disminuye como en la flexión superior a 90 grados.

-- Vemos pues, que no son pocos los requisitos para obtener una valoración correcta, siendo de difícil realización técnica y con márgenes de error no despreciables.

-- Por otro lado existe la dificultad de aplicarla a sujetos operados o con una patologia de sus caderas que en muchas ocasiones no le van a permi-

tir colocar sus caderas o rodillas en la posición exacta exigida.

Para este tipo de enfermos es necesario pues un procedimiento que sea de facil realización técnica y que permita hacer la radiografía en una postura cómoda y asequible para el enfermo, que pueda colaborar y con una técnica standar bien conocida, que por otro lado permita obtener una valoración lo mas exacta posible.

Teóricamente la proyección A-P con el enfermo acostado y con las piernas descansando sobre el plano de la mesa sería el procedimiento ideal.

De esta forma es como hemos medido la anteversión de las prótesis endofemorales en nuestros enfermos.

ESTUDIO DE LA ANTEVERSION
DE LA PIEZA PROTESICA FEMORAL BASADA
EN LA MEDIDA DEL STAND.

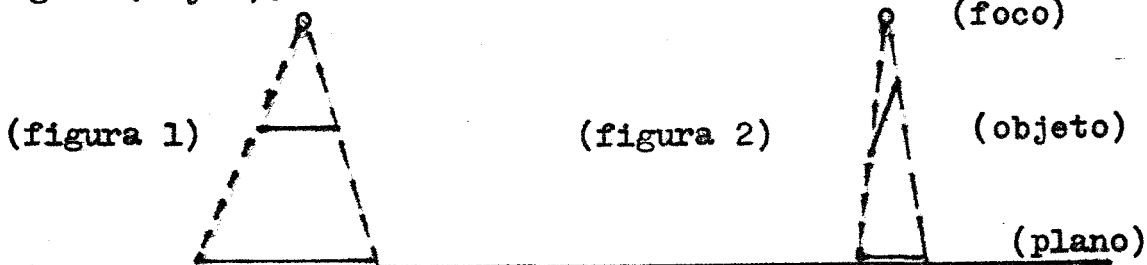
FUNDAMENTO TEORICO.

Si sobre un plano proyectamos un objeto plano, la medida de la proyección de dicho objeto depende entre otras causas de la posición que este adopte con respecto a aquel.

Supongamos, por ejemplo un objeto de la forma de un libro interpuesto entre un foco y un plano sobre el que se proyecta:

a) La proyección depende de la posición del objeto, de tal forma que si está paralelo al plano, la proyección obtenida es máxima.

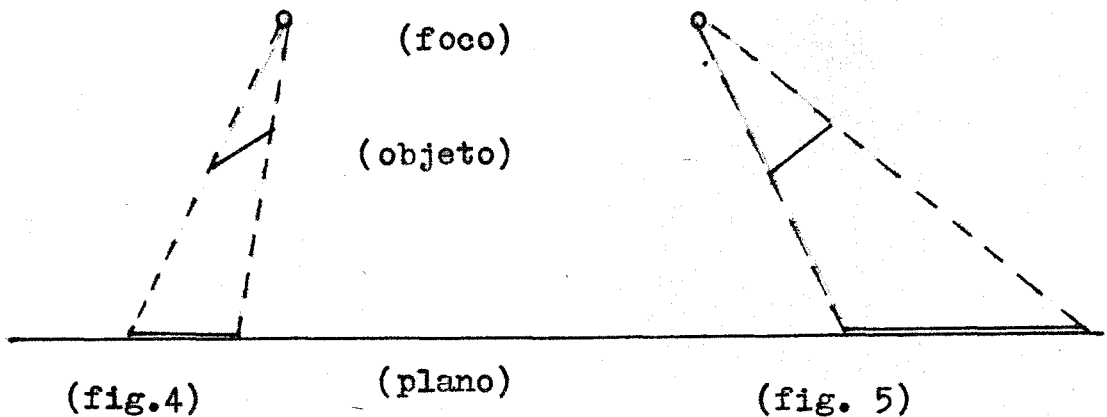
Si se sitúa en forma inclinada, la proyección disminuye conforme aumenta la inclinación (figuras 1 y 2).



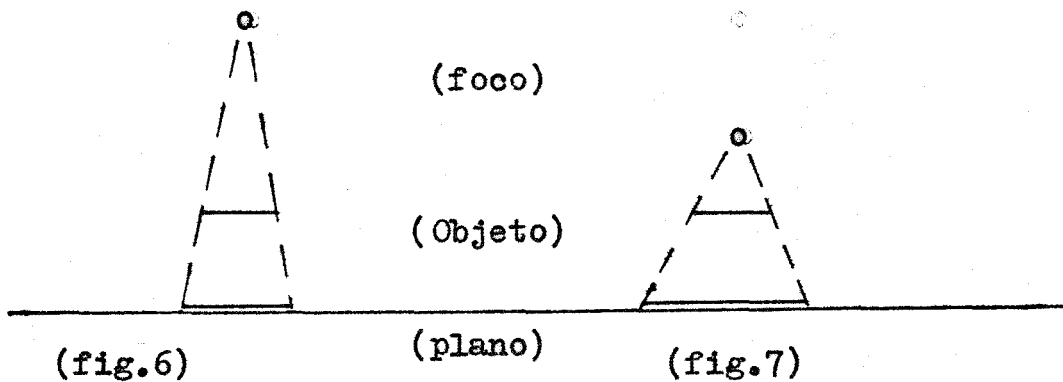
Los dos objetos son iguales, así como las distancias.

b) La proyeccion depende también de la situacion y de la distancia que hay entre el foco y el objeto o viceversa.

Si se aleja el foco la proyeccion obtenida es menor, teniendo en cuenta que permanezca constante la distancia objeto plano. (figuras 4-5-6-7)



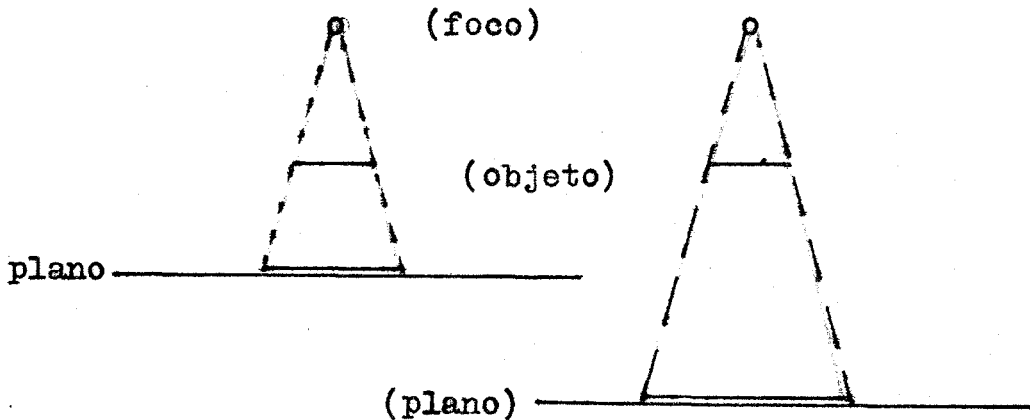
Ha variado la posicion del foco respecto al abjeto de proyeccion obteniéndose proyecciones distintas.



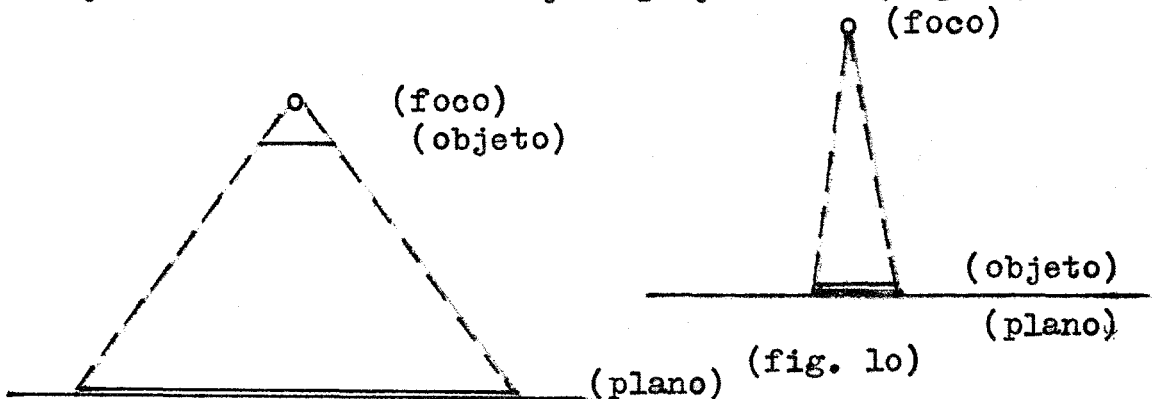
Permanece constante la distancia objeto-plano, pero al variar la altura del foco la proyeccion obtenida es distinta.

En las figuras 4 y 5 la posicion del foco respecto al objeto es la que hace variar su proyección.

c) También depende de la distancia entre el objeto y el plano de proyección, de tal forma que alejándose el plano de proyección la imagen obtenida es mayor, si permanece invariable la distancia foco-objeto. (figuras 8 y 9)



d) Depende por fin de la relación combinada de ambas distancias y que resumiendo se puede decir que la longitud máxima en la figura proyectada se obtiene cuando se acerca el foco al objeto a proyectar y cuando esto se acompaña de un alejamiento del plano de proyección. La proyección mínima por el contrario se obtiene cuando el foco se aleja al máximo de la figura a proyectar y cuando el plano de proyección se acerca al objeto proyectado. (fig. 10)



e) El último factor que nos interesa considerar es saber que la proyección obtenida depende del foco en sí. No se obtendrá la misma proyección con un foco puntiforme que con un foco amplio o lineal, pero en nuestro estudio esta circunstancia permanece constante.

Las figuras 1 y 2 nos interesan para comprender, como dependiendo de la situación en que se halle colocada la prótesis, mas o menos inclinada, mas o menos en anteversión, la imagen que ofrecerá en la radiografía (plano de proyección) será bien diferente, pudiéndose incluso establecer una relación entre imagen proyectada y angulación o anteversión de la pieza protésica.

El resto de los enunciados y figuras nos obliga a tener en cuenta dichos factores y por tanto hallar las proyecciones obtenidas en función de estas circunstancias.

La inclinación del plano de proyección no la hemos considerado porque la placa radiográfica siempre está en el mismo plano sobre el soporte de la mesa de rayos X.

ESTUDIO APLICATIVO.

La prótesis femoral tiene en la unión cervice diafisaria un stand de una anchura suficiente y que es susceptible de ser medido.

Dependiendo de la situación de la prótesis, este stand quedará colocado mas o menos paralelo al plano de la mesa, y por lo tanto al plano de la placa radiográfica sobre la que se proyecta.

Para valorar la anteversión de la pieza protésica hemos medido las proyecciones obtenidas, de tal forma que a medida que disminuye la anchura del stand proyectado mas inclinación o anteversión tiene la pieza protesica.

En nuestra serie la vía de abordaje nos condicionó siempre una anteversión de la pieza femoral que por otro lado es deseable aunque no en exceso. En caso de duda una Rx axial de una forma somera nos permitiría ver dicha situación, para el supuesto de una retroversión.

Teniendo en cuenta los enunciados teóricos y haciendo ya algunas consideraciones prácticas, las condiciones exigibles para nuestro estudio son las siguientes:

A) Es necesario tener en cuenta el aparato de rayos X empleado, para conocer la distancia foco placa y la distancia a que la placa radiográfica queda colocada en su soporte debajo del plano de la mesa.

Las oscilaciones en ambos sentidos variarían la imagen obtenida. En nuestra serie la distancia foco placa fue de 1 metro y la distancia mesa placa de 10 cms. También se hizo el estudio para un aparato de distancia foco placa de 1'15 metros y de distancia mesa placa de 10 cms.

B) También será tenida en cuenta la altura a que la prótesis se halle sobre el plano de la mesa. A mayor altura mayor lejos se halla de la placa y mayor cerca del foco.

La altura de la prótesis no va a ser la misma en un sujeto delgado con una distancia trocánter-mesa de 6 cms, que en un sujeto obeso o muy obeso con dicha distancia de 10-12 y aún más centímetros.

Para ello hemos fabricado un soporte especial que nos permite colocar la prótesis a distintas alturas conocidas (iguales a las de los posibles enfermos), y a distintas rotaciones o anteversión controladas exactamente mediante un goniómetro.

Se hicieron radiografías en todas las alturas posibles y grados de rotación obteniéndose

unos valores que relacionan exactamente anchura del stand con anteversion de la pieza protésica.

C) Para el estudio práctico debe ser tenido en cuenta que la cadera no este flexionada y sobre todo que no tenga ningún grado de rotaciones, ni interna ni externa. La rótula debe mirar al cenit.

Aquí no se trata como en la radiografía simple de cadera de corregir la anteversion femoral mediante una rotación interna para ver todo el cuello, sino todo lo contrario ya que se trata precisamente de valorar dicha anteversion.

Estando la rótula al cenit se sitúa la prótesis en la anteversion que tiene y que es la que medimos por la proyección obtenida.

D) Por fin es necesario que el foco esté centrado en el plano anatómico de la articulación de la cadera, a nivel del tercio medio del pliegue inguinal, pues las variaciones hacia medial o lateral pueden hacer variar ligeramente la imagen proyectada.

Veamos a continuación los diagramas obtenidos con sus curvas, y que nos dan la medida del stand en relación con la anteversion protésica, habiendo sido tenido en cuenta todos los requisitos enunciados:

MEDIDA DE LA ANTEVERSION
CON LA PROTESIS CONTROLADA EN MEDIDOR DE
LA ANTEVERSION PROTESICA.

1) -- Exponemos en primer lugar como iniciamos esta medida colocando la prótesis en distintos grados de anteversion sobre el fémur de un cadaver.

El método era muy gráfico y expresivo y es por lo que lo presentamos aquí, pero no era exacto debido a que a pesar de tener la prótesis controlada los puntos de referencia eran poco precisos y los resultados poco precisos.

2) -- En vista de ello optamos por controlar exactamente la prótesis cosa que conseguimos colocandola de una manera fija e invariable sobre un plano, paralela al mismo, de tal forma que variando la posición del plano, totalmente controlable, variará con él la prótesis incorporada.

Se hizo tallando en material plástico un molde de la prótesis femoral que quedó encajada en

el mismo exactamente horizontal.

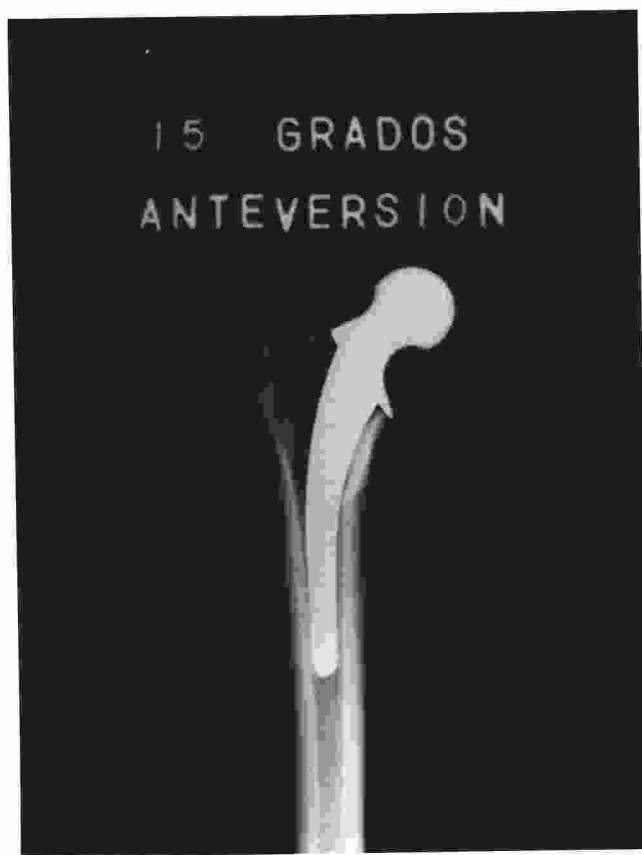
3) -- La forma de controlar la altura y rotaciones de la prótesis la hemos hecho colocando el plano que contiene la prótesis sobre un soporte que permita situarla a distintas alturas, que hemos efectuado desde 6 a 14 cms (casos mas extremos), haciendo de esta forma las radiografias.

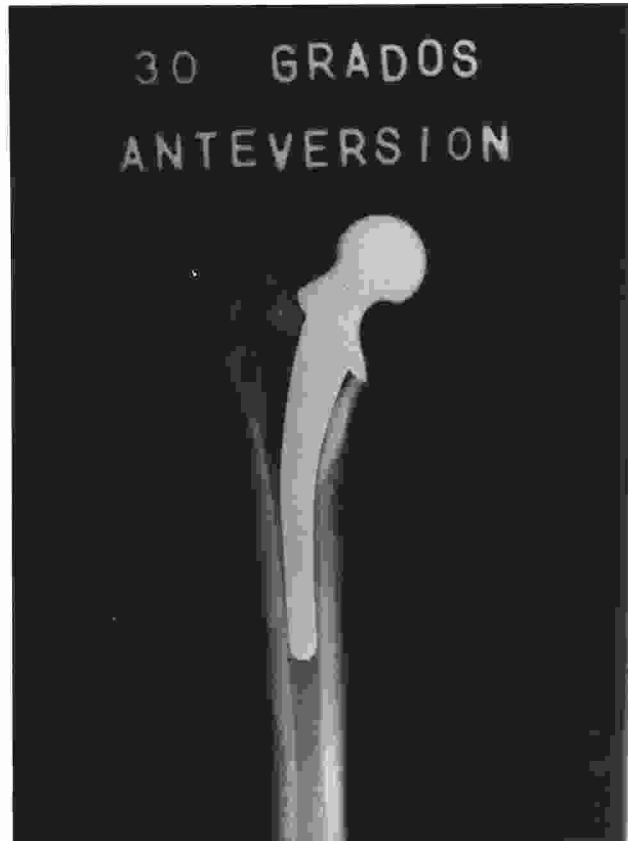
4) -- El soporte lleva a su vez un goniómetro que se coloca a la altura de la prótesis, de tal forma que el plano en que se halla situada la misma coincida en el goniómetro con angulos de anteversion deseados para su estudio.

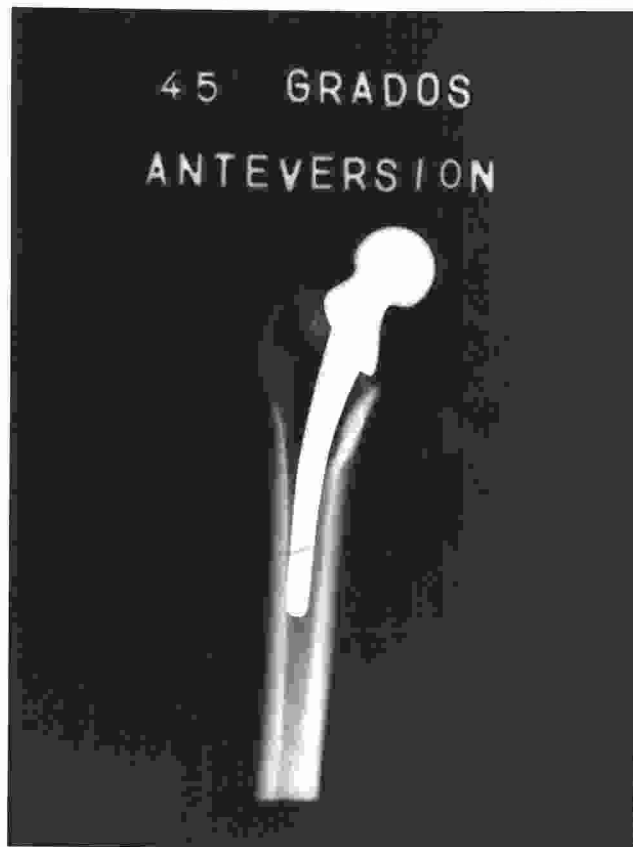
5) -- Teniendo en cuenta la distancia foco placa y la distancia prótesis placa hemos hecho las mediciones a 6-8-10-12 y 14 cms y con los grados de rotacion que se mencionan en los diagramas, lo que nos ha permitido obtener dichas curvas.

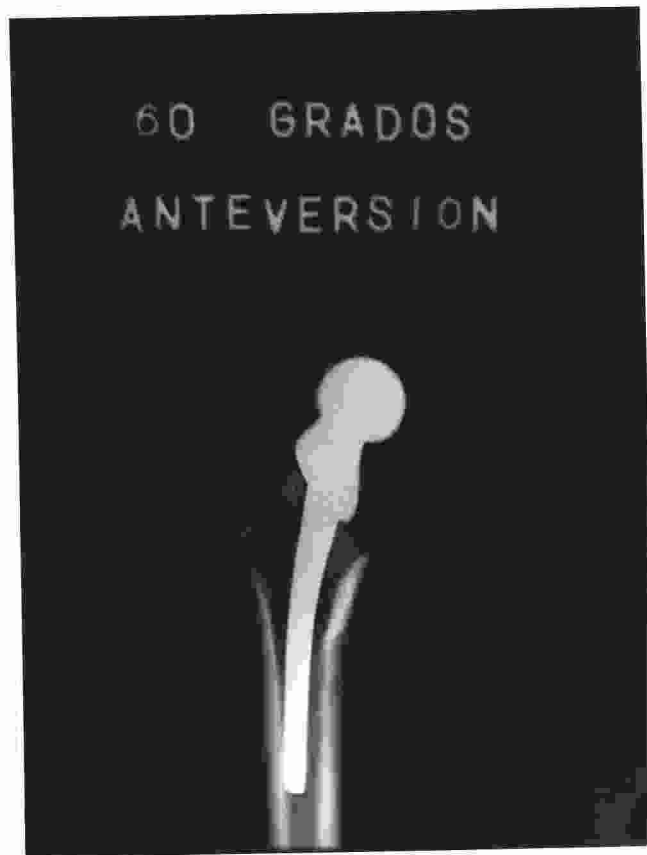
Veamos a continuacion las características en fotos del aparato utilizado, para a continuacion exponer los resultados obtenidos con la presentacion de los distintos diagramas.

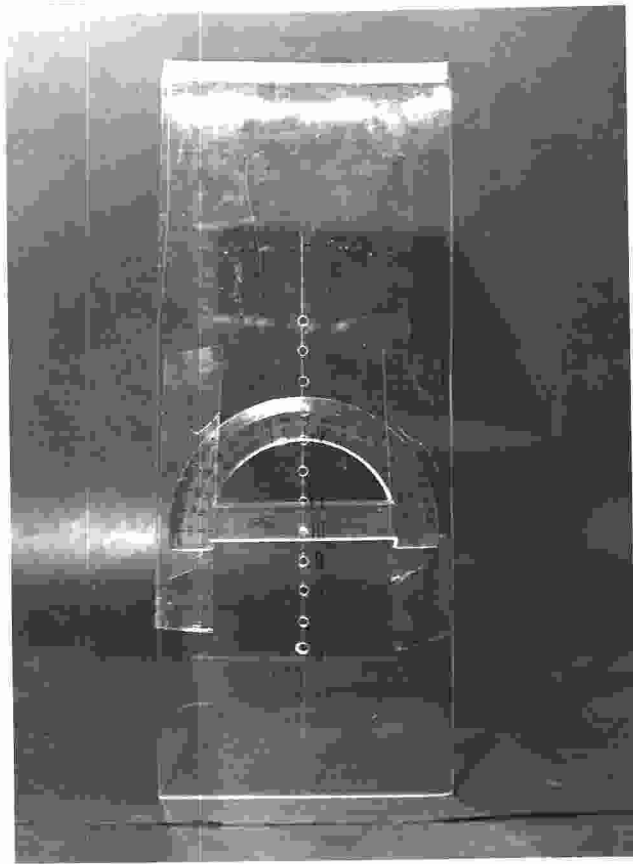


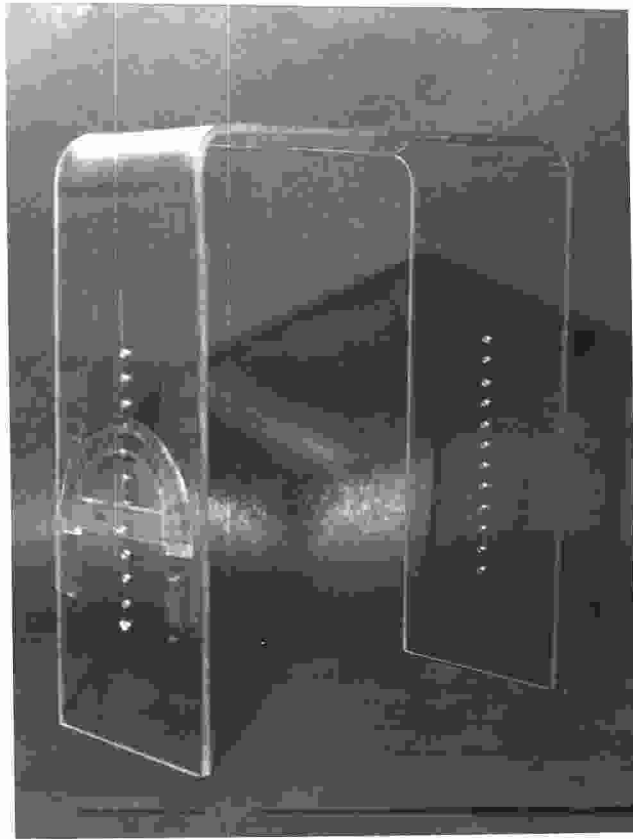




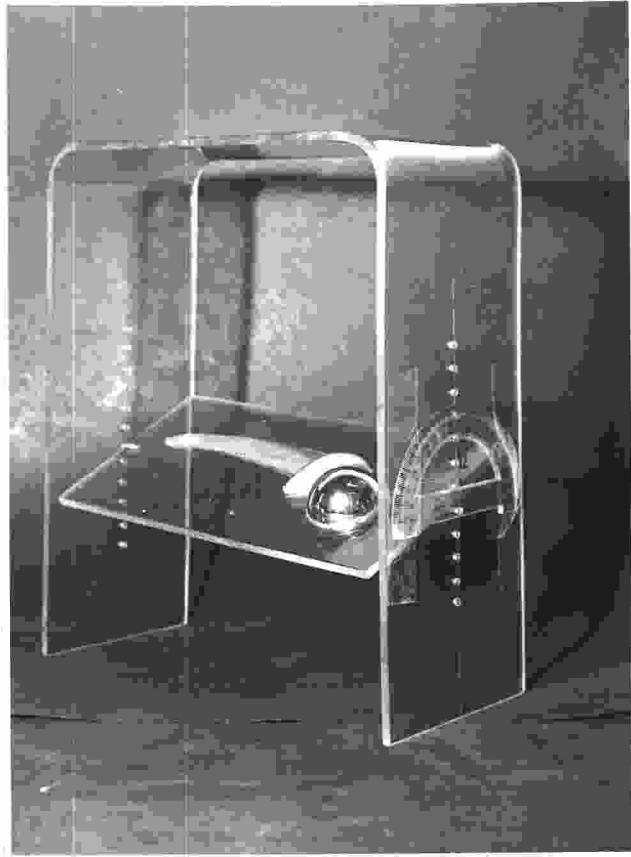












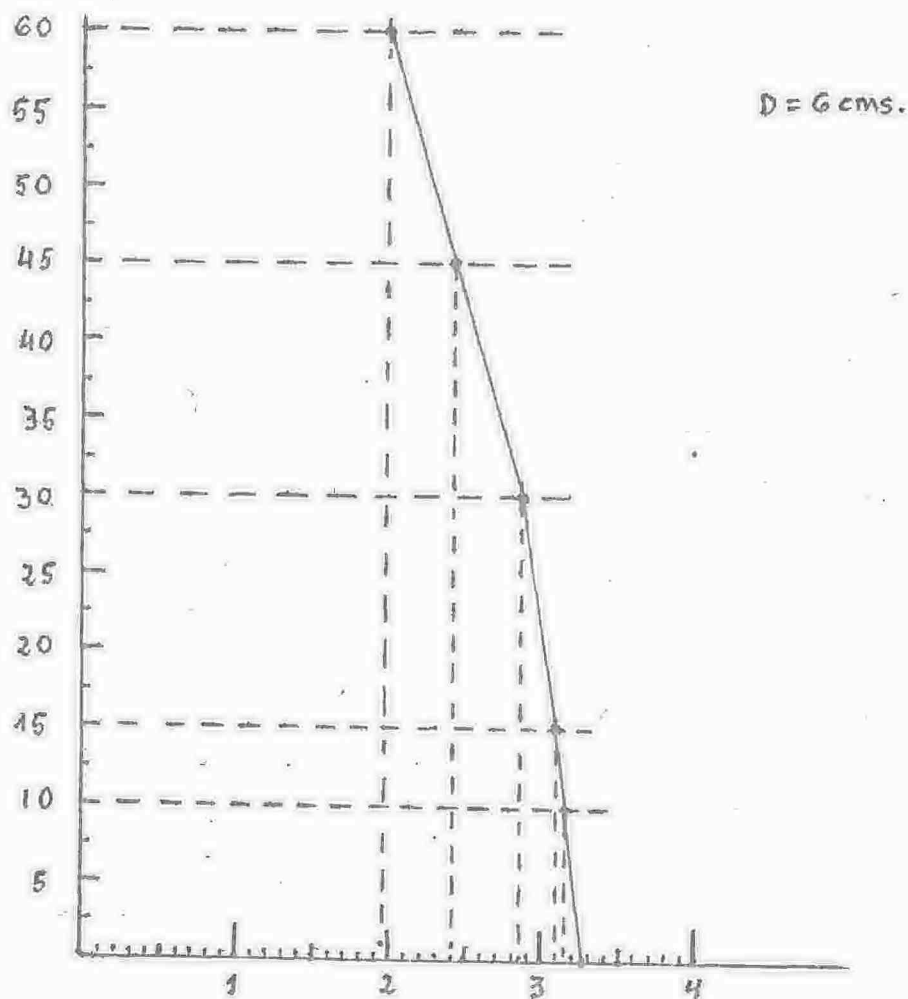


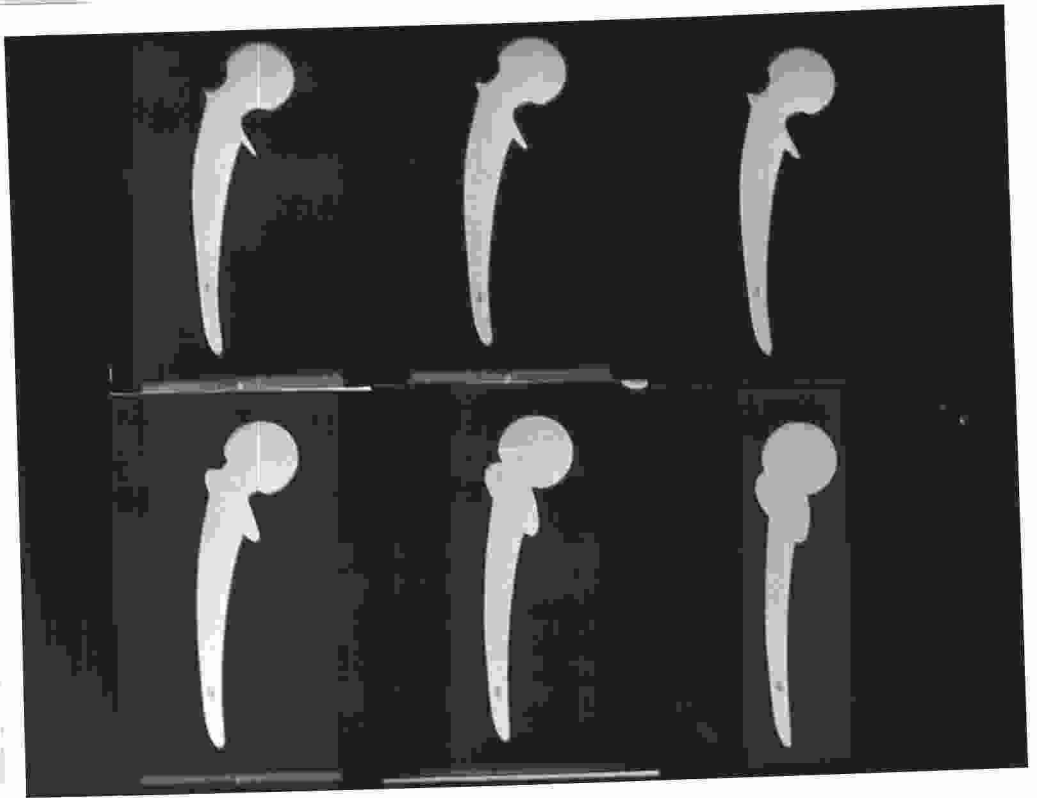
Diagrama obtenido cuando se practicaron las radiografías con la prótesis a una distancia de la mesa de Rayos X, de 6 cms. Para el supuesto de un enfermo que tenga esta distancia entre cadera y mesa sobre la que se hace la radiografía en un aparato de distancia foco placa de 1 m. Los puntos más destacados son los siguientes:

- Prótesis a 0 grados 32.5 mms.
- Prótesis a 10 grados 31.5 mms.
- Prótesis a 15 grados 31 mms.
- Prótesis a 30 grados 28.5 mms.

-- Prótesis a 45 grados24 mms.

-- Prótesis a 60 grados.....19'5 mms.

-- Los valores intermedios quedan reflejados en la curva obtenida.



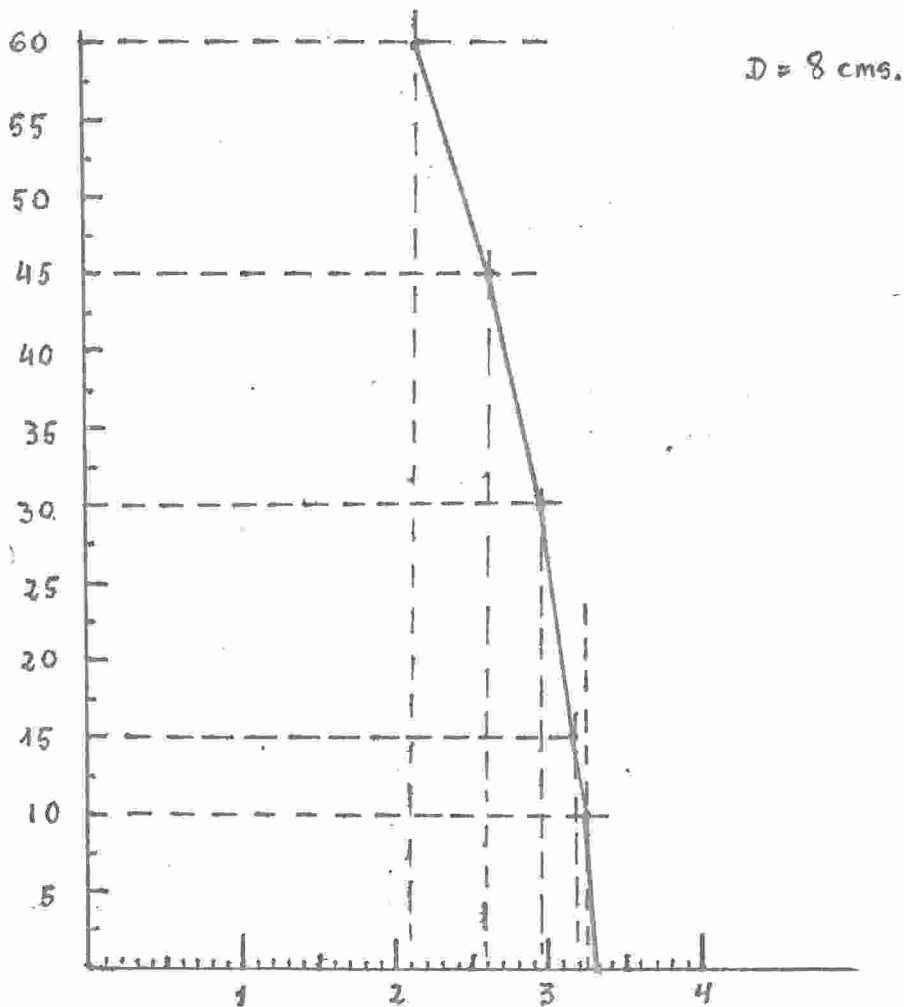


Diagrama obtenido cuando se practicaron las radiografías con la prótesis a una distancia de la mesa de Rayos X de 8 cms. Igual distancia foco placa.

- Prótesis a 0 grados33 mms.
- Prótesis a 10 grados32'5 mms.
- Prótesis a 15 grados32 mms.
- Prótesis a 30 grados29'5 mms.
- Prótesis a 45 grados26 mms.
- Prótesis a 60 grados21 mms.
- Los valores intermedios se reflejan en la curva obtenida.



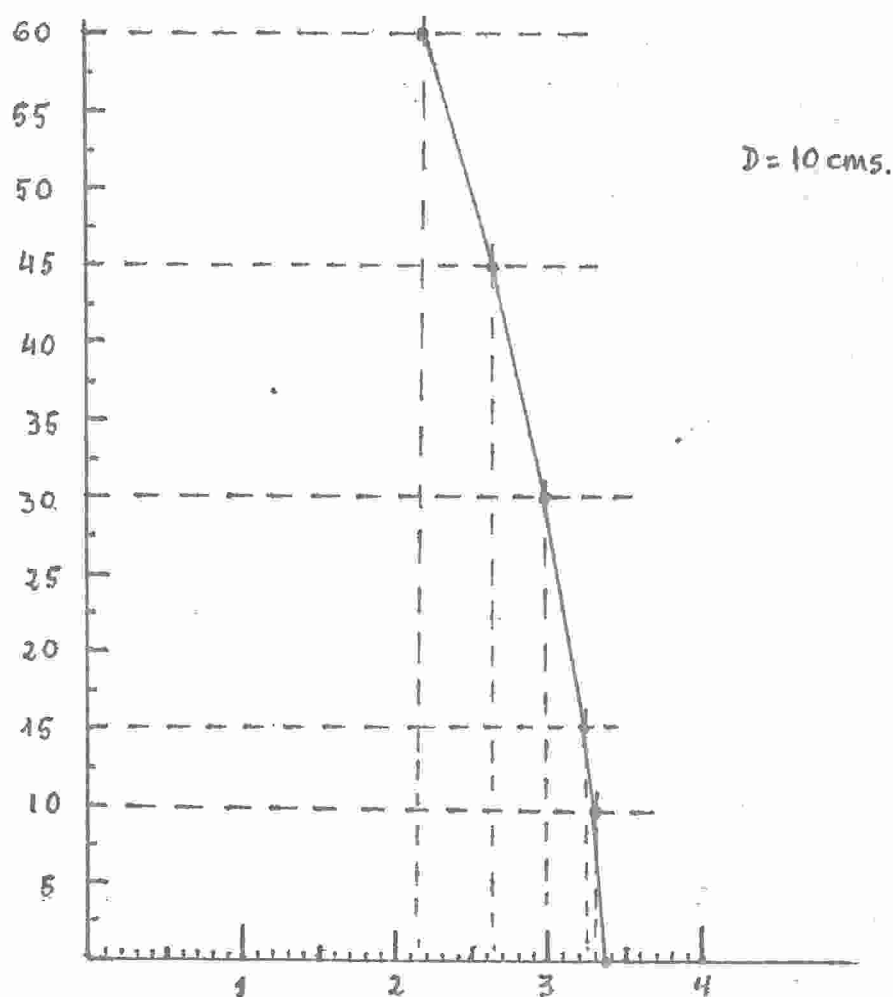


Diagrama obtenido cuando se practicaron las radiografías con la prótesis a una distancia de la mesa de Rayos X de 10 cms. Igual distancia foco placa.

-- Prótesis a 0 grados 33'5 mms.

-- Prótesis a 10 grados 33 mms.

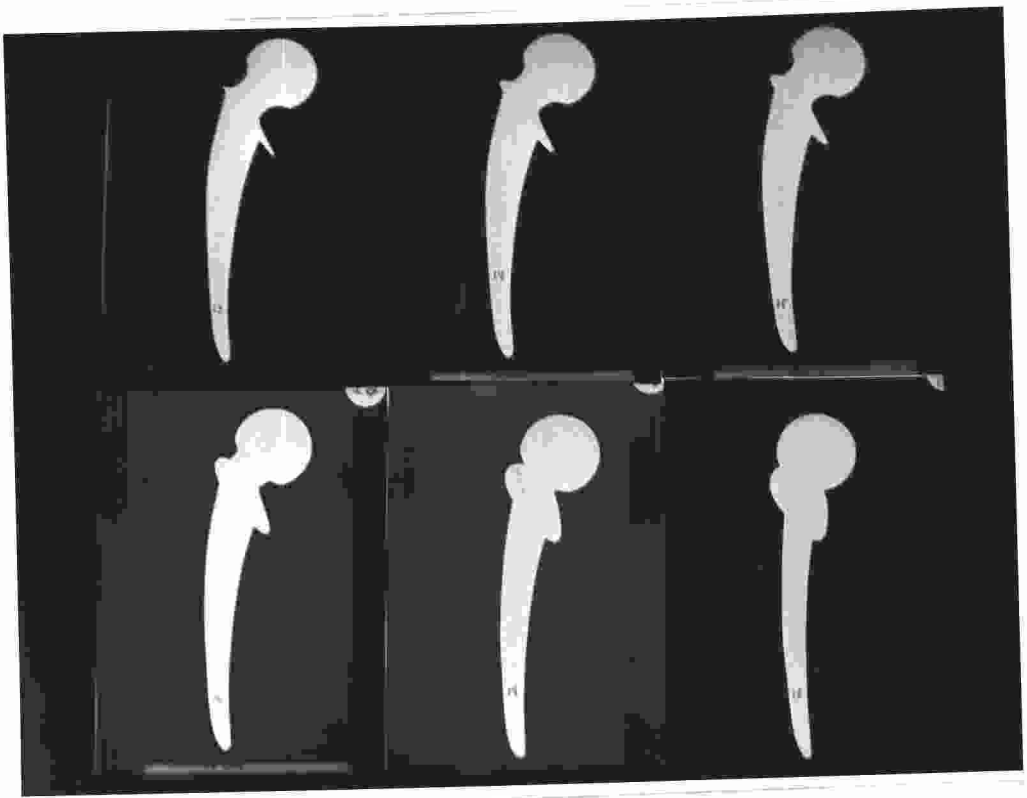
-- Prótesis a 15 grados 32'5 mms.

-- Prótesis a 30 grados 30 mms.

-- Prótesis a 45 grados 26'5 mms.

-- Prótesis a 60 grados 21'5 mms.

-- Los valores intermedios se reflejan en la curva obtenida.



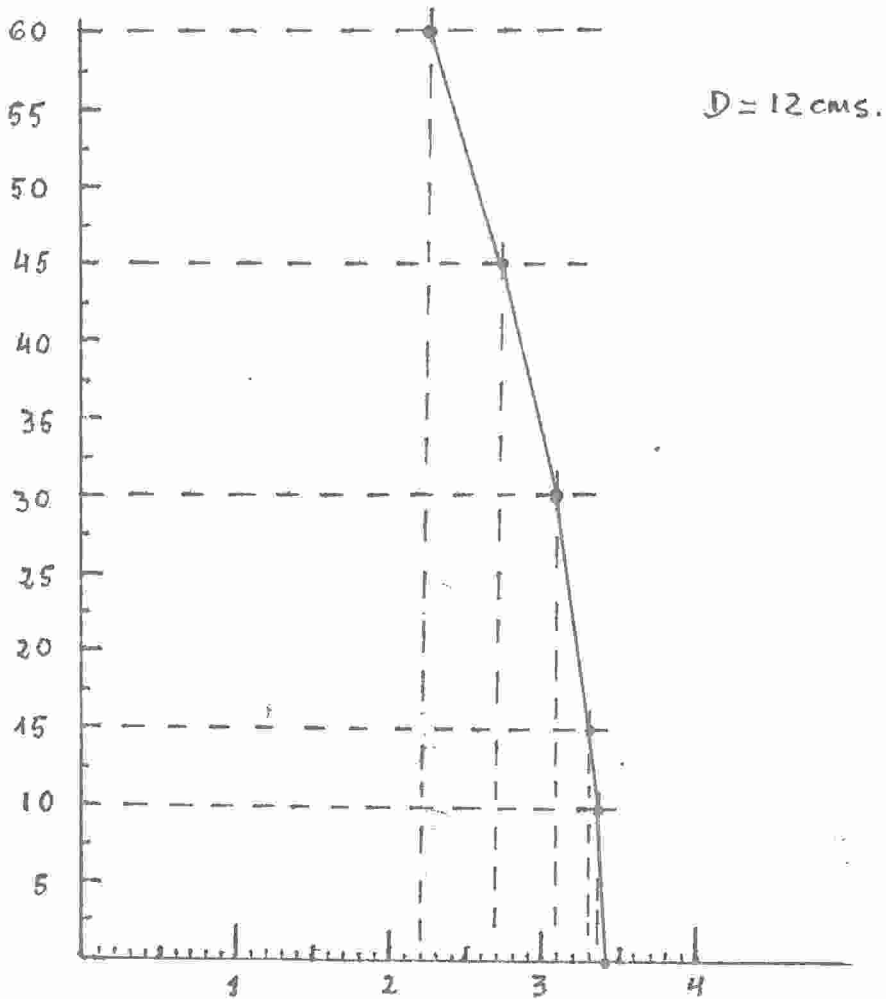
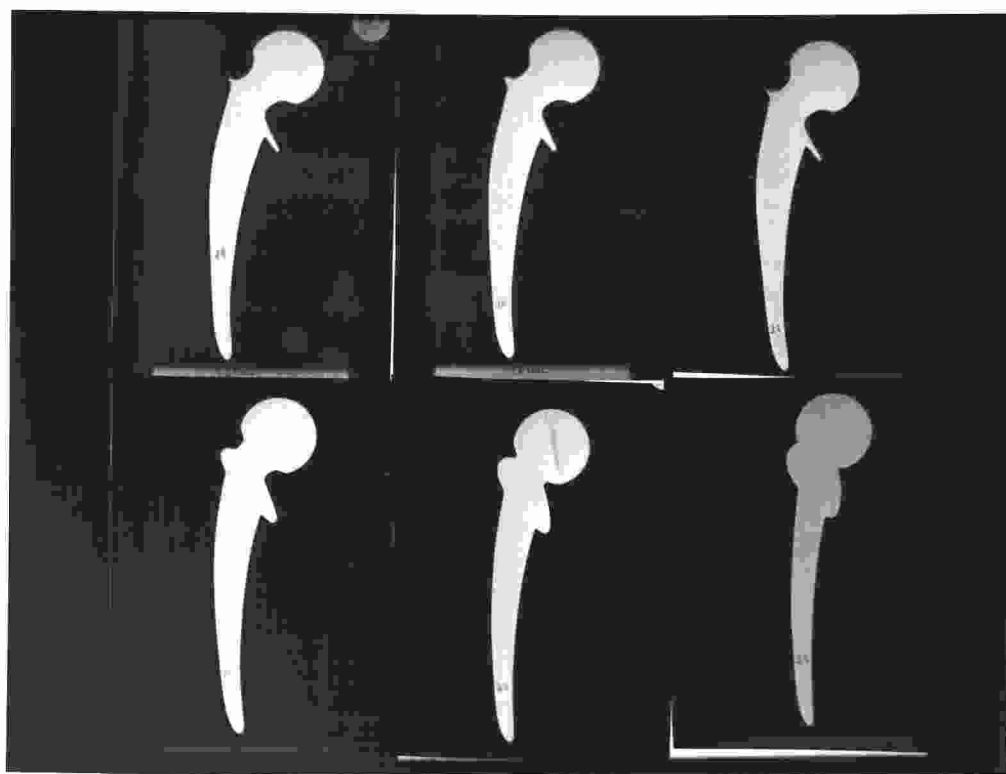


Diagrama obtenido cuando se practicaron las radiografías periapicales con la prótesis a una distancia de la boca de 12 cms. Igual distancia foco-placa.

- Prótesis a 0 grados 34 mms.
- Prótesis a 10 grados 33.5 mms.
- Prótesis a 15 grados 33 mms.
- Prótesis a 30 grados 37 mms.
- Prótesis a 45 grados 27 mms.
- Prótesis a 60 grados 22 mms.
- Los valores intermedios se reflejan en la curva.



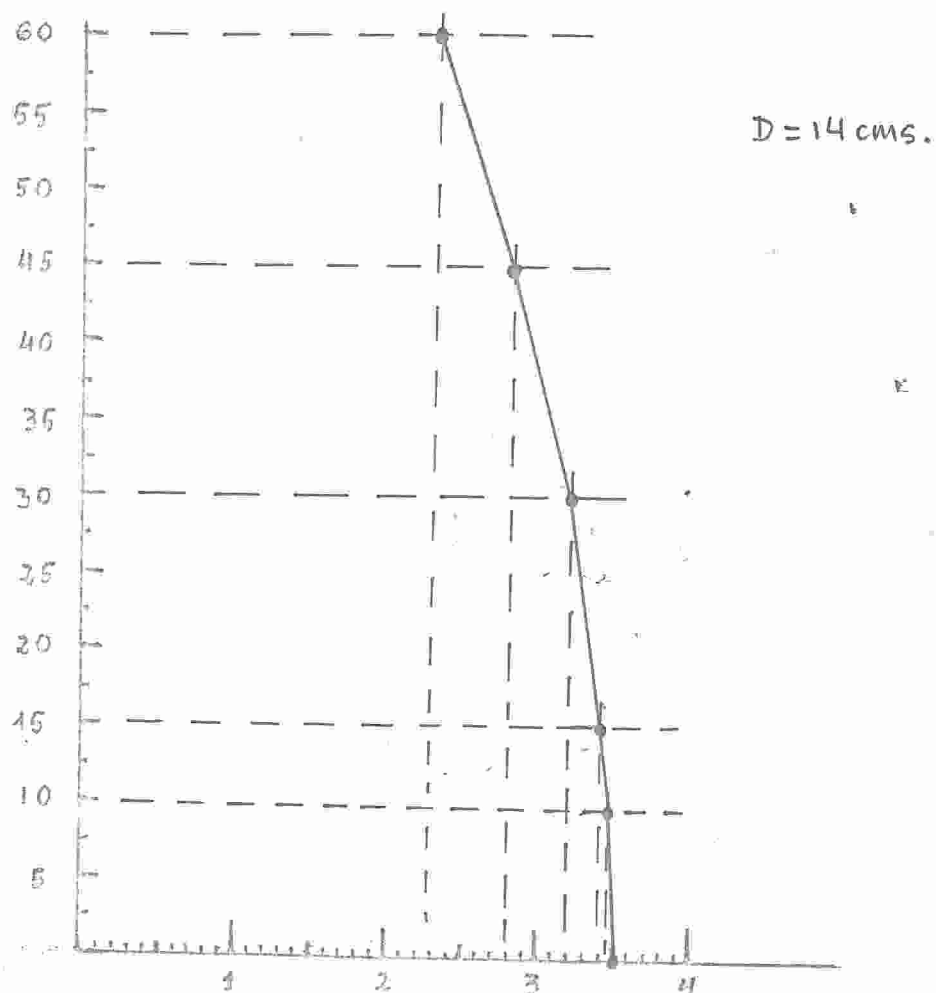
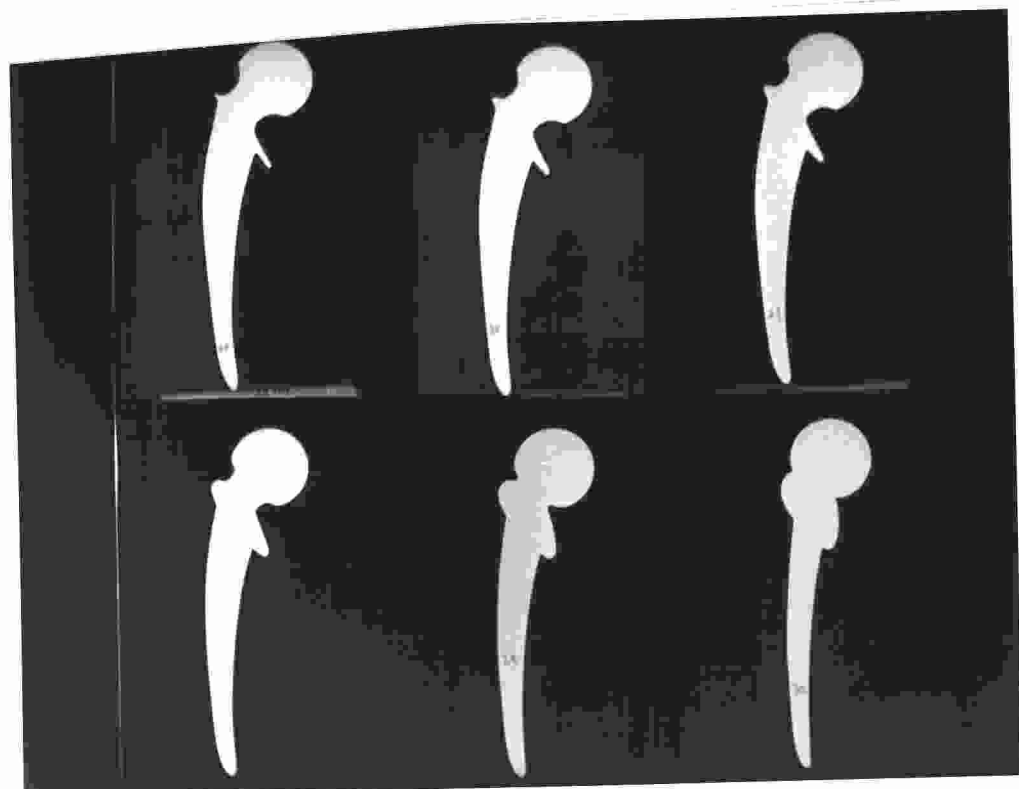


Diagrama obtenido cuando se practicaron las radiografías con la prótesis a una distancia de la mesa de rayos X de 14 cms. Igual distancia foco placa.

- Prótesis a 0 grados 35 mms.
- Prótesis a 10 grados 34.5 mms.
- Prótesis a 15 grados 34 mms.
- Prótesis a 30 grados 32 mms.
- Prótesis a 45 grados 28 mms.
- Prótesis a 60 grados 23 mms.
- Los valores intermedios se reflejan en la curva.



METODO Y CRITERIOS DE VALORACION EN
LA INDICACION.

La indicación en Cirugía es el gesto mas preciso en el que se ha de basar, fundamentalmente, el resultado. Pero, además es el banco de prueba de la formación y seriedad criteriológica del propio cirujano. La técnica se aprende a base de ejercitarla; la indicación se establece a base de estudio sereno y profundo de la fisiopatología y clínica.

La indicación de la prótesis, por lo tanto requiere un estudio cuidadoso de la enfermedad y clínica del sujeto en el que ahora nos interesa resaltar una serie de hechos que pueden agruparse en dos apartados:

1) Los que dependen de la propia enfermedad, como son el dolor, la impotencia funcional, la actitud viciosa de la articulación, la situación del resto de las articulaciones, etc., y

2) Los que dependen del propio enfermo, como son la edad, tipo de actividad sedentaria o

de exigencias funcionales, situación socio-económica, y en el caso que nos ocupa, el interés o el deseo de rehabilitación que el enfermo presente, etc.

Todos ellos en conjunto al lado de la situación real del proceso morboso, van a condicionar la indicación.

No se puede sistematizar, encuadrándolas, las enfermedades en las que la prótesis sea electiva o no. Cada caso, a nuestro juicio, requiere un estudio pertinente, y cada articulación por otrolado un trato distinto. Esto no quiere decir que la uniformidad del tratamiento desmienta lo anteriormente dicho, porque la serie de enfermos que se presenta no reúne a los únicos enfermos que pasaron por nuestros consultorios, sino que en esta serie están agrupados aquellos que presentaban condiciones idóneas para este tipo de tratamiento con este tipo de prótesis.

De una forma mas particular las indicaciones se hicieron de la siguiente forma:

-- Para las artrosis: En aquellos casos graves en que existía grave alteración de la estructura articular con desaparición de la interlinea y que se acompañaban de una sintomatología clínica de dolor y grave incapacidad. Asimismo se trataba de enfermos con la otra cadera lesionada o articulación de vecindad, sobre todo columna vertebral o rodilla, que influyen sobre la articulación coxofemoral.

También, en estos enfermos trata-

de reservar la indicación, para aquellos que tenían mas de 60 años de edad lo cual no justificaba otra técnica sobre todo la osteotomía por la naturaleza de sus lesiones o la artrodesis por el estado general o estado de su columna.

-- Para las necrosis de la cabeza femoral de naturaleza idiopática: La indicamos en aquellos enfermos con necrosis muy evolucionada y grave destrucción acompañada de hundimiento del polo superior de la cabeza femoral, para las que las osteotomía y técnicas de revascularización no tienen en absoluto posibilidades de éxito. En estas articulaciones hay signos degenerativos secundarios y el motivo de la consulta era asimismo una coxopatía dolorosa e incapacitante. En este grupo de enfermos la indicación se hace en ocasiones en pacientes de menor edad, estando algunos de ellos comprendidos entre los 40 y 50 años.

-- Para la artritis reumatoidea: En estos enfermos las lesiones suelen ser múltiples, con afectación de columna, caderas, rodillas, manos, hombros, codos, etc. La grave alteración que padecen estos enfermos en sus articulaciones no es debida a defectos arquitecturales como en la artrosis o a alteraciones de riego como en la necrosis, sino a un proceso íntimo articular, al parecer de indudable influencia por la afectación sinovial. En estos enfermos no consideramos indicada la osteotomía, pues no hay nada que corregir y la artrodesis no alcanza aquí su indicación por la múltiple afectación articular.

lar de estos enfermos. Tampoco la cúpula artroplastia suele alcanzar buenos resultados debido a la osteoporosis de estos enfermos por los tratamientos con corticoides y la inmovilización.

Se indicó pues esta técnica en los casos graves de artritis reumatoidea con afectación poliarticular y coxopatía dolorosa e invalidante, aunque también en ocasiones nos vimos precisados a realizarla en enfermas de menos de 60 años de edad.

-- Para la espondilitis anquilosante o espondiloartritis anquilopoyética: El caso de estos enfermos es que hay ocasiones en que no existe otra posibilidad de indicación. Se trata de enfermos con rigidez y anquilosis de varias articulaciones fundamentales que les obliga a permanecer sentados, cuando no permanentemente acostados por imposibilidad física para levantarse. En estos casos a pesar de la edad hemos indicado la prótesis total que ha permitido iniciar al enfermo una vida activa que había perdido hacía tiempo y para lo cual no existe otro procedimiento en la actualidad que permita obtener estos resultados.

-- El resto de las indicaciones va incluido en la sistemática actual que se viene admitiendo para la aplicación de la cirugía protésica de la cadera. Se consideran y así lo hemos hecho, dos grupos fundamentales:

Indicaciones selectivas:

Coxartrosis bilateral invalidante;

SELECTIVAS

artritis reumatoidea; espondiloartritis anquilopoyética; coxartrosis unilateral evolucionada; necrosis primitiva evolucionada; necrosis post-traumática evolucionada hacia coxartrosis y un grupo en el que se pueden incluir el fracaso de otras técnicas.

OPCIONALES

Como indicaciones opcionales, tenemos: Fracturas subcapitales de cuello femoral; coxartrosis unilateral poco evolucionada radiográficamente, pero sí clínicamente; igual la necrosis, pero en enfermos ya de edad avanzada, etc.

Ciertamente que la edad ha jugado un papel importante en el momento de establecer la indicación de una prótesis total, sobre todo considerando el escaso porvenir que hasta hace poco se venía atribuyendo a esta técnica. Pero aparte el hecho de que se está mostrando mucho más duradera de lo que preveían sus detractores, no se debería considerar tan solo este hecho a la hora de considerar su indicación ante determinados enfermos: El caso de un enfermo con espondilitis anquilosante con 18 años que tiene afectadas las caderas y rodillas así como la columna ¿ Es justo, nos preguntamos, que porque tenga esa edad juvenil, tenga que permanecer condenado a la inmovilidad, a la inactividad, y esperar a los 50 o 60 años para poderse intervenir? Nosotros consideramos que no debe ser así, por

dos razones: la primera es de orden clínico, ya que al facilitarle una función el organismo estará en mejores condiciones para responder a la enfermedad o a los tratamientos instaurados; la segunda de orden psicológico y moral, ya que este joven se le abren nuevos horizontes en su trayectoria vital.

Completando el capítulo de las indicaciones necesariamente hemos de añadir el de las :

CONTRAINDICACIONES, que terminará en conjunto de darnos idea de las posibilidades de esta cirugía:

Como contraindicaciones absolutas consideramos aquellas graves alteraciones de l estado general, principalmente las debidas a enfermedad cardio-respiratoria descompensada, diabetes en igual estado, etc que pondrian en peligro la vida del enfermo ante la intervención planteada sea del tipo que sea.

Como mas específicas consideramos el antecedente de haber padecido una coxitis infecciosa, que viene a suponer un enorme riesgo local por la posibilidad de reinfección lo que obligaría a retirar la prótesis y por tanto fracaso de la técnica. Ni siquiera en coxitis sucedida desde hace mucho tiempo, creemos deba realizarse esta técnica.

En pacientes con estafilococias cutaneas, especialmente en el lugar de l abordaje, debe posponerse.

Para algunos autores la coxalgia clínicamente curada no supone contraindicación absoluta ya que con la debida protección específica, consideran que podría ser realizada. El peligro de reinfección creemos que existe y por ello no la hemos realizado en ninguno de nuestros enfermos.

La cadera anteriormente operada, supone un cierto riesgo ya que se admite un mayor porcentaje de infecciones en las reintervenciones, sobre todo en la cirugía con implantes. Extremando al máximo si cabe, las condiciones de asepsia, este hecho no lo hemos considerado como una contraindicación absoluta, pero sí en el caso de que en la intervención anterior hubiera existido una infección.

La forma en que hemos realizado la técnica y la prevención de estas complicaciones infectivas, y añadiremos que en algunos casos tromboembólicas, las exponemos en el siguiente capítulo.

TACTICA OPERATORIA:

- Consideraciones sobre los cuidados pre y post-operatorios.
- Técnica de la intervención.

La técnica de colocación de una prótesis total de cadera necesita de unas condiciones fundamentales para su realización:

LA ASEPSIA, llevada a extremos insospechados debe guiar la actuación quirúrgica, ya que es preciso tener en cuenta que la infección es el enemigo número 1 de esta operación. Debe cuidarse pues extraordinariamente esta condición básica de cualquier acto quirúrgico.

En este tipo de cirugía con amplia exposición del campo operatorio se produce una contaminación de la herida que dependerá entre otros factores del tiempo de exposición, de las reglas de asepsia, de la atricción de partes blandas, de la desvitalización de los tejidos, de los hematomas por falta de hemostasia, etc. Una esmerada preparación del campo operatorio, un trato cuidadoso de los tejidos, perfecta hemostasia, manejo adecuado de los implantes metálicos, etc, nos reducirán considerablemente el número de infecciones.

El esquema de prevención de estas infecciones lo hemos realizado como sigue:

1) Actuación sobre el propio enfermo.

Es fundamental una cuidadosa preparación del campo operatorio, que debe realizarse desde la noche anterior con afeitado y lavado antiséptico de la región operatoria, que se deja cubierta con un apósito estéril. Una vez en el quirófano se somete a una nueva limpieza y pintura de la zona con una solución antiséptica, mostrando nuestras preferencias por la clásica solución yodada. Además de la colocación de los paños estériles, la piel debe quedar totalmente aislada especialmente el área perineal, cosa que hacemos con el adhesivo estéril (Steril Drape) de tal manera que desde que se hace la incisión en piel, ésta no entra nunca en contacto ni siquiera indirectamente con el campo operatorio.

2) Actuación sobre el cirujano.

La preparación del mismo requiere una atención primordial y es similar a la de cualquier otra intervención quirúrgica reglada. Es de hacer notar sin embargo la salvedad de que en el transcurso de la intervención y antes de la colocación de los implantes metálicos se debe realizar un cambio de guantes de los asistentes y cirujano, que además hace un lavado con solución antibiótica, normalmente rifamicina, que sirve por una parte como profiláctico y por otra para manejar más fácilmente el cemento.

3) Sobre la técnica. Con los principios expuestos de desvitalización mínima, perfecta hemos-

tasia y drenaje aspirativo en prevención de posibles hematomas. Asimismo y durante la intervención se realizan intermitentes lavados del campo operatorio con soluciones antibióticas inyectadas a presión, que además ejercen un arrastre mecánico de las partículas libres. Los fragmentos de tejidos desvitalizados son excindidos al final de la operación, principalmente los debidos al raspado al preparar el lecho del vástago endofemoral.

4) Sobre el ambiente. Puesto que carecemos de los modernos quirófanos ideados para esta cirugía de aire: por flujo laminar, realizamos la operación con el mínimo personal indispensable en quirófano y evitando la deambulacion innecesaria que levanta particulas de polvo contaminantes. Asimismo la lámpara de quirófano se procura situar desde el primer momento en su lugar exacto para no tener que moverla durante el acto quirúrgico.

En este sentido consideramos también como importante el realizarla la primera de la sesión ya que es cuando mas quietud y menos contaminado se halla el quirófano desde el dia anterior.

5) Cuidados post-operatorios. Como preventivo utilizamos además una solución endovenosa continua con administación de penicilina en dosis de 5 millones cada seis horas y medio gramo de estreptomycin cada 12 horas. Hasta ahora nunca hemos prescindido de esta antibioterapia preventiva, ya que a pesar de las condiciones máximas de asepsia en que realizamos esta técnica no son

aún suficientes como para prescindir de esta protección.

TECNICA DE LA INTERVENCION.

La via de abordaje que hemos utilizado en todos los casos, y por tanto la única que vamos a describir, ha sido la que emplea el acceso antero-lateral para la articulación de la cadera.

Dentro de los distintos tipos de abordaje para la articulación coxo-femoral, fundamentalmente anteriores, anterolaterales, laterales y posteriores, éste que hemos empleado nos ha parecido el más fácil, el menos lesivo y el que permite una colocación más fisiológica para el enfermo. Además proporciona un acceso a la articulación que permite realizar ampliamente la técnica con visualización perfecta de todas las estructuras que interesan.

La posición del enfermo lo es en decúbito supino y no hay necesidad de colocarlo en la mesa de tracciones. La incisión empleada es la de Watsson-Jones, aunque a veces la hacemos algo más arqueada a lo Muller. Se trata de una incisión que va desde la espina iliaca anterior superior hasta el trocánter mayor y de allí desciende unos 6-8 cms por la cara externa o bien se arquea ligeramente hacia adelante. En los enfermos obesos en los que la localización del trocánter es difícil basta una sencilla maniobra para localizarlo, como

es la efectuar sucesivas rotaciones controlando el trocarter mayor bajo una de nuestras manos o bien colocar el miembro en flexión y en adducción.

Una vez llegados a la fascia superficial, dependiendo del grosor y anchura del músculo tensor de la fascia lata, penetramos en profundidad o bien entre el tensor y el gluteo medio o a veces entre el tensor y el recto anterior, lo cual viene a significar un abordaje anterior con vía de acceso antero-lateral. La vía más frecuentemente utilizada ha sido entre el tensor y gluteo medio, debiendo recordar, que cuando se penetra por delante es preciso ligar el paquete circunflejo anterior, con gruesas venas en el área precapsular.

Localizada el área capsular se expone y amplía el campo mediante la colocación de unos separadores (de Muller) que se sitúan uno por delante y los otros dos por encima y debajo del cuello femoral. Se extirpa el mayor área capsular posible junto con la inserción de la porción fefleja del recto anterior, procediéndose a continuación a la sección del cuello femoral al nivel adecuado. En ocasiones se luxa la cabeza femoral antes de la osteotomía, pero no lo consideramos necesario y de hecho no lo hacemos casi nunca. La osteotomía la hacemos con sierra oscilante colocando previamente superpuesta la prótesis endofemoral, lo que nos orienta sobre el trazo de osteotomía. La sección del cuello femoral con escoplo tiene el peligro a nuestro entender, de que en ocasiones se produce una fractura incontrolada del calcáneo.

Cuando se extrae la cabeza femoral es posible terminar de extirpar áreas capsulares o ligamentarias, etc que antes no se podían extirpar por impedirlo la cabeza femoral in situ.

A continuación viene uno de los gestos fundamentales de esta cirugía y que es la preparación de los lechos óseos que han de albergar a las prótesis.

Se empieza por el cotilo al que es preciso extirpar toda su superficie cartilaginosa o la que le quede debida a su enfermedad, hasta llegar a tejido esponjoso bien trabeculado y sangrante. Este lecho ha de ser fundamental para un buen anclaje del cemento acrílico que no se fijaría sobre la superficie lisa y deslizante del cartílago.

Para ampliar aún más esta superficie de anclaje del cemento, además de extirpar el cartílago hasta hueso esponjoso, se procede a continuación a labrar tres gruesos orificios en el cotilo, cada uno de ellos en dirección hacia los tres huesos que forman el cotilo, y que son de una anchura aproximada de un centímetro y de la misma o más profundidad. El cemento se introducirá en estos orificios y además de quedar perfectamente fijado, las tres direcciones de los orificios impiden cualquier posibilidad de rotación.

La preparación del lecho óseo del fémur se hace con una fresa en forma de bayoneta a la que denominamos raspa y que sirve para ampliar el canal medular hasta permitir la introducción de la prótesis endo-

femoral. Para realizar el fresado de la cavidad medular es preciso colocar el miembro inferior en máxima adducción y rotación externa, lo que hace que el trocánter mayor y el área cruenta del cuello femoral se dirijan hacia fuera y hacia adelante, lo cual facilita la introducción de la raspa. Por razones técnicas de colocación es prácticamente imposible colocar por esta vía de abordaje y en la pierna en esta posición una prótesis endofemoral en retroversión, ya que nunca se consigue una rotación externa tan grande que permita colocarla en esta postura. De hecho en nuestra serie ninguna ha sido colocada en esta forma. Sin embargo si es mucho más frecuente, que las dificultades del raspado del lecho endofemoral y la posterior colocación de la prótesis lleven una dirección en anteversión en ocasiones mucho mayor de la deseada, hecho que por su relativa frecuencia analizaremos en nuestro estudio.

Pero siguiendo un orden cronológico, una vez efectuadas las preparaciones de los lechos óseos, lo primero que se coloca es el cemento del cotilo y después su prótesis. Cuando está "fraguado" y duro el cemento y la prótesis fija, se coloca el cemento del fémur y su prótesis, para cuando esté también fijo, proceder a su reducción.

Para el perfecto relleno del canal medular del fémur por el cemento, utilizamos un drenaje con varias perforaciones en uno de sus extremos, precisamente el que quedará en el fondo del canal medular; quedan

do el otro extremo por fuera del canal medular. De esta forma al introducir el cemento, siempre se ha producido en el interior del hueso una colección de sangre que impedirá la penetración del cemento por tratarse de un fondo casi inextensible; pero gracias a este drenaje el líquido sale hacia el exterior y la cavidad femoral queda completamente rellena de cemento, extrayéndose antes de colocar la prótesis dicho drenaje.

El cierre lo efectuamos por planos dejando sistemáticamente drenaje aspirativo, que se mantiene 48 horas como máximo si la evolución es satisfactoria.

Desde el día siguiente de la operación comienza la Rehabilitación, que es encomendada a dicho departamento, rehabilitación progresiva que permite una precoz carga y puesta en marcha.

Es muy importante señalar aquí que aparte de la prevención de la infección antes aludida, en estos enfermos es muy necesaria una vigilancia estricta y realizar preventivamente de una manera sistemática la prevención de la enfermedad tromboembólica, que constituye una amenaza para estos enfermos. Tomada con precaución y realizada su tratamiento profiláctico su incidencia se verá reducida al mínimo.

Manera de prevenirlos:

Dado que estas complicaciones son el gran peligro de la cirugía de los miembros, la embolia pulmonar aparece como complicación en casi todas las esta-

disticas y que las secuelas feblíticas de los miembros inferiores pueden ensombrecer los resultados de esta cirugía, la prevención de dichos fenómenos tromboembólicos ha ido perfeccionándose y haciendose de manera sistemática y obligada en este tipo de operaciones, hasta tal punto eficaz este criterio, que junto con la movilidad y deambulación precoz, han contribuido a obtener en este sentido unos resultados alentadores.

Siempre estudiamos antes de la intervención, los tiempos de hemorragia, coagulación e índice de protrombina, que se completa con un estudio global ante la menor duda de déficit o estados de hipercoagulabilidad. Estas pruebas mas completas a que nos referimos se pueden hacer tanto en el preoperatorio, como en el post-operatorio dependiendo de cuando se necesiten, e incluyen:

a) Pruebas globales:

Tiempo de coagulación.

Tiempo de Howell.

Tromboelastograma.

b) Pruebas parciales:

Tiempo parcial de tromboplastina
activada.

Consumo de protrombina.

Índice de protrombina.

Tiempo de Quick.

Tiempo de trombina diluida.

Dosificación de fibrinógeno.

Factor estabilizador.

Tiempo de hemorragia.

Retracción del coágulo.

Resistencia capilar.

Plaquetas: Recuento, morfología y autoagregación.

c) Pruebas de fibrinolisis:

Observación del coágulo.

Test de V.Kaulla.

El balance de las distintas pruebas unido a la clínica, variable, aunque de todos conocida, cuyos signos mas evidentes son el dolor, la elevación térmica y el edema indurado con nódulos dolorosos en los trayectos venosos, llevan a actuar en la forma mas conveniente:

Hay que descartar los tratamientos incompletos e insuficientes con falta de control o inadecuado por lo que siempre hemos creído necesario que este tipo de control y tratamiento sea llevado por los expertos en hematología.

-- Tratamiento con heparina cálcica bajo el control preciso que conlleva.

-- Repetición posterior de las pruebas si se considera necesario continuar la evolución del enfermo.

-- Suspensión paulatina del tratamiento y vigilancia con la evolución favorable del enfermo y reintegración de sus funciones.

Esta pauta, junto con el tratamien-

to rehabilitador ha sido realizada de una forma sistemática en todos nuestros enfermos, siguiendo unos patrones para todos ellos idénticos o semejantes lo que nos ha permitido establecer un grupo homogéneo, sobre el que hemos realizado nuestro trabajo.