

UNIVERSITAT DE BARCELONA
FACULTAT DE MEDICINA
DEPARTAMENT DE CIRURGIA I ESPECIALITATS QUIRÙRGIQUES

Tesi doctoral presentada per En/Na

Carlos VILALTA BOU

amb el títol

**"El adelantamiento de la tuberosidad tibial
anterior en el tratamiento de la artrosis rotuliana"**

per a l'obtenció del títol de Doctor/a en

MEDICINA

Barcelona, 22 de febrer del 2001.

Universidad de Barcelona
Facultad de Medicina
Instituto Clínico del Aparato Locomotor. Hospital Clínico

**EL ADELANTAMIENTO DE LA
TUBEROSIDAD TIBIAL ANTERIOR
EN EL TRATAMIENTO DE
LA ARTROSIS ROTULIANA**

Tesis Doctoral
2.001

**EL ADELANTAMIENTO DE LA
TUBEROSIDAD TIBIAL ANTERIOR
EN EL TRATAMIENTO DE
LA ARTROSIS ROTULIANA**

Doctorando:
Carlos Vilalta Bou

Directores de la Tesis:
Prof. R. Ramón Soler
Prof. S. Suso Vergara

*En recuerdo del Dr. Joaquín Cabot Boix y
del Prof. Paul Ficat. Dos maestros que, con sus enseñanzas,
despertaron mi interés por la cirugía de la rodilla.*

*A todos mis compañeros del Hospital Clínico,
pasados y presentes, que han compartido conmigo el interés
por la patología de la rodilla.*

AGRADECIMIENTOS

Al **Prof. Roberto Ramón** que ha tenido la gentileza de dirigir esta Tesis. Durante los años de Jefe de Servicio de Ortopedia y Traumatología del Hospital Clínico fue un ejemplo de seriedad y rigor en todas sus actuaciones. Veló continuamente por la disciplina en las sesiones clínicas, en las consultas externas, en la redacción de las historias clínicas, en el trabajo en el quirófano y en la calidad de las publicaciones del Servicio. Confío en que esta Tesis, que constantemente me reclamaba, esté a la altura de sus enseñanzas.

Al **Prof. Santiago Suso** que amablemente ha querido codirigir esta Tesis. Hacerse cargo de la Dirección del Instituto Clínico del Aparato Locomotor del Hospital Clínico es una labor muy comprometida. No obstante siempre ha tenido un hueco para corregirme, aconsejarme y estimularme para la realización de esta Tesis.

Al **Dr. José M^a Arandes**, amigo y verdadero reservorio bibliográfico, cuya ayuda ha sido fundamental para la redacción de esta Tesis.

Al **Dr. Antonio Llovera** por su ayuda en la realización de la estadística descriptiva.

A la **Srta. Elena Arandes** por su ayuda en la realización de la estadística analítica.

A mis compañeros del Servicio que de un modo u otro me han prestado su colaboración amistosa, en especial a mis compañeros más directos de la Unidad de Rodilla, el **Dr. Josep M^a Segur** y el **Dr. Francisco Maculé**.

INDICE

	Pag.
1. INTRODUCCION	5
<i>1.1. La articulación fémoro-patelar</i>	7
1.1.1. La rótula y el aparato extensor de la rodilla	9
1.1.2. Anatomía y fisiología de la articulación fémoro-patelar	11
1.1.2.1. Factores óseos de la estabilización rotuliana.	14
1.1.2.2. Factores ligamentosos de la estabilización rotuliana.	16
1.1.2.3. Factores musculares de la estabilización rotuliana.	16
1.1.3. Biomecánica	19
1.1.3.1. Areas de contacto y zonas de carga fémoro-patelares.	20
1.1.3.2. Valor del componente de reflexión.	24
<i>1.2. Evolución histórica de la cirugía rotuliana</i>	33
1.2.1. Cirugía de las inestabilidades rotulianas	36
1.2.2. Las lesiones del cartílago y su tratamiento	38
1.2.3. Patelectomía	41
1.2.4. Intervenciones descompresivas	42
1.2.5. Alternativas actuales de sustitución rotuliana	43
1.2.6. Artroscopia y cirugía rotuliana	44
<i>1.3. Concepto matemático de la patología rotuliana y sus aplicaciones terapéuticas</i>	47
1.3.1. Concepción personal de Maquet	49
1.3.2. Avanzamiento del tendón rotuliano	52
1.3.2.1. Técnicas quirúrgicas de Maquet	54
1.3.2.2. Otras técnicas propuestas	58
1.3.2.3. Valoración experimental de las distintas opciones del “efecto Maquet”	60

1.3.3. Alternativas quirúrgicas "descompresivas"	61
1.3.3.1. Sección del alerón rotuliano externo	62
1.3.3.2. Las osteotomías de la rótula	62
1.3.3.2.1. Osteotomías sagitales	62
1.3.3.2.2. Osteotomías coronales	64
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO Y OBJETIVOS DE LA TESIS	67
3. MATERIAL Y METODO	71
<i>3.1. Sistemática de recogida de datos utilizado en este trabajo y valoración de los mismos</i>	73
3.1.1. Sistemática de recogida de datos	75
3.1.2. Criterios de valoración de resultados	92
<i>3.2. Casuística</i>	97
<i>3.3. Técnica quirúrgica</i>	105
<i>3.4. Análisis estadístico de la serie</i>	113
3.4.1. Estadística descriptiva	115
3.4.2. Estadística analítica	119
4. RESULTADOS	127
<i>4.1. Hallazgos operatorios</i>	129
4.1.1. Lesiones rotulianas	129
4.1.2. Otras lesiones articulares e intervenciones asociadas	131
<i>4.2. Tipos de injerto. Accidentes. Parámetros técnicos. Postoperatorio</i>	133
<i>4.3. Complicaciones postoperatorias. Repercusión en el aparato extensor</i>	134
<i>4.4. Resultados clínicos</i>	136
4.4.1. Resultados globales	136
4.4.2. Resultados en lesiones aisladas	140

4.4.3. Resultados en lesiones combinadas de ambas facetas	140
4.4.4. Resultados en lesiones de la "zona crítica"	141
4.4.5. Resultados según la edad	142
4.4.6. Resultados radiológicos	143
4.4.7. Correlación clínico–radiológica y anatómica	143
4.4.8. Resultados de la estadística analítica	145
5. DISCUSIÓN	151
<i>5.1. La presión fémoro-patelar y sus modificaciones</i>	153
<i>5.2. Características de la serie</i>	157
<i>5.3. Clínica de la patología rotuliana</i>	161
5.3.1. Sintomatología y exploración	163
5.3.2. Radiología de la patología rotuliana	166
<i>5.4. Técnica operatoria. Hallazgos</i>	171
<i>5.5. Complicaciones</i>	179
5.5.1. Complicaciones peroperatorias	181
5.5.2. Complicaciones postoperatorias	181
5.5.3. Repercusión en el aparato extensor	182
<i>5.6. Resultados</i>	185
5.6.1. Justificación de un baremo de valoración	187
5.6.2. Resultados clínicos y radiológicos	188
5.6.3. Otras estadísticas	189
<i>5.7. Indicaciones y factores pronósticos</i>	193
5.7.1. Indicaciones	195
5.7.2. Factores pronósticos	195
6. CONCLUSIONES	197
7. REFERENCIAS	201
8. ANEXO	223

1. INTRODUCCION

1.1. LA ARTICULACION FEMORO-PATELAR

1.1. LA ARTICULACION FEMORO-PATELAR

La patela está situada en la cara anterior de los cóndilos femorales y su papel es fundamental en la flexo-extensión de la rodilla porque:

a) refuerza el músculo cuádriceps en la extensión activa de la rodilla, al aumentar el ángulo de ataque del tendón rotuliano sobre la tibia,

b) disminuye considerablemente la fricción del tendón cuadricipital, lo que facilita el deslizamiento del aparato extensor y

c) guía la contracción del cuádriceps, centrando las fuerzas divergentes de sus 4 grupos musculares.

1.1.1. LA ROTULA Y EL APARATO EXTENSOR DE LA RODILLA

La rótula está sólidamente amarrada a la cara anterior de la rodilla según un dispositivo cruciforme. Distalmente por el tendón rotuliano que desde su porción inferior se dirige a la tuberosidad tibial anterior (T.T.A.). Lateralmente por el refuerzo capsular del alerón externo que se inserta en el epicóndilo lateral y por la expansión rotuliana de la fascia lata. Medialmente por el refuerzo del alerón interno que se dirige al epicóndilo medial. Proximalmente por el tendón cuadricipital, resultado de la fusión de los cuatro elementos musculares del cuádriceps: recto anterior, vasto medial, vasto lateral y crural (Fig. 1).

Las fibras superficiales del tendón del músculo recto anterior forman una cincha longitudinal, pasando en puente sobre la rótula para formar la capa superficial del tendón rotuliano y representan la inserción tibial directa del cuádriceps. Esto apoya la teoría del origen sesamoideo de la rótula que se desarrolla en el interior del tendón cuadricipital (Vallois (1917), Sentís (1976)) y tiene la particularidad de alejar el plano tendinoso de la troclea femoral, mejorando considerablemente la eficacia del brazo de palanca del cuádriceps, como señala Ficat (1970).

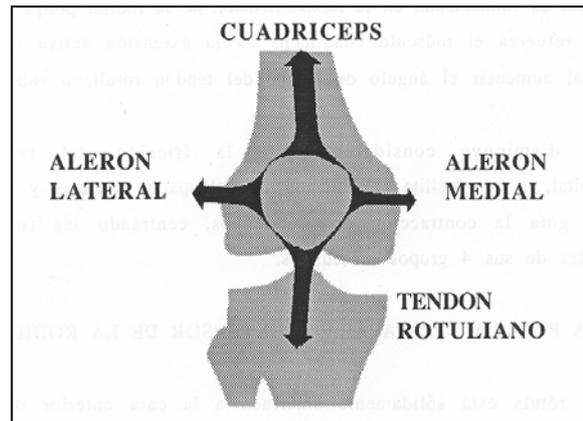


Fig. 1.- Esquema del amarre cruciforme de la rótula

Este amarre cruciforme no es simétrico. Las fibras musculares que convergen en el tendón cuadricepsital, siguen la dirección oblicua que les impone la diáfisis femoral, que se separa de la línea media a medida que se acerca a la cadera, anatomía impuesta por la anchura mayor de la pelvis.

Esto hace que exista un valgo fémoro-tibial anatómico, valgo que seguirá la disposición del aparato extensor de la rodilla.

La ubicación de la T.T.A. hace que el tendón rotuliano presente asimismo una discreta oblicuidad, que acentúa el valgo anatómico, puesto que la T.T.A. queda ligeramente lateral en la extensión de la rodilla.

Esta disposición anatómica conlleva la desalineación del aparato extensor. El denominado ángulo Q expresa dicha normal desalineación. Su valor suele ser de $10^{\circ} - 15^{\circ}$ (Fig. 2).

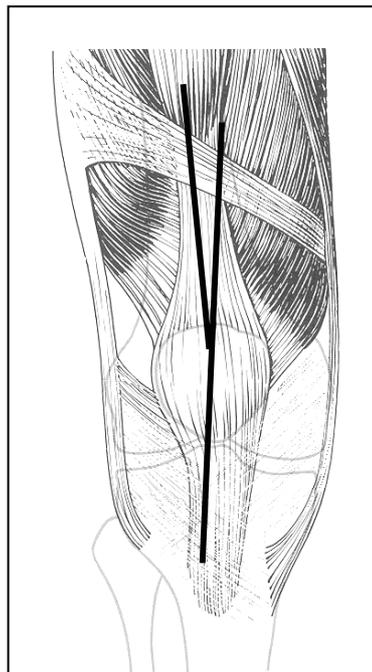


Fig. 2.- Esquema del ángulo Q

1.1.2. ANATOMIA Y FISILOGIA DE LA ARTICULACIÓN FEMORO-PATELAR

Los estudios fisiológicos sobre la rodilla, que trascienden al comportamiento de la rótula, muestran que en la flexión se combinan los movimientos de rodamiento y de deslizamiento de los cóndilos sobre la meseta tibial, en relación con la longitud desigual de ambas superficies articulares.

La flexión originada exclusivamente por el rodamiento condíleo se vería prontamente limitada al acabarse la superficie de la meseta tibial.

La proporción entre rodadura y deslizamiento no es la misma a lo largo de todo el movimiento de flexo-extensión. A partir de la extensión completa, los cóndilos empiezan por rodar sin resbalar y más tarde el deslizamiento se hace más predominante sobre la rodadura, de tal manera que, al final de la flexión, el cóndilo resbala, sin rodar.

Kapandji (1974) en relación a este fenómeno, considera que la longitud del rodamiento puro desde la extensión de la rodilla es distinto según se trate del cóndilo medial o del lateral y da las cifras de 15° para el medial y 20° para el lateral, a partir de las cuales la flexión de la rodilla se consigue hasta 140° mediante el deslizamiento sobre los platillos tibiales (Fig. 3).

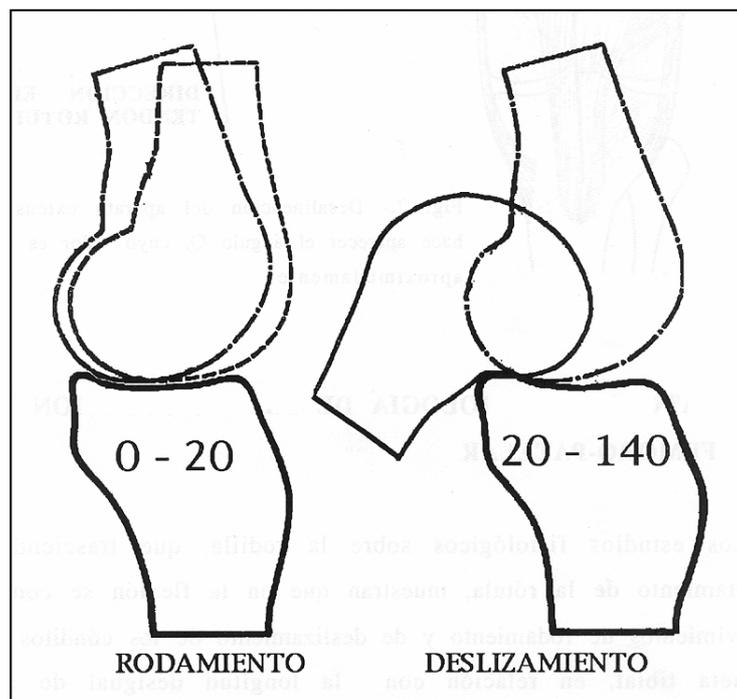


Fig.3.- La flexión de los cóndilos sobre la tibia se realiza mediante rodamiento para en los primeros grados y por deslizamiento, hasta finalizar el arco de movimiento de la rodilla.

Las cifras de rodamiento puro corresponden a la amplitud habitual de los movimientos de flexo-extensión que se requieren para la marcha normal.

En su completo recorrido, la rótula recorre un trayecto sobre los cóndilos femorales que se ha cifrado entre 5 y 8 cm, según diversos autores (Fick (1910), Kapandji (1974)).

Proyectada sobre un plano frontal, este trayecto dibuja una línea que ha estudiado Bouillet (1961) sobre 100 casos, observando que en 36 casos es estrictamente vertical, en 49 ligeramente oblicua hacia arriba y hacia fuera (Fig. 4) y en 15 ocasiones es oblicua si bien al llegar a los últimos grados de extensión activa se produce un brusco movimiento de traslación lateral, probablemente debida a una insuficiencia del vasto medial.

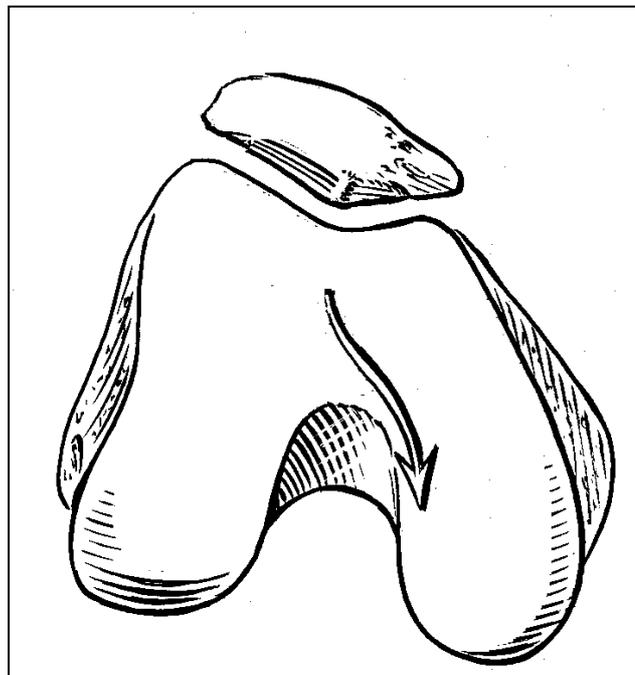


Fig. 4.- En el movimiento de flexión, la rótula se desplaza hacia abajo y hacia dentro sobre la troclea femoral.

En el plano lateral, la rótula realiza una translación circunferencial, girando sobre un eje transversal, ya que durante todo el movimiento de flexo-extensión permanece aplicada contra la tróclea femoral y la escotadura intercondílea (Fig. 5).

Debido al retroceso de los cóndilos femorales por el rodamiento, al inicio de la flexión, la rótula retrocede en relación con la tibia, para seguir aplicada contra aquellos, de manera que el tendón rotuliano se inclina 35° dorsalmente (Fig.6).

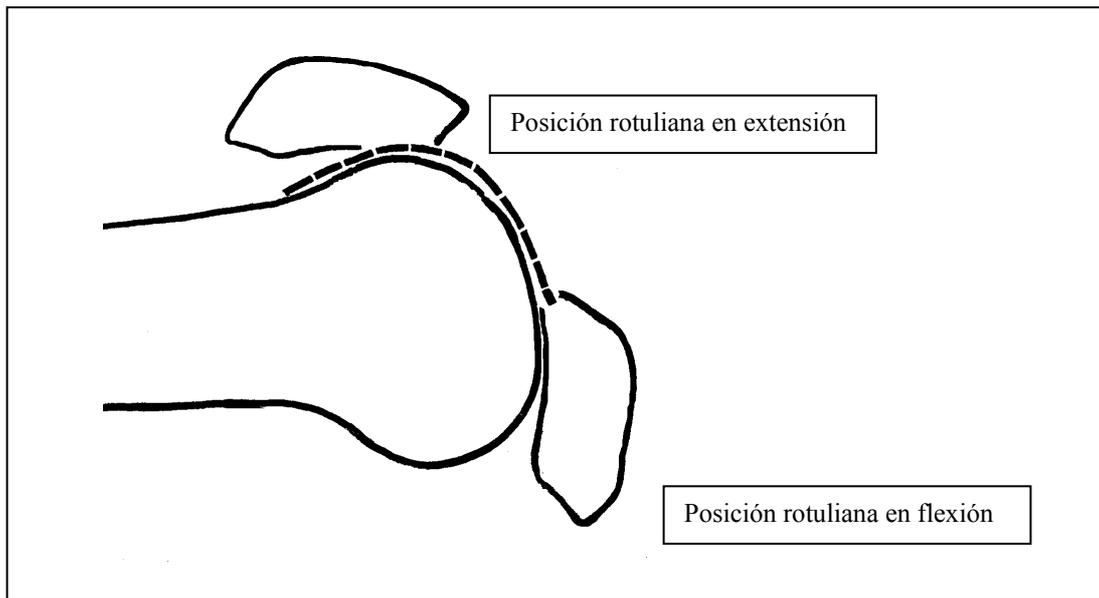


Fig. 5.- Trayecto circunferencial de la rótula en la flexo-extensión.

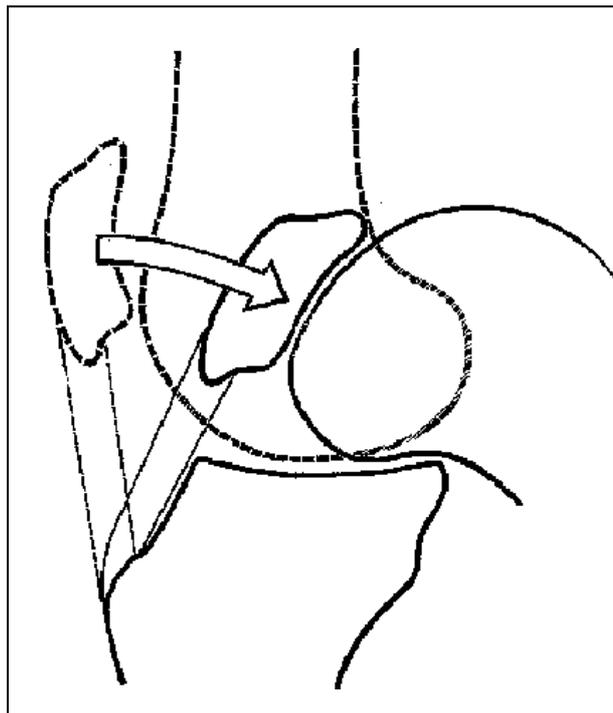


Fig. 6.- La flexión de la rodilla hace inclinarse el tendón rotuliano hacia atrás unos 35 grados.

Debe tenerse en cuenta que, tanto por la morfología articular fémoro-patelar como por la colocación de la rótula, no existe ninguna estabilidad intrínseca en esta articulación. Para asegurar la cinemática de la rodilla, la rótula precisa de sistemas estabilizadores extrínsecos.

En el capítulo de la fisiología fémoro-patelar debemos considerar varios factores que contribuyen a proporcionar dicha estabilidad. Los agruparemos en:

- 1) factores óseos
- 2) factores ligamentosos y
- 3) factores musculares

1.1.2.1 FACTORES OSEOS

El cauce troclear presenta dos vertientes convexas en todos los sentidos que convergen oblicuamente hacia atrás formando el sulcus que sirve de guía al desplazamiento rotuliano.

Ambas vertientes no son simétricas (Fig. 7). La vertiente lateral de la troclea es más alta y más larga que la vertiente medial.

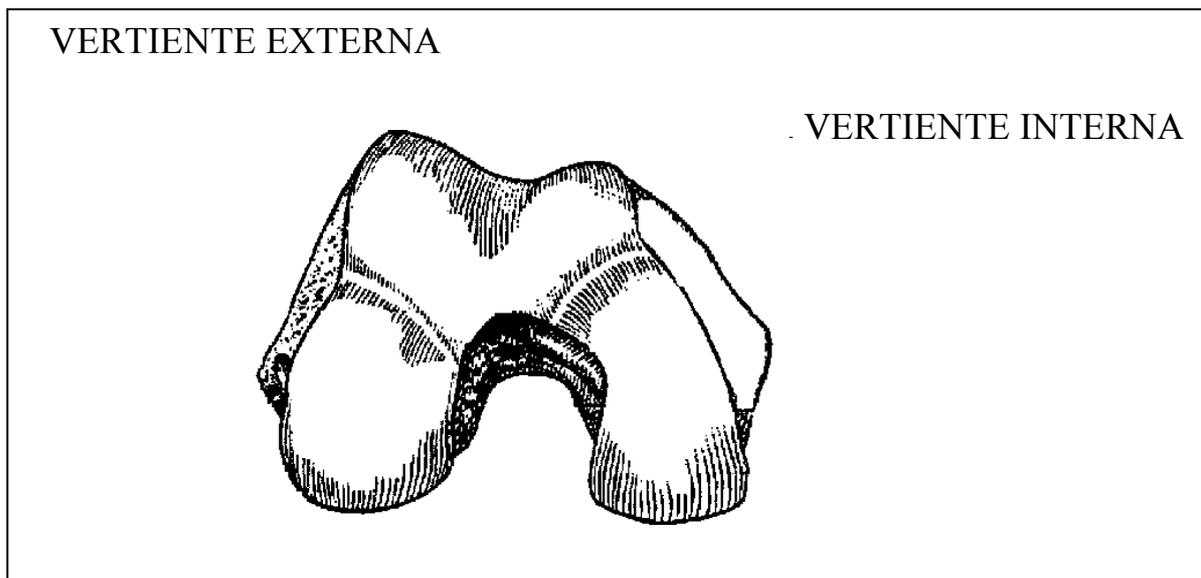


Fig. 7.- La vertiente troclear externa es más alta que la interna.

La troclea femoral es el segmento más funcional de la articulación con la rótula, pero no es el único, ya que en la flexión superior a 90° el contacto articular se realiza con las rampas condíleas que continúan directamente el cauce de la troclea, insinuándose en la escotadura intercondílea.

El valor retentivo de la troclea crece a medida que se progresa en la flexión de la rodilla.

En extensión completa la rótula se aloja en una depresión redondeada situada por encima del borde superior de la troclea lateral, que se encuentra tapizada por tejido fibroso y que parece prolongarla hacia arriba. Es una faceta de reposo para la rótula cuando la rodilla está en extensión completa (Fig. 8).

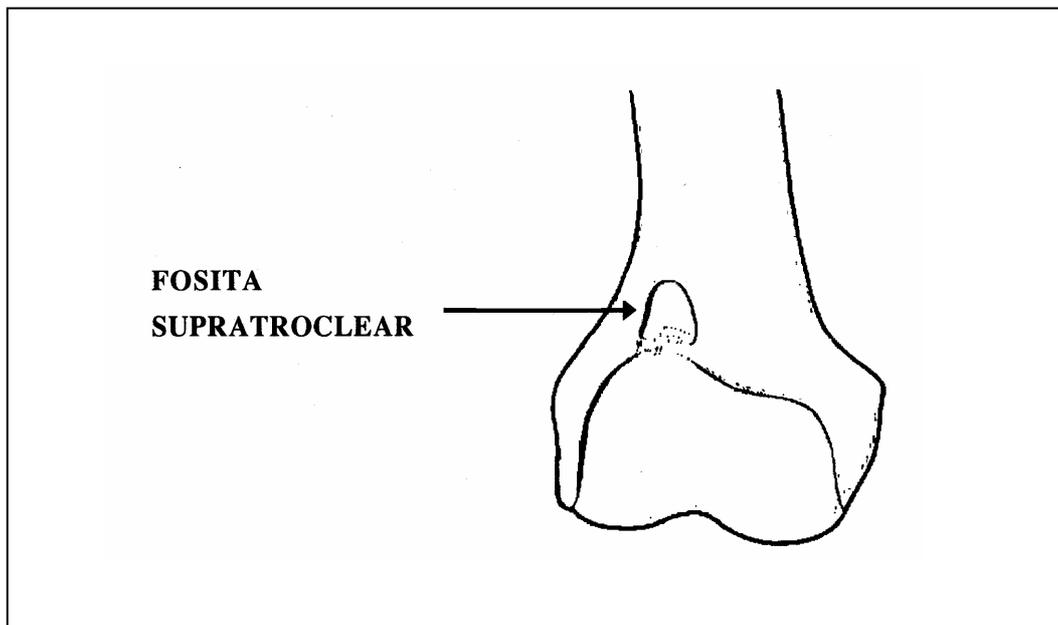


Fig. 8 .- En la parte lateral, por encima de la troclea, existe la fosita de reposo para la rótula.

La cara posterior de la rótula presenta una parte distal no articular, que representa una cuarta parte de su altura, destinada a la inserción del tendón rotuliano y en relación con el paquete adiposo de Hoffa y una parte proximal verdaderamente articular, que está dividida en dos facetas (medial y lateral) cuya inclinación angulada forma una cresta media que las separa.

La forma y dimensiones de ambas facetas coincide con las vertientes y el cauce troclear, de manera que el ángulo que forman ambas suele ser de 130° (valores entre 120° y 140°). La faceta externa es más larga que la interna.

Adosada a la faceta interna puede existir una tercera faceta ("odd facet" de los anglosajones) cuya única misión es el apoyo a partir de los 120° de flexión de la rodilla (Fig. 9).

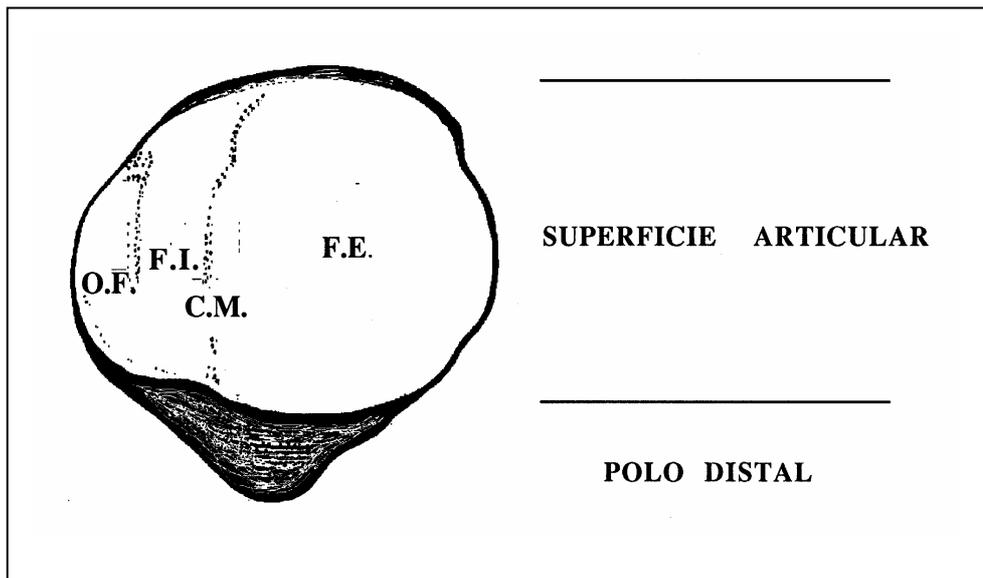


Fig. 9.- Esquema de la superficie dorsal de la rótula. La superficie articular está formada por: la faceta externa (F.E.), la faceta interna (F.I.), separadas por la cresta media (C.M.) y la "odd facet" (O.F.).

1.1.2.2 FACTORES LIGAMENTOSOS

La cápsula articular en la rodilla no juega su habitual papel de estabilización como sucede en otras articulaciones. El volumen articular de la rodilla presenta una capacidad considerable por lo cual la cápsula es laxa para permitir la existencia de grandes fondos de saco que aseguren la movilidad.

Por el contrario, su aparato téndino-ligamentoso es altamente diferenciado y eficaz.

A nivel rotuliano ya hemos descrito su sistema de amarre cruciforme (alerones laterales e inclusión en el conjunto tendo-muscular cuadrícipital) que la integran en el aparato extensor de la rodilla.

1.1.2.3 FACTORES MUSCULARES

Están representados casi exclusivamente por el cuádriceps y actúan sobre el plano frontal y fundamentalmente en el plano sagital.

En el plano frontal la acción del cuádriceps tracciona la rótula hacia arriba y hacia fuera en razón de la dirección de sus fibras musculares. El vasto lateral y el recto anterior suman sus acciones en tal sentido. El crural la tracciona

directamente hacia arriba y solamente el vasto medial, a través de sus fibras más distales que tienen una dirección casi transversal y toman inserción muy cercana al borde rotuliano súpero-interno, la tracciona hacia arriba y medialmente.

Esta acción del vasto medial es esencial en los últimos 15° de extensión, cuando se produce el atornillamiento de la rodilla y la T.T.A. se coloca más externa, aumentando el valgo del aparato extensor.

En el plano lateral la estabilización muscular de la articulación fémoro-patelar se logra mediante la aparición del "componente de reflexión" (Bizou (1961)), que es un vector que representa la presión fémoro-patelar o sea la fuerza resultante de la contracción del cuádriceps y de la del tendón rotuliano (Fig. 10).

El componente de reflexión aplica fuertemente la rótula contra la tróclea, dirigiéndose hacia el eje transversal de flexo-extensión.

Esta presión de la articulación fémoro-patelar es variable y depende de la fuerza del cuádriceps, a la cual se opondrá otra de la misma magnitud del tendón rotuliano y del grado de flexión de la rodilla.

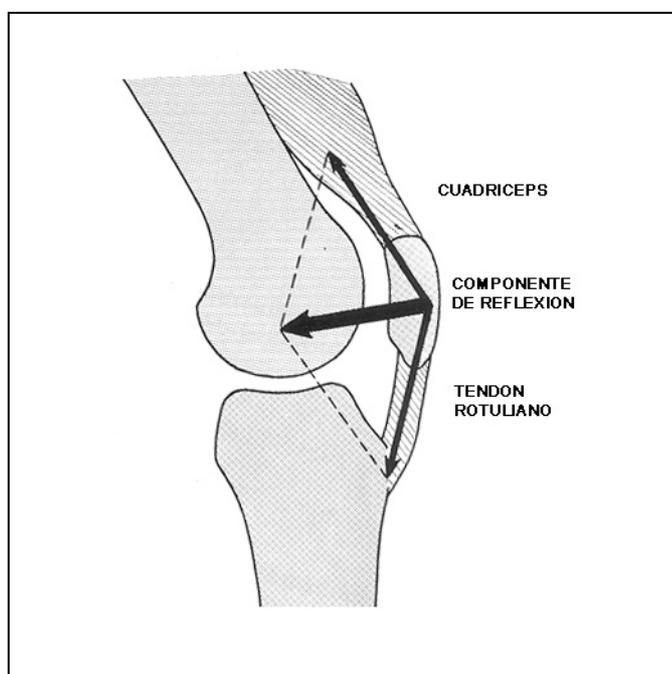


Fig. 10.- El componente de reflexión origina la presión fémoro-patelar y es la resultante de la fuerza del cuádriceps y la tensión del tendón rotuliano.

En una sección sagital de la rodilla, los tendones cuádriceps y rotuliano se insertan sobre la cara anterior de la rótula, lo cual hace que aún en extensión

y en reposo estos tendones forman un ángulo de vértice anterior y que el simple tono muscular tiende a aplicar la rótula contra el fémur.

Esta fuerza fémoro-patelar aumenta de valor rápidamente con la flexión de la rodilla.

Ficat (1970) ha sistematizado claramente el concepto de "equilibrio inestable" de la rótula, que define con precisión su cualidad más sobresaliente y a la vez la que origina gran parte de su patología.

La rótula está sometida a una sollicitación lateral por la acción del aparato extensor valguizado, por la mayor tonicidad del alerón externo y por las expansiones de la fascia lata. Esta suma la denomina Ficat (1973) "ley del valgo" (Fig. 11). Son los factores desequilibradores de la rótula.

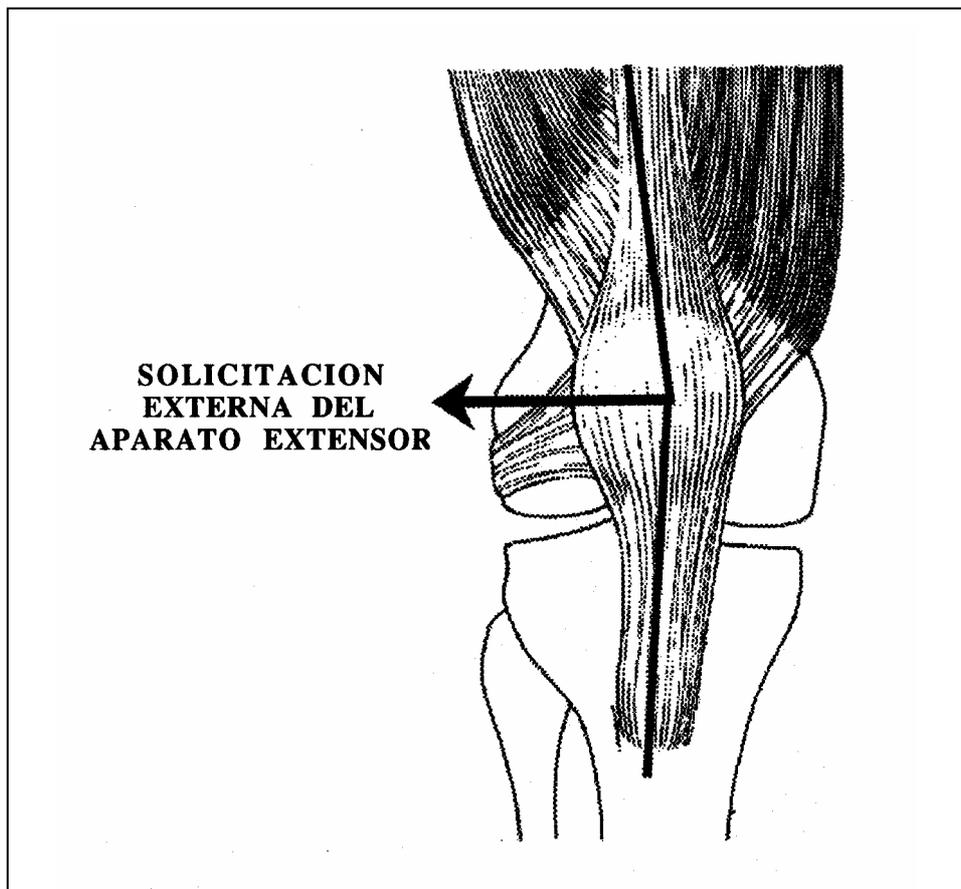


Fig. 11.- "Ley del valgo". Sus diferentes fuerzas determinantes.

A ellos se oponen: la mayor altura de la vertiente troclear lateral, la resistencia del alerón medial, la contracción del vasto interno y la existencia del componente de reflexión, que representan los factores equilibradores de la rótula.

En razón de la variabilidad del componente de reflexión y de la mayor continencia anatómica de la tróclea, los 20^o primeros grados de flexión de la rodilla son los más comprometidos para la articulación fémoro-patelar ya que en ellos el valgo del aparato extensor es máximo y la continencia troclear y el valor de la presión fémoro-patelar mínimas.

La inversión de estos factores aparece cuando la tibia realiza el movimiento de rotación interna automático, ligado a la flexión. La T.T.A. se coloca más medial y el ángulo Q disminuye progresivamente su valor hasta anularse a 90°, aumentando progresivamente la fuerza de presión rotuliana y la continencia troclear.

1.1.3. BIOMECANICA

Las distintas presiones que se ejercen sobre la articulación fémoropatelar pasan a través del cartílago articular, al cual se le exige una notable plasticidad y adaptación constante a las diversas situaciones de incongruencia o desequilibrio.

El cartílago que recubre la rótula es el más grueso del organismo; en la zona de la cresta media su espesor dobla al del cartílago troclear, pudiendo alcanzar los 6 mm, lo cual le otorga una notable capacidad de compensación y amortiguación de desigualdades pasajeras de presión.

Por ello, el cálculo del valor del componente de reflexión ha sido ensayado por numerosos autores.

Durante el movimiento de flexión y extensión la presión fémoropatelar no se transmite por toda la superficie cartilaginosa de la rótula, sino que el apoyo es sectorizado, de tal manera que, en líneas generales, cuando la rótula se encaja en la tróclea, al inicio de la flexión y hasta los 30°, se apoya su 1/3 distal. Hacia los 60° la zona de apoyo asciende al 1/3 medio y a los 90° la zona de carga es su 1/3 superior.

En el capítulo de la mecánica de la articulación fémoro-patelar deberemos considerar, pues, dos apartados:

- a) las áreas de contacto y zonas de carga y
- b) el valor del componente de reflexión o sea la presión fémoro-patelar.

1.1.3.1 AREAS DE CONTACTO Y ZONAS DE CARGA FEMORO-PATELARES

Este capítulo se basa fundamentalmente en la experimentación sobre especímenes.

El primer autor que se interesó por este problema fue Wiberg (1941) haciendo secciones en rodillas de cadáver congeladas en varios grados de flexión. Este trabajo inicial no valoraba la carga, ni la tensión cuadrípital, pero fue el que abrió el camino a las ulteriores experimentaciones.

Goodfellow, Hungerford y Zindel (1976) describieron un método de tinción con tinta china (método de Woods), con un montaje que mantenía el grado deseado de flexión articular mediante un peso en el vástago femoral y utilizando entre 2 y 10 kg. para la experimentación.

Ficat y Hungerford (1977) se basaron en el mismo método utilizando carga inferiores a las fisiológicas pero que consideraron útiles para delimitar la sectorización del apoyo rotuliano.

De esta manera concluyeron afirmando que el primer contacto que realiza la rótula contra la tróclea es a los 10°-20° de flexión en caso de que no exista una patella alta, que el primer contacto sería entonces a 30° de flexión.

La imagen del primer contacto es transversal a nivel de la tróclea femoral y discretamente bilobulada en el 1/3 distal de la rótula (Fig. 12).

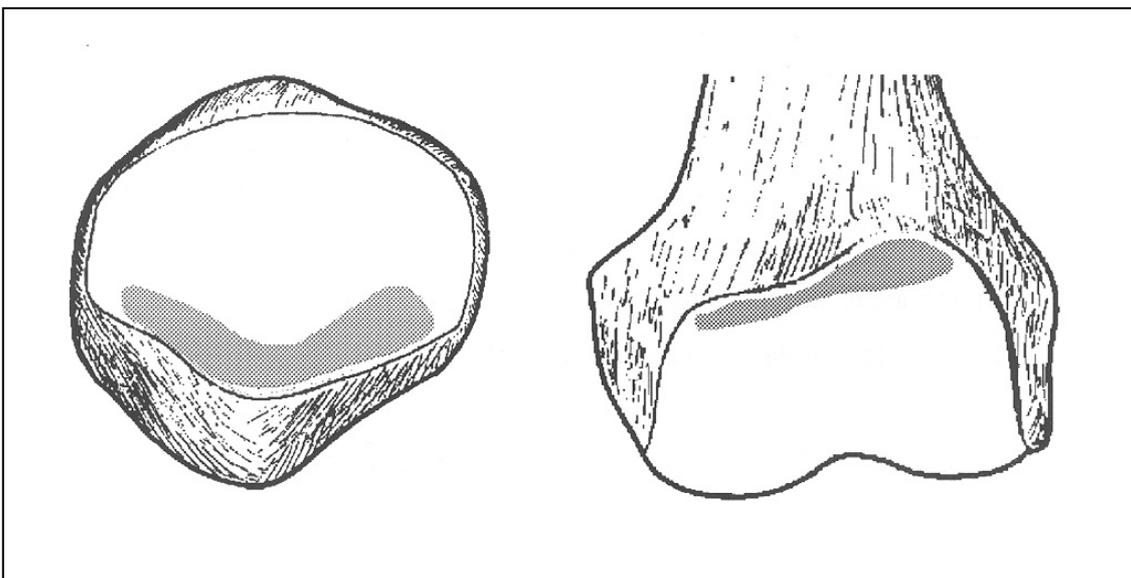


Fig. 12.- Esquema del contacto fémoro patelar a 30° de flexión de la rodilla

A medida que aumenta la flexión la zona de contacto se desplaza proximalmente en la rótula y distalmente en el fémur y aumenta su superficie.

A 60° de flexión, la zona de contacto troclear ha descendido e inicia una figura bilobulada proximalmente y rectilínea distalmente que es una imagen en espejo de lo que sucede en el 1/3 medio de la rótula (Fig. 13).

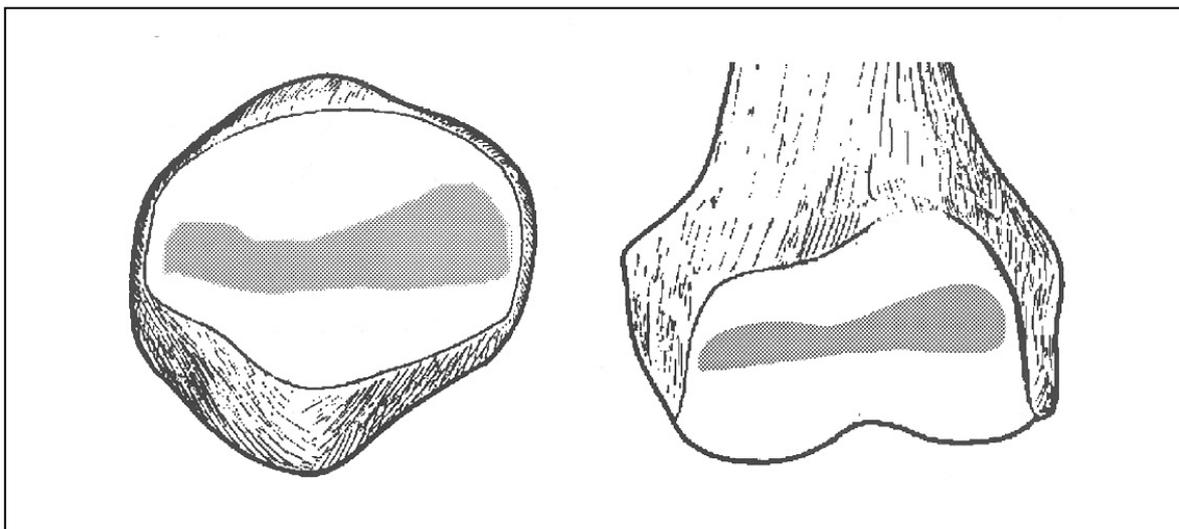


Fig. 13- Esquema del contacto fémoro-patelar a 60° de flexión de la rodilla

A 90° de flexión el contacto troclear se ha perdido. Al comenzar el contacto condíleo, especialmente en el cóndilo externo, apoya la totalidad del 1/3 proximal de la rótula y aumenta la superficie de la zona de apoyo (Fig. 14).

A 135° de flexión cambia el contacto. La faceta rotuliana medial está libre frente a la escotadura intercondílea y es la "odd facet" la que apoya en el borde externo del cóndilo medial y el margen externo de la faceta lateral contacta con el cóndilo externo (Fig. 15).

A partir de los 90°, el tendón cuadricipital contacta con la tróclea femoral. Goymann y Mueller (1974) atribuyen a este hecho un intento de repartir la presión articular, que aumenta considerablemente a partir de estos grados de flexión, en dos zonas: la fémoro-condílea y la tendo-troclear.

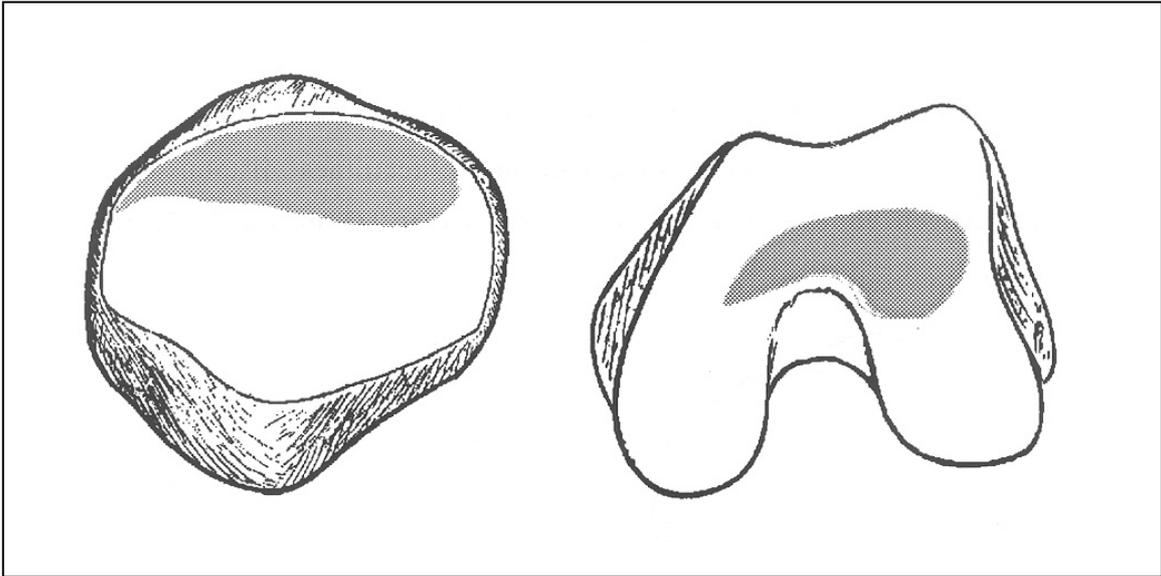


Fig. 14.- Esquema del contacto fémoro-patelar a 90° de flexión de la rodilla.

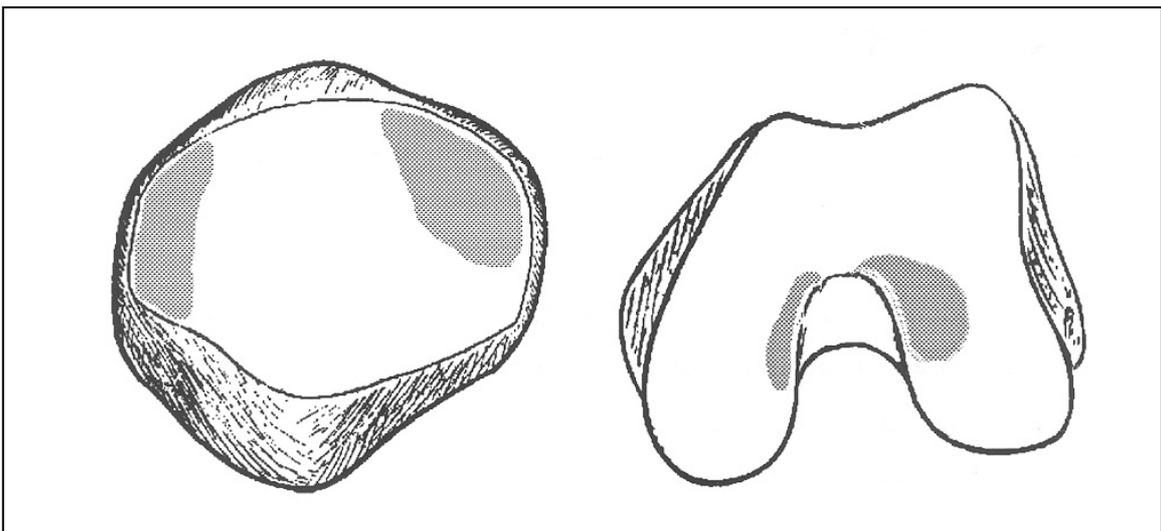


Fig. 15.- Esquema del contacto fémoro-patelar a 130° de flexión de la rodilla.

Huberti (1984) considera que el tendón rotuliano, a 120° de flexión de la rodilla, soporta 1/3 de la fuerza total fémoro-patelar.

Muchos otros experimentos se han realizado para la obtención de imágenes fiables de las zonas de contacto fémoro-patelares.

Townsend (1977) utiliza una galga extensiométrica para monitorizar el tendón cuadricepsal y safrina al 1%. Fernández (1986) utiliza para determinar las áreas de contacto una malla de hilo que forma una retícula de 1 mm² impregnada con una solución jabonosa de litio. Aglietti (1975) utiliza

polímero, al igual que Seedhom (1977), Burnotte (1976) emplea poliuretano, Wagner (1982) emplea champú seco y Molina (1988) el papel barosensible Fuji Prescale.

En relación a la extensión de la superficie del apoyo sectorizado de la articulación fémoro-patelar no existe un acuerdo unánime entre los autores que han experimentado en este sentido.

Aglietti (1975) obtiene, mediante el empleo de PMMA, 2'59 cm² a 30°, 4'72 cm² a 60° y 5 cm² a 90°, donde se muestra que no solamente se desplaza la zona de contacto sino que con la flexión aumenta la superficie de carga para contrarrestar el aumento absoluto de presión a 90°.

La Tabla I, modificada de Molina (1988), resume gran parte de la experimentación en este terreno. En ella constan el método usado para determinar las áreas de contacto, el ángulo de flexión de la rodilla que se considera (en este caso se han tomado las determinaciones a 60°), la presión en Newtons y la superficie de apoyo hallada.

TABLA I **RELACION ENTRE PRESION FEMORO-PATELAR Y SUPERFICIE DE CARGA**

AUTOR	METODO	FLEXION	F. N.	SUPERFICIE
Goyman	tinción	600	111 N	3'97 cm ² .
Mattehws	azul de metileno	600	118 N	3'40 cm ² .
“	“	600	245 N	3'80 cm ² .
“	“	600	1472 N	4'40 cm ² .
Aglietti	PMMA	600	666 N	4'72 cm ² .
Trent	PMMA	600	1110 N	4'80 cm ² .
Seedhom	silicona	600	876 N	4'32 cm ² .
Fernández	litio	600	842 N	5 cm ² .

En esta Tabla se observa como existen notables variaciones, según los autores, el método empleado y la tensión del cuádriceps.

1.1.3.2 VALOR DEL COMPONENTE DE REFLEXION

El componente de reflexión traduce la presión que se ejerce sobre el cartílago rotuliano y troclear y el cálculo del mismo ha despertado el interés de numerosos investigadores de la articulación fémoro-patelar que ha dado cifras absolutas de presión, partiendo de experimentaciones y cálculos matemáticos.

Furmaier (1952) considera que a 45° de flexión el valor de la fuerza fémoro-patelar es de 1.032 kg. y de 592 kg. a 90° de flexión.

French (1959) da igualmente unas cifras muy altas del orden de 20 veces el peso corporal.

Lacreuse (1961) obtiene tras su experimentación una presión de 400 kg. a 45° de flexión y de 900 kg. a 90° .

Bouillet (1961) considera que a 50° de flexión, para un sujeto de 80 kg. de peso, el valor de la componente de reflexión es de 150 kg.

Para realizar el cálculo matemático de la componente de reflexión debe equipararse la rodilla a una polea sin rozamientos.

Este ha sido el modelo matemático utilizado por Rey (1961) y Bandi (1972).

Rey da un valor de 6 cm. al radio de dicha polea, que representa el valor medio entre 5 y 7 cm. que representan las variaciones máximas en el curso del movimiento de la rodilla (Fig. 16).

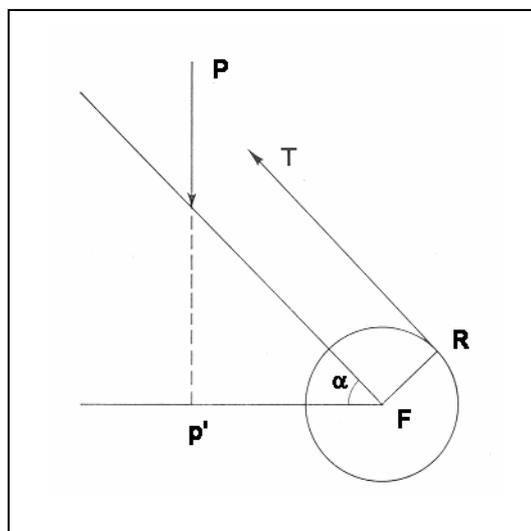


Fig. 16.- Esquema básico sobre el que se hace el cálculo matemático del valor de la fuerza del cuádriceps, según Rey.

La longitud real del segmento femoral para una flexión de 90° es 30 cm. y el peso lo considera de 60 kg. en un sujeto normal.

El cálculo tiene dos partes:

- a) determinación de la fuerza del cuádriceps, que debe mantener el equilibrio de la articulación y
- b) cálculo de la presión fémoro-patelar

Vamos a describir el cálculo a continuación (Fig 17).

- a) cuando el sistema está equilibrado, el peso del cuerpo (P) está equilibrado por la tensión del cuádriceps (T). Por lo tanto:

$$P \cdot F \cdot p' = T \cdot F \cdot 0$$

estando $F \cdot p'$ en función del ángulo de flexión de la rodilla:

$$F \cdot p' = f \cdot \cos \alpha$$

Así pues:

$$P \cdot f \cdot \cos \alpha = T \cdot F \cdot 0$$

despejando T:

$$T = P \cdot f \cdot \cos \alpha / F \cdot 0$$

Si α es igual a 45° (lo que supone una flexión de la rodilla de 90°), el cálculo de la tensión cuadricepsital (T) es de 212 kg.

- b) en el sistema de polea sin rozamientos ideal, empleado para este cálculo, interviene la fuerza R, que representa la reacción de tensión de igual magnitud a la sollicitación del cuádriceps (T), creando un paralelogramo de fuerzas cuya resultante dará la fuerza de aplicación del sistema extensor y en especial de la rótula, sobre la tróclea femoral.

De esta manera el valor de la resultante A es:

$$A = (T + R) \cos \alpha$$

Como T es igual a R:

$$A = 2T \cos \alpha = 2 (10 f \cos \alpha) \cos \alpha$$

Para 45° de flexión, la fuerza del componente de reflexión es de 300 kg. según los cálculos de Rey, corroborados por Ficat (1970).

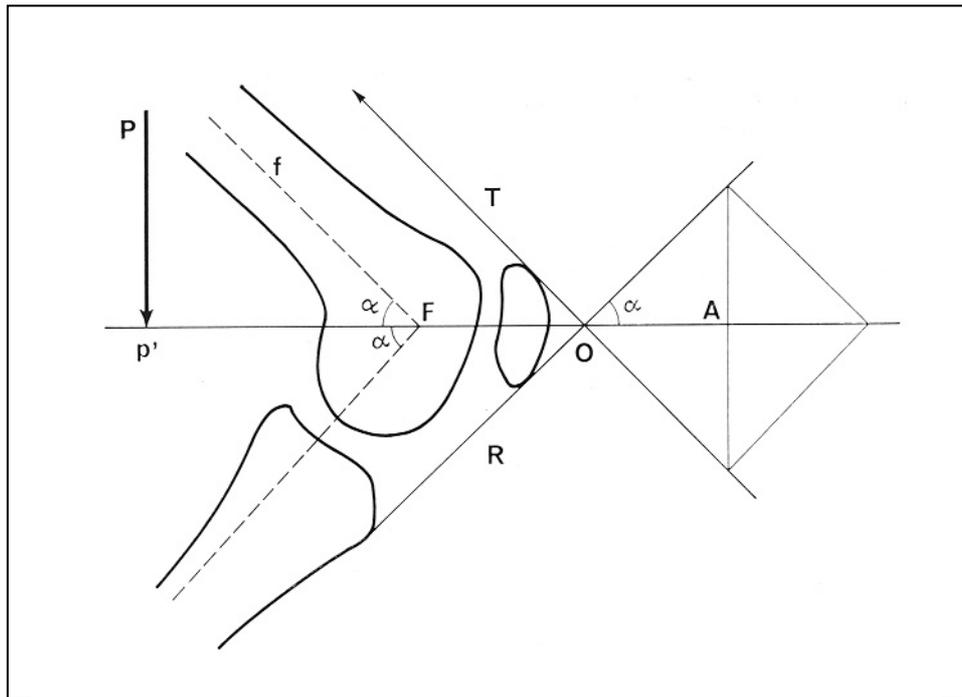


Fig. 17.- Esquema del cálculo del valor del componente de reflexión, según Rey

El componente de reflexión es exclusivamente el resultado de la fuerza del cuádriceps y de la tensión del tendón rotuliano y que actúa perpendicular a la superficie de apoyo, aumentando con la flexión de la rodilla por dos motivos:

- el ángulo de aplicación de ambas fuerzas disminuye su valor, se torna más agudo y
- al aumentar los brazos de palanca del fémur y la tibia se requiere más fuerza del cuádriceps para resistir el momento de flexión del peso del cuerpo.

Bandi realiza el siguiente razonamiento (Fig. 18):

El cuádriceps desarrolla suficiente tensión en M1 para resistir el momento de flexión de la rodilla que se realiza en el eje de rotación O.

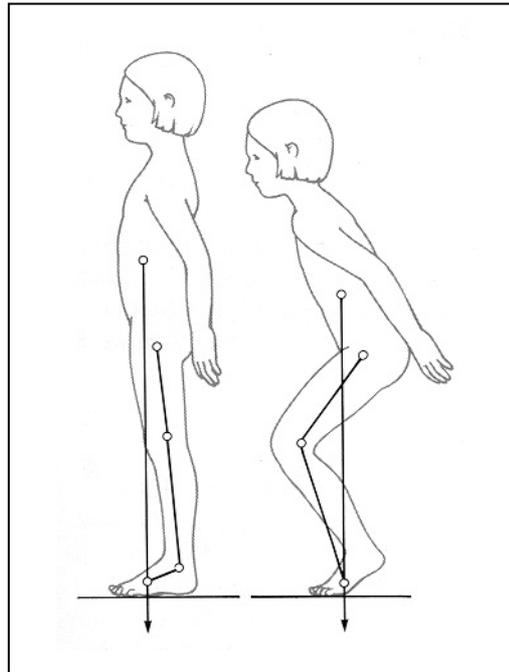


Fig. 18.- La flexión de la rodilla se acompaña de una flexión de la cadera que traslada el centro de gravedad hacia atrás, acortando el brazo de palanca femoral.

El momento flexor se genera por el peso del cuerpo (Q) menos el peso de la pierna considerada, actuando a través del fémur, que se contraresta con la reacción del suelo, que actúa a través de la tibia, al mismo tiempo que traslada el centro de gravedad hacia atrás.

Ambas fuerzas actúan a través del brazo de palanca H (Fig. 19) con lo que

$$H = F \operatorname{sen} \alpha_F = T \operatorname{sen} \alpha_T$$

La ecuación se simplifica ignorando el peso de la pierna. El momento flexor que se produce a través del fémur es:

$$q F \operatorname{sen} \alpha_F$$

que es igual al que se produce a través de la tibia. O sea que:

$$q F \operatorname{sen} \alpha_F = q T \operatorname{sen} \alpha_T$$

Este momento debe ser contrarestado por M_1 y M_2 , actuando a través del brazo de palanca r .

$$M_1 r = M_2 r$$

$$M_1 r = q T \operatorname{sen} \alpha_T \quad \text{y} \quad M_2 r = q F \operatorname{sen} \alpha_F$$

Con lo cual:

$$M_1 = q T \operatorname{sen} \alpha_T / r \quad \text{y} \quad M_2 = q F \operatorname{sen} \alpha_F / r$$

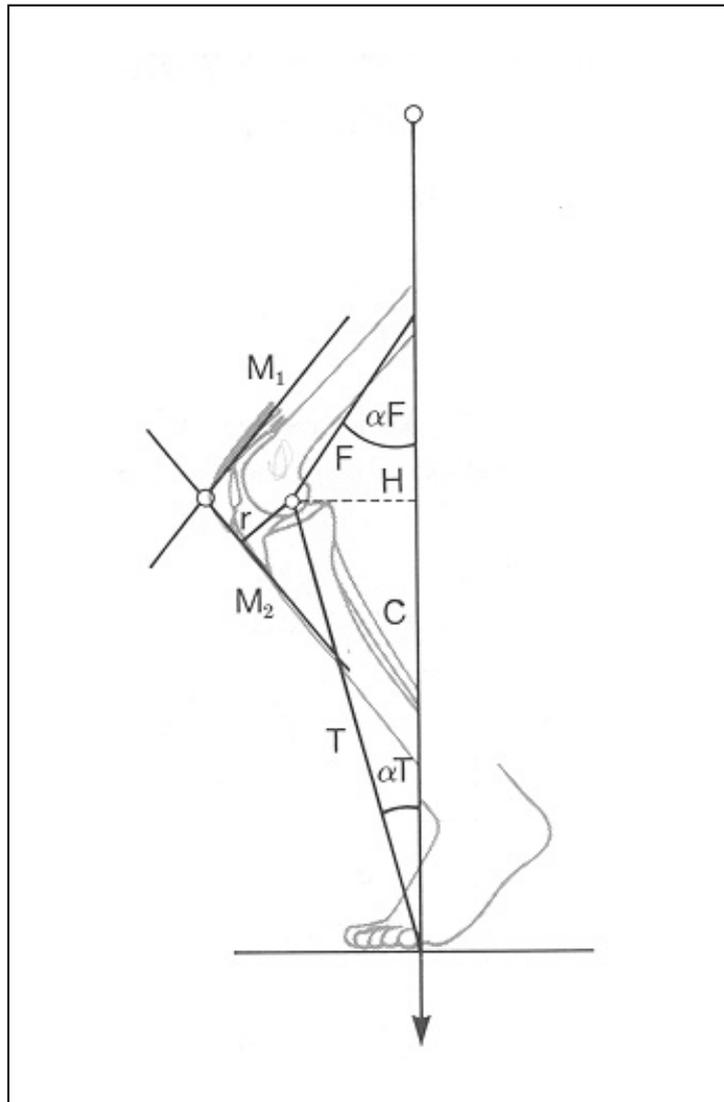


Fig. 19.- Diagrama de Bandi para el cálculo matemático de M_1 y M_2 , conociendo el peso del sujeto y el ángulo de flexión de la rodilla.

La fuerza de compresión de la rótula contra la troclea se calcula como un paralelogramo de fuerzas entre M_1 y M_2 (Fig. 20).

M_1 es igual a M_2 por lo cual el paralelogramo es un romboide AOBC que está formado por dos triángulos iguales AOC y BOC.

El ángulo γ está dividido por la mitad por la bisectriz X y la perpendicular h divide a X en dos partes iguales z e y .

$$y = M_1 \cos \gamma/2 \quad y \quad z = M_2 \cos \gamma/2$$

$$y = \frac{T \sin \alpha_T \cos \gamma/2}{r}$$

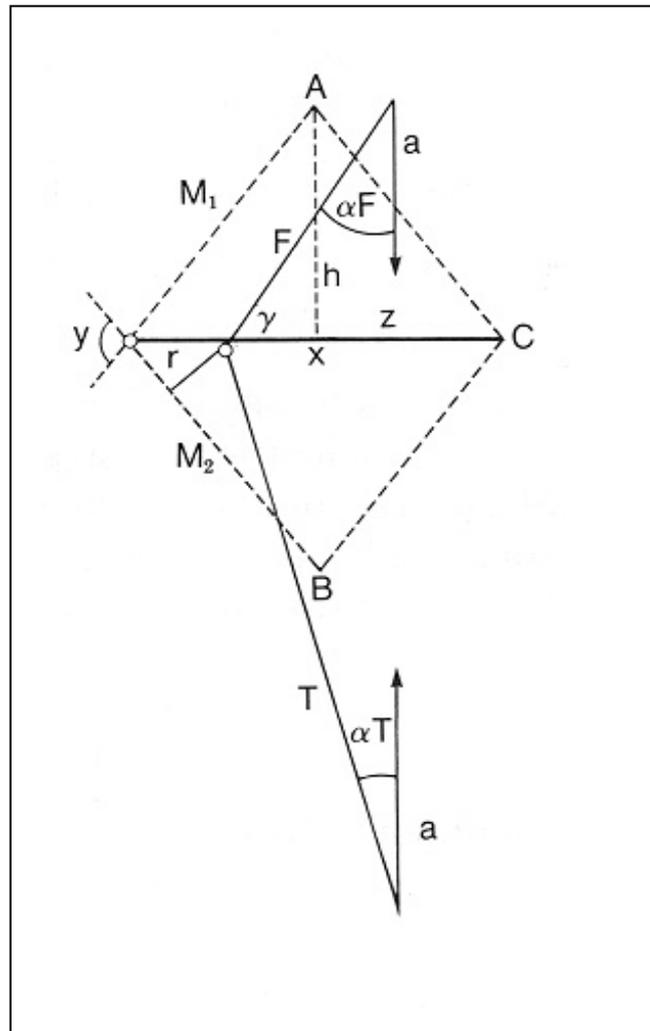


Fig. 20.- Paralelogramo de fuerzas para el cálculo de la componente de reflexión, según Bandi.

$$z = \frac{F \sin \alpha_F}{r} \cos \gamma/2$$

Ya que X es igual a y + z:

$$X = \frac{T \cdot q \cdot \sin \alpha_T}{r} \cos y/2 + \frac{F \cdot q \cdot \sin \alpha_F}{r} \cos y/2$$

A través de esta fórmula matemática, Bandi calcula el valor del componente de reflexión.

No obstante, a pesar de la complejidad de tales modelos estáticos matemáticos, el cálculo de la presión fémoro-patelar realizado con estos métodos, no tiene en cuenta las tensiones ligamentosas y capsulares, ni la aceleración y desaceleración.

Reilly (1972) realizó un cálculo de presión fémoro-patelar, llegando a la conclusión que dicha fuerza es 0'5 veces el peso del cuerpo al caminar y 3'3 veces al bajar escaleras.

El método matemático del cálculo de la presión rotuliana presenta todas las limitaciones enumeradas anteriormente, por ello la experimentación ha tomado el relevo para poder aclarar la incógnita de la presión fémoro-patelar.

Perry (1977) colocó captadores extensiométricos en la faceta externa e interna de la rótula y llegó a la conclusión que a 15° de flexión, la presión era 0'3 veces el peso corporal, a 30° era 0'8 veces, a 45° era 1'2 veces y a 60° era 2'1 veces el peso del individuo.

Con la misma experimentación, Fernández (1986) obtuvo los resultados en valores de presión absolutos, que figuran en la Tabla II.

Estos valores están más acordes con la capacidad del cartílago de deformarse bajo la presión articular y servir de amortiguador para la transmisión de la carga en la articulación.

TABLA II*PRESION FEMORO-PATELAR EN RELACION AL ANGULO DE FLEXION*

ANGULO DE FLEXION	PRESION F.P
30°	20'6 kg
45°	30'3 kg.
60°	67'7 kg.
90°	123'3 kg.

