J. VAQUERO*
R. ARRIAZA**

* Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología.
Hospital General Universitario Gregorio Marañón.
Madrid.

** Policlínico Santa Teresa.
La Coruña.

La medición de las presiones fémoro-patelares aplicada a la osteotomía de adelgazamiento de la rótula

Measurement of femoropatellar pressures on the patella reduced by osteotomy

Resumen

Se revisan los distintos métodos de medición experimental de las presiones fémoro-patelares, centrándose en los métodos matemáticos, la utilización de captadores y el papel barosensible. Mediante este último método se miden las presiones en 20 rodillas procedentes de amputaciones antes y después de realizar un adelgazamiento de la rótula, concluyendo que esta técnica proporciona una reducción de dichas presiones en todos los ángulos de flexión medidos (30°, 60°, 90°). La reducción medida es mayor que la que permitirían prever los cálculos vectoriales.

Se concluye que el papel barosensible es un método fiable, preciso y fácil de usar cuando se trata de medir experimentalmente presiones en trabajos de investigación sobre el aparato locomotor.

Palabras clave: Presiones fémoro-patelares. Papel barosensible.

Summary

A review was made of methods for the experimental measurement of femoropatellar pressures, including mathematical methods, sensors, and pressure-sensitive paper. Pressure-sensitive paper was used to measure pressures before and after patella reduction in 20 knees from amputations. The patella reduction technique reduced pressures in all flexion angles (30°, 60°, 90°). The measured reduction exceeded the theoretical reduction obtained by vectorial calculation.

Pressure-sensitive paper was found to be a reliable, precise, and easy technique for the experimental measurement of pressure in musculoskeletal system research.

Key words: Femoropatellar pressures. Pressure-sensitive paper.

Introducción

La rótula, un hueso misteriosamente incluido en el centro del tendón distal del músculo cuádriceps, presenta el mayor espesor de cartílago hialino del organismo, y a pesar de ello su degeneración es uno de los problemas más frecuentes que puede encontrar un cirujano dedicado a la patología de la rodilla. Existe una importante controversia sobre el origen de este desgaste y aún no se ha demostrado si la causa del mismo podría ser un exceso de presión que superaría la resistencia del tejido más adaptado del organismo para poder resistirlas: el cartílago hialino.

Los intentos para medir estas presiones de forma fiable han demostrado que esta es una tarea difícil y expuesta a numerosos errores.

Dejando de lado algunos intentos empíricos de valoración de las presiones en estudios radiológicos⁹ las mediciones posteriores, que generalmente eran poco cuantificables, se deducían de las fuerzas aplicadas a la articulación de la rodilla para determinar las áreas de contacto en la articulación fémoro-patelar mediante la expulsión de algún tipo de tinte^{11,7}.

Los estudios encaminados a una determinación directa de estas presiones vinieron más tarde y podrían clasificarse en tres tipos: estudio matemáticos, estudios con galgas electrónicas o estudios con papel barosensible.

Correspondencia:

J. VAQUERO. Pasaje de los ancianos, 22. 28034 Madrid.

Método Matemático

El primer obstáculo con el que se enfrentaron los autores que eligieron este camino fue el de la asimilación de la articulación fémoro-patelar a algún sistema mecánico conocido donde poder aplicar las teorías vectoriales de la mecánica clásica. Así aparecieron dos tendencias. Por un lado Bandi⁴ consideró esta articulación como una polea de bajo rozamiento, mientras Maquet¹⁹ la estudiaba pensando en una leva simple (Fig. 1). Para el primero el bajo coeficiente de fricción existente entre las dos superficies cartilaginosas obliga a considerar iguales las fuerzas de tracción del tendón cuadricipital y del tendón rotuliano, por lo que la resultante sería la bisectriz del ángulo formado entre ambos vectores y por lo tanto directamente proporcional a estas e inversamente al ángulo que forman. Maquet cuestionó la validez de este concepto ya que en el esquema que el propuso, los vectores correspondientes a la fuerza cuadricipital y la que transmite el tendón rotuliano pueden variar según el ángulo de flexión de la rodilla. En 1977 Bishop y Denham⁵ verificaron por medición directa en un cadáver que la tensión en el tendón rotuliano puede diferir de la del cuadricipital, apoyando la teoría de que la rótula actuaría como una leva ajustando la longitud, dirección y fuerza experimentada en cada uno de sus brazos en diferentes ángulos de flexión. Esto confirmaba el análisis de Maquet en el cual la fuerza de reacción patelo-femoral no es la bisectriz del ángulo sino que es siempre perpendicular al punto de

contacto, y por lo tanto las tensiones en el tendón cuadricipital y rotuliano no son iguales, oscilando la relación entre ellas desde 1,55 a 70° de flexión hasta 0,86 a 10°¹⁷ (Fig. 2). Así se pueden calcular las fuerzas de reacción patelo-femorales para distintas fases de la marcha¹⁸.

Esta teoría, atractiva e incluso correcta desde el punto de vista de análisis vectorial, fracasa en cuanto intentamos aplicarla con rigurosidad a la biología por las simplificaciones a las que obliga. Existe una marcada dificultad para determinar con exactitud el centro instantáneo de rotación de la rodilla, no tiene en cuenta el porcentaje de la fuerza cuadricipital que disipan los alerones rotulianos, ni el estado del cartílago hialino que parece fundamental a la hora de distribuir las cargas¹⁵.

FIG. 1.—Representación de los modelos matemáticos de leva y polea.

FIG. 2.—Modelo matemático de Maquet¹⁹.

Utilización de captadores de presión

La falta de precisión de los métodos matemáticos obligó a desarrollar algún sistema de medición directa de las solicitaciones, empresa nada fácil desde el punto de vista técnico.

En 1975 Perry²⁴ utilizó un captador extensiométrico colocado en el interior de la rótula previa sección de la misma en el plano coronal y utilizando una carga cuadrípital de 225 Newtons. Así midió las fuerzas a nivel de la articulación, expresándolas como porcentaje del peso corporal. Sus resultados indicaban que a 15º de flexión, la fuerza sólo alcanzaba el 30% del peso corporal, mientras que a 60º llegaba al 210%.

La aparición de captadores piezoeléctricos supuso una gran ayuda en la medición de fuerzas en el laboratorio experimental. Basados en las propiedades de ciertos cristales de determinados materiales que emiten una señal eléctrica al aplicarles una sollicitación dinámica proporcional a la misma, su pequeño tamaño permite la colocación de varios en la misma superficie articular, lo cual aumenta la fidelidad de la determinación. Con ellos, Ferrández y cols.⁸ estudiaron entre nosotros los efectos del adelantamiento de la tuberosidad tibial sobre las presiones fémoro-patelares, poniendo en guardia sobre el aumento de presión que aparece en el polo superior de la rótula cuando el adelantamiento es mayor de 1 cm. Feguson⁶ había hecho un trabajo similar unos años antes con un captador piezoresistente, pero sólo desde un punto de vista estático. En este sentido, Manouel¹⁶ desarrolla un transductor piezoeléctrico en polímero que permite la medida directa de las presiones de contacto en articulaciones de cadáver en movimiento. «La deformidad viscoelástica del cartílago hace que las mediciones estáticas no sean el método ideal para la medición de presiones *in vivo*. Además la colocación puntual de un cierto número de transductores permite conocer el pico máximo de presión en un punto concreto, pero puede no coincidir con el punto de máxima presión de las superficies en contacto. También el defecto cartilaginoso creado para la implantación del sensor puede alterar las mediciones. Finalmente la fijación rígida del transductor mediante cemento es esencial como señala Manouel¹⁶ para poder hacer mediciones repetidas fiables».

Medición con película barosensible

Es por todo ello que tras la aparición de la película CGR Fuji Film Prescale (Fuji Photo Film Co., Tokyo, 106) sensible a la presión, este ha sido el método más utilizado para este tipo de estudios biomecánicos en cadáver siendo su principal ventaja la de poder determinar simultáneamente las áreas de contacto y las presiones que sobre ellas se ejercen, mediante una escala de colores. Consta de dos hojas con un grosor

total de 200 micras. Una de ellas contiene un tinte microencapsulado y la segunda está impregnada en una sustancia reveladora. Cuando ambas se ponen en contacto, se libera el tinte que al revelarse deja una huella de color rojo cuya intensidad es proporcional, aunque no de forma lineal, a la presión aplicada.

Las primeras mediciones de presiones en el campo de la biomecánica fueron realizadas por Fukubayashi en 1980¹⁰ a nivel de la articulación fémoro-tibial, pero fueron Huberti y Hayes¹² unos años más tarde los que aplicaron el sistema Prescale a la articulación fémoro-patelar demostrando el papel importante del contacto entre el tendón cuadrípital y el fémur en el reparto de las presiones fémoro-patelares a partir de los 90º de flexión. Posteriormente estudiaron la influencia de la condromalacia, la sección del alerón o el adelantamiento de la tuberosidad sobre la transmisión de presiones¹³. Nosotros utilizamos este método tras conocer los trabajos de Molina²² que dieron origen a su Tesis Doctoral, en los cuales utilizaba por primera vez el papel barosensible en nuestro país para contrastar sus hallazgos con otros métodos de medición de superficies o presiones, aunque no pudo cuantificar sus resultados. Desde entonces son numerosos los trabajos que usan la película barosensible para la medición de áreas de contacto o presiones en diversas situaciones de la patelo-femoral como son la sustitución protésica¹⁴, la realización de una plastia de la escotadura intercondílea²³ la hemipatelectomía²¹ o la sección del ligamento cruzado posterior²⁶. A la ya mencionada ventaja de poder medir simultáneamente áreas y presiones hay que añadir la sencillez de su uso así como la gran fiabilidad si se utiliza el papel con el grado de sensibilidad adecuado para el experimento y se realiza una correcta calibración colorimétrica.

Medición de las presiones fémoro-patelares tras la osteotomía de adelgazamiento de la rótula (O.A.R.).

Las escasas posibilidades que nos ofrecía el arsenal terapéutico al uso frente a la artrosis fémoro-patelar aislada nos hizo plantear en 1990 una nueva técnica quirúrgica que consistiría en el adelgazamiento de la rótula en un tercio de su grosor. Con ello se buscaba un doble objetivo: por un lado disminuir las presiones a nivel de la articulación deteriorada y por otro obtener un efecto biológico por disminución de la presión intraósea asociado a toda osteotomía^{3, 27}.

La fase experimental se llevó a cabo en 20 rodillas procedentes de miembros de amputación por razones vasculares y en 13 de ellas pudimos medir las áreas de contacto así como las presiones utilizando el mencionado papel barosensible Fuji Film Prescale en su variedad Low Grade capaz de registrar presiones en un rango entre 100 y 1.000 Newtons/cm². Se diseñó un plano de

trabajo que permitió recoger las medidas a 30°, 60° y 90° de flexión de la articulación, tanto antes como después del adelgazamiento con una tracción constante en el tendón cuadricipital de 196 Newtons (20 kg) (Fig. 3). La huella obtenida fue medida con un planímetro bipolar Planix 2 cuya fiabilidad era de 0,08 cm². Las presiones tuvieron que ser cuantificadas y para ello contamos con la colaboración del Dr. Afoke de la Universidad Politécnica de Londres que había tenido utilizado este sistema de medición de presiones en la articulación de la cadera y había sido capaz de cuantificarlas con un microdensitómetro en modo de reflexión¹ capaz de hacer mediciones en zonas de 3 mm de diámetro. Se realizó una curva de calibración del papel con una máquina Instron para establecer una correspondencia entre la intensidad del color y la presión aplicada y se remitieron las huellas obtenidas en nuestro trabajo experimental para su lectura. Asimismo se digitalizaron las imágenes para obtener unos mapas de presiones con distintos colores más atractivos y comprensibles² (Fig. 4).

FIG. 3.—Huellas obtenidas con el papel barosensible antes y después de la O.A.R.

FIG. 4.—Imagen digitalizada de las presiones de aplicación fémoro-patelares a distintos ángulos de flexión, antes y después de la osteotomía de adelgazamiento rotuliana.

Los resultados obtenidos, ya expuestos en anteriores publicaciones, demuestran la gran fiabilidad de este método en la medición de las áreas de contacto, encontrando valores similares a los publicados por otros autores antes de la O.A.R. Tras la cirugía, disminuye la superficie de contacto, quizá debido a la disminución de las presiones que conlleva una falta de impresión del papel en aquellas zonas en las que la presión esté por debajo del límite de sensibilidad de la película (Fig. 5).

Respecto a las presiones, estas disminuyeron tanto en la carilla medial como en la lateral en los tres ángulos de flexión en que se midieron, llegando a una reducción superior al 20% en los casos en que las presiones eran mayores en nuestro estudio, es decir a 90° de flexión (Fig. 6).

Tras su publicación, el propio Maquet²⁰ hizo la crítica a nuestros resultados bajo el prisma de su modelo matemático argumentando que la reducción del brazo de palanca que el adelgazamiento conlleva,

FIG. 5.—Área de contacto fémoro-patelares antes y después de la O.A.R.

FIG. 6.—Valores de las presiones medias en ambas facetas antes y después de la O.A.R.

ADELGAZAMIENTO 90°

FIG. 7.—Aplicación de la teoría vectorial de Maquet a la O.A.R. Ejemplo a 90° de flexión.

obliga a aumentar la fuerza que el tendón cuadriceps debe de ejercer para un determinado movimiento, y por lo tanto aumentaría la presión femoro-patelar. Sin embargo sus propios diagramas demuestran que la fuerza resultante de aplicación femoro-patelar R5 disminuye después del adelgazamiento, aunque sea mínimamente²⁸ (Fig. 7). Por otro lado la reducción en 5-7 mm del espesor rotuliano no parece que deba afectar de forma importante al brazo de palanca del cuádriceps si tenemos en cuenta las variaciones individuales. En este sentido Rand²⁵ en una medición de 50 rótulas artrósicas encontró valores entre 20 y 30 mm. Si a ello añadimos que, al contrario de lo que ocurre tras el adelantamiento de la tuberosidad tibial, la reducción en la superficie de contacto es moderada, podemos dar un mayor crédito a los resultados obtenidos del estudio directo de las presiones que a la aproximación matemática.

Conclusiones

Podemos decir que la película barosensible es en este momento el método más sencillo y fiable en la experimentación biomecánica ya que permite simultáneamente medir la superficie y las presiones que se ejercen en cada punto. La cuantificación y posterior digitalización permite obtener mapas de presiones comprensibles. La aparición de numerosos trabajos que recurren a este sistema de medición demuestra su validez, habiendo desplazado a otros sistemas menos exactos o más complejos.

Bibliografía

1. Afoke NYP, Byers PD, Hutton WC. Contact pressures in the human hip joint. *J Bone Joint Surg.* 1987;69B:536-41.
2. Arriaza R. Estudio experimental de las presiones femoro-patelares tras la osteotomía de adelgazamiento de rótula. Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid, 1990.

3. Arriaza R, Vaquero J. Estudio experimental de las presiones femoro-patelares tras osteotomía de adelgazamiento de rótula. *Rev Ortop Traum.* 1991;35:113-21.
4. Bandi W. Anterior displacement of the tibial tuberosity. En: *Progress in Orthopaedic Surgery*. Vol 3:171-81. D.E. Hastings, De. Springer-Verlag, Berlin, 1981.
5. Bishop RED, Denham RA. A note on the ratio between tensions in the quadriceps tendon and infrapatellar ligament. *Engng Med.* 1977;6:53-4.
6. Ferguson AB, Brown TD, Fu FH, Rutkowski R. Relief of patellofemoral contact stress by anterior displacement of the tibial tubercle. *J Bone Joint Surg.* 1979;61A:159-66.
7. Fernandez-Rodríguez Fairen M. Estudio biomecánico de la articulación femoro-patelar. Implicaciones clínico-terapéuticas. Tesis. Universidad de Zaragoza, 1976.
8. Ferrández L, Usabiaga J, Yubero J, Sagarra J, De No L. An experimental study of the redistribution of patellofemoral pressures by the anterior displacement of the anterior tuberosity of the tibia. *Clin Orthop.* 1989;238:183-9.
9. Ficat P, Philippe J, Cuzacq JP y cols. Le syndrome d'hiperpression externe de la rotule. *J Radiol Electro Med Nucl.* 1972;53:845-52.
10. Fukubabayashi T, Kurosawa, H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee: A study of normal and osteoarthritic knee joints. *Acta Orthop Scand.* 1980;51:871-9.
11. Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology. A functional analysis of the patellofemoral joint. *J Bone Joint Surg.* 1976;58B:287-90.
12. Huberti HH, Hayes WC. Patellofemoral contact pressures. The influence of Q angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg.* 1984;66A:715-24.
13. Huberti HH, Hayes WC. Contact pressures in chondromalacia patellae and the effects of capsular reconstructive procedures. *J Orthop Res.* 1988;6:499-508.
14. Lee QT, Gerken AP, Glaser FE, Kim WC, Anzel SH. Patellofemoral joint kinematics and contact pressures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1997;340:257-66.
15. McDonald DA, Hutton JF, Kelly JG. Maximal isometric patellofemoral contact force in patients with anterior knee pain. *J Bone Joint Surg.* 1989;71B:296-299.
16. Manouel M, Pearlman HS, Belakhlef A, Brown TD. A miniature piezoelectric polymer transducer for *in vitro* measurements of the dynamic contact stress distribution. *J Biomechanics.* 1992;25:627-35.
17. Maquet P. Advancement of the tibial tuberosity. *Clin Orthop.* 1976;115:225-30.
18. Maquet P. Les contraintes de compression patello-femorales. *Acta Orthop Belg.* 1981;47:12-6.
19. Maquet P. *Biomechanics of the knee*. Springer-Verlag, Berlin, 1984.
20. Maquet P. Letters to the editor. *Int Orthop.* 1993;17:205.
21. Marder RA, Swanson TV, Sharkey NA, Duwelius PJ. Effects of partial patellectomy and reattachment of the patellar tendon on patellofemoral contact areas pressures. *J Bone Joint Surg.* 1993;75A:35-45.
22. Molina Ros A. Modificaciones funcionales de la articulación femoro-rotuliana tras intervenciones quirúrgicas sobre el aparato extensor. Tesis. Universidad de Barcelona, 1988.
23. Morgan EA, McElroy JJ, Desjardins JD, Anderson DD, Steensen RN. The effect of intercondylar notchplasty on the patellofemoral articulation. *Am J Sports Med.* 1996;24:843-6.
24. Perry J, Antonelli D, Ford W. Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. *J Bone Joint Surg.* 1975;57A:961-7.
25. Rand JA. Patellar resurfacing in total knee arthroplasty. *Clin Orthop.* 1990;260:110-7.
26. Skyhar MJ, Warren RF, Ortiz GJ, Schwartz E, Otis JC. The effects of sectioning of the posterior cruciate ligament and the posterolateral complex on the articular contact pressures within the knee. *J Bone Joint Surg.* 1993;75A: 694-9.
27. Vaquero J, Arriaza R. The patella thinning osteotomy: a new technique for reducing patellofemoral pressures. *Experimental study.* *Int Orthop.* 1992;16:372-6.
28. Vaquero J. Letters to the editor. *Int Orthop.* 1993;17:205.