

Artículo

69

J.A. Martín Urrialde¹
C. Martínez Cepa²
T. Pérez Fernández²

Actualización en los aspectos biomecánicos de la rótula

Patella biomechanics: Updated review

¹ Prof. Asoc. Universidad Rey Juan Carlos.
Prof. Universidad San Pablo CEU. Madrid.
² Departamento de Fisioterapia. Universidad San Pablo CEU. Madrid.

Correspondencia:
J.A. Martín Urrialde
Universidad San Pablo CEU
Dpto. Fisioterapia.
Martín de los Heros 60.
28008 Madrid
E mail: jamurria@ceu.es

RESUMEN

La rótula y su funcionamiento ha sido un objeto de estudio y de controversia en el pasado siglo XX. Si bien existe coincidencia sobre su función como palanca que aumenta el momento mecánico del cuádriceps, su punto de apoyo, o faceta articular realiza un complejo movimiento a través de una eje próximo distal, durante el movimiento de la rodilla. El cartilago articular es uno de los mas finos del cuerpo, es muy permeable y no se ajusta a los requerimientos mecánicos de la zona. En esta revisión se examinan los principales factores a considerar en el análisis rotulianos como son el efecto de la rótula en el mecanismo extensor, los movimientos, el área de contacto y las tensiones que soporta.

PALABRAS CLAVE

Biomecánica; Rótula; Revisión.

ABSTRACT

Patella and his function has been useful study focus and controversial during last century. As well many authors are coincident in his function as leverarm increasing cuádriceps mechanical moment, his fulcrum included in contac area, has a complex tracking during flexo-extension motion. The articular cartilage is the tockest in the human body, too permeable than troclear cartilage and don't assume the mechanicals inputs. In the current review the following aspect of patellar mechanics will be examined: effects of the patella on the extensor mechanism, patellar tracking, contact area and stresses about patellofemoral joint.

KEY WORDS

Biomechanics; Patella; Review.

J.A. Martín Urrialde
C. Martínez Cepa
T. Pérez Fernández

Actualización en los aspectos biomecánicos de la rótula

70 INTRODUCCIÓN

La comprensión de los mecanismo rotulianos a sufrido una gran evolución, desde los primeros estudios de Kaufer²⁴ en 1971. Actualmente ningún autor cuestiona la importancia de la rótula, como hueso sesamoideo, pero sin embargo, si aparecen opiniones que abogan por la no necesaria participación de la rótula en el mecanismo de flexo-extensión de la rodilla, como son las mantenidas por, Hehne²⁰, Groves y Watson-Jones.

Por ello, he creído necesario efectuar una revisión bibliografica de los ultimo 25 años de investigaciones, usando las ventajas de Internet, y acudiendo a una seria de bases de datos, eligiendo las 40 referencias bibliograficas imprescindibles para entender el funcionamiento de la articulación femoro-tibial.

Varios aspectos han sido usados como elementos de análisis:

- Acción de la rótula en el mecanismo extensor.
- Propiedades del cartílago.
- Movimientos rotulianos.
- Facetas articulares rotulianas.
- Fuerzas y tensiones desarrolladas.

ACCIÓN DE LA RÓTULA EN EL MECANISMO EXTENSOR

Kaufer²⁴ estableció que la rótula mejora la eficacia de la contracción del cuádriceps, durante el movimiento de extensión.

La rótula aumenta el momento mecánico del cuádriceps, sobre todo entre los 15° y los 30° de extensión.

Mecánicamente podríamos establecer la analogía de este mecanismo, con una palanca de tercer genero, denominadas de movimiento. En ellas el factor fuerza, es sacrificado en pos de obtener un desplazamiento segmentario amplio,: una ligera contracción provoca un amplio movimiento: codo y rodilla se encuadran en este modo de trabajo.

En la rodilla, una ligera contracción del cuádriceps, transmite un momento de fuerza tal, que moviliza la tibia sobre los cóndilos....posiblemente la fuerza generada por el cuádriceps es mayor que el peso del segmento moviliza-

do, como demostró Mow²⁸. El papel de la rótula, según este autor sería minimizar este desequilibrio, acercando los valores absolutos de momento del cuádriceps, y momento generado por el peso del segmento tibio-pedico, teniendo en cuenta que sus estudios se efectuaron en sujetos que realizaban el ejercicio en cadena cinética abierta.

Pero sí en una palanca mecánica, el fulcro se mantiene constantemente fijo, en la rodilla este fulcro, o eje de rotación de la palanca, cambia en función de la posición relativa de los cóndilos femorales.

Grelsamer y McConnell¹⁵ en 1996, nos demuestran el mecanismo de ascenso y descenso de la rótula sobre la tróclea, durante la flexo-extensión, lo cual varia constantemente el momento mecánico de la fuerza transmitida a la misma por el cuádriceps, de manera que la fuerza final transmitida al tendón rotuliano es menor que la transmitida al tendón cuadrícipital, siendo este un mecanismo de protección, ante elevadas tensiones sobre la tuberosidad tibial.

Varios autores inciden sobre este mismo mecanismo: Ahmed¹ 1987, Amis³ 1986, Bishop⁴ 1977 Buff y Jones⁶ 1988, Grood y Suntay¹⁷ 1984, Hirokawa²¹ 1991, Kwak y Colman²⁵ 1997.

En todos ellos existe el consenso de que la rótula dispersa y minimiza la tensión aferente del cuádriceps., disminuyendo su transmisión al tendón rotuliano, sin menoscabo de la movilidad segmental.

En los estudios anteriores, coexisten los trabajo en cadena cinética cerrada y abierta, lo que implica que este mecanismo de "difusión" es independiente del modo de trabajo muscular elegido, apareciendo una posición común de estudio, denominada "critica", que corresponde a la flexión de rodilla entre 80° y 90°, denominada por los sajones como "squatting" o "sentadilla" en términos atléticos.

En ella, la distancia del centro de la rodilla a la línea de gravedad del sujeto, es muy elevada, lo que obliga al cuádriceps a generar elevados momentos de fuerza que actúan perpendicularmente sobre la superficie rotuliana, provocando su impactacion en la tróclea femoral, sin que este aumento desmesurado de la tensión, se acompañe de una aumento de la superficie de contacto: este es uno de los factores críticos a la hora de afrontar el tratamiento en lesiones rotulianas.

Roglick³² demostro en especimenes cadavéricos en 1999, las nefastas consecuencias sobre el cartílago articular de la faceta rotuliana, cuando se situaba a la rodilla en 90° de flexión: las cargas soportadas por cm de superficie, se elevaban hasta 5.2 veces el valor del peso bruto del espécimen.

PROPIEDADES DEL CARTÍLAGO ROTULIANO

El cartílago articular que cubre las carillas posteriores rotulianas, es uno de los mas finos del cuerpo humano, no superando los 6 Mm. en la porción central, y llegando a los 4.8 mm, en las zonas latero-mediales.

Kwak et al²⁵ en 1997 examinaron la forma de la carilla articular, por medio de resonancia magnética y examen cadavérico, encontrando una absoluta dispersión en los datos referentes a forma, curvatura, etc.

En 1999 Staubi³⁴, expone una importante conclusión: el cartílago articular no sigue el contorno del hueso subcondral.

Solo en un 15 % de los sujetos examinados, el ápex de la cresta rotuliana coincidía con el mayor espesor cartilaginoso: en un 25 %, este espesor se localizaba en la carilla medial y en un 60 % en la lateral.

Como todo cartílago humano, el rotuliano es un tejido bifásico, pretensado, sin embargo Mow et al²⁸ en 1991, demostraron que su Modulo de Young y de Poisson eran diferentes al resto de los cartilagos, lo que lo convertían en una estructura muy elástica, plegable, con una elevada fase plástica, debido a su alto contenido hídrico, y sobre todo con una fluencia muy elevada.

Cinco años mas tarde, Froimson¹⁰, confirma esta característica, y la relaciona con la presencia de lesiones superficiales en el mismo: la mayor tolerancia a la compresión, parece incompatible con su poca resistencia al cizallamiento superficial del mismo, origen de las lesiones condrales.

Dye y Vaupel⁹ en 1994, muestran que si bien la congruencia de la rótula y la tróclea es total en el plano coronal, en el plano sagital, escenario de los movimientos de flexo-extensión, la incongruencia es total....por ello, en palabras de Dye..." *el cartílago rotuliano es un insensato, un error en el diseño humano....(sic)....*

MOVIMIENTOS ROTULIANOS

71

Frecuentemente se relaciona el dolor y la inestabilidad con una disfunción en el mecanismo de progresión de la rótula sobre el canal troclear, sobre todo, si la interpretación de este movimiento se efectúa bajo una óptica ortogonal, es decir, referida a los ejes cartesianos de movimiento.

También los tejidos blandos circundantes juegan un papel importante en el desarrollo de estos movimientos, como demuestran Heegaard¹⁹, y Van Kampen³⁷ en 1990, quienes señalan que una de las causas más importantes de alteración de este mecanismo de ascenso y descenso, es la conformación de la carilla articular rotuliana, y sobre todo el diseño de la tróclea, apuntando a las displasias rotulianas y femorales, como origen de estas alteraciones.

Si existe acuerdo sobre el ascenso y descenso de la rótula sobre la tróclea, durante los movimientos de flexo-extensión de rodilla, los desplazamientos laterales que la rótula efectúa, para acomodarse a la superficie troclear siguen siendo objeto de discusión.

El ángulo Q surge como uno de los orígenes de este desplazamiento lateral, sobre todo se invoca como causa, en los casos en los que esta aumentado por encima de los 10°, de las desalineaciones rotulianas, precursoras de la luxación recidivante.

La importancia biomecánica del mismo es incuestionable y la única barrera al desplazamiento lateral de la rótula, se sitúa en el reborde la tróclea, como demostró en 1999 Post³⁰.

La presencia del valgo fisiológico, inducido por el ángulo Q, hace posible la deambulacion., y es una característica diferencial de la misma, como señalo Tardieu y Preuschhof³⁵ en un amplio estudio sobre la ontogénesis de la rodilla, tomando como referencia el análisis morfológico de fémures de homínido, y comparándolos con los humanos.

El control de la movilidad lateral por parte de los tejidos blandos circundantes recae sobre todo en los músculos vastos, y en especial en el vasto medial oblicuo, quien efectúa una tracción interna de la rótula.

También sería importante reseñar el papel restrictivo de los ligamentos patelofemorales, en especial el medial, que ha sido objeto de últimos estudios respecto a su

J.A. Martín Urrialde
C. Martínez Cepa
T. Pérez Fernández

Actualización en los aspectos biomecánicos de la rótula

72 función, por parte de Garth¹², Grelsamer, y Mc Conell¹⁵ y Hautamaa, Fithian, Kaufman¹⁸.

Todos ellos apuntan al uso de esa estructura como freno al desplazamiento lateral, analizan los efectos de diversos procesos quirúrgicos que tiene por objeto aumentar la tensión estática de los mismos.

Pero sin duda los estudios más diversos, en cuanto a conclusiones, son los referidos al análisis geométrico de los movimientos observados, con una enorme variación individual.

Reider, Marshall y Ring³¹ en 1981 confirman las conclusiones de Veress, Lippert y Hou³⁸ de 1977, quienes analizan el recorrido de la rótula por medio de fotogrametría.

En ambos estudios, basados en la consideración de una coordenadas cartesianas, cuyo punto central lo sitúan en el centro geométrico de la rótula, con la rodilla en extensión de 180°, la conclusión común es la ausencia de movimientos laterales, al inicio de la flexión, y solo se objetivo el ascenso de la rótula.

En 1990, Van Kampen y Huiskes³⁷, efectúan un análisis similar, pero tomando una referencia tridimensional y situando el punto 0 de sus ejes en la tangente a los condilo femorales y su intersección con la bisectriz de la tróclea.

En su estudio si se observa un desplazamiento lateral de encaje rotuliano al inicio de la flexión, que desaparece a partir de los 10°.

Este análisis provoca un nuevo estudio, realizado por Greselmer y Mc Conell¹⁵ en 1996, que definitivamente apunta la verificación de los hallazgos de Van Kampen, Huiskes³⁷.

FACETAS ARTICULARES ROTULIANAS

Las facetas articulares rotulianas representan lo que Wiberg³⁹ en 1941, llamo "huella digital individual": su morfología es individual, y ello hace que cada rótula tenga unas características propias.

Grood et al¹⁷ hallaron semejanzas relacionadas con el sexo, en cuanto a la profundidad, disposición etc.

En los primeros grados de flexión la porción distal de las carillas es la primera en articularse con los cóndilos, provocándose una progresión hacia la zona proximal, cuando la flexión progresa en recorrido.

Por encima de los 90°, este contacto se sitúa en la zona central de la rótula, acabando con una pequeña zona de contacto vertical, denominada "tercera faceta" descrita por autores como Van Kampen³⁷ y que esta presente solo en un 80 % de la población.

En el rango de movimiento de 0° a 60° de flexión, es el más usado en las actividades de la vida diaria existe absoluta coincidencia en la progresión del área de contacto, directamente proporcional al aumento de recorrido^{1,2,12,18, 23,24,35,37,38}.

El rango de 60 a 90° presenta una confrontación entre las conclusiones de Ahmed¹, y las obtenidas por D'Agata⁷, Reider et al³¹, Goodfellow¹³, Huberti²², Huberti y Hayes²³ y, Seedhom³³.

Pasados los 90° el incremento se mantiene, según Hehne²⁰ o bien desaparece, según las conclusiones de Ahmed¹ y Matthews²⁶.

También existen interesantes referencias al contacto establecido entre el tendón cuadriceps y la tróclea por encima de los 90° de flexión como la de Huberti²², y al aumento de la fuerza de reacción patelar, en esa posición, que puede llegar a los 2.500 N.cm², según los trabajos de Hehne²⁰ y de Matthews²⁶.

Referente al papel del tendón cuadriceps se debe señalar, que actúa como una última carilla articular, prolongación de la vertiente superior rotuliana, adaptándose por su textura perfectamente al perfil de la tróclea, según concluye Huberti²³ en 1984.

FUERZAS Y TENSIONES DESARROLLADAS

La magnitud de la agresión sufrida por el cartilago articular durante la realización de ejercicios que incluyan movimientos de flexión de rodilla, es directamente proporcional las fuerzas compresivas y de cizallamiento soportadas por el mismo.

Las fuerzas generadas dependen del tipo de ejercicio, del tipo de trabajo muscular al que se somete el cuadriceps.

Referente a la primera variable, la diferencia se establece entre actividades en cadena cinética abierta o cerrada, según el pie apoyo o no en el suelo, durante su desarrollo.

En cadena cinética abierta, la fuerza aumenta durante el recorrido de 90° a 0° de extensión, según demostró

J.A. Martín Urrialde
C. Martínez Cepa
T. Pérez Fernández

Actualización en los aspectos biomecánicos de la rótula

Huberti y Hayes²², así la fuerza del cuádriceps aumenta, y el área de contacto disminuye.

De esa fuerza desarrollada por el cuádriceps, una pequeña parte se transforma en una fuerza perpendicular a la superficie patelar¹⁶, constituyendo la llamada fuerza de reacción patelar, que empuja a la misma contra la trolea y elevando el rozamiento de la misma.

CONCLUSIONES

Muchos de los estudios analizados en esta revisión, han sido efectuados mediante análisis matemáticos y pruebas in vitro, siendo sus resultados acordes con el rigor del método empleado.

Pocos han incluido el uso de técnicas como Resonancia Magnética en el estudio de las superficies articulares, así como su relación con la posición bípeda.

La mayoría de los estudios se efectuaron con pacientes situados en decúbito supino, en tanto que una minoría lo hacen con la rodilla analizada en apoyo, lo cual puede restar validez a los resultados obtenidos, que no podrían ser acordes con la posición funcional habitual de la rodilla.

73

AGRADECIMIENTOS

A la Srta. Hoyo Rey, por su inestimable ayuda en la realización y actualización de búsquedas bibliográficas en las diversas bases de datos consultadas.

BIBLIOGRAFÍA

- Ahmed AM, Burke DL, Hyder A. Force análisis of the patellar mechanism. *J Orthop Res* 1987;5:69-85.
- Ahmed AM, Burke DL, Yu A. In vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints Part II: retropatellar surface. *J Biomech Eng* 1983;105:226-36.
- Amis AA, Farahmand F. Biomechanics of the knee extensor mechanism. *Knee* 1996;3:73-80.
- Bishop RED, Denham RA. A note on the ratio between tensions in the quadriceps tendon and infrapatellar ligament. *Eng Med* 1997;6:53-4.
- Blankevoort L, Kwak SD, Gardner TR et al. Effects of global and anatomic coordinate system on knee kinematics. *Proc Eur Soc Biomech* 1996;10:260.
- Buff HU, Jones LC, Hungerford DS. Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. *J Biomech* 1988;21:17-23.
- D'Agata SD, Pearsall AW, Reider B et al. An in vitro analysis of patello femoral contact areas and pressures following procurement of the central one-third patellar tendon. *Am J Sports Med* 1993;21:212-9.
- Denham RA, Bishop RE. Mechanics of the knee and problems in reconstructive surgery. *J Bone Joint Surg* 1978;60B:345-52.
- Dye SF, Vaupel GL. The pathophysiology of patello-femoral pain. *Sports Med Arthosc Rev* 1994;2:203-10.
- Froimson MI, Ratcliffe A, Gardner TR et al. Differences in patello-femoral joint cartilage material properties and their significance to the etiology of cartilage surface fibrillation. *Osteoarthritis Cartilage* 1997;5:377-386.
- Fulkerson JP. Disorders of the patellofemoral Joint. Ed 3. Baltimore. Williams and Wilkins 1997.
- Garth J, Di Christina D, Holt G. Delayed proximal repair and distal realignment after patellar dislocation. *Clin Orthop* 2000;377:132-44.
- Goodfellow J, Hungerford D, Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology. *J Bone Joint Surg* 1976;58B:287-90.
- Gresalmer R. Patellar malalignment: Current concepts review. *J Bone Joint Surg* 2000;82A:1639-50.
- Gresalmer R, Mac Connell J. The patella: A team approach. Gaithersburg, MD. Aspen Publishing, 1996.
- Gresalmer R, Proctor C, Bazos A. Evaluation of patellar shape in the sagittal plane: a clinical analysis. *Am J Sports Med* 22, 61-66, 1994
- Grood E, Suntay W, Noyes F et al. Biomechanics of the knee extension exercise. *J Bone Joint Surg* 1984;66A:725-34.
- Hautamaa P, Fithian D, Kaufman K et al. Medial soft tissue restrains in lateral patellar instability and repair. *Clin Orthop* 1998;349:174-9.
- Heegaard J, Leyvraz P, Van Kampen A. Influence of soft structures on patellar three dimensional tracking. *Clin Orthop* 1994;299:25-243.
- Hehne H. biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin Orthop* 1991;258:73-7.
- Hirokawa S. Three dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint *J Biomech* 24:1991;659-74.

J.A. Martín Urrialde
C. Martínez Cepa
T. Pérez Fernández

Actualización en los aspectos biomecánicos de la rótula

- 74**
22. Huberti H, Hayes W. Patellofemoral contact pressures: the influence of Q angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg* 1984;66A:715-24.
 23. Huberti H, Hayes W, Stone J. Force ratios in the quadriceps tendon and ligamentum patellae. *J Orthop Res* 1984;2:49-54.
 24. Kaufer H. Mechanical function of the patella. *J Bone Joint Surg* 1971;53:1551-60.
 25. Kwak S, Colman V, Ateshian G. Anatomy of the human patellofemoral joint articular cartilage: surface curvature analysis. *J Orthop Res* 1997;15:468-72.
 26. Mathews L, Sonstegard D, Henke J. Load bearing characteristics of the patello femoral joint. *Act Orthop Scan* 1977;48:511-6.
 27. Mow V, Hayes W. *Basic Orthopaedic Biomechanics*. Ed 2 NY. Lippincot-Raven. 1991.
 28. Mow V, Flatow E, Ateshian G. *Biomechanics*. Am Ac Orthop Surg 2000;133-46.
 29. Mow V, Ratcliffe A, Poole A. Cartilage and diarthrodial joints as paradigms for hierarchical materials and structures. *Biomaterials* 1992;13:67-97.
 30. Post W. Clinical evaluation of patients with patellofemoral disorders. *Arthorscopy* 1999;15:841-51.
 31. Reider B, Marshall J. Patellar Tracking. *Clin Orthop* 1981;157:143-8.
 32. Roglic H, Ateshian G, Cohen Z. Analysis of open and closed kinetic chain exercises using multibody computer models for cadaver knee. *Trans Orthop Res Soc* 1999;24:948.
 33. Seedhom BB, Tsubuku M. A technique for the study of contact between viscoelastic bodies with special reference to the patello-femoral joint. *J Biomech* 1977;10:253-60.
 34. Staubli HU, Durrenmatt U, Porcellini B. Anatomy and surface geometry of the patellofemoral joint in the axial plane. *J Bone Joint Surg* 1999;81B:452-8.
 35. Tardieu C, Preuschoft H. ontogeny of the knee joint in humans, great apes and fossil hominids: pelvi-femoral relationships during postnatal growth in humans. *Folia Primatol* 1996;66:68-81.
 36. Van Eijden, T, Kouwenhoven E, Verburg J. A mathematical model of the patellofemoral joint. *J Biomech* 1986;19:21-229.
 37. Van Kampen A, Huiskes R. The three dimensional tracking pattern of the human patella. *J Orthop Res* 1990;8:372-82.
 38. Veress SA, Lippert F, Hou M. Patella tracking patterns measurements by analytical x ray photogramery. *J Biomech* 1979;12:639-50.
 39. Wiberg G. roentgenographic and anatomic studies in the patellofemoral joint. *Acta Orthop Scand* 1941;12:319-410.