

Estudio cinético y cinemático de la flexión del miembro inferior mediante modelo físico

Carlos-A-CHAMBA

Facultad de la Energía, las Industrias y los Recursos Naturales no Renovables-Universidad Nacional de Loja - Ecuador
Loja, 110111, Ecuador

Patricia-K- CHAMBA

Hospital Clínico Quirúrgico Hermanos Ameijeiras
La Habana, 10400, Cuba

Jeanine-E-AZANZA

Facultad de la Energía, las Industrias y los Recursos Naturales no Renovables-Universidad Nacional de Loja - Ecuador
Loja, 110111, Ecuador

RESUMEN

La biomecánica de la rodilla tiene repercusiones clínicas importantes, en relación con las fuerzas musculares, ligamentosas, efecto de la posición relativa de la rótula respecto al cóndilo femoral, reacción del fémur sobre la rótula, función de los ligamentos cruzados y colaterales. Es importante el desarrollo y puesta a punto de un modelo físico de la extremidad inferior apto para el estudio de la cinética y cinemática de los movimientos de flexión.

Como paso inicial del modelo físico, se realizó la simulación de los tejidos blandos que se han reproducido con material elastomérico previamente caracterizado con ensayos mecánicos simples.

En conclusión, se ha desarrollado un modelo físico operativo con réplicas exactas de huesos reales en material de poliuretano, para el estudio de la cinética y la cinemática relativa al movimiento de flexión de la rodilla, obteniendo el ángulo de flexión y las fuerzas que intervienen (cuádriceps, ligamento colateral externo, ligamento colateral interno, ligamento cruzado anterior, ligamento cruzado posterior, ligamento patelar / tendón rotuliano, reacciones del fémur sobre la rótula), validado experimentalmente cumpliendo condiciones de repetibilidad, facilidad de montaje y operatividad en la obtención de resultados.

Palabras Claves: Biomecánica de rodilla, Movimiento de flexión, Cinética, Cinemática, Tejidos blandos.

1. INTRODUCCIÓN

El presente artículo busca mostrar el desarrollo y puesta a punto de un modelo físico de la extremidad inferior apto para el estudio de la cinética y cinemática de los movimientos de flexión.

A partir de huesos reales se han fabricado réplicas exactas en resina de poliuretano con técnicas de moldeo. Además, se ha diseñado un bastidor para reproducir el movimiento de flexión de la rodilla, el cual consta de dos columnas guías paralelas y una articulación fija para el extremo distal de la tibia. Para la simulación de los tejidos blandos se han reproducido con material elastomérico previamente caracterizado con ensayos mecánicos simples.

Se presentan los resultados de los ensayos realizados para el estudio de la cinética y cinemática de la rodilla.

El problema citado es uno más de los muchos relacionados con la Biomecánica de la rodilla: relación de fuerzas musculares y ligamentosas, efecto de la posición relativa de la rótula respecto al cóndilo femoral, reacción del fémur sobre la rótula, función de los ligamentos cruzados, etc. Todos estos problemas son muy controvertidos entre los médicos traumatólogos y es urgente aportar un punto de vista ingenieril comprensible y clasificador

2. ANATOMÍA DE LA RODILLA

La rodilla humana es una estructura de dos articulaciones: la femorotibial y la femoropatelar, situada entre los dos brazos de palanca más largos del cuerpo humano, el fémur y la tibia.

Aunque el movimiento de la rodilla ocurre simultáneamente en tres planos, el movimiento de flexoextensión en el plano sagital es el que predomina. Del mismo modo, aunque son varios grupos musculares los que actúan sobre la rodilla, predomina el grupo muscular del cuádriceps. Así, los análisis biomecánicos básicos se pueden limitar al movimiento en un plano y a la fuerza producida por un simple grupo muscular (Nordin y Frankel, 2012). [17]

3. MOVIMIENTO DE FLEXIÓN

En la articulación femorotibial, el movimiento tiene lugar en tres planos, pero el mayor rango de movimiento con diferencia es en el plano sagital (140° de flexión, 0° de extensión según Proubasta et al., 1997, hasta 160° de flexión pasiva según Kapandji, 1994). [14] [19]

El movimiento en el plano transversal es la rotación interna y externa de la tibia con la flexoextensión, lo que se conoce como libertad de rotación o laxitud. Con la rodilla en extensión completa, la laxitud rotatoria se restringe por el autobloqueo de los cóndilos femorales y tibiales, debido a la tensión de los ligamentos cruzados y laterales en extensión. Con la extensión, tiene lugar una rotación externa de la tibia, y con la flexión la tibia rota a interno.

La flexión de la rodilla incluye una combinación de rodadura y deslizamiento de los cóndilos femorales sobre las mesetas tibiales (Fig.1).

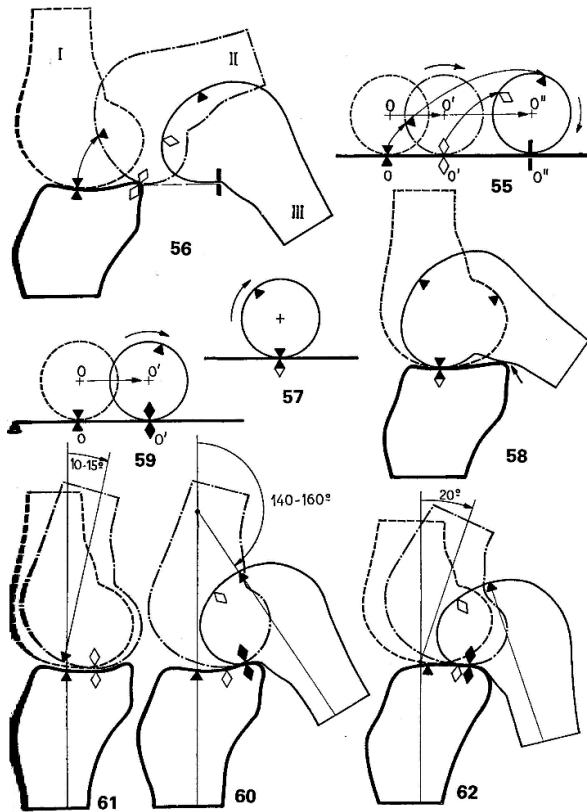


Ilustración 1. Movimiento de rodadura y deslizamiento posterior de la rodilla (Kapandji, 1994)

El movimiento de rodadura, que predomina en los primeros grados de flexión (0-20°), produce una traslación posterior del punto de contacto femorotibial. El deslizamiento domina a partir de los 30° de flexión. El punto de contacto femorotibial medial y lateral se desplaza posteriormente, pero el lateral más que el medial, debido a un mayor radio de curvatura del cóndilo lateral. Esta asimetría impone la rotación interna de la tibia con la flexión. Los ligamentos cruzados interactúan cinemáticamente con las superficies articulares, influyendo sobre el movimiento pasivo normal de la rodilla. La retención del ligamento cruzado posterior en una prótesis de rodilla mantiene la rodadura posterior fisiológica, lo que es necesario para un adecuado rango de flexión y función muscular (Andriacchi et al.,1986). [2]

En el plano frontal, tiene lugar el movimiento de varo/valgo. En extensión completa queda bloqueado, siendo máximo a los 30° de flexión y volviendo a disminuir con la flexión debido a la tensión de las partes blandas.

La variación del brazo del momento extensor durante el movimiento de la rodilla se ha calculado respecto a tres referencias:

- a) El punto de contacto femorotibial (Andriacchi et al., 1986) (Fig. 2). [2]

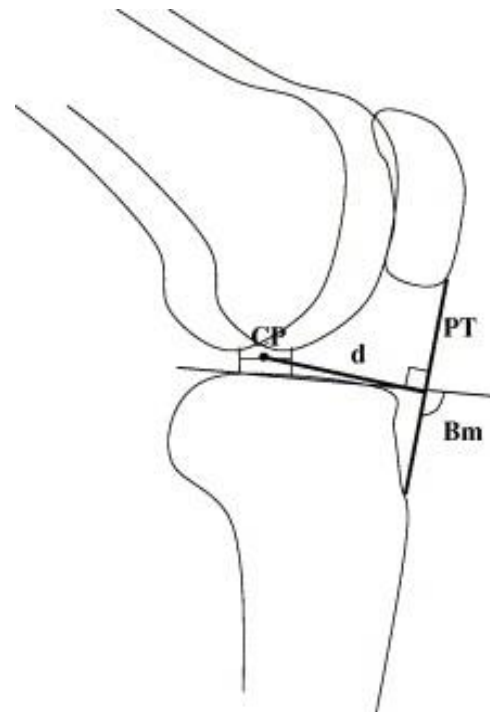


Ilustración 2. Momento extensor respecto al punto de contacto femorotibial

b) El centro instantáneo de rotación (CIR) femorotibial (Smidt et al., 1973), (Nordin y Frankel, 2012) (Fig. 3), cuya trayectoria es semicircular debido a la disminución gradual del radio de curvatura de los cóndilos femorales desde la extensión a la flexión. Estos CIR se pueden obtener mediante el método descrito por Reuleaux en 1876 superponiendo radiografías de perfil de rodilla a intervalos de 10° de movimiento. [17] [20]

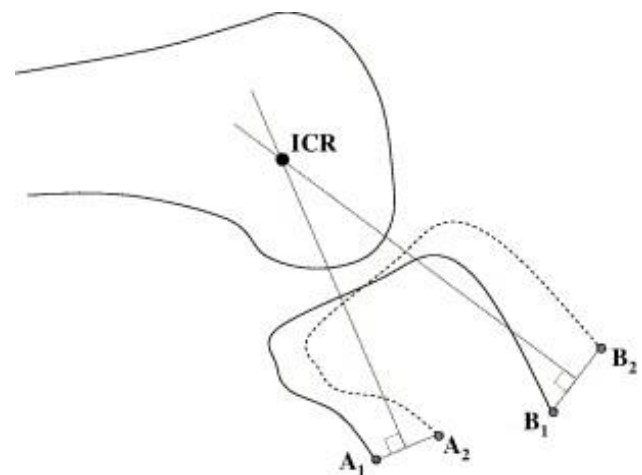


Ilustración 3. Momento extensor respecto al centro instantáneo de rotación

c) El punto de intersección de los ligamentos cruzados en el plano sagital (Ward et al., 2005 y 2007). (Fig. 4.). [23]

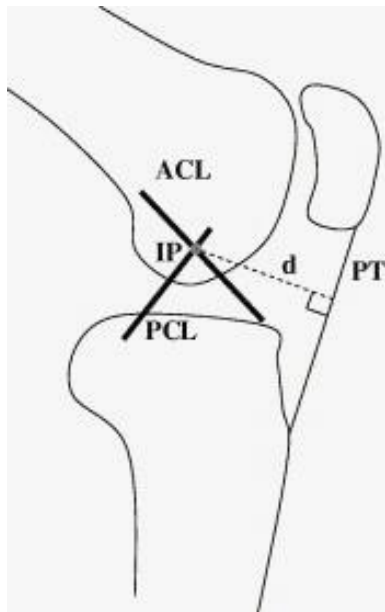


Ilustración 4. Momento extensor respecto al punto de intersección de los ligamentos cruzados.

La capacidad del cuádriceps para extender la rodilla cambia con el ángulo de flexión, siendo máximo el momento extensor en el rango de 15-30° de flexión, debido al movimiento posterior del punto de contacto femorotibial que aumenta el brazo de palanca del aparato extensor. Pasados los 30° de flexión, el mecanismo patelar y la orientación cambiante del ligamento patelar son los que más influyen para generar un momento extensor (Burstein y Wright 1994), (Andriacchi et al., 1986).

4. MODELOS FÍSICOS

Existen muy pocos modelos físicos en el mercado para el estudio de la cinética y cinemática de la extremidad inferior, en este proyecto principalmente está basado en el modelo existente de la investigación del Dr. Gustavo Aparicio quien realizó su investigación doctoral sobre la "INFLUENCIA DE LA ALTURA ROTULIANA SOBRE LA BIOMECÁNICA DE LA RODILLA". [3]

Además, existe una empresa que desarrolla modelos físicos comerciales llamada SAWBONES que desarrolla modelos para una serie de ejercicios diferentes en el campo de la Biomecánica. Tiene la capacidad de moldear y producir en masa patologías específicas ideales para cursos de habilidades quirúrgicas a gran escala. Además, estos modelos requieren una mínima limpieza, en contraste con los especímenes de cadáveres. Tiene una variedad de 2.000 diferentes tipos de modelos y materiales.

Esta marca es una de la más importantes del mercado para los profesionales de Traumatología, ya que los materiales de prueba biomecánicos de Sawbones se han convertido en un estándar industrial confiable con más de 20 años de investigación y verificación.

5. MODELO FÍSICO DE LA EXTREMIDAD INFERIORENCABEZADOS

Se ha usado un modelo físico existente en el Laboratorio de Materiales de la ETSII – UPM, que es parte de la línea de investigación que se desarrolla en este laboratorio.

Este modelo se ha diseñado en un prototipo con réplicas de huesos reales en material sintético y un montaje, en un bastidor para simular el movimiento de flexión de la extremidad inferior, que consta de dos columnas guía paralelas y una articulación fija para el extremo distal de la tibia, como se verá, el modelo es útil en cuanto a su metodología y aplicaciones académicas.

6. REPRODUCCIÓN DE HUESOS REALES EN RESINA DE POLIURETANO.

Los huesos se han fabricado en resina de poliuretano (Fig. 1.) mediante técnicas de moldeo con siliconas. Estos son réplicas de huesos reales del fémur, tibia y patella (cesión del Hospital Clínico San Carlos de Madrid).



Ilustración 5. Huesos en resina de poliuretano

7. REPRODUCCIÓN DE TEJIDOS BLANDOS.

El emular los tejidos blandos (cuádriceps, ligamento colateral interno y externo y el ligamento cruzado anterior y posterior), en este proyecto se lo planteó mediante un material elastomérico de diferentes dimensiones (Fig. 12.).

- Material elastomérico 1 (Amarillo)
- Material elastomérico 2 (Azul)
- Material elastomérico 3 (Amarillo corto)

8. RESULTADOS

Se describen a continuación, los ensayos realizados del modelo físico de la extremidad inferior en el cual se hicieron pruebas a nivel del prototipo calculando las fuerzas ejercidas en el cuádriceps, ligamento colateral externo, ligamento colateral interno, ligamento cruzado anterior, ligamento cruzado posterior de la extremidad inferior de la siguiente manera:

1. Se utiliza las medidas de las longitudes obtenidas en los ligamentos anteriormente (Tabla. 19, Tabla. 20, Tabla. 21).
2. Se mide el ángulo (θ) en la posición de flexión (medición en fotografías con ayuda del software AutoCAD 2018).
3. Se calcula la deformación longitudinal unitaria con la siguiente formula:

$$\varepsilon(\theta) = \frac{l_f(\theta) - l_o}{l_o}$$

4. Se calcula la fuerza sobre el cuádriceps al producirse el ángulo de flexión (θ), como dato se obtiene la ecuación del material $y = -2,2057x^2 + 10,586x + 1,6075$, donde: $y =$ Fuerza [N]; $x = \varepsilon(\theta)$;

Las mediciones y cálculos de las variables que se acaban de explicar, se las realiza de igual manera para los parámetros del ligamento cruzado anterior y ligamento cruzado posterior ya que se utiliza el mismo material.

En el caso del ligamento colateral interno y ligamento colateral externo, se usa un segundo material con la siguiente ecuación $y = 1,4436x^2 + 2,0136x + 1,7419$, y las medidas se realizan de igual manera que la antes mencionada.

9. CÁLCULO GRÁFICO DE LA FUERZA EN EL LIGAMENTO PATELAR Y DE LA REACCIÓN DEL FÉMUR SOBRE LA RÓTULA.

El método que se va a describir a continuación sirve para calcular la fuerza en el tendón rotuliano y reacción del fémur sobre la rótula y en el cual se va tomar como ejemplo en 3 ensayos para su demostración siguiendo los siguientes pasos:

1. Ampliación de la imagen

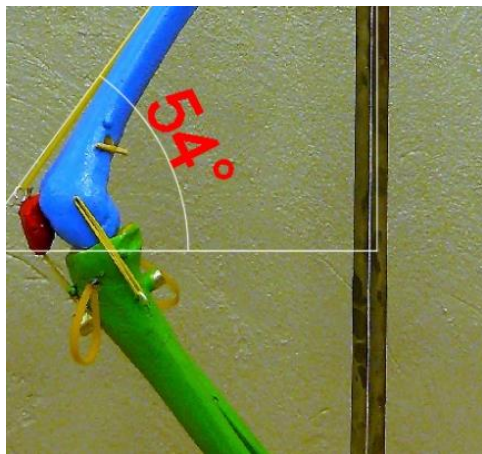


Ilustración 7. Medición del ángulo de flexión en software AutoCAD 2021.

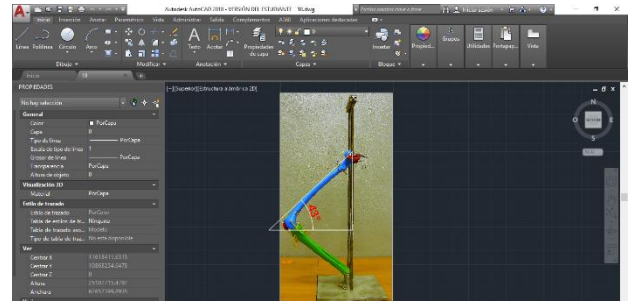


Ilustración 6. Ampliación de la imagen extremidad inferior

2. Localización del punto de contacto entre la rótula y fémur.
3. Trazar perpendicular al cóndilo femoral.
4. Trazar línea de fuerza del ligamento patelar.
5. Trazar línea del cuádriceps desde inserción en la rótula a inserción proximal.

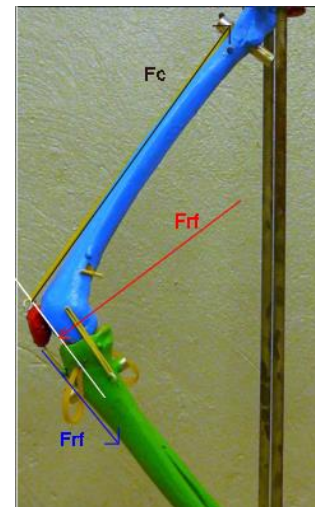


Ilustración 8. Líneas de fuerzas cuádriceps, reacción sobre fémur y del ligamento patelar

6. Construcción del polígono de fuerzas. Donde inicialmente se traza la línea del cuádriceps con su dimensión ya obtenida, luego en el punto final de esta se traza una paralela que coincida con la línea fuerza del ligamento patelar y en el punto final de la misma se traza otra paralela a la línea de fuerza de reacción del fémur sobre la rótula, así medimos las dimensiones de las mismas obteniendo su valor.

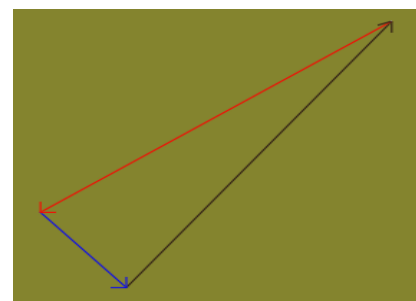


Ilustración 9. Construcción del polígono de fuerzas.

MEDIDAS	FUERZA EN 34°
Ligamento patelar / Tendón Rotuliano	3,39159
Reacción del fémur sobre la rótula	12,61491

MEDIDAS	FUERZA EN 54°
Ligamento patelar / Tendón Rotuliano	3,39159
Reacción del fémur sobre la rótula	6,3295

El problema citado es uno más de los muchos relacionados con la Biomecánica de la rodilla: relación de fuerzas musculares y ligamentosas, efecto de la posición relativa de la rótula respecto al cóndilo femoral, reacción del fémur sobre la rótula, función de los ligamentos cruzados, etc. Todos estos problemas son muy controvertidos entre los médicos traumatólogos y es urgente aportar un punto de vista ingenieril comprensible y clasificador.

El modelo físico desarrollado a tal efecto se basa en la experiencia previa del Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII – UPM, no habiendo otros modelos físicos accesibles, únicamente los desarrolladores en casas comerciales que no son operativos para los estudios que se plantean.

Se ha trabajado con reproducciones en resina de poliuretano, de los huesos originales obtenida mediante técnicas de moldeo, así se resuelve las dificultades inherentes al trabajo directo sobre hueso de cadáver: disponibilidad, deterioro progresivo, problemas éticos, etc. Los modelos en resina son macizos y de material homogéneo e isótropo, luego presentan notables diferencias con el hueso real, pero esto no afecta a los objetivos planteados, ya que la cinética y cinemática de la articulación pueden estudiarse independientemente de la estructura interna del material.

Los tejidos blandos se han emulado con materiales elastoméricos anclados con útiles mecánicos y técnicas similares a las empleadas en la reparación e implantación de ligamentos dañados: taladrado y fijación con tacos de bloqueo.

Todos los materiales empleados para emular los tejidos blandos se han caracterizado mecánicamente con ensayos previos de tracción, obteniéndose las correspondientes características carga y deformación. A la vista de los resultados se han seleccionado los materiales más adecuados para cada caso.

El montaje ha consistido en una estructura de dos columnas guía y una articulación fija en el extremo distal de la tibia, de tal manera que puede reproducirse manualmente el movimiento de flexión.

Para cada posición de flexión se ha identificado fotográficamente la posición relativa de todos los elementos y se han cuantificado individualmente las fuerzas en cuádriceps, ligamentos colaterales y ligamentos cruzados midiendo los incrementos relativos de longitud de los elementos elastoméricos emuladores.

Para completar el conjunto de cargas se ha aplicado un método simple de estática gráfica que permite determinar la carga sobre el tendón rotuliano y la reacción del fémur en la zona de contacto con la rótula.

El modelo se ha validado experimentalmente cumpliendo condiciones de repetibilidad, facilidad de montaje y operatividad a la obtención de resultados.

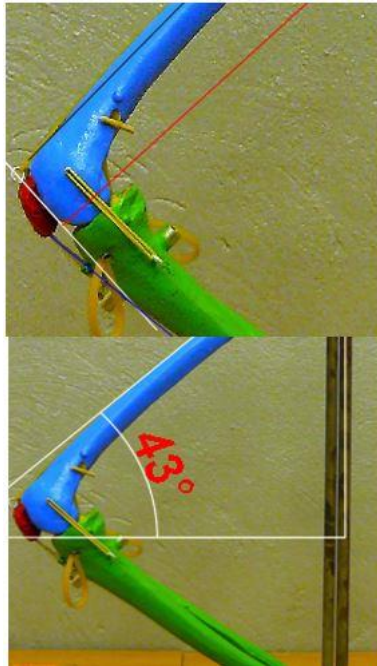


Ilustración 10. Cálculos en ángulo de flexión 43°.

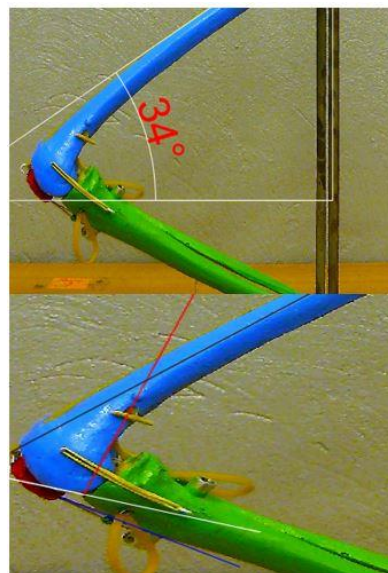


Ilustración 11. Cálculo en ángulo 34°.

10. CONCLUSIONES

- Se ha desarrollado un modelo físico operativo para el estudio de la cinética y cinemática relativas al movimiento de flexión de la rodilla.
- El modelo es original y se basa en la línea de trabajo de colaboración con traumatólogos desarrollada en el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII – UPM.
- La cinemática se ha estudiado con un procedimiento fotográfico.
- La cinética se ha resuelto mediante la utilización de materiales elastomérico previamente caracterizados.

11. TRABAJOS FUTUROS

Como desarrollo futuro se tiene la aplicación del modelo al estudio del efecto de deformidades anatómicas o de la implantación de elementos protésicos.

También puede utilizarse el modelo para el análisis de tensiones internas aplicando una instrumentación con sensores de deformación resistivos tipo galga extensométrica.

12. REFERENCIAS

- [1] Aglietti P, Insall JN, Walker PS, Trent P.A new patella prosthesis. Design and application. Clin Orthop 107 :175-186.1975.
- [2] Andriacchi TP, Stanwyck S, Galante J. Knee biomechanics and total knee replacement. J Arthroplasty 1986 1 :211-9.
- [3] Aparicio Gustavo. Influencia de la altura rotuliana sobre la biomecánica de la rodilla (tesis doctoral). Madrid. Universidad Complutense.2015.
- [4] Arriaza Loureda R. Estudio experimental de las presiones femoropatellares tras la osteotomía de adelgazamiento de la rótula (tesis doctoral). Madrid. Universidad Complutense.1990.
- [5] Bishop RED, Denham RA. A note on the ratio between tensions in the quadriceps tendon and infrapatellar ligament. Eng Med. 1977; 6: 53-4.
- [6] Denham (1978), patelelectomía, en Arriaza.
- [7] Fernández-Rodríguez Fairén M. Estudio biomecánico de la articulación femoro-patelar. Implicaciones clínico-terapéuticas (tesis doctoral), Zaragoza, Universidad de Zaragoza,1986.
- [8] Ferrández L, Usabiaga J, Yubero J, Sagarra J .An experimental study of the redistribution of patellofemoral pressures by the anterior displacement of the anterior tuberosity of the tibia. ClinOrthop 1989 ; 238 :183-189.
- [9] Ficat P, Hungerford D. Disorders of the patellofemoral joint. Baltimore: Williams&Wilkins,1977.
- [10] Goodfellow J,Hungerford DS, Zindel M. Patellofemoral joint mechanics and pathology. 1. Functional anatomy of the patello-femoral joint. J Bone Joint Surg 58-B, 3:287-90.
- [11] Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the patellofemoral joint. ClinOrthop 1979:144:9-15.
- [12] Grelsamer RP, Weinstein CH. Applied biomechanics of the patella. ClinOrthop 2001; 389: 9-14.
- [13] Hehne J. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. ClinOrthop 1990, 250: 73-85.
- [14] Kapandji IA. La rodilla. En: Cuadernos de fisiología articular. Barcelona. Masson.1994.

- [15] Kaufer H. Mechanical function of the patella. J Bone Joint Surg 1971; 53-A:1551-60
- [16] Kaufer H. Patellar biomechanics. ClinOrthop 1979; 144:51-4.
- [17] Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Philadelphia. Baltimore. New York. London. Buenos Aires. Hong Kong. Sydney. Tokyo.
- [18] Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.2012.
- [19] Proubasta I, Gil- Mur J, Planell JA. Fundamentos de biomecánica y biomateriales. Madrid.Ergon.1997.
- [20] Smidt GL. Biomechanical analysis of the knee flexion and extension. J Biomechanics 6:79-92.1973.
- [21] Vaquero J, Arriaza R. The patella thinning osteotomy. An experimental study of a new Technique for reducing patellofemoral pressure. Int Orthop 1992; 16 :372-6.
- [23] Ward SR. Terk, Powers CM. Patella alta: association with patellofemoral alignment and changes in contact area during weight – bearing. J Bone Joint Surg ,2007; 89:1729-55.