

## ACTUALIZACIONES

# Un nuevo enfoque de la biomecánica de la cadera. La introducción de la bandeleta iliotibial

J. FETTO, y A. LEALI

*New York University Hospital for Joint Diseases, Nueva York, EE.UU.*

## El modelo de Koch

El trabajo clásico de John C. Koch,<sup>9</sup> publicado en el *American Journal of Anatomy* en 1917, incluye una descripción geométrica del fémur y un cálculo de las presiones que soporta durante la fase de marcha basado en el modelo de presiones de carga descrito por Culman que, a su vez, tenía cierta analogía con el sistema de poleas de Fairban.

Koch correlacionaba los patrones de presión en el hueso trabecular con los conceptos de Wolff acerca de la relación entre presiones y formación ósea.<sup>19</sup> Asumiendo que la validez del modelo sólo podía ser evaluada por su correlación con observaciones prácticas, se basó en estudios cadavéricos y trabajó con fuerzas de 50 kg (100 lbs) aplicadas directamente, en dirección de proximal a distal, sobre la cabeza femoral de un espécimen de un varón joven (Fig. 1).

Calculando que entre el peso corporal y los músculos abductores la relación era de 2:1, concluyó que el manto glúteo, principalmente el glúteo medio, debía generar una fuerza igual al doble del peso del cuerpo para mantener el equilibrio y para prevenir el descenso de la nalga contralateral (Trendelenburg) en la fase de marcha monopodálica ipsilateral.

Sobre la base de este estudio, asignó valores positivos para representar las fuerzas de compresión y negativos para representar las de tensión, que se desarrollaban a lo largo de las caras medial y lateral del fémur, y describió específicamente que el extremo proximal del fémur y los tres cuartos laterales de su diáfisis soportaban fuerzas de tensión, mientras que el extremo distal y toda la superficie medial estaban sometidos a fuerzas de compresión.

En cambio, no proporcionó ninguna explicación matemática para la conversión de fuerzas de tensión en fuerzas de compresión en el extremo distal.

## Relevancia del esquema de Koch

Este modelo concuerda con las observaciones concernientes a las fracturas del extremo proximal del fémur. Todas estas fracturas tienden a colapsarse en varo, lo que avala la hipótesis compresión medial/tensión lateral. También concuerda con el hecho de que ambos cóndilos soportan fuerzas compresivas, aunque desiguales, tanto en el compartimento medial de la rodilla como en el lateral. Esta teoría fue suficientemente satisfactoria como para permanecer sin cambios y como modelo de la biomecánica de la cadera durante 70 años, y también para servir de modelo para el diseño, ensayo y validación de muchas prótesis de reemplazo total de la cadera.

## Contradicciones en el modelo de Koch

El trabajo de Koch está imbuido de las limitaciones de su época. Las herramientas tecnológicas con que contaba no le permitieron medir otras variables que actúan sobre la cadera durante la marcha.

Tal como fue presentado, este modelo se basó en el efecto provocado por un peso fijo actuando sobre un fémur cadavérico.

Como todo modelo estático, no considera la función de las partes blandas alrededor de la articulación de la cadera y no responde importantes preguntas referidas a la morfología del hueso, la osteología y la distribución de la energía.

- Siguiendo la Ley de Wolff, el hueso se forma en respuesta a la calidad y cantidad de carga que soporta. En consecuencia, el hueso esponjoso se forma en respuesta a fuerzas de tensión, mientras que el cortical responde a fuerzas de presión. Por lo tanto, si hay compresión en los compartimentos mediales y laterales de la rodilla (como propugna Koch), y compresión medial con tensión lateral en el fémur proximal, el esquema no

---

*Recibido el 15-12-1999. Aceptado luego de la evaluación el 12-4-2000.*

Correspondencia:

Dr. J. FETTO  
New York University Medical Center  
530 1st. Avenue  
New York, NY 10016, USA  
Tel: (001)212-263-7296  
Fax:(001)212-263-6199

permite explicar por qué a lo largo de la corteza lateral del fémur habría una *transición* de fuerzas de tensión a fuerzas compresivas. El fémur humano normal no muestra ningún sitio específico para esta supuesta transición; hay continuidad en el hueso cortical desde la apófisis del trocánter mayor, que se incrementa en espesor a lo largo de la diáfisis y disminuye masivamente en la región distal hasta desaparecer en la epífisis lateral distal.

- Por otra parte, y respecto del ángulo cérvico diafisario del cuello femoral, se sabe que al nacimiento este ángulo es igual o mayor a  $160^\circ$  y que al comenzar la bipedestación se reduce progresivamente hasta llegar a un ángulo final de  $130^\circ$  mucho antes de la madurez esquelética. ¿Qué hace que la alineación femoral se detenga en este ángulo? Este hecho es observado aun en la corrección del valguismo femoral exagerado (osteotomías varizantes) realizada mucho antes de la madurez esquelética, en la que el ángulo cérvico femoral tiende a desarrollar valgo en el crecimiento ulterior de la epífisis.<sup>12</sup> En el modelo de cargas en varo de Koch, queda sin explicar por qué ocurre esto último y por qué el ángulo se detiene en  $130^\circ$  antes de la maduración esquelética.
- La tercera inconsistencia del modelo concierne a la distribución de la energía. Si, como lo define Koch, durante la fase de apoyo monopodálico de la marcha hay un estrés intrínseco en varo a través del fémur, Blount<sup>2</sup> y otros autores<sup>1,6,7</sup> explicaron que si este torque estuviera contrabalanceado por la acción de la contracción del glúteo medio, el monto de energía que se requeriría para sostener este esfuerzo biomecánico durante un largo período de marcha excedería, con mucho, la capacidad metabólica del glúteo medio. Por otra parte, los autores mencionados se preguntaron por qué si el glúteo medio es el único responsable de ese contrabalance durante la marcha, su tamaño es mucho menor que el del glúteo mayor. En estudios electromiográficos del glúteo medio,<sup>7</sup> se comprobó que éste es más activo un poco antes de la fase bipodálica y que su acción decrece, por lo que es significativamente menos activo durante la fase media del paso. Esto contradice el modelo de Koch, que supone una gran demanda durante la fase media de la marcha.
- La cuarta incongruencia se refiere a los requerimientos de energía en los amputados. En los amputados por debajo de la rodilla, se observa sólo un pequeño incremento de los requerimientos de energía para la marcha (10%), cuando se los compara con sujetos sanos; en cambio, en los amputados por encima de la rodilla, hay un enorme incremento de la demanda muscular, para mantener el equilibrio durante la fase monopodálica de la marcha (40%).<sup>18</sup> Cuando se compara ambos grupos, se observa que el único estabilizador estático de la pelvis que se pierde al seccionar el miembro en forma proximal a la rodilla es la bandeleta iliotibial. Más aún, los pacien-

tes amputados por debajo de la rodilla, muchas veces, tienen una marcha sin cojera y se pueden parar sobre el miembro amputado sin provocar signo de Trendelenburg. No obstante, los pacientes amputados por encima de la rodilla con el glúteo medio intacto, sólo se pueden parar cayendo sobre el lado amputado (Trendelenburg positivo) y caminan con un patrón de marcha diferente. Estas cotidianas y bien documentadas observaciones no se pueden explicar por el modelo de Koch.

- Finalmente, y en lo que respecta al análisis de la función del glúteo medio, Frankel,<sup>6</sup> Inman<sup>7</sup> y otros autores<sup>1,2,7</sup> sugirieron que la contracción de este músculo protege contra posibles fracturas del cuello femoral, y sostuvieron que la carga en varo sobre el cuello femoral durante la fase monopodálica del paso, en ausencia del glúteo medio, puede causar fracturas de la extremidad proximal del fémur con mayor facilidad. Rybicki y cols.<sup>14</sup> demostraron que el glúteo medio, para proteger el fémur de esta manera, crea fuerzas de tensión en la cara lateral de la diáfisis proximal. Calcularon que durante la fase monopodálica esas cargas representan cerca del 70% de la máxima fuerza ténsil que el fémur proximal puede soportar. Estas conclusiones no se conciben con la realidad.

### El modelo de tensión de la bandeleta iliotibial

La bandeleta iliotibial (BIT), también llamada bandeleta de Maissiat, fue el objeto de estudio de numerosas investigaciones. Jacques Maissiat<sup>11</sup> la describió en 1843 y la consideró el principal ligamento de conexión entre el ilíaco y la rodilla; sostuvo que constituía el principal factor de mantenimiento del balance del cuerpo en la posición de parado y durante la marcha. En 1934, W. Thomsen<sup>16</sup> estudió el tema con mayor profundidad y concluyó que la función de la BIT en la limitación de la aducción permitía a los pacientes con parálisis de la cadera pararse y, eventualmente, caminar. Hermann Meyer (1853) también creyó que la BIT podía ser tensada con una resultante que actuaba siguiendo la dirección de la bandeleta, a través de la contracción del vasto lateral. Esto mantendría la pelvis en equilibrio durante la fase monopodálica del paso y disminuiría el trabajo de carga de los abductores. En 1948, Pauwels<sup>13</sup> demostró que la tensión de la BIT durante el apoyo sobre un miembro disminuía las fuerzas de inclinación sobre el fémur proximal y provocaba un aumento de su capacidad de carga axial.

Jacob y Huggler<sup>8</sup> investigaron la función de la BIT *in vivo* y registraron su grado de alargamiento y tensión durante la marcha. Concluyeron que el estrés de inclinación en varo del fémur podía ser parcialmente disminuido cuando la BIT se tensaba en una proporción superior a 1 por el peso corporal. Esto fue corroborado por la observación de Oberlander (1975) de que la ausencia de la BIT aumenta las posibilidades de una fractura por estrés del trocánter

mayor. Rybicki y cols.<sup>14</sup> analizaron matemáticamente el estrés en el fémur en tres modelos: el de carga axial simple de Koch, con la inclusión de la fuerza del manto abductor, y un tercer modelo que incluía en el segundo la BIT y la fuerza del tensor de la fascia lata. Observaron que al incrementar la fuerza ejercida por la BIT, se revertía el patrón del modelo de compresión simple axial de Koch de compresión medial/compresión lateral. Sugirieron que *in vivo* la BIT produce una apreciable reducción del estrés: 45% para una tensión de 135 libras (67 kg) en un hombre que pesaba 200 libras (100 kg). La conclusión de Rybicki fue la siguiente: "Si el cuerpo humano puede ser considerado una estructura mecánica eficiente (Wolff, 1892; Frost, 1964), el estrés de tensión en el fémur debería ser mucho menor que el de compresión, en tanto el hueso es aproximadamente dos veces más fuerte en compresión que en tensión. Esta condición ocurre con hasta 100 kg de tensión en el tensor de la fascia lata, pero no en su ausencia ni con una mayor tensión de este músculo".

En estudios cadavéricos, morfológicos óseos, análisis teórico y test de forma, Fetto y cols.<sup>4,5</sup> propusieron un modelo que incluye la BIT como una bandeleta de tensión lateral. El concepto de bandeleta de tensión (AO group) es el de una banda inelástica que, al ser sometida a tensiones, puede crear una carga compresiva medial a dicha banda y proporcional al desplazamiento medial de un punto de ésta.

- En la región distal al trocánter hay una mínima cantidad de hueso cortical presente en la parte lateral del fémur. En sucesivas secciones hacia la porción distal del fémur desde este punto, se encuentra un aumento del espesor de la cortical ósea que alcanza el 75% del de la cortical medial, en un nivel ubicado a 2 cm, distal al trocánter menor (es en ese punto donde la BIT se encuentra más alejada de la cortical lateral). Este espesor de la masa cortical ósea lateral permanece constante hasta el tercio distal del fémur. En ese punto, disminuye y eventualmente desaparece, hasta alcanzar la epífisis distal lateral (punto donde la BIT está más próxima a la cortical lateral) y esto corrobora el concepto AO de banda de tensión.
- Se encontró que en presencia de una bandeleta iliotalar intacta la sección de la cápsula y los glúteos menor, medio y mayor permiten a la pelvis un movimiento de rotación hacia dentro, de 10° en promedio respecto de la posición inicial horizontal de la articulación de la cadera. En presencia de una cápsula intacta con glúteo menor, glúteo mediano y glúteo mayor también intactos, pero con la BIT seccionada, el movimiento de rotación interna alcanza los 30° sobre la cabeza femoral. Esto muestra la importancia de la BIT como estabilizador pelviano durante el apoyo monopodálico.
- De acuerdo con la hipótesis de la banda de tensión, cuando la BIT está en contacto con el área trocánterica

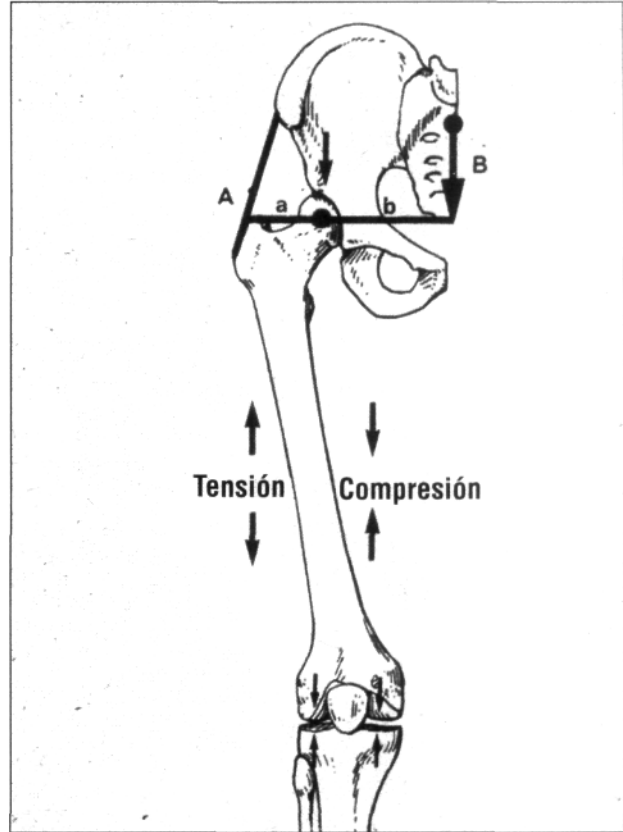
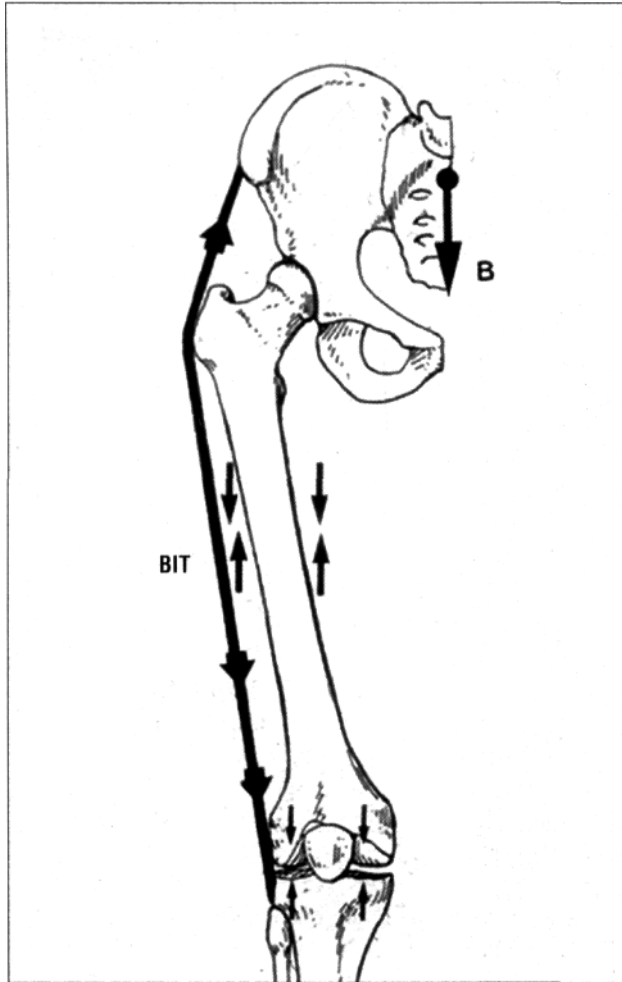


Figura 1. Modelo de Koch.

durante el apoyo monolateral en la fase media del paso. el trocánter no tiene desplazamiento medial respecto a la bandeleta y, por lo tanto, no soporta fuerzas compresivas. Distalmente, la corteza lateral del fémur se desplaza medialmente respecto de la BIT. En ese punto, la corteza lateral soporta un grado mayor de carga compresiva. Esta es una explicación posible para el aumento de su espesor, congruente con la Ley de Wolff. En la epífisis femoral distal, el fémur progresivamente vuelve a tomar contacto con la BIT, lo que disminuye el momento de las fuerzas de compresión y la necesidad de hueso cortical en ese nivel. Estos hallazgos se correlacionan con los análisis físicos y matemáticos de optimización del estrés y de los elementos finitos, que sugieren que la aplicación de fuerzas óptimas resulta en la creación de una estructura como la del fémur humano que, en su aspecto lateral, requiere para fortalecerse de una fuerza de compresión entre el trocánter y la epífisis distal, dada por la BIT como banda de tensión lateral. Estos análisis refrendan la inclusión de la BIT como banda de tensión estática (Fig. 2).

### Conclusión

Los estudios cadavéricos, los estudios de morfología ósea, los análisis teóricos y los análisis estructurales con-



**Figura 2.** Modelo de banda de tensión BIT.

firman que los primitivos modelos descritos por Koch, Pauwels, Inman, Frankel y otros constituyen una representación incompleta de la realidad. También son insuficientes para el estudio actual de los patrones de carga sobre el fémur proximal durante la fase de apoyo monopodálico durante la marcha. Un modelo más preciso y válido requiere la inclusión de la banda iliotibial como una estructura de tensión estática. Como resultado de la inclusión de dicha banda, ya no existe un esquema de tensión sino de compresión a nivel del aspecto lateral del fémur durante la fase monolateral del paso. La creación de un "gradiente de compresión" entre las cortezas medial y lateral en lugar del clásico pero inadecuado principio de tensión lateral/compresión medial permite develar, en términos fisiológicos, las fuerzas de carga que actúan sobre

la articulación de la cadera. Esto concuerda con la morfología ósea, los ángulos cérvico diafisarios, las observaciones clínicas de la distribución de las energías y las recreaciones *in vitro* de condiciones humanas.

El modelo de banda de tensión iliotibial tiene, además, una incidencia directa sobre el material protésico y las consideraciones acerca del desarrollo de diseños para el componente femoral de las prótesis de reemplazo total de la cadera.

Este modelo muestra la necesidad de que el componente femoral de una prótesis contemple un "encaje" en la corteza proximal lateral, como área adicional para limitar la subsidencia.

Específicamente, sugiere la colocación de un encaje proximal a la intersección entre el eje cervical central y la corteza lateral femoral para prevenir el "*stress shielding*" y disminuir, de esa forma, la pérdida de masa ósea proximal del fémur (zonas de Gruen I y VII). Esta geometría también puede ayudar a prevenir cargas diafisarias no fisiológicas, que pueden ser causas significativas de microfracturas, dolor de muslo y consecuente hipertrofia diafisaria luego de la colocación de las prótesis totales de la cadera.

### Implicancias

"Encajar" los componentes femorales en la metáfisis y cargar el fémur tanto medial como lateralmente es inherentemente más estable. Walker<sup>17</sup> predijo la capacidad de dichos componentes para transferir cargas en forma fisiológica y previo una disminución del "*stress shielding*" y la sobrecarga diafisaria. Estas predicciones se comprobaron en estudios clínicos prospectivos y multicéntricos que demostraron que con este diseño se logró una preservación ósea de más de un 95% a 4 años de la cirugía. Los estudios también confirmaron la estabilidad del implante, ya que en ese lapso el hundimiento fue inferior a un 1 mm, teniendo en cuenta que a estos pacientes se les permitió el apoyo inmediato, sin descarga, luego de la cirugía realizada con tallos no cementados.<sup>17</sup>

Además, cabe destacar que el apoyo total en el posoperatorio inmediato y la consecuente deambulación precoz disminuyen en forma importante el riesgo de tromboembolismo.<sup>10</sup>

Este modelo, tomado como una ampliación de modelos previos<sup>3,5</sup> permite una descripción adecuada y segura de la biomecánica de la cadera y provee una base sólida para una mayor racionalidad científica en el análisis de la función de la cadera y los diseños protésicos.

## Referencias bibliográficas

1. **Besler, B y Frankel, JP:** The forces and moments in the legs during walking. *Trans Am Soc Mech Engrs*, 72: 27, 1950.
2. **Blount, WP:** Don't throw away the cane. *J Bone Jt Surg (Am)*, 38: 695, 1956.
3. **Farkas, A, y Farkas, L:** An anatomic study of the mechanics, pathology and healing of fractures of the femoral neck. *J Bone Jt Surg (Am)*, 30: 53, 1948.
4. **Fetto, J, y Austin, K:** A missing link in the evolution of THR: "discovery" of the lateral femur. *Orthopedics*, 17: 347-351, 1994.
5. **Fetto, J; Bettinger, P; Austin, K;** y cols.: Re-examination of hip biomechanics during unilateral stance. *Am J Orthop*, 605-612, 1995.
6. **Frankel, V:** *The femoral neck*. Upsala: Almquist & Wiksells; 1960.
7. **Inman, VT:** Functional aspects of the abductor muscles of the hip. *J Bone Jt Surg (Am)*, 29: 607, 1947.
8. **Jacob, HAC; Huggler, AH;** y cols.: In vivo investigations of the mechanical function of the tractus iliotibialis. En: **Huiskes, R; Van Campen, D;** y **De Wijn** (eds).- *Biomechanics: Principles and Applications*; 1982.
9. **Koch, JC:** The laws of bone architecture. *Am J Anatomy*, 21: 177, 1917.
10. **Leali, A, y Fetto, J:** *Absence of thromboembolic disease following non-cemented THR: The ambulation factor*. Comunicación personal. 3/2000 and AAPM&R Annual Assembly 2000.
11. **Maissiat, JH:** *Etudes de physique animale*. París: Bethune et Plon; 1843.
12. **Morrisey, RT:** *Pediatric Orthopaedics*. 3<sup>ra</sup> ed. Lowell W. Winter R, eds. Nueva York: JB Lippincott; 1990.
13. **Pauwels, F:** *Biomechanics of the normal and diseased hip*. Nueva York: Springer-Verlag; 1979.
14. **Rybicki, EF; Simonen, F; Weis, E,** y cols.: On the mathematical analysis of stress in the human femur. *J Biomech*, 5: 203, 1972.
15. **St. Clair, F, y Strange, FG:** *The Hip*. Londres: William Hienemann Medical Books Ltd; 16, 17, 27, 34, 325, 1965.
16. **Thomsen, W:** Zur Statik und Mechanik der gesunden und gelahmten Huft. Ueber die Bedeutung des Tractus ilio-tibialis. *Z. Orthop. Chir*, 60: 212-231; 1934.
17. **Walker, P:** The effect of lateral flare feature on uncemented hip stems. *Hip International*, 9: 71-80, 1999.
18. **Waters, RL; Perry, J; Antonelli, E;** y cols.: Energy cost of walking of amputees: influence of level of amputation. *J Bone Jt Surg (Am)*, 58: 42, 1976.
19. **Wolff, J:** Das Gesetz der Transformation der Knochen. Quarto Berlin; 1892