



ARTÍCULOS ORIGINALES / Originals / Premio AAOMM 2019

DEMOSTRACIÓN ORIGINAL DE LA INTERFERENCIA DE LOS EFECTOS MODELADORES CORTICALES EXPANSIVOS DE UN ENTRENAMIENTO SOBRE LOS DE OTRO ULTERIOR (La modelación 'marca el terreno' para la remodelación)

Leandro Pisani,¹ Nicolás Pilot,¹ Sergio Lüscher,² Leandro Mackler,² Laura Marcela Nocciolino,^{1,2} José Luis Ferretti,² Gustavo Roberto Cointry,^{2*} Ricardo Francisco Capozza²

1. Unidad de Estudios Biomecánicos Osteo-Musculares (UDEBOM), Centro Universitario de Asistencia, Docencia e Investigación (CUADI), Universidad Gran Rosario (UGR). 2. Centro de Estudios de Metabolismo Fosfo-cálcico (CEMFoC), Facultad de Ciencias Médicas, UNR. Rosario, Argentina.

Resumen

La expansión modeladora de la geometría cortical de un hueso inducida por su entorno mecánico podría ser difícil de modificar por estímulos ulteriores con diferente direccionalidad. Este estudio, que por primera vez combina datos tomográficos del peroné (pQCT) y dinamométricos de la musculatura peronea lateral, intenta demostrar que, en individuos jóvenes no entrenados, el entrenamiento en fútbol produce cambios geométricos peroneos expansivos, similares a los del rugby, que podrían interferir en los efectos de un entrenamiento ulterior direccionalmente diferente (carrera larga).

Confirmando la hipótesis, los resultados indican, con evidencias originales, 1) la relevancia creciente del uso del pie (rotación externa y eversión provocadas por los peroneos laterales) para la determinación de la geometría peronea (incremento del desarrollo de los indicadores de masa y de diseño óseos),

evidenciada por la secuencia creciente de efectos: carrera < fútbol < rugby; 2) la predominancia de esos efectos sobre el desarrollo centro-proximal del peroné para resistir a la flexión lateral, y en la región distal para resistir el *buckling* (principal sitio y causa de fractura del hueso) y 3.) la relevancia de la anticipación de esos efectos para interferir en la manifestación de los cambios producidos por un entrenamiento ulterior (carrera), cuando los del primero (fútbol) afectan la modelación cortical de modo expansivo.

Esta última deducción demuestra, en forma inédita, que un cambio modelatorio expansivo tempranamente inducido sobre la estructura cortical ósea 'delimitaría el terreno' para la manifestación de cualquier otro efecto ulterior por estímulos de distinta direccionalidad.

Palabras clave: biomecánica ósea, estructura ósea, mecanostato óseo, interacciones músculo-hueso, peroné.

* E-mail: gcointry@gmail.com

Abstract

ORIGINAL DEMONSTRATION OF THE INTERFERENCE OF THE EXPANSIVE CORTICAL MODELING EFFECTS OF ONE TRAINING ON THOSE OF ANOTHER FURTHER TRAINING

(Modeling 'sets limits' for remodeling)

The modeling-dependent, geometrical expansion of cortical bone induced by the mechanical environment could be hard to modify by subsequent stimulations with a different directionality. The current study aimed to demonstrate that in young, untrained individuals, training in soccer or rugby enhances the geometric properties of the fibula cortical shell in such a way that the geometrical changes could interfere on the effects of a second training in which the loads are induced in a different direction, e.g. long-distance running.

The original findings reported herein confirm our hypothesis and support 1) The relevance of the use of the foot (external rotation and eversion produced by peroneus muscles) to determine

fibula geometry (improved development of indicators of bone mass and design) as evidenced by the increasing nature of the effects induced by running < soccer < rugby trainings; 2) The predominance of those effects on the ability of the fibula to resist lateral bending in the central-proximal region (insertion of peroneus muscles), and to resist buckling in the distal region (the main cause and site of the most frequent bone fractures), and 3) The interaction of the effects of a previous training with those of a subsequent training with a different orientation of the loads when the former induced a modeling-dependent expansion of the cortex.

Our results support the proposed hypothesis with original arguments by showing that a first, expansive effect induced on cortical bone modeling would set the stage the manifestation of any subsequent effect derived from mechanical stimuli.

Key words: bone biomechanics, bone structure, bone mechanostat, bone-muscle interactions, fibula.

Introducción

Está bien establecido que los efectos óseos del ejercicio consisten principalmente en modificaciones de tipo geométrico, dependientes de la modelación cortical, antes que de mejoras en la calidad mecánica del tejido mineralizado.¹ En las diáfisis de huesos largos, esos cambios consisten generalmente en una expansión del área cortical, proporcional a las cargas producidas por el tipo de actividad entrenada, que *tiende a orientarse según su direccionalidad*, y que presenta siempre un componente perióstico importante.^{2,3} Este efecto solo podría neutralizarse ulteriormente por el remodelado 'negativo' (destrutivo) del tejido agregado, un proceso cuya eficacia sería mínima para el caso, por proceder generalmente del lado endóstico, no del perióstico, de la corteza.⁴

En consecuencia, cabe plantear que "la direccionalidad de los efectos expansivos inducidos por un determinado entrenamiento sobre la geometría cortical de un hueso podría *determinar 'condiciones previas' difíciles de modificar* por un segundo entrenamiento (no obligadamente expansivo) que solicite al mismo hueso con una direccionalidad diferente". Es decir, que los efectos del segundo entrenamiento podrían incrementar los del primero, si coincidieran en dirección, pero también podrían oscurecerse, si las nuevas cargas inducidas, con una orientación diferente, actuaran sobre regiones óseas que hubieran sido *previamente favorecidas* en su desarrollo por efectos periósticos expansivos. Esta hipótesis, aunque plausible,⁵ es más fácil de proponer que de probar.

Tratando de apoyar tal proposición, este estudio preliminar intentó demostrar que, en



individuos jóvenes y sanos, el entrenamiento previo en fútbol, que produce cambios geométricos peroneos expansivos por un mecanismo propuestamente similar al que tendría lugar con mayor intensidad en el rugby o el jockey,⁶ podría interferir en los efectos de un entrenamiento ulterior direccionalmente diferente (carrera larga).⁷

Para conseguirlo se compararon la estructura cortical del peroné y la fuerza de la musculatura en él inserta, que produce la rotación externa y la eversión del pie (músculos peroneos laterales largo y corto), en varones jóvenes entrenados solamente en fútbol y en rugby (disciplinas que entrenan esos mismos movimientos con distinta intensidad) por no menos de 4 años, con las de otros, entrenados crónicamente en carrera larga (que no solicita específicamente esos movimientos) en forma exclusiva, o que lo fueron luego de sobrellevar un entrenamiento en fútbol de no menos de 4 años de duración, en relación con las mismas variables determinadas en otros individuos, por lo demás comparables pero de hábitos sedentarios, no entrenados en ninguna disciplina deportiva.

La hipótesis de trabajo propuso: 1) que el entrenamiento exclusivo en fútbol y en rugby, con similar direccionalidad pero en mayor proporción en el segundo caso, desarrollaría la estructura peronea cortical en forma expansiva, por sobre la de los sedentarios, en el sentido de resistir a la deformación lateral (sentido de tracción de los músculos peroneos para rotar y evertir el pie), 2) que dicho efecto estaría en relación con la fuerza máxima de esa musculatura, en todos los grupos que entrenaron una sola disciplina, incluyendo también a los sedentarios, pero no en los que entrenaron carrera luego de entrenar fútbol, y 3) que los peronés de individuos entrenados en carrera con posterioridad a sobrellevar un entrenamiento en fútbol mostrarían características similares a los entrenados exclusivamente en fútbol, sin alcanzar el desarrollo logrado por los *rugbi*ers.

Material y métodos

Para verificarlo, estudiamos por una única vez a 7 varones sedentarios (Sed), 7 entrenados crónicamente solo en carrera larga (Ca, 40-60 km/sem a 12 km/h por 12 años), 7 entrenados solo en fútbol (Fu), 7 entrenados solo en rugby (Ru) y 13 corredores previamente entrenados en fútbol (Fu-Ca) de 18-30 años, con más de 4 años de entrenamiento sistemático por disciplina (condición oficial de 'federados') para los 3 últimos grupos (estudio aprobado por el Comité de Ética del Hospital Provincial del Centenario, Rosario, como parte del PIP 0435/15 del CONICET).

Los peronés de cada individuo fueron escaneados empleando pQCT (XCT-2000®, Stratec, Alemania), determinándose 18 cortes seriados por hueso, efectuados cada 5% de la longitud tibial, desde 5% proximal al tobillo hasta 10% distal a la rodilla (modelo de estudio 'seriado' de diseño propio⁸ - Figura 1), para determinar las siguientes propiedades de sus secciones corticales:

1. Indicadores de masa (ajustados al peso corporal, para neutralizar su asociación alométrica):
 - área cortical
 - contenido mineral (CMO) cortical.
2. Descriptores geométricos de las secciones (no ajustados):
 - radio máximo
 - diámetros máximos anteroposterior y transversal
 - perímetros perióstico y endocortical
 - espesor cortical.
3. Indicadores de la eficiencia arquitectónica de la distribución del tejido por el mecanostato en la sección, en relación con la historia de deformaciones inducidas por el uso mecánico del hueso:
 - momentos de inercia (MI's) de la sección cortical = sumas integrales de los productos del área de cada pixel de la imagen cortical por el cuadrado de su distancia al

eje de flexión seleccionado: anteroposterior (MI-ap) o lateromedial (MI-lat), en mm^4 , ajustadas al área cortical para neutralizar su dependencia alométrica. También se determinó el MI para el eje de torsión del hueso, al solo efecto de calcular el *section modulus* (véase más adelante).

- *shape-index* = MI-lat/MI-ap, indicador de la proporción entre la aptitud arquitectónica del diseño seccional para resistir a la flexión lateromedial (MI-lat) respecto de la anteroposterior (MI-ap).

4. Indicadores de la resistencia del hueso integrado

- a la torsión: *section modulus* = MI para torsión/radio máximo de la sección

- al *buckling* (flexión/torsión por carga axial): relación pared/luz = espesor/radio promedio de la sección.

Las medias y DS de los datos de los indicadores tomográficos se graficaron por sitio óseo escaneado para cada grupo, comparándose sus valores en los cortes seriados a todo

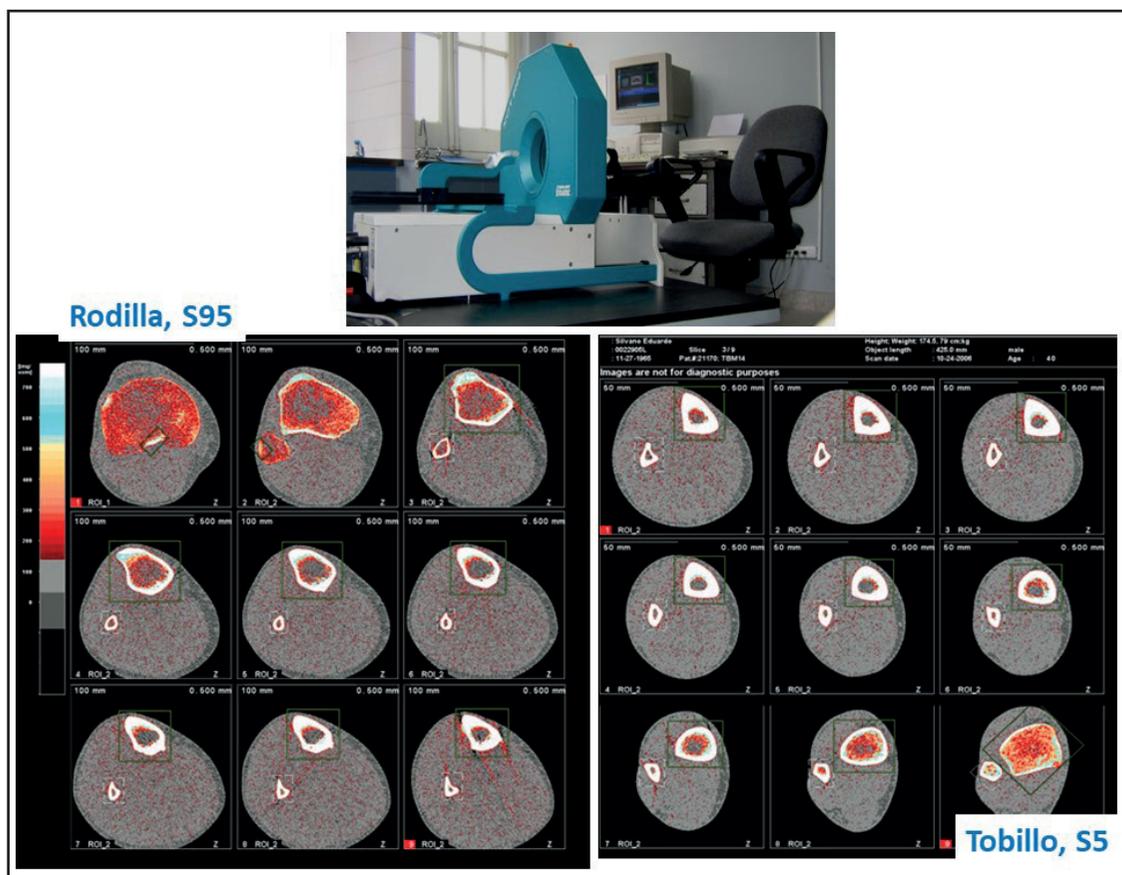


Figura 1. Estudio seriado de los huesos de la pierna empleando pQCT. Scans tomados cada 5% de altura tibial, del 5% (S5, tobillo) al 95% (S95, rodilla), en un individuo sedentario.



lo largo del hueso, distinguiendo, a esos efectos, regiones determinadas que mostrarán datos significativos en forma continua, según los datos provistos por un test de ANOVA factorial para analizar el 'efecto entrenamiento'.

Además se determinó, en cada individuo, la fuerza máxima de rotación externa/eversión del pie hábil, empleando un dinamómetro de diseño y construcción propios (Figura 2).

Los datos tomográficos se correlacionaron luego con los de fuerza muscular para evaluar las correspondientes relaciones músculo-hueso.

Resultados

A lo largo de todo el peroné, los valores corticales de área, CMO, diámetros máximos, perímetros endóstico y perióstico, espesor, MI-ap, MI-lat (Figura 3) y *section modulus* fueron, en general, significativamente mayores para Ru y Fu que para Sed, y para Ru que para Fu (ANOVA factorial, siempre $p < 0,001$).

En Ca, las diferencias respecto de Sed, mucho menores que para Ru y Fu ($p < 0,001$), fueron significativas para ambos diámetros máximos, perímetro perióstico, MI-ap, MI-lat

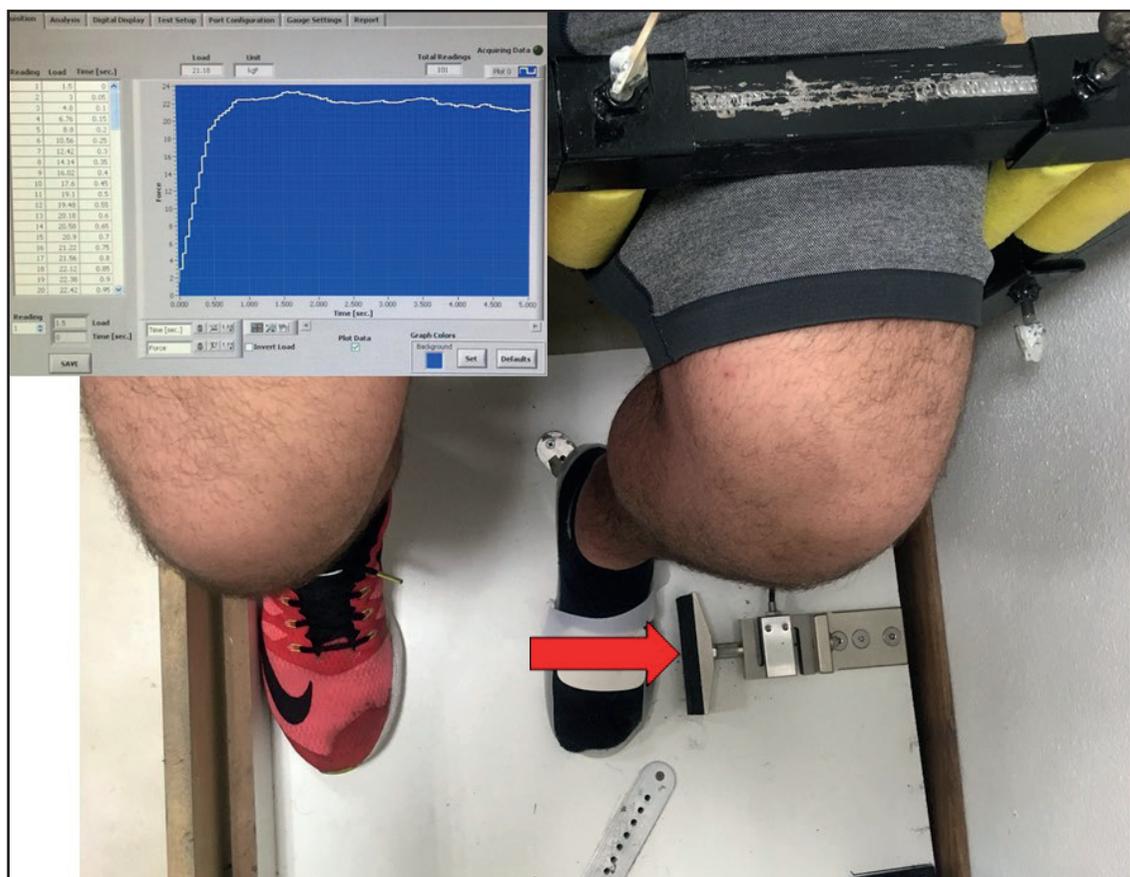


Figura 2. Dinamómetro de diseño y construcción propios para la determinación de la fuerza máxima de la musculatura que provoca la rotación externa y la eversión del pie. Arriba y a la izquierda se expone la curva computarizada que el sistema provee para la determinación del valor máximo obtenido durante un tiempo de contracción voluntaria de 5 segundos.

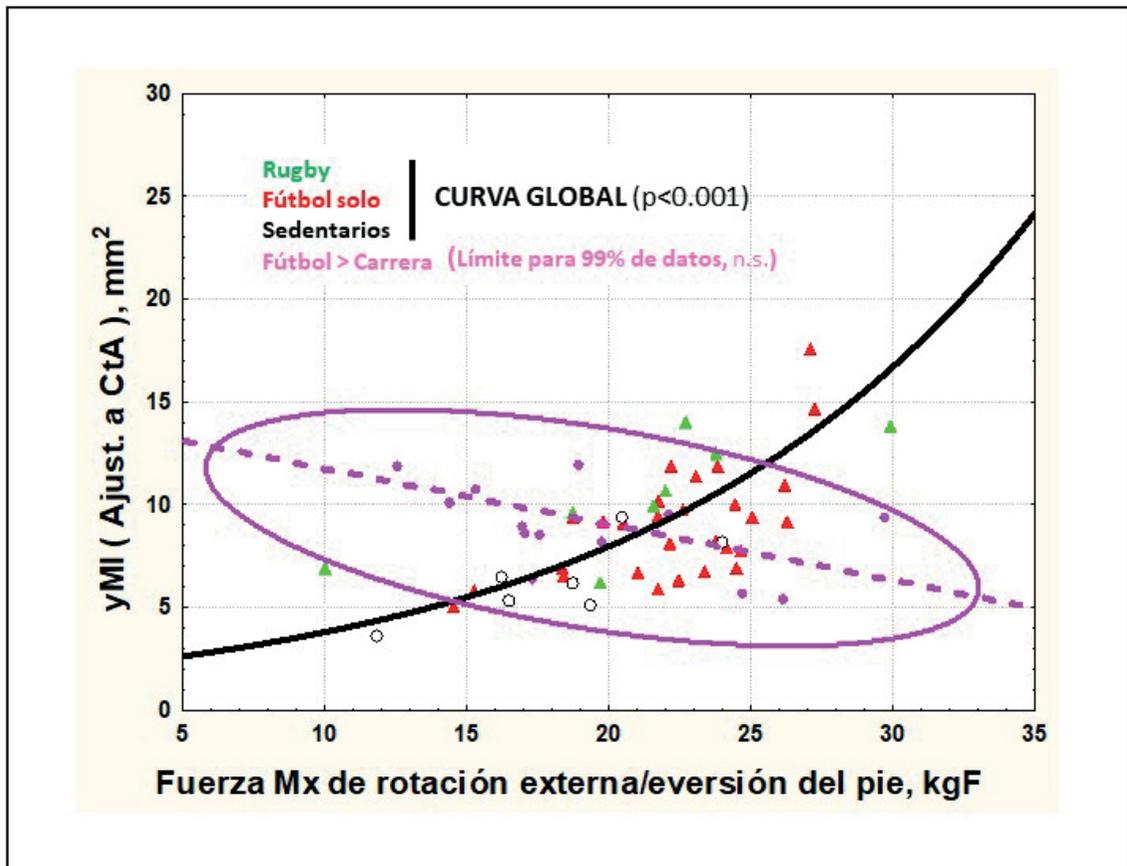


Figura 4. Correlación entre el momento de inercia seccional para flexión lateral expresado por unidad de área cortical (yMI/CtA) y la fuerza dinámométrica máxima de la rotación externa/eversión del pie hábil.

peronea. La relación entre el uso del pie y la estructura peronea, reconocida en numerosos estudios de corte filogenético⁹⁻¹¹ y verificada por nosotros en estudios previos en peroné humano,⁷ queda avalada adicionalmente ahora por las mejoras observadas en los indicadores de masa y de diseño, decrecientes según el orden: Ru > Fu > Ca, que resultaron proporcionales al grado de entrenamiento de la flexión externa y la eversión del pie que clásicamente provocan los músculos peroneos en cada una de esas disciplinas.

2. Predominancia regional de esos efectos sobre el desarrollo del peroné. Los efectos positivos referidos en (1) mejoraron predominantemente la aptitud de la región centroproximal del peroné para resistir a la flexión lateral respecto de la anteroposterior (*shape-index*) en Fu y Ru, y la de la región distal para resistir al *buckling* (relación pared/luz) en todos los grupos. La primera observación, también congruente con nuestros estudios previos sobre la estructura normal del hueso,⁸ enfatiza la especificidad de sitio óseo que hemos demos-

trado para los efectos del entorno mecánico del peroné y también de la tibia^{3,8,12} en distintas condiciones de uso, y en relación con la forma de actividad del pie. La segunda señala, por sobre la naturaleza de todos los otros efectos observados, el refuerzo inducido por todas las disciplinas analizadas sobre la resistencia a la flexión por carga axial, no lateral (*buckling*), que es el principal factor protector contra la forma más habitual de producción de fracturas en todo el hueso, y que se concentra precisamente en su región distal.¹³

3. Verificación concreta de la hipótesis de trabajo. El estudio demuestra taxativamente el valor de la anticipación de los efectos referidos por la práctica de un primer entrenamiento (Fu) para oscurecer o incluso impedir la manifestación de los cambios producidos por otro ulterior (Fu-Ca), cuando los primeros actúan sobre la modelación cortical de modo expansivo. Esta forma de verificación, congruente con interpretaciones de otros sobre la naturaleza esquelética,¹⁴ puede considerarse inédita, porque demuestra, en forma totalmente original, que un cambio modelatorio expansivo con direccionalidad específica, tempranamente inducido sobre la estructura cortical ósea, 'delimitaría el terreno' para la manifestación de cualquier otro efecto ulterior por estímulos de distinta direccionalidad.

4. Ampliación conceptual del espectro regulatorio del mecanostato. Por encima del objetivo primario de este estudio, los resultados en general indican que, por un lado, el mecanostato controlaría, en cualquier instancia de análisis, la resistencia ósea a la fractura en las regiones especialmente críticas, según el 'Paradigma de Utah', y en relación con la musculatura relevante para cada hueso;^{4,15,16} pero también, por otro lado, que el espectro de acción del sistema se extendería al control de otras variables, con connotaciones selectivas generales (robustez de las inserciones peroneas en especies 'predadoras'; flexibilidad proximal del peroné para almacenar energía muscular para el salto en especies 'presas'),⁹⁻¹¹ que nosotros mismos, en congruencia con otros autores,^{17,18} propusimos recientemente para este caso.⁵ Por el momento, la extensión de estos conceptos al análisis de otros huesos podría plantearse con ciertos argumentos¹⁹ solamente al cúbito, por su analogía filogenética con el peroné respecto de la rotación de pies y manos. No está fundamentada una comparación análoga entre huesos portantes y no portantes.

Conflicto de intereses: los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Recibido: marzo 2020

Aceptado: junio 2020

Referencias

1. Hart NH, Nimphius S, Rantalainen T, Ireland A, Siafarikas A, Newton RU. Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2017; 17:114-39.
2. Fritz J, Duckham RL, Rantalainen T, Rosengren BE, Karlsson MK, Daly RM. Influence of a school-based physical activity intervention on cortical bone mass distribution: A 7-year intervention study. *Calcif Tissue Int.* 2016; 99:443-53.
3. Feldman S, Capozza RF, Mortartino PA, Reina PS, Ferretti JL, Rittweger J, Cointry GR. Site and sex effects on tibia structure in distance runners and untrained people. *Med Sci Sport Exerc.* 2012; 44:1580-8.



4. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 2003; 275:1081-101.
5. Rittweger J, Ireland A, Lüscher S, et al. Fibula: The forgotten bone – May it provide some insight on a wider scope for bone mechanostat control? *Curr Osteoporos Rep.* 2018; 16:775-8.
6. Marchi D, Shaw CN. Variation of fibular robusticity reflects variation in mobility patterns. *J Hum Evol.* 2011; 61:609-16.
7. Lüscher SH, Nocciolino KM, Pilot N, et al. Differences in the cortical structure of the whole fibula and tibia between long-distance runners and untrained controls. Toward a wider conception of the biomechanical regulation of bone structure. *Front Endocrinol.* 2019; 10:833.
8. Cointry GR, Nocciolino LM, Ireland A, et al. Structural differences in cortical shell properties between upper and lower human fibula as described by pQCT serial scans. A biomechanical interpretation. *Bone.* 2016; 90:185-94.
9. Marchi D. Relative strength of the tibia and fibula and locomotor behavior in hominoids. *J Hum Evol.* 2007; 53: 647-55.
10. Barnett CH, Napier JR. The rotatory motility of the fibula in eutherian mammals. *J Anat.* 1953; 87:11-21.
11. Bramble DM, Lieberman DE. Endurance running and the evolution of Homo. *Nature.* 2004; 432:345-52.
12. Capozza RF, Feldman S, Mortarino P, et al. Structural analysis of the human tibia by tomographic (pQCT) serial scans. *J Anat.* 2010; 216:470-81.
13. Sherbondy PS, Sebastianelli WJ. Stress fractures of the medial malleolus and distal fibula. *Clin Sports Med.* 2006; 25:129-37.
14. Huijskes R. If bone is the answer, then what is the question? *J Anat.* 2000; 197:145-56.
15. Ferretti JL. Biomechanical properties of bones. In: Genant HK, Bone Densitometry & Osteoporosis, et al. (eds). Berlin: Springer; 1998. Pp. 143-62.
16. Frost HM, Ferretti JL, Jee WSS. Some roles of mechanical usage, muscle strength and the mechanostat in skeletal physiology, disease, and research. *Calcif Tissue Int.* 1997; 62:1-7.
17. Bertram JE, Biewener AA. Bone curvature sacrificing strength for load predictability? *J Theor Biol.* 1988; 131:75-92.
18. Pearson OM, Lieberman DE. The aging of Wolff's "Law": ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Yearb Phys Anthropol.* 2004; 47:63-9.
19. Schaffler MB, Burr DB, Jungers WL, Ruff CB. Structural and mechanical indicators of limb specialization in primates. *Folia Primatol.* 1985; 45:61-75.