

# Fuerzas en el cuerpo humano. Una estimación

Carlos E. Yamin Turbay, Edgardo Bertini y Fernando Belmonte

Laboratorio de Biomecánica y Biofísica, Departamento de Física, Facultad de Ciencias Exactas y Tecnología,  
Universidad Nacional de Tucumán, Tucumán, Argentina.

## Resumen

Se estimaron valores de fuerzas que ejercen articulaciones y músculos de cuatro sectores del cuerpo humano: hombro, articulación coxofemoral, rodilla y tobillo.

Para ello, se construyó un modelo biomecánico de *palancas angulares* para cada sector, y se aplicaron leyes de Newton de la Dinámica. Los resultados obtenidos son valores significativamente grandes en relación con el peso del cuerpo.

**Palabras clave:** modelos biomecánicos, palancas angulares, cuerpo humano.

## ***Forces in the human body. An estimate***

### **Abstract**

*Values of forces exerting joints and muscles were estimated for four sectors of the human body: shoulder, cox femoral joint, knee, and ankle.*

*For this, a biomechanical model of angular levers was constructed for each sector, and Newton's laws of Dynamics were applied. The results obtained are significantly large values in relation to body weight.*

**Keywords:** *biomechanical models, angular levers, human body.*

## Introducción

Este trabajo consiste en la aplicación de conceptos fundamentales de Biomecánica para estimar valores de fuerzas que ejercen articulaciones y músculos de cuatro sectores del cuerpo humano: hombro, articulación coxofemoral, rodilla y tobillo. Las estimaciones se hicieron en situaciones determinadas: A) Hombro: persona de pie en posición vertical, con brazo extendido horizontal, en reposo.- B) Articulación coxofemoral: persona de pie en contacto con el piso en reposo, en posición vertical con piernas extendidas.- C) Rodilla: persona de pie en contacto con el piso en reposo, en posición vertical con piernas flexionadas.- D) Rodilla: persona cayendo tiesa desde una altura de 80 cm, en posición vertical con piernas flexionadas, hasta frenarse en contacto con el piso y quedar en reposo.- E) Tobillo: persona de pie en contacto con el piso, en reposo, en posición vertical con piernas flexionadas.

Para hacer las estimaciones se construyeron modelos biomecánicos de *palancas angulares*, **Bravo** (1992), **Yamin Turbay et al.** (1996), para cada sector, que consisten en una representación de los huesos por palancas articuladas en ejes (las articulaciones del cuerpo) y accionadas por las fuerzas que ejercen los músculos. Posteriormente, con el modelo de cada sector se hicieron los cálculos correspondientes, aplicando leyes de Newton de la Dinámica para determinar los valores de las fuerzas, **Eisberg y Lerner** (1984). Dichos valores resultaron relativamente grandes en comparación con el peso del cuerpo humano, **Pérez Casas** (1974).

## Conceptos básicos

El cuerpo humano, desde un punto de vista biomecánico, esta constituido por un sistema de palancas (los huesos) que sólo pueden realizar movimientos de rotación respecto de sus articulaciones. Así, cuando una persona se traslada normalmente, lo que en apariencia se presenta como un movimiento lineal del centro de masa del cuerpo, es en realidad, el resultado de una serie de rotaciones de los huesos de partes del cuerpo alrededor de sus articulaciones (fulcros naturales), debido a la acción de las fuerzas musculares. Cada segmento rota coordinadamente formando parte de una cadena cinemática en su totalidad, **Bravo** (1992), **Yamin Turbay et al.** (1996), **Winter** (1990).

Una palanca es una máquina simple que, en general,

consiste en una barra rígida que puede girar alrededor de un punto de apoyo o de un eje (fulcro). Se distinguen tres géneros de palancas según sea la disposición de su fulcro (A), de la fuerza F que acciona la palanca, y de la fuerza R que ejerce la carga que soporta la palanca.

**Palanca de primer género:** el fulcro (A) está situado entre la fuerza F y la fuerza R, siendo sus brazos de palanca a y b, es decir, las distancias entre F y A, y entre R y A, respectivamente (figura 1a). Suponiendo despreciable el peso de la palanca, en equilibrio, resulta:  $F=R(b/a)$ . El cociente  $b/a$  es la ventaja mecánica de la palanca. Así, si a es mayor que b, la palanca multiplicará la fuerza efectiva; pero si a es menor que b, será beneficiosa para la velocidad y la amplitud del movimiento, pero en perjuicio de la fuerza.

**Palanca de segundo género:** aquí (figura 1b), F y R actúan del mismo lado del fulcro (A), pero en sentidos opuestos, y además, a es mayor que b. Se deduce, en equilibrio y despreciando el peso de la palanca, que:  $F=R(b/a)$ . Es ventajosa para la fuerza, pero no para la velocidad y la amplitud del movimiento.

**Palanca de tercer género:** en estas (figura 1c), el fulcro (A) se halla en un extremo, R en el otro, y F en el medio; además, F y R tienen sentidos opuestos, a es menor que b. También se deduce, en equilibrio y despreciando el peso de la palanca, que:  $F=R(b/a)$ . Esta palanca es beneficiosa para la velocidad y la amplitud de los movimientos, en perjuicio de la fuerza.

En los tres casos de palancas considerados, como se puede verificar inspeccionando la figura 1, no se tuvo en cuenta la fuerza ejercida por el apoyo sobre la palanca para encontrar la relación entre F y R ya que se tomaron momentos de fuerzas respecto al fulcro (A).

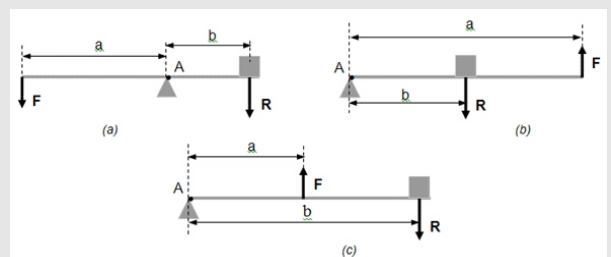


Fig. 1 (a) Palanca de primer género. (b) Palanca de segundo género. (c) Palanca de tercer género.

Métodos

Procedimientos

Para la realización de los cálculos, en cada caso, primero se construyó un modelo biomecánico del sector corporal correspondiente, considerando a los huesos involucrados como una palanca sobre la que actúan la fuerza muscular **F**, la fuerza de la articulación **R**, el peso del sector, y la fuerza de contacto con el piso (excepto en el caso A). Posteriormente, se aplicaron leyes de Newton de la Dinámica para determinar los valores de **F** y **R**.

Estimación de los datos

En las cinco situaciones planteadas, los valores de los ángulos formados por las direcciones de las fuerzas musculares, y otros datos anatómicos utilizados en los cálculos, se estimaron en base a consultas bibliográficas, **Latarjet y Ruiz Liard (2004)**, **Pérez Casas (1974)**, y mediciones aproximadas realizadas en una persona (sexo masculino) de 85 kgf de peso y 1,75 m de estatura. Asimismo, se estimaron los valores aproximados de los pesos y la ubicación de centros de gravedad de cada sector, usando tablas antropométricas, **Winter (1990)**, (se adoptaron valores correspondientes a una persona cuyo peso es de 85 kgf y 1,75 m de estatura).

Caso A

**Hombro: persona de pie en posición vertical, con brazo extendido horizontal, en reposo**

El músculo deltoides sube el brazo hasta una posición horizontal (figura 2a). El músculo está fijado a una distancia **a**=15 cm de la articulación y la fuerza que éste ejerce **F**, se considera que forma un ángulo **α**=18° con el húmero. El peso del brazo total es **P**=4,2 kgf, y su centro de gravedad situado a una distancia **b**=40 cm de la articulación. **R** es la fuerza que ejerce la articulación, **φ** ángulo que **R** forma con el húmero cuando el brazo está horizontal. En la figura 2b se muestra a modo ilustrativo, por única vez (no se hará para los otros casos), un modelo que representa al brazo total como una palanca, con fulcro en la articulación del hombro (**O**), sobre la que actúan las fuerzas **F**, **R** y **P**.

En equilibrio:  $\sum \mathbf{F} = \mathbf{0}$  y  $\sum \mathbf{M}_{(O)} = 0$

$$\Rightarrow R \cos \varphi - F \cos \alpha = 0$$

$$F \operatorname{sen} \alpha - R \operatorname{sen} \varphi - P = 0$$

$$F \operatorname{sen} \alpha \cdot a - P \cdot b = 0$$

$$\Rightarrow F = \frac{P \cdot b}{a \operatorname{sen} \alpha} = 36 \text{ kgf}$$

$$R = \frac{F \cos \alpha}{\cos \varphi} = 35 \text{ kgf}$$

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{F \operatorname{sen} \alpha - P}{F \cos \alpha} = 0,21 \Rightarrow \varphi = 12^\circ$$

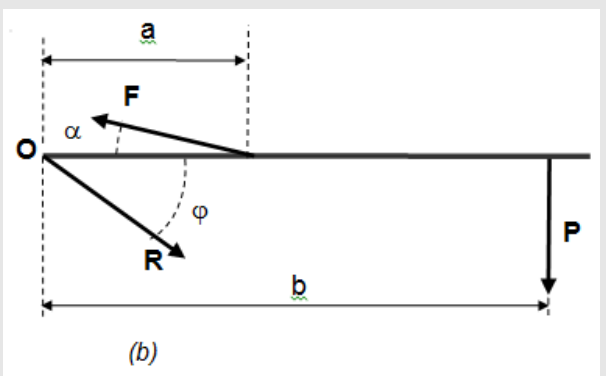
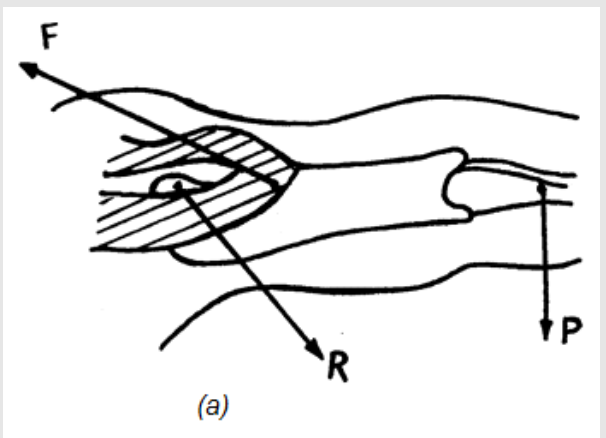


Fig. 2 (a) Caso A, brazo en posición horizontal. (b) Caso A, modelo de palanca del brazo total.

Caso B

**Articulación coxofemoral: persona de pie en contacto con el piso, en reposo, en posición vertical con piernas extendidas**

En la figura 3 se muestra un modelo de la extremidad inferior de una persona de peso  $P=85$  kgf, con la articulación coxofemoral en  $O$ .  $F$  es la fuerza ejercida por los músculos abductores, se considera que forma un ángulo  $\alpha=60^\circ$  con la horizontal.  $R$  (dirección  $\varphi$ ) es la fuerza que realiza el coxal sobre la cabeza del fémur; el peso del miembro inferior es  $P_i = 14$  kgf;  $N$  es la fuerza que ejerce el suelo (fulcro) sobre el pie.  $a = 3$  cm;  $b = 7$  cm;  $c = 11$  cm.

Planteando el equilibrio para la extremidad inferior (tomando momentos de fuerzas respecto al punto  $O$ ):  $N = P/2$  (el valor de  $N$  es la mitad del peso de la persona).

$$F \cos\alpha - R \cos\varphi = 0$$

$$F \operatorname{sen}\alpha - R \operatorname{sen}\varphi - P_i + N = 0$$

$$N \cdot c - F \operatorname{sen}\alpha \cdot b - P_i \cdot a = 0$$

$$\Rightarrow F = \frac{N c - P_i a}{b \operatorname{sen}\alpha} = 70 \text{kgf}$$

$$R = \frac{F \cos\alpha}{\cos\varphi} = 98 \text{kgf}$$

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{F \operatorname{sen}\alpha - P_i + N}{F \cos\alpha} = 2,6 \Rightarrow \varphi = 69^\circ$$

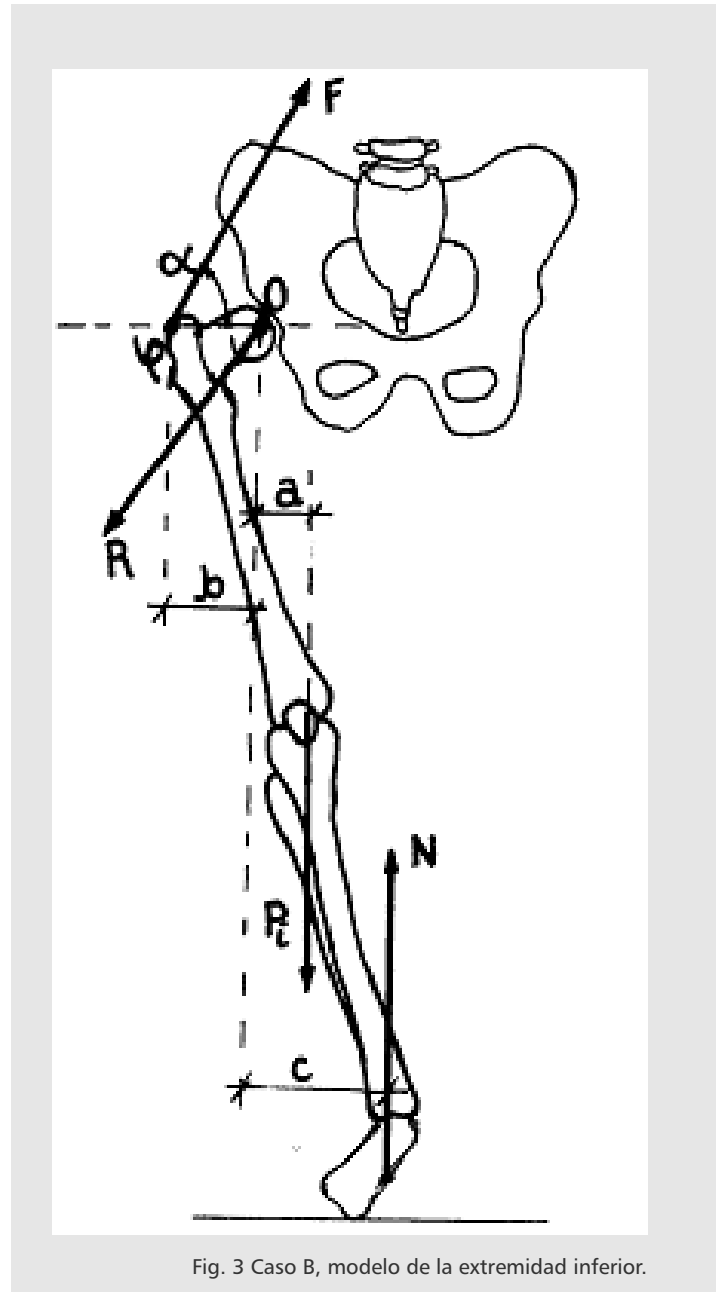


Fig. 3 Caso B, modelo de la extremidad inferior.

Caso C

**Rodilla: persona de pie en contacto con el piso en reposo, en posición vertical con piernas flexionadas**

En la figura 4 se muestra el modelo que representa a la pierna articulada con el muslo en la rodilla (O). La pierna se mantiene en equilibrio por la acción de la fuerza F que ejerce el tendón rotuliano sobre la tibia, se considera que forma un ángulo  $\alpha = 40^\circ$  con la horizontal. El peso de la persona es  $P = 85 \text{ kgf}$ . R (dirección  $\varphi$ ) es la fuerza que ejerce el fémur sobre la tibia. El peso de pierna+pie es  $P_p = 5,2 \text{ kgf}$ ; N es la fuerza de contacto que ejerce el piso (fulcro);  $a = 18 \text{ cm}$ ;  $b = 4 \text{ cm}$ ;  $c = 36 \text{ cm}$ . Se supone que F actúa en un punto situado en la misma vertical del punto O donde actúa la fuerza R de contacto hueso con hueso.

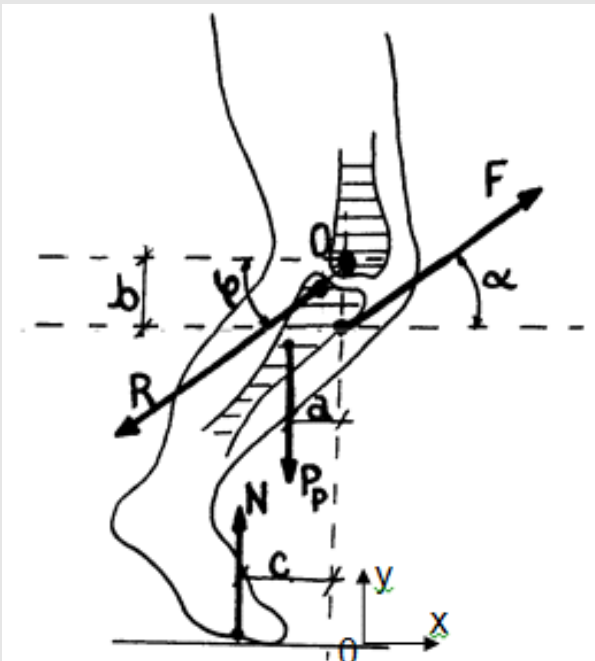


Fig. 4 Casos C y D, modelo que representa a la articulación de la rodilla.

Planteando el equilibrio para pierna+pie (momentos de fuerzas respecto al punto O):

$$N = P/2; F \cos \alpha - R \cos \varphi = 0;$$

$$F \sin \alpha - R \sin \varphi - P_p + N = 0$$

$$F \cos \alpha \cdot b + P_p \cdot a - N \cdot c = 0$$

$$\Rightarrow F = \frac{N \cdot c - P_p \cdot a}{b \cos \alpha} = 4,7 \cdot 10^2 \text{ kgf}$$

$$R = \frac{F \cos \alpha}{\cos \varphi} = 4,9 \cdot 10^2 \text{ kgf}$$

$$\text{tg } \varphi = \frac{F \sin \alpha - P_p + N}{F \cos \alpha} = 0,94 \Rightarrow \varphi = 43^\circ$$

Caso D

**Rodilla: persona cayendo tiesa desde una altura de 80 cm, en posición vertical con piernas flexionadas, hasta frenarse en contacto con el piso y quedar en reposo**

Consideramos que la situación planteada en el caso C (figura 4) corresponde al intervalo de tiempo de contacto con el piso,  $\Delta t \cong 0,20 \text{ s}$ , durante el cual la persona, que había caído libremente desde una altura  $h = 80 \text{ cm}$ , se frena hasta quedar en reposo. Así, para dicho intervalo de tiempo calcularemos los valores medios de F y R, y el ángulo  $\varphi$ . Suponemos que durante la caída y el frenado, la persona mantiene en reposo de rotación sus segmentos corporales (cae tieso).

Como la persona cae tiesa, la velocidad de caída de la pierna desde la altura h es la misma que la del centro de masa del cuerpo:

$$v = \sqrt{2gh} = 4,0 \text{ m/s}$$

Así, éste es el valor de la velocidad inicial con que comienza el frenado. La velocidad final, obviamente, es nula. Durante el contacto con el piso (en el frenado) se produce un cambio  $\Delta p$  del impulso lineal del centro de masa del cuerpo:

$$\begin{aligned} \Delta p &= m (v_f - v_i) \\ &= 85 \text{ kg} [0 - (-4,0 \text{ m/s})] \\ &= 3,4 \cdot 10^2 \text{ Ns} \end{aligned}$$

$\Delta p$  es igual a la impulsión resultante  $J$  de las fuerzas externas que actúan sobre el cuerpo total (figura 5):

$$J = 2 J_N - J_P = \Delta p$$

$$\Rightarrow J_N = \frac{J_P + \Delta p}{2} = \frac{P \cdot \Delta t + \Delta p}{2} = 2,6 \cdot 10^2 \text{ Ns}$$

Por lo tanto, el valor medio de la fuerza de contacto con el piso que actúa sobre cada pie,  $\bar{N}$ , es:

$$\bar{N} = \frac{J_N}{\Delta t} = 1,3 \cdot 10^2 \text{ kgf}$$

Considerando el diagrama de fuerzas de la figura 4, y teniendo en cuenta que la pierna durante el frenado se acelera en la dirección  $y$ , con aceleración media  $\bar{a}$  idéntica a la del centro de masa del cuerpo (figura 5), resulta:

$$\bar{a} = \frac{\Delta v}{\Delta t} = \frac{v_f - v_i}{\Delta t} = \frac{0 - (-4,0 \text{ m/s})}{0,20 \text{ s}} = 20 \text{ m/s}^2$$

$$\Sigma M_{(0)} = \bar{F} \cos \alpha \cdot b + P_p \cdot a - \bar{N} \cdot c = 0$$

$$\Sigma F_y = \bar{F} \sin \alpha - \bar{R} \sin \phi - P_p + \bar{N} = m_p \cdot \bar{a}$$

$$\Sigma F_x = \bar{F} \cos \alpha - \bar{R} \cos \phi = 0$$

$$\Rightarrow \bar{F} = \frac{\bar{N} \cdot c - P_p \cdot a}{b \cos \alpha} = 1,5 \cdot 10^3 \text{ kgf}$$

$$\bar{R} = \frac{\bar{F} \cos \alpha}{\cos \phi} = 1,6 \cdot 10^3 \text{ kgf}$$

$$\text{tg } \phi = \frac{\bar{F} \sin \alpha - P_p + \bar{N} - m_p \cdot \bar{a}}{\bar{F} \cos \alpha} = 0,94$$

$$\Rightarrow \phi = 43^\circ$$

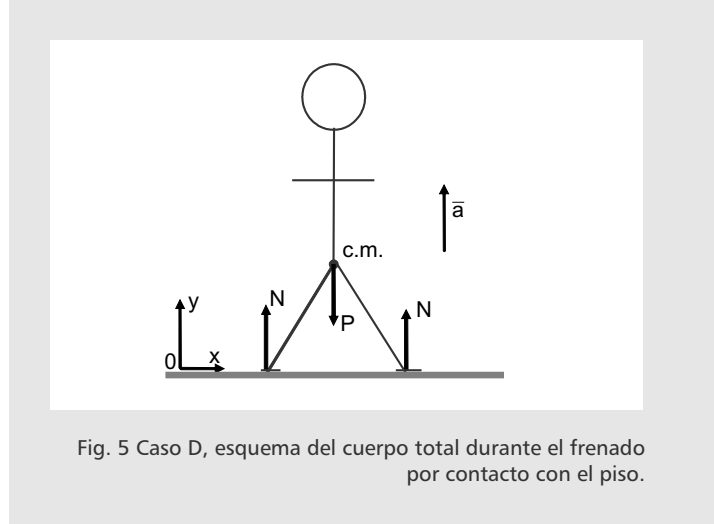


Fig. 5 Caso D, esquema del cuerpo total durante el frenado por contacto con el piso.

### Caso E

**Tobillo:** persona de pie en contacto con el piso en reposo, en posición vertical con piernas flexionadas

En la figura 6 se muestra el modelo que representa la posición del pie, en contacto con el piso (fulcro). La persona de peso  $P = 85 \text{ kgf}$ , está de pie en reposo, en posición vertical, con las piernas flexionadas.  $F$  (dirección  $\alpha = 38^\circ$ ) es la fuerza ejercida por el tendón de Aquiles sobre el pie;  $R$  (dirección  $\phi$ ) es la fuerza de contacto ejercida por la tibia sobre el pie;  $P_p = 1,2 \text{ kgf}$  es el peso del pie;  $N$  es la fuerza de contacto que ejerce el piso;  $a = 6 \text{ cm}$ ;  $b = 10 \text{ cm}$ ;  $c = 4 \text{ cm}$ .

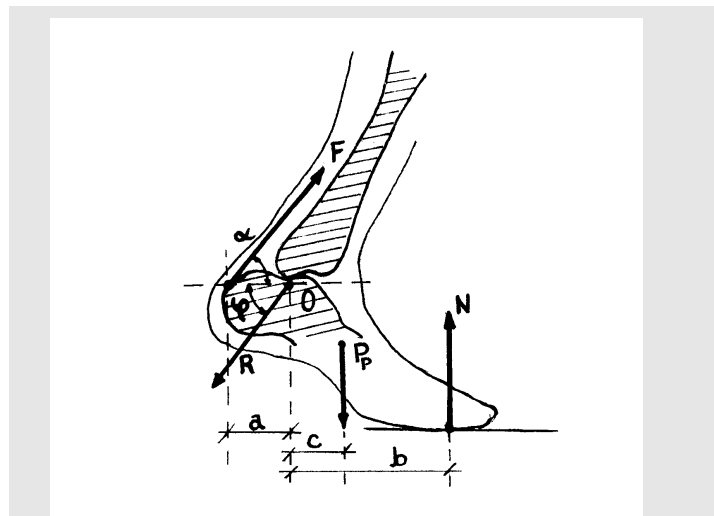


Fig. 6 Caso E, modelo que representa la posición del pie en contacto con el piso (fulcro).



Considerando el pie en equilibrio (tomando momentos de fuerzas respecto al punto O):

$$N = P/2; F \cos\alpha - R \cos\varphi = 0;$$

$$F \sin\alpha - R \sin\varphi - P_p + N = 0;$$

$$N \cdot b - F \sin\alpha \cdot a - P_p \cdot c = 0$$

$$\Rightarrow F = \frac{N \cdot b - P_p \cdot c}{a \sin\alpha} = 1,1 \cdot 10^2 \text{ kgf}$$

$$R = \frac{F \cos\alpha}{\cos\varphi} = 1,4 \cdot 10^2 \text{ kgf}$$

$$\text{tg } \varphi = \frac{F \sin\alpha - P_p + N}{F \cos\alpha} = 1,2 \Rightarrow \varphi = 50^\circ$$

## Resultados

Tabla 1: Valores estimados de las intensidades de fuerzas para cada sector

	F	R	$\varphi$
Caso A	36 kgf	35 kgf	12°
Caso B	70 kgf	98 kgf	69°
Caso C	4,7. 10 <sup>2</sup> kgf	4,9. 10 <sup>2</sup> kgf	43°
Caso D	1,5. 10 <sup>3</sup> kgf	1,6. 10 <sup>3</sup> kgf	43°
Caso E	1,1. 10 <sup>2</sup> kgf	1,4. 10 <sup>2</sup> kgf	50°

## Conclusión

Los resultados que se detallan en la tabla 1 nos muestran para el caso A que el músculo analizado tiene, respecto de la fuerza, una efectividad muy pequeña, ya que para sostener 4,2 kgf de peso debe ejercer una fuerza de 36 kgf, es decir, casi nueve veces mayor; pero la articulación está provista de una amplitud y velocidad de movimiento muy grandes. Observamos que la

situación analizada corresponde a una palanca de tercer género. La mayor parte de las palancas del cuerpo corresponden a palancas de tercer género, favorecen a la velocidad y la amplitud del movimiento, pero no a la fuerza.

La situación planteada en el caso B corresponde a una palanca de segundo género, el apoyo se encuentra en el contacto con el piso, y el valor de la fuerza F es menor que el valor de la fuerza R.

Comparando los resultados del caso D con los del caso C, vemos que los valores medios de R y F, de D, son tres veces mayores que los valores de R y F, de C. Obviamente, los valores máximos de R y F, de D, son aún mayores que el triple de los valores de R y F, de C. Este hecho puede ser causa de lesiones en la articulación de la rodilla (ocurre en basquetbolistas), por lo tanto, es conveniente aumentar el intervalo de tiempo  $\Delta t$  de frenado lo mayor posible. Esto se logra con movimientos de caída adecuados, y no con el cuerpo tieso como en este ejemplo. Además, el uso de calzado deportivo diseñado a estos efectos, permite un considerable incremento del tiempo de frenado. Ambos casos, C y D, corresponden a una palanca de tercer género.

Observamos en el caso E, que la situación planteada corresponde a una palanca de segundo género, el apoyo se encuentra en el contacto con el piso, y el valor de la fuerza F es menor que el valor de la fuerza R, como era de esperar. El pararse en punta de pie es una posición muy usada para sostener grandes cargas.

Los resultados obtenidos son valores significativamente grandes comparados con el peso del cuerpo.



## Referencias Bibliográficas

**Bravo, O. R.** (1992) "Angular Levers and Power in the Human Body", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, September, pp. 55-60.

**Eisberg, R. M. y Lerner, L. S.** (1984) *Física. Fundamentos y Aplicaciones. Vol. I.* Editorial McGraw-Hill, Barcelona.

**Latarjet, M. y Ruiz Liard, A.** (2004) *Anatomía Humana.* Editorial Panamericana, Madrid.

**Pérez Casas, A.** (1974) *Anatomía Funcional del Aparato Locomotor.* Richard Graudio, Oviedo, España.

**Winter, D. A.** (1990) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.* John Wiley and Sons Inc., USA.

**Yamin Turbay, C. E., Goroso, G. y Bravo, O.** (1996) "Potencia muscular en movimientos de flexoextensión del sistema tronco-muslo humano", *Revista Argentina de Bioingeniería*, 2 (2), pp. 29-38.

Este trabajo fue realizado en el período 2018 - 2019 en el Departamento de Física de la FACET - UNT, en el marco del proyecto PIUNT E606, del Consejo de Investigaciones de la UNT (CIUNT).

### **Carlos E. Yamin Turbay**

Ingeniero Electricista (Or. Electrónica), egresado de la UNT. Es Profesor Asociado Regular del Departamento de Física de la FACET-UNT., en las asignaturas "Física I", "Física II", "Ondas y Termodinámica", "Mecánica" y "Física experimental I". Es miembro, desde el año 1991, del Laboratorio de Biomecánica y Biofísica del Departamento de Física de la FACET-UNT., donde realiza actividades de investigación. Es Codirector del Proyecto 26/E606 del Consejo de Investigaciones de la UNT.

E-mail: cyamin@herrera.unt.edu.ar

### **Edgardo Bertini**

Licenciado en Física, Ingeniero Electricista (Or. Electrónica), y Doctor en Física, UNT. Es Profesor Asociado Regular del Departamento de Física de la FACET-UNT., en las asignaturas "Instrumentos de Medición" y "Resistencia de Materiales". Es Director del Laboratorio de Biomecánica y Biofísica del Departamento de Física de la FACET-UNT, y Director del Proyecto 26/E606 del Consejo de Investigaciones de la UNT.

E-mail: erbertini@gmail.com

### **Fernando Belmonte**

Ingeniero Electricista egresado de la Facultad Regional Tucumán de la Universidad Tecnológica Nacional. Es Profesor Adjunto en la Cátedra "Física I" de la Facultad de Agronomía y Zootecnia, UNT. Es Profesor Adjunto en la Cátedra "Física II", de la Facultad Regional Tucumán, UTN. Es miembro, desde el año 1989, del Laboratorio de Biomecánica y Biofísica del Departamento de Física, FACET-UNT, donde realiza actividades de investigación. Es Integrante del Proyecto 26/E606 del Consejo de Investigaciones de la UNT.

E-mail: fbelmonte10@gmail.com