

# XXIV Congreso Argentino de Bioingeniería XIII Jornadas de Ingeniería Clínica

## Aproximación energética de la fricción pie-calzado durante la marcha

Isabel Morales<sup>1</sup>, Joaquim Mendes<sup>2</sup> & Franco Simini<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Núcleo de Ingeniería Biomédica de las Facultades de Medicina e Ingeniería, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

<sup>2</sup> INEGI, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal

### INTRODUCCIÓN

DIAPODAL busca estimar la energía de fricción del pie para prevenir lesiones durante la marcha en pie diabético. Estudios [1] demuestran la factibilidad del uso de sensores resistivos de fuerza (FSR) para calcular la presión plantar máxima (fuerza vertical). Sin embargo, para anticipar y monitorear condiciones adversas que lleven a lesiones en el pie diabético durante la marcha, el objetivo de este trabajo es representar la energía de fricción disipada durante la marcha y específicamente en el movimiento relativo del pie con respecto al zapato.

### MATERIALES Y MÉTODOS

Primero, necesitamos establecer la física de la distribución de la presión plantar y sus fuerzas de corte para estimar la energía de fricción, ecuación (1, 2 y 3). Luego, simulamos la disipación de energía de fricción de la piel para comprender sus órdenes de magnitud. Finalmente, seleccionamos los elementos de hardware más apropiados para la estimación de energía para cumplir con los requisitos de DIAPODAL (Fig. 1).

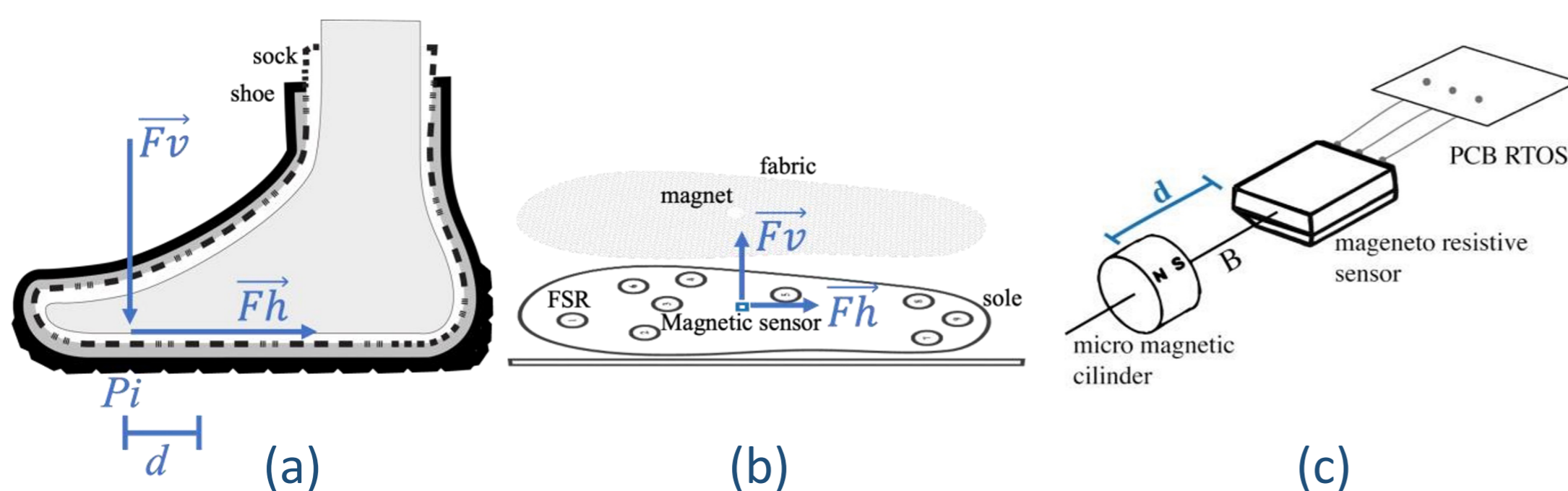


Fig. 1. DIAPODAL, suela de 8 sensores de fuerza resistivos a)  $F_v$  es la fuerza vertical de la masa del sujeto actuando sobre un sensor FRSi donde la presión  $P_i$  se mide. Desplazamiento horizontal,  $d$  es el desplazamiento que genera fricción. b) Posiciones plantares sensores FSR<sub>i</sub> y imán superpuesto en la tela del calcetín. c) Prueba de concepto para estimar energía friccional para DIAPODAL.

$$F_{hi} = \mu_i \times P_i \text{ (cmkgF2)} \times a_i \text{ (cm}^2\text{)} \quad (1)$$

$\Delta d$  (desplazamiento del pie con respecto a la suela) :

$$\Delta d = d \text{ (mm)} - d_0 \text{ (mm)} \quad (2)$$

Energía de fricción en punto (i) después del desplazamiento  $\Delta d$ :

$$E_i = F_{hi} \text{ (N)} \times \Delta d \text{ (mm)} \quad (3)$$

Aproximación la salida de voltaje (fuerza de corte),  $E_c$  (4). El cizallamiento también depende de la geometría del pie, la superficie, la distribución de la presión y otros factores biomecánicos:

$$V_o = S_b \text{ (mTV)} \times V_{cc} \text{ (V)} \times B \text{ (mT)} \quad (4)$$

### RESULTADOS

De la ecuación 3 y 4 tomando en cuenta  $\Delta d$  para diferentes valores a diferentes tiempos, los ordenes de magnitud de la energía de fricción disipada se muestran en la Fig. 2a.

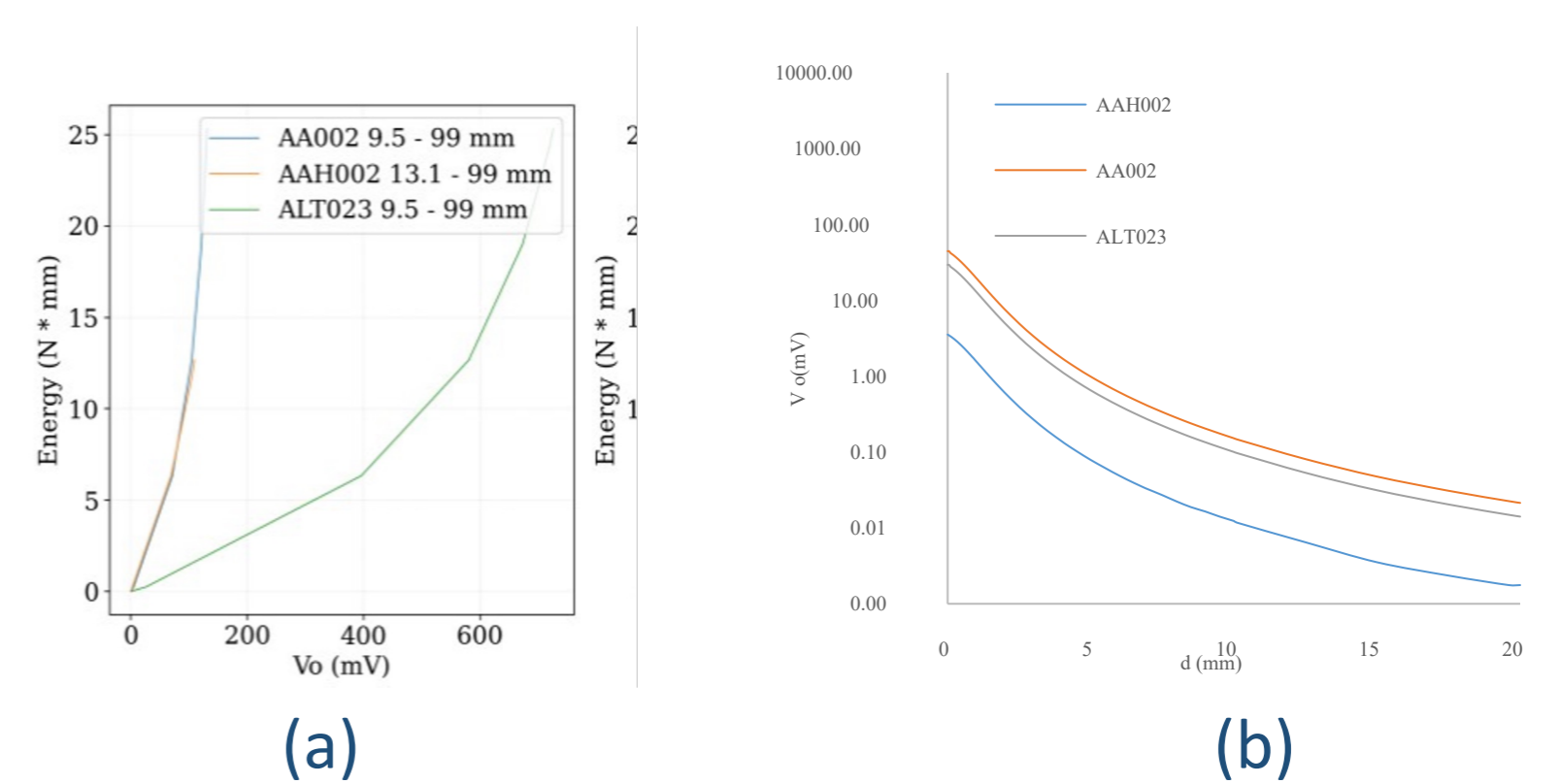


Fig. 2. a) Energía friccional en función del voltaje de salida del sensor. b) Salida de voltaje y distancia del sensor al imán. AA002 ( $s=36\text{mV/V/mT}$ ) sensor GMR estándar no difiere en magnitud del sensor ALTO23 de alta sensibilidad ( $s=200\text{mV/V/mT}$ ).

La energía de fricción se obtiene con dos medidas de voltaje del sensor magnetoresistivo (GMR) y la fuerza horizontal  $F_{hi}$ , relacionada al peso por el coeficiente de fricción. Nuestra aplicación necesita un imán fuerte (N45) y un sensor de alta sensibilidad y suficiente linealidad en el rango dinámico. El sensor ALTO23 cumple con esos requerimientos, Fig 2b.

### CONCLUSIONES

El uso de un imán para medir distancias mediante un sensor MGR bipolar de alta sensibilidad es una posible opción en el diseño de DIAPODAL. Sensor e imán (2 mm diámetro) son elementos mínimamente invasivos para un wearable destinado a personas con diabetes.

El desarrollo de DIAPODAL para estimar la energía y hacer un seguimiento de la salud del pie, con un enfoque en la prevención de la enfermedad del pie diabético y las úlceras. El uso de tecnología portátil, al integrar y combinar variables físicas como la energía y otras, tiene potencial para prevenir lesiones.

### REFERENCIAS

1. I. Morales, P. Martins, C. Silva, A. Marques, J. Mendes, F. Simini, "Conductive ink vs force sensing resistors in plantar pressure soles: WalkinSense®, MyCareShoe® and DIAPODAL | IEEE Conference Publication | IEEE Xplore." <https://ieeexplore.ieee.org/document/10171948> (accessed Jul. 30, 2023).
2. C. Tavares et al., "Gait Shear and Plantar Pressure Monitoring: A Non-Invasive OFS Based Solution for e-Health Architectures," *Sensors* 2018, Vol. 18, Page 1334, vol. 18, no. 5, p. 1334, Apr. 2018, doi: 10.3390/S18051334.
3. L. Wang et al., "An Inductive Force Sensor for In-Shoe Plantar Normal and Shear Load Measurement," *IEEE Sens J*, vol. 20, no. 22, pp. 13318–13331, Nov. 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.3006316.
4. M. Lord and R. Hosein, "A study of in-shoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy," *Clinical Biomechanics*, vol. 15, no. 4, pp. 278–283, May 2000, doi: 10.1016/S0268-0033(99)00076-5.