

## INTRODUCCIÓN

Los sensores inerciales (IMU) por sus siglas en inglés se encuentran aplicados en diversos estudios como el estudio de la marcha en biomecánica y patologías de equilibrio, además de la mejora en campo deportivo tendiente a la mejora de la *performance* y para la rehabilitación en general [1].

Los IMUs son dispositivos muy versátiles debido a su facilidad de utilización en diversos ambientes. A diferencia de los sistemas ópticos que necesitan un ambiente de laboratorio y admiten un espacio delimitado por su campo visual. Cabe recalcar que los IMUs son pequeños y ligeros permitiendo que la persona estudiada pueda realizar diferentes tareas motoras, llevándolos puestos (*wearables*). El IMU está compuesto por un giroscopio, un acelerómetro y un magnetómetro. [2]

Como parte del desarrollo de un instrumento de uso clínico para determinar el movimiento en 3D de la rodilla durante una tarea motora, presentamos aquí los métodos disponibles para medir los ángulos de la articulación de la rodilla mediante IMUs.

En algunos entornos el magnetómetro puede verse afectado por algún elemento ferromagnético cercano. En algunos casos para corregir estas variaciones se utiliza la medición magnética de otro elemento (fuente magnética) que no sea la tierra (Figura 3).



Figura 3. Un sujeto equipado con los sistemas inerciales en la cercanía de una referencia magnética [4]

Existe una superposición de dos ejes cuando uno de ellos gira 90° y se alinea con otro eje bloqueándolo.

La cuantificación mide primero la aceleración  $a(0)$  igual a la gravedad en el eje vertical  $Z$  y calcula  $V(0)$  como el producto vectorial con  $Z=[0,0,1]$  obteniendo el 1er cuaternión  $q(0)$  representado por un escalar y un vector:

$$\theta(0) = \cos^{-1}(-a(0) \cdot Z) = \cos^{-1}(-a_z(0))$$

$$V(0) = -a(0) \times Z = [-a_x(0), a_y(0), 0]$$

$$q(0) = \left[ \cos\left(\frac{\theta(0)}{2}\right), \sin\left(\frac{\theta(0)}{2}\right) \times \frac{V(0)}{\|V(0)\|} \right]$$

El cuaternión de cada instante sucesivo es calculado a partir del cuaternión previo y la velocidad angular  $w(i)$  medida por el IMU.

$$\Omega(i) = q(i-1) \otimes \left(\frac{w(i)}{f}\right) \otimes q(i-1)^{-1}$$

$$\Phi(i) = \left[ 1, \frac{\Omega_x(i), \Omega_y(i), \Omega_z(i)}{2} \right]$$

$$q(i) = \Phi(i) \otimes q(i-1)$$

Para evitar la amplificación del ruido, este cálculo está supeditado al módulo del vector *aceleración detectado por el IMU superior a un umbral*. [6].

La estimación de los ángulos articulares en todo momento resulta de la comparación de los cuaterniones del fémur con la tibia [1].

## MATERIALES Y MÉTODOS

Los IMUs están revolucionando la captura de movimiento en biomecánica y en particular en la rehabilitación, el deporte.

En la Figura 1 se observa un ejemplo de sensor inercial en su tobillera con cinta velcro para ser ajustado.

Se puede observar que es compacto y fácil de colocar en el lugar deseado. Específicamente pesa 114 g y de dimensiones 2,54cm x 5,08cm x 7,62cm. [3]



Figura 1. Ejemplo de sensor inercial con velcro para la colocación en extremidades (MBIENTLAB) [3]

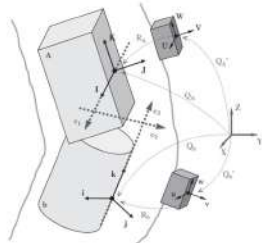


Figura 2. Sistema coordenado articular y la definición de ejes y orientaciones [1]

En la Figura 2 se observa que para la cuantificación de la articulación de la rodilla es necesario colocar un sensor inercial en el muslo y otro en la pierna.

Para realizar esta medición se requieren un sistema de referencia global definido por el magnetómetro. El magnetómetro indica en todo momento la dirección del campo magnético terrestre.

## RESULTADOS

Al adoptar IMUs para nuestro diseño de instrumento clínico es necesario expresar la cinemática de cada segmento respecto a un sistema referencial de ejes cartesianos formados por el norte magnético, el oeste magnético y el producto vectorial de los dos. Para tener mediciones precisas se debe realizar una calibración previa al estudio mediante tareas motoras estáticas y/o dinámicas.

La cinemática de la rodilla durante el pedaleo fue determinada luego de una calibración realizada con cinco tareas (Figura 4): estar de pie, estar recostado, abducción-aducción de cadera, flexión de rodilla y pedaleando. La combinación de bipedestación y pedaleo resultó la mejor combinación de calibración [5].



Figura 4. Calibración de las medidas mediante cinco tareas motoras estáticas y dinámicas [5]

Los métodos de cuantificación de la posición y orientación de los IMUs están basados en el uso de cuaterniones. Un cuaternión es una representación de cuatro valores: un escalar y un vector formado por tres componentes.

Este método es utilizado por los sensores inerciales para evitar *el bloqueo del cardán* típico al usar los ángulos de Euler. Dicho bloqueo consiste en la pérdida de un grado de libertad debido a la posición paralela entre ejes.

## CONCLUSIONES

Con los métodos presentes es posible desarrollar un instrumento de uso clínico que sea capaz de cuantificar el ángulo de flexo-extension, abducción-aducción y rotación interna-externa usando IMUs. El movimiento de la piel genera ruido en cualquier método de cuantificación articular superficial [7]. A pesar de esta dificultad los IMU son una solución para estimar ángulos en ambientes diversos y durante diferentes actividades. Mediante la cuantificación de los ángulos articulares el instrumento clínico en desarrollo le mostrará al operador la evolución en el espacio del fémur y de la tibia durante la tarea motora. De esta manera los datos objetivos de la cinemática articular podrán respaldar las decisiones acerca del seguimiento de pacientes.

## Referencias Bibliográficas

- [1] J. Favre, R. Aissaoui, B. M. Jolles, J. A. de Guise, and K. Aminian, "Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 14, pp. 2330–2335, 2009.
- [2] Y. Adesida, E. Papi, and A. H. McGregor, "Exploring the role of wearable technology in sport kinematics and kinetics: A systematic review," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 7, 2019.
- [3] "Velcro Sleeve Kit for MMC and MMR - MBIentLab." [Online]. Available: <https://mbientlab.com/store/sleeve-sensor-research-kit/>. [Accessed: 31-Aug-2020].
- [4] J. Favre, B. M. Jolles, R. Aissaoui, and K. Aminian, "Ambulatory measurement of 3D knee joint angle," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 5, pp. 1029–1035, 2008.
- [5] S. Cordillet, N. Bideau, B. Bideau, and G. Nicolas, "Estimation of 3D knee joint angles during cycling using inertial sensors: Accuracy of a novel sensor-to-segment calibration procedure based on pedaling motion," *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 11, 2019.
- [6] J. Favre, J. Jolles, B. M. Siegrist, O., Aminian, K., 2006b. Quaternion-based fusion of gyroscopes and accelerometers to improve 3D angle measurement. *Electronics Letters* 42, 612–614.
- [7] M. R. Ledezma, D. Santos, A. A. A. Braidot, and F. Simini, "PUNOTOSUR Validación de marcadores cutáneos en rodilla mediante videos multimodales 3D simultáneos durante una tarea motora." 2020.

## Información de Contacto

Maria Rene Ledezma  
rledezma@fing.edu.uy

Franco Simini  
simini@fing.edu.uy

Núcleo de Ingeniería Biomédica (Piso 15 HC)  
<http://www.nib.fmed.edu.uy/>