

**UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ**

**TRABAJO FINAL DE MÁSTER**

**MÁSTER UNIVERSITARIO EN RENDIMIENTO DEPORTIVO Y SALUD**



**UNIVERSITAS**  
*Miguel Hernández*



**c e n t r o d e**  
**i n v e s t i g a c i ó n d e l**  
**d e p o r t e**

*Universidad Miguel Hernández de Elche*

**Validación de un Sistema de Medida Basado en Sensores Inerciales Aplicado al**  
***Bikefitting***

**AUTOR:** ARACIL PASTOR, MARÍA

**TUTOR:** JOSÉ LUIS LÓPEZ ELVIRA

**COTUTOR:** ALBERTO GALINDO MARTÍNEZ

**Curso Académico 2020-2021**

**Convocatoria de Junio.**

## ÍNDICE DE CONTENIDO

<b>1. RESUMEN Y PALABRAS CLAVE .....</b>	<b>3</b>
<b>2. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>4</b>
<b>3. MATERIAL Y MÉTODO .....</b>	<b>6</b>
3.1. PARTICIPANTES .....	6
3.2. PROCEDIMIENTO .....	6
3.3. TRATAMIENTO DE DATOS .....	8
3.4. ANÁLISIS ESTADÍSTICO .....	9
<b>4. BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>9</b>



## 1. RESUMEN Y PALABRAS CLAVE

**INTRODUCCIÓN:** La biomecánica aplicada al ciclismo o *bikefitting* busca ajustar la bicicleta para conseguir una postura que minimice el riesgo de padecer lesiones y aumente el rendimiento del ciclista, empleando sistemas ópticos de captura de movimiento o nuevos métodos como las Unidades de Medida Inerciales (IMUs).

**OBJETIVO:** Validar los IMUs pertenecientes al sistema iSen de STT® comparándolos con el sistema óptico de captura de movimiento Vicon ®.

**MATERIAL Y MÉTODOS:** Se realizó un estudio en el que se midieron los ángulos de flexoextensión máxima y mínima de cadera, de rodilla y de tobillo en el plano sagital con el sistema Vicon y el sistema iSen de STT de forma simultánea a 9 ciclistas de carretera hombres.

**PALABRAS CLAVE:** Ciclismo, Análisis Biomecánico, Unidades de Medida Inerciales.



## 2. INTRODUCCIÓN

El deporte del ciclismo se caracteriza por la relación entre el ciclista y la bicicleta (Muyor & Zabala, 2015). La biomecánica aplicada al ciclismo o *bikefitting* busca ajustar la bicicleta para conseguir una postura correcta que ayude a reducir el riesgo de padecer lesiones y maximice el rendimiento, mediante el aumento del confort y la disminución del dolor durante la práctica del ciclismo (Priego-Quesada et al., 2019). Las técnicas y metodologías empleadas en biomecánica deportiva han contribuido y acompañado a la evolución del ciclismo en los últimos años (Pérez et al., 2010). El análisis cinemático o del movimiento en el ciclismo estudia desde movimientos generales hasta movimientos más específicos (García-López, 2009). Es necesario estudiar tanto la configuración de la bicicleta como la posición del ciclista aplicando el conocimiento científico (Holliday et al., 2017).

Las lesiones por sobrecarga que más afectan a los ciclistas profesionales son el dolor patelofemoral y el dolor lumbar (Clarsen et al., 2010). Aspectos como la posición y el ángulo del sillín pueden modificar las fuerzas en la articulación de la rodilla, afectando también a la columna lumbar (Bini & di Alencar, 2014). Mucha literatura centra el análisis biomecánico en la altura del sillín, pese a que es solamente uno de los tres puntos de unión entre el ciclista y la bicicleta y el resto de puntos, como el manillar, los pedales y las bielas, se suelen ajustar en base a preferencias personales sin un criterio científico (Swart & Holliday, 2019).

Con el fin de ajustar la bicicleta en función de las necesidades del ciclista se deben examinar sus patrones de movimiento, para lo cual se emplean técnicas de captura de movimiento que permiten analizar y realizar cambios en los ángulos articulares durante el pedaleo (Rajkiewicz et al., 2015). Los sistemas ópticos de captura de movimiento, entre los cuales destaca el sistema Vicon, son útiles para evaluar el movimiento del ciclista y comparar la precisión de nuevos métodos (Cockcroft et al., 2015). El análisis cinemático del movimiento mediante instrumentos de medida en 3D, como el sistema Vicon, permite contemplar las tres dimensiones del espacio (Fonda et al., 2013). Este método en 3D ha demostrado una gran fiabilidad en gestos cíclicos en el plano sagital (McGinley et al., 2009). No obstante, este tipo de análisis requiere tiempo y un entorno de laboratorio equipado con tecnología cara, que precisa de experiencia para su uso (Mjøsund et al., 2017).

Un nuevo método para el análisis del movimiento son las Unidades de Medida Inerciales (IMUs) (Swart & Holliday, 2019). Los IMUs son unidades compuestas por un acelerómetro, un giróscopo y un magnetómetro en cada eje (X, Y, Z) y miden la orientación relativa, la aceleración y la posición a lo largo de los tres ejes espaciales (Setuain et al., 2017). La principal ventaja que presentan los IMUs en contraposición a los sistemas de captura de movimiento basados en cámaras, es que pueden operar en distintos escenarios al no necesitar de infraestructura externa, no limitan la libertad de movimiento del sujeto (Young et al., 2010), no necesitan de excesivo tratamiento posterior de los datos y su configuración y manejo son más sencillos (Young et al., 2007). Sin embargo, la principal desventaja que presentan es que el magnetómetro es sensible a las interferencias magnéticas, lo que puede hacer que las mediciones se vean alteradas (Cockcroft & Scheffer, 2011).

En el ámbito del ciclismo se han realizado estudios empleando IMUs (Cockcroft et al., 2015; Cockcroft & Scheffer, 2011; Cordillet et al., 2016; Cordillet et al., 2019). Cockcroft y Scheffer (2011) concluyeron que las mediciones de cuerpo completo en ciclistas mediante IMUs no son posibles debido a las interferencias magnéticas de los materiales ferromagnéticos de la bicicleta. Por ello se han desarrollado distintos filtros complementarios para trabajar con los IMUs mediante los cuales se pueden estimar los ángulos articulares del miembro inferior (Cockcroft & Scheffer, 2011) y los ángulos de la biela (Cockcroft et al., 2015). En cuanto al proceso de calibración de los IMUs, se ha descrito un método basado en el pedaleo sobre la bicicleta (Cordillet et al., 2016) y otro basado en la combinación del pedaleo sobre la bicicleta y la posición de mantenerse de pie (Cordillet et al., 2019).

El avance de la tecnología y el desarrollo de nuevos métodos, entre ellos los IMUs, ha permitido adoptar un abordaje más científico de los ajustes y configuración de las bicicletas (Swart & Holliday, 2019); teniendo en cuenta que la investigación en laboratorio se realiza desde el supuesto de validez ecológica (Jobson et al., 2007). Sin embargo, la posibilidad de emplear IMUs para realizar análisis del movimiento fuera del laboratorio puede aportar datos experimentales más realistas (Cockcroft & Scheffer, 2011).

Por tanto, el objetivo del presente estudio fue validar los IMUs pertenecientes al sistema iSen de STT® comparándolos con el sistema óptico de captura de movimiento Vicon®.

### **3. MATERIAL Y MÉTODO**

#### ***3.1. Participantes***

En este estudio participaron de forma voluntaria 7 ciclistas de carretera hombres ( $22 \pm 3$  años de edad,  $178 \pm 6.6$  cm,  $70.2 \pm 6.1$  kg). Los ciclistas debían tener al menos tres años de experiencia en el ciclismo y una práctica semanal de al menos 6 horas por semana. Los participantes no debían presentar sintomatología dolorosa o patología que pudiese interferir en los resultados del estudio en los seis meses previos al estudio.

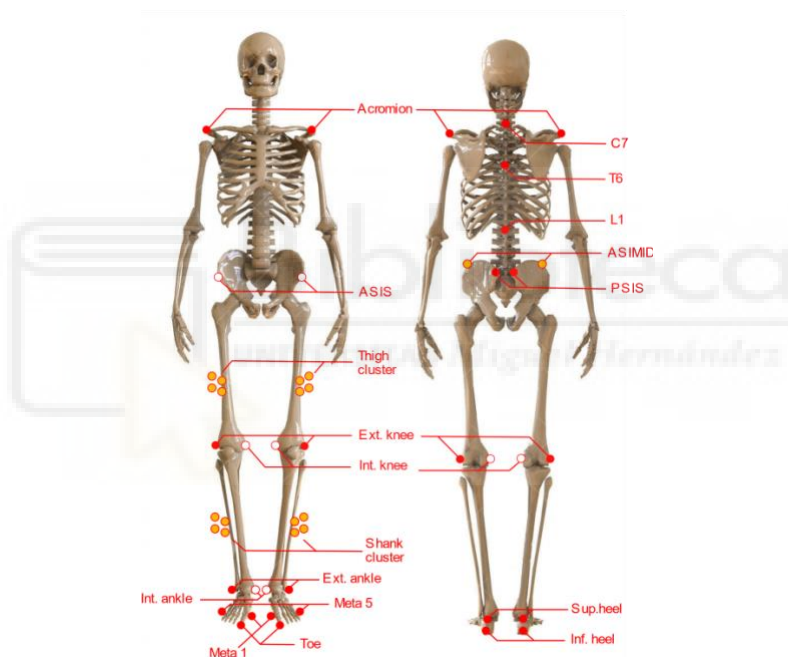
Todos los participantes fueron informados previamente a realizar el estudio y firmaron un consentimiento informado. Este estudio está de acuerdo con la última Declaración de Helsinki y con la aprobación de la Oficina de Investigación Responsable de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

#### ***3.2. Procedimiento***

El protocolo llevado a cabo consistió en un calentamiento de 10 min pedaleando a 2 W/kg seguido de aumentos de 1 W/kg/min hasta llegar a los 6 W/kg. También se controló la cadencia, fijándola a 90 rpm (Lucia et al., 2001). Para el control de la potencia y la cadencia se empleó un rodillo Wahoo® KICKR con sensor Wahoo® Blue SC de cadencia y velocidad validado por Zadow et al. (2017). Durante la realización del estudio, los participantes pedalearon en sus propias bicicletas y con sus propias zapatillas. Se indicó a los participantes que mantuviesen un agarre en las manetas del manillar, para estandarizar la posición en la columna lumbar y la pelvis (Muyor, 2015).

Respecto al registro cinemático, se realizó a través del sistema Vicon® (Vicon MX, Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK), consistente en siete cámaras T10 y una cámara Vero 2.2 operando a 200 Hz. Se colocaron los marcadores reflectantes en ambos miembros inferiores en la parte distal del primer dedo del pie, la cabeza del primer y del quinto metatarsiano, en la parte superior e inferior del calcáneo, en el maléolo externo y el maléolo interno, en el cóndilo lateral y el cóndilo medial del fémur, en ambas espinas iliacas posterosuperiores y anterosuperiores, siguiendo el modelo propuesto por Galindo-Martínez et al., (2021).

Además, se colocaron marcadores técnicos en el extremo lateral de las crestas iliacas y clusters de 4 marcadores en el lateral de cada muslo y de cada pierna (Fukuchi et al., 2017; Rodrigues et al., 2015) (Figura 1). Los marcadores de las espinas iliacas anterosuperiores, cóndilos internos del fémur y maléolos internos actuaron como marcadores de calibración para localizar los centros articulares de cadera, rodilla y tobillo respectivamente. De forma adicional, se colocaron marcadores en ambos epicóndilos y ambas muñecas y en la cabeza. Antes de iniciar el calentamiento se realizó una captura estática de todos los marcadores; en una posición del ciclista sentado en el sillín, erguido, con ambos brazos extendidos y con las bielas a 180° y 270°.



**Figura 1.** Vista anterior y posterior de la localización de los marcadores en el modelo usado para capturar el movimiento del cuerpo. Relleno de naranja los marcadores técnicos. Relleno de blanco los marcadores de calibración. Extraída de Galindo-Martínez et al. (2021).

Por otro lado, los IMUs pertenecientes al sistema iSen de STT® (STT System, San Sebastián, España) operaban a una frecuencia de 200 Hz y se colocaron en la parte superior de ambos pies, la parte frontal de ambas piernas, la parte lateral de ambos muslos y el sacro empleando el modelo de tren inferior de iSen. Se empleó la versión beta 2021.2, facilitada por STT, que prescindía de los datos del magnetómetro para así evitar las interferencias con los materiales

ferromagnéticos encontradas por autores como Cockcroft et al. (2011) que podían alterar el registro de los datos.

Previo al inicio del calentamiento se realizó una calibración de todos los IMUs, y entre cada uno de los escalones fue necesaria una recalibración de los IMUs con el ciclista en posición anatómica bajado de la bicicleta.

### ***3.3.Tratamiento de datos***

Se registró cada escalón durante 1 min, pero solamente se trataron y analizaron las pedaladas comprendidas entre los 30 s y los 45 s, ya que la primera parte de cada escalón era empleada por los ciclistas para alcanzar la cadencia e intensidad especificadas. Los marcadores del sistema Vicon fueron tratados y reconstruidos mediante el software Vicon Nexus 2.7.1.

Con respecto al sistema Vicon, mediante los marcadores de las espinas iliacas posterosuperiores y anterosuperiores se reconstruyeron los centros articulares de la cadera empleando la ecuación propuesta por Harrington et al. (2007). A su vez, el marcador de la espina iliaca anterosuperior fue reconstruido a partir del cluster formado por los marcadores de las espinas iliacas posterosuperiores y de las crestas iliacas (Galindo-Martínez et al., 2021). En el caso de la rodilla, los centros articulares fueron localizados en base al cálculo del punto intermedio localizado entre los marcadores del maléolo interno y externo (Nair et al., 2010; Vanwanseele et al., 2009). Las variables calculadas fueron los ángulos de flexoextensión máxima y mínima de cadera, de rodilla y de tobillo en el plano sagital.

Se trataron y analizaron los datos correspondientes a 2 W/kg y 6W/kg de cada uno de los sujetos tanto del sistema Vicon como del sistema iSen con el fin de obtener valores de ambos métodos a distintas intensidades. Para el tratamiento, y posterior análisis de datos, se seleccionó el mismo rango temporal en los archivos correspondientes a Vicon y a iSen. Los datos de la flexoextensión máxima y mínima de cadera, rodilla y tobillo a 2 W/kg y 6W/kg del sistema Vicon e iSen de cada sujeto se introdujeron en una misma base de datos en Excel.



### **3.4. Análisis estadístico**

Previamente al análisis estadístico, la distribución normal del conjunto de datos se verificó mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Se realizó una prueba t de Student para comparar las diferencias medias entre el sistema Vicon y el sistema iSen y el nivel de significación se estableció en una  $p < 0.05$ . Además, se calculó el tamaño del efecto corregido para muestras relacionadas entre los datos del sistema Vicon y el iSen. Los intervalos de confianza al 95% fueron calculados según las indicaciones de Nakagawa y Cuthill (2007). Además, se realizaron comparaciones adicionales entre los datos del sistema Vicon e iSen que incluyeron el sesgo relativo por medio de la raíz media cuadrática del error para comprobar la precisión y exactitud; Correlación de Pearson con intervalo de confianza al 95% para comprobar el nivel de asociación entre ambos métodos; y gráficos de Bland-Altman (Bland y Altman, 1986) para establecer relación entre Vicon e iSen.

## **4. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

Bini, R.R., y Di Alencar, T. A. (2014). Non-traumatic Injuries in Cycling. En R.R. Bini y F. P. Carpes (Eds.), *Biomechanics of Cycling* (pp. 55-62). Porto Alegre, Brasil: Springer International Publishing.

Clarsen, B., Krosshaug, T., y Bahr, R. (2010). Overuse Injuries in Professional Road Cyclists. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(12), 2494-2501. <http://dx.doi.org/10.1177/0363546510376816>

Cockcroft, J., Muller, J. H., y Scheffer, C. (2015). A Complementary Filter for Tracking Bicycle Crank Angles Using Inertial Sensors, Kinematic Constraints, and Vertical Acceleration Updates. *IEEE Sensors Journal*, 15(8), 4218-4225. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2015.2409314>

Cockcroft, J., y Scheffer, C. (2011). Determining the feasibility of measuring outdoor road cycling kinematics using inertial motion capture technology. SAIEE Africa Research Journal, 102(2), 31-39. <http://doi.org/10.23919/SAIEE.2011.8532182>.

Cordillet, S., Bideau, N., Bideau, B., Megret, A., y Nicolas, G. (2016). Preliminary results: A comparison of specific imu-based calibrations for cycling vs. conventional methods. Journal of Science and Cycling, 5(2), 7-8. Recuperado de <https://jsc-journal.com/index.php/JSC/article/view/256>

Cordillet, S., Bideau, N., Bideau, B., y Niclas, G. (2019). 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, 19(11), 247. <https://doi.org/10.3390/s19112474>

Fonda, B., Sarabon, N., y Li, F. X. (2013). Validity of different kinematical methods for assessing knee angle during cycling. Recuperado de [https://www.researchgate.net/profile/Dana-Badau/publication/249314574\\_IDENTIFICATION\\_OF\\_GENERAL\\_COORDINATION\\_LEVEL\\_ACCORDING\\_TO\\_LATERALITY\\_IN\\_HANDBALL/links/00b4951e444d590025000000/IDENTIFICATION-OF-GENERAL-COORDINATION-LEVEL-ACCORDING-TO-LATERALITY-IN-HANDBALL.pdf#page=67](https://www.researchgate.net/profile/Dana-Badau/publication/249314574_IDENTIFICATION_OF_GENERAL_COORDINATION_LEVEL_ACCORDING_TO_LATERALITY_IN_HANDBALL/links/00b4951e444d590025000000/IDENTIFICATION-OF-GENERAL-COORDINATION-LEVEL-ACCORDING-TO-LATERALITY-IN-HANDBALL.pdf#page=67)

Fukuchi, R. K., Fukuchi, C. A., y Duarte, M. (2017). A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. PeerJ, 5, e3298.

Galindo-Martínez, A., López-Valenciano, A., Albaladejo-García, C., Vallés-González, J. M., y Elvira, J. L. L. (2021). Changes in the Trunk and Lower Extremity Kinematics due to Fatigue Can Predispose to Chronic Injuries in Cycling. International Journal of Environmental Research and Public Health, 18(7), 3719. <https://doi.org/10.3390/ijerph18073719>

García-López, J. (2009). Valoración Biomecánica I. En J. F. Jiménez-Díaz (Ed.), *Medicina y Fisiología del Ciclismo* (pp. 532-631). España: Nexus Médica.

Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z., y Theologis, T. N. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 595-602. <https://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.003>

Holliday, W., Fisher, J., Theo, R., y Swart, J. (2017). Static versus dynamic kinematics in cyclists: A comparison of goniometer, inclinometer and 3D motion capture. *European Journal of Sport Science*, 17(9), 1129-1142. <http://dx.doi.org/10.1080/17461391.2017.1351580>

Jobson, S. A., Nevill, A. M., Palmer, G. S., Jeukendrup, A. E., Doherty, M., y Atkinson, G. (2007). The ecological validity of laboratory cycling: Does body size explain the difference between laboratory- and field-based cycling performance? *Journal of Sports Sciences*, 25(1), 3-9. <http://dx.doi.org/10.1080/02640410500520526>

Lucia, A., Hoyos, J., y Chicharro, J. L. (2001). Preferred pedaling cadence in professional cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1361-1366. <http://doi.dx.org/10.1097/00005768-200108000-00018>

McClelland, J. A., Webster, K. E., Grant, C., y Feller, J. (2010). Alternative modelling procedures for pelvic marker occlusion during motion analysis. *Gait & posture*, 31(4), 415-419. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.004>

McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., y Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: a systematic review. *Gait & posture*, 29(3), 360-369. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>

Mjøsund, H. L., Boyle, E., Kjaer, P., Mieritz, R. M., Skallgård, T., y Kent, P. (2017). Clinically acceptable agreement between the ViMove wireless motion sensor system and the Vicon motion capture system when measuring lumbar region inclination motion in the sagittal and coronal planes. *BMC musculoskeletal disorders*, 18(1), 1-9. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1489-1>

Muyor, J. M. (2015). The influence of handlebar-hands position on spinal posture in professional cyclists. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 28(1), <https://dx.doi.org/167-172.10.3233/BMR-140506>

Muyor, J. M., y Zabala, M. (2015). Road Cycling and Mountain Biking Produces Adaptations on the Spine and Hamstring Extensibility. *Orthopedics & Biomechanics*, 37(1), 43-49. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0035-1555861>

Nair, S. P., Gibbs, S., Arnold, G., Abboud, R., y Wang, W. (2010). A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model. *Clinical Biomechanics*, 25(6), 582-587. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.03.004>

Nakagawa, S., & Cuthill, I. C. (2007). Effect size, confidence interval and statistical significance: A practical guide for biologists. *Biological Reviews*, 82(4), 591–605. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-185X.2007.00027.x>

Pérez, P., Llana, S., y Encarnación, A. (2011). Técnicas de análisis biomecánico en el ciclismo de competición. En R. Cejuela. (Ed.), *Nuevas tendencias en entrenamiento deportivo* (pp.107-133). Alicante, España: Editorial Club Universitario.

Priego-Quesada, J. I., Kerr, Z. Y., Bertucci, W. M., y Carpes, F. P. (2019). The association of bike fitting with injury, comfort, and pain during cycling: An international retrospective survey. *European Journal of Sport Science*, 19(6), 842-849. <http://doi.org/10.1080/17461391.2018.1556738>

Rajkiewicz, P., Łepkowska, K., y Cygan, S. (Septiembre, 2015). Video markers tracking methods for bike fitting. XXXVI Symposium on Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments. <https://doi.org/10.1117/12.2199378>

Rodrigues, P., Chang, R., TenBroek, T., van Emmerik, R., y Hamill, J. (2015). Evaluating the Coupling Between Foot Pronation and Tibial Internal Rotation Continuously Using Vector Coding. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(2), 88-94. <http://dx.doi.org/10.1123/JAB.2014-0067>

Setuain, I., Gonzalez-Izal, M., Paularena, A., Luque, J. L., Andersen, L. L., y Izquierdo, M. (2017). A protocol for a new methodological model for work-related shoulder complex injuries: From diagnosis to rehabilitation. *BMC musculoskeletal disorders*, 18(1), 1-10. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1435-2>

Swart, J., y Holliday, W. (2019). Cycling Biomechanics Optimization – the (R) Evolution of Bicycle Fitting. *Current Sports Medicine Reports*, 18(12), 490-496. <http://dx.doi.org/10.1249/JSR.0000000000000665>

Vanwanseele, B., Parker, D., y Coolican, M. (2009). Frontal Knee Alignment: Three-dimensional Marker Positions and Clinical Assessment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(2), 504-509. <http://dx.doi.org/10.1007/s11999-008-0545-4>

Young, A. D., Ling, M. J., y Arvind, D. K. (Abril, 2010). Distributed estimation of linear acceleration for improved accuracy in wireless inertial motion capture. En *Proceedings of the 9th ACM/IEEE International Conference on Information Processing in Sensor Networks* (pp. 256-267) <https://doi.org/10.1145/1791212.1791243>

Young, A. D., Ling, M. J., y Arvind, D. K. (Junio, 2007) Orient-2: A Realtime Wireless Posture Tracking System Using Local Orientation Estimation. En *Proceedings of the 4<sup>th</sup>*

workshop on Embedded network sensors (pp. 53-57).  
<https://doi.org/10.1145/1278972.1278986>

Zadow, E. K., Fell, J. W., y Kitic, C. M. (2016). The Reliability of a Laboratory-based 4 km Cycle Time Trial on a Wahoo KICKR Power Trainer. *Journal of Science and Cycling*, 5(3), 23-27. Recuperado de <https://www.researchgate.net/publication/309556232>

