



Conference: Congreso Interdisciplinario de Energías Renovables -  
Mantenimiento Industrial - Mecatrónica e Informática

*Booklets*



**RENIECYT**  
Registro Nacional de Instituciones  
y Empresas Científicas y Tecnológicas

2015-20795

**CONACYT**

LATINDEX - Research Gate - DULCINEA - CLASE - Sudoc - HISPANA - SHERPA UNIVERSIA - E-Revistas - Google Scholar  
DOI - REBID - Mendeley - DIALNET - ROAD - ORCID

# Title: Diseño de un Sistema de Adquisición de Variables Articulares Mediante Sensores IMU

**Author:** María Susana HERNÁNDEZ TAFOYA

**Editorial label ECORFAN:** 607-8324  
**BCIERMIMI Control Number:** 2017-02  
**BCIERMIMI Classification (2017):** 270917-0201

**Pages:** 22  
**Mail:** [susmaht@hotmail.com](mailto:susmaht@hotmail.com)  
**RNA:** 03-2010-032610115700-14

**ECORFAN-México, S.C.**  
244 – 2 Itzopan Street  
La Florida, Ecatepec Municipality  
Mexico State, 55120 Zipcode  
Phone: +52 1 55 6159 2296  
Skype: ecorfan-mexico.s.c.  
E-mail: [contacto@ecorfan.org](mailto:contacto@ecorfan.org)  
Facebook: ECORFAN-México S. C.

**Twitter:** @EcorfanC

[www.ecorfan.org](http://www.ecorfan.org)

### Holdings

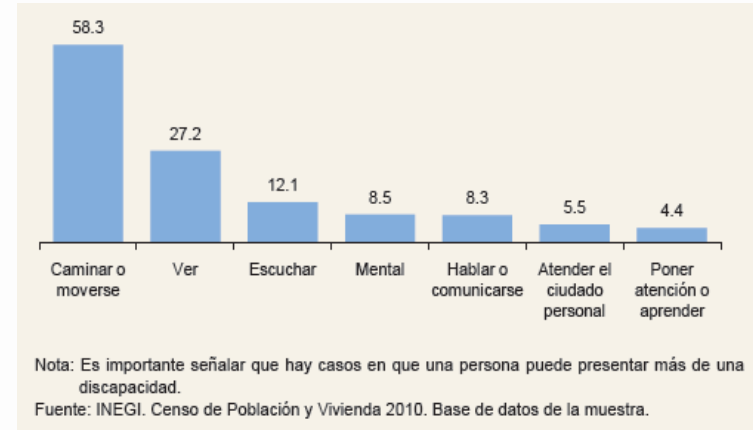
Bolivia	Honduras	China	Nicaragua
Cameroon	Guatemala	France	Republic of the Congo
El Salvador	Colombia	Ecuador	Dominica
<b>Peru</b>	<b>Spain</b>	<b>Cuba</b>	<b>Haití</b>
Argentina	Paraguay	Costa Rica	Venezuela
Czech Republic			



# PROBLEMÁTICA



- De acuerdo con los resultados del Censo de Población y Vivienda 2010, 5 millones 739 mil personas en el territorio nacional declararon padecer de algún tipo de discapacidad.
- 58.3% de las personas de este grupo poblacional señala tener limitación para caminar o moverse.
- Según la **ENIGH\*** en el 2012 se registraron 7, 414,211 habitantes que presentan algún síntoma de discapacidad, lo que representa el 6.6% de la población total.



(INEGI (2013))

\*Encuesta Nacional de Ingresos y Gastos de los Hogares

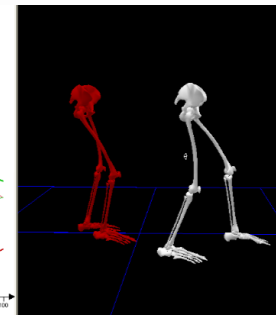
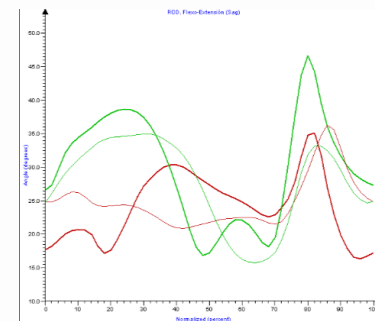
San Juan del Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.



# BIOMECÁNICA DEL MOVIMIENTO HUMANO



- La marcha humana es un método de locomoción bípeda.
- Las necesidades medicas han llevado a estudiar la forma de traslación de las personas.
- Se busca encontrar métodos eficientes de tratamiento y recuperación de la perdida motriz. Así como de diagnostico de enfermedades que la ocasionan.

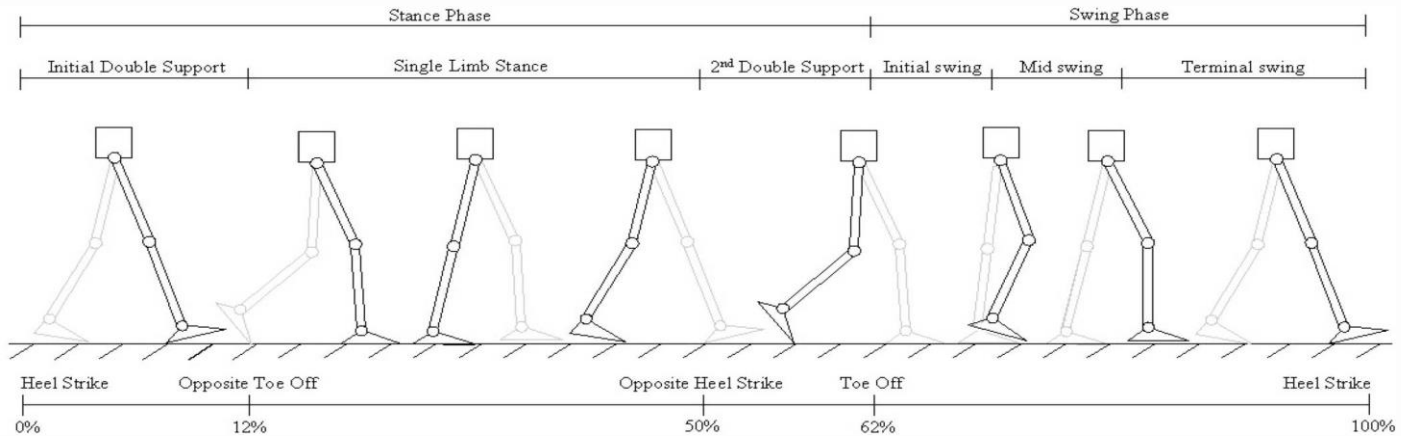


(Mannini (2015); Harlaar (2014); Hebenstreit (2015); Hamacher (2017))

Juan del Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.



# CICLO GAIT



El ciclo de marcha GAIT se puede dividir en simple y doble apoyo, y a su vez, se puede clasificar de la siguiente manera:

- Simple apoyo 40%
- Doble apoyo 60%



# INTRODUCCIÓN



- Velocidad de marcha.
- Cadencia (número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo).
- Longitud de zancadas.

Fuente	Cadencia (p/m)		Velocidad (m/s)		Zancada larga (m)	
	H	M	H	M	H	M
Murray (1964,1970)	117	117	1.53	1.30	1.57	1.33
Chao (1983)	102	108	1.20	1.10	1.42	1.22
Kadaba (1990)	112	115	1.34	1.27	1.41	1.30
Perry (1992)	111	117	1.43	1.43	1.46	1.28

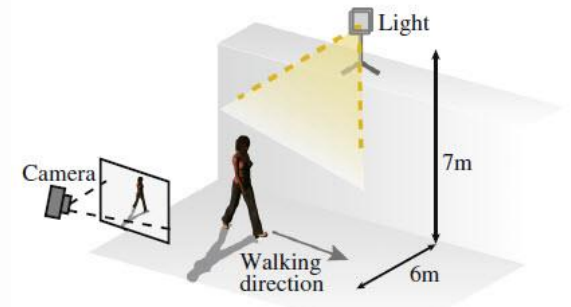
$$\text{cycle time (s)} = 120/\text{cadence (steps/min)}$$

$$\text{speed (m/s)} = \text{stride length (m)} \times \text{cadence (steps/min)}/12$$

$$\text{speed (m/s)} = \text{stride length (m)}/\text{cycle time (s)}$$

# MÉTODOS ALTERNOS PARA LA OBTENCIÓN DE PARÁMETROS PARA CARACTERIZA EL CICLO GAIT

- Tecnologías de visión artificial.
- Técnicas de análisis cinético y cinemático con plataformas dinamométricas y fotométricas.
- Implementación e interpretación de sensores de fuerza colocados en los talones del pie humano.
- Sensores Electromiógrafos.
- Lecturas y análisis de señales electroencefalografías
- Análisis con sensores inerciales colocados en las extremidades inferiores de una persona.





# RANGOS DE MOVIMIENTO EN EXTREMIDADES INFERIORES DE PERSONAS



Es claro que cada persona presenta un patrón propio de marcha, mismo que varía y se adapta a lo largo de su vida, sin embargo, para los fines de esta investigación, se toman las medidas estándares de una persona adulta joven (menor a 30 años), así como los rangos de movimiento de la pierna humana en condiciones normales, en la Tabla 2 se muestran estos rangos.

Articulación/movimiento	Cadera (°)	Rodilla (°)	Tobillo (°)
Flexión	145	-	
Extensión	30	-	
Abducción	60	-	25
Aducción	31	-	25
Extensión	-	10	50
Flexión	-	120	30

(Gonz (2016))

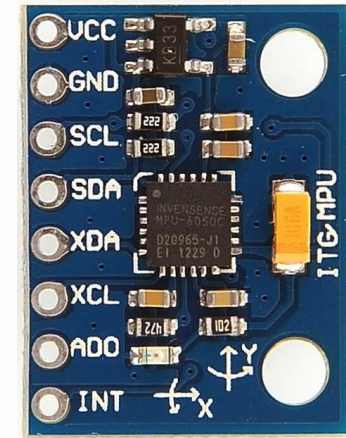
San Juan del Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.



# DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE VARIABLES ARTICULARES.



- Se utilizaron 3 sensores MPU-6050, uno por cada articulación representada, los cuales cuentan con 6 Grados De Libertad (GDL), 3 ejes (x, y, z) para el acelerómetro y 3 más (x, y, z) para el giroscopio, cuenta también con capacidad de procesamiento de algoritmos de movimiento en 9 ejes dentro del Procesador Digital de Movimiento (DMP), el protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C soporta la interface entre varios MPU-6050 a la vez y un sensor de temperatura con salida digital.
- Para la comunicación con el ordenador, se utilizaron módulos de bluetooth RN-41 clase 1, con una potencia máxima de 100 *mW* y hasta 106 *m* de rango de operación y la configuración por defecto para trabajar como esclavo a una velocidad de 115200 kbps vía serial.



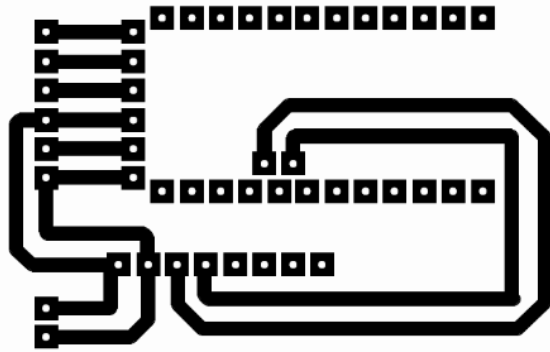




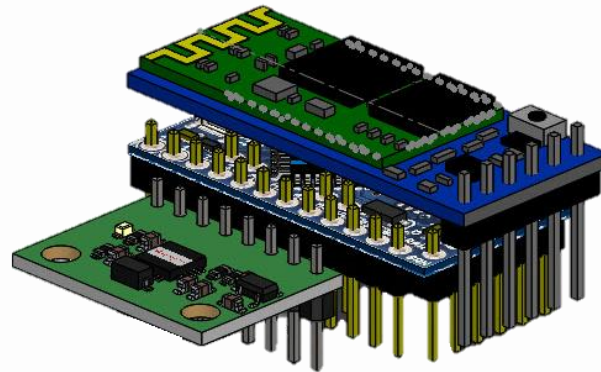
# CONTROL DEL PROCESO



*Vista superior del circuito eléctrico.*



*Vista isométrica del circuito en 3D.*



*Prototipo de adquisición de señales del IMU*

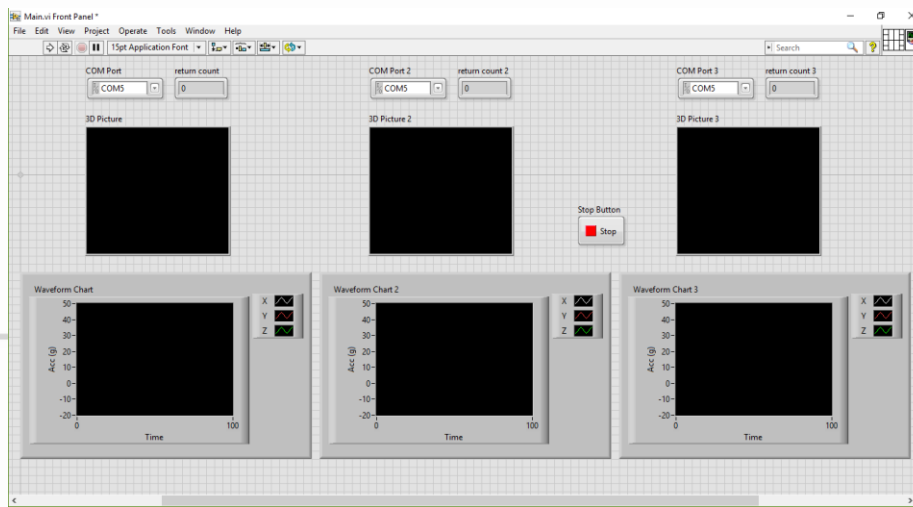




# LabVIEW



- Se realizó una interfaz gráfica en LabVIEW y la programación en arduino para mostrar los tres sensores inerciales de las articulaciones de la pierna (cadera, rodilla y tobillo).
- La orientación y movimiento del sensor son representados por medio de una animación en 3D con la finalidad de visualizar de manera rápida la respuesta del IMU.
- Las trayectorias de movimiento con respecto al tiempo con tres parámetros representativos relacionados a X, Y y Z, tomando el eje horizontal como la variable de tiempo, y el vertical como la posición angular con respecto al eje de referencia.



Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.

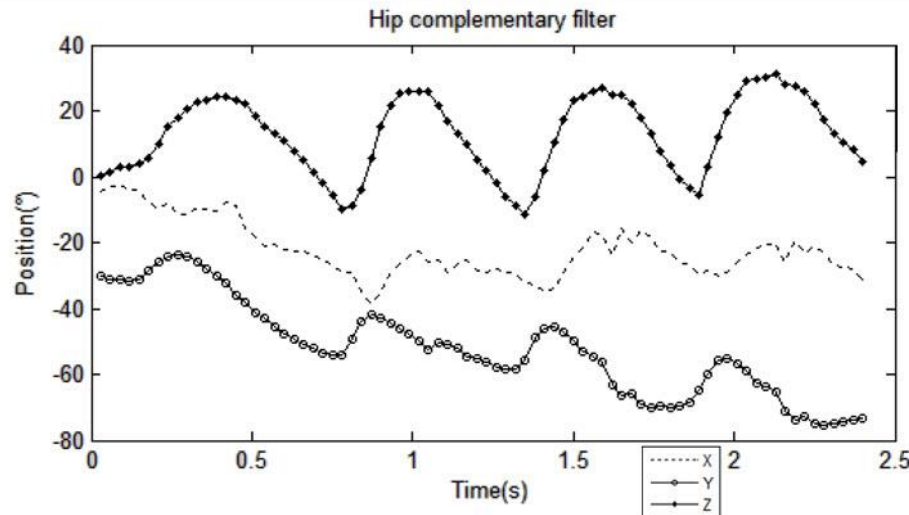


# TÉCNICAS UTILIZADAS PARA EL CÁLCULO DE POSICIÓN Y ORIENTACIÓN DE LA MPU (MOTION PROCESS UNIT)



Los datos entregados por el sensor inercial son:

- Aceleración y velocidad rotacional en el eje X.
- Aceleración y velocidad rotacional en el eje Y.
- Aceleración y velocidad rotacional en el eje Z.



27 al 29 de septiembre del 2017.



# ACELERACIÓN



- Nos permite conocer la orientación del sensor haciendo uso de la aceleración de la gravedad natural que actúa sobre el circuito integrado en todo momento.
- La desventaja de este método es que es insensible a rotaciones sobre el eje en el cual actúa el vector de gravedad, así mismo para que el cálculo sea efectivo, la única aceleración que debe estar afectando al sensor deberá ser la gravedad.

$$\theta_x = \tan^{-1} \left( \frac{a_x}{\sqrt{a_y^2 + a_z^2}} \right)$$

$$\theta_y = \tan^{-1} \left( \frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \right)$$

Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.

Cálculo la aceleración en un espacio tridimensional



# VELOCIDAD ANGULAR



- Los giroscopios proporcionan información referente a la rotación angular en cada eje.
- Realizando una integración de la velocidad angular respecto al tiempo y conociendo el ángulo inicial es posible conocer la orientación del sensor.

$$\theta_x = \theta_{x0} + \omega_x \Delta t$$

$$\theta_y = \theta_{y0} + \omega_y \Delta t$$

- La desventaja de este método, es el error llamado DRIFT que se refiere a la imprecisión en los intervalos de tiempo sobre los que se realiza la integración por factores como el tiempo de procesamiento computacional, y variaciones en la frecuencia del reloj de los dispositivos por temperatura o fluctuación en alimentación.

*San Juan del Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.*



# FILTRO COMPLEMENTARIO



- Este método combina los resultados de los ángulos calculados por los acelerómetros y por los giroscopios con la finalidad de compensar el DRIFT y a su vez las fuerzas externas que pueden llegar a actuar sobre la IMU y que afectan la medición en los acelerómetros.
- Las proporciones recomendadas oscilan entre un 98% para el giroscopio y un 2% para los acelerómetros. De esta forma el ángulo calculado responderá rápido ante las rotaciones y no será tan sensible a las aceleraciones ocasionadas al desplazar al sensor.

$$\theta = 0.96(\text{ángulo} + \omega_{gyro} dt) + 0.04(\alpha_{acel})$$



# FILTRO KALMAN:



- Es un algoritmo de filtrado de datos discretos, realiza una predicción del sistema  $f(t + 1)$  y posteriormente se efectúa una corrección con los valores reales medidos de forma iterativa.
- Tiene como desventaja que requiere de más capacidad de procesamiento computacional.



# RESULTADOS

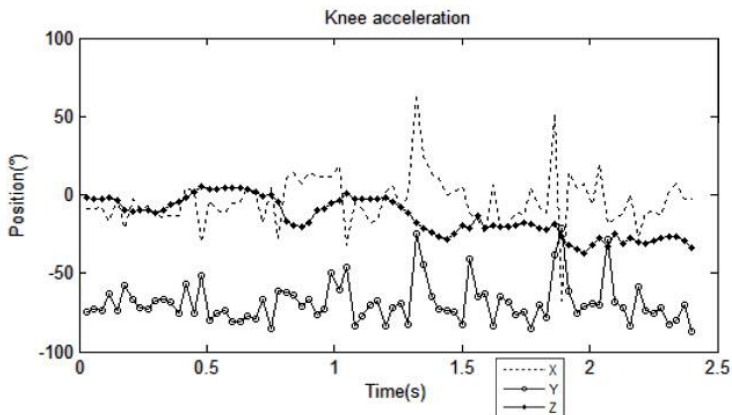
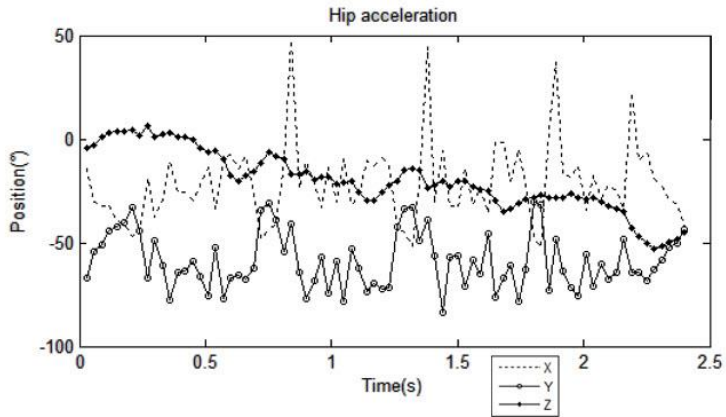


- Al realizar un ciclo de caminado, la interfaz gráfica muestra la trayectoria variable correspondientes a los datos recabados en donde el eje vertical representa la orientación en grados del sensor, y el horizontal el periodo de tiempo del muestreo en segundos.
- La prueba se realizó en un periodo total de 2.37 s, en el cual se registró la trayectoria de 4 pasos y medio en el sujeto antes descrito.

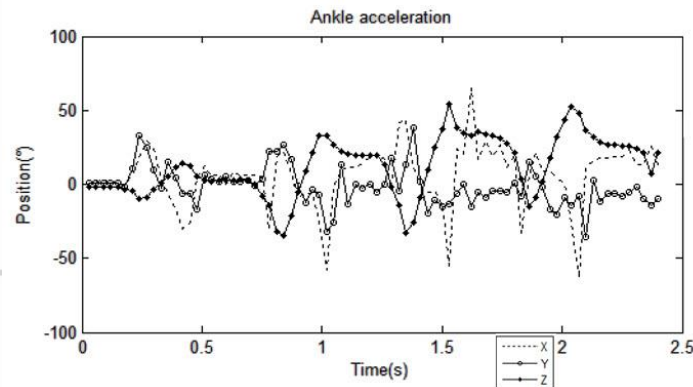




# ACELERACIÓN

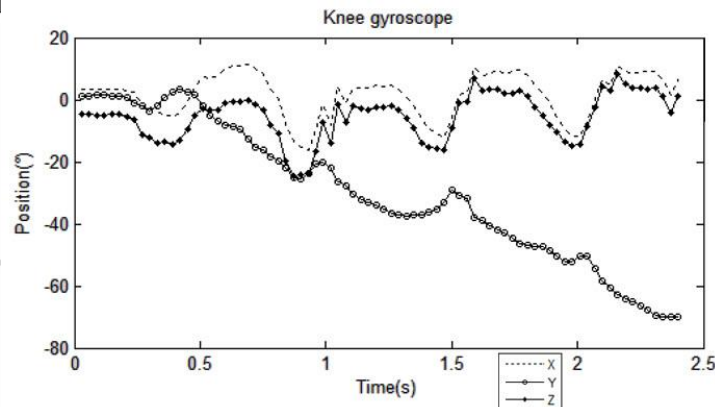
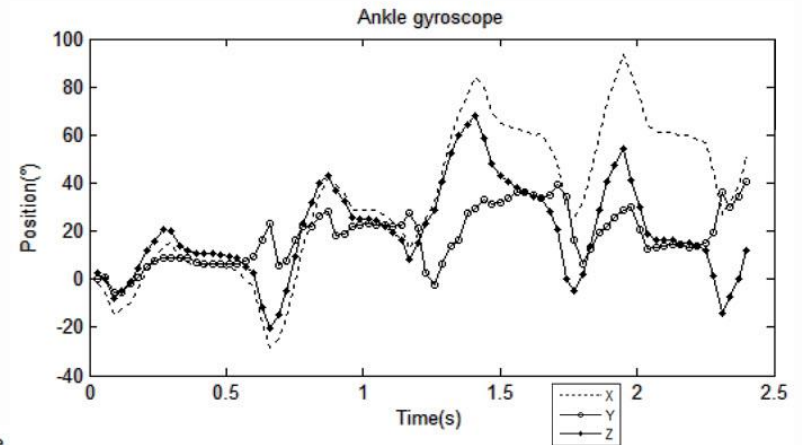
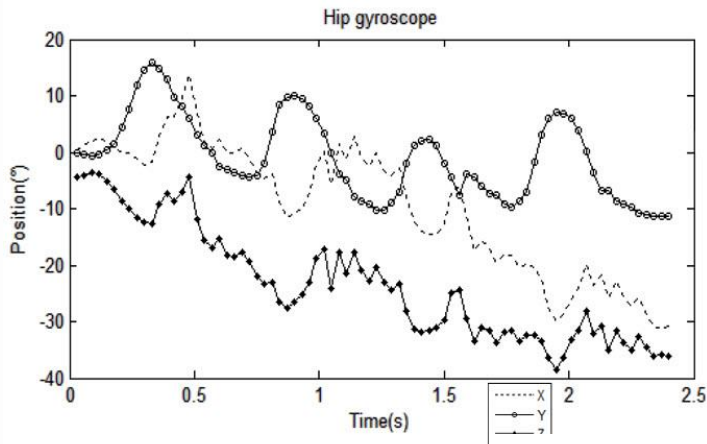


Las gráficas muestran la estimación de los ángulos de rotación en los tres ejes (x, y, z) por medio de los acelerómetros, se observa como en los tres ejes existen cambios radicales de amplitud debido a las fuerzas externas que actúan sobre el sensor, ya que en el código del programa cargado al procesador, se estipula que solo la fuerza de gravedad sea la que actúe sobre el sensor.



# VELOCIDAD ANGULAR

- Las gráficas de los ángulos calculados mediante la información de velocidad angular proporcionados por el giroscopio, se observa que las curvas son más continuas, sin embargo estas muestran el error acumulativo resultado de la integración iterativa sobre el tiempo.

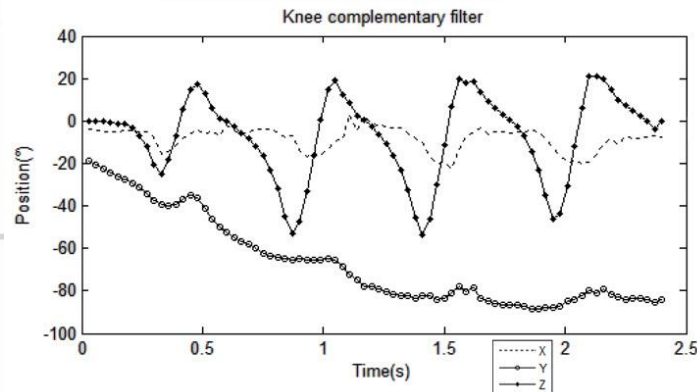
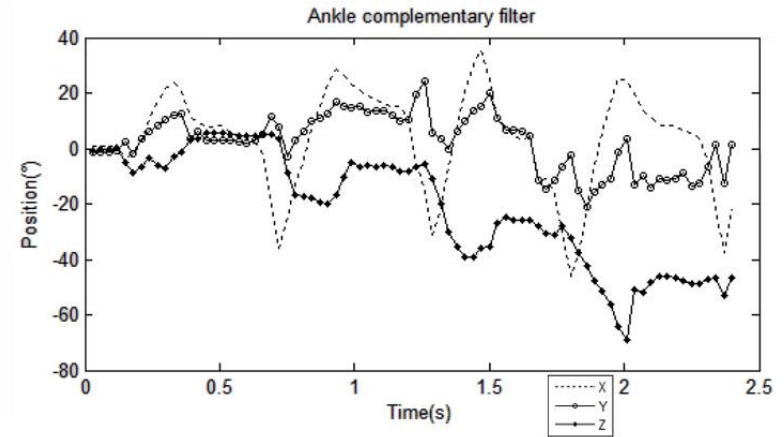
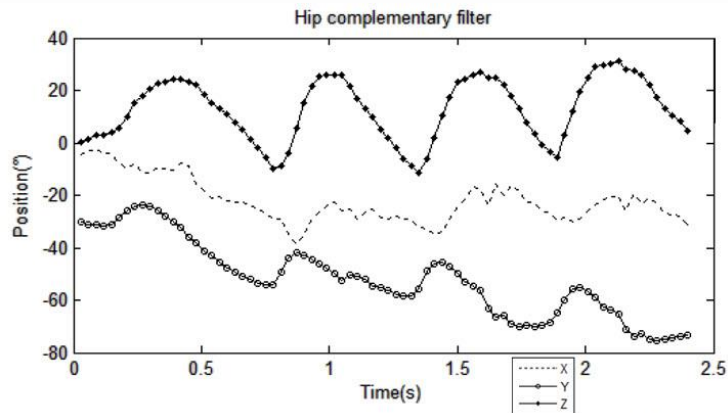




# FILTRO COMPLEMENTARIO



En gráficas se aprecia el efecto que tiene el filtro complementario al combinar las lecturas de los giroscopios y los acelerómetros, el resultado final es una atenuación en las amplitudes de las curvas y una eliminación parcial del error acumulativo de la integración hecha con los valores de los giroscopios.



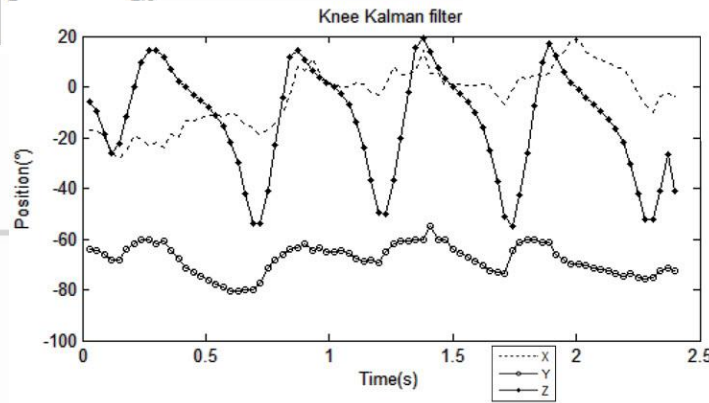
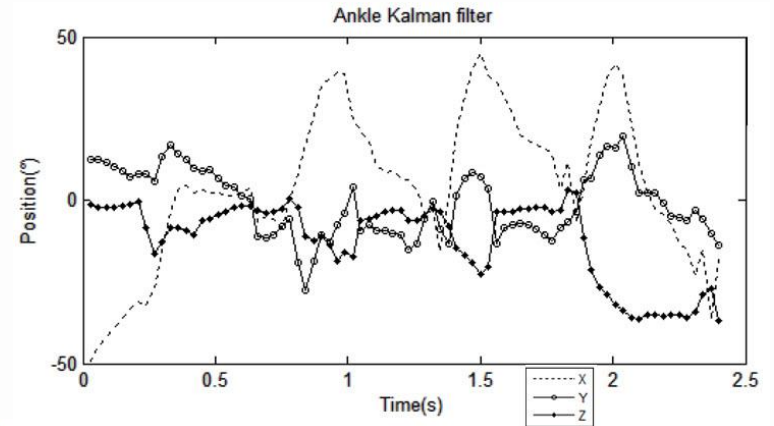
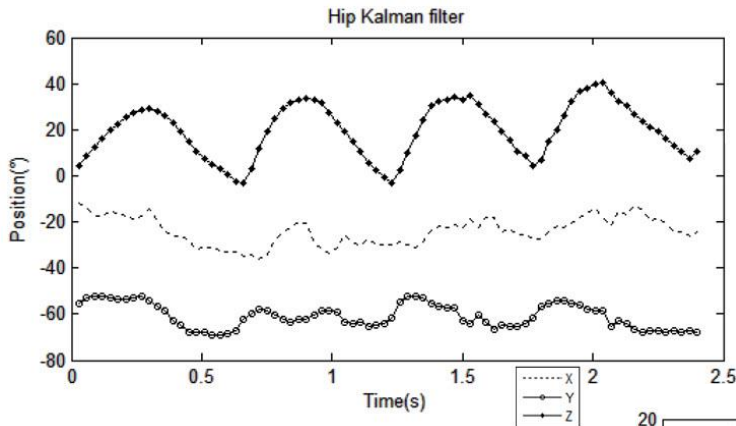
ro. 27 al 29 de septiembre del 2017.



# KALMAN



Las gráficas muestran los datos ya procesados por el filtro Kalman, se aprecia claramente la acción de dicho filtro ya que el ruido se redujo de una forma considerable. Se observa que el eje con comportamiento uniforme más notorio es el correspondiente al giro en Z, debido a que en la colocación del dispositivo sobre el sujeto portador, se hizo coincidir el giro de este eje con el giro natural de la articulación en el plano sagital.





# CONCLUSIONES



- El artículo presenta el diseño de un sistema de adquisición de variables articulares para la cadera, rodilla y tobillo mediante sensores inerciales, así como una interfaz gráfica para visualizar los parámetros de posición, angular con respecto al plano sagital.
- Se implementaron dos tipos de filtros en los datos obtenidos del IMU, para una apreciación de las señales más atenuadas que las que se observaban sin los filtros, debido al ruido y señales del sensor en su configuración por defecto se mezclan con los datos de interés y podrían llegar a causar confusión en el procesamiento de las señales.
- El filtro complementario es simple de implementar pero es menos preciso en los resultados, en cambio el filtro de Kalman procesa los datos de manera más detallada y arroja información más real, sin embargo al ser más complejo, requiere mayores requerimientos de procesado.
- Se obtuvieron las trayectorias para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo con un sistema de 3 sensores inerciales (uno por articulación) conectados a arduino y módulos bluetooth para establecer comunicación con el ordenador de manera inalámbrica.
- Además en la implementación del sistema de sensores en un sujeto residente de Nuevo León, México, se obtuvieron lecturas de cadencia que se aproximan a las registradas por los autores consultados, sin embargo se presenta una mínima diferencia, comprobando así la suposición de variación en cadencia en diferentes regiones geográficas.

*San Juan del Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.*



# TRABAJO A FUTURO



- Como trabajo futuro los resultados obtenidos para la posición, velocidad y aceleración, se utilizarán como trayectorias de entrada del sistema de control que manipule un exoesqueleto asistente en rehabilitaciones para pacientes con problemas de paraplejia parcial.
- También se implementará un magnetómetro en el prototipo con la finalidad de implementar un filtro adicional a los utilizados y de esta manera obtener señales más atenuadas y precisas.
- Se realizará el tratamiento matemático adecuado a las variables angulares obtenidas, para transformar los datos en coordenadas lineales y tener representaciones gráficas de señales filtradas equivalentes a las mostradas en este trabajo.
- La información que se presenta en este artículo, también será de utilidad como datos de entrada en el desarrollo de robots bípedos que simulen el caminar humano. Generalmente estos robots tienen un patrón de andado con las rodillas flexionadas, por lo que se busca que su caminar sea más erguido, semejando la marcha humana.

*San Juan del Río, Qro. 27 al 29 de septiembre del 2017.*



# REFERENCIAS



- Mazzà, C., Donati, M., McCamley, J., Picerno, P., & Cappozzo, A. (2012). An optimized Kalman filter for the estimate of trunk orientation from inertial sensors data during treadmill walking. *Gait and Posture*, 35(1), 138–142.
- Mannini, A., & Sabatini, A. M. (2012). Gait phase detection and discrimination between walking–jogging activities using hidden Markov models applied to foot motion data from a gyroscope. *Gait & Posture*, 36(4), 657–661.
- Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., Popović, D. B., & Djordjević, A. R. (2012). Nonlinear optimization for drift removal in estimation of gait kinematics based on accelerometers. *Journal of Biomechanics*, 45(16), 2849–2854.
- Bergamini, E., Picerno, P., Pillet, H., Natta, F., Thoreux, P., & Camomilla, V. (2012). Estimation of temporal parameters during sprint running using a trunk-mounted inertial measurement unit. *Journal of Biomechanics*, 45(6), 1123–1126.
- Yang, S., Zhang, J. T., Novak, A. C., Brouwer, B., & Li, Q. (2013). Estimation of spatio-temporal parameters for post-stroke hemiparetic gait using inertial sensors. *Gait and Posture*, 37(3), 354–358.
- INEGI. (2013). "Estadísticas a Propósito Del Día De Las Personas Con Discapacidad" Datos Nacionales. *Inegi*, 2012(Enigh 2012), 1–17.
- Yuan, Q., & Chen, I. (2014). Sensors and Actuators A: Physical Localization and velocity tracking of human via 3 IMU sensors. *Sensors & Actuators: A. Physical*, 212, 25–33.
- Yang, E. C. Y., & Mao, M. H. (2015). 3D analysis system for estimating intersegmental forces and moments exerted on human lower limbs during walking motion. *Measurement: Journal of the International Measurement Confederation*, 73, 171–179.
- Lugo, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. (2014). Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 35(2), 145–158.
- Jin, M., Zhao, J., Jin, J., Yu, G., & Li, W. (2014). The adaptive Kalman filter based on fuzzy logic for inertial motion capture system. *Measurement*, 49, 196–204.
- Harlaar, J. (2014). Phases of gait and gait events: Some redefining. *Gait & Posture*, 39(2014), S100–S101.
- Carlos, J., & Marinero, F. (2014). *Sistemas para determinar la posición y orientación de herramientas quirúrgicas en operaciones de cirugía laparoscópica*.
- Hebenstreit, F., Leibold, A., Krinner, S., Welsch, G., Lochmann, M., & Eskofier, B. M. (2015). Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Human Movement Science*, 43, 118–124.
- Aguilar-Pereyra, F., Alvarado, J., Alegría, J., & Sosa, J. (2015). Mechatronic system to assist rehabilitation therapies for shoulder and elbow joints: Design, kinematic analysis, building and HMI. *Revista de Tecnología e Innovación*, 787-798.
- Liu, J., & Urbann, O. (2016). Bipedal walking with dynamic balance that involves three-dimensional upper body motion. *Robotics and Autonomous Systems*, 77, 39–54.
- Díaz, S., Gutiérrez, C., Valdés, D., & Hernández, B. (2016). Diseño y control en tiempo real de un brazo de robot mediante una interfaz virtual. *Revista Tecnología e Innovación*, 49-60.
- Kitagawa, N., & Ogihara, N. (2016). Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot. *Gait and Posture*, 45, 110–114.
- Chávez-Saenz, V., Torres-Ramírez, D., Herrera-Ogaj, J., & Hernández-Rodríguez, A. (2016). Adquisición y análisis de señales electroencefalográficas utilizando el dispositivo Emotiv EPOC+. *Revista de Tecnología e Innovación*, 107-118.
- Esqueda-Elizondo, J., Hernández-Manzo, D., Bermudez-Encarnación, E., Jiménez-Beristáin, L., & Pinto-Ramos, M. (2016). Manipulación de un brazo robótico mediante señales electroencefalográficas. *Revista de Tecnología e Innovación*, 89-98.
- Gonz, E. L. (n.d.). *Dimensiones antropológicas de población latinoamericana*.
- King, S. L., Barton, G. J., & Ranganath, L. R. (2017). Interpreting sources of variation in clinical gait analysis: A case study. *Gait & Posture*, 52, 1–4.
- Hamacher, D., Hamacher, D., Müller, R., Schega, L., & Zech, A. (2017). Exploring phase dependent functional gait variability. *Human Movement Science*, 52, 191–196.
- Geigle, P. R., & Kallins, M. (2017). Exoskeleton-Assisted Walking for People With Spinal Cord Injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1–3.



**ECORFAN®**

**© ECORFAN-Mexico, S.C.**

No part of this document covered by the Federal Copyright Law may be reproduced, transmitted or used in any form or medium, whether graphic, electronic or mechanical, including but not limited to the following: Citations in articles and comments Bibliographical, compilation of radio or electronic journalistic data. For the effects of articles 13, 162,163 fraction I, 164 fraction I, 168, 169,209 fraction III and other relative of the Federal Law of Copyright. Violations: Be forced to prosecute under Mexican copyright law. The use of general descriptive names, registered names, trademarks, in this publication do not imply, uniformly in the absence of a specific statement, that such names are exempt from the relevant protector in laws and regulations of Mexico and therefore free for General use of the international scientific community. BCIERMIMI is part of the media of ECORFAN-Mexico, S.C., E: 94-443.F: 008- ([www.ecorfan.org/](http://www.ecorfan.org/) booklets)