

**Centro de Investigación Científica y de Educación  
Superior de Ensenada, Baja California**



---

**Programa de Posgrado en Ciencias  
en Electrónica y Telecomunicaciones con orientación en  
Telecomunicaciones**

---

**Diseño de un sistema basado en redes de sensores  
inalámbricas para la detección de rotación y movimiento en  
tres ejes enfocado a la evaluación objetiva de una terapia de  
rehabilitación física**

Tesis  
para cubrir parcialmente los requisitos necesarios para obtener el grado de  
Maestro en Ciencias

Presenta:

**Jairo Donlucas Saldivar**

Ensenada, Baja California, México  
2017

Tesis defendida por  
**Jairo Donlucas Saldivar**

y aprobada por el siguiente Comité

---

**Dr. Salvador Villarreal Reyes**

Codirector de tesis

---

**Dr. Gabriel Alejandro Galaviz  
Mosqueda**

Codirector de tesis

**Dr. Miguel Ángel Alonso Arévalo**

**Dr. Roberto Conte Galván**

**Dr. Jonas de Dios de Basabe Delgado**



---

**Dr. Miguel Ángel Alonso Arévalo**

Coordinador del Posgrado en Electrónica y  
Telecomunicaciones

---

**Dra. Rufina Hernández Martínez**

Directora de Estudios de Posgrado

*Jairo Donlucas Saldivar © 2017*

*Queda prohibida la reproducción parcial o total de esta obra sin el permiso formal y explícito del autor y director de la tesis*

Resumen de la tesis que presenta **Jairo Donlucas Saldivar** como requisito parcial para la obtención del grado de Maestro en Ciencias en Electrónica y Telecomunicaciones con orientación en Telecomunicaciones.

**Diseño de un sistema basado en redes de sensores inalámbricas para la detección de rotación y movimiento en tres ejes enfocado a la evaluación objetiva de una terapia de rehabilitación física**

Resumen aprobado por:

---

Dr. Salvador Villarreal Reyes  
**Codirector de tesis**

---

Dr. Gabriel Alejandro Galaviz Mosqueda  
**Codirector de tesis**

Con el incremento en la demanda del cómputo móvil y del internet surgió la necesidad de proveer conectividad inalámbrica para la interconexión de dispositivos portables. Estas redes inalámbricas sumadas al avance de las Tecnologías de la Información y Comunicación han permitido la implementación de redes inalámbricas de sensores (WSN por sus siglas en inglés) que son capaces de recolectar datos de su entorno para su transmisión mediante dispositivos ligeros y de tamaño reducido para su eventual procesamiento. Un área de interés para la aplicación de estas tecnologías es la rehabilitación física, ya que actualmente los sistemas de cuidado de la salud han presentado un incremento en la cantidad de usuarios que requieren atención médica. Los movimientos de rehabilitación física pueden ser caracterizados mediante el uso de sensores inerciales, los cuales han tenido una notable integración en dispositivos de comunicaciones inalámbricas dentro del área de electrónica de consumo. En el presente trabajo de investigación se presenta un sistema basado en redes de sensores inalámbricas para la detección de rotación y movimiento en tres ejes enfocado a la evaluación objetiva de una terapia de rehabilitación física. Este sistema se ejecuta en dispositivos con baja capacidad de procesamiento, los cuales implementan sensores inerciales para la recolección de señales biomecánicas. Dichos dispositivos cuentan además con un radio es Bluetooth Low Energy (BLE) para la transmisión de información. El sistema incluye cinco partes esenciales: la recolección de datos, transmisión inalámbrica, pre-procesamiento, clasificación y decisión. Considerando los dos principales tipos de movimientos de rehabilitación física, para la etapa de clasificación y decisión se propusieron e implementaron tanto un método detección de movimiento por medio de umbrales y por medio de aprendizaje automático. Los resultados obtenidos son la base para el desarrollo de un sistema de rehabilitación física que pueda ser utilizado como asistente a un fisioterapeuta.

**Palabras clave:** WSN, sensores inerciales, rehabilitación, TICs, Bluetooth Low Energy, filtrado, clasificación, sistema de referencia, en línea.

Abstract of the thesis presented by **Jairo Donlucas Saldivar** as a partial requirement to obtain the Master of Science degree in Electronics and Telecommunications with orientation in Telecommunications.

**System design based on wireless sensor networks for the detection of rotation and movement in three axes focused on the objective assessment of a physical rehabilitation therapy**

Abstract approved by:

---

Dr. Salvador Villarreal Reyes  
**Codirector de tesis**

---

Dr. Gabriel Alejandro Galaviz Mosqueda  
**Codirector de tesis**

With the increase in the mobile computing and the internet rise the need to provide Wireless connectivity to interconnect portable devices. These wireless networks, encompassed with the information and communication technologies have led to the implementation of wireless sensor networks (WSNs), which can collect data from its surrounding environment and transmit such data using lightweight and small devices to be later processed. Among the different application areas, one of major interest is the physical rehabilitation. This is mainly because the growing number of users requiring attention in most of the healthcare systems. Rehabilitation exercises can be characterized using inertial sensors such as accelerometers, which are successfully embedded in consumer electronic devices. In this work, WSN-based system for rotation and movement detection in three axes is proposed, which is focused on the objective evaluation of a physical rehabilitation therapy. The proposed system was implemented in devices with energy and processing restrictions, which have inertial sensors to collect biomechanical signals. In addition, such devices have Bluetooth low energy radios to transmit the collected data. The system has 5 main stages: data collection, wireless transmission, pre-processing, classification, and decision. Considering the two main types of rehabilitation exercises, for the classification stage, both a threshold and machine-learning methods were considered. We strongly believe that gathered results can be considered as the first step towards an automatic assistant for the health specialists in the rehabilitation process.

**Keywords:** WSN, inertial sensors, rehabilitation, TICs, Bluetooth Low Energy, filter, classification, reference system, online.

## Dedicatoria

A mi familia por su apoyo inmensurable e incondicional, ya que sin ellos no hubiera sido posible este logro en mi vida.

A mi madre por ser una inspiración para todos mis hermanos y para mí, por alentarme a seguir adelante en todo momento y enseñarme a superar todos los obstáculos.

Gracias.

## Agradecimientos

Agradezco a todo el personal del departamento de electrónica y telecomunicaciones del CICESE, ya que, gracias a ellos fue posible el prepararme y formarme en mi vida académica dentro de esta institución. Muchas gracias por su excelente servicio y calidad. De igual manera les agradezco el ayudarme a lograr este objetivo de obtener el grado de maestría.

Así mismo agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por la beca recibida durante el proceso de estudio de posgrado otorgada con el CVU 505013.

A mi familia, a cada uno de mis hermanos y hermanas ya que sin ellos no hubiera sido posible este logro en mi vida, gracias por su apoyo incondicional y por sus consejos y observaciones que siempre hacen que me centre en lo que debo hacer. Un agradecimiento especial a mi madre Antonia Saldivar Pérez por ser mi pilar más importante y mi ejemplo a seguir en la vida.

A los maestros, que me brindaron sus conocimientos y amistad, en especial para mis asesores de tesis al Dr. Salvador Villarreal Reyes y al Dr. Gabriel Alejandro Galaviz Mosqueda por brindarme su amistad y confianza durante esta etapa brindándome consejos acertados en lo académico y en lo personal.

A todos mis compañeros que me apoyaron e hicieron posibles grandes momentos. A mis amigos Juan Ramón, Andrea, Guillermo, Luis Javier, Ernesto, Jesús Ismael, Roilhi, Rogelio, Giovanni, Paul, Jorge, Any, con quienes compartí excelentes momentos, gracias por su amistad.

Al equipo de trabajo ARTS que me brindó su apoyo durante el desarrollo del trabajo, en especial a Manuel Casillas Gaxiola y Eduardo Giovanni Cabral Pacheco, por estar de cerca y atentos a cualquier duda o problema que se me presentaba.

Gracias a todos y cada uno de ustedes.

## Tabla de Contenido

	Página
Resumen en español.....	ii
Resumen en inglés.....	iii
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos.....	v
Lista de figuras.....	ix
Lista de tablas.....	xiii
<b>Capítulo 1. Introducción</b>	
1.1 Antecedentes .....	1
1.2 Planteamiento del problema .....	2
1.3 Objetivos .....	4
1.3.1 Objetivo General .....	4
1.3.2 Objetivos específicos .....	4
1.4 Justificación.....	4
1.5 Metodología .....	5
1.6 Organización de la tesis .....	6
<b>Capítulo 2 Evaluación de ejercicios de rehabilitación utilizando sensores inercial</b>	
2.1 Introducción.....	9
2.2 Ejercicios de rehabilitación .....	9
2.2.1 Movimientos articulares .....	10
2.2.2 Movilizaciones dentro de la rehabilitación física .....	11
2.3 Sistemas de detección de movimiento .....	12
2.3.1 Los sistemas visuales .....	13
2.3.2 Los sistemas no visuales .....	13
2.3.3 Sistemas de detección de movimiento basado en sensores .....	14
2.3.3.1 Sensado corporal exterior .....	14
2.3.3.2 Sensado corporal de interior: .....	15
2.3.3.3 Sensado de ambiente .....	15
2.3.4 Selección de sistema de detección de movimiento .....	15
2.4 Caracterización de movimiento utilizando sensores inerciales .....	17
2.5 Aprendizaje automático .....	22
2.5.1 Clasificadores .....	23

2.6 Resumen del capítulo .....	24
--------------------------------	----

### **Capítulo 3 Transmisión de señales biomecánicas sobre WSNs**

3.1 Introducción .....	27
3.2 Tecnologías de redes inalámbricas de WPANs .....	29
3.3 Bluetooth Low Energy (BLE) .....	32
3.3.1 Arquitectura .....	33
3.3.2 Capa Física .....	35
3.3.3 Capa de enlace de datos .....	37
3.3.4 Caudal eficaz máximo en Bluetooth Low Energy .....	39
3.4 Resumen del capítulo .....	40

### **Capítulo 4 Diseño e implementación de un sistema de evaluación objetiva de ejercicios de rehabilitación basado en WSN**

4.1 Elección de extremidad a evaluar .....	41
4.1.1 Cadera .....	42
4.1.2 Rodilla .....	42
4.1.3 Tobillo .....	43
4.3 Elección de movimiento .....	43
4.4 Descripción del sistema propuesto .....	47
4.5 WSN basada en el módulo SensorTag de TI para la recolección y transmisión de señales biomecánicas .....	48
4.6 Evaluación objetiva de ejercicios de rehabilitación utilizando umbrales .....	51
4.6.1 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior .....	54
4.6.1.1 Primer acercamiento .....	54
4.6.1.2 Segundo acercamiento .....	55
4.6.1.3 Etapa de filtrado .....	56
4.6.1.4 Corrección de la orientación de los ejes del sensor .....	62
4.6.1.5 Cálculo de ángulos para el establecimiento de los límites .....	64
4.7 Evaluación objetiva de ejercicios de rehabilitación utilizando aprendizaje automático .....	65
4.7.1 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior .....	66
4.7.1.1 Primer escenario .....	66
4.7.1.2 Segundo escenario .....	67
4.7.1.3 Tercer escenario .....	68
4.7.2. Segmentación y base de datos .....	68

4.7.3 Selección de atributos y clasificación .....	71
<b>Capítulo 5 Evaluación del sistema propuesto</b>	
5.1 Evaluación de ejercicios de rehabilitación utilizando umbrales .....	73
5.1.1 Flexión/extensión de la rodilla .....	73
5.1.2 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior .....	73
5.1.2.2 Segundo acercamiento (localización seleccionada) .....	73
5.1.3 Cálculo de umbrales .....	75
5.2 Evaluación de ejercicios de rehabilitación utilizando aprendizaje automático .....	80
5.2.1 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior .....	80
5.2.1.1 Primer escenario .....	80
5.2.1.2 Segundo escenario .....	81
5.2.1.3 Tercer escenario .....	81
5.2.1.4 Elección de escenario .....	82
5.2.2 Selección de atributos y clasificación .....	83
<b>Capítulo 6 Conclusiones y trabajo futuro</b>	
6.1 Introducción.....	91
6.2 Conclusiones.....	91
6.3 Trabajo a Futuro.....	95
<b>Literatura citada .....</b>	<b>97</b>

## Lista de Figuras

Figura		Página
1	Taxonomía de los sistemas de seguimiento de movimiento humano.....	13
2	Planimetría del cuerpo humano.....	18
3	Movimientos de extremidades inferiores donde se involucran distintas articulaciones, por ejemplo, cadera, rodilla y tobillo.....	19
4	Ejes de coordenadas asociados a ciertas articulaciones.....	20
5	Movimiento de flexo-extensión de la rodilla.....	20
6	Caracterización del movimiento de flexo-extensión de la rodilla utilizando los parámetros de aceleración y velocidad angular mediante la implementación de IMUs (acelerómetro y giroscopio).....	21
7	Visión general de cómo el aprendizaje automático es utilizado para enfrentar a una tarea dada.....	22
8	Redes de área personal/corporal y su conexión con otras redes.....	28
9	Aplicaciones de WBAN.....	28
10	Estándares de comunicaciones inalámbricas en uso y futuros.....	29
11	Comparación de tecnologías inalámbricas comúnmente utilizadas.....	30
12	Introducción de BLE en la comparación de tecnologías inalámbricas comúnmente utilizadas.....	31
13	Dispositivos Bluetooth: Bluetooth, Bluetooth Smart Ready y Bluetooth Smart.....	33
14	Topología tipo estrella para redes Bluetooth Low Energy.....	34
15	Diagrama de estados de los dispositivos BLE.....	35
16	Canales de radiofrecuencia del estándar BLE. 40 canales en comparación de los 79 utilizados por Bluetooth clásico.....	36
17	Canales de anuncio y de datos del estándar BLE en presencia de 3 canales de IEEE 802.11.....	36
18	Proceso de eventos de conexión en Bluetooth Low Energy.....	38
19	Rotación interna y externa: a) posición de referencia; b) elevación de la pierna.....	44

20	Flexión/extensión de la rodilla en posición sedente.....	44
21	Caracterización del movimiento de flexión/extensión de la rodilla utilizando los parámetros de aceleración y velocidad angular mediante la implementación de 2 IMUs.....	46
22	Caracterización del movimiento de elevación de la pierna en posición decúbito prono utilizando los parámetros de aceleración y velocidad angular mediante la implementación de 3 IMUs.....	46
23	Esquema general del sistema propuesto para la detección de movimiento.....	48
24	Arquitectura propuesta de WSN para rehabilitación.....	49
25	Descripción del movimiento de rehabilitación flexión/extensión de la rodilla.....	52
26	Esquema modificado del sistema propuesto para su implementación en el ejercicio de flexión/extensión de la rodilla.....	53
27	Colocación y ubicación de los nodos sensores a utilizar.....	54
28	Localización de los sensores propuesta para obtener información sobre el movimiento de la extremidad y la postura del paciente.....	55
29	Postura que se adopta para la ejecución del movimiento de flexión/extensión de la rodilla.....	56
30	Captura de una señal inercial sobre el eje x del giroscopio tomada al realizar un movimiento de flexión/extensión de la rodilla para la realización de la base de datos del análisis espectral.....	57
31	Señal entregada por el eje x del giroscopio, donde se muestra el contenido espectral de la misma y el ancho de banda promedio obtenido del análisis espectral.....	58
32	Cálculo del valor de M conveniente a utilizar en el diseño del filtro.....	60
33	Respuesta en frecuencia del filtro de promedio móvil con una $F_{cnorm} = 0.1072 \pi radmuestra$ ó $F_c = 2.1441$ Hz .....	61
34	Señal resultante antes y después de aplicar el filtro (parte superior). ESD de la señal original y filtrada (parte inferior) .....	62
35	Ejes no calibrados del acelerómetro, donde G representa a la constante de gravitación universal $9.80665 \text{ ms}^2 = 1 \text{ g}$ .....	62
36	(a) Posición no calibrada (XYZ). El vector de gravedad (G) se divide en componentes a lo largo de X, Y y Z. (b) Posición calibrada virtualmente (X'Y'Z') después de la transformación. El vector de gravedad (G) se encuentra a lo largo del eje Y' positivo, lo que representa que la posición del dispositivo es vertical.....	63

37	Vector de gravedad $g$ con respecto al sistema de coordenadas del sensor utilizado (acelerómetro) .....	64
38	Esquema del sistema propuesto para su implementación en el ejercicio de elevación de pierna. Además, se tienen las etapas correspondientes al pre-procesamiento y a la clasificación.....	66
39	Ubicación de los nodos sensores sobre la extremidad inferior a evaluar con el primer escenario propuesto.....	67
40	Reubicación del nodo sensor sobre la extremidad inferior a evaluar implementando un segundo escenario.....	67
41	Reubicación del sensor dos (S2) dentro del escenario propuesto.....	68
42	Terminología de los movimientos humanos desde el punto de vista de la señal....	69
43	Segmentación de una señal correspondiente a un nivel de actividad para diferentes acciones realizadas cotidianamente.....	70
44	Segmento de la señal que describe un movimiento de elevación de pierna en decúbito prono.....	70
45	Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de flexión/extensión de la rodilla adoptando una postura correcta.....	73
46	Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de flexión/extensión de la rodilla adoptando una mala postura.....	74
47	Comparación de las señales obtenidas por el S2 al realizar el movimiento de flexión/extensión de la rodilla adoptando una buena postura (parte superior) y una mala postura (parte inferior).....	75
48	Metodología para el cálculo de ángulos necesarios (fuera de línea) para el establecimiento de los límites utilizados para la realización de un buen movimiento de rehabilitación física.....	76
49	Metodología para la toma de decisión (en línea) sobre la realización del movimiento de flexión/extensión de la rodilla.....	77
50	Señal obtenida por los sensores inerciales, la cual se encuentra entre los rangos (cotas) establecidos previamente.....	78
51	Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de elevación de pierna en posición decúbito supino.....	80
52	Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de elevación de pierna en posición decúbito supino obtenidas en un segundo escenario.....	81

53	Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de elevación de pierna en posición decúbito supino con un posicionamiento del sensor dos (S2) en la parte anterior de la pierna.....	82
54	Señales obtenidas por los acelerómetros del S2 en los tres diferentes escenarios..	83
55	Cantidad de movimientos de elevación de pierna utilizados para la clasificación....	84
56	Figura 56. Validación cruzada de k iteraciones.....	85
57	Manera en que se representa una matriz de confusión.....	87

## Lista de tablas

Tabla		Página
1	Ángulos de movimiento máximos presentes en las articulaciones de las extremidades.....	11
2	Comparación entre sistemas de seguimiento visual y WSN para la supervisión de rehabilitación.....	16
3	Trabajos relacionados con la detección de movimiento del cuerpo humano utilizando diferente sistema de detección.....	17
4	Principales características técnicas de tecnologías inalámbricas de estándar abierto.....	31
5	Caudal eficaz máximo para tráfico simétrico y asimétrico.....	39
6	Tipos de movimientos de extremidades inferiores involucrados en estudios revisados.....	42
7	Características de los sensores para la obtención de muestras de las señales inerciales.....	51
8	Resultados obtenidos durante la evaluación del sistema de detección de movimiento por medio de umbrales.....	79
9	Porcentaje de clasificación correcta e incorrecta utilizando los atributos de todos los ejes de los sensores.....	86
10	Valores obtenidos por la matriz de confusión de cada clasificador implementado...	88

# Capítulo 1. Introducción

---

## 1.1 Antecedentes

Actualmente, los sistemas de cuidado de la salud (SCS) han presentado un incremento en la cantidad de usuarios que requieren atención médica. Esto no es diferente en lo que a la rehabilitación física se refiere (Organización Mundial de la Salud, 2017). La rehabilitación está enfocada a que el individuo recupere su movilidad y habilidades físicas a partir de ejercicios, masajes y otras técnicas (Jessep, S., Walsh, N., Ratcliffe, J., & Hurley, 2009) (Cesarelli, M., Bifulco, P., & Bracale, 1999). Esto después de haber sufrido lesiones que afectan los músculos, ligamentos, tendones, las articulaciones y los huesos. Por ejemplo, una enfermedad degenerativa o un evento traumático pueden llegar a provocar este tipo de lesiones y demandar rehabilitación física (Kwakkel, G., van Peppen, R., Wagenaar, R., Wood Dauphinee, S., Richards, C., Ashburn, A., Miller, K., Lincoln, N., Partridge, C., Wellwood, I. and Langhorne, 2004).

El éxito de la rehabilitación física, así como el tiempo en que esta pueda realizarse depende en gran medida de que el paciente realice correctamente los ejercicios indicados por el terapeuta. Algunos estudios han demostrado que la rehabilitación intensiva disminuye el tiempo de recuperación y logra alcanzar resultados óptimos (Kwakkel, G., van Peppen, R., Wagenaar, R., Wood Dauphinee, S., Richards, C., Ashburn, A., Miller, K., Lincoln, N., Partridge, C., Wellwood, I. and Langhorne, 2004). Un problema importante para una rehabilitación supervisada son los costos asociados, ya que comúnmente es necesario trasladarse a las instalaciones de un hospital para el monitoreo. De manera adicional, si bien durante las terapias el experto de la salud monitorea de cerca la realización de dichos ejercicios, no cuenta con una retroalimentación objetiva de la eficacia con que el paciente realiza los ejercicios tanto en las instalaciones médicas como en su hogar<sup>1</sup>.

El uso de redes inalámbricas de sensores (WSNs por sus siglas en inglés) para la supervisión de la rehabilitación física es un área de investigación interdisciplinaria emergente que puede mejorar significativamente la forma en la que se ofrece la rehabilitación hoy en día (Hadjidj, Souil, Bouabdallah, Challal, & Owen, 2013). Las WSNs pueden ser utilizadas como base para el diseño de sistemas compactos, portátiles y económicos para monitorear el proceso de la rehabilitación física. Esto a través de utilizar las WSNs para recolectar y transmitir las señales biomecánicas asociadas con los movimientos de las

---

<sup>1</sup> Información recopilada desde el punto de vista de un experto en el área.

extremidades para su posterior análisis como por el ejemplo el mostrado en (Wang, Guo, Xu, & Ko, 2010) para la detección de movimiento del brazo. Las WSNs están conformadas por dispositivos que pueden ser sujetados o puestos sobre los pacientes sin interferir con su movilidad, formando redes conocidas como redes inalámbricas de área personal (WPANs por sus siglas en inglés).

A diferencia de utilizar varias cámaras para la detección de movimiento (Zhou, Stone, Hu, & Harris, 2008) o sistemas basados en partes robóticas (Yoon, J., Novandy, B., Yoon, C. H., & Park, 2010), utilizar sensores reduce el costo y el tamaño de los sistemas para la supervisión de rehabilitación física. Sin embargo, se deben considerar los retos que presentan los sistemas basados en sensores de movimiento como limitaciones en el consumo de energía, el poder de cómputo, el posicionamiento del sensor en el cuerpo del paciente, la transmisión inalámbrica de los datos, entre otras. Es por esto que se considera una línea de investigación en desarrollo la creación de sistemas capaces de monitorear la actividad física de un paciente durante las sesiones de rehabilitación, resolviendo problemas como el consumo de energía, procesamiento de datos, ergonomía y robustez en el envío de la información.

## **1.2 Planteamiento del problema**

Uno de los enfoques para la detección de movimiento más común es recolectar y almacenar la información en el mismo dispositivo sensor como se ve en (Powell Jr, H., Brandt-Pearce, M., Barth, A., & Lach, 2010) y (He, J., Li, H., & Tan, 2007). Posteriormente, la información almacenada en el sensor es manualmente transferida a un dispositivo con mayor poder de cómputo para su análisis fuera de línea. Por ejemplo, en (Liu, T., Inoue, Y. and Shibata, 2007) se presenta un sistema enfocado a analizar la forma de caminar de una persona utilizando las señales biomecánicas obtenidas a través de tres sensores inerciales los cuales son dos giroscopios triaxiales y una combinación de giroscopio y acelerómetro adjuntos al pie, pierna y tobillo respectivamente. En dicho sistema el análisis de las señales obtenidas es realizado fuera de línea. Es decir, las señales biomecánicas son registradas en una microcomputadora SRAM la cual puede almacenar hasta 5 minutos de grabación, para de esta manera, ser descargadas a una computadora para su posterior análisis. Debido a la baja capacidad de memoria de los dispositivos que conforman una WSN, esto puede disminuir de manera importante la autonomía de este tipo de sistemas. Adicionalmente, se requiere una mayor interacción con el usuario, lo que aumenta la complejidad de uso y puede introducir errores en el proceso.

Otro enfoque para la detección de movimiento encontrado en la literatura es incluir rutinas extras de procesamiento a los dispositivos inalámbricos de sensado. Esto con el fin de identificar el movimiento en

el mismo dispositivo y solo transmitir el resultado hacia el dispositivo de mayor poder computacional. Por ejemplo, en (Cabral Pacheco, 2014) se presenta un esquema que contempla la implementación de etapas, en los dispositivos de sensado, como el filtrado, segmentación automática, obtención de atributos, normalización de atributos y clasificación. Todo esto para la detección de gestos craneales en tiempo real. En (Wen, T., Wang, L., Gu, J., & Huang, 2009) se presenta un sistema de detección de gestos aplicado al control interactivo para los videojuegos utilizando sensores inerciales, específicamente un acelerómetro triaxial con el cual se realiza la adquisición de los datos para posteriormente enviarlos hacia un dispositivo de mayor capacidad de procesamiento. Aunque existe otro enfoque con el cual es posible disminuir el gasto de energía evitando la transmisión de toda la información recolectada (Sun, F., Kuo, C., & Griss, 2011), solo se cuenta con la información de la posición donde es colocado el sensor. Esto puede representar un problema importante en el contexto de la rehabilitación, debido a que, regularmente, los movimientos necesarios de las extremidades para realizar las rutinas involucran más de una articulación.

En el trabajo presentado por (Olivares, Olivares, Mula, Górriz, & Ramírez, 2011) se implementan sensores inerciales triaxiales como acelerómetro, giroscopio y magnetómetro en una sola unidad para su implementación en la rehabilitación de rodilla. El sistema de comunicación está basado en el estándar IEEE 802.15.4 (ZigBee) para la transmisión constante de los datos adquiridos por los sensores inerciales. El sistema que implementan permite que las mediciones de la aceleración, velocidad angular y el campo magnético, sean almacenadas y procesadas localmente para el cálculo de la actividad (subir o bajar escalones, caerse hacia enfrente) que se realiza así como también implementarlo en tiempo real. Es importante mencionar que este sistema solo considera un radio para la transmisión de la información recolectada. Por lo que está enfocado para reconocer movimientos que involucren la supervisión de solo una articulación.

En la revisión de (Hadjidj et al., 2013) se observó que además de mencionar proyectos enfocados a la rehabilitación física, también toma parte en las consideraciones de diseño como los beneficios y los retos importantes que presenta el implementar redes WSN dentro de este campo de investigación.

A diferencia de trabajos como el de (Cabral Pacheco, 2014) o el de (Liu, T., Inoue, Y. and Shibata, 2007), el trabajo presentado en este documento se enfoca a la detección de movimientos enfocados a la rehabilitación, los cuales están conformados por un conjunto de diferentes gestos. De acuerdo a (Hadjidj et al., 2013) y (Wang et al., 2010) para poder realizar una detección de movimientos que involucran varias partes del cuerpo o articulaciones, se necesitan por lo menos dos módulos de sensado por articulación ya sea una extremidad superior o inferior. Esto no es una tarea trivial, pues es necesario considerar el diseño

de una WPAN que sea capaz de transmitir las señales biomecánicas caracterizadas por sensores inerciales ubicados en diferentes partes del cuerpo. De manera adicional, es necesario tomar en cuenta la integración de los datos recopilados por múltiples sensores recibidos en el equipo de cómputo para poder ser utilizados en la evaluación objetiva, a través de métodos como el aprendizaje automático, del movimiento en cuestión.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo General**

El objetivo de este proyecto de investigación consiste en diseñar e implementar una WPAN de sensores inerciales para la detección de movimiento de una extremidad basado en una rutina de rehabilitación física. El sistema deberá hacer uso de los datos generados por los sensores inerciales inalámbricos sujetos al cuerpo de la persona para su posterior procesamiento por medio de una computadora.

### **1.3.2 Objetivos específicos**

- Diseñar e implementar una red de sensores inerciales basada en tecnologías WPAN para la transmisión de señales biomecánicas.
- Seleccionar al menos 2 movimientos diferentes de rehabilitación física de una extremidad para validar el funcionamiento y viabilidad del sistema propuesto.
- Definir el número y posicionamiento de sensores que deben de ser colocados en una extremidad para poder evaluar los 2 movimientos de rehabilitación física seleccionados.
- Implementar una metodología para la evaluación objetiva los movimientos seleccionados.

## **1.4 Justificación**

Como se mencionó anteriormente, en la actualidad se ha presentado un incremento significativo en la cantidad de usuarios que requieren atención médica de algún tipo. Esto ha creado una sobrecarga en el

sistema de salud la cual hace necesario la incorporación de nuevas prácticas que permitan brindar servicios de salud a los pacientes (González et al., 2014).

Una de las áreas que requiere la utilización de recursos humanos y materiales por un tiempo prolongado es la rehabilitación física, la cual para brindar resultados efectivos requiere de la realización de sesiones periódicas de ejercicios. Sin embargo, debido a la sobrecarga presente en los centros de rehabilitación, es práctica común citar a los pacientes solo unas cuantas horas a la semana y dejar que ellos realicen una parte significativa de la terapia en casa. Sin embargo, un problema con este esquema es que el éxito de la rehabilitación física depende en gran medida de que el paciente realice correctamente los ejercicios indicados por el terapeuta, lo cual es difícil de lograr sin contar con algún tipo de retroalimentación<sup>1</sup>.

Por la razón anterior, esta tesis propone evaluar la viabilidad de utilizar una red de sensores inerciales inalámbricos basada en una WPAN como herramienta que le permita al paciente verificar si está realizando de manera adecuada los movimientos requeridos para su rehabilitación.

## **1.5 Metodología**

### ***Estudio introductorio del sistema de detección de movimiento***

Se analizará y estudiará el trabajo de investigación que se tomó como antecedente (Cabral Pacheco, 2014). Al mismo tiempo que se empezará a trabajar en las tarjetas de desarrollo de los sensores, con el fin de entender su funcionamiento.

### ***Estudio de los fundamentos del sistema de detección y diseño del sistema de sensado inalámbrico***

Se estudiarán los fundamentos teóricos del algoritmo de detección. Al mismo tiempo, se trabajará en el diseño del sistema de sensado con el transceptor inalámbrico. El diseño deberá considerar la transmisión de la información de los sensores de diferentes nodos inalámbricos.

### ***Estudio y selección de los movimientos de rehabilitación a utilizar como base para el desarrollo del sistema***

Se estudiarán y seleccionarán 2 movimientos de rehabilitación para alguna extremidad. El objetivo es seleccionar movimientos diferentes tal que se puedan probar las capacidades de detección del sistema a desarrollarse.

---

<sup>1</sup> Información recopilada desde el punto de vista de un experto en el área.

***Implementación del sistema de sensado inalámbrico y pruebas preliminares***

Una vez cubierta la etapa previa, se estudiará la colocación y el número de sensores que deben ser utilizados tal que sea factible realizar la clasificación de los 2 movimientos seleccionados.

***Implementación, prueba, análisis y refinamiento del algoritmo de clasificación***

Una vez que se tenga el sistema de sensado y basados en las pruebas preliminares, se implementará el sistema de clasificación. Posteriormente se propondrán mejoras para el esquema de clasificación basados en los resultados de las pruebas y en el análisis formal del mismo.

***Evaluación final del sistema***

Se harán las pruebas formales que permitan evaluar el desempeño del sistema con el fin de validarlo.

**1.6 Organización de la tesis**

El trabajo se compone de 6 capítulos, los cuales se describen de manera breve a continuación:

En el capítulo 2 se presenta una definición de los ejercicios de rehabilitación así como también se presentan y discuten distintos tipos de sistemas basados en TICs enfocados a la rehabilitación física. Lo anterior se realiza con el fin de enmarcar la relevancia de los sistemas basados en sensores inerciales. De esta manera se discuten ventajas y problemas que implica el utilizar sensores inerciales como base para la detección de movimiento, así como lo referente al uso de tecnologías inalámbricas para el envío de información recopilada por los sensores.

En el capítulo 3 se realiza una descripción acerca de lo que son las redes inalámbricas de sensores (WSN's por sus siglas en inglés), las cuales sumadas al avance de las TICs, han permitido la implementación de redes capaces de recolectar datos del entorno para su transmisión y eventual procesamiento mediante dispositivos ligeros y de tamaño reducido. De igual manera, se describe el funcionamiento de la tecnología inalámbrica a implementar dentro del desarrollo de este trabajo. Así como el impacto que tiene utilizar este tipo de tecnologías.

En el capítulo 4 se describe el diseño e implementación de un sistema de evaluación objetiva de ejercicios de rehabilitación física basado en tecnologías de redes inalámbricas de sensores (WSN). Es aquí donde se

explican los movimientos de rehabilitación con base en los cuales se diseña y desarrolla el sistema de detección y evaluación. De esta manera se da una descripción del sistema propuesto.

En el capítulo 5 se discuten los resultados obtenidos por medio del desarrollo experimental del sistema inalámbrico de detección de movimiento. Estos resultados representan el desempeño del sistema mediante la evaluación de movimiento implementando umbrales y utilizando aprendizaje automático para el mismo fin de detección y clasificación.

En el capítulo 6 se mencionan a manera de conclusiones las contribuciones realizadas por este trabajo de investigación así como también el trabajo a futuro que se propone.



## Capítulo 2 Evaluación de ejercicios de rehabilitación utilizando sensores inerciales

---

### 2.1 Introducción

Durante las rutinas de rehabilitación los fisioterapeutas necesitan monitorear y corregir constantemente a los pacientes para evitar que realicen los ejercicios estipulados de una manera incorrecta. Para esto, existen varias opciones como el uso de partes robóticas (Yoon, J., Novandy, B., Yoon, C. H., & Park, 2010), sistemas visuales (Zhou et al., 2008) y sistemas basados en sensores inerciales (Wang et al., 2010). Debido a las ventajas mencionadas en el capítulo anterior como bajo consumo de energía y portabilidad, los sistemas de rehabilitación física asistidos por TICs basados en sensores inerciales tienen el potencial de proporcionar la retroalimentación requerida con una complejidad baja para el usuario.

El principal objetivo de este capítulo es contextualizar el uso de sensores inerciales para la caracterización de señales biomecánicas en aplicaciones de rehabilitación física. Por lo tanto, se presenta una definición más a profundidad de los ejercicios de rehabilitación. Adicionalmente, con el fin de enmarcar la relevancia de los sistemas basados en sensores inerciales, se presentan y discuten distintos tipos de sistemas basados en TICs enfocados a la rehabilitación física. En este capítulo también se presentan los requerimientos para la caracterización de señales biomecánicas utilizando sensores inerciales. Finalmente, se presenta una discusión breve sobre algoritmos de aprendizaje automático, los cuales serán necesarios para, una vez caracterizado el movimiento a través de los sensores inerciales, evaluar el mismo de manera objetiva.

### 2.2 Ejercicios de rehabilitación

Los ejercicios de rehabilitación física comúnmente se enfocan en devolver el grado de movilidad que tenía una articulación antes del evento que causó la afectación de la misma. Para esto, se utilizan diversas técnicas llamadas movilizaciones, las cuales involucran diferentes movimientos diseñados por profesionales de la salud especialistas en rehabilitación. Dichos movimientos involucran la extremidad en la que se ubica la articulación afectada<sup>1</sup>.

---

<sup>1</sup> Información recopilada desde el punto de vista de un experto en el área.

### 2.2.1 Movimientos articulares

La función principal de una articulación es permitir los movimientos del cuerpo humano. A grandes rasgos, las articulaciones se dividen según su funcionalidad o su movilidad en: articulaciones móviles, articulaciones con movilidad limitada y articulaciones sin movilidad (Kapandji, 2002). Con estas articulaciones se pueden realizar movimientos articulares como:

- Deslizamiento.
  
- Angulación.
  - Flexión. Reducen el ángulo entre las partes del cuerpo o los huesos.
  - Extensión. Aumentan el ángulo entre las partes del cuerpo.
  - Abducción. Alejan una estructura de otra, es decir, dirige la extremidad hacia afuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo.
  - Aducción. Acercan una estructura de otra, es decir, lleva la extremidad hacia el plano de simetría del cuerpo.
  - Circunducción. Realiza una combinación de movimientos de extensión, flexión, abducción y aducción.
  
- Rotación.

Dichos movimientos articulares presentan, de manera natural, restricciones en términos del ángulo que forman los dos segmentos del cuerpo que están unidos por la articulación. Los valores asociados a dichas restricciones se presentan en la tabla 1, elaborada con los datos obtenidos en (Kapandji, 2002). Estos valores corresponden a individuos comunes, es decir, que no tienen un entrenamiento físico de alto rendimiento.

**Tabla 1.** Ángulos de movimiento máximos presentes en las articulaciones de las extremidades.

Cadera	flexión sin rodilla flexionada		90°
	flexión con rodilla flexionada		120°
	flexion con rodilla flexionada al cuerpo		145°
	Abducción normal		30°
	Abducción de una pierna con respecto a la otra pierna		90°
	Abducción entre piernas cuando las dos están en abducción		120°
	Extensión sin rodilla flexionada		20°
	Extensión con rodilla flexionada		10°
	Extensión con rodilla opuesta flexionada		20°
	Extensión con rodilla flexionada con apoyo		30°
	Rotación longitudinal		hacia afuera
hacia adentro			60°
Rodilla	La flexión activa	cadera previamente flexionada	140°
		cadera en extensión	120°
Tobillo	Extensión		50°
	Flexión		30°
	Abducción		25°
	Aducción		25°

Estos ángulos se toman en cuenta para la valoración del progreso del paciente, por lo que son importantes tenerlos en cuenta para el desarrollo de cualquier tecnología orientada a la rehabilitación física, ya que son los márgenes máximos a tomar en cuenta para evitar posibles lesiones o contratiempos futuros en los pacientes. De hecho, con base en estos ángulos los especialistas en rehabilitación diseñan la terapia de movilizaciones para la rehabilitación física.

### 2.2.2 Movilizaciones dentro de la rehabilitación física

La movilización es una disciplina que comprende la ejecución de movimientos segmentarios o de un todo un miembro del cuerpo a la vez. A grandes rasgos las movilizaciones se pueden clasificar en dos, movilización pasiva y movilización activa<sup>1</sup>:

- **Movilización pasiva:** comprende el conjunto de técnicas que se aplican sobre las estructuras afectadas (ligamentos, músculos, etc.), sin que el paciente realice ningún movimiento voluntario de la zona que hay que tratar. Esto puede ser ayudado por el terapeuta (pasiva asistida) o por algún aparato (pasiva instrumental).

<sup>1</sup> Información recopilada desde el punto de vista de un experto en el área.

- **Movilización activa:** La ejecución de los movimientos la realiza el paciente con o sin ayuda del fisioterapeuta o aparatos, es decir, se tiene movimiento en la parte del cuerpo a rehabilitar. Este tipo de movilizaciones se pueden clasificar en tres más:
  - *Activa asistida:* se realiza bajo supervisión del terapeuta para realizar correcciones si son necesarias.
  - *Activa libre:* las movilizaciones las realiza el paciente por su cuenta.
  - *Activa resistida:* la realiza el paciente pero se le agrega un peso o se utilizan aparatos (mecanoterapia).

De acuerdo a las entrevistas con los fisioterapeutas consultados, una de las movilizaciones más comunes es la movilización activa asistida. Esto debido a que es la más precisa, ya que la experiencia del profesional permite valorar en cada momento la resistencia requerida y graduar y modificar la ayuda necesaria en cada caso.

## 2.3 Sistemas de detección de movimiento

Los sistemas de detección de movimiento humano han tomado gran interés en las últimas dos décadas por el potencial que presentan en la supervisión de la rehabilitación física (Zhou et al., 2008). Es por esto que varios sistemas de detección de movimiento humano han sido propuestos tanto en la industria como en lo académico.

Las tecnologías utilizadas en entornos de telefisioterapia se basan en sistemas de captura de movimiento humano (Cuervo, M. C., Olaya, A. R., & Salamanca, 2013), los cuales permiten registrar el movimiento de cada segmento del cuerpo, y posteriormente remitirlo a una computadora para generar una simulación de los movimientos humanos (Cuervo, M. C., Olaya, A. R., & Salamanca, 2013). Los métodos de captura de movimiento se pueden clasificar a grandes rasgos en sistemas visuales y no visuales (Hadjidj et al., 2013) como se muestra en la figura 1.

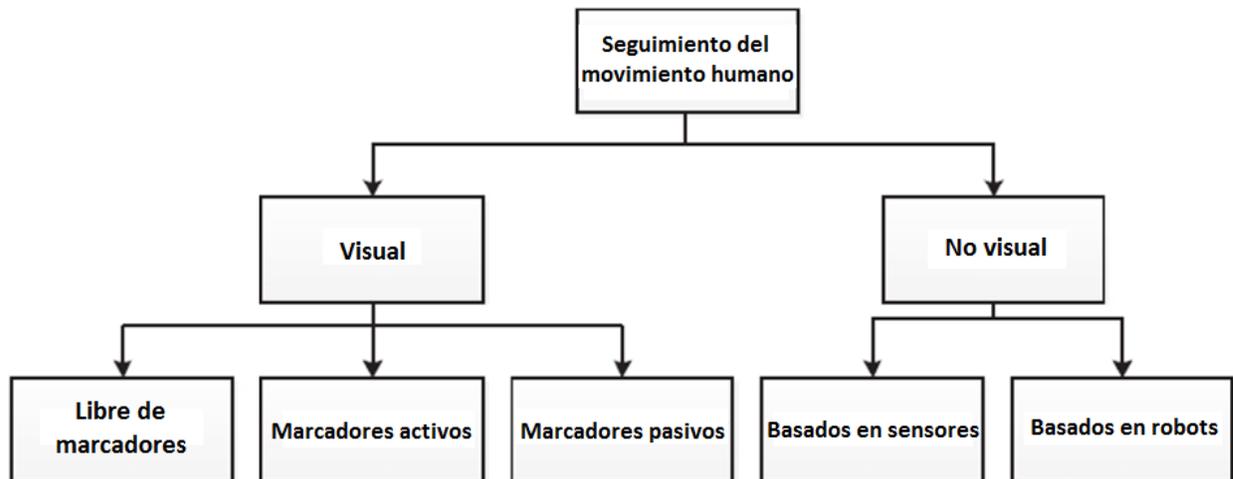


Figura 1. Taxonomía de los sistemas de seguimiento de movimiento humano (Hadjidj et al., 2013).

### 2.3.1 Los sistemas visuales

Los sistemas visuales llevan a cabo la localización 3D del cuerpo y las extremidades del paciente mediante la combinación de datos de varias cámaras que registran al paciente desde diferentes perspectivas. Los sistemas que quedan enmarcados dentro de esta categoría son:

- **Sistemas libres de marcadores:** se basan en la localización de los límites del cuerpo humano mediante cámaras, es decir, llevan a cabo la localización del contorno del cuerpo humano.
- **Sistemas con marcadores activos:** estos sistemas utilizan diodos emisores de luz adjuntos al cuerpo del paciente.
- **Sistemas con marcadores pasivos:** localizan la localización de las extremidades por medio de marcadores que reflejan la luz.

### 2.3.2 Los sistemas no visuales

Los sistemas no visuales utilizan otro tipo de tecnología diferente al utilizado en los sistemas visuales, tal como:

- **Sistemas basados en robots:** el robot se mueve, guía o perturba el movimiento de la extremidad mientras obtiene mediciones tales como velocidad, aceleración y fuerza (Duschau-Wicke, A., von Zitzewitz, J., Caprez, A., Lunenburger, L., & Riener, 2010).

Tales sistemas son recomendados para pacientes con lesiones severas que no le permiten realizar movimientos por sí mismos.

- **Sistemas basados en sensores:** evita problemas inherentes a los sistemas visuales como la oclusión y línea de vista (Zhou et al., 2008). Dentro de estos sistemas se utilizan diferentes sensores desplegados sobre el cuerpo humano buscando minimizar la interferencia del sistema en la mejor manera posible durante los movimientos naturales del paciente.

### **2.3.3 Sistemas de detección de movimiento basado en sensores**

Recientemente, han surgido sistemas que utilizan una amplia gama de sensores para facilitar la interacción con diferentes dispositivos basados en el movimiento o gestos del cuerpo humano. Los ejemplos van desde superficies multitáctiles hasta los controladores de inclinación basados en movimiento utilizados en los controles de juegos (Lukowicz, Amft, Roggen, & Cheng, 2010).

Los sistemas basados en sensores enfocados al sentido corporal se pueden dividir en tres categorías: sentido corporal exterior, sentido corporal interior y sentido de ambiente.

#### **2.3.3.1 Sentido corporal exterior**

Se utilizan sensores para rastrear los movimientos del cuerpo del usuario, la posición y la orientación. Los sensores utilizados son sensores inerciales tales como acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. Este tipo de sensores son ampliamente utilizados en productos comerciales de electrónica de consumo como teléfonos móviles, controles de videojuegos, relojes, entre tantos. De estos sensores inerciales, el más común en el ámbito de la detección de movimiento corporal es el acelerómetro, el cual puede monitorear una amplia gama de actividades como lo son las actividades diarias y locomoción, entre otras.

A nivel de señal, los sensores proveen datos acerca de diferentes mediciones, es decir, el acelerómetro provee información concerniente al cambio velocidad y a la orientación con respecto al vector de gravedad, a esto se le conoce como aceleración dinámica y aceleración estática respectivamente. El giroscopio provee información acerca de la rotación (velocidad angular) de la posición donde es colocado, y por último, el magnetómetro provee información acerca de la posición en la que se encuentra por medio de los campos magnéticos.

Combinando estos sensores dentro de lo que se conoce como unidad de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés), se pueden obtener datos acerca de la orientación con respecto al sistema de coordenadas dado por el vector de gravedad y por la dirección del norte geográfico. Utilizando IMUs en las extremidades, es posible reconstruir la trayectoria de las partes del cuerpo humano. Ya que los movimientos del cuerpo determinan la mayoría de las actividades humanas, la utilización de IMUs permite el reconocimiento de movimientos complejos como lo son aplicaciones biomecánicas, de rehabilitación física y entrenamiento personal (Lukowicz et al., 2010).

### **2.3.3.2 Sensado corporal interior:**

Los sensores utilizados dentro de este tipo de sensado proveen información referente a los procesos fisiológicos del cuerpo humano. Algunos de los ejemplos donde se utiliza este sensado son el monitoreo de la actividad cardíaca (electrocardiografía), el monitoreo de la frecuencia respiratoria y la actividad muscular. El monitoreo de la actividad cardíaca es uno de los parámetros más comúnmente utilizados dentro de las aplicaciones de telemonitorización médica, tal es el caso de los electrocardiogramas (ECG).

### **2.3.3.3 Sensado de ambiente**

Se utilizan sensores que proveen información acerca del ambiente del usuario, ya que, el entorno puede ser tan importante como sus acciones. Los sensores utilizados entregan parámetros como temperatura, presión del aire, humedad, sonido, etc. Algunos ejemplos de aplicaciones que utilizan este tipo de sensores se pueden encontrar en la electrónica de consumo ya que comúnmente también se encuentran en relojes, teléfonos móviles, pulseras, entre tantos otros dispositivos. Dentro de este tipo de sensado se encuentran eventos complejos, como por ejemplo, la utilización de la modalidad de sonido, donde sonidos específicos son asociados con ciertos entornos y objetos. Un ejemplo de esto es la comparación entre sonidos de un concierto de música contra el sonido de fondo de una cafetería.

### **2.3.4 Selección de sistema de detección de movimiento**

Con lo ya mencionado anteriormente y la bibliografía consultada, se tiene un marco general acerca de los sistemas utilizados para la detección de movimiento de extremidades del cuerpo humano, por lo que se puede elegir un tipo de los ya mencionados anteriormente. Basándonos en el trabajo realizado por (Guerrero, 2012) y (Cabral Pacheco, 2014), además de la bibliografía consultada (tabla 3), se optó por la utilización de los sistemas de detección no visuales, en específico los basados en sensores inerciales

(sensado corporal exterior), esto por las ventajas que presenta frente a los demás sistemas (a los visuales en específico) como se ve en la tabla 2, ya que, características como el costo, disponibilidad, tamaño, caracterización de movimiento, precisión, complejidad, problemas de línea de vista, movilidad, automatización, multimodalidad, comodidad y uso ambulatorio han sido determinantes a la hora de decidir el tipo de sensado a utilizar. Además, El uso de estos sensores reduce dramáticamente el costo y el tamaño de los sistemas de supervisión para la rehabilitación y abre nuevas oportunidades (Hadjidj et al., 2013). Una descripción más detallada se puede encontrar en (Guerrero, 2012).

**Tabla 2.** Comparación entre sistemas de seguimiento visual y WSN para la supervisión de rehabilitación

Seguimiento del movimiento humano	Características														Problemas de línea de vista	Uso ambulatorio	
	Costo		Precisión		Complejidad		Automatización		Movilidad		Comodidad		Multimodalidad				
	Alto	Bajo	Alta	Buena	Alta	Baja	Alta	Moderad	Alta	Baja	Alta	Buena	Alta	Baja			
Visual	✓		✓		✓			✓		✓		✓				✓	
Basado en sensores		✓		✓		✓	✓		✓			✓	✓				✓

Aunque la utilización de sistemas basados en sensores inerciales presente algunos problemas con la detección de movimientos corporales debido a los inconvenientes que se presentan al tener ruido implícito en los componentes electrónicos que componen los sensores y los fenómenos físicos como la gravedad y los campos magnéticos intrusos, así como los errores externos en el mal posicionamiento de los sensores sobre los pacientes, generan que la información sea con frecuencia, ambigua e incompleta. No obstante, este tipo de sistemas ha sido utilizado satisfactoriamente en una gran cantidad de aplicaciones en lo que a la captura de movimiento corporal se refiere, esto se puede observar en la tabla 3, donde se enlistan diferentes trabajos referentes a la detección de movimiento del cuerpo humano.

**Tabla 3.** Trabajos relacionados con la detección de movimiento del cuerpo humano utilizando diferente sistema de detección.

Trabajo	Extremidad		Posturas del cuerpo humano (parado, sentado, acostado, corriendo)	Método	
	Superior	Inferior		Visual	No visual
Zhou et al., 2008.	✓			✓	✓
Chiang et al., 2013.			✓		✓
Wang et al., 2010.	✓				✓
Kim et al., 2011.	✓				✓
Zhou et al., 2006.	✓			✓	
Cutti et al., 2008.	✓				✓
Djurić-Jovičić et al., 2010.		✓			✓
Junker et al., 2008.	✓		✓		✓
Hadjidj et al., 2013.	✓				✓
Lin, H. C. et al., 2015.	✓				✓
Amit Purwar et al., 2007	✓				✓
Karantonis et al., 2006			✓		✓
Mario Schloesser et al., 2008.			✓		✓
Liu, T. et al., 2007.		✓		✓	✓
Olivares, A. et al., 2011.		✓	✓		✓
Zhou, H. et al., 2008.	✓			✓	✓
Chiang, S. Y. et al., 2013.			✓		✓
Zhou, H. et al., 2006.	✓			✓	
TO, F. W. 2010			✓	✓	✓
Hadjidj, A., et al., 2011.	✓				✓
Chernbumroong, S. et al., 2014.			✓		✓
Biswas, D. et al., 2015.	✓				✓
Fong, D. T. P., & Chan, Y. Y. 2010.		✓	✓		✓

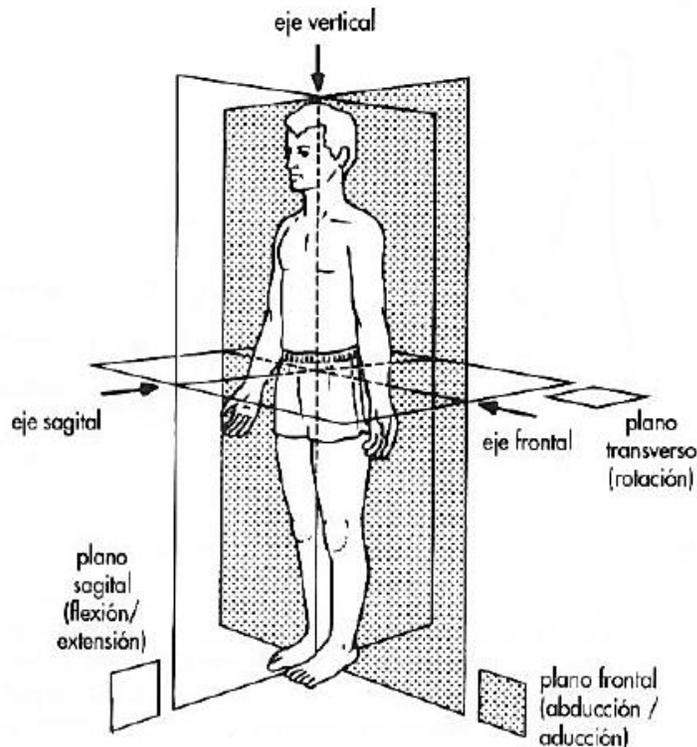
## 2.4 Caracterización de movimiento utilizando sensores inerciales

En mecánica, el movimiento es un fenómeno físico que implica el cambio de posición de un cuerpo a lo largo del tiempo respecto de un sistema de referencia. Cabe mencionar que no es lo mismo hablar de movimiento y de desplazamiento, ya que un cuerpo puede cambiar de posición sin desplazarse de su lugar. Un ejemplo está dado por la actividad del corazón, la cual constituye un movimiento sin desplazamiento asociado.

En el contexto del movimiento del cuerpo humano, existen tres planos ortogonales de referencia: sagital, frontal y transversal u horizontal, como se muestra en la figura 2. Así de esta manera, se pueden analizar

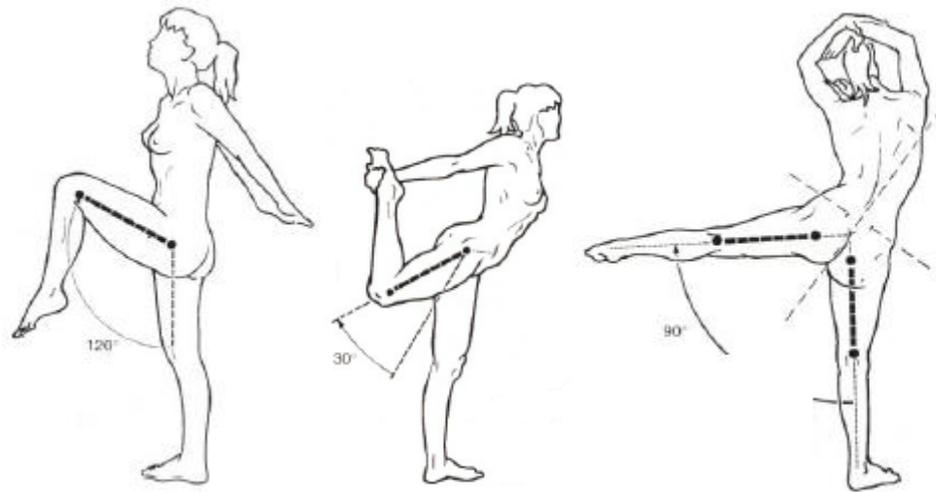
los movimientos posibles a nivel de las articulaciones reportando la intersección de los planos de referencia al centro de movimiento de la articulación que se estudia. En la Biomecánica se consideran las fuerzas que intervienen en la producción de los movimientos por lo que es necesario marcar un sistema de coordenadas tridimensional como referencia denominado sistema de orientación de la acción muscular. Como se ha mencionado anteriormente, es necesario conocer la posición del cuerpo en un momento determinado y las variaciones espacio-temporales del mismo para poder analizar el movimiento. De esta manera y utilizando el sistema de coordenadas es posible determinar el grado de libertad de movimiento del par cinemático en los límites de 0 (inmóvil) a 6 (Bordoli, n.d.). Estos grados son:

- **Grado 0:** inmóvil.
- **Grado 2:** la articulación tiene movilidad solo en un plano.
- **Grado 4:** la articulación tiene movilidad en dos planos.
- **Grado 6:** la articulación tiene movilidad en los tres planos.



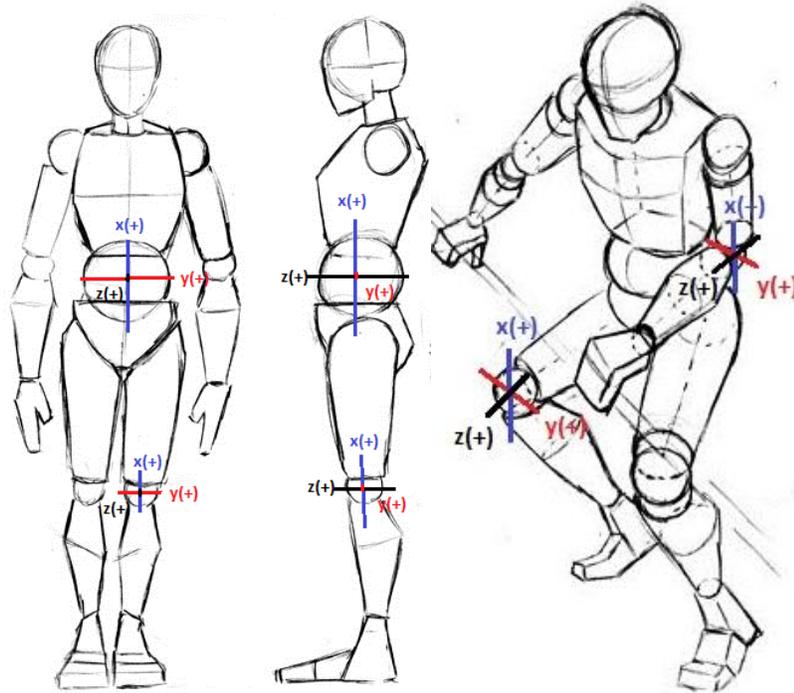
**Figura 2.** Planimetría del cuerpo humano (Kapandji, 2002).

Un movimiento realizado por el cuerpo humano involucra una o varias partes del mismo, en especial las articulaciones (ver figura 3), ya que son estas las que marcan los grados de libertad y las restricciones que conlleva el realizar determinado movimiento.



**Figura 3.** Movimientos de extremidades inferiores donde se involucran distintas articulaciones, por ejemplo, cadera, rodilla y tobillo (Kapandji, 2002).

Desde un punto de vista analítico, se pueden describir los movimientos del cuerpo humano asociando a las articulaciones un eje de coordenadas, un ejemplo de esto es el que se muestra en la figura 4, donde se pueden observar algunos ejes de coordenadas asociados a ciertas articulaciones, cabe mencionar que los ejes de coordenadas son para cada una de las articulaciones.

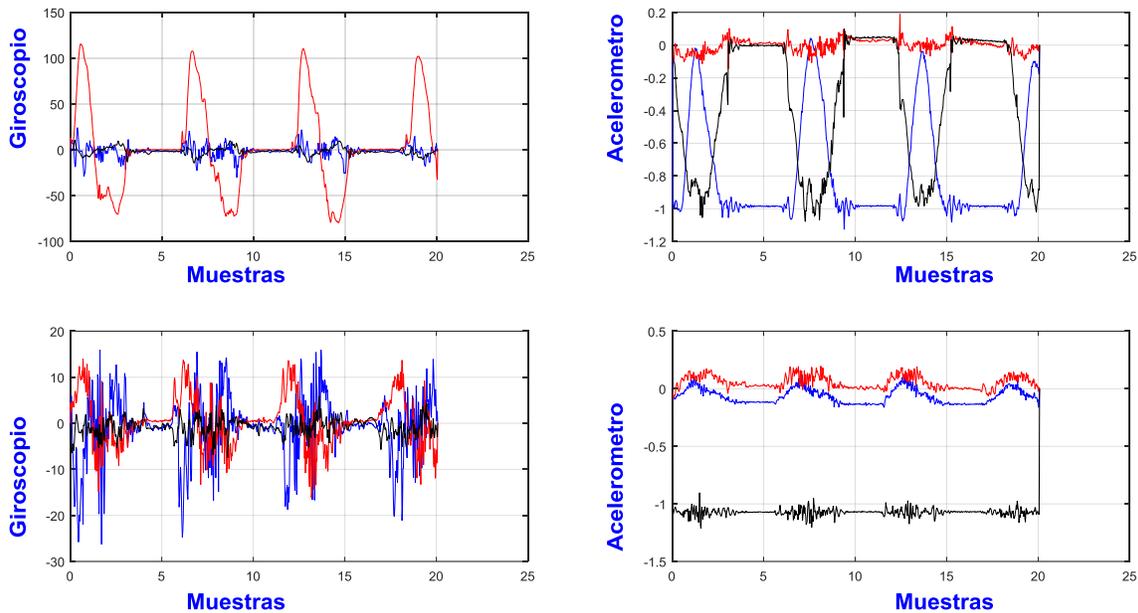


**Figura 4.** Ejes de coordenadas asociados a ciertas articulaciones.

Como se mencionó anteriormente, para poder caracterizar un movimiento se utilizan parámetros tales como tiempo, posición, aceleración, velocidad, ángulos, etc. Siendo la velocidad angular, la aceleración y la posición (ángulos) algunos de los más utilizados para este fin (Zhou et al., 2008). Para caracterizar los movimientos de extremidades para rehabilitación física se pueden utilizar los mismos parámetros que para los movimientos comunes, teniendo como referencia los parámetros que los especialistas de la salud determinen. Estos parámetros pueden ser adquiridos a través de sensores, los cuales comúnmente están agrupados en unidades de sensado inercial (IMUs por sus siglas en inglés). Un ejemplo de caracterización de un movimiento de la rodilla utilizando la velocidad angular y la aceleración se muestra en la Figura 5.



**Figura 5.** Movimiento de flexo-extensión de la rodilla.



**Figura 6.** Caracterización del movimiento de flexo-extensión de la rodilla utilizando los parámetros de aceleración y velocidad angular mediante la implementación de IMUs (acelerómetro y giroscopio).

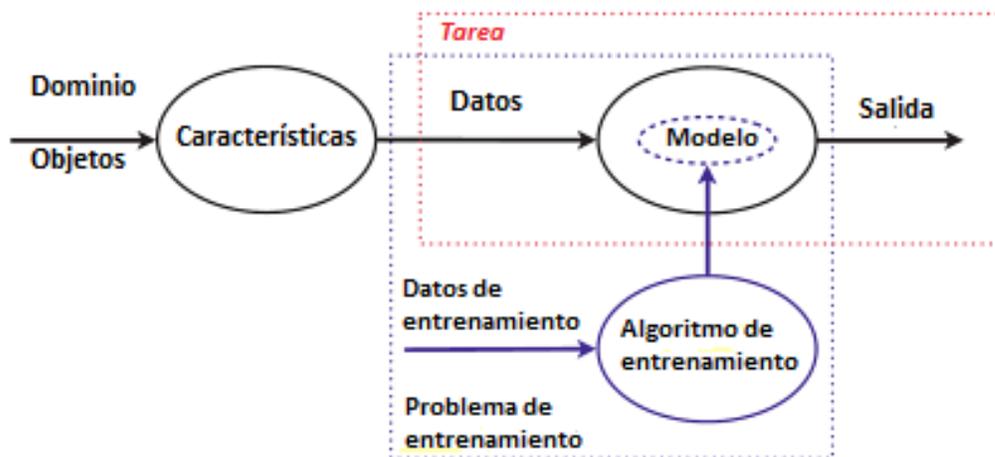
Como se observa en la Figura 6, los sensores generan formas de onda (señales) que representan la aceleración y velocidad angular asociadas a un movimiento. Así pues, utilizando estos parámetros se pueden trasladar las características biomecánicas del movimiento hacia una forma de onda para su posterior procesamiento y evaluación objetiva a través de métodos como el aprendizaje automático.

Una parte importante a la hora de caracterizar un movimiento utilizando sensores inerciales es la frecuencia de muestreo requerida para poder representar adecuadamente el movimiento. Es decir, la frecuencia a la cual los sensores registran los valores asociados a los parámetros (P.ej. aceleración) del movimiento que se está realizando. A mayor frecuencia de muestreo, se cuenta con mayor información del parámetro que se registra. Sin embargo, se requiere una cantidad mayor de recursos (P.ej. ancho de banda, memoria) para registrar y procesar la información. Por lo tanto, es importante considerar la frecuencia de muestreo que permita obtener una lectura confiable de muestras correspondientes al movimiento que se está ejecutando y que sea posible de almacenar o transmitir utilizando dispositivos de recursos restringidos. En este sentido, en trabajos como (Guerrero, 2012), (Cabral Pacheco, 2014) y (Ghasemzadeh, H., Ostadabbas, S., Guenterberg, E., & Pantelopoulos, 2013) se menciona que es suficiente utilizar una frecuencia de muestreo de entre 40 Hz y 50 Hz para la detección de movimientos corporales implementando sensores inerciales. Si se toma en cuenta que el número de bits por muestra en la mayoría

de las lecturas realizadas por los sensores inerciales que se manejan actualmente (por ejemplo CC2650 SensorTag de Texas Instruments) no exceden los 16 bits/muestra, se tiene, que generalmente la tasa de generación de información de los sensores inerciales no excede los 8 kbps (tomando en cuenta la información generada por tres sensores de tres ejes cada uno) (Cabral Pacheco, 2014). Por lo que, para la transmisión de este tipo de señales, es viable explorar la utilización de tecnologías de WPAN, como Bluetooth Low Energy que ofrece una tasa de datos de 1 Mbps (Bluetooth SIG, 2010), además de otras características importantes que se describirán en el capítulo 3.

## 2.5 Aprendizaje automático

El aprendizaje automático según (Flach, 2012) puede considerarse como “todo acerca del uso de las características adecuadas para la construcción de modelos apropiados que permitan alcanzar las tareas específicas”. En otras palabras, crear modelos capaces de generalizar comportamientos a partir de información no estructurada. En la figura 7 se puede observar de una manera global la definición previamente citada.



**Figura 7.** Visión general de cómo el aprendizaje automático es utilizado para enfrentar a una tarea dada (Flach, 2012).

De la figura 7 se puede observar que existen diferentes puntos para definir lo que es el aprendizaje automático como características, tarea, modelo y problemas de entrenamiento. Describiendo un poco más lo que conforma al aprendizaje automático se tiene primeramente el dominio y los objetos. El dominio, como su nombre lo indica, describe el sistema de referencia en el que se trabajará (p. ej. dominio inercial) mientras que los objetos describen lo que se quiere trabajar (p. ej. movimientos de rehabilitación).

Se pueden definir los conceptos relacionados con el proceso de aprendizaje automático de la siguiente manera (Kohavi, R., & Provost, 1998):

- **Características o atributos:** definen el lenguaje en el cual se describen los objetos relevantes al dominio, por ejemplo, energía, amplitud, etc. En otras palabras, los atributos son los que representan de una manera adecuada las características esenciales del objeto.
- **Instancias:** son llamadas también como ejemplos o casos. Representan simples objetos del mundo y de las cuales pueden ser obtenidos modelos.
- **Tareas:** son una representación abstracta de un problema que se quiere resolver en relación con los objetos de dominio. La forma más común de realizar esto es por medio de la clasificación de objetos en dos o más clases (p. ej. clasificar movimientos para diferenciar entre varios gestos, como si se levantó el pie o se flexionó).
- **Modelos:** son la conexión entre los atributos y las clases, generalmente se da una asignación o mapeo de puntos de datos a salidas. Muchas de las tareas pueden ser representadas por esta asignación. Un modelo es apropiadamente producido como la salida de un algoritmo de aprendizaje automático aplicado a datos de entrenamiento.

Como se mencionó en el capítulo anterior, se necesita clasificar los diferentes movimientos de una terapia de rehabilitación para así poder determinar (a la hora que el paciente esté realizando la rutina de rehabilitación) si el paciente está haciendo los movimientos de una manera cercana a los establecidos por el médico especialista. Aquí es donde entran en juego los clasificadores, los cuales forman parte del aprendizaje automático.

### 2.5.1 Clasificadores

Al hablar de clasificación también se debe abordar el reconocimiento de patrones que es una materia que trata de imitar la facultad de muchos seres vivos de reconocer y clasificar objetos del mundo real. Para realizar esta tarea, se necesita obtener señales del objeto a clasificar, las cuales deben ser tomadas y en función del conocimiento previo, clasificarlos dentro de alguna categoría previamente conocida.

Un sistema típico de reconocimiento de formas consta de varias partes (Seco, F. M., & Carratalá, 2004):

- **Adquisición de datos:** lo primero que debe realizar el sistema es obtener información del objeto desconocido a partir de sensores, construyendo así un patrón o representación (*muestra*). Los

datos obtenidos a partir de los sensores deben filtrarse y normalizarse antes de ser procesados por el sistema.

- **Extracción de características:** en muchos casos, los datos obtenidos directamente por los sensores pueden ser modificados o utilizados para obtener otras características y formar un vector de *características* representativas que permiten que el sistema clasifique mejor.
- **Clasificación:** Suponiendo que se tiene un conjunto de clases diferentes, y los patrones que se obtuvieron de las señales pertenecen a un cierto conjunto, el sistema debe decidir a qué clase pertenece la muestra.

Dentro del sistema de clasificación se necesita tener un conjunto de datos de entrenamiento, los cuales se construyen a partir de un conjunto de patrones para así poder realizar el reconocimiento de patrones. Dentro de los tipos de entrenamiento se encuentran dos: entrenamiento supervisado y entrenamiento no supervisado o clustering. Se dice que se tiene un entrenamiento supervisado cuando el conjunto de patrones utilizado tiene asociada una clase (p. ej. ya se sabe de antemano como se mueve la cabeza para realizar un gesto de afirmación y uno de negación, por lo que los patrones pertenecerán a uno o a otro, o en su caso a ninguno). De manera contraria, si no se conoce ninguna clase previamente, los patrones no estarán asociados a ninguna, por lo que se pretende descubrir agrupaciones en el conjunto de entrenamiento. En este trabajo se asumirá que el terapeuta realiza una serie de movimientos para “entrenar” al paciente para su posterior ejecución sin supervisión. Dicha serie de movimiento será utilizada también como entrenamiento para los algoritmos de clasificación considerados. Adicionalmente, se asumen que los movimientos realizados se podrán clasificar como correctos si están dentro de los parámetros de los ejercicios de entrenamiento. De lo contrario, serán considerados como incorrectos. Por lo tanto, se utilizará el enfoque de clasificación supervisada. Dado que el objetivo principal de esta tesis no es la selección del mejor clasificador para aplicaciones de rehabilitación, se utilizará el software WEKA (“Weka 3 - Data Mining with Open Source Machine Learning Software in Java,” 2016) que incluye los clasificadores más comunes encontrados en la literatura.

## 2.6 Resumen del capítulo

En este capítulo se pudo observar la relevancia de los sistemas de detección de movimiento como un método efectivo el cual representa de manera consistente y fiable las variaciones de movimiento sobre el tiempo. Como se mencionó durante el capítulo, al realizar una rutina de rehabilitación física, las extremidades a rehabilitar deben poder localizarse durante su trayecto de movimiento, para de esta manera poder corregir los patrones indeseables que se generen durante la detección del movimiento. Para

esta finalidad es posible utilizar los sistemas no visuales basados en sensores inerciales, los cuales como ya se mencionó durante el capítulo, no sufren por problemas de línea de vista como los basados en sistemas visuales, lo cual representa una ventaja para sistemas que se pretendan desarrollar basados en ambientes como el hogar.

Utilizando sensores inerciales como acelerómetros, giroscopios y magnetómetros se puede desarrollar un sistema para la detección de movimiento del cuerpo humano, ya que se obtienen datos relevantes como lo son la aceleración, velocidad angular y posicionamiento utilizando el campo magnético terrestre. Estos datos se utilizan para caracterizar de una manera objetiva los movimientos generados por el cuerpo humano. Estos datos pueden ser transmitidos de manera inalámbrica a un nodo central que cuente con mayor capacidad de procesamiento o visualización para su posterior tratamiento y acondicionamiento para de esta manera utilizarlos como parámetros de entrada para los algoritmos de aprendizaje automático.



## Capítulo III Transmisión de señales biomecánicas sobre WSNs

---

### 3.1 Introducción

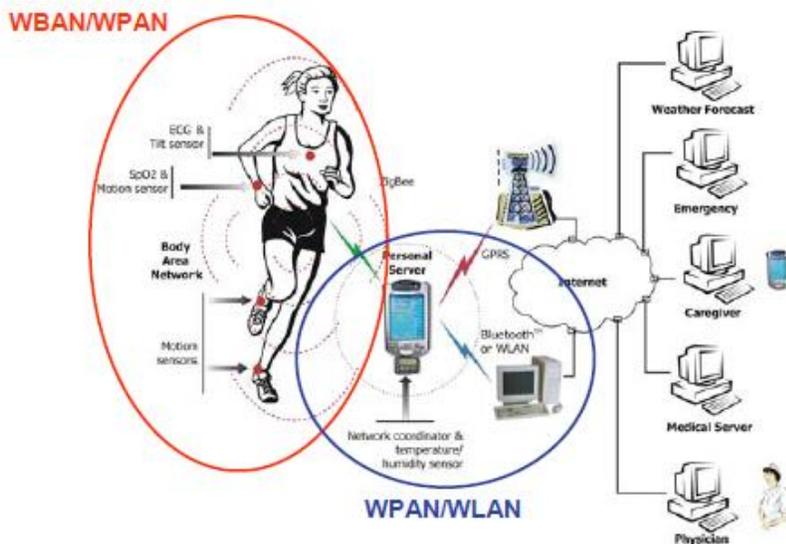
Con el incremento en la demanda del cómputo móvil y de la Internet surgió la necesidad de proveer medios de conexión inalámbricos a las redes tradicionales cableadas, estas redes inalámbricas sumadas a el avance de las TIC's ha permitido la implementación de redes inalámbricas de sensores (WSN's por sus siglas en inglés) que son capaces de recolectar datos de su entorno para su transmisión y eventual procesamiento mediante dispositivos ligeros y de tamaño reducido, los cuales pueden ser sujetos o puestos sobre los pacientes durante largos periodos de tiempo sin interferir con su movilidad.

Una WSN típicamente tiene poca o ninguna infraestructura, además, se compone de un número de sensores (nodos) que trabajan en conjunto para recolectar datos de su entorno. Hay dos tipos de redes inalámbricas de sensores: estructuradas y no estructuradas (Hadjidj et al., 2013). Dentro de la no estructurada se tiene una densa cantidad de nodos dispersos sin ninguna arquitectura previamente establecida, esto último sumado a la gran cantidad de nodos genera que el mantenimiento de la red, tal como, la gestión de comunicación y la detección de errores se compliquen. En lo que respecta al tipo de red estructurada todos o algunos de los nodos se implementan en una arquitectura previamente establecida, caso contrario al anterior, lo que genera que solo se utilicen los nodos necesarios para la recolección de datos requeridos, lo cual a su vez genera una ventaja al reducir los costos de mantenimiento y gestión de la red.

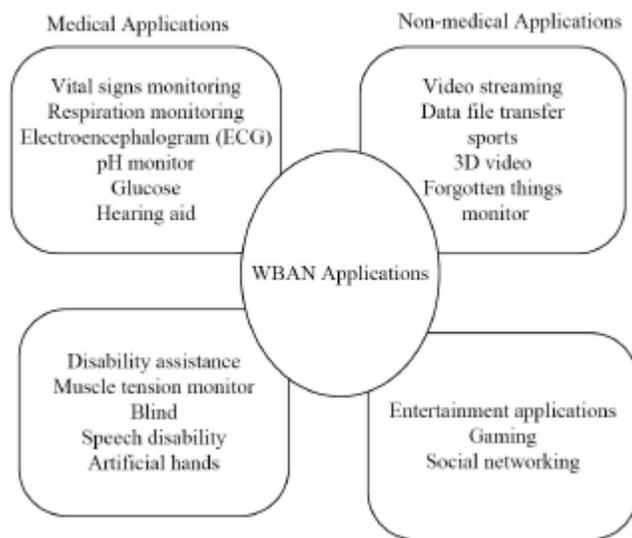
Las principales ventajas de las WSN son la movilidad y la flexibilidad. No obstante, también se presentan algunas limitaciones que principalmente están asociadas con las restricciones en capacidad de cómputo y de energía de los dispositivos que integran las WSNs.

Los avances en la tecnología inalámbrica, específicamente estándares como "Bluetooth Low Energy" (BLE) o "Ant+", han resultado en la creación de dispositivos ligeros que pueden ser usados por un paciente en su vida cotidiana durante largos periodos de tiempo, permitiendo así la movilidad del paciente. Debido a su portabilidad, se les ha denominado dispositivos "wearables" o vestibles. A este tipo de redes en específico se les denomina redes inalámbricas de área corporal (WPANs por sus siglas en inglés).

Actualmente las WPANs aún enfrentan diferentes retos como lo son las restricciones de energía y que deben ser de bajo costo para ser aceptados en el mercado (Penders, J., Gyselinckx, B., Vullers, R., Rousseaux, O., Berekovic, M., De Nil, M., Van Hoof, C., Ryckaert, J., Yazicioglu, R.F., Fiorini, P. y Leonov, 2007). Por lo tanto, los sistemas basados en WPANs se enfocan hacia la reducción de costos y bajo consumo de potencia, por lo que sacrifican el área de cobertura y las tasas de transmisión disponibles.



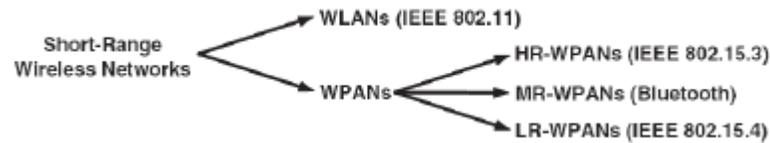
**Figura 8.** Redes de área personal/corporal y su conexión con otras redes<sup>1</sup>.



**Figura 9.** Aplicaciones de WBAN (Kwak, Ullah, & Ullah, 2010).

<sup>1</sup> Imagen tomada de material didáctico referente a la materia de redes de área personal.

Tecnologías como Bluetooth y Zigbee se utilizan en diferentes escenarios de aplicación dentro de las WBAN's como los mostrados en la figura 9.



Generalmente la tecnología utilizada en aplicaciones para el cuidado de la salud, debido a características como bajo costo, baja complejidad y consumo de potencia, es el estándar IEEE 802.15.4 (Koh, B.K. y Kong, 2006; V. Mistic, J.y Mistic, 2010). No obstante, cabe resaltar que esto es tomando en cuenta las versiones de “Bluetooth” anteriores a “Bluetooth Low Energy” (BLE).

### 3.2 Tecnologías de redes inalámbricas de WPANs

Actualmente no se tiene una tecnología dominante como lo es el caso de las redes inalámbricas de área local (WLAN) donde la tecnología inalámbrica predominante es “Wi-Fi” en sus diferentes versiones. Dentro de las tecnologías para WPANs más utilizadas están “Bluetooth Low Energy”, “Zigbee” y “Ant+”.

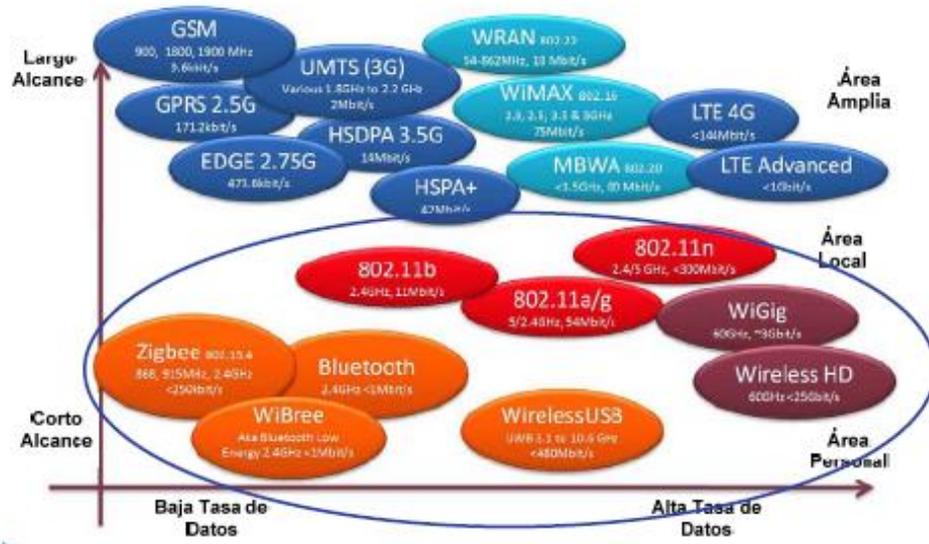
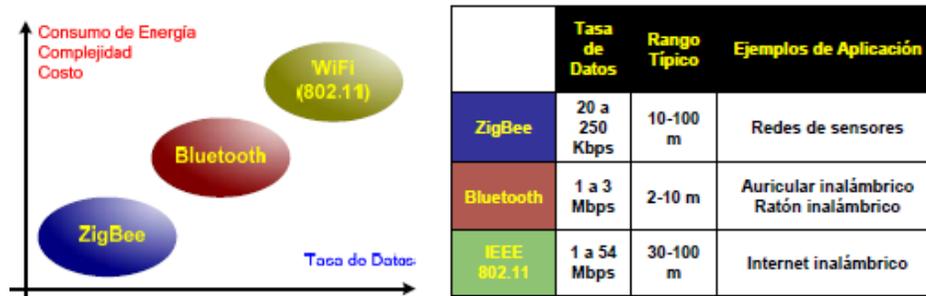


Figura 10. Estándares de comunicaciones inalámbricas en uso y futuros<sup>1</sup>.

<sup>1</sup> Imagen tomada de material didáctico referente a la materia de redes de área personal.

Una de las tecnologías más utilizadas es “Bluetooth”, la cual incorpora un nuevo modo de operación de bajo consumo de potencia llamado Bluetooth Low Energy (BLE) (Bluetooth SIG, 2010), que conllevó a la inclusión de esta tecnología en una gran variedad de aplicaciones encontradas en la electrónica de consumo, es por esta razón que es muy común encontrarnos con dispositivos que manejen esta tecnología.

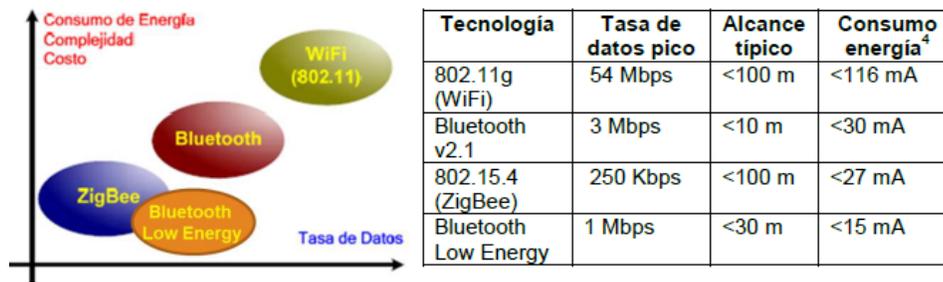
Sin embargo, como se mencionó en el capítulo anterior, existen otras tecnologías como “Zigbee” que pueden ser utilizadas en el diseño de aplicaciones de bajo consumo de potencia y costo. Incluso hay trabajos como (V. B. Mistic, J.y Mistic, 2009) (Benocci, M.y Farella, 2009) donde se realiza una comparación entre varias tecnologías inalámbricas, siendo “Zigbee” la más adecuada para aplicaciones del cuidado de la salud, en la Figura 10 se puede observar una breve comparación entre tres tecnologías inalámbricas para WPANs. Sin embargo, estas comparaciones se realizan con versiones anteriores del estándar “Bluetooth” sin tomar en cuenta la versión 4.0 (publicada en 2010), también llamada “Bluetooth Low Energy (BLE)” o también conocida como “WiBree”, la cual cuenta con capacidades similares a las ofrecidas por “Zigbee” en lo que respecta al bajo costo, baja complejidad y consumo de potencia, esto se puede ver en la Figura 11.



**Figura 11.** Comparación de tecnologías inalámbricas comúnmente utilizadas<sup>1</sup>.

Bluetooth Low Energy ofrece algunas mejoras a las versiones anteriores del estándar en cuanto a las aplicaciones de salud se refiere, como por ejemplo el bajo consumo de energía. Además, en esta versión no se tiene la limitante de dispositivos esclavos activos conectados a la red, como sus semejantes anteriores, las cuales soportaban un total de 7 dispositivos conectados simultáneamente. Cabe mencionar que BLE no reemplaza a las versiones previas, si no que más bien, las complementa enfocándose en aplicaciones específicas de las WPANs, ya que esta versión está enfocada para aplicaciones como el cuidado de la salud, estado físico, entretenimiento, electrónica de consumo, entre tantas.

<sup>1</sup> Imagen tomada de material didáctico referente a la materia de redes de área personal.



**Figura 12.** Introducción de BLE en la comparación de tecnologías inalámbricas comúnmente utilizadas (Casillas Gaxiola, 2012).

**Tabla 4.** Principales características técnicas de tecnologías inalámbricas de estándar abierto (Casillas, Manuel, Villarreal-Reyes, Salvador, González, Ana Lilia, Martínez, Edwin, & Perez Ramos, 2015).

Standard name	IEEE 802.15.4 / ZigBee	Bluetooth	Bluetooth Low Energy	IEEE 802.15.6
Frequency bands	868/915 MHz 2.4 GHz	2.4 GHz	2.4 GHz	402–958 MHz, 2360–2483 MHz 3.1 GHz – 10.6 GHz
Peak data rate	20,40,250 kbps	1,3,24 Mbps	1 Mbps	971.4 kbps (NB) 15.6 Mbps (UWB)
Modulation	BPSK,O-QPSK	GFSK, $\pi/4$ DQPSK, 8DPSK	GFSK	GFSK, $\pi/2$ DBPSK, $\pi/4$ DQPSK
Application throughput (max)	151 kbps	723kbps (1.1) 2.1Mbps (2.0)	236 kbps	674.7 kbps (NB)
Number of nodes	65000	7+1	App limited	64
Coverage	10-100 m	1-100 m	1-10 m	< 3 m out-body
Medium access	CSMA-CA, GTS	TDMA	TDMA	CSMA-CA, slotted Aloha, EAP
Network Topology	Star, cluster-tree, mesh	Star, scatternet	Star	Star, multi-hop star
Security	128 bit AES-CCM	Shared key and AES-CCM	128 bit AES-CCM	128 bit AES-CCM
Peak Current	20 mA	40 mA	15 mA	3 mA (NB)
mHealth applications	Homecare (Tung, 2013) Multiparameter (Chen, 2012)	Patient monitoring (Yu., 2010) ECG monitor (Zhang, 2009)	Consumer elec- tronics ECG monitor (Park, 2013)	In-body implants communications Patient monitoring (Jung, 2012)

Como se puede observar en la figura 12 y en la tabla 4 las tecnologías cuentan con diferentes capacidades, las cuales cumplen con los requerimientos necesarios dependiendo de la aplicación que se requiera. Para el caso en particular del trabajo a realizar, el cual es enfocado a la transmisión de señales obtenidas de un movimiento de rehabilitación física, se optó por la utilización de la tecnología BLE, ya que ofrece una tasa de transmisión de datos mayor que Zigbee, además, ofrece un menor consumo de energía dentro de las tecnologías mostradas. Es importante mencionar que, aunque la selección de la tecnología para WPAN es

sumamente relevante para la implementación del sistema de rehabilitación, a nivel conceptual puede ser intercambiada por otra tecnología, como IEEE 802.15.4.

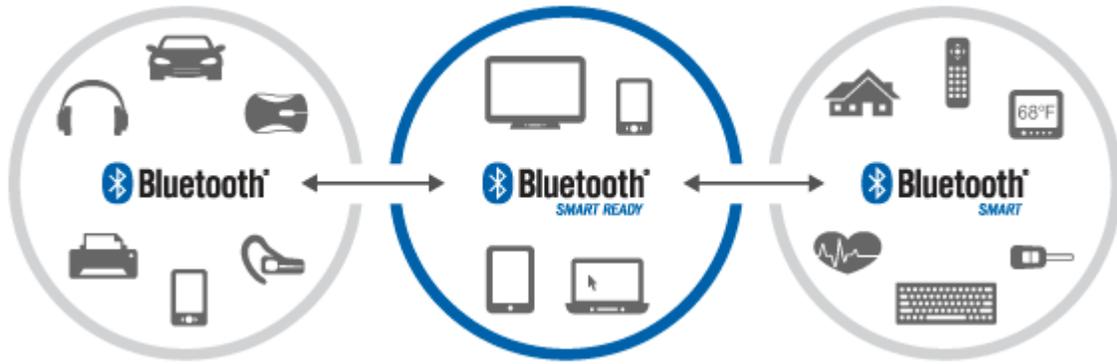
### 3.3 Bluetooth Low Energy (BLE)

BLE es una tecnología inalámbrica desarrollada por Bluetooth Special Interest Group (SIG) como un conjunto de protocolos del estándar de telecomunicaciones Bluetooth, enfocado principalmente a aplicaciones de bajo consumo de potencia, corto alcance (hasta 50 metros) y baja tasa de datos. Además, habilita la comunicación asíncrona con dispositivos de bajo consumo de energía como sensores inalámbricos que transmiten bajos volúmenes de datos en intervalos de tiempo no muy frecuentes, donde las conexiones pueden ser establecidas rápidamente y liberadas tan pronto como el intercambio de datos haya sido terminado, lo cual minimiza el consumo de energía y la latencia (Cabral Pacheco, 2014).

Aunque algunas de las características de la versión Bluetooth 4.0 o BLE se heredan del mando clásico Bluetooth, ambos tipos de controladores son incompatibles, por lo que se necesita mantener una compatibilidad con las versiones anteriores, de esta manera es que se introducen dos nuevos tipos de dispositivos Bluetooth aparte de la versión clásica, las cuales son:

- **Dispositivos “Bluetooth Smart”**: también conocidos como modo simple, solo pueden comunicarse con otros dispositivos que estén en modo simple o con aquellos dispositivos en modo dual que estén usando la parte BLE de su arquitectura.
- **Dispositivos “Bluetooth Smart Ready”**: también conocidos como modo dual, pueden comunicarse con los dispositivos Bluetooth clásicos y con los dispositivos Bluetooth Smart.

Los dispositivos en modo dual son los más efectivos, ya que, como se mencionó anteriormente, permiten comunicarse con los dispositivos Bluetooth clásicos y los dispositivos Bluetooth Smart Ready, es por esta razón que estos dispositivos en modo dual son implementados en aplicaciones que van desde electrónica de consumo como teléfonos, computadoras, etc., hasta aplicaciones en el ámbito industrial y médico (Cabral Pacheco, 2014).



**Figura 13.** Dispositivos Bluetooth: Bluetooth, Bluetooth Smart Ready y Bluetooth Smart (imagen tomada de: <http://www.blackberryadictos.com/blackberry-ofrece-compatibilidad-bluetooth-smart-ready/>).

### 3.3.1 Arquitectura

La arquitectura del estándar Bluetooth Low Energy define cuatro diferentes roles para los dispositivos:

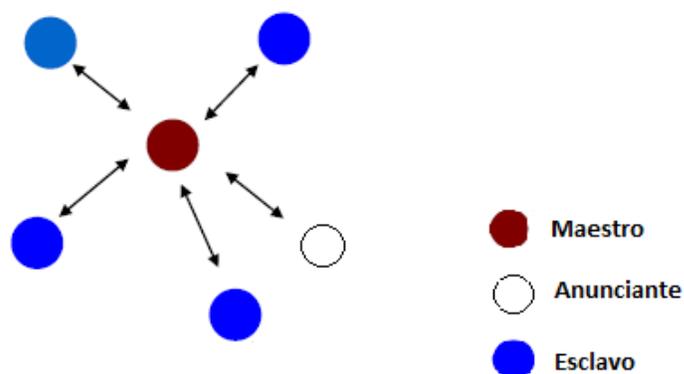
- **Anunciante (Advertiser):** En un dispositivo que se está anunciando en diferentes canales como un dispositivo libre para poder establecer una conexión por medio de paquetes de anuncio. Cuando existe conexión opera como esclavo.
- **Escáner (Scanner):** Este dispositivo busca en los diferentes canales a otros dispositivos que se están anunciando para establecer una conexión. Al establecer conexión con otro dispositivo se convierte en maestro.
- **Maestro (Master):** Es el dispositivo central encargado de iniciar y manejar todas las conexiones dentro de la red. Una de las tareas más importantes del maestro es mantener la sincronía entre todos los dispositivos para la correcta implementación de la técnica de acceso al medio TDMA.
- **Esclavo (Slave):** Es un dispositivo que está unido y sincronizado a la red creada por un maestro. Un esclavo puede recibir y enviar datos desde y hacia el maestro, sin embargo no puede comunicarse directamente con los demás esclavos en la red.

Similar a versiones previas del estándar Bluetooth, la arquitectura de BLE permite establecer fácilmente pico-redes con topología estrella, en las cuales se define un dispositivo maestro y varios esclavos, en donde todos los esclavos envían directamente datos al maestro y no entre ellos mismos. En este tipo de topología

si un esclavo necesita enviar información a otro esclavo en la red, se requiere que envíe la información hacia el maestro y éste se encargará de dirigirla hacia el destino correcto.

Una vez que la conexión ha sido establecida un maestro debe tener la capacidad de escanear el canal en búsqueda de más dispositivos y de solicitar a un dispositivo anunciante (con previo conocimiento de su dirección y capacidades) que se una a la red, siempre y cuando existan recursos disponibles para atenderlo.

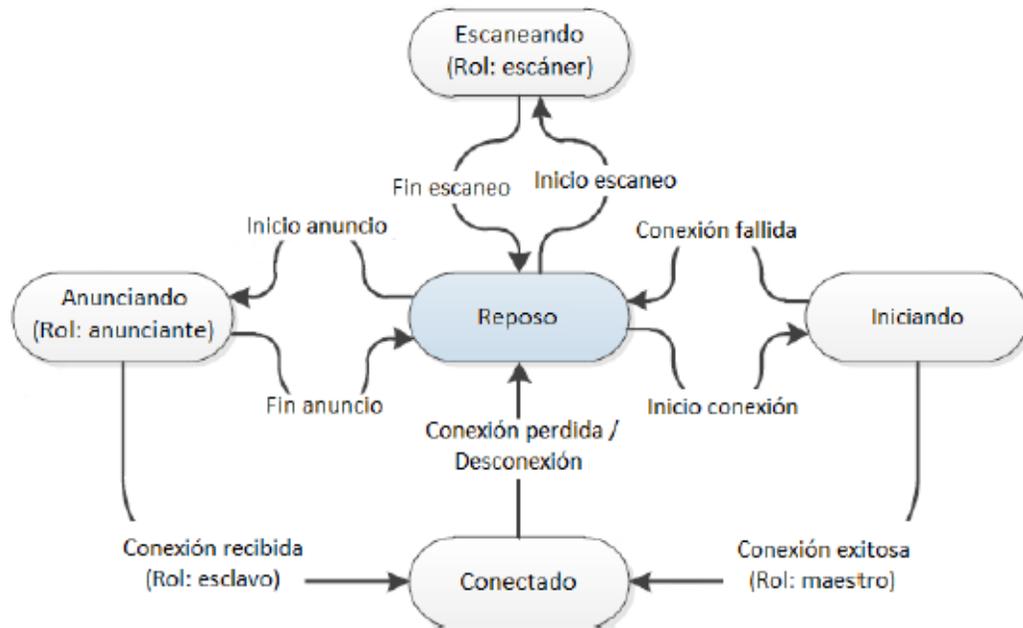
Un ejemplo de la topología estrella utilizada en BLE se muestra en la figura 14.



**Figura 14.** Topología tipo estrella para redes Bluetooth Low Energy.

Sin embargo, una pico red BLE puede contar con más de 7 dispositivos esclavos activos, que es el número máximo de esclavos activos soportado por versiones previas del estándar (Bluetooth SIG, 2010).

El diagrama de estados de los dispositivos BLE es el que se muestra en la figura 15, donde se puede observar el rol que asume el dispositivo según sea necesario. Se puede observar que si el dispositivo se encuentra en su estado de anunciante y recibe una petición de conexión automáticamente se convierte en esclavo, de manera contraria, si en el estado de escáner encuentra a un dispositivo que se esté anunciando y decide establecer la conexión, se convierte en maestro.

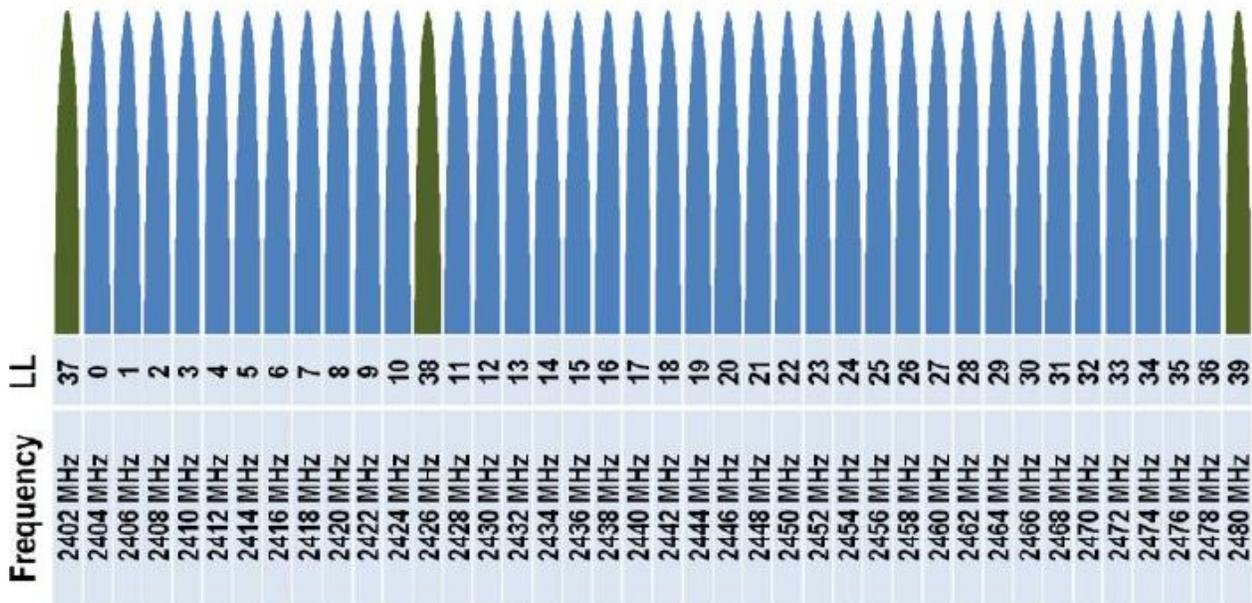


**Figura 15.** Diagrama de estados de los dispositivos BLE (Casillas Gaxiola, 2012).

Al igual que en el Bluetooth clásico, la pila de protocolos BLE se compone de dos partes principales: el controlador (controller) y el Host. El controlador comprende la capa física y la capa de enlace, y normalmente se implementa como un pequeño System-on-Chip (SOC) con una radio integrada. Siendo la capa de enlace donde se enfocó más para el desarrollo del trabajo.

### 3.3.2 Capa Física

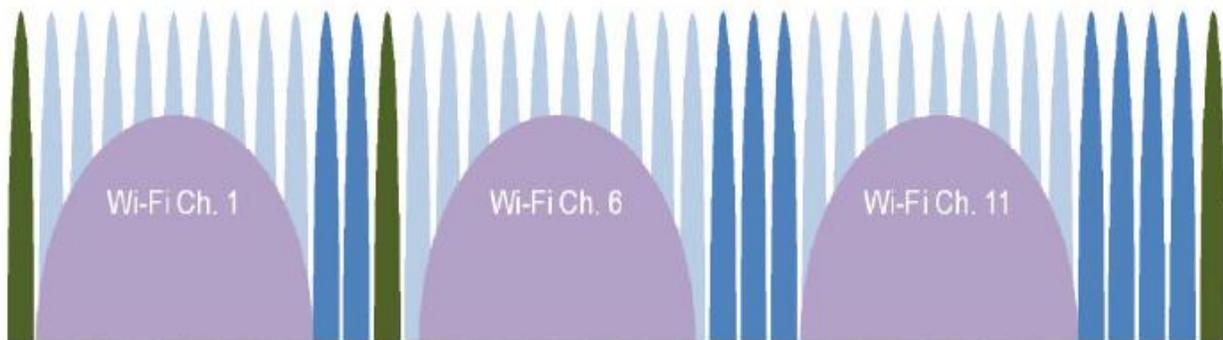
Los dispositivos Bluetooth Low Energy operan en la banda ISM de 2.4 GHz que define 40 canales de radiofrecuencia (RF) con una separación entre canales de 2 MHz. Dentro del estándar se definen la frecuencia central de cada uno de ellos, la cual está dada por  $2402 + k \cdot 2$  MHz, donde  $k = 0, \dots, 39$ . Los canales con sus respectivas frecuencias centrales se muestran en la figura 16. Hay dos tipos de canales de RF en BLE: canales de anuncio (utilizados por dispositivos anunciantes) y canales de datos. Los canales de anuncio se utilizan para la detección de dispositivos, la conexión y la transmisión de difusión (broadcast), mientras que los canales de datos se utilizan para la comunicación bidireccional entre los dispositivos conectados.



**Figura 16.** Canales de radiofrecuencia del estándar BLE. 40 canales en comparación de los 79 utilizados por Bluetooth clásico (Nilsson, R., & Saltzstein, 2012).

Los canales en verde corresponden a los utilizados para cuando se realiza un anuncio por los dispositivos anunciantes y los azules corresponden a los canales de datos.

Además, dentro de Bluetooth Low Energy un esquema adaptativo de espectro ensanchado por saltos en frecuencia (FHSS, "*Frequency Hopping Spread Spectrum*") es utilizado por los transceptores para combatir la interferencia de otras tecnologías inalámbricas operando en la misma banda de frecuencia y convivir con otras redes y dispositivos Bluetooth.



**Figura 17.** Canales de anuncio y de datos del estándar BLE en presencia de 3 canales de IEEE 802.11 (Nilsson, R., & Saltzstein, 2012).

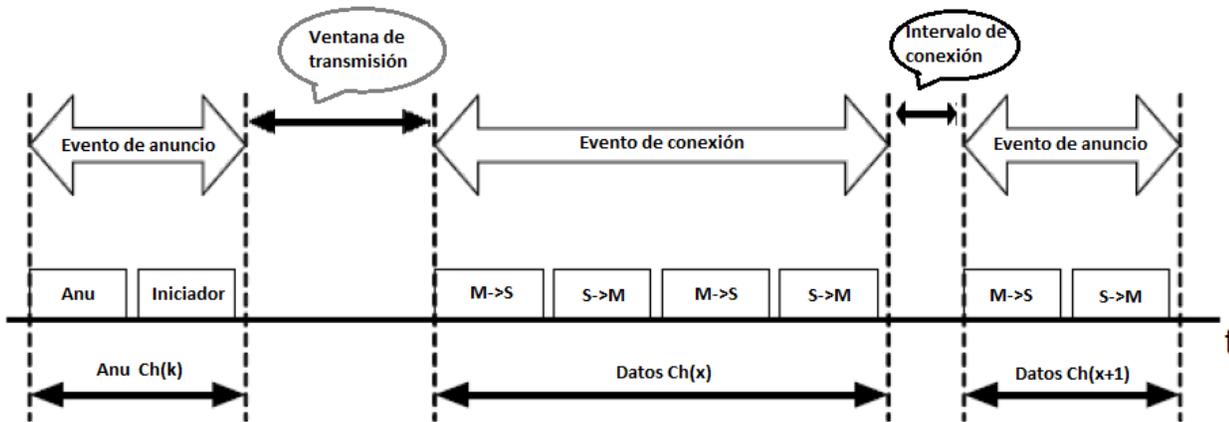
Cabe mencionar que los 3 canales de RF que utiliza el canal de anuncio, evaden las frecuencias más utilizadas por el estándar IEEE 802.1, así como también nueve canales de datos de los 37 existentes están localizados entre los canales utilizados por una WLAN, esto se puede observar en la figura 17.

### 3.3.3 Capa de enlace de datos

La capa de enlace de datos (LL, *Link Layer*) de Bluetooth Low Energy es la parte medular del estándar. Algunas de sus principales funciones son las que se mencionan a continuación (Casillas Gaxiola, 2012):

- Manejar los procedimientos del diagrama de estados y los roles de los dispositivos.
- Controlar los eventos de conexión y desconexión en la topología de la red.
- Definir la secuencia pseudoaleatoria de saltos en los canales de FHSS.
- Definir los canales utilizados para el proceso de anuncio.
- Establecer el formato de los paquetes.
- Realizar el proceso de comprobación de errores (CRC).
- Realizar la sincronización con los demás dispositivos de la red (maestro) para el correcto funcionamiento del mecanismo de acceso al medio TDMA.
- Manejar el esquema de seguridad (opcional).

Como ya se mencionó, en el estándar BLE se utiliza el esquema de acceso al medio de multiplexación por división de tiempo (*Time Division Multiple Acces – TDMA*), el cual consiste en la transmisión de un paquete de datos en un tiempo predeterminado, en otras palabras, un dispositivo transmite un paquete de datos en el tiempo que le corresponde y otro dispositivo responde con otro paquete después de un intervalo predeterminado. Teniendo esto en cuenta, la transmisión de datos en Bluetooth Low Energy es en paquetes que están posicionados en eventos, es decir, el canal físico se divide en ciertas unidades de tiempo (eventos) para la transmisión de paquetes. Los tipos de eventos que existen son dos: eventos de anuncio y eventos de conexión. En la figura 18 se puede observar de una mejor manera el proceso de eventos de conexión en BLE.



**Figura 18.** Proceso de eventos de conexión en Bluetooth Low Energy.

Cuando un dispositivo sólo necesita transmitir datos, transmite los datos en paquetes a través de los canales de anuncio, saltando en los 3 canales destinados para ello (figura 18). Cualquier dispositivo que transmita paquetes de anuncio se denomina anunciante. La transmisión de paquetes a través de estos canales tiene lugar en intervalos de tiempo llamados eventos de anuncio. Los dispositivos que sólo apuntan a recibir datos a través de los canales de anuncio se llaman dispositivos de escaneo (escáner) y también se les conoce como iniciadores. Una vez que el paquete de anuncio es recibido, el iniciador envía un paquete al anunciante de solicitud de conexión, el cual contiene los siguientes parámetros necesarios para el establecimiento de la conexión (Casillas Gaxiola, 2012):

- **Mapa A-FHSS (“Adaptative Frequency Hopping Spread Spectrum”):** Indica la secuencia pseudoaleatoria de canales en los que el esclavo deberá estar saltando cada evento de conexión.
- **Ventana de transmisión:** Indica cuántos milisegundos después de haber recibido el paquete de solicitud de conexión dará lugar el primer evento de conexión.
- **Intervalo de conexión:** Indica cada cuanto tiempo sucederán los eventos de conexión con el dispositivo que se va a asociar, dependiendo de los requerimientos del mismo. Este valor es muy importante pues de él depende la cantidad de información que se puede intercambiar y la cantidad de esclavos que podrían ser servidos en la red. El intervalo de conexión varía de 7.5 ms hasta 4000 ms.

El dispositivo maestro es el encargado de avisar a cada uno de sus esclavos cada cuanto tiempo sucederá su respectivo evento de conexión (intervalo de conexión) y en qué canal podrán ser atendidos. En estos eventos de conexión el maestro y el esclavo intercambian información utilizando un mismo canal, el canal

cambia al inicio de cada evento de conexión diferente debido al sistema de A-FHSS. El tamaño total de un paquete de datos BLE varía desde 10 hasta 47 bytes, donde el tamaño del paquete de información que se desea transmitir (carga útil) varía desde 0 hasta 27 bytes.

### 3.3.4 Caudal eficaz máximo en Bluetooth Low Energy

El caudal eficaz máximo en Bluetooth Low Energy es la tasa máxima de bits de carga útil que pueden ser transmitidos entre un maestro y un esclavo.

El caudal eficaz máximo se calcula tomando en cuenta que un maestro y un esclavo estén lo suficientemente cerca para considerar que no existen pérdidas por propagación y que el canal es ideal. Otro punto a considerar es que se considera que no hay pérdidas por colisiones (ya que no hay otras redes transmitiendo en el mismo espacio), no hay paquetes descartados por sobrecarga del buffer y el nodo transmisor siempre tiene un paquete disponible para ser enviado. El análisis de la tasa máxima de transmisión y los tiempos necesarios para lo mismo, se encuentran en (Casillas Gaxiola, 2012).

En resumen, se tiene que existen dos tipos de caudal eficaz máximo, uno para el tráfico simétrico y otro para el tráfico asimétrico. Dentro del tráfico simétrico tanto el maestro como el esclavo transmiten un paquete del mismo tamaño, donde el tamaño del paquete de carga útil es el máximo de 27 bytes. De manera contraria, en el tráfico asimétrico el maestro y el esclavo transmiten paquetes de diferente tamaño, y además, el paquete que envía el maestro es sin carga útil. Los valores del caudal máximo para ambos tipos de tráfico se muestran en la **tabla 5**.

**Tabla 5.** Caudal eficaz máximo para tráfico simétrico y asimétrico.

Tráfico	Caudal eficaz (bps)
Simétrico	242,152
Asimétrico	319,526

Del análisis realizado en (Casillas Gaxiola, 2012) se observó que la eficiencia máxima de transmisión en BLE es apenas del 31.9%, lo cual es debido principalmente a que la sobrecarga que contiene un paquete con carga útil máxima es del 27%. Con estos tamaños de paquetes pequeños y los limitados ciclos de trabajo es como Bluetooth Low Energy se convierte en un estándar de bajo consumo de potencia.

### 3.4 Resumen del capítulo

Las principales ventajas de las WSN son la movilidad y la flexibilidad. Pero de igual manera presentan algunas limitaciones que principalmente están asociadas con las restricciones en capacidad de cómputo y de energía de los dispositivos que las integran. Es por esto que los sistemas basados en WPANs se enfocan hacia la reducción de costos y bajo consumo de potencia, por lo que sacrifican el área de cobertura y las tasas de transmisión disponibles.

Aquí es donde entra el modo de operación de bajo consumo de potencia llamado Bluetooth Low Energy (BLE), el cual está enfocado principalmente a aplicaciones de bajo consumo de potencia, corto alcance y baja tasa de datos. Como se pudo observar BLE ofrece una tasa de transmisión de datos teórica de 1 Mbps, pero esto no ocurre en la realidad, ya que como se menciona, el caudal eficaz máximo que se obtiene con esta tecnología es de 242.152 kbps y 319.526 kbps para tráfico simétrico y asimétrico respectivamente. Lo cual no es problema para la transmisión de señales recopiladas por los sensores inerciales si se toma en cuenta que el número de bits por muestra en la mayoría de las lecturas realizadas por los sensores inerciales que se manejan actualmente no exceden los 16 bits/muestra, se tiene, que generalmente la tasa de generación de información de los sensores inerciales no excede los 8 kbps (tomando en cuenta la información generada por tres sensores de tres ejes cada uno) por lo que BLE pasa a ser una tecnología viable para su implementación en este tipo de sistemas de detección de movimiento humano.

## Capítulo IV Diseño e implementación de un sistema de evaluación objetiva de ejercicios de rehabilitación basado en WSN

---

### 4.1 Elección de extremidad a evaluar

El cuerpo humano es un gran sistema, complicado fisiológica, anatómica y estructuralmente. Debido a que el enfoque es al diseño de una red de sensores inalámbricos para la detección de movimiento de una extremidad del cuerpo humano, es necesario conocer a grandes rasgos el comportamiento de la extremidad en la que el diseño se basa. Como se puede observar en la tabla 3 (del capítulo 2.3.4), se encontraron pocos trabajos relacionados con las extremidades inferiores del cuerpo humano. En su mayoría, los trabajos encontrados en la revisión bibliográfica se basan en la detección de movimiento de las extremidades superiores, la mayoría de estos trabajos se enfocan principalmente a la detección de movimiento del brazo, como por ejemplo el trabajo realizado por (Lin, Chiang, Lee, & Kan, 2015), el cual utiliza una red de sensores inerciales para la detección de movimiento en lo que respecta a una terapia de rehabilitación física para el hombro. Los que se enfocan a las extremidades inferiores, mayormente tratan sobre la clasificación de movimientos, es decir, obtienen información acerca de la acción que está realizando el paciente, por ejemplo, si está caminando, corriendo, moviendo extremidades o la postura en la que se encuentra. Algunos de los trabajos relacionados con este tipo de detección son los que se muestran en la tabla 3 del capítulo 2.3.4 y en la tabla 6. En este sentido, se debe mencionar que, a diferencia de las extremidades superiores, generalmente en las extremidades inferiores los huesos son más largos y los músculos son más voluptuosos por lo que poseen más fuerza, todo esto conlleva a tener una mayor inestabilidad en el movimiento<sup>1</sup>. Es por esto que los movimientos de rehabilitación física para las extremidades inferiores pueden presentar formas de onda más complejas que los movimientos para extremidades superiores. Para probar la efectividad del sistema diseñado se considera pertinente elegir movimientos de rehabilitación enfocados a las extremidades inferiores, es decir, desde la cadera hasta los pies. Como ya se mencionó, es necesario conocer a grandes rasgos el comportamiento de la extremidad en la cual se basará el diseño de la WSN para rehabilitación. A continuación se describe de manera breve las articulaciones existentes en las extremidades inferiores.

---

<sup>1</sup> Información recopilada desde el punto de vista de un experto en el área.

**Tabla 6.** Tipos de movimientos de extremidades inferiores involucrados en estudios revisados (Fong, D. T. P., & Chan, 2010).

Source	Tested motions
Cooper 2009 [1]	Walking at five speed from 1–5 mi/h
Coley 2005 [2]	Walking, stair climbing
Heyn 1996[4]	Walking
O'Donovan 2007 [6]	Heel and toe rise foot pumps, knee flexion and extension, clockwise and anti-clockwise ankle rotation, lateral and medial foot rotation, eversion and inversion, ambulation
Favre 2008 [7]	Knee abduction and adduction, 30 m flat walking
Favre 2006 [8]	Walking
Cutti 2010 [9]	Walking
Music 2008 [10]	Sit to stand movement
Van den Noort 2009 [11]	Clinical assessment of knee joint
Zijlstra 2008 [14]	Walking
Andrews 2000 [15]	Landing from a 5 cm fall
Avor 2009 [16]	Running on treadmill on three different speed
Chan 2010 [17]	Walking, running, jumping, walking downstairs, cutting, simulated ankle sprain
Dejnabadi 2005 [18]	Walking level at 3 km/h
Ermes 2008 [20]	Walking, running, rowing, cycling
Favre 2009 [21]	Walking
Findlow 2008 [22]	Walking at self-selected pace

#### 4.1.1 Cadera

De acuerdo a (Kapandji, 2002) “la cadera es la articulación proximal del miembro inferior: situada en su raíz, su función es orientarlo en todas las direcciones del espacio, para lo cual posee tres ejes y tres grados de libertad”. Esta articulación es diferente a la articulación que tiene el hombro, la cual es su similar en las extremidades superiores, pero a su vez es mucho más estable resultando ser la articulación más difícil de luxar de todo el cuerpo humano.

Los movimientos que presenta esta articulación en particular son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna/externa y circunducción.

#### 4.1.2 Rodilla

La rodilla es la articulación intermedia del miembro inferior. Es una articulación de un solo grado de libertad la flexión-extensión (Kapandji, 2002), que le permite aproximar o alejar, en mayor o menor medida. La flexión/extensión es el movimiento principal de la rodilla. Su amplitud se mide a partir de la posición de referencia preestablecida. No existe una extensión absoluta, ya que en la posición de referencia el miembro inferior está en su máximo estado de alargamiento.

### 4.1.3 Tobillo

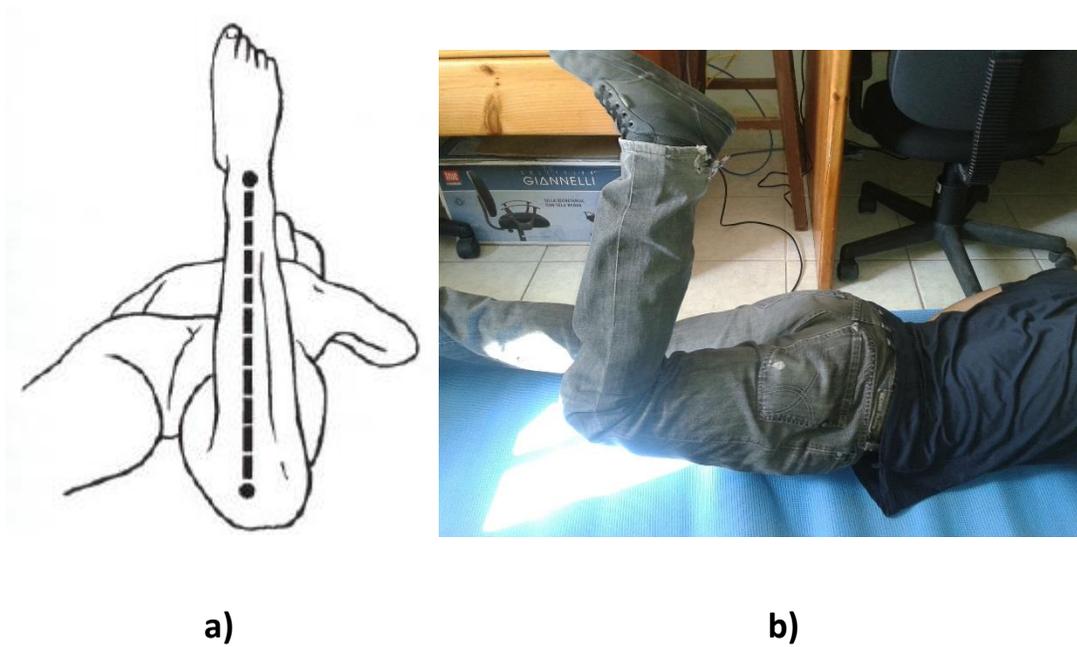
Condiciona los movimientos de la pierna en relación al pie en el plano sagital, es decir, hacia enfrente y hacia atrás del cuerpo humano. No solo es necesaria sino indispensable para la marcha. Se trata de una articulación muy cerrada, que sufre limitaciones importantes, ya que el apoyo soporta la totalidad del peso del cuerpo, incluso aumentado por la energía cinética cuando el pie contacta con el suelo a cierta velocidad durante la marcha, la carrera o la recepción del salto (Kapandji, 2002). Los movimientos presentes en esta articulación son: flexión, extensión, eversión e inversión.

## 4.3 Elección de movimiento

Después de analizar movimientos de rehabilitación con los especialistas en la materia, se procedió a seleccionar dos tipos de movimientos. La principal característica de los movimientos seleccionados es que incluyeran las tres principales articulaciones de las extremidades inferiores. Adicionalmente, se consideró que los movimientos estuvieran dentro de la categoría de movilizaciones activas asistidas, donde el fisioterapeuta indica la manera en la que debe hacerse el movimiento y realiza las correcciones necesarias estando bajo supervisión.

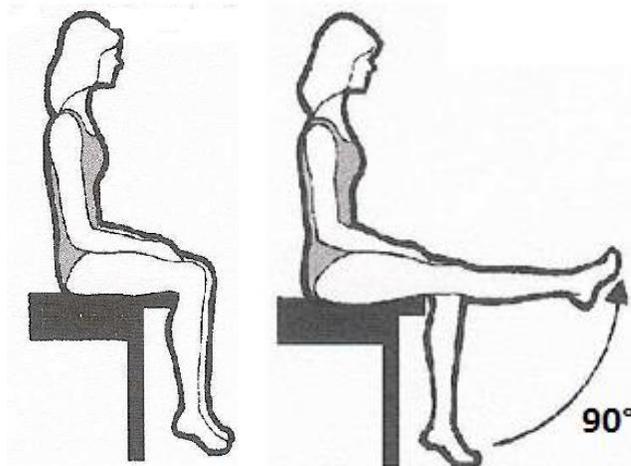
De esta manera se llegó a la selección de dos movimientos distintos en dos posiciones distintas. Los movimientos seleccionados fueron los de elevación de pierna en posición decúbito prono y la flexión/extensión de la rodilla en posición sedente. Los cuales se describen a continuación:

- **Elevación de pierna en posición decúbito prono.** La posición de referencia se obtiene cuando la rodilla flexionada tiene un ángulo vertical de 90°. A partir de esta posición se eleva la pierna despegando la rodilla del punto de apoyo y manteniendo la cadera con el menor movimiento posible.



**Figura 19.** Rotación interna y externa: a) *posición de referencia*; b) *elevación de la pierna*.

- **Flexión/extensión de la rodilla en posición sedente.** Sentado sobre una mesa y con las piernas colgando elevar alternativamente la pierna, extendiéndola lo máximo que pueda sin mover ni el muslo ni la rodilla (Hasta la vertical). Después, descender la extremidad inferior que estaba en extensión hasta su posición inicial.



**Figura 20.** Flexión/extensión de la rodilla en posición sedente (Mahiques, n.d.).

La finalidad de elegir dos movimientos distintos es para probar si el sistema propuesto puede funcionar en ambas rutinas de rehabilitación, para de esta manera comprobar si es factible la implementación de una red inalámbrica de sensores dentro de lo que corresponde a una terapia de rehabilitación física.

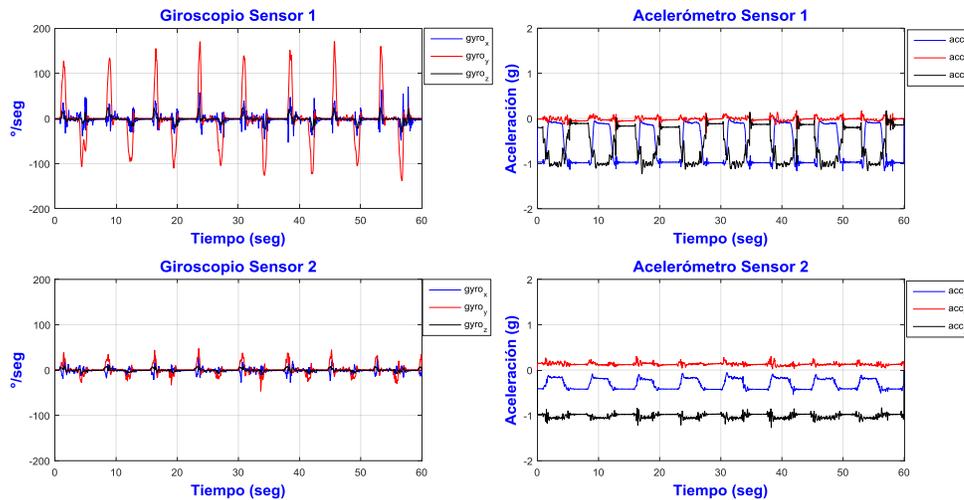
El movimiento correspondiente a la flexión/extensión de la rodilla es el más común, ya que se utiliza tanto para valoración como para implementación en las rutinas de ejercicios. De igual manera, el movimiento correspondiente a la elevación de pierna en posición decúbito prono, también es comúnmente utilizado para la rehabilitación de cadera, la cual es una de las causas por las que muchas personas se presentan a tomar terapias<sup>1</sup>.

Dentro de la detección de movimientos de rehabilitación de una extremidad inferior se deben ponderar en mayor medida otros aspectos biomecánicos, como la compensación muscular. La compensación muscular se presenta cuando uno de los músculos involucrados en el movimiento no cuenta con la fuerza necesaria para realizarlo, es aquí cuando entran en acción otros músculos para poder llevar a cabo la tarea, en otras palabras, el movimiento que se realiza se puede hacer de manera correcta pero con los músculos no adecuados, como por ejemplo cuando se realizan abdominales y la parte del cuerpo que termina cansada es el cuello, esto es porque no se involucraron los músculos adecuados para la realización de esa tarea. Cabe mencionar que el problema de la compensación muscular queda fuera del objetivo de este trabajo. Sin embargo, es importante mencionar que con esto no se pierde la generalidad del trabajo, pues la actividad muscular puede también representarse como otra forma de onda, similar a la de la aceleración o velocidad angular, a través de sensores especializados (Zhang, X., Chen, X., Li, Y., Lantz, V., Wang, K., & Yang, 2011).

En la Figura 21 se puede observar de manera gráfica, un ejemplo de la caracterización de un movimiento de flexión/extensión de la rodilla utilizando un giroscopio y un acelerómetro, los cuales nos entregan parámetros como la velocidad angular y la aceleración respectivamente. Para la caracterización de este movimiento se utilizan 2 IMUs, ya que como se mencionó en capítulos anteriores, es necesario la implementación de 2 nodos sensores como mínimo para lograr caracterizar el movimiento de una extremidad ya que se involucran varios segmentos de la misma extremidad para lograrlo (articulaciones).

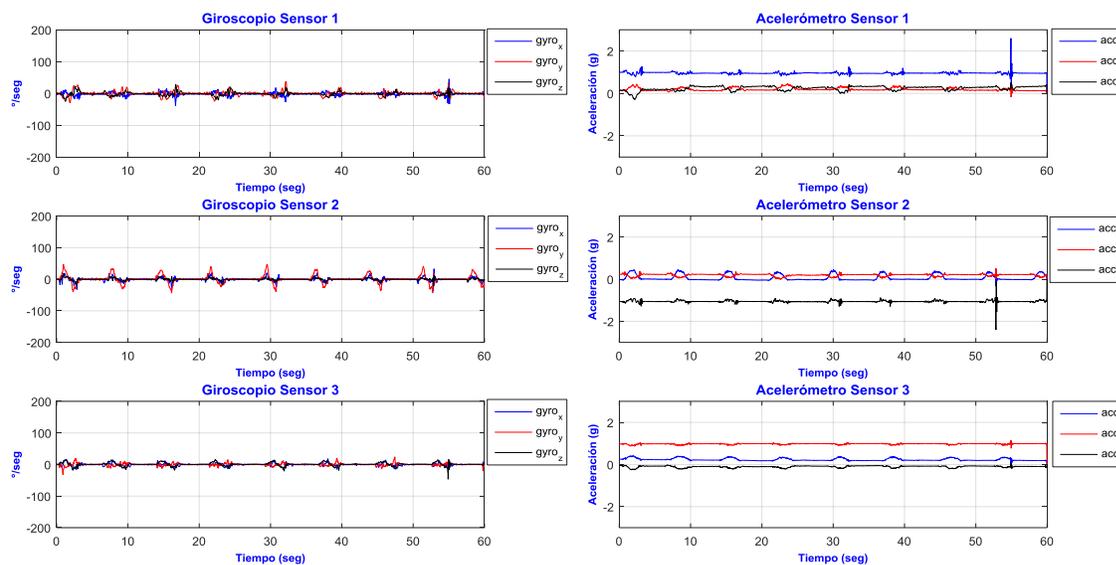
---

<sup>1</sup> Información recopilada desde el punto de vista de un experto en el área.



**Figura 21.** Caracterización del movimiento de flexión/extensión de la rodilla utilizando los parámetros de aceleración y velocidad angular mediante la implementación de 2 IMUs.

En este caso se implementó una frecuencia de muestreo de 40 Hz para cada eje de los sensores (acelerómetro y giroscopio) de ambas IMUs. Lo que corresponde, para un tamaño de muestra de 16 bits por cada eje, a una tasa de generación de datos de 3.84 Kbps por cada IMU. De igual manera en la figura 22 se puede observar un ejemplo la caracterización del movimiento de elevación de la pierna en posición decúbiteo prono, utilizando los datos obtenidos por 3 IMUs.



**Figura 22.** Caracterización del movimiento de elevación de la pierna en posición decúbiteo prono utilizando los parámetros de aceleración y velocidad angular mediante la implementación de 3 IMUs.

## 4.4 Descripción del sistema propuesto

El sistema se compone de cinco partes esenciales a grandes rasgos (ver figura 23):

1. Recolección de datos
2. Transmisión
3. Pre-procesamiento
4. Clasificación
5. Decisión

A continuación se describen de manera breve las etapas que componen al sistema:

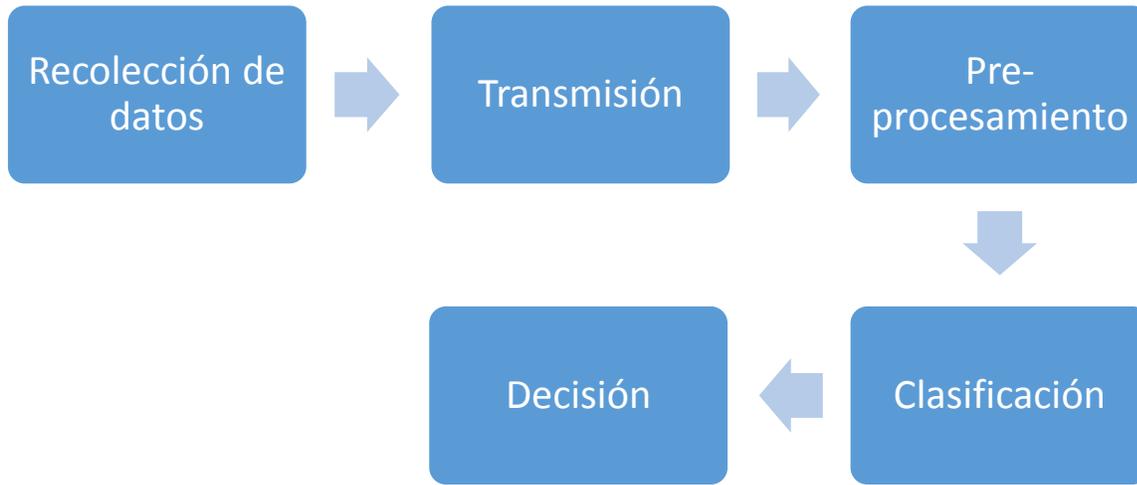
- **Recolección de datos:** este es un módulo de sensado el cual está compuesto por varios sensores inerciales e interfaces de comunicación para la configuración y adquisición de muestras inerciales.
- **Transmisión:** el bloque de transmisión se encarga de la comunicación con algún dispositivo externo y de la transmisión inalámbrica de las muestras inerciales adquiridas con el módulo de sensado en la recolección de datos.

donde después de recolectar y transmitir los datos obtenidos por los sensores inerciales, tomando en cuenta todos los aspectos descritos en los capítulos anteriores, se procede a realizar el procesamiento en el nodo central, el cual cuenta con una capacidad computacional mayor. Las etapas que se realizan en este nodo son las de:

- **Filtrado:** se encarga del acondicionamiento de la señal inercial con la finalidad de reducir el ruido generado en dichas señales.
- **Segmentación:** se utiliza para poder distinguir los instantes precisos en que se realiza un movimiento. La finalidad de esta etapa es la de descartar aquellos instantes de la señal que no contengan movimientos de interés y así reducir la carga computacional para la clasificación.
- **Obtención de atributos:** se obtienen características que representen de manera apropiada a las señales inerciales segmentadas y los cuales son utilizados como datos de entrada para la clasificación.

Después de esto viene la etapa de clasificación y por último la de decisión:

- **Clasificación:** se encarga de generar una decisión acerca del movimiento realizado con base a los atributos de entrada.

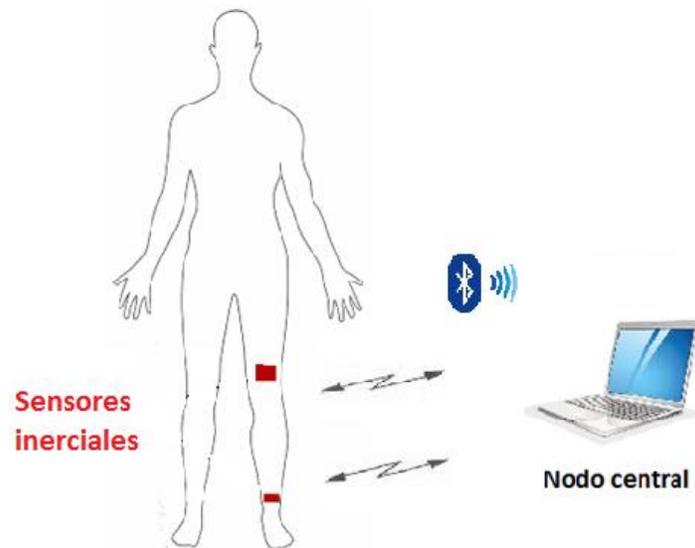


**Figura 23.** Esquema general del sistema propuesto para la detección de movimiento.

En este subcapítulo se presenta, de forma conceptual, los distintos módulos que integran el sistema propuesto.

#### **4.5 WSN basada en el módulo SensorTag de TI para la recolección y transmisión de señales biomecánicas**

La WPAN que se implementó para este trabajo es la presentada en la figura 24 donde se muestra que la arquitectura considerada es una red tipo estrella. Los esclavos son los módulos de IMUs, colocados en la extremidad inferior para la medición de los movimientos realizados durante la rutina de rehabilitación. Las IMUs estarán transmitiendo de manera continua los datos recopilados durante el tiempo que dure la terapia, dejando el procesamiento restante al nodo central, el cual cuenta con un poder de cómputo mayor a los nodos sensores. Como se mencionó anteriormente, la tecnología inalámbrica a utilizar será Bluetooth Low Energy (BLE) ya que cuenta con características como el bajo consumo de energía y proporciona un caudal eficaz suficiente para el sistema que se propone, además de que esta tecnología es ampliamente utilizada en celulares, tablets y laptops.



**Figura 24.** Arquitectura propuesta de WSN para rehabilitación.

Los sensores inerciales a utilizar vienen incluidos dentro del kit de desarrollo de BLE SensorTag IoT CC2650 ("Simplelink SensorTag - TI.com," 2016) de Texas Instruments, el cual cuenta con características como:

- Diseñado para trabajar con baterías de reloj CR2032
- 10 sensores: luz, micrófono digital, sensor magnético, humedad, presión, acelerómetro, giroscopio, magnetómetro, temperatura de objeto y temperatura de ambiente.
- Procesador ARM Cortex M3.
- DevPacks permite ampliar el SensorTag para adaptarse a los diseños propios.
- Sistema completo de desarrollo.
- Multi-estándar trabaja con Bluetooth Low Energy, ZigBee y 6LoWPAN.
- Tamaño de 5 x 6.7 x 1.4 cm

Como se menciona en la sección 3.3, BLE utiliza el esquema de acceso al medio TDMA, el cual consiste en la transmisión de un paquete de datos en una ranura de tiempo asignada por el nodo maestro. Teniendo esto en cuenta, la transmisión de datos es en paquetes que están posicionados en eventos, es decir, el canal físico se divide en ranuras de tiempo (eventos) para la transmisión de paquetes (ver Figura 16).

Dentro del proceso de eventos de conexión en BLE se encuentra un parámetro necesario para el establecimiento de la conexión, este parámetro es el intervalo de conexión, el cual indica cada cuanto tiempo sucederán los eventos de conexión con el dispositivo que se va a asociar, dependiendo de los requerimientos del mismo. Este valor es muy importante pues de él depende la cantidad de información

que se puede intercambiar y, de forma operativa, la cantidad de esclavos que podrían ser servidos en la red. En el estándar BLE, el intervalo de conexión varía de 7.5 ms hasta 4000 ms (Bluetooth SIG, 2010). El dispositivo maestro es el encargado de avisar a cada uno de sus esclavos cada cuanto tiempo sucederá su respectivo evento de conexión (intervalo de conexión). A diferencia del estándar Bluetooth convencional el cual estaba limitado a 8 dispositivos conectados simultáneamente, en el estándar BLE esta cantidad de dispositivos está limitada por el esquema de acceso al medio, ya que se pueden conectar los usuarios que se deseen siempre y cuando se le pueda atender a cada uno de ellos en su respectivo intervalo de tiempo.

Como se mencionó, el tiempo entre intervalos de conexión varía de 7.5 ms hasta 4000 ms en el estándar. Sin embargo, la pila del protocolo BLE que provee Texas Instruments para trabajar con sus dispositivos tiene algunas limitaciones documentadas ("Simplelink SensorTag - TI.com," 2016) cuando se conectan dos o más nodos esclavos a un nodo maestro. Para este trabajo la pila de protocolo BLE utilizado por el SensorTag puede soportar hasta 3 dispositivos conectados simultáneamente con algunas limitaciones como:

- Todos los intervalos de conexión deben ser un múltiplo del intervalo de conexión mínimo (es decir, el intervalo de conexión mínimo es el mayor denominador de todos los intervalos de conexión).
- El intervalo mínimo de conexión permitido es de 25 ms cuando se utiliza más de una conexión.
- Cuando hay más de una conexión activa, sólo un paquete de datos por evento de conexión se permitirá en cada dirección.
- La exploración no es compatible con una conexión. Las consecuencias de esto es que el descubrimiento de dispositivos no es posible mientras está en una conexión. Por lo tanto, para descubrir y conectarse a varios dispositivos, el descubrimiento de dispositivos debe ocurrir antes de que se establezca la primera conexión.

Por lo tanto, como se utilizará más de un nodo sensor, se necesita tener más de un dispositivo conectado simultáneamente, lo cual limita el intervalo mínimo de conexión a 25 mss. Como ya se ha mencionado, el intervalo de conexión establece el tiempo en el cual sucederán los eventos de conexión con el dispositivo que se va a asociar, es decir, establece el tiempo en el cual se atenderá a cada uno de los dispositivos. Esto se debe tener en cuenta, ya que al no hacerlo se pueden presentar errores en la transmisión y recepción de datos por la razón que se implementan varios nodos sensores y no solo uno.

Nótese que la frecuencia de muestreo de 40 Hz para los sensores (ver capítulo 2.4), coincide con el tiempo mínimo de envío de datos para el módulo de TI cuando se utiliza más de un sensor, es decir, 25ms. Por lo

tanto, cada 25ms se recolecta y envía un dato. En la Tabla 7 se describen las características de los sensores que se utilizaron para este trabajo.

**Tabla 7.** Características de los sensores para la obtención de muestras de las señales inerciales.

Sensor	Bits por muestra	Frecuencia de muestreo	Rango de medición
Acelerómetro	16	40 Hz	$\pm 8$ g
Giroscopio	16	40 Hz	$\pm 250$ °/s

La implementación de dos sensores (acelerómetro y giroscopio) en lugar de tres (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro) se decidió con base a trabajos previos como (Guerrero, 2012) y (Cabral Pacheco, 2014), donde se demostró que la eliminación de los ejes del magnetómetro no afecta significativamente el rendimiento del sistema en lo que a la detección de movimiento se refiere.

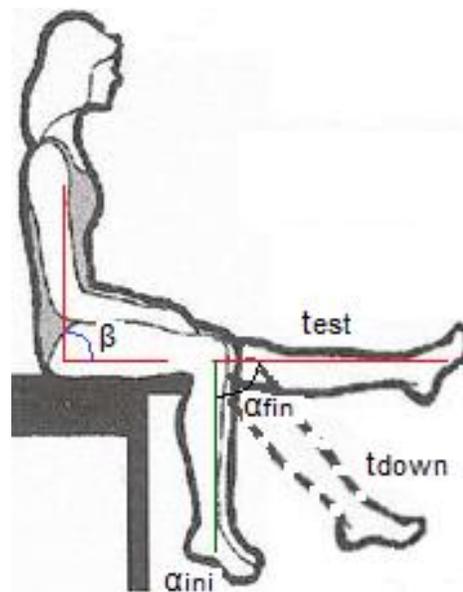
Una vez descrito lo anterior, es necesario conocer más a fondo lo que conlleva el realizar los movimientos de rehabilitación, ya que, cada uno debe cumplir con ciertas pautas. Para poder describir de mejor manera lo mencionado. Se decidió explicar por separado cada uno de los movimientos de rehabilitación seleccionados para este trabajo de una manera más específica. De igual forma se detallan las etapas correspondientes al pre-procesamiento, clasificación y decisión para cada movimiento.

#### **4.6 Evaluación objetiva de ejercicios de rehabilitación utilizando umbrales**

Cada movimiento de rehabilitación presenta ciertos criterios que se deben tomar en cuenta a la hora de desarrollar un sistema para el correcto procesamiento de las señales generadas por éste. Como se observa en la Figura 20, se describe que el movimiento debe realizarse sentado y elevar alternativamente la pierna, extendiéndola lo máximo que pueda sin mover ni el muslo ni la rodilla (teóricamente hasta formar un ángulo de  $90^\circ$  respecto a la posición inicial). Después, descender la extremidad inferior que estaba en extensión hasta su posición inicial. Pero a la hora de implementar este tipo de movimiento de rehabilitación física a un paciente se toman algunas consideraciones importantes. Una consideración importante es la postura que adopta el paciente a la hora de realizar el movimiento para obtener resultados óptimos de la rutina de ejercicios, por lo que la postura ideal es cuando se forma un ángulo

recto ( $\beta$ ) entre el tronco de la persona y la extremidad inferior. De igual manera, se necesitan conocer el ángulo inicial ( $\alpha_{ini}$ ) que adopta la extremidad para comenzar a realizar el movimiento y el ángulo final ( $\alpha_{fin}$ ) que se adopta como el límite que debe cumplir el paciente, así como también el tiempo ( $t_{est}$ ) que debe mantenerse este último ángulo y el tiempo ( $t_{down}$ ) para regresar a la posición inicial.

Además, después de observar cuales son las características principales que describen el movimiento seleccionado con respaldo de los especialistas, se pudo notar que las rutinas de ejercicios que se establecen varían, es decir, existen rutinas donde se realizan 10 repeticiones del movimiento con cierto tiempo  $t_{est}$  (p. ej. 3 o 5 segundos) y un tiempo de descanso de 1 min al terminar las 10 repeticiones, realizándose el mismo procedimiento 5 veces. De igual manera existen otras rutinas donde el tiempo de descanso se establece entre cada repetición y no al final de una determinada cantidad como en el caso anterior. Cabe mencionar que la rutina que se establece para la realización de la terapia depende del fisioterapeuta. Por lo tanto, el sistema propuesto está enfocado a evaluar los movimientos individuales, en lugar de la rutina de rehabilitación completa.

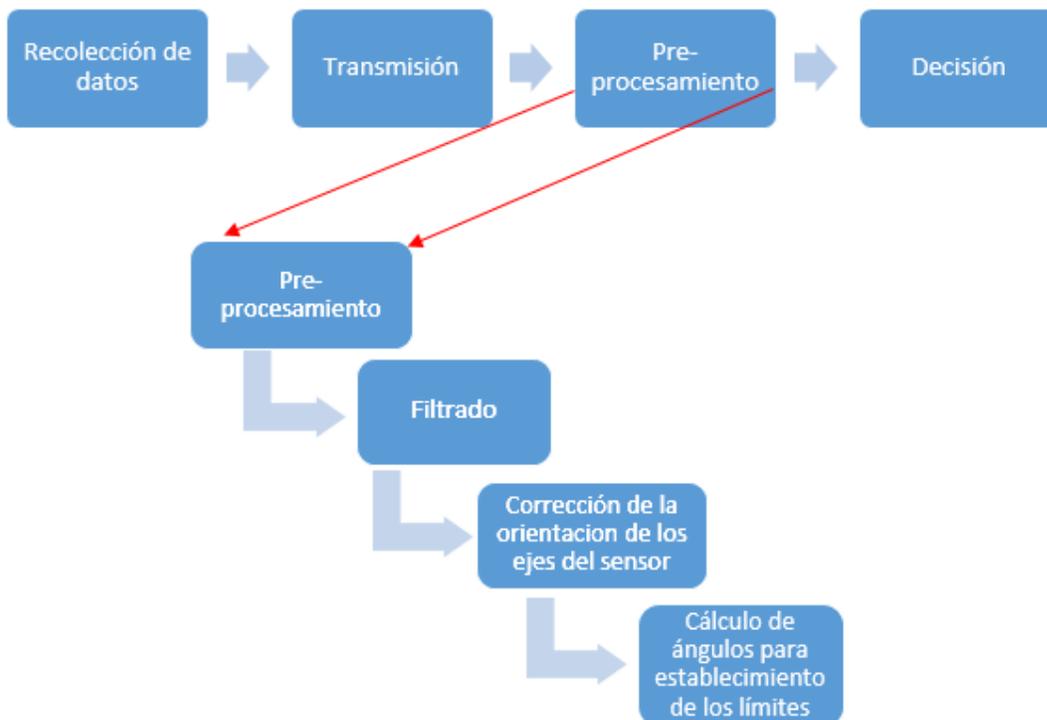


**Figura 25.** Descripción del movimiento de rehabilitación flexión/extensión de la rodilla. El ángulo  $\beta$  corresponde al que dará la pauta para tener la mejor postura posible (lo más recto que se pueda). Los ángulos  $\alpha_{ini}$  y  $\alpha_{fin}$  corresponden al ángulo de referencia de la extremidad (posición inicial) y al ángulo que se tiene como meta respectivamente.  $t_{est}$  corresponde al tiempo que debe mantenerse la extremidad en ese ángulo meta ( $\alpha_{fin}$ ), mientras que  $t_{down}$  representa el tiempo que se toma para regresar a la posición inicial.

Para el caso de este movimiento en particular, no se evalúan las trayectorias seguidas por la extremidad que se mueve. En lugar de esto, se utilizan los ángulos y los tiempos ya descritos, para establecer umbrales que permitan medir si se realizó el movimiento de la manera esperada o no. Es decir que el movimiento

que se realice este dentro de los márgenes establecidos por los umbrales especificados. Por lo que la utilización de un algoritmo de aprendizaje automático como los clasificadores excedería los requerimientos para evaluar este movimiento en particular. La relativa sencillez de este movimiento es utilizada como una validación del sistema, ya que permitió comprobar de manera directa que lo sucedido en la realización de los movimientos correspondía a lo recolectado y transmitido por las IMUs.

El esquema del sistema y las etapas correspondientes al nodo central se muestran en la Figura 26



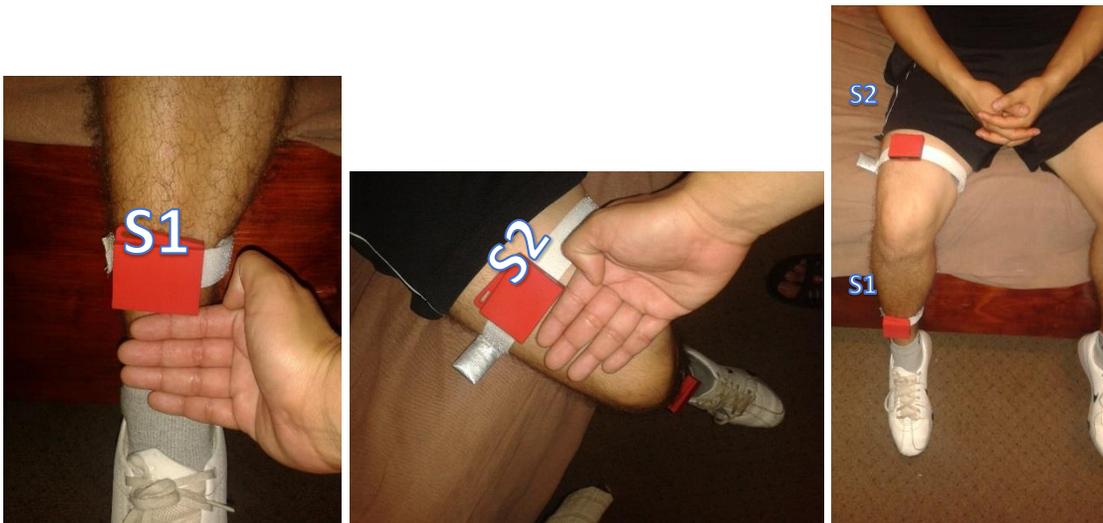
**Figura 26.** Esquema modificado del sistema propuesto para su implementación en el ejercicio de flexión/extensión de la rodilla.

En la Figura 26 se ve cómo se modificó el esquema del sistema, al no agregar una etapa de clasificación por lo mencionado anteriormente. Además, se observa que en la etapa de procesamiento se presentan varias tareas como son: filtrado, corrección de la orientación de los ejes del sensor y el cálculo de ángulos para establecimiento de los límites. Cada una de estas etapas se describe a continuación.

## 4.6.1 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior

### 4.6.1.1 Primer acercamiento

La posición inicial de los sensores se hizo trasladando la posición implementada en los modelos utilizados en extremidades superiores (brazo), ya que, no se encontraron trabajos basados en extremidades inferiores donde se especifique la posición adecuada para una correcta obtención de datos de los sensores inerciales. Los trabajos en los cuales se basó inicialmente para la localización son los realizados por (Lin et al., 2015) y (Liu, T., Inoue, Y. and Shibata, 2007), donde la posición de los sensores en la extremidad superior es 4 dedos por encima del codo y cuatro dedos por encima de la muñeca. Traslado este modelo a una extremidad inferior la posición de los sensores fueron 4 dedos por encima de la rodilla y 4 dedos por encima del tobillo, ambas por la parte frontal, tal como se muestra en la Figura 27. La localización en la parte frontal de la extremidad se decidió por la naturaleza del movimiento a realizar. Cabe señalar que esta posición fue una propuesta inicial, ya que no se encontró con información específica sobre la localización de los sensores.



**Figura 27.** Colocación y ubicación de los nodos sensores a utilizar. El sensor uno (S1) se encuentra 4 dedos por encima del tobillo y el sensor dos (S2) se encuentra 4 dedos por encima de la rodilla, ambos por la parte frontal de la extremidad.

Después de haber obtenido los primeros resultados con esta ubicación de los sensores, y considerando las entrevistas con los fisioterapeutas, se optó por proponer una segunda opción sobre el posicionamiento de los sensores. Esto debido a que para este movimiento se debe tomar en cuenta tanto la flexión/extensión de la rodilla como la flexión de la cintura a la hora de realizar dicho movimiento. De la Figura 27 es claro que con la ubicación inicial de los sensores es complicado medir el ángulo (con respecto al eje de gravedad

de la tierra) de flexión de la cintura. Por lo que fue necesario reubicar el sensor S2, como se detalla en la siguiente subsección.

#### 4.6.1.2 Segundo acercamiento

Como se mencionó en la sección anterior, fue necesaria una nueva ubicación para el sensor S2, para de esta manera poder evaluar la postura de la espalda del sujeto de prueba. La posición inicial del sensor S1 fue la misma implementada en el primer acercamiento. El posicionamiento de los sensores para este caso se muestra en la **Figura 28**



**Figura 28.** Localización de los sensores propuesta para obtener información sobre el movimiento de la extremidad y la postura del paciente.

Como se muestra en la sección de resultados, con este posicionamiento de los sensores fue posible determinar de buena manera la postura que adopta el paciente durante la realización del ejercicio de terapia. Es decir, se logró determinar si durante la realización de los ejercicios la espalda de la persona se mantenía alineada con referencia al eje de gravedad de la tierra, como se observa en la Figura 29 (cabe señalar que para determinar la postura se realizaron una serie de cálculos que se describirán más adelante).



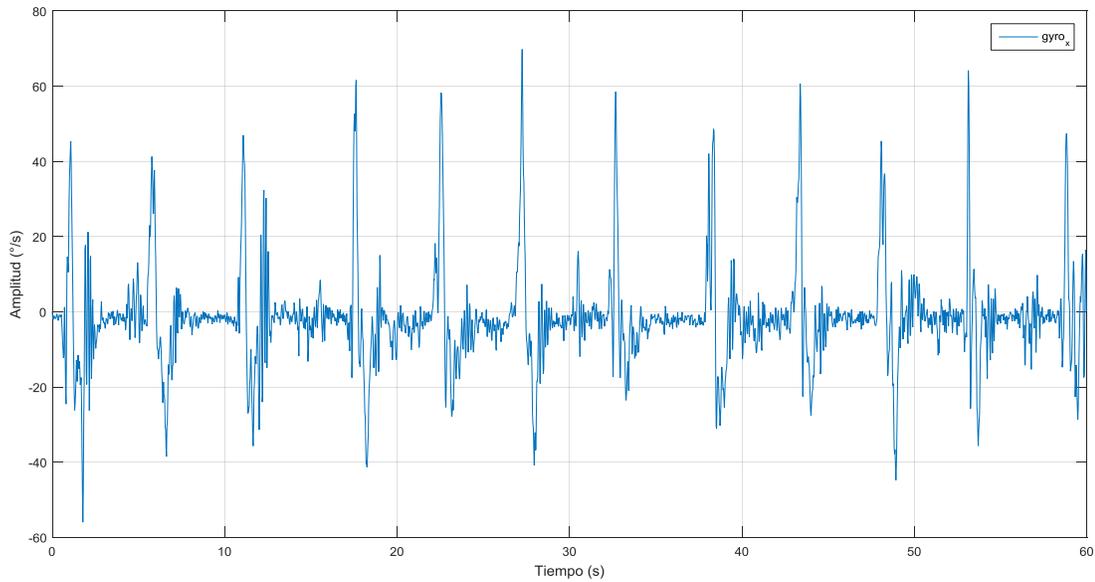
**Figura 29.** Postura que se adopta para la ejecución del movimiento de flexión/extensión de la rodilla. a) Postura adecuada para la realización del movimiento. b) Postura incorrecta para la realización del movimiento.

Habiendo seleccionado el posicionamiento de los nodos sensores sobre la extremidad a evaluar, se procedió a la realización y evaluación de las etapas correspondientes al pre-procesamiento implementado para la toma de decisión.

#### 4.6.1.3 Etapa de filtrado

Para el diseño del filtro a utilizar es conveniente conocer el contenido espectral de las señales con las cuales se trabajará, para de esta manera obtener información relevante para la decisión de los parámetros a utilizar, como lo son la frecuencia de corte y la banda de rechazo. Todo esto para conseguir un intervalo de frecuencias (ancho de banda) en el cual se contenga la mayor parte de la energía de las señales generadas.

Para la obtención de dichos parámetros, se generó una base de datos de señales generadas por sensores inerciales. Esta base de datos se realizó con la ayuda de varias personas para tener diversidad en la manera en que se ejecuta el movimiento. Se contó con la ayuda de 10 personas (8 hombres y 2 mujeres) que realizaron una serie de repeticiones de los movimientos establecidos. En la figura 30 se pueden observar las repeticiones del movimiento correspondiente a la flexión/extensión de la rodilla, los cuales corresponden a un total de 12 repeticiones en un intervalo de 1 minuto. La captura de las señales para la base de datos fue hecha con una resolución de 16 bits y una frecuencia de muestreo de 40 Hz (ver Tabla 7).



**Figura 30.** Captura de una señal inercial sobre el eje x del giroscopio tomada al realizar un movimiento de flexión/extensión de la rodilla para la realización de la base de datos del análisis espectral.

Una vez que se tienen las señales, se realiza el cálculo de la densidad espectral de energía (ESD, por sus siglas en inglés), esto para obtener un ancho de banda promedio de cada una de ellas. Para esto se calcula la transformada de Fourier en tiempo discreto de la señal  $x[n]$ :

$$X(f) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]e^{-j2\pi fn} \quad (1)$$

a partir de la cual se puede obtener la ESD con la relación:

$$ESD = \Psi_g(f) = |X(f)|^2, \quad [J/Hz] \quad (2)$$

Utilizando la ESD es posible obtener la distribución de la energía de la señal con relación a la frecuencia. Para definir el intervalo de frecuencias que se considerará existen varios criterios (Cohen, 1983). En este trabajo se utilizó el criterio del ancho de banda que contiene una fracción determinada de la energía de la señal (Cohen, 1983). Este criterio representa el ancho del espectro necesario para contener cierto porcentaje de la energía de la señal y está definido por la siguiente relación:

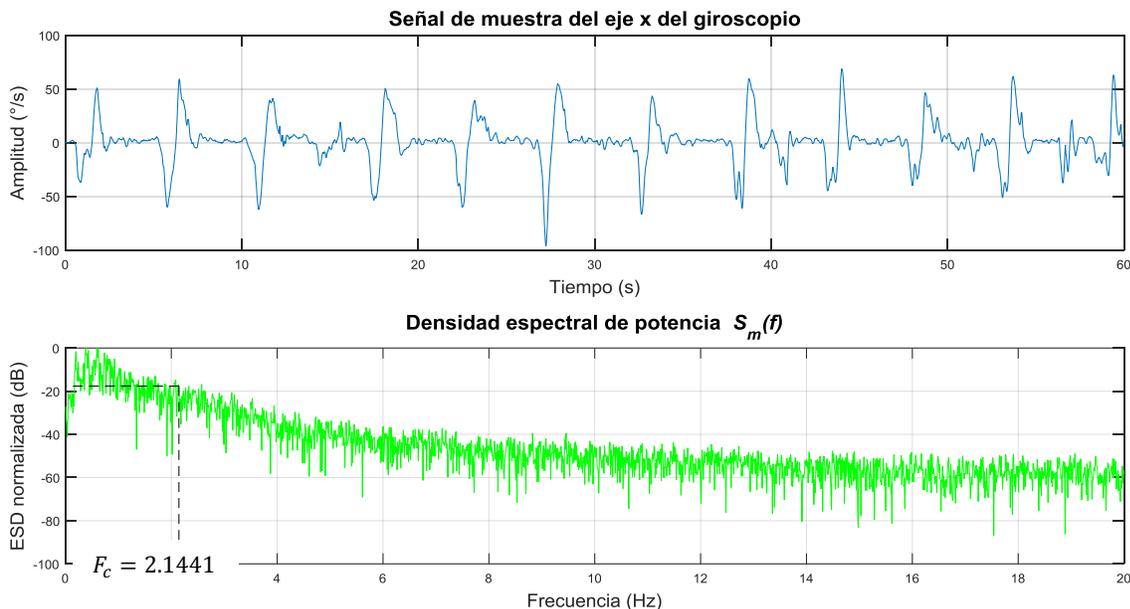
$$\int_{-B}^B \Psi_g(f)df = \alpha \int_{-\infty}^{\infty} \Psi_g(f)df \quad (3)$$

donde  $2B$  es el ancho de banda bilateral que contiene la fracción deseada de energía  $\alpha$  es el equivalente decimal del porcentaje de energía. Los valores más utilizados de  $\alpha$  son 0.95 (95 %) y 0.99 (99 %) (Cabral, 2014). Para este trabajo se utilizó un valor de  $\alpha = 0.97$ . Implementando este criterio se obtiene el valor del ancho de banda que contiene la cantidad de porcentaje de energía definido. Este ancho de banda se utiliza para determinar la frecuencia de corte para el diseño del filtro digital. Específicamente, la frecuencia de corte del filtro se relaciona con el ancho de banda de la señal como:

$$F_c = B \quad (4)$$

donde  $F_c$  corresponde a la frecuencia de corte y  $B$  al ancho de banda de la señal.

En la figura 31 se muestra la señal correspondiente al eje x del giroscopio entregada por el sensor inercial, esta señal se representa en el tiempo y en la frecuencia. Además, se puede observar que en la gráfica que la densidad espectral de energía se agregó una línea punteada que indica la frecuencia de corte que se obtuvo con los cálculos presentados anteriormente, la cual tiene un valor de 2.1441 Hz. Estos cálculos se realizan para cada uno de los ejes correspondientes a los sensores utilizados (acelerómetro y giroscopio). La frecuencia de corte que se obtiene es la que se utiliza para el diseño del filtro digital.



**Figura 31.** Señal entregada por el eje  $x$  del giroscopio, donde se muestra el contenido espectral de la misma y el ancho de banda promedio obtenido del análisis espectral.

El nivel de complejidad del algoritmo de filtrado depende en gran medida de la aplicación de interés, además del tipo y calidad de las lecturas de los sensores que se utilicen (Cabral Pacheco, 2014). Como la

aplicación que se desea implementar es la detección y clasificación de movimientos humanos, un filtro de promedio móvil simple (*“simple moving average filter”*) es suficiente para reducir el efecto del ruido (Ghasemzadeh, H., Ostadabbas, S., Guenterberg, E., & Pantelopoulos, 2013). Este tipo de filtro es un filtro de respuesta al impulso finita (FIR, por sus siglas en inglés), los cuales de acuerdo a (Oppenheim, 1999) están definidos como:

$$y[n] = \sum_{k=0}^{M-1} b_k x[n-k] \quad (5)$$

donde  $y[n]$  representa el valor ponderado de la muestra actual y los  $M$  valores anteriores a ella.  $b_k$  representa los  $k$  coeficientes del filtro.

Se utilizó un filtro de promedio móvil (*“moving – average filter”*) de largo  $M$ , donde la salida actual consiste en el promedio de las últimas  $M$  muestras de la entrada, se puede representar de la siguiente manera:

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} x[n-k] \quad (6)$$

de acuerdo a (Oppenheim, 1999) este filtro tiene una respuesta al impulso igual a:

$$h[n] = \begin{cases} \frac{1}{M} & \text{si } n = 0 \dots M - 1 \\ 0 & \text{en otro caso} \end{cases} \quad (7)$$

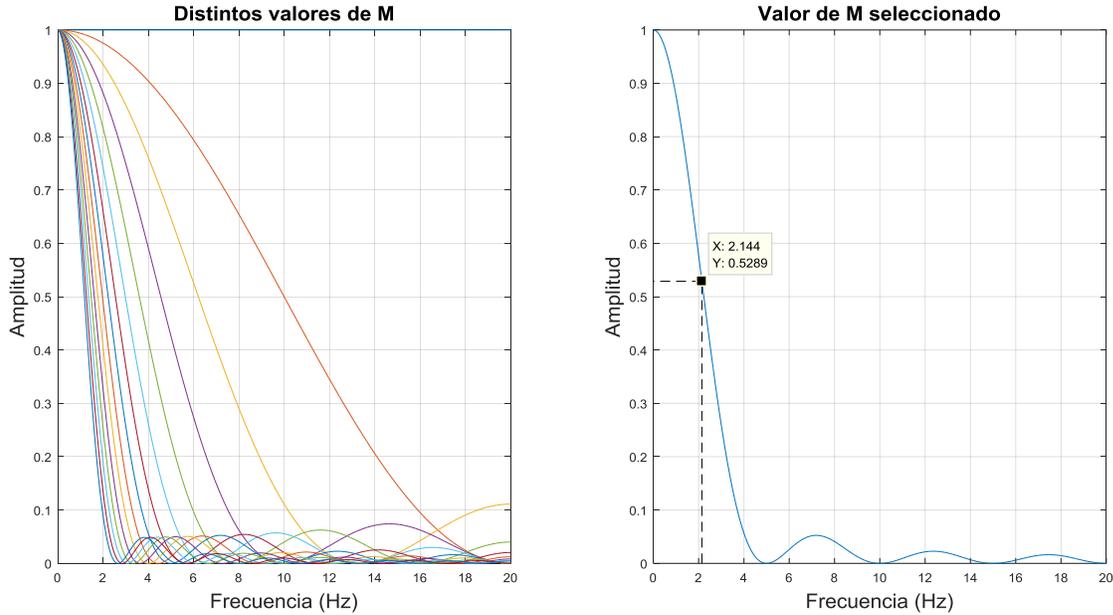
y una respuesta en frecuencia representada por :

$$|He^{j\omega}| = \frac{1}{M} \frac{\sin(\frac{\omega M}{2})}{\sin(\frac{\omega}{2})} \quad (8)$$

Donde  $H$  es la respuesta en frecuencia del sistema,  $w$  es la frecuencia angular y  $M$  representa el número de muestras de entrada que define el orden del filtro.

Dentro de este filtro valores pequeños de  $M$  conducen a una salida irregular  $y[n]$ , la cual es vulnerable a las variaciones grandes de  $x[n]$  (Oppenheim, 1999). De manera contraria, valores grandes de  $M$  hacen

al filtro menos vulnerable a ese tipo de variaciones, sin embargo el incremento de la longitud del filtro eleva su carga computacional, por lo que, se calculó el tamaño de  $M$  para cada una de las señales correspondientes a cada eje del sensor inercial como se ve en la figura 32. Cada tamaño de  $M$  debe hacer que la señal se acerque más a la frecuencia de corte seleccionada tomando en cuenta el criterio de -3 dB para el diseño del filtro.



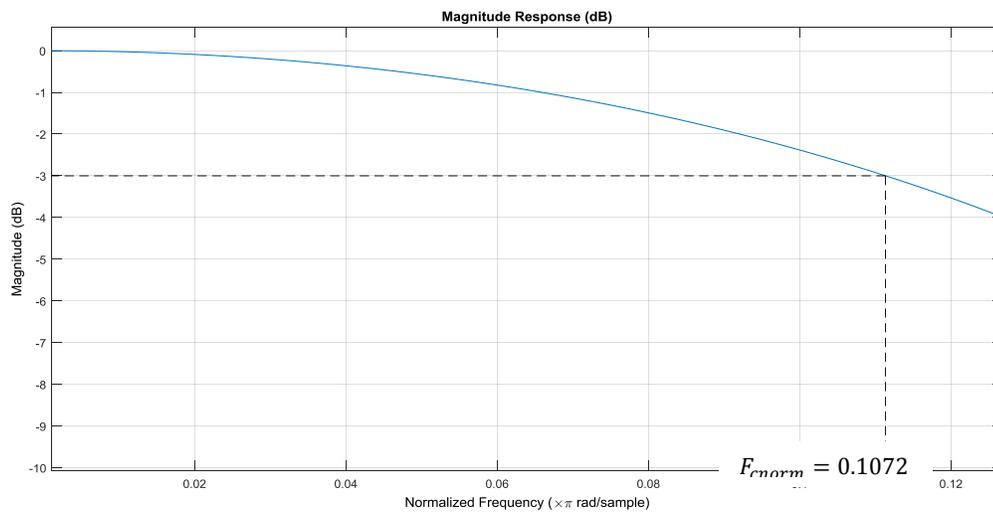
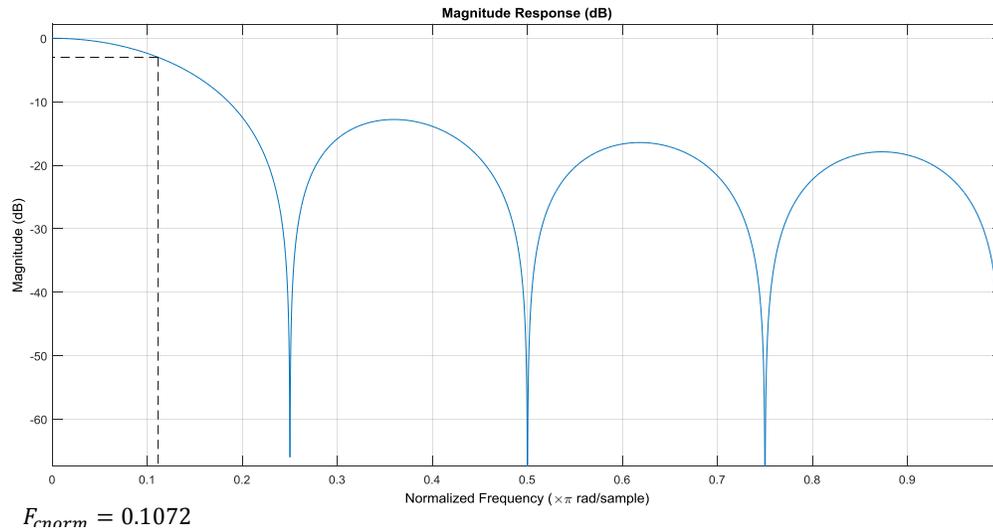
**Figura 32.** Cálculo del valor de  $M$  conveniente a utilizar en el diseño del filtro. En el lado izquierdo se muestran distintos valores de  $M$  que se calcularon. En el lado derecho se muestra el valor de  $M=8$  el cual hace que la señal se acerque más a la frecuencia de corte seleccionada para el diseño del filtro,  $F_c = 2.1441 \text{ Hz}$ . El criterio que se tomó fue el de -3 dB, por lo que la frecuencia de corte debe estar lo más cerca posible a la mitad de la energía de la señal.

En la Figura 33 se puede observar la respuesta en frecuencia del filtro, donde se nota cómo éste deja pasar mayormente las componentes espectrales por debajo de la frecuencia de corte  $F_c$ , la cual está normalizada a  $\pi \text{ rad}/\text{muestra}$ , por lo tanto el valor de la frecuencia de corte normalizada sería:

$$F_{c\text{norm}} = \frac{2\pi F_c}{F_s} \quad (9)$$

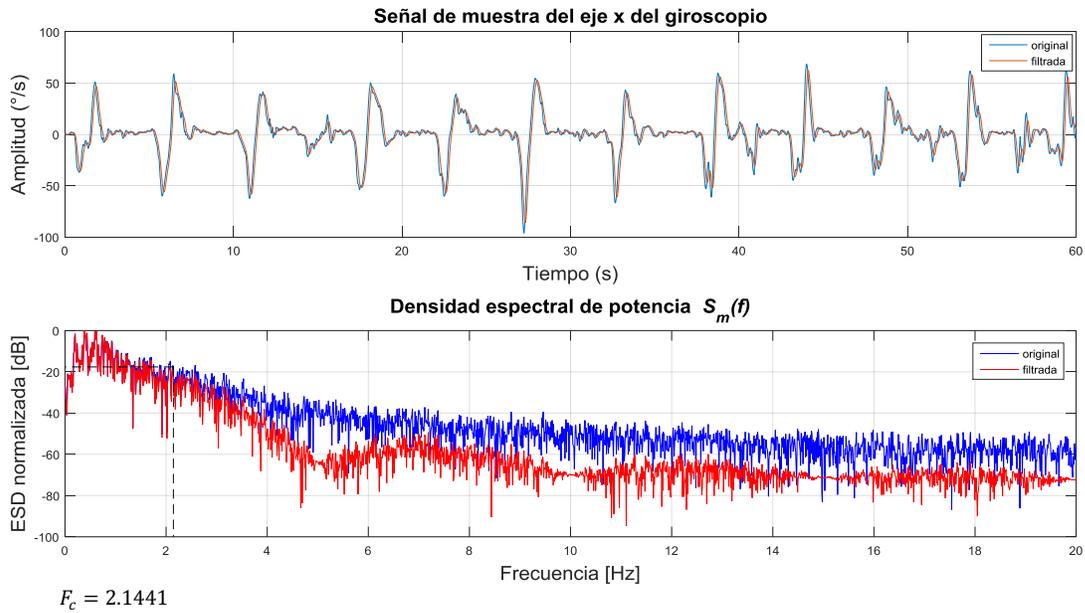
donde,  $F_s$  corresponde a la frecuencia de muestreo de 40 Hz, por lo tanto, la frecuencia de corte normalizada para el caso del eje  $x$  del giroscopio mostrado en la Figura 32 sería de:

$$F_{c\text{norm}} = 0.1072 \pi \text{ rad}/\text{muestra} \quad (10)$$



**Figura 33.** Respuesta en frecuencia del filtro de promedio móvil con una  $F_{cnorm} = 0.1072 \pi rad/muestra$  ó  $F_c = 2.1441$  Hz.

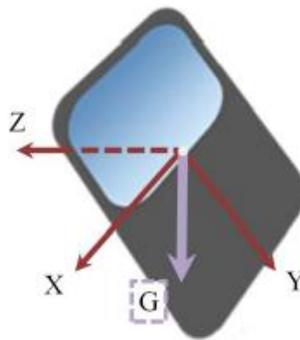
El resultado de aplicar el filtro diseñado a una señal obtenida de los sensores inerciales guardadas en la base de datos de muestras (en este ejemplo el eje  $x$  del giroscopio), se muestra en la Figura 34, donde se observa un suavizado de la señal y un decremento de la ESD a partir de la frecuencia de corte.



**Figura 34.** Señal resultante antes y después de aplicar el filtro (parte superior). ESD de la señal original y filtrada (parte inferior).

#### 4.6.1.4 Corrección de la orientación de los ejes del sensor

Dado que se utilizan sensores inerciales como el acelerómetro para determinar actividades de movimientos, es necesario contar con un sistema de referencia fijo. Cuando no se tiene este sistema de referencia fijo, las evaluaciones de las señales se ven afectadas por el desplazamiento de orientación. Cada sensor cuenta con tres ejes, los cuales dan un sistema de coordenadas  $x, y$  y  $z$ , esto genera que cada sensor cuente con su propio sistema de referencia, dicho de otra manera, las posiciones de referencia varían en cada sensor dependiendo de la posición en que se coloquen al utilizarlos como se muestra en la figura 35.



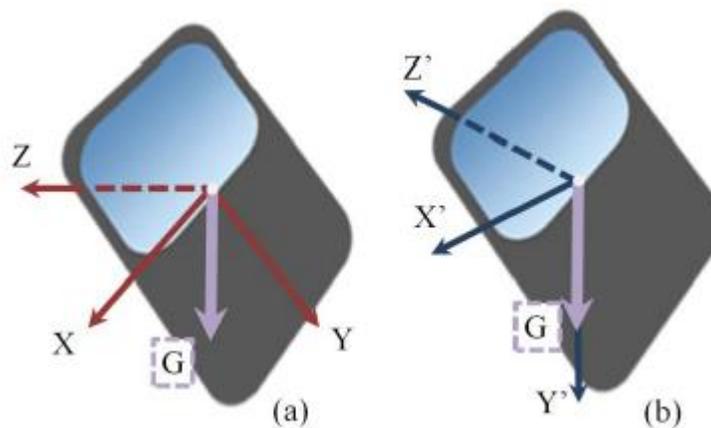
**Figura 35.** Ejes no calibrados del acelerómetro, donde  $G$  representa a la constante de gravitación universal  $9.80665 \text{ m/s}^2 = 1 \text{ g}$  (Tundo, Lemaire, & Baddour, 2013).

Para la calibración de los ejes se implementó una matriz de rotación descrita en el trabajo de (Tundo et al., 2013), la cual describe una orientación del sistema de coordenadas respecto a otra orientación que se deseé. Un vector inicial  $\vec{V}_i$  en un marco de referencia  $F$ , se puede transformar en un vector deseado  $\vec{V}_f$  en un marco de rotación, esto se obtiene multiplicando la matriz de rotación  $R$  por  $\vec{V}_i$

$$\vec{V}_f = R\vec{V}_i, \quad (11)$$

$$\begin{Bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{Bmatrix} = R \begin{Bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{Bmatrix}$$

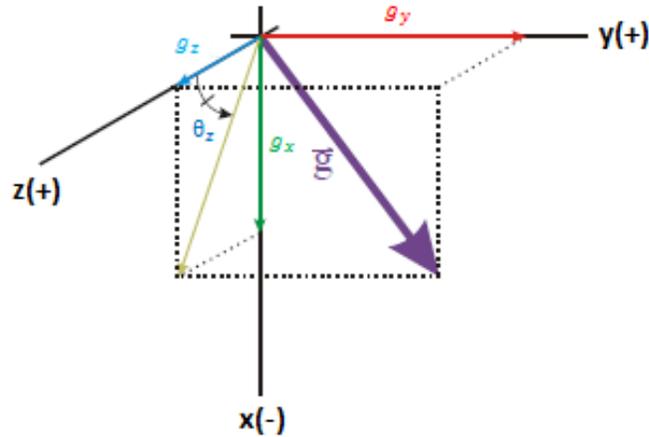
donde el vector inicial de gravedad  $\vec{V}_i$  es una muestra promediada de datos con duración de 60 segundos tomados del acelerómetro con el usuario en la postura correcta sin realizar ningún movimiento, esto para producir el vector  $\vec{V}_i = X\hat{i} + Y\hat{j} + Z\hat{k}$ . El vector deseado será  $\vec{V}_f = X'\hat{i} + Y'\hat{j} + Z'\hat{k}$ , donde los valores del vector deseado son  $\vec{V}_f = (0, 1g, 0)$ , lo que indica que el eje de gravedad de la tierra pasa por el eje  $Y'$  del acelerómetro. Esto se puede ver de manera más clara en la figura 36. De esta manera se tiene un sistema de referencia fijo al eje de gravedad de la tierra donde los datos obtenidos por los ejes del acelerómetro se adaptan virtualmente a este nuevo sistema de referencia. Teniendo el sistema de referencia fijo, ya se pueden realizar los cálculos necesarios para obtener la orientación del dispositivo.



**Figura 36.** (a) Posición no calibrada (XYZ). El vector de gravedad (G) se divide en componentes a lo largo de X, Y y Z. (b) Posición calibrada (X'Y'Z') después de la transformación. El vector de gravedad (G) se encuentra a lo largo del eje  $Y'$  positivo, lo que representa que la posición del dispositivo es vertical (Tundo et al., 2013).

#### 4.6.1.5 Cálculo de ángulos para el establecimiento de los límites

Una aplicación importante de los datos inerciales es la determinación de la orientación del dispositivo. Esto puede lograrse mediante el análisis geométrico de los datos del acelerómetro. La orientación del dispositivo con relación al vector de gravedad se realiza a partir de los datos recopilados por el acelerómetro, donde las proyecciones planares de éste, forman un conjunto de ángulos con respecto a los ejes del dispositivo como se ve en la figura 37.



**Figura 37.** Vector de gravedad  $\vec{g}$  con respecto al sistema de coordenadas del sensor utilizado (acelerómetro).

Con base en la figura 37 se pueden calcular los ángulos existentes en cada plano entre las componentes  $x$ ,  $y$ ,  $z$  del vector de gravedad. De esta manera se tiene que el ángulo  $\theta_z$  que se encuentra entre las componentes  $g_z$  y  $g_x$  se obtiene de la forma:

$$\theta_z = \tan^{-1} \left[ \frac{g_x}{g_z} \right] \quad (12)$$

de igual manera se obtienen los ángulos faltantes

$$\theta_y = \tan^{-1} \left[ \frac{g_z}{g_y} \right] \quad (13)$$

$$\theta_x = \tan^{-1} \left[ \frac{g_y}{g_x} \right] \quad (14)$$

como se puede observar de las ecuaciones, se trata de realizar un análisis geométrico de las componentes del acelerómetro. De esta manera, es posible calcular los ángulos generados por las componentes del

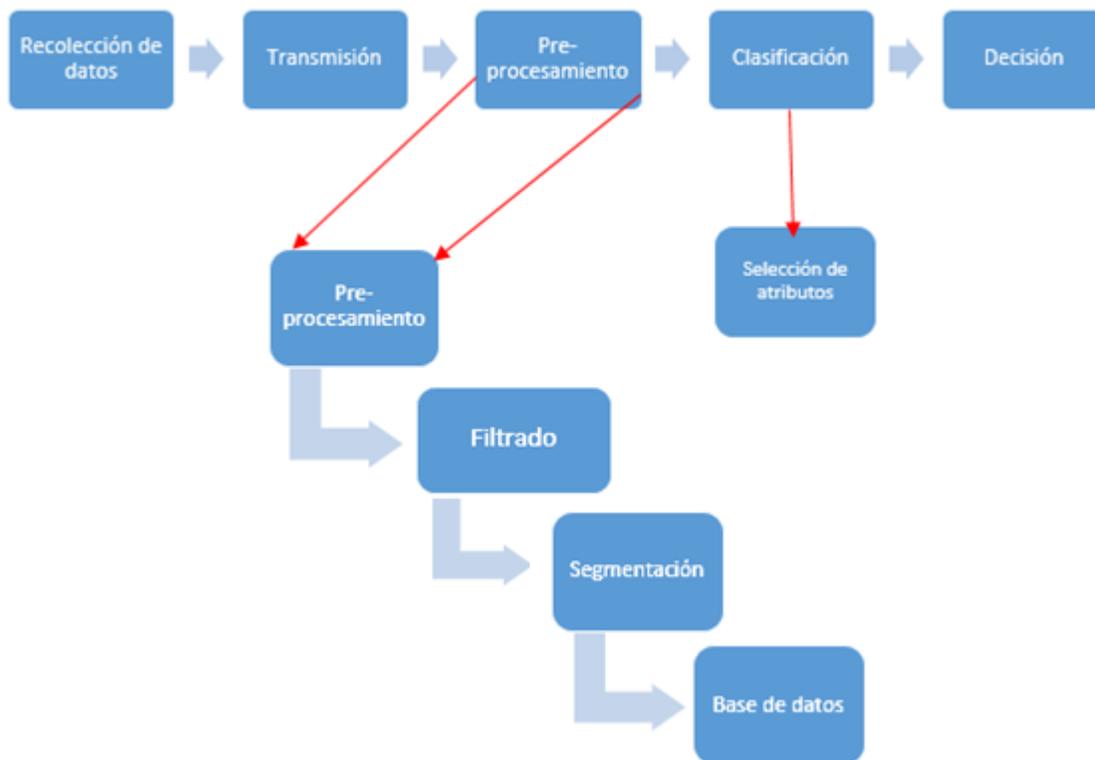
acelerómetro al realizar un movimiento, con lo cual se pueden obtener los ángulos de interés descritos en la sección 4.4.

Teniendo en cuenta todo lo mencionado anteriormente, es necesario tener una buena localización de los sensores sobre la extremidad a evaluar, ya que, una localización correcta entrega datos relevantes sobre el movimiento, caso contrario si se tiene una mala localización se puede estar generando información no relevante e inclusive no necesaria para la caracterización del movimiento a evaluar.

#### **4.7 Evaluación objetiva de ejercicios de rehabilitación utilizando aprendizaje automático**

De igual forma que los ejercicios de rehabilitación utilizando umbrales, el movimiento utilizado para la evaluación implementando aprendizaje automático también cuenta con ciertos criterios que se deben tomar en cuenta a la hora de desarrollar un sistema para el correcto procesamiento de las señales generadas por éste. Como se puede observar en la figura 20, la posición de referencia se obtiene cuando la rodilla flexionada tiene un ángulo vertical de  $90^\circ$ . Es a partir de esta posición donde se comienza a elevar la pierna despegando la rodilla del punto de apoyo y manteniendo la cadera con el menor movimiento posible. De igual manera que en el movimiento descrito en la sección 4.3, la postura que debe adoptar el paciente para la realización de este movimiento es de importancia. Pero existe diferencia con respecto al movimiento de flexión/extensión de la rodilla (con umbrales), donde existen ciertas pautas que se utilizan para determinar si el movimiento se realizó correctamente o no, como lo son los ángulos y los tiempos establecidos por el fisioterapeuta. La diferencia es que para este movimiento de elevación de pierna acostado boca abajo es más difícil el efectuar una clasificación de si se realizó correctamente el movimiento o no. Esto es por el movimiento presente en la extremidad en los diferentes planos de la simetría humana, a diferencia del movimiento de flexión extensión, el cual actúa sobre el plano sagital (ver figura 2), es por esto que los grados de libertad de movimiento en el sistema de coordenadas para el movimiento de elevación de pierna son más, llegando a tener movilidad en los tres planos. Para identificar los eventos de movimiento se propone utilizar un clasificador, los cuales utilizan comúnmente como entrada patrones de datos conocidos como vectores de atributos, tal y como se menciona en la 2.5.1.

Es por lo descrito anteriormente que se decidió implementar el sistema propuesto en la sección 4.4, el cual se puede observar en la figura 38, donde se incluyen también las etapas correspondientes al pre-procesamiento y la clasificación.



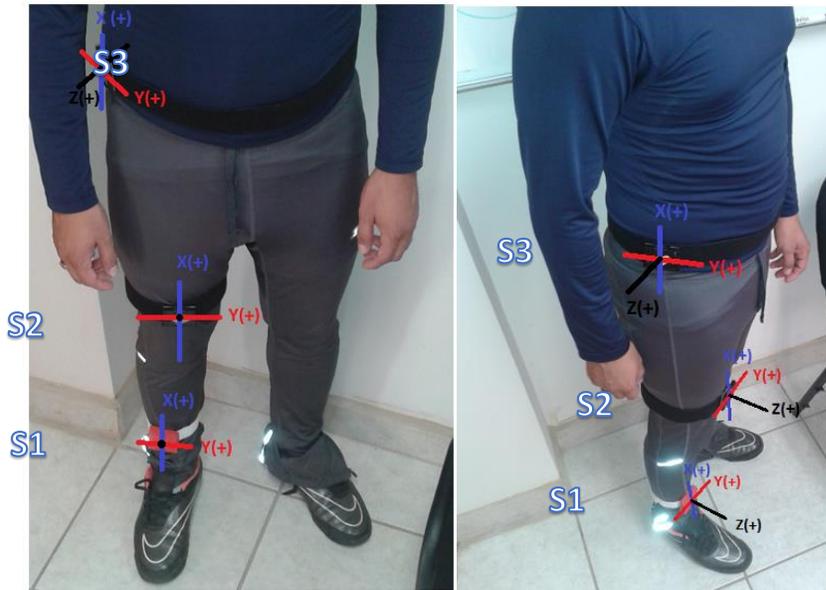
**Figura 38.** Esquema del sistema propuesto para su implementación en el ejercicio de elevación de pierna. Además, se tienen las etapas correspondientes al pre-procesamiento y a la clasificación.

Para la etapa de filtrado se implementó el mismo filtro diseñado y descrito en la sección 4.6.1.3, por lo que, más adelante solo se describirán las etapas restantes. De igual manera, se realizaron pruebas implementando diferentes locaciones de los sensores inerciales sobre la extremidad a tratar (escenarios). Estos “escenarios” propuestos se describirán en los capítulos siguientes.

#### 4.7.1 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior

##### 4.7.1.1 Primer escenario

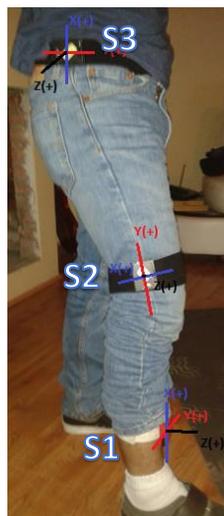
En este primer escenario, la localización de los sensores se realizó tomando en cuenta cada una de las articulaciones involucradas en la realización del movimiento. Como este movimiento involucra la extremidad inferior completa, se decidió ubicar un nodo sensor por articulación como se muestra en la figura 39, donde el sensor uno (S1) se ubica en la misma posición utilizada en el movimiento descrito en la sección 4.6.1.1, 4 dedos por encima del tobillo, el sensor dos (S2) se ubica 4 dedos por encima de la rodilla (en la pierna) por la parte frontal, y por último, el sensor tres (S3) se ubica en la articulación de la cadera.



**Figura 39.** Ubicación de los nodos sensores sobre la extremidad inferior a evaluar con el primer escenario propuesto.

#### 4.7.1.2 Segundo escenario

En este segundo escenario, la localización de los sensores se realizó de manera similar al anterior, tomando en cuenta cada una de las articulaciones involucradas en la realización del movimiento. Dentro del posicionamiento de los sensores, el único que tuvo una localización diferente fue el S2, ya que se observó que en el primer escenario las señales obtenidas por éste, contenían ruido generado por el impacto presente entre el sensor y la base (cama, piso, mesa, etc.), dado la naturaleza del movimiento. El S2 quedó pues en la parte lateral de la articulación de la rodilla como se muestra en la figura 40.



**Figura 40.** Reubicación del nodo sensor sobre la extremidad inferior a evaluar implementando un segundo escenario.

#### 4.7.1.2 Tercer escenario

Se implementó un tercer escenario donde, al igual que en el escenario anterior, se modificó la posición del S2, colocándose en la parte anterior de la pierna, para poder observar que tanto se modificaban las señales obtenidas. La posición del sensor dos (S2) para este escenario se muestra en la figura 41.



**Figura 41.** Reubicación del sensor dos (S2) dentro del escenario propuesto.

Con esta nueva ubicación del S2 se observó que se reduce en gran medida el ruido en las señales obtenidas por él mismo, ya que se elimina la interacción directa del sensor con la base en la cual se realiza el movimiento.

Los resultados obtenidos por este escenario al igual que los mencionados en las secciones anteriores, se describen en capítulos posteriores (ver capítulos 5.1.2.2 y 5.2). Además, se mencionará como se llegó a la conclusión de cual escenario era el óptimo a implementar.

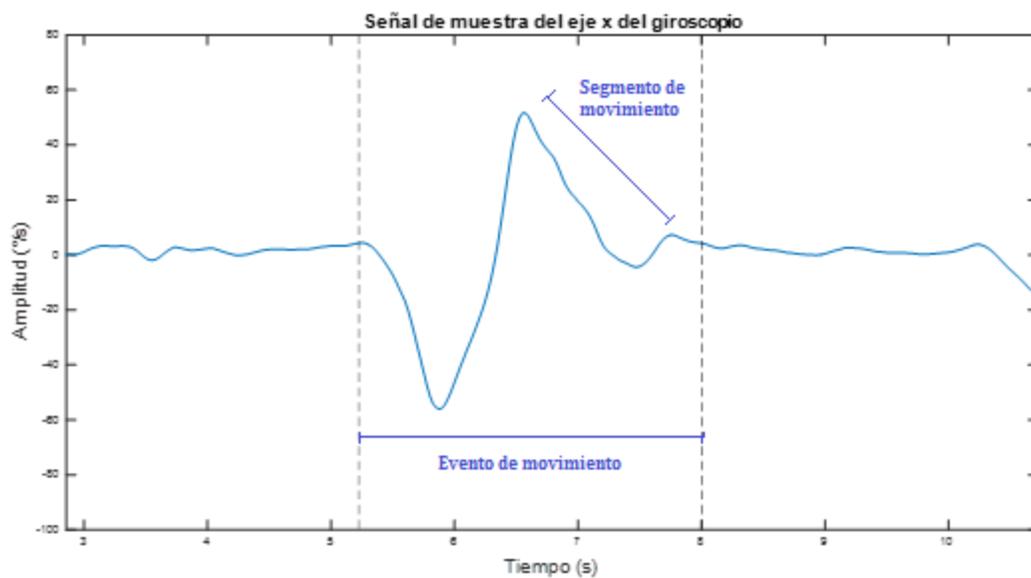
Una vez presentada la localización de los nodos sensores, a continuación se describirán las etapas correspondientes al pre-procesamiento y los resultados obtenidos por los mismos.

#### 4.7.2. Segmentación y base de datos

La segmentación es la detección del inicio y final de un evento de movimiento intencionado y puede ser visto como el descubrimiento de una sección específica en una señal continua que representa a dicho evento de movimiento (Cabral Pacheco, 2014), es decir, con la segmentación se pueden separar las

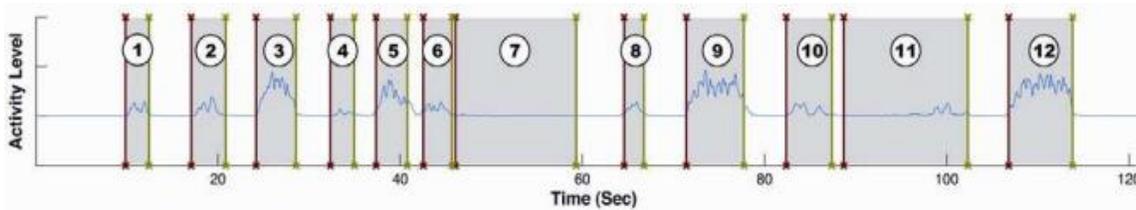
secciones de eventos donde existe el movimiento deseado o de interés, de las demás secciones que no lo son. Una buena segmentación del evento de movimiento es la base para el análisis de él mismo por la etapa de clasificación, ya que por medio de la segmentación se puede separar un evento de movimiento en los instantes correctos.

Con base en lo anterior, es necesario pues, conocer la posición espacio temporal en la que comienzan y terminan las secciones de interés. Para esto es necesario conocer la terminología que se emplea para los movimientos humanos desde el punto de vista de la señal, como eventos de movimiento, segmentos de movimiento y actividad (ver figura 42). Los eventos de movimiento, abarcan una secuencia de segmentos de movimiento representados como una unidad de movimiento atómica, sin traslape, que se puede caracterizar por su trayectoria espacio – temporal (Cabral Pacheco, 2014). Finalmente, una actividad describe entonces, una situación que puede consistir de varios eventos de movimiento.



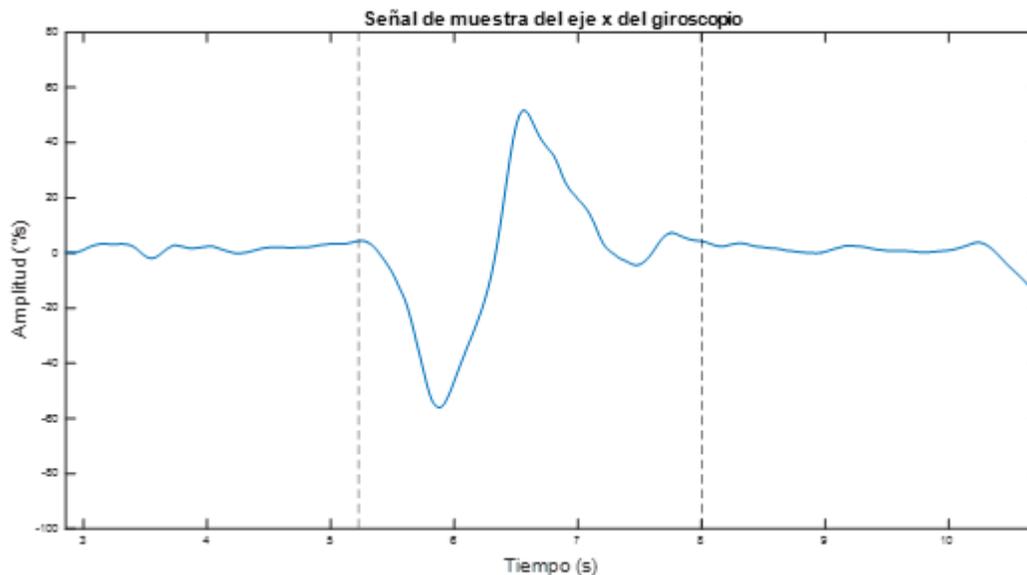
**Figura 42.** Terminología de los movimientos humanos desde el punto de vista de la señal.

Con base en lo anterior, se utilizó una segmentación manual, la cual puede realizarse utilizando uno de varios enfoques. Registrar el tiempo de cada acción es una forma de segmentación. Esta segmentación manual se realizó mediante la inspección visual de la señal en el tiempo. Existen trabajos como (Guenterberg, E., Ostadabbas, S., Ghasemzadeh, H., & Jafari, 2009) donde se realiza este tipo de segmentación para el reconocimiento de distintas actividades diarias, como se muestra en la figura 43. Dado que el objetivo del trabajo no se enfoca en lograr una clasificación óptima ni completamente automatizada, se considera que este método de segmentación es suficiente para probar la viabilidad del sistema propuesto.



**Figura 43.** Segmentación de una señal correspondiente a un nivel de actividad para diferentes acciones realizadas cotidianamente (Guenterberg, E., Ostadabbas, S., Ghasemzadeh, H., & Jafari, 2009).

Otro punto a tomar en cuenta durante la segmentación, es la elección de una señal apropiada para llevarla a cabo. Como se muestra en (Cabral Pacheco, 2014), no se requiere utilizar todas las señales inerciales que entregan los sensores, ya que generalmente estas señales están sincronizadas. En la figura 44 se muestra un segmento de la señal obtenida, el cual describe un movimiento de elevación de pierna en posición decúbito prono. El eje mostrado corresponde al eje “x” del giroscopio del sensor uno.



**Figura 44.** Segmento de la señal que describe un movimiento de elevación de pierna en decúbito prono.

Una vez que se tienen los eventos de movimiento de interés, es decir, los eventos donde se realiza el movimiento de rehabilitación únicamente, se crea un vector  $X_{seg}$  que contiene a cada una de las señales segmentadas, el cual está definido como:

$$X_{seg} = [x_{gyrox} \ x_{gyroy} \ x_{gyroz} \ x_{accelx} \ x_{accely} \ x_{accelz}] \quad (15)$$

Posteriormente se genera una base de datos que contiene los vectores con las señales segmentadas, para de esta manera, trabajar con las señales de interés únicamente. Esta base de datos se utiliza para lo que será la etapa de clasificación.

### 4.7.3 Selección de atributos y clasificación

La selección y extracción de atributos se realiza utilizando las secciones de interés obtenidas mediante la segmentación. Además, para la selección de atributos es necesario elegir uno que represente apropiadamente los movimientos que se desean clasificar, como se describe en el capítulo 2, para esto, nos basamos en trabajos previos como (Guerrero, 2012) y (Cabral Pacheco, 2014), donde se demostró que los valores de la energía de cada una de las señales de los sensores que representan a las instancias o secciones de interés, representaban de manera adecuada a movimientos del cuerpo humano. Es por esta razón que se decidió utilizar la energía como atributo para la clasificación de las señales. Este atributo se obtuvo de cada una de las señales de la manera siguiente:

$$E_{sensor} = \sum_{lim_1}^{lim_2} |x_{sen}|^2 \quad (16)$$

donde  $lim_1$  y  $lim_2$  son los límites del evento de movimiento y  $x_{sen}$  son cada una de las señales segmentadas que se encuentran dentro de la ecuación 15. Por lo tanto, al calcular la energía de cada evento de movimiento se puede definir un vector nuevo que contenga la energía de cada uno de estos como:

$$E_{sen} = [E_{gyrox} \ E_{gyroy} \ E_{gyroz} \ E_{accelx} \ E_{accely} \ E_{accelz}] \quad (17)$$

esto se realiza para cada una de las señales inerciales obtenidas por los sensores, por lo que se tiene un vector de 6 atributos por cada IMU. Este vector es el que se toma de entrada para alimentar al clasificador a utilizar.

Como se menciona en el capítulo 2, los clasificadores se utilizan para que el sistema pueda decidir a qué clase pertenece la muestra que se está utilizando. En este sentido, el sistema de clasificación necesita tener un conjunto de datos de entrenamiento (vector de atributos), los cuales se construyen a partir de un conjunto de patrones para así poder realizar el reconocimiento de estos mismos. Además, es necesario conocer el tipo de entrenamiento que se realizará, es decir, supervisado o no supervisado (clustering). En este trabajo se implementa un entrenamiento supervisado, el cual se tiene cuando el conjunto de patrones utilizado tiene asociada una clase (p. ej. ya se sabe de antemano como se mueve la extremidad para realizar un movimiento de flexión y uno de extensión, por lo que los patrones pertenecerán a uno o a otro, o en su caso a ninguno).

Para lograr una clasificación del movimiento de rehabilitación correspondiente a la elevación de pierna en posición decúbito prono, se utilizaron distintos tipos de clasificadores contenidos en el software WEKA (“Weka 3 - Data Mining with Open Source Machine Learning Software in Java,” 2016). El cual es ampliamente aceptado por la comunidad de investigación y ha sido utilizado en diversos trabajos de investigación como por ejemplo (Guerrero, 2012). En el siguiente capítulo se muestran resultados de los diferentes clasificadores considerados, no obstante, se debe considerar que los parámetros de cada clasificador no fueron optimizados para la aplicación de rehabilitación. Por lo tanto, los resultados proporcionados no son considerados como concluyentes para la selección del mejor clasificador para la aplicación de esta tesis. No obstante, se considera que son suficientes para demostrar la viabilidad del sistema, ya que es razonable inferir que los resultados obtenidos por cada clasificador mejorarán si sus parámetros son optimizados para la aplicación considerada en este trabajo de tesis.

Además de los clasificadores, WEKA incluye funcionalidades como: procesado, clasificación, clustering, asociamiento, selección de atributos y visualización de datos. Dentro de este software se pueden encontrar una gran cantidad de clasificadores, con los cuales se pueden realizar una infinidad de implementaciones. Una de las ventajas que presenta WEKA, es que además de entregar la eficiencia presentada por el clasificador que se utiliza, presenta también la matriz de confusión. Esta matriz es una herramienta que permite la visualización del desempeño de un algoritmo que se emplea en aprendizaje supervisado. Mediante lo mencionado anteriormente, es posible decidir cuál de los clasificadores presenta un mejor desempeño para la clasificación y decisión de los movimientos deseados.

## Capítulo V Evaluación del sistema propuesto

### 5.1 Evaluación de ejercicios de rehabilitación utilizando umbrales

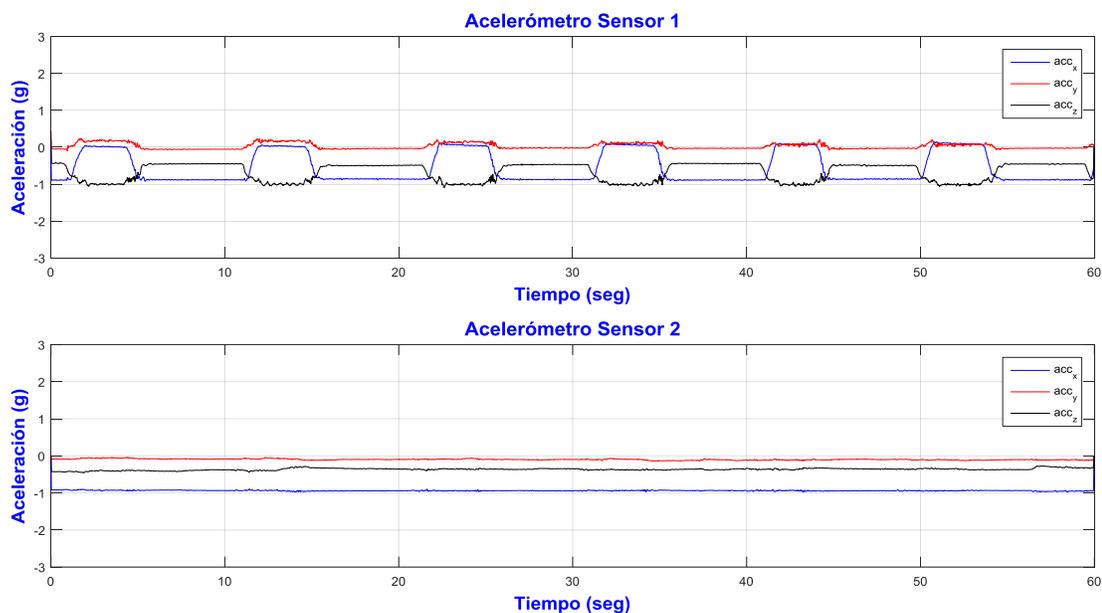
#### 5.1.1 Flexión/extensión de la rodilla

Como ya se ha mencionado el movimiento correspondiente a la flexión/extensión de la rodilla es el más común, ya que se utiliza tanto para valoración como para implementación en las rutinas de ejercicios. Este ejercicio se eligió junto con el especialista por lo mencionado anteriormente. La manera en que se realiza este ejercicio se detalló en el capítulo 4.3, por lo que se presentarán los resultados obtenidos durante la evaluación del sistema.

#### 5.1.2 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior

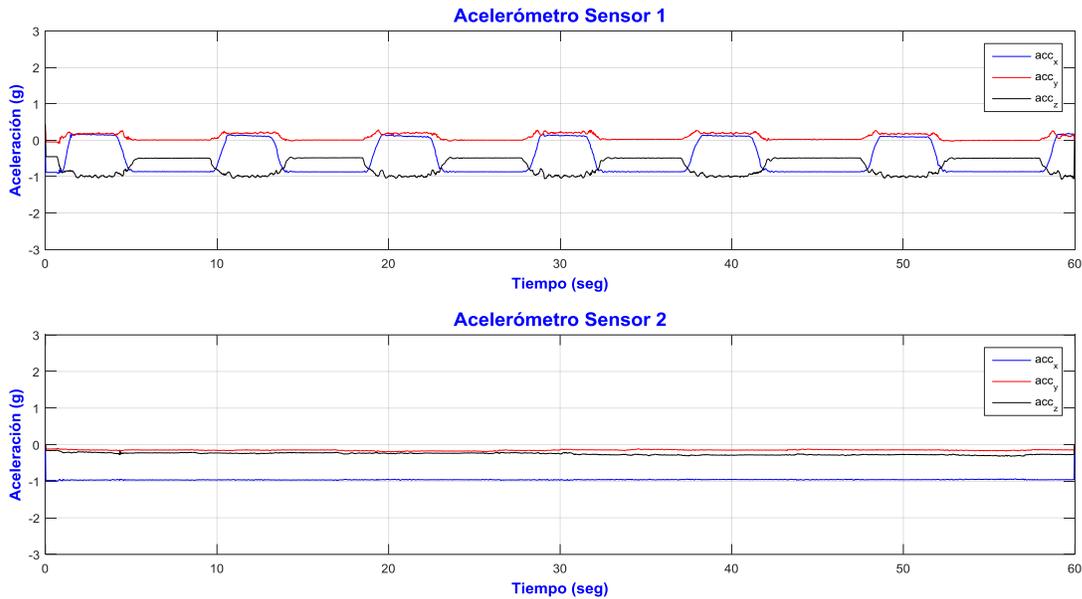
##### 5.1.2.2 Segundo acercamiento (localización seleccionada)

Las señales obtenidas al realizar el movimiento de rehabilitación adoptando una postura correcta y una postura incorrecta se pueden observar en la figura 45 y la figura 46 respectivamente.



**Figura 45.** Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de flexión/extensión de la rodilla adoptando una postura correcta. Se observa un acercamiento de los ejes correspondientes a los acelerómetros de ambos nodos sensores.

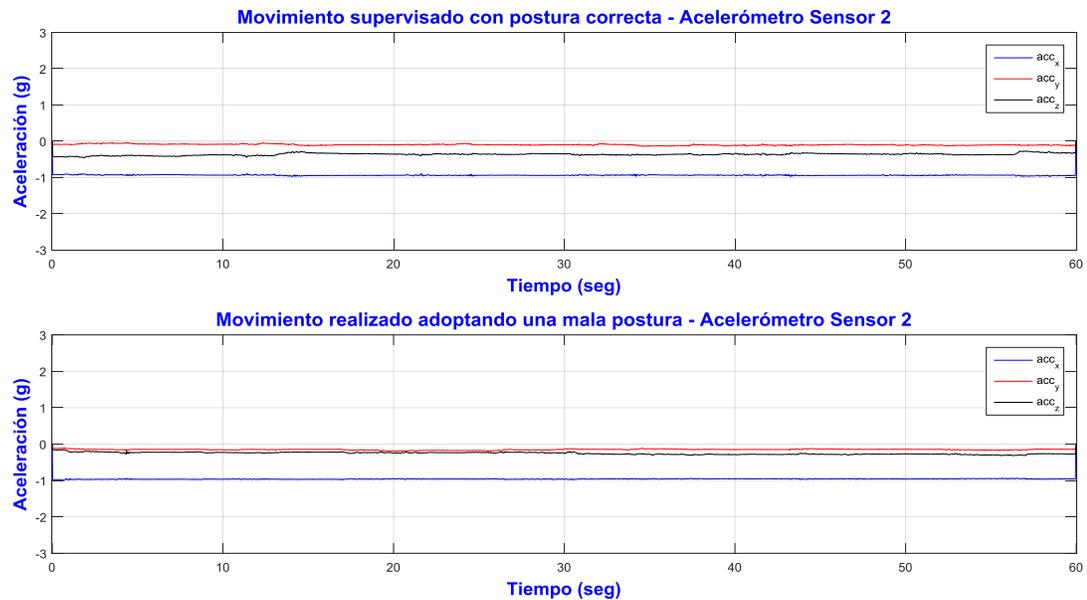
Al ejecutar el movimiento con una postura correcta y con el sensor dos ubicado en la espalda del paciente, se pudo observar que las señales obtenidas por el acelerómetro del S2 presentan menos variaciones a las obtenidas por este mismo en el primer acercamiento. La razón de esto, es porque se presenta menor movimiento en la parte superior del cuerpo (tronco).



**Figura 46.** Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de flexión/extensión de la rodilla adoptando una mala postura. Se observa un acercamiento a los ejes correspondientes a los acelerómetros de ambos nodos sensores.

Como se observa en la figura anterior, al realizar el movimiento adoptando una mala postura (para este caso inclinado hacia atrás) genera que las lecturas del eje z del acelerómetro del S2 varíen con respecto a cuándo se realiza adoptando una buena postura. Se puede observar que la magnitud de la señal del eje z aumenta de manera positiva. Esto ocurre por la razón que el eje z positivo del S2 apunta hacia atrás de la espalda (ver figura 28).

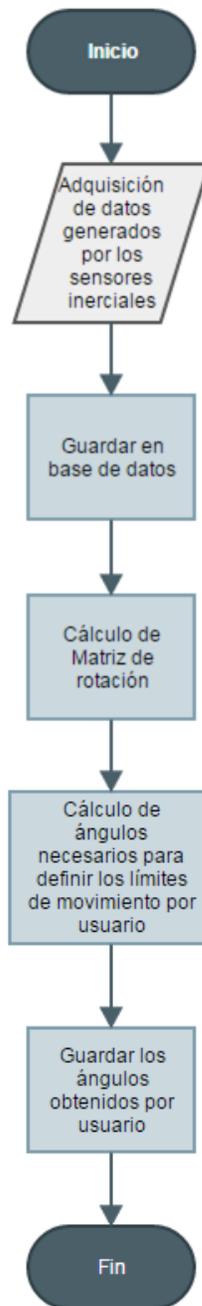
En la figura 47 se muestra de manera gráfica las variaciones que sufren las señales inerciales generadas por el S2 a la hora de realizar un movimiento supervisado y uno realizado con una mala postura.



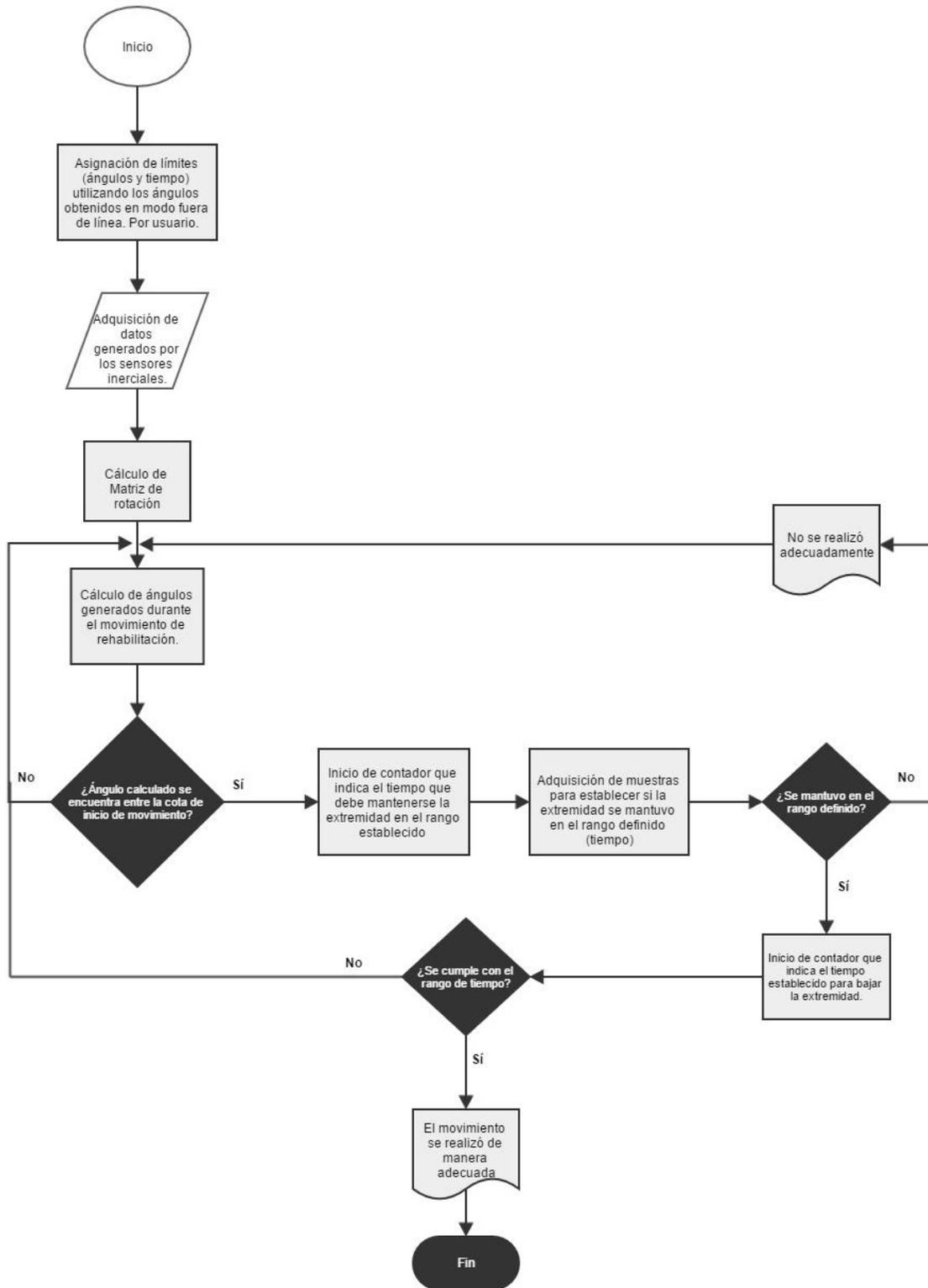
**Figura 47.** Comparación de las señales obtenidas por el S2 al realizar el movimiento de flexión/extensión de la rodilla adoptando una buena postura (parte superior) y una mala postura (parte inferior).

### 5.1.3 Cálculo de umbrales

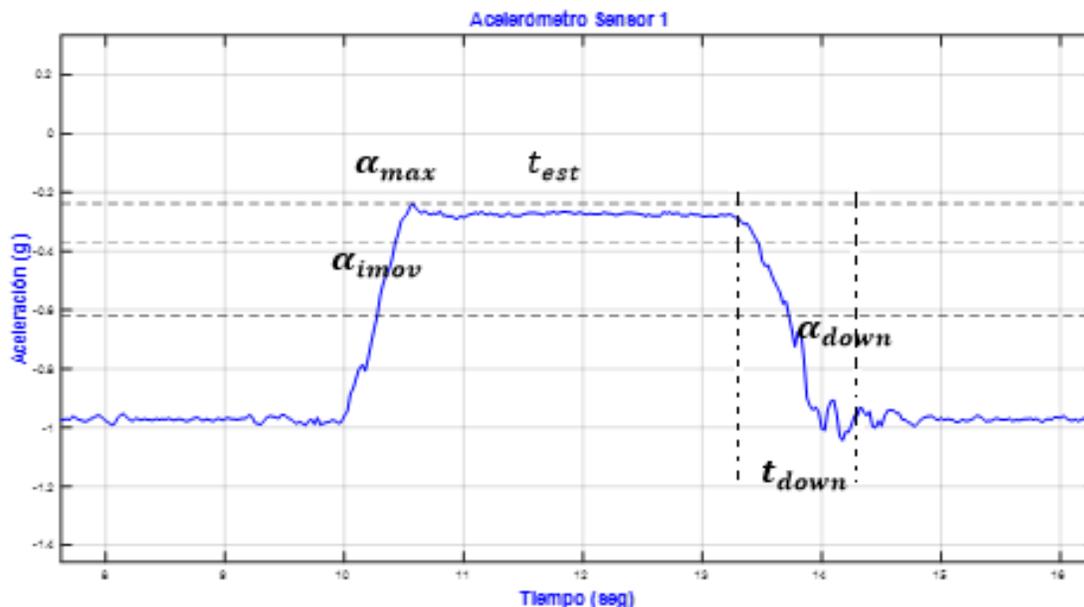
Una vez que se obtuvieron las señales generadas por los sensores inerciales se procedió a realizar los cálculos para la obtención de los ángulos y los rangos necesarios descritos anteriormente en la sección 4.2.3 para discernir entre un movimiento realizado correctamente y uno realizado de manera inadecuada, el cálculo de los ángulos se realizó mediante un análisis geométrico. El cálculo se realizó en dos partes: la primera se efectúa para el cálculo de los límites, esto se realiza fuera de línea utilizando los datos que generan los sensores inerciales a la hora de efectuar el movimiento de rehabilitación de manera supervisada (con el fisioterapeuta) para, con base en estos, establecer las cotas necesarias para la ejecución de un buen movimiento en tiempo real. La segunda parte utiliza los límites previamente calculados para poder realizar comparaciones en tiempo real y, de esta manera, poder determinar si se está realizando un buen movimiento o se está haciendo de manera inadecuada. A continuación se muestra como se efectuó el algoritmo para lo ya mencionado.



**Figura 48.** Metodología para el cálculo de ángulos necesarios (fuera de línea) para el establecimiento de los límites utilizados para la realización de un buen movimiento de rehabilitación física.



**Figura 49.** Metodología para la toma de decisión (en línea) sobre la realización del movimiento de flexión/extensión de la rodilla.



**Figura 50.** Señal obtenida por los sensores inerciales, la cual se encuentra entre los rangos (cotas) establecidos previamente.

Tal como se describe en la sección 4.6, se necesitan conocer el ángulo inicial ( $\alpha_{ini}$ ) que adopta la extremidad para comenzar a realizar el movimiento y el ángulo final ( $\alpha_{fin}$ ) que se adopta como el límite que debe cumplir el paciente, así como también el tiempo ( $t_{est}$ ) que debe mantenerse este último ángulo y el tiempo ( $t_{down}$ ) para regresar a la posición inicial. Como se puede observar en la figura 49, se tiene un movimiento de flexión/extensión de la rodilla en tiempo real, se puede ver que existen ciertos márgenes que establecen si el movimiento se realizó correctamente o no. La cota existente entre  $\alpha_{imov}$  (inicio de movimiento de rehabilitación) y  $\alpha_{max}$  (ángulo máximo) indica el margen donde se deben encontrar las muestras que se obtienen durante el tiempo  $t_{est}$  que debe mantenerse la pierna elevada. Si la cantidad de muestras que se obtienen durante este tiempo  $t_{est}$  es mayor o igual al 70 % del total de muestras del tiempo establecido (p. ej.  $t_{est} = 3$  segundos = 120 muestras) se considera que se mantuvo de manera adecuada la pierna elevada. De manera siguiente, al terminar el tiempo  $t_{est}$  establecido se tiene un nuevo margen de temporal  $t_{down}$  que indica el momento en el cual se debe bajar la pierna una vez cumplido con el margen  $t_{est}$ . Si durante el tiempo  $t_{down}$  se encuentra el ángulo  $\alpha_{down}$  indica que el pie ya ha bajado, por lo que al cumplir con todos estos márgenes mencionados se considera que se realizó de manera adecuada el movimiento de rehabilitación. A continuación se muestran algunos resultados obtenidos durante la evaluación del sistema.

**Tabla 8.** Resultados obtenidos durante la evaluación del sistema de detección de movimiento por medio de umbrales.

Usuarios	# de muestras que indican el tiempo estimado para mantener la pierna elevada <i>test = 4 seg = 160 muestras</i>	Muestras >= 70 %	# de muestras que indican el tiempo estimado para bajar la pierna <i>t<sub>down</sub></i>	$\alpha_{down}$ se encuentra entre <i>t<sub>down</sub></i>	Resultado del sistema
1	132	✓	40	✓	Bien Hecho
2	84	✗	40	-	Mal Hecho
3	120	✓	40	✗	Mal Hecho
4	124	✓	40	✓	Bien Hecho
5	113	✓	40	✓	Bien Hecho
6	180	✗	40	-	Mal Hecho
7	190	✗	40	-	Mal Hecho
8	70	✗	40	-	Mal Hecho
9	145	✓	40	✓	Bien Hecho
10	153	✓	40	✗	Mal Hecho
11	156	✓	40	✓	Bien Hecho

En la tabla 8 se tienen los resultados obtenidos durante la evaluación del sistema, cabe resaltar que el número de muestras obtenidas para  $t_{est}$  es el promedio de la realización de 7 movimientos por usuario, es decir, cada usuario realizó 7 veces el ejercicio de flexión/extensión de la rodilla para la evaluación del sistema. Se puede observar que al cumplir con las cotas establecidas el resultado del sistema es un movimiento realizado de manera adecuada. Por el contrario, al fallar alguna de las condiciones preestablecidas (margenes) automáticamente el sistema establece que el movimiento se realizó de manera inadecuada por lo que se tiene que realizar nuevamente el movimiento. El sistema funciona como se esperaba, puede discernir entre un movimiento realizado de manera adecuada y de uno realizado de manera inadecuada.

Se realizó otra prueba donde además de ver si se cumplía con las cotas establecidas se agregó un contador para establecer la rutina completa, tal y como se describe en el capítulo 4.6. Para este procedimiento se estableció junto con el fisioterapeuta que la rutina de ejercicios sería de 5 series de 10 repeticiones cada una, contando únicamente como repetición las realizadas de manera adecuada. Así pues, se tiene la rutina de rehabilitación establecida.

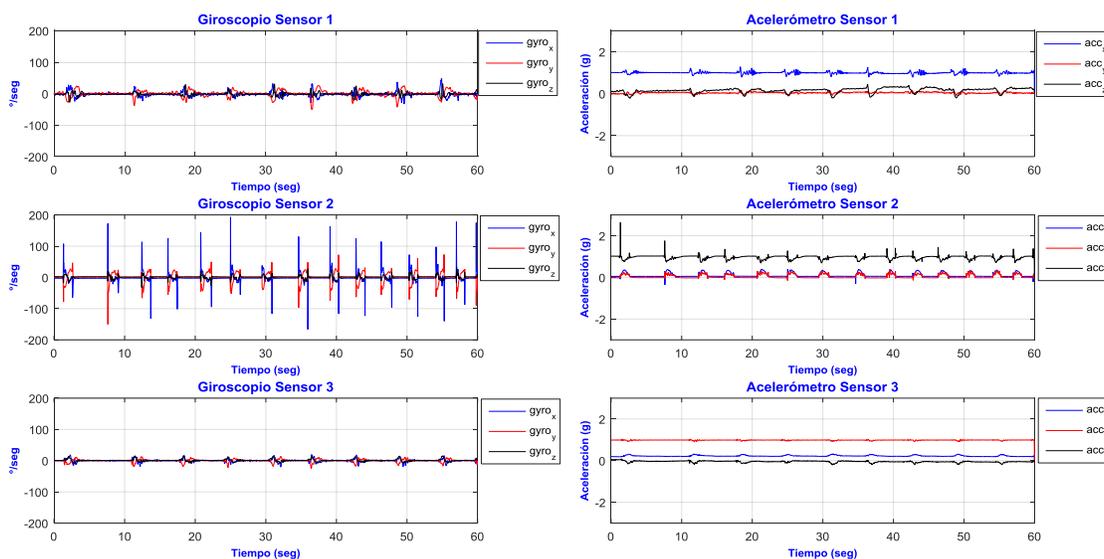
## 5.2 Evaluación de ejercicios de rehabilitación utilizando aprendizaje automático

De igual manera que el movimiento de flexión/extensión de la rodilla, el movimiento correspondiente a la elevación de pierna en posición decúbito prono, también es comúnmente utilizado para la rehabilitación de cadera, la cual es una de las causas por las que muchas personas se presentan a tomar terapias. Siguiendo la misma metodología, la manera en que se realiza este ejercicio se detalló en el capítulo 4.3, por lo que se presentarán los resultados obtenidos durante la evaluación del sistema.

### 5.2.1 Posicionamiento de los nodos sensores en la extremidad inferior

#### 5.2.1.1 Primer escenario

En la figura 51 se muestra un ejemplo de las señales obtenidas por los sensores inerciales correspondientes a los datos recopilados por estos mismos implementando la localización descrita anteriormente.

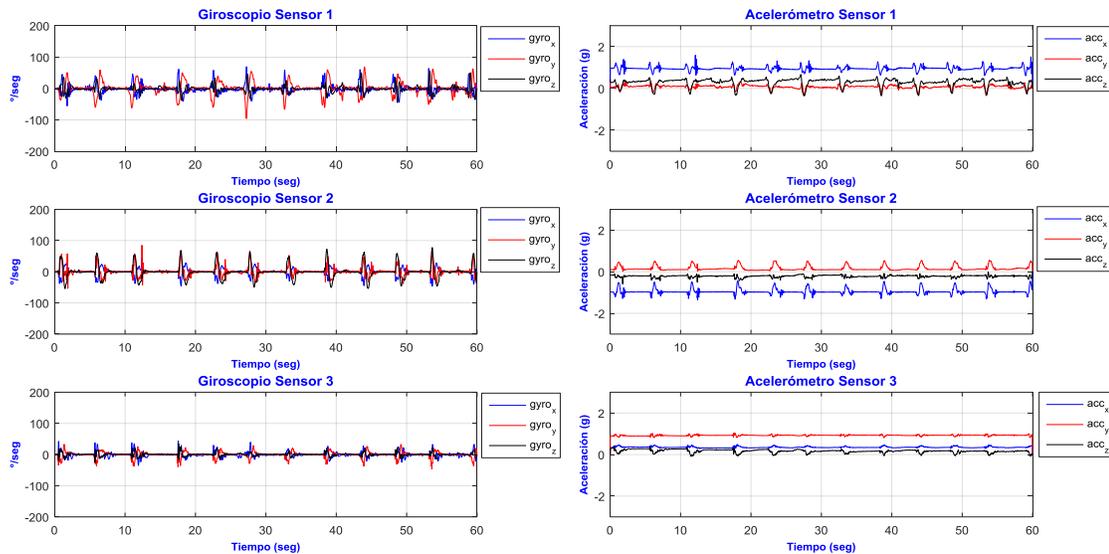


**Figura 51.** Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de elevación de pierna en posición decúbito supino.

Utilizando este posicionamiento de los nodos sensores se observó que se presentaba ruido en las señales obtenidas por el sensor dos (S2), esto por la interacción del sensor con la base. Por esta razón se decidió implementar otros escenarios.

### 5.2.1.2 Segundo escenario

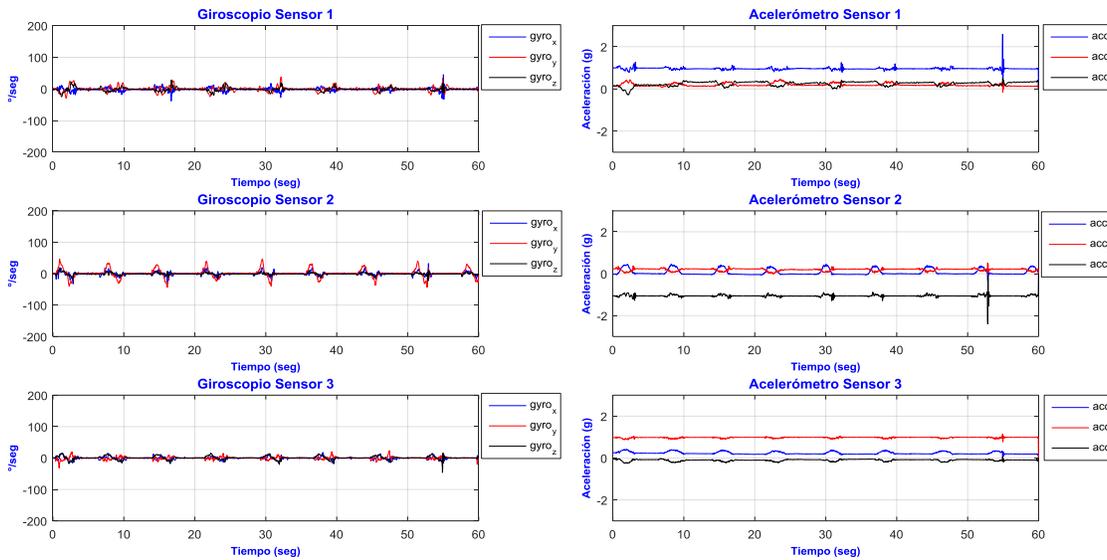
Con esta nueva localización del S2 se obtuvo una mejora en la reducción de ruido generado por la interacción del sensor con la base donde se está realizando el movimiento, ya que esta no existe directamente. Un ejemplo de las señales obtenidas con esta nueva ubicación de los sensores es la que se muestra en la figura 52.



**Figura 52.** Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de elevación de pierna en posición decúbito supino obtenidas en un segundo escenario.

### 5.2.1.3 Tercer escenario

Con esta nueva ubicación del S2 se observó que se elimina ruido en las señales obtenidas por él mismo, ya que se elimina la interacción directa del sensor con la base en la cual se realiza el movimiento. Un ejemplo de las señales inerciales obtenidas con este nuevo posicionamiento del sensor dos, es el que se muestra en la figura 53.



**Figura 53.** Señales inerciales obtenidas al realizar una secuencia de ejercicios de elevación de pierna en posición decúbito supino con un posicionamiento del sensor dos (S2) en la parte anterior de la pierna.

Teniendo los resultados obtenidos en los tres escenarios se procedió a realizar la elección del posicionamiento que mejor se adaptara al desarrollo de este trabajo, el criterio que se tomó se describirá en la siguiente sección.

#### 5.2.1.4 Elección de escenario

Una vez realizadas pruebas efectuando los diferentes escenarios propuestos, se optó por la implementación del segundo escenario como el óptimo para la realización de este trabajo. Algunos de los criterios que se tomaron para esta decisión fueron que además de reducir el ruido presente en las señales generadas por el S2, se obtiene información relevante del movimiento ya que se encuentra localizado muy cerca de la articulación de interés (rodilla), este punto es importante porque indica si el movimiento se inició o no, es decir, una vez que se adopta la posición de referencia (cuando la rodilla flexionada tiene un ángulo vertical de  $90^\circ$ ) se comienza a elevar la pierna despegando la rodilla del punto de apoyo, es por esta razón que mientras más cerca de la articulación se encuentre el sensor se puede esperar una mejor lectura de datos que describan al movimiento. En la figura 54 se muestran algunas de las señales obtenidas por los acelerómetros del S2 en los tres diferentes escenarios, donde se puede observar que, para los escenarios dos y tres, existe una reducción del ruido generado por la interacción del sensor con la base donde se realiza el ejercicio de rehabilitación.

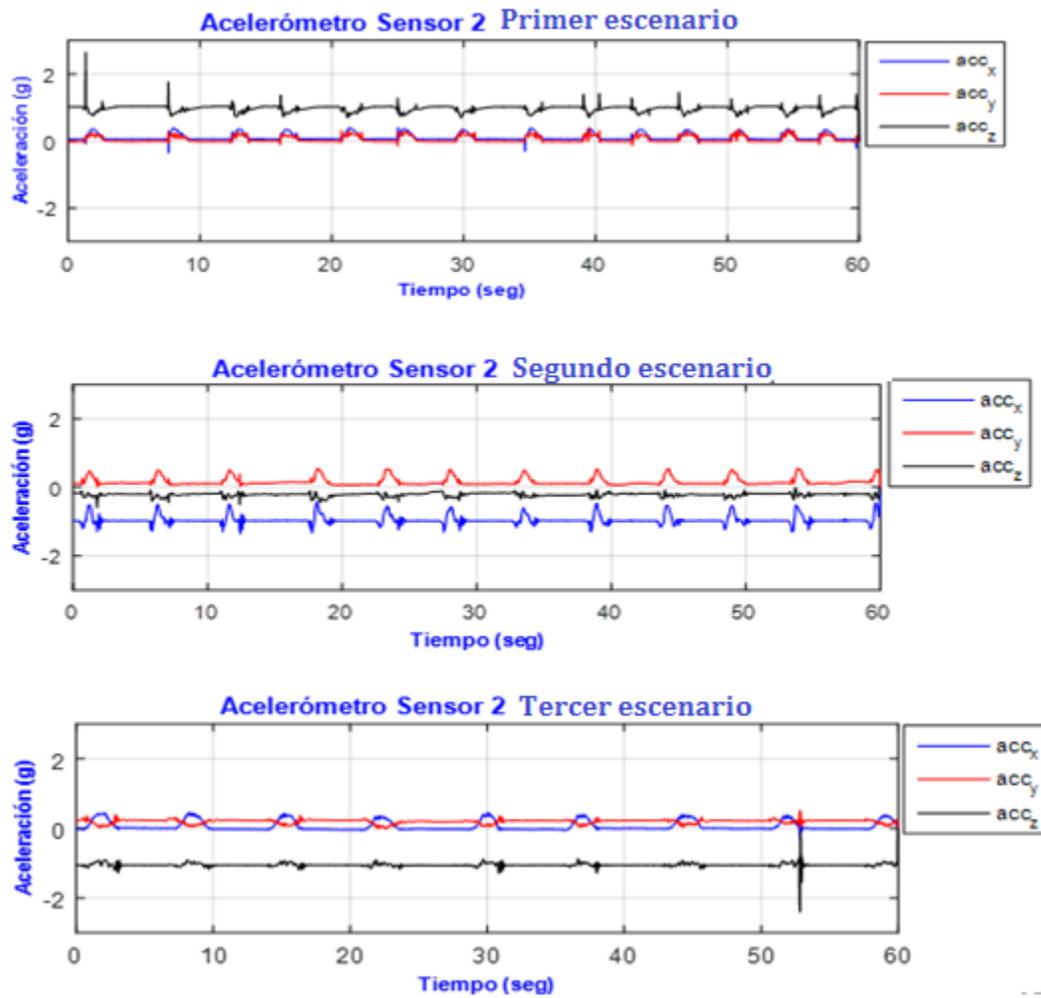


Figura 54. Señales obtenidas por los acelerómetros del S2 en los tres diferentes escenarios.

Cabe mencionar, que para fines de este trabajo se optó por la implementación del escenario dos ya que cumplía con los puntos de interés ya mencionados, dejando al escenario tres como implementación para trabajo futuro y así observar los resultados que se puedan llegar a obtener implementándolo, ya que como el escenario dos, presentó una reducción significativa de ruido en el S2.

### 5.2.2 Selección de atributos y clasificación

Una vez obtenidos los atributos que describen a nuestra señal, se utilizaron para alimentar al clasificador y posteriormente proceder con el entrenamiento. Cabe mencionar que la cantidad de información implementada para la clasificación fue lo más equitativamente posible, es decir, la información que describe a un movimiento realizado de manera adecuada y a uno realizado de manera inadecuada, en términos de cantidad, es casi la misma como se muestra en la figura 55.



**Figura 55.** Cantidad de movimientos de elevación de pierna utilizados para la clasificación. ■ Movimiento realizado de manera adecuada. ■ Movimiento realizado incorrectamente.

Como se observa en la figura anterior, se cuenta con 108 movimientos realizados de manera adecuada y 107 movimientos realizados de manera incorrecta, esta cantidad de movimientos son los que se utilizan para el entrenamiento de los clasificadores.

Dentro de lo que corresponde a la clasificación, se implementó la técnica de validación cruzada, la cual se utiliza para evaluar los resultados de un análisis estadístico y garantizar que son independientes entre datos de entrenamiento y prueba. Esta técnica consiste en dividir los datos de muestra en  $K$  subconjuntos, uno se utiliza como datos de prueba y el resto ( $K-1$ ) como datos de entrenamiento. De esta manera la función de aproximación que se utiliza se ajusta con el conjunto de datos de entrenamiento y a partir de esto se calculan los valores de salida para los datos de prueba. El proceso es repetido durante  $k$  iteraciones (figura 56), con cada uno de los posibles subconjuntos de datos de prueba, donde el resultado final que se obtiene es la media aritmética de los resultados de cada iteración. Lo más común es utilizar la validación cruzada de 10 iteraciones (Joanneum, 2005). Esta técnica de validación es la que se acerca a una implementación real, ya que utiliza un conjunto de datos para el entrenamiento (los cuales conoce) y otro conjunto de datos (los cuales no han analizado antes) para realizar las pruebas y validar el análisis.

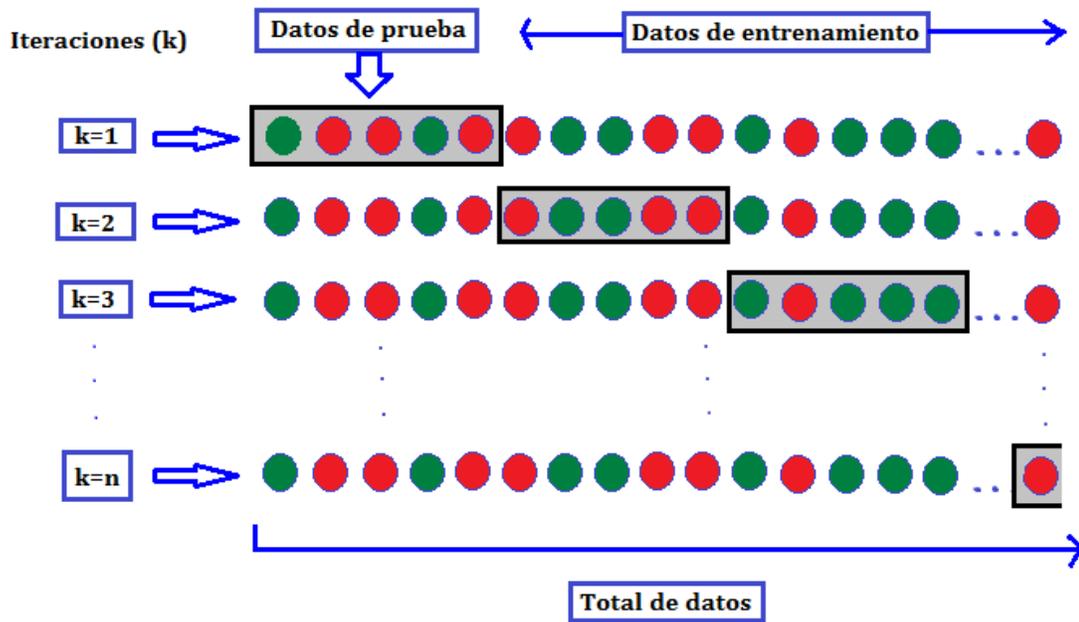


Figura 56. Validación cruzada de k iteraciones.

A continuación se muestran los resultados que se obtuvieron al implementar distintos tipos de clasificadores para la clasificación de un movimiento realizado de manera adecuada y de manera incorrecta.

**Tabla 9.** Porcentaje de clasificación correcta e incorrecta utilizando los atributos de todos los ejes de los sensores.

Clasificador	Todos los ejes	
	Correcto	Incorrecto
AdaBoostM1	90.6977	9.3023
AttributeSelectedClassifier	92.5581	7.4419
Bagging	93.4884	6.5116
BayesNet	87.4419	12.5581
ClassificationViaRegression	93.4884	6.5116
CVParameterSelectionDecisionTable	86.9767	13.0233
CVParameterSelectionJRip	90.2326	9.7674
CVParameterSelectionOneR	86.0465	13.9535
CVParameterSelectionPART	94.4186	5.5814
DecisionStump	86.9767	13.0233
DecisionTable	86.9767	13.0233
FilteredClassifier	80.9302	19.0698
FilteredClassifierHoeffdingTree	86.9767	13.0233
FilteredClassifierJ48	92.0930	7.9070
FilteredClassifierLMT	91.6279	8.3721
FilteredClassifierRandomForest	93.4884	6.5116
FilteredClassifierRandomTree	87.4419	12.5581
FilteredClassifierREPTree	89.3023	10.6977
HoeffdingTree	85.5814	14.4186
IBk	<b>97.6744</b>	<b>2.3256</b>
InputMappedClassifierJRip	92.5581	7.4419
InputMappedClassifierOneR	86.0465	13.9535
InputMappedClassifierPART	94.4186	5.5814
InteractiveClassifierOptimizer	93.9535	6.0465
J48	93.9535	6.0465
JRip	92.5581	7.4419
KStar	79.0698	20.9302
LMT	93.9535	6.0465
Logistic	92.5581	7.4419
LWL	87.9070	12.0930
MultiClassClassifier	92.5581	7.4419
MultiClassClassifierUpdateable	<b>97.6744</b>	<b>2.3256</b>
MultilayerPerceptron	95.3488	4.6512
NaiveBayes	85.1163	14.8837
NaiveBayesMultinomial	74.8837	25.1163
OneR	86.0465	13.9535
PART	94.4186	5.5814
RandomCommittee	94.4186	5.5814
RandomForest	96.2791	3.7209
RandomizableFilteredClassifier	93.0233	6.9767
RandomSubSpace	93.4884	6.5116
RandomTree	91.6279	8.3721
REPTree	89.3023	10.6977
SGD	<b>97.6744</b>	<b>2.3256</b>
SimpleLogistic	95.3488	4.6512
SMO	93.4884	6.5116
Stacking	50.2326	49.7674
VotedPerceptron	67.9070	32.0930

En la tabla 9 se puede observar que los clasificadores que presentaron buenos resultados utilizando todos los atributos de todos los ejes de los sensores fueron tres en particular, estos clasificadores fueron los de “k vecinos más cercanos” (definido como IBK en WEKA), “multiclasificador actualizable” (definido como MultiClassClassifierUpdateable en WEKA) y el clasificador de “método de gradiente descendente” (definido como SGD en WEKA), se puede observar que al implementar estos clasificadores en su forma “natural”, es decir, con la configuración que traen por defecto, se obtuvieron resultados de 97.6744 % de clasificación correcta y un 2.3256 % de clasificación incorrecta. Además, implementando otros clasificadores se observó que varios de ellos presentan buen porcentaje de clasificación realizada correctamente, por lo que, la implementación de clasificadores para la detección de un movimiento de rehabilitación física, como lo es en este caso la elevación de pierna en posición decúbito prono, puede considerarse como viable.

Dentro de los parámetros que se toman en cuenta para la selección de clasificadores también se encuentran ciertas métricas, las cuales entregan información relevante acerca del desempeño del clasificador, como por ejemplo la matriz de confusión. Esta matriz es una herramienta que permite la visualización del desempeño de un algoritmo que se emplea en aprendizaje supervisado, además de que facilita ver si el sistema está confundiendo dos clases. La manera en que se presenta una matriz de confusión es como se muestra en la figura 57.

		Clasificación	
		Positivo	Negativo
Clase	Positivo	TP	FN
	Negativo	FP	TN

**TP:** Positivos Verdaderos  
**TN:** Negativos Verdaderos  
**FP:** Positivos Falsos  
**FN:** Negativos Falsos

**Figura 57.** Manera en que se representa una matriz de confusión

Cada columna de la matriz representa el número de predicciones de cada clase, mientras que cada fila representa a las instancias en la clase real.

Utilizando los datos entregados por la matriz de confusión es posible calcular otras métricas que ayudan a una buena selección de clasificadores, estas son métricas como: la tasa de verdaderos positivos y falsos positivos. No obstante que, como se comentó anteriormente, el objetivo del trabajo no es elegir el mejor clasificador, se considera que es de interés presentar los resultados obtenidos. A continuación se muestra

una tabla que contiene los valores de TP, FP, FN y TN de los clasificadores utilizados, resaltando los valores de los clasificadores que presentaron mejor desempeño.

**Tabla 10.** Valores obtenidos por la matriz de confusión de cada clasificador implementado.

Clasificador	Todos los ejes			
	TP	FP	TN	FN
AdaBoostM1	97	9	98	11
AttributeSelectedClassifier	98	6	101	10
Bagging	102	8	99	6
BayesNet	97	16	91	11
ClassificationViaRegression	103	9	98	5
CVParameterSelectionDecisionTable	99	19	88	9
CVParameterSelectionJRip	101	14	93	7
CVParameterSelectionOneR	91	13	94	17
CVParameterSelectionPART	101	5	102	7
DecisionStump	96	16	91	12
DecisionTable	98	18	89	10
FilteredClassifier	102	35	72	6
FilteredClassifierHoeffdingTree	97	17	90	11
FilteredClassifierJ48	99	8	99	9
FilteredClassifierLMT	100	10	97	8
FilteredClassifierRandomForest	102	8	99	6
FilteredClassifierRandomTree	97	16	91	11
FilteredClassifierREPTree	97	12	95	11
HoeffdingTree	99	22	85	9
IBk	108	5	102	0
InputMappedClassifierJRip	101	9	98	7
InputMappedClassifierOneR	91	13	94	17
InputMappedClassifierPART	101	5	102	7
InteractiveClassifierOptimizer	102	7	100	6
J48	101	6	101	7
JRip	101	9	98	7
KStar	107	44	63	1
LMT	103	8	99	5
Logistic	102	10	97	6
LWL	94	12	95	14
MultiClassClassifier	102	10	97	6
MultiClassClassifierUpdateable	107	4	103	1
MultilayerPerceptron	105	7	100	3
NaiveBayes	98	22	85	10
NaiveBayesMultinomial	86	32	75	22
OneR	91	13	94	17
PART	101	5	102	7
RandomCommittee	105	9	98	3
RandomForest	105	5	102	3
RandomizableFilteredClassifier	103	10	97	5
RandomSubSpace	104	10	97	4
RandomTree	95	5	102	13
REPTree	96	11	96	12
SGD	107	4	103	1
SimpleLogistic	105	7	100	3
SMO	105	11	96	3
Stacking	108	107	0	0
VotedPerceptron	52	13	94	56

Estos resultados confirman la viabilidad de utilizar clasificadores para el sistema propuesto, dado que tanto los valores de TP como de TN son altos respecto a las equivocaciones cometidas por el clasificador (FP y FN).



## Capítulo VI Conclusiones y trabajo futuro

---

### 6.1 Introducción

En este capítulo se mencionaran las conclusiones que se obtuvieron durante el desarrollo de este trabajo de investigación, dónde se tuvieron diversos cuestionamientos y limitantes acerca de la problemática implícita para la detección inalámbrica de movimiento de una extremidad del cuerpo humano. De igual manera se expondrán algunas aportaciones brindadas para la elaboración de futuros trabajos dentro de lo que a la detección de movimiento de una extremidad se refiere. Así también se mencionan las conclusiones derivadas del desarrollo del sistema de detección de movimiento propuesto. Finalmente, se menciona el trabajo a futuro que se tiene contemplado, con la finalidad de profundizar aún más este estudio.

### 6.2 Conclusiones

Este trabajo se centró en proponer un sistema de detección de rotación y movimiento en tres ejes enfocado a la evaluación objetiva de una terapia de rehabilitación física implementando redes inalámbricas de sensores. Para esto se investigaron en la literatura los enfoques que se han reportado para la detección de movimiento corporal. De igual manera se investigaron las técnicas y tecnologías inalámbricas implementadas para ayudar a mejorar estos sistemas o resolver algunos de sus problemas.

Como se pudo observar en el desarrollo del trabajo, existen una gran variedad de sistemas implementados para la detección de movimiento, pero además, estos sistemas pueden enfocarse a diferentes aplicaciones por lo que pueden presentar ciertas limitaciones. Es por esto que es necesario conocer primeramente a que aplicación se va a enfocar, para de esta manera poder proponer un sistema que permita tener una solución a los problemas que se presenten.

Para el desarrollo de este sistema se propuso un esquema de detección de movimiento corporal implementando sensores inerciales para la adquisición de datos, para posteriormente implementar una etapa de procesamiento de los mismos, la cual está destinada a la disminución del ruido causado por los movimientos del cuerpo humano y por el medio en el que se encuentra, así como el acondicionamiento de los datos para posteriormente implementar una etapa de clasificación, la cual permite el reconocimiento de patrones.

Al implementar un sistema de detección de movimiento de este tipo se obtuvieron algunas conclusiones importantes como las siguientes:

De los resultados obtenidos se pudo observar que es viable implementar un sistema de evaluación objetiva de movimientos de rehabilitación utilizando una red inalámbrica de sensores inerciales. Adicionalmente, con base en la literatura revisada, se pudo establecer que los sistemas basados en sensores presentan ciertas ventajas en comparación con otros sistemas como los visuales y los basados en partes robóticas. Sin embargo, el utilizar dispositivos inalámbricos de sensado presenta diversos retos por ciertos factores como la restricción de los recursos de procesamiento y la duración de la batería. Además, las señales generadas por este tipo de sensores generalmente presentan ruido, aunado a que son susceptibles a las formas de realizar el movimiento por cada persona. Por lo que el diseño de sistemas de detección de movimiento basados en sensores inerciales no es trivial.

Otro punto importante a tomar en cuenta es que la transmisión inalámbrica de los datos es uno de los sistemas que más energía consumen en una red de sensores. Por lo tanto se necesita implementar una tecnología inalámbrica de bajo consumo de energía para mejorar el desempeño del sistema en términos de la duración de la batería. Es por esto que se propuso el utilizar el estándar de comunicaciones Bluetooth Low Energy, la cual es poco común en el desarrollo de sistemas de detección de movimiento corporal.

De igual manera, durante el desarrollo de este sistema de detección de movimiento se observó la complejidad que conlleva el implementar más de un nodo sensor para la detección del movimiento. En este sentido, es necesario tener en cuenta factores como lo son la sincronización, tiempos de interconexión de los sensores, capacidad máxima de la red a implementar, la cantidad de información que puede ser transmitida por sensor, las colisiones de paquetes, las limitaciones existentes por la tecnología utilizada. Con lo que respecta a estas limitaciones, en específico la capacidad máxima de nodos sensores que pueden ser implementados sobre la red WBAN, se vio que queda restringida por el hardware utilizado. Sin bien el estándar Bluetooth Low Energy permite tener una gran cantidad de dispositivos conectados simultáneamente siempre y cuando se pueda atender a cada uno de ellos, esta característica queda limitada por el hardware en el que se implementa el estándar. Para el caso en específico del sistema desarrollado en este trabajo, se utilizó el kit de desarrollo SensorTag IoT de Texas Instruments dentro del cual se puede implementar el stack de BLE, pero tiene limitaciones en cuanto al soporte que puede brindar respecto a la cantidad de nodos sensores conectados simultáneamente, siendo 3 el límite máximo de nodos que soporta.

Un punto importante en el desarrollo del sistema fue el posicionamiento de los nodos sensores sobre la extremidad a evaluar. Para este caso no se contaba con información previa acerca de la posición en la cual debían ser colocados los sensores. Por lo que se tuvo que realizar un análisis sobre distintas localizaciones, para así poder obtener una posición que permitiera capturar la información relevante para caracterizar el movimiento seleccionado. Se observó que se obtienen señales más estables si se colocan los sensores en una posición cercana a la articulación que se va a evaluar, lo que puede facilitar la tarea del clasificador.

Con ayuda del fisioterapeuta que apoyó este trabajo de tesis se eligieron dos de los movimientos más comunes para una extremidad inferior orientados a la rehabilitación física. Se pudo observar que básicamente existen movimientos que requieren evaluar si se alcanzaron ciertos umbrales (P.ej. de extensión de la rodilla) y movimientos que requieren que se evalúe la trayectoria realizada. Por lo tanto, se diseñaron e implementaron tanto una evaluación basada en umbrales como una evaluación que considerara toda la trayectoria del movimiento. Con esto se pudo concluir que es sumamente importante observar la dinámica del movimiento para seleccionar el tipo de evaluación que se requerirá.

Con base en el trabajo realizado se considera que el uso de técnicas de minería de datos para el aprendizaje automático es una buena herramienta para el análisis de identificación de patrones de movimientos debido a la robustez y certidumbre que brindan ante los problemas que se tienen con las señales inerciales entregadas por los sensores. Con la evaluación realizada utilizando 48 clasificadores diferentes con su configuración estándar implementando WEKA, se puede concluir que los algoritmos de IBk, MultiClassClassifierUpdateable y SGD son los que presentaron un mejor desempeño para la clasificación de movimientos en las condiciones de los experimentos realizados.

De manera adicional, se crearon bases de datos correspondientes a los movimientos de rehabilitación de la extremidad inferior que se propusieron de la mano con los especialistas en el área, por lo que es posible utilizar estos datos para diferentes análisis y en la validación de diferentes clasificadores, así como para la creación de nuevos modelos. Es por esto que se considera que la creación de bases de datos y la utilización de clasificadores es un aporte importante para el trabajo de tesis realizado. Una conclusión muy relevante es que tanto para el diseño como la implementación de sistemas de rehabilitación apoyados por una WSN es muy importante contar con el apoyo de fisioterapeutas especialistas en el área.

## **Conclusiones sobre la implementación física del sistema**

Una de las complicaciones que se tuvieron a la hora de la implementación física del sistema que se diseñó fue la etapa de programación y adecuación del equipo que se utilizó. Principalmente a la hora de adecuar las rutinas necesarias para la utilización de los sensores que se necesitaban únicamente, ya que como se mencionó, el kit de desarrollo que se utilizó cuenta con variedad de sensores, por lo que era necesario utilizar solo los de interés. De la misma manera se presentaron algunas complicaciones a la hora de implementar más de un nodo sensor al sistema, por lo que se tuvo que poner énfasis en las rutinas establecidas para tener una lectura correcta de datos entregados por cada uno de los nodos involucrados utilizando la tecnología Bluetooth Low Energy para la transmisión de los datos.

Se observó que al momento de colocar los sensores inerciales sobre las extremidades existía un cambio en las señales obtenidas por la razón de que la ubicación del sentido del sensor variaba cuando se cambiaba de un sujeto a otro e inclusive con el mismo sujeto a la hora de quitar y volver a colocar el sensor. Por esta razón se realizó un sistema de traslación de ejes que ajusta la orientación y el sentido del sensor inercial de acuerdo a un sistema de referencia preestablecido. De esta manera se permitió que la colocación de los dispositivos de sensado inercial en la extremidad del cuerpo sea indiferente al sentido de la ubicación del mismo. Por lo que se concluye que esta parte es un aporte importante de este trabajo de investigación, ya que permite robustez al sistema de detección de movimiento ante situaciones donde se realicen movimientos sin una colocación del todo correcta de los sensores a utilizar.

Con el trabajo desarrollado se pudo observar que es necesario personalizar los parámetros (P. ej. los umbrales de movimiento) para la detección del movimiento implementado dentro de una rehabilitación física. Se pudo llegar a esta conclusión ayudado por los especialistas en el área de rehabilitación, ya que, para cada paciente toman ciertas consideraciones por el motivo que involucra ciertos aspectos relacionados con el tipo de lesión que presentan, como por ejemplo la movilidad que tiene en la extremidad, la fuerza, la fisionomía, etc.

Como evaluación final del sistema se tuvo la ayuda de un grupo de voluntarios sanos, las cuales se colocaron los nodos sensores sobre la extremidad inferior y realizaron las dos rutinas de rehabilitación vistas en este trabajo. Con la rutina de flexión/extensión de la rodilla implementada en tiempo real se obtuvo una detección satisfactoria de los movimientos realizados, pudiendo discernir entre un movimiento realizado de manera adecuada y uno realizado de manera inadecuada. Con lo que respecta al movimiento de elevación de pierna en posición decúbito prono se obtuvo un porcentaje de detección de

movimiento correcto del 97.67 %. Es por esta razón que se puede concluir que el sistema funciona adecuadamente para el propósito que se diseñó.

Para detectar el movimiento de rehabilitación fue necesario el uso de hasta 3 nodos sensores. En este sentido, el hardware implementado permitía como máximo 3 sensores. Por lo que para aumentar el número de sensores se requeriría evaluar otras opciones de hardware, específicamente del radio para el resumidero de información. La utilización de tecnologías inalámbricas de bajo consumo como Bluetooth Low Energy, permite que sea escalable al desarrollo de plataformas que complementen el trabajo, ya que existen una gran cantidad de dispositivos que utilizan la tecnología Bluetooth como tecnología de transmisión de información. De esta manera se concluye que con base en los resultados obtenidos los objetivos planteados en este trabajo de investigación se cumplieron exitosamente en su totalidad.

### **6.3 Trabajo a Futuro**

Como se demostró con el desarrollo de este trabajo de investigación se observó que los sistemas de detección de movimiento representan retos constantes para su desarrollo e implementación, por lo que se considera que aún existen oportunidades de desarrollo para el sistema de detección de movimiento propuesto orientado hacia la rehabilitación física, a continuación se presentan algunas ideas a desarrollar para el trabajo a futuro.

El sistema diseñado sienta las bases para poder realizar un estudio más profundo para determinar cuál algoritmo de clasificación es el mejor para la tarea de rehabilitación física, el cual debería incluir la sintonización de los parámetros de los diferentes clasificadores y una mejor selección de atributos.

Un trabajo que puede mejorar el desempeño del sistema es realizar un análisis espectral más a fondo para el diseño del filtro y así poder observar hasta qué punto es factible reducir la frecuencia de muestreo de los sensores inerciales, con lo cual se podría tener beneficios como la reducción del consumo de energía, quedando, así como trabajo a futuro encontrar una frecuencia de muestreo óptima para lograr este cometido.

Se propone ampliar la base de datos de movimientos. Con el sistema diseñado es posible generar una base de datos más amplia que incluya más movimientos, además de otros tipos de movimiento. Esto serviría para realizar estudios en áreas de tecnologías como de la parte de rehabilitación física.

También se propone expandir el diccionario de movimientos dentro de la base de datos, para de esta manera proporcionar una mayor versatilidad del sistema y de esta manera ampliar el campo de aplicación del mismo. Con lo cual se permitirá evaluar de manera objetiva la escalabilidad del sistema de detección de movimiento propuesto en este trabajo de investigación, así como también el tipo de entrenamiento que se desee utilizar.

El trabajo descrito en esta investigación se realizó enviando toda la información recopilada por los sensores inerciales de manera constante hacia un nodo central para realizar todas las etapas de procesamiento y poder obtener un resultado con base en estos datos. Como trabajo futuro se puede implementar las rutinas de pre-procesamiento dentro de los mismos nodos sensores para de esta manera transmitir la información relevante hacia el nodo central.

El trabajo presentado puede servir como base para implementar el sistema desarrollado en un ambiente real sin condiciones de laboratorio. De esta manera sería posible evaluar la complejidad de desarrollarlo para su producción y patente.

## Literatura citada

---

- Benocci, M. y Farella, E. (2009). Optimizing ZigBee for data streaming in body-area bio-feedback applications. *Advances in Sensors and Interfaces. IWASI 2009. 3rd International Workshop.*, 150–155.
- Bluetooth SIG. (2010). Bluetooth Core Especificación V4.0. Retrieved from [http://developer.bluetooth.org/knowledgeCenter/TechnologyOverview/Documents/Core\\_SPEC.pdf](http://developer.bluetooth.org/knowledgeCenter/TechnologyOverview/Documents/Core_SPEC.pdf)
- Bordoli. (n.d.). *P. Introducción a la Biomecánica Elementos de Análisis del Movimiento.*
- Cabral Pacheco, E. G. (2014). *Diseño de un sistema inalámbrico para la detección de rotación y movimiento en tres ejes en articulaciones del tipo "manos libres."* Centro de Investigación Científica y de Educación Superior de Ensenada.
- Casillas, Manuel, Villarreal-Reyes, Salvador, González, Ana Lilia, Martínez, Edwin, & Perez Ramos, A. (2015). Design Guidelines for Wireless Sensor Network Architectures in mHealth Mobile Patient Monitoring Scenarios. *Mobile Health.*
- Casillas Gaxiola, M. O. (2012). *Diseño de una red híbrida de dos saltos para aplicaciones de redes de sensores en telemonitoreo y telemedicina.* CENTRO DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA Y DE EDUCACIÓN SUPERIOR DE ENSENADA.
- Cesarelli, M., Bifulco, P., & Bracale, M. (1999). Quadriceps muscles activation in anterior knee pain during isokinetic exercise. *Medical Engineering & Physics*, 21(6-7), 469-478.
- Cohen, D. (1983). Necessary Bandwidth and Spectral Properties of Digital Modulation. Retrieved from <Http://www.ntia.doc.gov/files/ntia/publications/84-168.pdf>.
- Cuervo, M. C., Olaya, A. R., & Salamanca, R. G. (2013). Biomechanical motion capture methods focused on tele-physiotherapy. In Health Care Exchanges (PAHCE). *Pan American IEEE*, 1–6.
- Duschau-Wicke, A., von Zitzewitz, J., Caprez, A., Lunenburger, L., & Riener, R. (2010). Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(1), 38-48.
- Flach, P. (2012). *Machine learning; The art and Science of Algorithms that Make Sense of Data.* New York: Cambridge University Press.
- Fong, D. T. P., & Chan, Y. Y. (2010). The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review. *Sensors*, 10(12), 11556-11565.
- Ghasemzadeh, H., Ostadabbas, S., Guenterberg, E., & Pantelopoulos, A. (2013). Wireless medical-embedded systems: A review of signal-processing techniques for classification. *IEEE Sensors Journal*, 13(2), 423-437.
- González, L., Galavíz-Mosqueda, A., Villarreal-Reyes, S., Magana, R., Rivera, R., Casillas, M., & Villasenor, L. (2014). Current Situation and Challenges for mHealth in the Latin America Region. *mHealth Multidisciplinary Verticals*, (January 2015), 413–432. <https://doi.org/10.1201/b17724-24>
- Guenterberg, E., Ostadabbas, S., Ghasemzadeh, H., & Jafari, R. (2009). An Automatic Segmentation Technique in Body Sensor Networks based on Signal Energy. *Proceedings of the Fourth International Conference on Body Area Networks*, p.21.

- Guerrero, E. (2012). *Diseño de un sistema de reconocimiento de movimientos en tres ejes de la cabeza humana mediante el uso de sensores inerciales*. CICESE, Ensenada, BC.
- Hadjidj, A., Souil, M., Bouabdallah, A., Challal, Y., & Owen, H. (2013). Wireless sensor networks for rehabilitation applications: Challenges and opportunities. *Journal of Network and Computer Applications*, 36(1), 1–15. <https://doi.org/10.1016/j.jnca.2012.10.002>
- He, J., Li, H., & Tan, J. (2007). Real-Time Daily Activity Classification with Wireless Sensor Networks using Hidden Markov Model (Lyon). *Int. Conf. on Engineering in Medicine and Biology Society*, 3192–3195.
- Jessep, S., Walsh, N., Ratcliffe, J., & Hurley, M. (2009). Long-term clinical benefits and costs of an integrated rehabilitation programme compared with outpatient physiotherapy for chronic knee pain. *Physiotherapy* (2009), 95(2), 94-102.
- Joanneum, F. H. (2005). Cross-validation explained. *Graz, Austria: Institute for Genomics and Bioinformatics, Graz University of Technology*.
- Kapandji, A. I. (2002). *Fisiología Articular Miembro Inferior* (5a ed.).
- Koh, B.K. y Kong, P. Y. (2006). Performance Study on ZigBee-Based Wireless Personal Area Networks for Real-Time Health Monitoring. *ETRI Journal*, 28(4): 537-540.
- Kohavi, R., & Provost, F. (1998). Glossary of Terms. *Machine Learning*, 30(2-3), 271274.
- Kwak, K. S., Ullah, S., & Ullah, N. (2010). An overview of IEEE 802.15. 6 standard, 1–6. Retrieved from [http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs\\_all.jsp?arnumber=5702867](http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=5702867)
- Kwakkel, G., van Peppen, R., Wagenaar, R., Wood Dauphinee, S., Richards, C., Ashburn, A., Miller, K., Lincoln, N., Partridge, C., Wellwood, I. and Langhorne, P. (2004). Effects of Augmented Exercise Therapy Time After Stroke: A Meta-Analysis. *Stroke*, 35(11), pp.2529–2539.
- Lin, H.-C., Chiang, S.-Y., Lee, K., & Kan, Y.-C. (2015). An activity recognition model using inertial sensor nodes in a wireless sensor network for frozen shoulder rehabilitation exercises. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 15(1), 2181–204. <https://doi.org/10.3390/s150102181>
- Liu, T., Inoue, Y. and Shibata, K. (2007). Wearable force sensor with parallel structure for measurement of ground-reaction force. *Measurement*, 40(6), p.644–653.
- Lukowicz, P., Amft, O., Roggen, D., & Cheng, J. (2010). On-Body Sensing: From Gesture-Based input to Activity-Driven Interaction. *Computer*, 43(10), 92–96.
- Mahiques, A. (n.d.). Rehabilitación de la rodilla. Retrieved from [www.cto-am.com](http://www.cto-am.com)
- Misic, J.y Misic, V. (2010). Bridge performance in a multitier wireless network for healthcare monitoring. *IEEE Wireless Communications*, 17(1): 90-95.
- Misic, J.y Misic, V. B. (2009). Bridging Between IEEE 802.15.4 and IEEE 802.11b Networks for Multiparameter Healthcare Sensing. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*., 27(4): 435-449.
- Nilsson, R., & Saltzstein, B. (2012). Bluetooth Low Energy vs. Classic Bluetooth: Choose the Best Wireless Technology For Your Application. *Medical Electronics Design*.
- Olivares, A., Olivares, G., Mula, F., Górriz, J. M., & Ramírez, J. (2011). Wagyromag: Wireless sensor network for monitoring and processing human body movement in healthcare applications. *Journal of Systems Architecture*, 57(10), 905–915. <https://doi.org/10.1016/j.sysarc.2011.04.001>
- Oppenheim, A. V. (1999). *Discrete-time signal processing*. (P. E. India, Ed.).
- Penders, J., Gyselinckx, B., Vullers, R., Rousseaux, O., Berekovic, M., De Nil, M., Van Hoof, C., Ryckaert, J.,

- Yazicioglu, R.F., Fiorini, P. y Leonov, V. (2007). HUMAN++: Emerging Technology for Body Area Networks. *Research Trends in VLSI and Systems on Chip*, 249: 377 – 397.
- Powell Jr, H., Brandt-Pearce, M., Barth, A., & Lach, J. (2010). A Methodology for the Sistematic Evaluation of ANN Classifiers for BSN Applications. *Int. Conf. on Body Sensor Networks*, 240–245.
- Salud, O. M. de la. (2017). Discapacidad y rehabilitación. Retrieved from <http://www.who.int/disabilities/es/>
- Seco, F. M., & Carratalá, J. O. (2004). *Clasificadores eficaces basados en algoritmos rápidos de búsqueda del vecino más cercano*. Universidad de Alicante.
- Simplelink SensorTag - TI.com. (2016). Retrieved from [http://www.ti.com/ww/en/wireless\\_connectivity/sensortag2015/?INTC=SensorTag&HQS=sensortag](http://www.ti.com/ww/en/wireless_connectivity/sensortag2015/?INTC=SensorTag&HQS=sensortag)
- Sun, F., Kuo, C., & Griss, M. (2011). PEAR: Power Efficiency through Activity Recognition (for ECG-based Sensing). *In Pervasive Computing Technologies for Healthcare and Workshops (Pervasive Health)*, 115–122.
- Tundo, M. D., Lemaire, E., & Baddour, N. (2013). Correcting Smartphone orientation for accelerometer-based analysis. *MeMeA 2013 - IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, Proceedings*, 58–62. <https://doi.org/10.1109/MeMeA.2013.6549706>
- Wang, R., Guo, H., Xu, J., & Ko, W. H. (2010). A supplementary system based on wireless accelerometer network for rehabilitation. *2010 IEEE 5th International Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems, NEMS 2010*, 1124–1127. <https://doi.org/10.1109/NEMS.2010.5592542>
- Weka 3 - Data Mining with Open Source Machine Learning Software in Java. (2016). Retrieved from <http://www.cs.waikato.ac.nz/ml/weka/>
- Wen, T., Wang, L., Gu, J., & Huang, B. (2009). A 3-D Acceleration-Based Control Algorithm for Interactive Gaming Using a Head-Worn Wireless Device. *Int. Conf. on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, 1–3.
- Yoon, J., Novandy, B., Yoon, C. H., & Park, K. J. (2010). A 6-DOF gait rehabilitation robot with upper and lower limb connections that allows walking velocity updates on various terrains. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(2), 201-215.
- Zhang, X., Chen, X., Li, Y., Lantz, V., Wang, K., & Yang, J. (2011). A framework for hand gesture recognition based on accelerometer and EMG sensors. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 41(6), 1064-1076.
- Zhou, H., Stone, T., Hu, H., & Harris, N. (2008). Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking. *Medical Engineering and Physics*, 30(1), 123–133. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.11.010>

