



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA  
Ingeniería mecánica - mecatrónica

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE SISTEMAS DE MONITOREO  
BASADOS EN EL INTERNET DE LAS COSAS (IoT)

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:  
DAVID NEGRETE ROJAS

TUTOR PRINCIPAL  
DRA. MARÍA DEL PILAR CORONA LIRA  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA

CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX. NOVIEMBRE 2020



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**JURADO ASIGNADO:**

Presidente: Dr. Borja Ramírez Vicente

Secretario: Dr. Ramírez Reivich Alejandro C.

1<sup>er</sup>. vocal: Dra. Corona Lira María del Pilar

2<sup>do</sup>. vocal: M. en I. Velázquez Silva Anahí

3<sup>er</sup>. vocal: M.I. Zamora García Diego Armando

CIUDAD DE MÉXICO, MÉXICO

**TUTOR DE TESIS:**

DRA. MARÍA DEL PILAR CORONA LIRA

---

**FIRMA**

# Resumen

Los sistemas de monitoreo remotos ofrecen la posibilidad de que el sujeto de prueba u objeto de estudio no se encuentren cerca al registrador o del investigador, lo cual permite que el estado o comportamiento natural de lo que se estudia, se mantenga sin perturbaciones inherentes a los sistemas cableados o en los cuales la observación directa causa un sesgo en los resultados conocido como el efecto Hawthorne<sup>[47]</sup>.

En esta investigación se desarrollaron cuatro casos de estudio para lo cual se diseñaron e implementaron diferentes sistemas de monitoreo, los cuales se interconectaron mediante un protocolo de comunicación del Internet de las Cosas (IoT). El IoT es relevante en esta investigación debido a que se buscó que el sistema se comunicara mediante una conexión del tipo Wireless Local Area Network (WLAN) con la posibilidad de aceptar múltiples conexiones y contara con la estabilidad necesaria para manejar flujos de datos de gran volumen, lo cual resultó en el uso del protocolo Wi-Fi. Ya identificado el tipo de conexión, se buscó el protocolo de comunicación adecuado que cumpliera dichos requerimientos. Establecido lo anterior, se optó por el uso del Message Queue Telemetry Transport (MQTT).

Posteriormente, se procedió a la identificación de las necesidades propias de cada caso de estudio para desarrollar los sistemas físicos y el software necesario para obtener la información relevante en cada uno.

Estos casos de estudio fueron:

- Adquisición y transmisión de señales electromiográficas.
- Adquisición y transmisión de vibraciones.
- Sistema de alerta para la identificación del ángulo de inclinación y giro de una superficie.
- Monitoreo de calidad y flujo de agua en un sistema residencial.

Finalmente, se analizaron los resultados obtenidos en cada estudio para obtener conclusiones respecto al tema central de la investigación.

# Índice

<b>1</b>	<b>Introducción</b>	<b>7</b>
1.1	Abstract . . . . .	8
<b>I</b>	<b>Marco Teórico</b>	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>Infraestructura de comunicación</b>	<b>10</b>
2.1	Protocolos de comunicación . . . . .	10
2.1.1	Comunicación alámbrica . . . . .	11
2.1.2	Comunicación inalámbrica . . . . .	12
2.1.2.1	Wireless Personal Area Network (WPAN) . . . . .	14
2.1.2.2	Wireless Local Area Network (WLAN) . . . . .	15
2.1.2.3	Wireless Metropolitan Area Network (WMAN) . . . . .	16
2.1.2.4	Wireless Wide Area Network (WWAN) . . . . .	17
2.2	El Internet de las cosas (IoT) . . . . .	18
2.2.1	Protocolo Message Queue Telemetry Transport (MQTT) . . . . .	19
2.3	Potencia y carga de trabajo . . . . .	21
2.4	Estándares de comunicación entre dispositivos electrónicos . . . . .	23
2.4.1	I <sup>2</sup> C . . . . .	23
2.4.2	SPI . . . . .	24
<b>3</b>	<b>Infraestructura basada en aplicación</b>	<b>25</b>
3.1	Ergometría o Pruebas de esfuerzo progresivo . . . . .	25
3.1.1	Prueba de escalera . . . . .	26
3.1.2	Anatomía muscular . . . . .	26
3.1.2.1	Tipos de músculos . . . . .	26
3.1.2.1.1	Músculo esquelético . . . . .	27
3.1.3	Señales mioeléctricas . . . . .	27
3.1.4	Sistemas de electromiografía . . . . .	28
3.1.4.1	Electromiógrafos . . . . .	28
3.1.4.2	Tipos de electrodos . . . . .	28
3.1.4.2.1	Electrodos de superficie . . . . .	28
3.1.4.3	Conversión analógica/digital . . . . .	30

3.2	Estudios de vibración . . . . .	32
3.2.1	Unidades de medición inercial (IMUs) . . . . .	33
<b>II</b>	<b>Metodología y desarrollo</b>	<b>34</b>
<b>4</b>	<b>Planteamiento de la investigación</b>	<b>35</b>
4.1	Pregunta de investigación . . . . .	35
4.2	Hipótesis . . . . .	35
4.3	Objetivos . . . . .	36
4.3.1	Objetivos generales . . . . .	36
4.3.2	Objetivos específicos . . . . .	36
<b>5</b>	<b>Casos de estudio</b>	<b>37</b>
5.1	Hardware y software . . . . .	37
5.1.1	Software . . . . .	37
5.1.1.1	Uso y desarrollo del protocolo MQTT . . . . .	37
5.1.2	Hardware . . . . .	39
5.1.2.1	NODEMCU . . . . .	39
5.1.2.2	MinIMU-9 V5 . . . . .	39
5.1.2.3	Raspberry Pi . . . . .	40
5.2	Sistema mioeléctrico . . . . .	41
5.2.1	Descripción del estudio de caso . . . . .	41
5.2.2	Análisis funcional y comparativo del sistema . . . . .	42
5.2.3	Diseño de configuración . . . . .	45
5.2.4	Adquisición y pre-procesamiento de señales . . . . .	47
5.2.5	Recepción y procesamiento de las señales . . . . .	54
5.2.5.1	Interfaz gráfica . . . . .	54
5.3	Protocolo ergométrico de marcha (escalera) . . . . .	55
5.3.1	Resultados . . . . .	57
5.3.1.1	Pruebas de repetibilidad . . . . .	58
5.3.1.2	Pruebas de escalera . . . . .	65
5.4	Sistemas de vibración . . . . .	70
5.4.1	Descripción del estudio de caso . . . . .	70
5.4.2	Prueba de barrenado y resultados . . . . .	71
5.4.2.1	Resultados . . . . .	74
5.5	Sistema de nivelación . . . . .	79
5.5.1	Descripción del estudio de caso . . . . .	79
5.5.2	Resultados . . . . .	80
5.6	Sistema de monitoreo de flujo y calidad de agua . . . . .	82
5.6.1	Descripción del estudio de caso . . . . .	82
<b>6</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>87</b>

<b>7</b>	<b>Referencias</b>	<b>90</b>
<b>8</b>	<b>Anexo I</b>	<b>94</b>
8.1	Lista de componentes del sistema de EMG remoto . . . . .	95
8.2	Protocolo SENIAM de posicionamiento de electrodos . . . . .	97
8.3	Nodo 3 y nodo 4 de las pruebas de vibración . . . . .	98
8.4	Hoja de especificaciones del MinIMU-9 V5 . . . . .	100
8.5	Hoja de especificaciones del NODEMCU 1.0 . . . . .	102
8.6	Hoja de especificaciones del sensor de flujo YF-S201 . . . . .	103
8.7	Hoja de especificaciones del sensor de TDS gravity . . . . .	104
8.8	Hoja de especificaciones del sensor de PH . . . . .	105
8.9	Hoja de especificaciones del sensor de turbiedad gravity . . .	106
8.10	Hoja de especificaciones de la microcomputadora Raspberry Pi 4 . . . . .	107

# Capítulo 1

## Introducción

La presente investigación explora la interconexión de sensores mediante los protocolos de comunicación del Internet de las Cosas (IoT) para generar sistemas de monitoreo remotos. Para lograrlo, se analizan 4 casos de estudio, entre ellos la investigación de Nava y Negrete<sup>[1]</sup> en la que se desarrolló un sistema de electromiografía (EMG) que no consideró la comunicación inalámbrica. Se busca dar continuidad a la mencionada investigación mediante la reducción del sistema acorde a las tendencias de miniaturización, implementar una comunicación remota mediante los protocolos del IoT y hacer uso de interfaces móviles o equipos de cómputo para la adquisición y visualización de los datos obtenidos. De igual manera, se desarrollan 3 casos de estudio más haciendo uso de los protocolos de comunicación del IoT, pero con sensores de vibración, nivelación y monitoreo de agua.

Para entender la mencionada comunicación remota, se exploran los diferentes protocolos existentes de conexión, alámbricos e inalámbricos, y se analizan sus ventajas y desventajas entre sí, así también, los diferentes tipos de protocolos de comunicación que ofrece el IoT.

Respecto a los sistemas de EMG, se identificó en el estado del arte sistemas capaces de cierta comunicación remota, otros, donde el usuario porta un equipo de procesamiento y almacenamiento en el cual, después debe descargar su información a un equipo de cómputo. Ofreciendo un área de oportunidad para un sistema como el descrito anteriormente.

Finalmente, es importante mencionar que varios de los temas establecidos en el marco teórico se verán superficialmente dado que pueden ser referidos en su totalidad al trabajo de Nava y Negrete<sup>[1]</sup>. Otros serán analizados a profundidad para su mayor comprensión.

## 1.1 Abstract

This research explores the interconnection between sensors using the communication protocols from the Internet of Things (IoT) to develop remote monitoring systems. To achieve this, it analyzes 4 study cases. Between these cases it takes the research by Nava and Negrete<sup>[1]</sup> in which it was developed an electromyographic system (EMG) but has no remote communication. It intends to continue and enhance this research by reducing the system following the miniaturization tendencies, applying a remote communication using the communication protocols from the IoT and using the mobile interfaces from cellphones and computers for the acquisition and visualization of the data obtained by the system. Also, it was developed 3 extra study cases where were used vibration, leveling and water monitoring sensors, all of them using IoT communication protocols.

To fully understand the remote connection, there will be an analysis of the different connection protocols, wired and wireless, where their advantages and disadvantages will be address. Also, the IoT communication protocols will be address in that section.

Within the prior art, it was possible to identify multiple systems capable of certain remote communication or where the user was able to carry the processing and saving system in order to download the information after the usage on a computer.

Multiple topics described in the prior art will be seen shallowly due the possibility to be referred in their totality to the research of Nava and Negrete<sup>[1]</sup>. Other topics will be described in their totality for the better understanding of this research.

**Parte I**

**Marco Teórico**

## Capítulo 2

# Infraestructura de comunicación

En este capítulo se analizan las herramientas disponibles para configurar una infraestructura de comunicación para el envío de datos de manera eficiente. Se hace énfasis en los diferentes protocolos de conexión (alámbricas e inalámbricas), el Internet de las Cosas como forma de interconexión, considerando sus protocolos de comunicación, la importancia de la potencia y la carga de trabajo en los sistemas de servicio, así como, los diferentes protocolos utilizados para la comunicación entre microprocesadores y sensores. Todo lo anterior con la finalidad de establecer el estado del arte y entender las herramientas disponibles actualmente.

### 2.1 Protocolos de comunicación

Es importante comprender los protocolos de conexión para elegir el que mejor se adapte a las necesidades de nuestro sistema. Es por esto, que a continuación se hace un análisis de los mismos para ofrecer un mayor panorama del estado del arte. Pueden ser clasificados de varias maneras, en este apartado se analizan por el medio de transmisión: alámbricos e inalámbricos. Los primeros utilizan un medio físico (cable) para transmitir la señal y los segundos prescinden de estos para hacerlo a través de medios como el aire. Igualmente, dentro de los protocolos cableados, encontramos estándares de comunicación que serán utilizados para la comunicación entre dispositivos.

### 2.1.1 Comunicación alámbrica

Dependiendo del tipo de cable es el tipo de transmisión que se puede realizar, se tienen: cable dedicado o cable compartido. A continuación se muestra un resumen de estas comunicaciones.

Tabla 2.1: Cable dedicado

Nombre	Características	Ventajas	Desventajas
IEEE 1394 (FireWire/i.Link)	Velocidad de transmisión: 400 Mbps Firewire 2: 800 Mbps	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta conectividad hasta 63 dispositivos.</li> <li>• Ideal para transmisión de video.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alto costo</li> </ul>
USB	Velocidad de transmisión: 480 Mbps	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo costo</li> <li>• Fácil uso</li> <li>• Alta conectividad</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Necesidad de un host</li> <li>• Distancia limitada</li> </ul>
Ethernet	Velocidad de transmisión: 10 Gbps	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Segura</li> <li>• Fácil instalación</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Configuración compleja</li> </ul>

Tabla 2.2: Cable compartido

Nombre	Características	Ventajas	Desventajas
HomePlug	Velocidad de transmisión: 100-200 Mbps	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo costo</li> <li>• Uso de instalaciones existentes</li> <li>• Alto ancho de banda</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Limitaciones de aplicación</li> </ul>
HomePNA	Velocidad de transmisión: 320 Mbps	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo costo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidad limitada a la aplicación</li> <li>• Baja oferta de productos.</li> </ul>

### 2.1.2 Comunicación inalámbrica

Las señales inalámbricas pueden ser clasificadas por el área que pueden cubrir como se muestra en la figura 2.1.

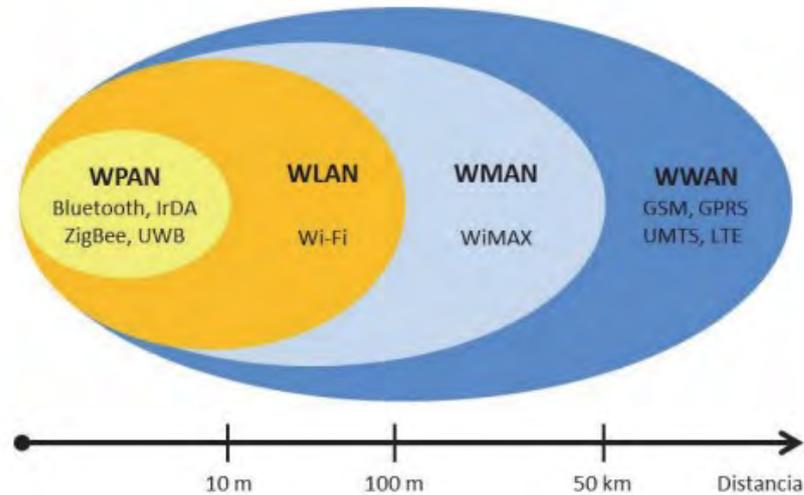


Figura 2.1: Clasificación de las redes inalámbricas<sup>[16]</sup>

Y una estructura básica compartida por la mayoría de los estándares de comunicación es como la mostrada en la figura 2.2. En esta, vemos dos tipos de estructuras: en el lado derecho observamos una red inalámbrica o conjunto de servicios básicos (*BSS*), en la cual existe un punto de acceso que permite la conexión de los equipos a una red cableada. Del lado izquierdo una red local o conjunto independiente (*IBSS*), la cual sólo permite la interconexión entre los equipos, más no permite el acceso a otros conjunto de servicios básicos.



Figura 2.2: Conjunto IBSS e BSS<sup>[16]</sup>

En la figura 2.3, podemos ver un sistema de distribución, el cual permite a varios servicios básicos, conectarse entre sí. Este sistema de distribución no es necesariamente una red ni ninguna tecnología en particular.

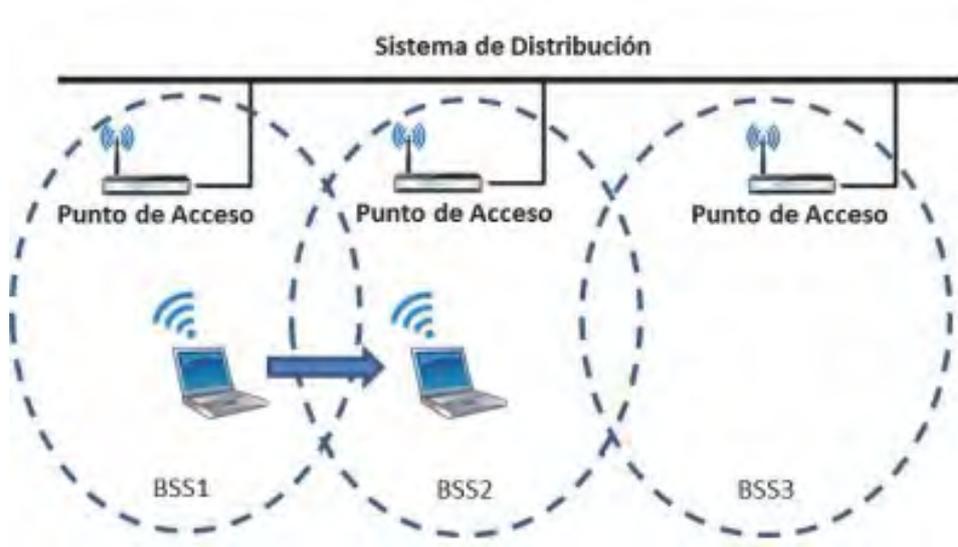


Figura 2.3: Sistema de distribución<sup>[16]</sup>

A continuación, se profundiza en: las características, ventajas y desventajas de los distintos tipos de redes inalámbricas, basadas en la distancia que pueden que cubrir.

**2.1.2.1 Wireless Personal Area Network (WPAN)**

- Estos protocolos cubren áreas pequeñas (10 metros)
- Son de baja potencia (0 a 20 dBm)<sup>[21]</sup>
- Bajo consumo (1 a 100 mW)

Tabla 2.3: Conexiones WPAN

Nombre	Características	Ventajas	Desventajas
Bluetooth (IEEE 802.15.1)	Velocidad de transmisión: 3 Mbps Frecuencia de trabajo: 2.4 a 2.48 GHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo consumo de corriente</li> <li>• Comunicación activa, siempre en búsqueda de un interlocutor,</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Costo intermedio</li> </ul>
UWB (Wi-media IEEE 802.15.3)	Velocidad de transmisión: Frecuencia de trabajo: 3.1 Ghz a 10.6 Ghz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta banda de paso</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Se requiere que los dispositivos se encuentren próximos entre ellos.</li> </ul>
ZigBee (IEEE 802.15.1)	Velocidad de transmisión: 480 Mbps Frecuencia de trabajo: 3.1 a 8.5 GHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo costo</li> <li>• Bajo consumo energético</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Baja velocidad</li> <li>• Tecnología en desarrollo</li> </ul>
Zwave	Velocidad de transmisión: 40 kbps Frecuencia de trabajo: 900 Mhz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Bajo costo</li> <li>• Bajo consumo energético</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Baja velocidad</li> <li>• Tecnología en desarrollo</li> </ul>
IrDA	Velocidad de transmisión: 9600 bps a 4 Mbps	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fácil implementación y uso</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Baja velocidad</li> <li>• Necesidad de punto de acceso</li> </ul>
Home RF	Velocidad de transmisión: 5 a 10 Mbps Frecuencia de trabajo: 5 MHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fácil instalación</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Home RF fue disuelta en 2003</li> </ul>

**2.1.2.2 Wireless Local Area Network (WLAN)**

- Grandes áreas (100 metros)
- Alta potencia (15 a 20 dBm)
- Alto consumo (177 a 2200 mW)<sup>[20]</sup>

Tabla 2.4: Conexiones WLAN

Nombre	Características	Ventajas	Desventajas
Wi-Fi (IEEE 802.11x)	Velocidad de transmisión (Depende del estándar): 54-1300 Mbps Frecuencia de trabajo (Depende del estándar): 2.4 o 5 Ghz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dependen del estándar en el que trabajen.</li> <li>• Particularmente los estándares b y g son de alta velocidad y soportan varios servicios.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Interferencias ambientales</li> <li>• Interferencias debido a saturación de la banda.</li> <li>• Pueden ser mas lentos que la misma red cableada.</li> </ul>
HiperLAN2	Velocidad de transmisión: 54 Mbps Frecuencia de trabajo: 5 GHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Estabilidad</li> <li>• Alta seguridad.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mercados restringidos.</li> <li>• Baja o casi nula existencia de oferta.</li> </ul>

**2.1.2.3 Wireless Metropolitan Area Network (WMAN)**

- Hasta 50 km.
- Alta potencia (23 a 34 dBm)
- Alto consumo (199 a 2512 mW)

Tabla 2.5: Conexiones WMAN

Nombre	Características	Ventajas	Desventajas
Worldwide Interoperability for Microwave Access (Wimax/IEEE 802.16)	Velocidad de transmisión: 70 Mbps Frecuencia de trabajo: 2-11 GHz y 10-66 GHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta maduración.</li> <li>• Coexistencia con otras redes.</li> <li>• Permite a dispositivos fijos y móviles el acceso a la banda ancha.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Poco aplicada.</li> </ul>

## 2.1.2.4 Wireless Wide Area Network (WWAN)

- Áreas mayores a 50 km.

Tabla 2.6: Conexiones WWAN

Nombre	Características	Ventajas	Desventajas
Group Special Mobile (GSM)	Velocidad de transmisión: 60 Mbps Frecuencia de trabajo: 0.7 a 2.6 GHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta conectividad y aplicación</li> <li>• Gran cobertura</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Comunicación puntual.</li> <li>• Costo medio.</li> </ul>
Satelital	Velocidad de transmisión: 60 Mbps Frecuencia de trabajo: 3 a 30 GHz	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta conectividad y aplicación</li> <li>• Gran cobertura</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Las condiciones climáticas adversas afectan su efectividad.</li> <li>• Alto costo.</li> <li>• Alta latencia</li> </ul>

## 2.2 El Internet de las cosas (IoT)

Se entiende el Internet de las cosas como la interconexión entre objetos mediante el uso del Internet, por ejemplo: termostatos y sistemas de monitoreo de ventilación y aire acondicionado. Esto no limita el alcance de esta tecnología, ya que la tenemos presente en los sistemas de transporte, la industria de la salud, la automatización industrial, entre otras. Este tipo de sistema permite controlar mediante dispositivos móviles o computadoras los objetos, estando dentro o fuera del ambiente en donde desarrollan sus tareas.<sup>[13]</sup>

El IoT, permite a los objetos "ver, escuchar, pensar o desarrollar tareas comunicándose entre ellos"<sup>[13]</sup>, convirtiéndolos en dispositivos inteligentes. Para lograr la explotación de este concepto, es imperativo que los objetos cuenten con algún tipo de protocolo de conexión para que los requerimientos del usuario puedan ser cumplidos, donde sea y cuando sea. Esto implica, que los sistemas deben poseer protocolos de comunicación capaces de proteger los datos del usuario en vista que, para ofrecer un cierto grado de adaptabilidad al usuario, depende de la recopilación de información personal.

Otro de los aspectos de la integración de sistemas a este paradigma es la oportunidad de mercado subyacente. Se estima que para 2020, los objetos inteligentes conectados al IoT ascienda a los 212 millones de millones<sup>[13]</sup>. Particularmente, para los desarrollos médicos y aplicaciones de manufactura se considera que es en donde el mercado tendrá su mayor impacto. Se estima que ascienda en el año 2025 a entre 1.1 y 2.5 millones de millones de millones de dólares.

### 2.2.1 Protocolo Message Queue Telemetry Transport (MQTT)

Existen varios protocolos para la conexión de sistemas de IoT. El consorcio de la World Wide Web (W3C), la Fuerza de Tareas de Ingeniería de Internet (IETC), EPCglobal, el Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE) y el Instituto Europeo de Estándares de Telecomunicaciones (ETSI), han realizado un resumen de los protocolos mas prominentes el cual se puede ver en la figura 2.4.

Application Protocol		DDS	CoAP	AMQP	MQTT	MQTT-SN	XMPP	HTTP REST
Service Discovery		mDNS				DNS-SD		
Infrastructure Protocols	Routing Protocol	RPL						
	Network Layer	6LoWPAN				IPv4/IPv6		
	Link Layer	IEEE 802.15.4						
	Physical/Device Layer	LTE-A	EPCglobal	IEEE 802.15.4	Z-Wave			
Influential Protocols		IEEE 1888.3, IPSec				IEEE 1905.1		

Figura 2.4: Clasificación de protocolos IoT<sup>[13]</sup>

La clasificación mostrada, es relativa a su aplicación directa. Dentro de los protocolos de aplicación, observamos el protocolo MQTT. Este protocolo fue desarrollado por Andy Stanford-Clark del IBM y Arlen Nipper the Arcom en 1999 y fue estandarizado en 2013 en OASIS. Busca conectar dispositivos embebidos y redes con aplicaciones y *middleware*, permitiendo la llamada comunicación *Machine to machine* (M2M). Una de sus principales ventajas es su topología de conexión, denominada de estrella, la cual utiliza un mecanismo tipo *router* (uno a uno, uno a varios o varios a varios) lo cual le permite una de las conexiones mas optimas para el IoT.<sup>[13]</sup> Como se

puede observar en la figura 2.5, el protocolo es muy sencillo y consta de sólo tres partes: suscriptor (*subscriber*), publicador (*publisher*) y bróker (*broker*). Cuando un cierto dispositivo quiere ser informado por el bróker, cuando se publique algo en el tema de su interés deberá suscribirse al mismo. El publicador funge como generador de datos, estos datos después serán enviados a través del bróker a los suscriptores. De igual manera, el bróker cumple la función de proveer seguridad en la conexiones mediante la autorización de publicadores y suscriptores. Varias aplicaciones ya utilizan este protocolo, entre ellas: cuidado de la salud, monitoreo, medición energética, entre otras.<sup>[13]</sup>

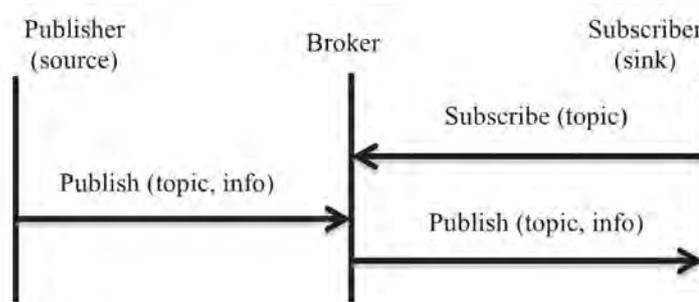


Figura 2.5: Diagrama de comunicación del protocolo MQTT<sup>[13]</sup>

En resumen, este protocolo no requiere de un intermediario en la transmisión de información, es eficiente para proveer comunicación en sistemas pequeños de memoria limitada y de bajo consumo energético, además de ser factible desde el punto de vista económico.<sup>[13]</sup>

## 2.3 Potencia y carga de trabajo

Existe una relación de alta importancia en todos estos medios de comunicación la cual radica entre la potencia consumida por el sistema y los recursos de software.

Para ejemplificar hagamos referencia al estudio de caso de Saunders<sup>[15]</sup> el cual hace un análisis de diferentes procesadores sometidos a diferentes cargas de trabajo y genera el gráfico de la figura 2.6 que ilustra perfectamente esta relación casi proporcional entre las variables.

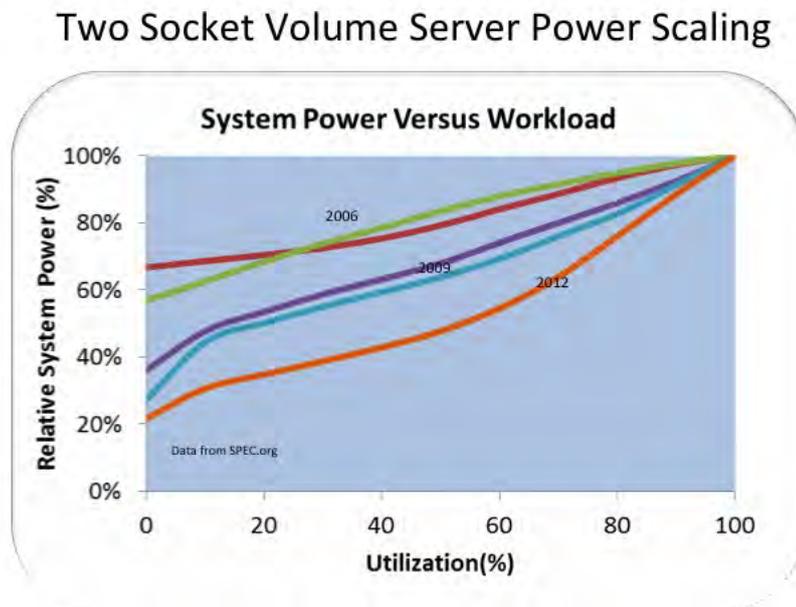


Figura 2.6: Potencia vs. Carga de trabajo en las diferentes generaciones de servidores de Intel <sup>[15]</sup>

Como se puede observar en el gráfico precedente, la línea roja correspondiente al procesador *Intel "Xeon" 5160* del año 2006, muestra pequeñas cargas de trabajo y una muy alta demanda de potencia. El procesador *Intel "Xeon" E5450* de 2008 en la línea verde, presenta un comportamiento parecido al anterior. Para 2009 el *Intel "Xeon" X5570* representado por la línea morada observa una notable mejora y es equiparable al *Intel "Xeon" X5670* del año 2010. su sucesor. Finalmente, se puede apreciar en la línea naranja que es el procesador *Intel "Xeon" E5-2660* el de mejor desempeño.

Como podemos ver, con el paso del tiempo y la evolución de los servidores, la relación consumo/carga de trabajo ha ido mejorando, pero siempre

se comporta de una manera ascendente. Esto significa que, a mayor trabajo, mayor la cantidad de energía requerida para llevar a cabo el procesamiento de la información.

Más aún en este tema, en un análisis realizado por Saravanan, Carpenter y Ramírez<sup>[14]</sup>, se aborda el tema de la normatividad de alta eficiencia propuesta por la IEEE para que los sistemas no utilicen la misma cantidad de energía, aunque no haya datos o la cantidad sea mínima. Este es principio del *Idle* o en espera.

Como se ilustra en la figura 2.7, los sistemas eficientes (línea rosada) se comportan conforme a la demanda, mientras otro tipo de protocolo, como los proporcionales (línea azul) o los heredados (línea negra), no importando la demanda, mantienen su consumo energético estable:

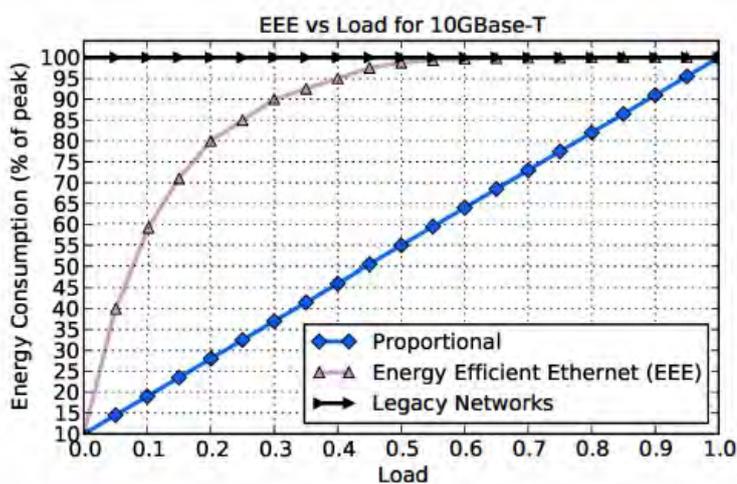


Figura 2.7: Consumo energético al cargar información en una conexión de 10 Gbps<sup>[14]</sup>

Lo anterior, nos conduce a la selección de sistemas que trabajen bajo demanda o que puedan realizar un *Idle* para que el consumo energético sea mínimo, lo cual alarga, no sólo la carga de la fuente de alimentación, sino que promueve su vida útil.

## 2.4 Estándares de comunicación entre dispositivos electrónicos

Los dispositivos electrónicos necesitan de estándares para comunicarse entre sí. La mayoría se rigen por el sistema maestro-esclavo, y su funcionalidad y aplicación se determinan por su velocidad de transmisión.

Se analizan dos diferentes tipos de comunicación:

1. I<sup>2</sup>C
2. SPI

### 2.4.1 I<sup>2</sup>C

El “*Inter-integrated circuit*”, a veces conocido como “I cuadrada C”, es utilizado en dispositivos como: procesadores, EEPROMs, sensores, relojes, etc., y pueden tener interfaces de datos separadas.

Existen tres tipos de I<sup>2</sup>C basadas en la velocidad del dispositivo:

1. Lenta (Hasta 100 kbps)
2. Rápida (Hasta 400 kbps)
3. Alta velocidad (Hasta 3.4 Mbps)

La comunicación en este tipo de dispositivos es serial, y cuenta con dos líneas, SDA (*Serial Data*) y SCL (*Serial Clock*).

Ventajas:

- Útil para comunicaciones intermitentes.
- Su esquema de direccionamiento permite múltiples dispositivos.
- Sin necesidad de cables adicionales.

Desventajas:

- Hardware y software complejo.
- Escalabilidad limitada.

### 2.4.2 SPI

El “*Serial Peripheral Interfaces bus*” o SPI es una interfaz serial síncrona, especificada para comunicación de corto alcance. Las aplicaciones comunes son para tarjetas de seguridad y displays de cristal líquido.

Cuentan con un maestro y uno o más esclavos. El esquema básico de un sistema SPI muestra al esclavo con 4 entradas: SCLK (Reloj serial), MOSI (*Master Output Slave Input*), MISO (*Master Input Slave Output*) Y SS (*Slave select*). Usualmente las conexiones SCLK, MOSI y MISO, comparten su conexión al maestro y se diferencian en el SS. Esta entrada permite al maestro elegir con cuál o cuáles esclavos comunicarse.

Ventajas:

- Es más rápida que la comunicación serial asíncrona.
- El hardware que recibe puede ser tan sencillo como un registro.
- Puede tener muchos esclavos

Desventajas:

- Necesita por lo menos 4 cables para comunicarse entre un maestro y un esclavo.
- El maestro maneja todas las comunicaciones, los esclavos no se pueden comunicar entre sí.
- Necesita de múltiples líneas para elegir a los esclavos.

En la tabla 2.7 se muestra un comparativo entre los sistemas I<sup>2</sup>C y SPI.

Tabla 2.7: Comparativo de sistemas I<sup>2</sup>C y SPI

Característica	I <sup>2</sup> C	SPI
Velocidad de transmisión	100 kbps-3.4 Mbps	1 mbps-100 Mbps
Protocolo	Síncrono semi-duplex	Síncrono duplex
Maestro	Múltiples	Único
Conexiones	SDA y SCL	MISO, MOSI, CLK y SS
Nuevos dispositivos	Asignación única de dirección en el bus	Debe configurarse maestro o esclavo y si la comunicación es unidireccional o bidireccional
Sensibilidad al ruido	Alta	Media

## Capítulo 3

# Infraestructura basada en aplicación

A continuación, se trata sobre los aspectos físicos y teóricos necesarios para la resolución de los casos de estudio planteados en esta investigación.

Primero, se abordan los elementos necesarios para sus aplicación en los sistemas mioeléctricos y su principal campo de aplicación: la ergometría. Se profundizara en la descripción de los objetos de estudio de la electromiografía. Después, se abordan los elementos requeridos para la adquisición y procesamiento de los datos obtenidos por los instrumentos propios de esta tarea. Finalmente, se habla sobre el área de la vibración y de los elementos que sirven para su estudio y análisis.

### 3.1 Ergometría o Pruebas de esfuerzo progresivo

La identificación de miopatías, enfermedades musculares, mediante la ergometría, definida por la RAE(2019) como "la medida del esfuerzo de determinados músculos o del organismo en su conjunto", es ampliamente utilizada por las ciencias de la salud y la rehabilitación. Las pruebas de ergometría consisten en la realización de pruebas de resistencia física.

Acorde con la fundación española del corazón (FEC), este tipo de pruebas se fundamentan en que pueden evidenciar patologías que no se presentan cuando el paciente se encuentra en reposo<sup>[7]</sup>. Usualmente, estas pruebas se enfocan en la detección de cardiopatías o en determinar la elegibilidad de las personas con problemas pulmonares para ser sometidos a cirugías.

La importancia de la ergometría radica en que puede generar datos para el diagnóstico oportuno y como medida de prevención y seguimiento. Esto se puede ver en artículos como el presentado por Ares et al.<sup>[8]</sup> y Wang et al.<sup>[9]</sup>, donde se muestran las ventajas y la importancia de este tipo de pruebas para la prevención de enfermedades.

### **3.1.1 Prueba de escalera**

La prueba de escalera consiste en el ascenso de entre 12 y 27 metros<sup>[4]</sup>. Usualmente, es utilizada para la elegibilidad de pacientes con problemas pulmonares. Estas pruebas dependen del objetivo que se busque, problemas cardíacos o pulmonares, pero son discriminatorias para los especialistas en ciertos casos.

Existen diferentes criterios utilizados para la realización de la prueba: distancia ascendida, velocidad de ascenso y tiempo de recuperación. Estos factores, guardan una relación intrínseca con los músculos. Cuando la capacidad pulmonar no es óptima, aproximadamente 6,000 litros de aire, el agotamiento es más rápido y, por tanto, la velocidad y distancia se ven claramente afectadas.

También, se ha identificado que esta prueba junto con la electromiografía presentan un grado moderado de fiabilidad para evaluar las señales producidas por sujetos con enfermedades distróficas<sup>[11]</sup>.

Estas pruebas se ven limitadas por el equipamiento e infraestructura del lugar donde se realizan, dado que se debe contar con un electromiógrafo portátil y tener acceso a una escalera.

### **3.1.2 Anatomía muscular**

En esta sección se dará una breve explicación sobre los diferentes tipos de músculos del cuerpo humano, así como, que funciones cumplen y en que zonas del cuerpo pueden ser encontradas.

#### **3.1.2.1 Tipos de músculos**

Los músculos son tejidos blandos que permiten el movimiento de los huesos y de las articulaciones. Cualquier tipo de músculo se compone de: fibras musculares, tejido conjuntivo, nervioso y vasos sanguíneos.

Mediante el proceso de contracción, los músculos son responsables de prácticamente todo el movimiento del cuerpo. La totalidad de este proceso está controlado por el sistema nervioso, con excepciones como el miocardio que pueden funcionar de forma autónoma.

Además de la locomoción y movimientos de órganos internos, el sistema muscular interviene en el mantenimiento de la postura corporal, da la forma típica del cuerpo, ofrece protección y contribuye a mantener la temperatura corporal.

Para su estudio los músculos se pueden dividir en tres grandes tipos: esquelético, cardíaco y liso. Para este estudio mioeléctrico nos centraremos en los músculos de tipo esquelético. <sup>[22]</sup>

**3.1.2.1.1 Músculo esquelético** Los músculos de tipo esquelético son los más abundantes del sistema muscular; forman el aparato locomotor junto al esqueleto (huesos y articulaciones) uniéndose mediante los tendones. Suelen trabajar de forma coordinada en grupos para desarrollar fuerzas de tracción y empuje que resultan en movimientos precisos, como la acción de caminar. La contracción del músculo esquelético responde a órdenes enviadas desde el cerebro a través de fibras nerviosas que conectan con los receptores situados en el músculo esquelético. Estas órdenes, salvo contadas excepciones como al padecer enfermedades como el tétanos o golpear algún tendón, son de tipo voluntario. Además de la locomoción, el músculo esquelético también tiene funciones de sostén, contribuyendo a mantener unidos los huesos mediante las articulaciones y mantener la postura propia de cada sujeto.<sup>[1]</sup>

### 3.1.3 Señales mioeléctricas

La existencia de potenciales eléctricos generados por impulsos electroquímicos de las células musculares, son utilizados para la transmisión de señales a través de membranas de este mismo tipo. Estas señales, son producidas por la excitación muscular y son conocidas como señales mioeléctricas. Varían en magnitud dependiendo de la fuerza que se esté aplicando para producirlas. Por ejemplo; en contracciones fuertes, se elevan a varios milivolts en un espectro de frecuencia que abarca de los 20 Hertz a los 5 kiloHertz y en el caso de músculos largos -como el bíceps femoral- el espectro se eleva a un máximo entre 40 Hertz y 70 Hertz. <sup>[26]</sup>

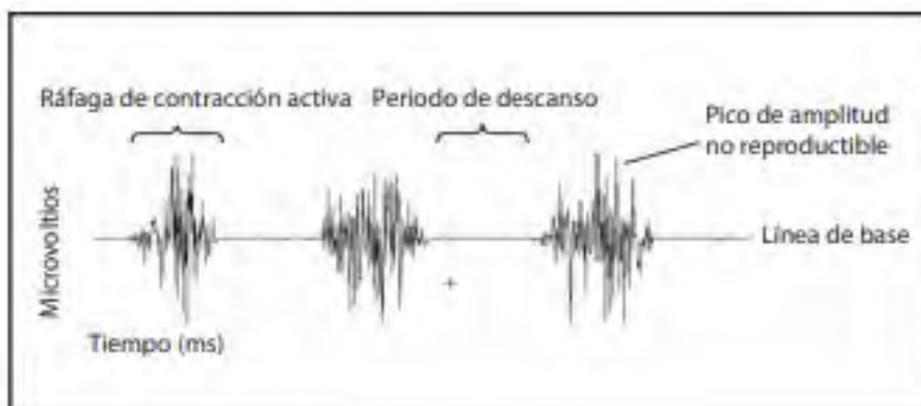


Figura 3.1: Señal bruta obtenida mediante un electromiógrafo<sup>[45]</sup>

La figura 3.1 muestra una señal típica sin procesar obtenida mediante un sistema de electromiografía. A continuación se ahondara en este tipo de sistemas.

### **3.1.4 Sistemas de electromiografía**

En esta sección, se abordarán los componentes y principios necesarios para el funcionamiento de un sistema electromiográfico. Entre los cuales se encuentran el electromiógrafo y los electrodos.

#### **3.1.4.1 Electromiógrafos**

Un electromiógrafo, es un instrumento de medición mediante el cual se adquieren señales provenientes de los músculos, su funcionamiento considera las siguientes fases: Amplificación, filtrado y conversión analógica digital. Para poder realizar estas funciones, los electromiógrafos se apoyan en los amplificadores operacionales y filtros, los cuales pueden ser activos, pasivos o digitales, esto dependerá de la función necesitada. Para poder transmitir la información de estos sistemas, que no cuentan con componentes digitales, se hace uso de la conversión analógica digital.<sup>[23]</sup>

#### **3.1.4.2 Tipos de electrodos**

Los electrodos son placas metálicas utilizadas como elemento de contacto y tienen como finalidad el transporte de la corriente eléctrica. Los electrodos con fines médicos ayudan a adquirir las señales eléctricas enviadas por el cuerpo haciendo posible crear un modelo de tipo eléctrico que permite a los especialistas observar, analizar y detectar enfermedades o anomalías de cualquier índole. Existen diferentes tipos de electrodos como son: De aguja, superficiales, succión, flexibles, secos y microelectrodos. Ahondaremos en los superficiales debido a que son de fácil obtención y de uso más común en la industria médica.<sup>[24]</sup>

**3.1.4.2.1 Electrodos de superficie** Los electrodos de superficie, como el mostrado en la figura 3.2, varían en tamaño, pero para los registros motores o sensoriales de rutina con estimulación nerviosa tienen entre 0.5 cm a 1 cm de diámetro.<sup>[26]</sup>



Figura 3.2: Electrodo superficial<sup>[33]</sup>

Para el registro del potencial de acción muscular compuesto con estimulación nerviosa, se coloca uno de los electrodos sobre el punto motor, que es el lugar anatómico donde el nervio entra al músculo, mientras que el segundo o electrodo de referencia, se coloca sobre el tendón. Al hacer mediciones de activación muscular, se agrega un tercer electrodo a entre quince y veinte milímetros del primer electrodo siguiendo la línea del músculo. Esto puede verse ilustrado en la figura 3.3.

Electrodos de estas mismas dimensiones se emplean con frecuencia como referencia para registros con electrodos monopolares intramusculares los cuales están compuestos por una aguja que es insertada entre las fibras musculares.<sup>[26]</sup>

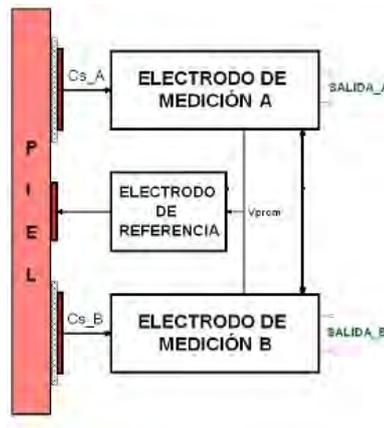


Figura 3.3: Diagrama de colocación de electrodos<sup>[32]</sup>

### 3.1.4.3 Conversión analógica/digital

Generalmente la señal de salida de los sensores que permiten al equipo electrónico interactuar con el entorno, es una señal continua en el tiempo. En consecuencia, esta información debe convertirse a digital (cada dato analógico decimal codificado a una palabra formada por unos y ceros) con el fin de adaptarla a los circuitos procesadores y de presentación. Un convertidor analógico-digital (*ADC*) es un dispositivo electrónico integrado cuya salida es la palabra digital resultado de convertir la señal analógica de entrada<sup>[30]</sup>. La conversión a digital generalmente se realiza en dos fases: cuantificación y codificación. En la primera, se muestrea la entrada y a cada valor analógico obtenido se le asigna un valor o estado, que depende del número de bits del *ADC*, esto es lo que se denomina como la resolución del convertidor.

La conversión involucra un tiempo y, en consecuencia, supone una incertidumbre que limita la velocidad máxima de la entrada. Los valores discretos del proceso de cuantificación llevan consigo un error y una limitación de resolución del circuito. La elección del *ADC* en un diseño electrónico dependerá de la adaptación de sus rasgos a los requerimientos de la aplicación. En un *ADC* de  $N$  bits hay  $2^N$  estados de salida y su resolución (porción más pequeña de señal que produce un cambio apreciable en la salida) se expresa como  $\frac{1}{2^N}$  (una parte en el número de estados). Con frecuencia la resolución se expresa a partir del margen de entrada del convertidor para definir el intervalo de cuantización o espacio de 1 *LSB* (*Least Significant Bit*; bit menos significativo).

$$1/LSB = q = \frac{Margen}{2^N} \quad (3.1)$$

Se observa en la figura 3.4, la respuesta de un convertidor A/D de 3 bits a una entrada analógica sinusoidal de 1 kiloHertz de frecuencia, con valor medio de 5 Volts y valor cresta a cresta de 10 Volts, coincidentes con el margen de entrada. En la figura se observan los  $2^3 = 8$  estados de la salida, correspondientes a los códigos binarios desde el 000 al 111. Cada intervalo de cuantización tiene una anchura de  $10 \text{ (Volts)}/8 \text{ (estados)} = 1.25 \text{ Volts}$ .

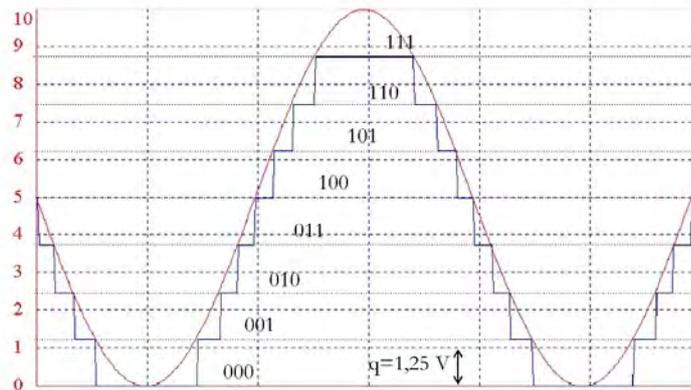


Figura 3.4: Digitalización de una señal analógica por un convertidor A/D de 3 bits<sup>[30]</sup>

La figura 3.5 representa la respuesta del convertidor con un bit más. Se observa en ella el aumento de la resolución ahora con 16 estados, lo que permite aproximar la señal digitalizada a la analógica original. El intervalo de cuantización es en este caso la mitad, y la resolución es el doble.

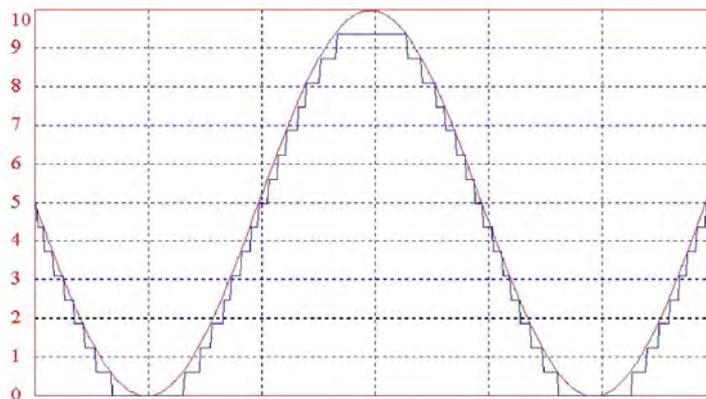


Figura 3.5: Digitalización de una señal analógica por un convertidor A/D de 4 bits<sup>[30]</sup>

## 3.2 Estudios de vibración

Se denomina vibración al fenómeno que experimenta un sistema debido a cambios oscilantes en torno a su posición de equilibrio los cuales pueden ser regulares o aleatorios<sup>[48]</sup>. Estas vibraciones, pueden ser medidas como una aceleración, velocidad o desplazamiento, siendo las más comunes la aceleración y el desplazamiento.

Parte importante del porque se necesita detectar y cuantificar la vibración de un sistema radica en que estas vibraciones pueden ser disminuidas o eliminadas para evitar un daño o alteración del funcionamiento o estructura del mismo. Esto se da cuando las vibraciones se acercan a lo que se conoce como la frecuencia natural. Al empatar la frecuencia natural se da el fenómeno de resonancia, durante este, las vibraciones se ven amplificadas exponencialmente en magnitud y velocidad lo que puede llevar al daño parcial o permanente del sistema como se puede observar en la figura 3.6 donde un puente fue destruido debido a este fenómeno.

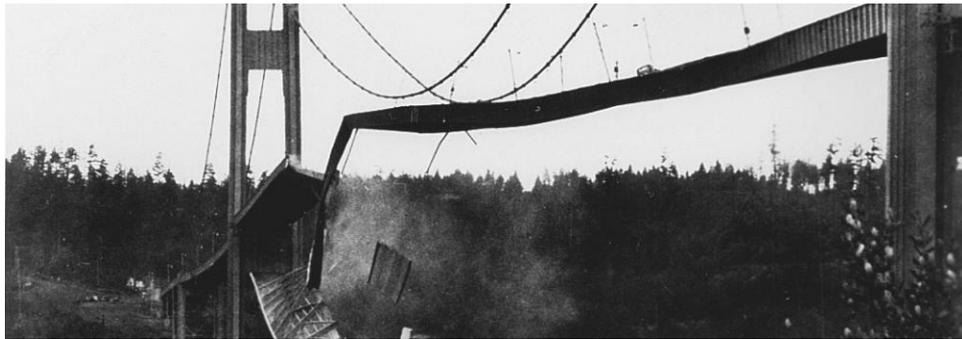


Figura 3.6: Puente de Tacoma Narrows<sup>[34]</sup>

Para la detección y registro de señales de vibración se hace uso de múltiples sistemas como son:

- Los transductores
- Sensor sin contacto (Capacitivos o por corrientes de Eddy)
- Sensor de desplazamiento capacitivo
- Acelerómetros

Estos últimos, son especialmente buenos para medir las vibraciones inerciales en objetos que superen su masa en gran escala, dado que eliminan el efecto de la masa del mismo. También, debido a su funcionamiento, son especialmente buenos para la medición a altas frecuencias. Al trabajar en conjunto con otros componentes como giroscopios y magnetómetros se obtienen las llamadas unidades de medición inercial, las cuales pueden ofrecer

más datos gracias a los otros componentes que las integran, por lo anterior, ahora abundaremos en ellas.

### 3.2.1 Unidades de medición inercial (IMUs)

Las unidades de medición inercial, como la mostrada en la figura 3.7, cuentan con múltiples aplicaciones y se encuentran en dispositivos de consumo cotidiano, como celulares y relojes inteligentes, hasta medios de transporte tan complejos como aviones.



Figura 3.7: Unidad de Medición inercial GY-87<sup>[37]</sup>

Estos sistemas pueden contar con giroscopios, acelerómetros y magnetómetros, lo cuál les permite calcular a la unidad de manera indirecta, no sólo la aceleración respecto a la tierra, también les permite conocer su ángulo de giro respecto a una posición inicial y orientación respecto a la Tierra. En la figura 3.8, podemos observar la orientación usual de los ejes de giro respecto a los cuales una IMU dentro de un dispositivo móvil haría sus mediciones.

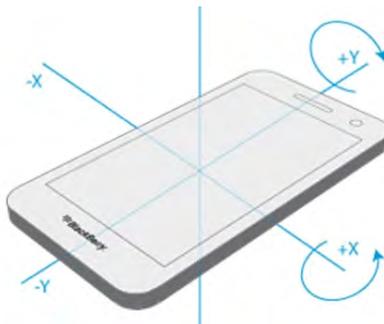


Figura 3.8: Ejes de giro de un sistema IMU<sup>[40]</sup>

Estas lecturas permiten que los dispositivos puedan percibir el movimiento del usuario y hacer acciones como contabilizar los pasos de un usuario o en sistemas más grandes, compensar movimientos y evitar accidentes.

**Parte II**

**Metodología y desarrollo**

## Capítulo 4

# Planteamiento de la investigación

### 4.1 Pregunta de investigación

Al realizar pruebas con equipos de sensado que tienen contacto con usuarios o sistemas estáticos, es importante evitar perturbar su estado natural, por lo tanto, los dispositivos utilizados deben ser pequeños, portátiles y en caso de tener contacto físico con un usuario deben adaptarse a este. De igual manera, la necesidad de monitorear múltiples variables o puntos de un sistema para comprenderlo mejor, así como, el que múltiples usuarios al mismo tiempo puedan consultarlos, hace inherente la necesidad de un protocolo de comunicación que acepte múltiples conexiones como lo es el IoT.

Entonces: Un sistema de monitoreo basado en el IoT ¿podría adquirir señales de manera simultánea de múltiples sensores ofreciendo resultados en tiempo real, sin perturbar el estado natural del objeto de estudio?

### 4.2 Hipótesis

El monitorear múltiples sensores, interconectados inalámbricamente me diante el IoT, debe proveer resultados en tiempo real en dispositivos móviles, a la vez que pueden ser utilizados para desplegar alertas en caso de ser necesario, todo sin interferir con el estado natural del objeto de estudio.

## 4.3 Objetivos

### 4.3.1 Objetivos generales

Desarrollar un sistema de EMG portátil y de comunicación remota, capaz de transmitir señales simultáneas mediante un protocolo de IoT con la menor interferencia con el usuario. Y mostrar otras aplicaciones y ventajas del uso del Internet de las Cosas.

### 4.3.2 Objetivos específicos

1. Diseño e implementación de un sistema de EMG a través del IoT para sus comunicación inalámbrica.
2. Diseño e implementación de un sistema de detección de vibraciones a través del IoT para sus comunicación inalámbrica.
3. Diseño e implementación de una red de sensado de consumo de agua potable a través del IoT para sus comunicación inalámbrica..
4. Diseño e implementación de un sistema de alarma de inclinación y giro a través del IoT para sus comunicación inalámbrica..

# Capítulo 5

## Casos de estudio

### 5.1 Hardware y software

Antes de describir los casos de estudio, se precisan algunas características sobre el software y hardware común de los sistemas desarrollados.

#### 5.1.1 Software

Para realizar la transmisión de la información se configuró el protocolo MQTT (Message Queue Telemetry Transport). El protocolo consta de un cliente o emisor que transmite datos, un servidor que los recibe y maneja -llamado bróker- y un cliente o receptor que los recibe y utiliza. A continuación, se profundiza en el desarrollo de este protocolo.

##### 5.1.1.1 Uso y desarrollo del protocolo MQTT

Tomando como ejemplo un sistema de 6 entradas, se propone la estructura desarrollada en las figuras 5.1, 5.2 y 5.3:

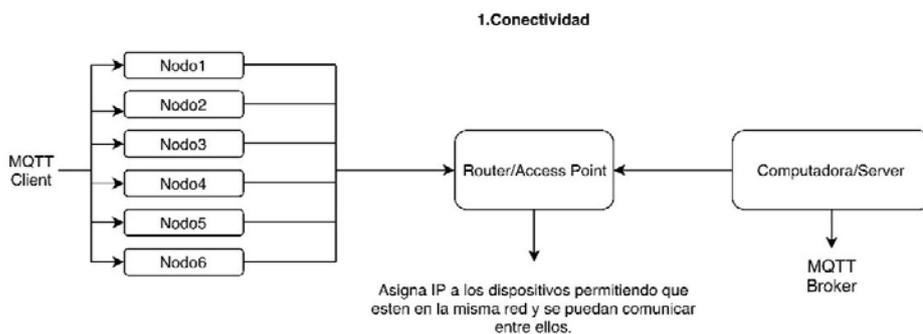


Figura 5.1: Primera fase de la comunicación mediante MQTT

Para la primera fase, se establecerán seis nodos o clientes emisores que

corresponden a cada sensor que utiliza el sistema, todos estos nodos se conectarán a un punto de acceso el cual genera su propia red generando un *BSS*. La computadora que funge como bróker también realizará la conexión a la red mencionada. El punto de acceso asigna direcciones IP a cada sensor y la computadora, esto es importante debido a que esas direcciones se utilizarán para manejar los datos.

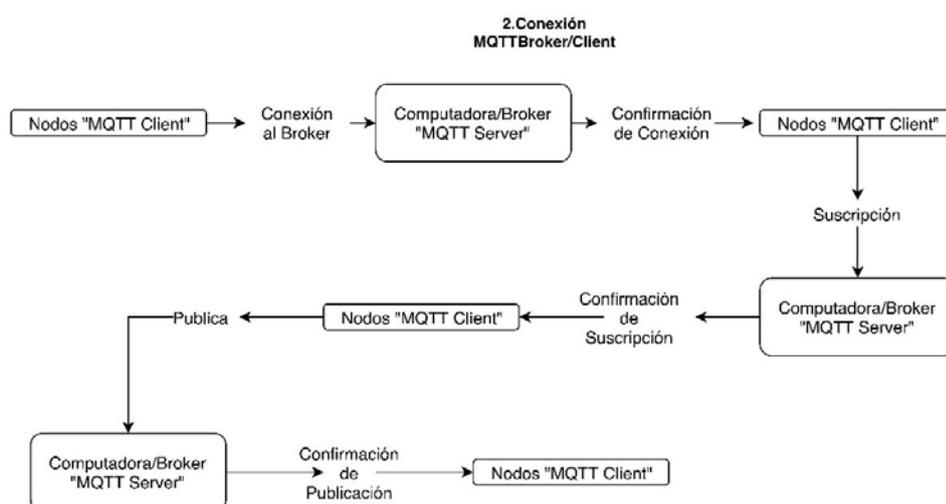


Figura 5.2: Segunda fase de la comunicación mediante MQTT

Para la segunda etapa de la transmisión, los nodos emisores se conectarán al bróker para enviar su información, el bróker aceptará la conexión y comenzará a recibir los datos y estos serán almacenados en contenedores particulares que se denomina temas. Una vez que el bróker confirme la suscripción al tema de los datos por parte del cliente emisor, la información comenzará su almacenamiento. Recordemos que el tema es una forma de etiquetar la información para que pueda ser manejada por el bróker.

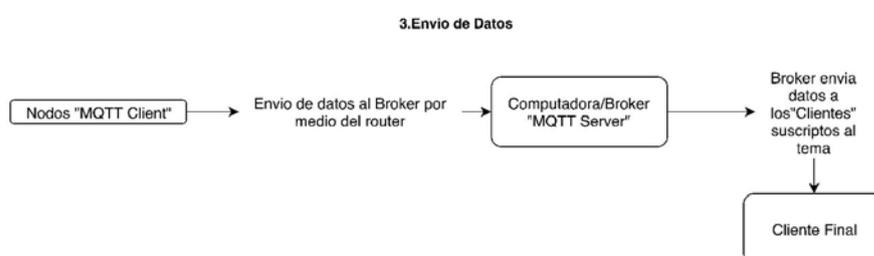


Figura 5.3: Tercera fase de la comunicación mediante MQTT

Por último, el cliente receptor que solicitará los datos, lo hará a través del bróker. Para poder solicitar los datos deberá conocer la dirección IP del bróker, así como, el tema al que desea suscribirse para poder recibirlos.

## 5.1.2 Hardware

### 5.1.2.1 NODEMCU

El protocolo MQTT, requiere de un sistema que envíe datos y uno que reciba. Por lo anterior, se propuso el uso de los dispositivos NODEMCU para realizar varias tareas como el mostrado en la figura 5.4.



Figura 5.4: Tarjeta NODEMCU<sup>[39]</sup>

El dispositivo NODEMCU es una tarjeta de desarrollo que cuenta con un módulo ESP8266 el cual le provee de Wi-Fi. Esto es importante en virtud de que será el medio por el cual se transmitirá la información. Otra de las ventajas que nos ofrece la tarjeta, es que puede manejar los diferentes tipos de comunicación (I2C y SPI) para comunicarse con los sensores utilizados en los casos de estudio.

### 5.1.2.2 MinIMU-9 V5

Estos sistemas se utilizaron dadas sus dimensiones, velocidad de muestreo y resolución, aptas para percibir movimientos desde  $+2$  g hasta  $+16$  g. Puede ser apreciada en la figura 5.5.



Figura 5.5: MinIMU-9 V5<sup>[41]</sup>

### 5.1.2.3 Raspberry Pi

La Raspberry Pi, mostrada en la figura 5.6, es una microcomputadora que posee la capacidad necesaria para contener un ambiente de desarrollo basado en Linux y, por tanto, puede ejecutar programas y comandos propios del sistema.

En varios de los casos, se hizo uso de estos sistemas para obtener y almacenar la información proveniente de los clientes emisores y de manera paralela, cumplir la función de bróker de la información.



Figura 5.6: Raspberry Pi<sup>[38]</sup>

Particularmente, se desarrollaron programas en Python para fungir como cliente receptor, clasificar y almacenar la información proveniente de los clientes emisores.

## 5.2 Sistema mioeléctrico - Desarrollo de un sistema de adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas

En esta sección, se explicará el procedimiento utilizado para la generación de un sistema de adquisición de señales mioeléctricas, el cual contó con dos sistemas: Adquisición y procesamiento y recepción de datos. Para hacer un mejor análisis e identificar áreas de oportunidad y tendencias, se realizaron dos análisis: funcional y comparativo.

Se decidió el desarrollo de este tipo de dispositivos porque fue identificada una área de oportunidad para el desarrollo de este tipo de instrumentación y ser implementada en fisioterapia y rehabilitación a distancia o en conjunción con dispositivos como órtesis. De igual manera, en conjunto con otros diagnósticos como lo es la ergometría.

### 5.2.1 Descripción del estudio de caso

El ciclo de marcha de un persona esta compuesto por cuatro etapas<sup>[36]</sup>:

1. Doble apoyo posterior de impulso.
2. Periodo oscilante o de elevación.
3. Doble apoyo anterior de recepción o de frenado.
4. Apoyo unilateral.

Durante estas cuatro etapas, los principales músculos y grupos musculares que actúan son<sup>[36]</sup>:

1. Conjunto Isquiosural (Semimembranoso, semitendinoso y bíceps femoral).
2. Conjunto Cuádriceps femoral (Recto femoral, vasto lateral, medial e intermedio).
3. Conjunto tríceps sural (Gastrocnemio y soleo).
4. Músculo tibial.

Estos músculos, controlan la flexión y extensión del miembro inferior al encontramos en movimiento. Cuando uno de estos músculos presenta una miopatía (enfermedad del tejido muscular), pueden presentar problemas de tonificación y de control (contracción y extensión), es por ello, que se vuelve relevante el poder monitorear su actividad eléctrica, que como se ha mencionado con anterioridad, es la responsable de los movimientos del músculo.

Tras el análisis de los artículos de García<sup>[43]</sup>, Villaquiran<sup>[44]</sup> y Córdoba<sup>[45]</sup>, se determinó que los músculos necesarios para un estudio de marcha serían los siguientes:

1. Del conjunto Isquiosural: Semitendinoso y Bíceps femoral.
2. Del conjunto Cuádriceps femoral: Vasto lateral y medial.
3. Conjunto tríceps sural: Gastrocnemio.
4. Músculo tibial.

Esto debido a que se observó que son objetos de estudio común y son sistemas musculares que presentan protagonismo y antagonismo.

Por la razón anterior se establece la necesidad de un sistema que contemple de 1 a 6 sensores para estudiar los diferentes aspectos de la marcha.

### 5.2.2 Análisis funcional y comparativo del sistema

En la figura 5.7 se muestra un diagrama funcional para el sistema. Fue dividido en dos subsistemas: adquisición y procesamiento y de recepción. De igual manera, se propusieron tres tipos de entrada y una salida. Estas entradas registran cambios que pueden ser de: magnitud, amplitud o naturaleza.

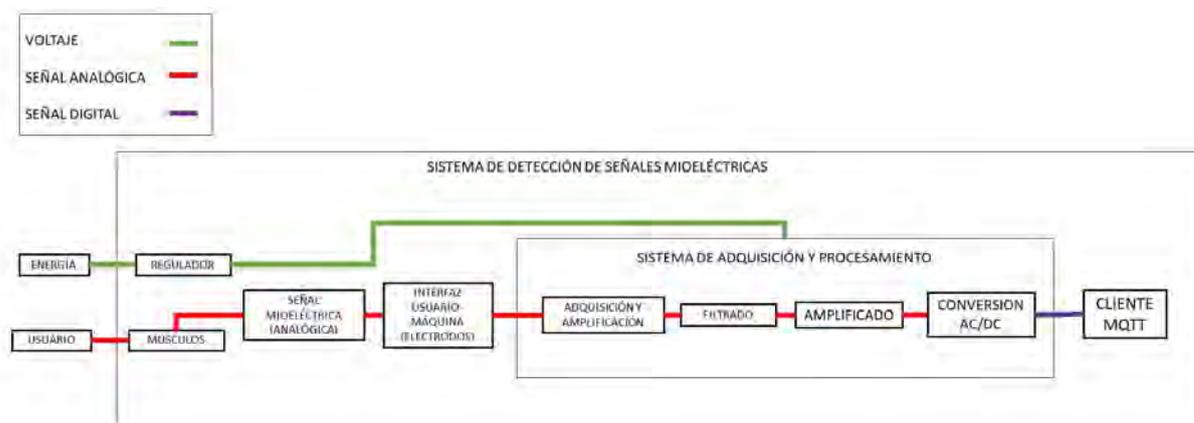


Figura 5.7: Diagrama de funciones de los sistemas de adquisición y procesamiento

Los sistemas de adquisición y procesamiento, se basan en el trabajo realizado por Nava y Negrete<sup>[1]</sup>. Ya que el sistema se considera trabajará sobre el IoT, el sistema de recepción se propone como se aprecia en la figura 5.8.

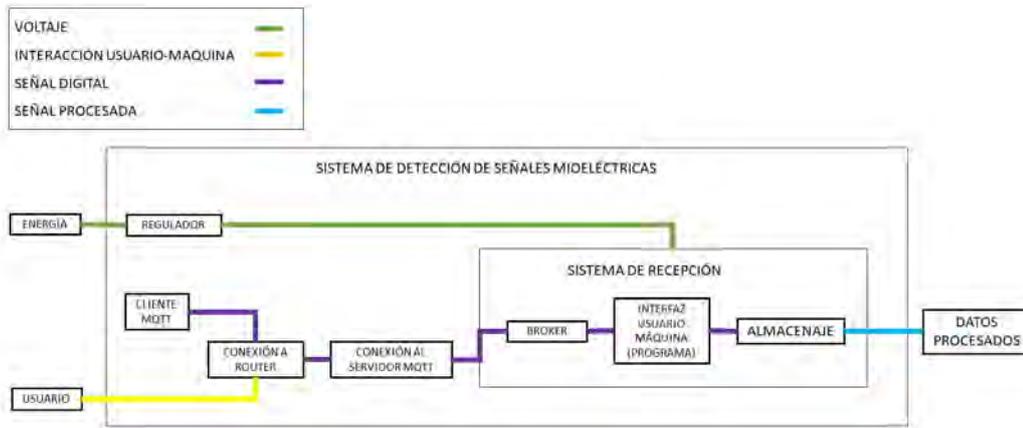


Figura 5.8: Diagrama de funciones del sistema de recepción

Tras esto, se propuso un análisis comparativo de sistemas comerciales que cumplen funciones parecidas a esta propuesta, para identificar si existen tendencias en productos similares al que se desarrolla en este trabajo. En el primero de estos análisis, mostrado en la tabla 5.1, se compararon cinco sistemas en función de: tipo de transmisión, velocidad de muestreo, cantidad de canales, ancho de banda, precio, distancia entre electrodos y si contaban con una unidad de medición inercial o acelerómetro.

Nombre del producto	DataLITE wireless sensor & systems	Shimmer3	Wave Plus	Tigno Avanti Sensor	Myoware muscle sensor
Aspecto comparativo					
Tipo de transmisión MHz	WiFi 2.4	Bluetooth 2,400	WiFi 2.4	Radiofrecuencia 2.4	Cableada
Muestras por segundo	500/1,000/2,000	125-8,000 (Recomendado 500)	16-2,000	1,111-1,926	Depende del microcontrolador
Cantidad de canales	2-8	2	16-32	1-16	1
Ancho de banda Hz	10-490	0-8,400	10-500,000	10-850	0
Precio MXN	N/A	9,552.46	263,835.50	N/A	1,465.00
Distancia entre electrodos mm	20	20 o más	120	125	35
IMU o acelerómetro	No	No	Si	Si	No

Tabla 5.1: Tabla comparativa sistemas de EMG remotos.

A partir de los datos disponibles se puede concluir sobre las tendencias de estos productos. La primera radica en que ninguno de los sistemas está sesgado para identificar músculos particulares, esto se debe a que sus anchos de banda cubren rangos muy amplios y su distancia entre sensores es mínima, como se observa en la tabla 5.1. Además, se observa el uso de

velocidades de muestreo altas, lo cual es un indicador de la resolución que estos sistemas buscan tener. Los precios obtenidos nos demuestran que no existe una tendencia clara, pero si demuestran los altos precios en lo que se valúan.

Después de este análisis, se compararon sistemas “*wearables*”. Los conceptos para comparación fueron tomados del trabajo de Dias y Silva<sup>[6]</sup>. Se realizó esta comparación ya que este tipo de sistemas son una competencia, tanto técnica, como comercial de los dispositivos médicos.

Señal o nivel medido	Nombre del sensor	Tipo de comunicación	Tipo de usuario	Lugar de uso	Tipo de monitoreo	Tipo de sistema	Costo MXN
Pulso Cardíaco	Polar H10	Bluetooth	Adultos	Hogar	Offline/Online	Sensor	1921.83
Presión en sangre	Omron Heart-Guide	Bluetooth	Adultos	Hogar	Offline/Online	Reloj	9544.17
Frecuencia respiratoria	Spire	Bluetooth	Adultos	Clínico	Offline/Online	Sensor	1146.37 (P/sensor) 9170.6 (8 sensores)
Saturación de oxígeno en sangre	O2 Vibe	Bluetooth	Adultos	Hogar	Offline/Online	Reloj	3801.86
Temperatura	Temptraq	Bluetooth	Adultos/niños	Clínico/Hogar	Online	Parche	295.6 (Desechable) 70,944 (Costo anual)
Glucosa	Dexcom G6	Radiofrecuencia	Adultos/niños	Hogar	Offline/Online	Sensor	76846.23

Tabla 5.2: Tabla comparativa sistemas “*wearables*” para signos vitales.

Se compararon los sistemas que miden las principales señales vitales necesarias para realizar diagnósticos. Con base en la tabla 5.2, se observó que son pocos los sistemas que tienen la versatilidad para trabajar a nivel clínico y hogar. Por otro lado, se observa que los sistemas de conexión son de corto alcance, por tanto, limitados. Finalmente, todos los sistemas dependen de un segundo dispositivo para poder procesar la información.

### 5.2.3 Diseño de configuración

Para el embebido de los sensores, se propone la configuración mostrada en la figura 5.9. Para esta primera iteración se realizaron las carcasas mediante manufactura aditiva. El sistema consta de 6 carcasas, una para cada sensor, así como, una carcasa adicional para almacenar las baterías que alimentan al sistema.

Dado que las inervaciones de cada músculo se encuentran en diferentes lugares a lo largo de la pierna y que se busca perturbar en la menor medida el andar del sujeto de prueba, el sistema debe adaptarse de la mejor manera al cuerpo, y sus conexiones deben ser lo suficientemente extensas para no intervenir en la flexión y extensión de la pierna.



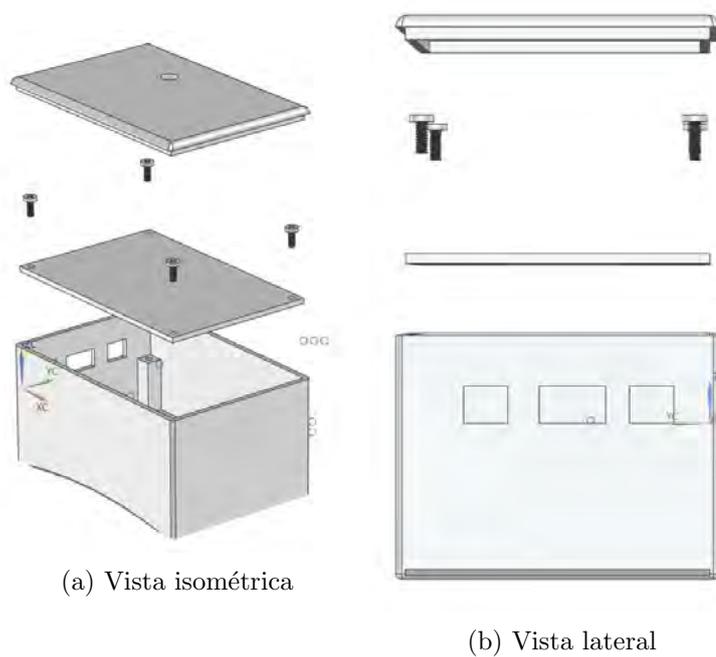
Figura 5.9: Configuración del circuito EMG con seis carcasas y alimentación

Para desarrollar las carcasas y conexiones se hizo uso de las dimensiones antropométricas de la población mexicana entre 18 y 24 años<sup>[27]</sup>:

Tabla 5.3: Medidas antropométricas

Miembro medido	Medida mujer mm	Medida hombre mm	Promedio mm
Anchura cadera	368	368	368
Altura muslo	137	148	142.5
Diámetro pantorrilla	107.26	111.4	109.33
Altura nudillo	695	744	719.5
Altura rodilla	441	478	459.5

El diámetro de la pantorrilla se obtiene indirectamente dado que la medida proporcionada en el texto antes citado es referente al perímetro. Con las tres primeras medidas se diseñó el contenedor de circuitos, figura 5.10, con las restantes, la longitud de las conexiones entre circuitos.



(a) Vista isométrica

(b) Vista lateral

Figura 5.10: Propuesta contenedor de sensores

### 5.2.4 Adquisición y pre-procesamiento de señales

El esquema mostrado en la figura 5.11 muestra el esquema de conexiones desarrollado por Nava y Negrete<sup>[1]</sup>, cuenta con tres etapas de filtrado y una de adquisición (amplificador de instrumentación) y una fase de amplificación, pero no cuenta con una fase de transmisión inalámbrica.

Por tanto, se le agregó un sistema NODEMCU para hacer uso de su convertidor analógico-digital para crear una etapa de procesamiento antes de la transmisión de las señales mediante el IoT las cuales fueron realizadas por este mismo dispositivo.

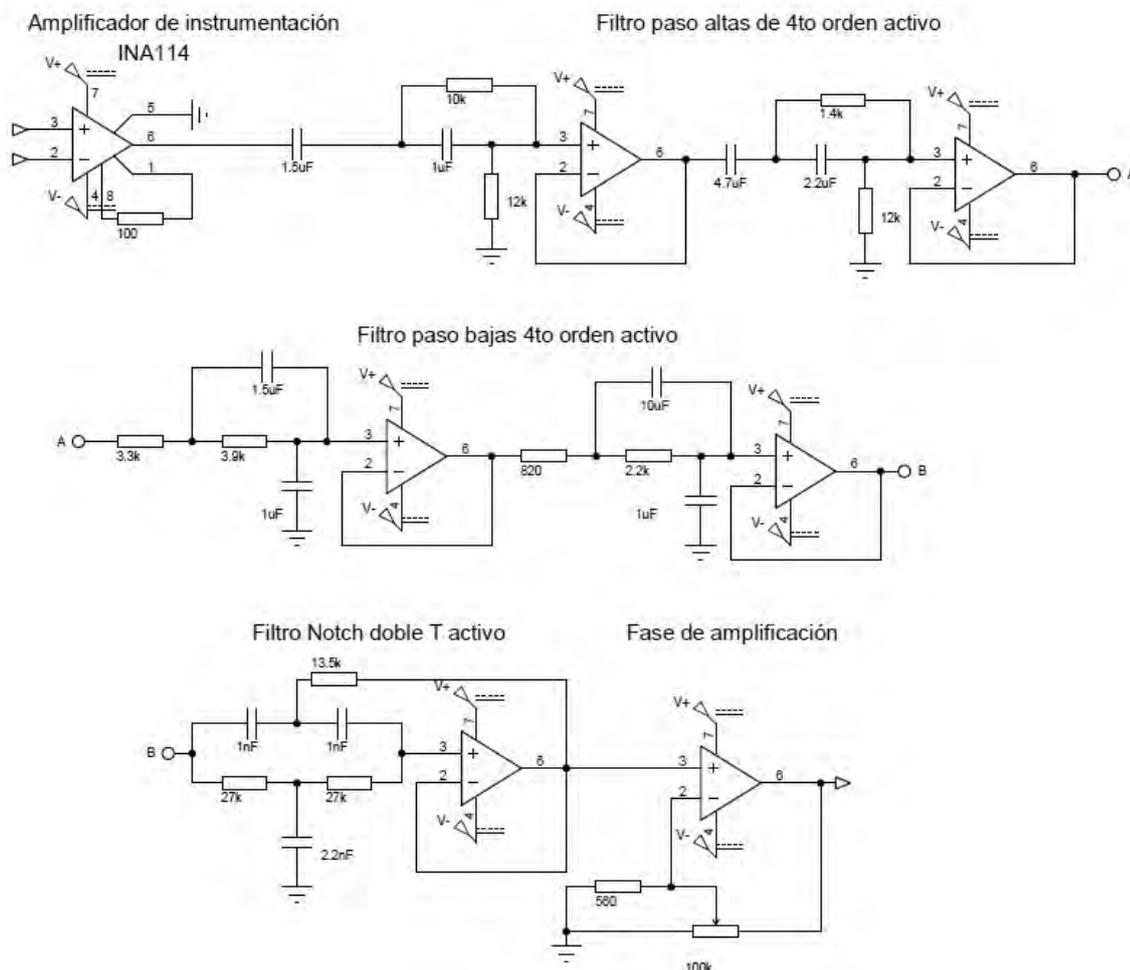
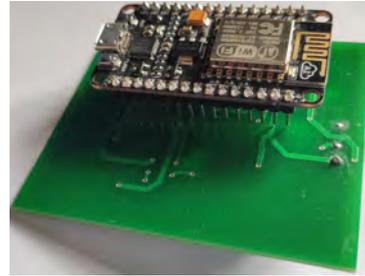


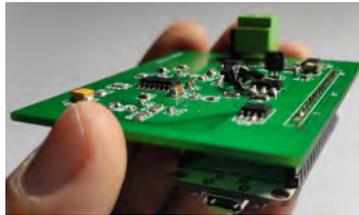
Figura 5.11: Esquemático del sistema de electromiografía<sup>[1]</sup>



(a) Vista frontal



(b) Vista posterior



(c) Vista lateral

Figura 5.12: Primera iteración del sistema EMG

En la figura 5.12, se muestra el sistema ya manufacturado e incorporando el NODEMCU. Tras esta primera iteración, se detectaron áreas de diseño de la placa que podían mejorarse y se propusieron cambios para favorecer la modularidad del sistema.

En la segunda iteración, figura 5.13, se propuso ajustar la banda de paso de las señales para acotarlas de mejor manera, así como la transición a elementos de montaje superficial para reducir el tamaño del sistema.

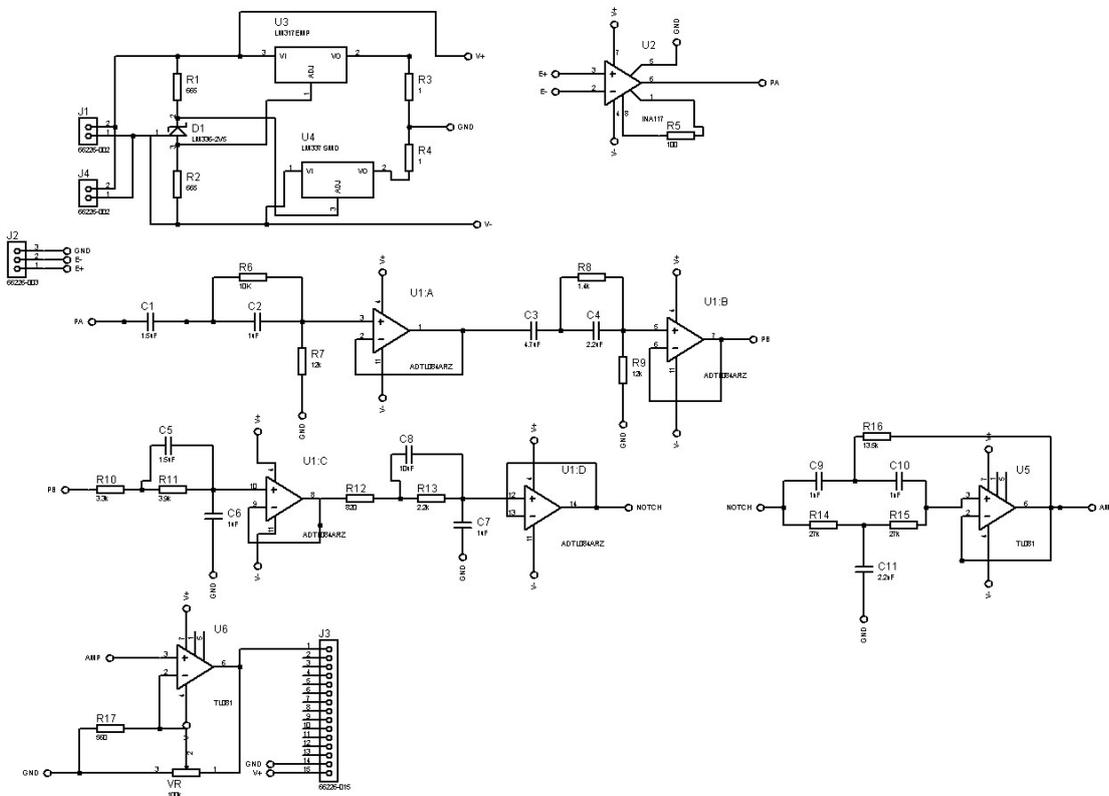


Figura 5.13: Esquemático del sistema de electromiografía segunda iteración

Este sistema cuenta con una primera fase de regulación mostrado en la figura 5.14 para energizar el sistema utilizando baterías. Esta fase cuenta con una salida para poder interconectar al sistema siguiente, con el fin de lograr un sistema modular.

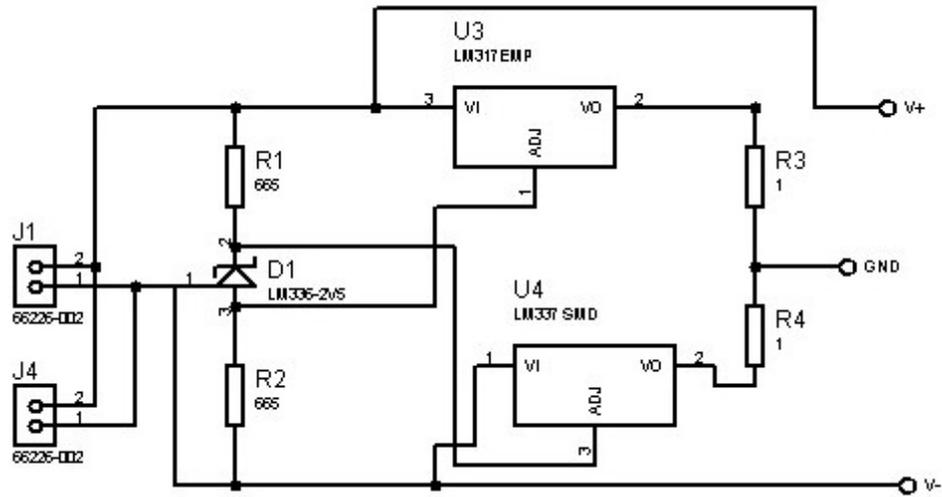


Figura 5.14: Fase de alimentación eléctrica

En la figura 5.15 se muestra la fase de obtención y filtrado de la señal.

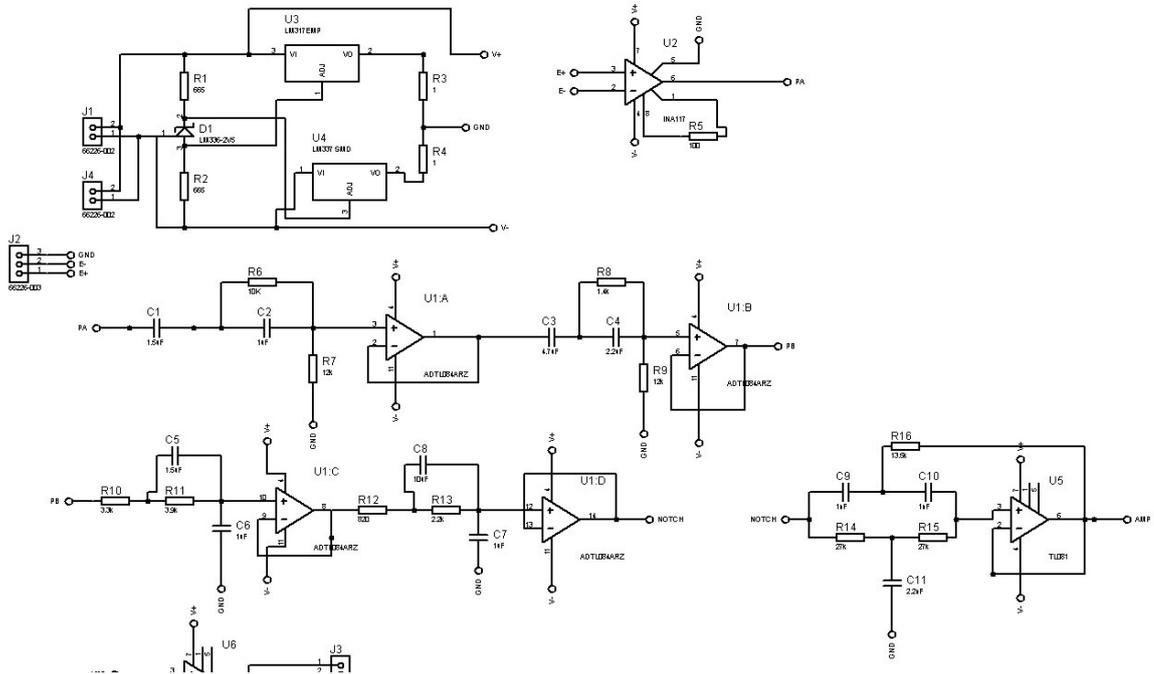


Figura 5.15: Fase de obtención y filtrado de la señal

Tras las fases de filtrado, se cuenta con la fase de amplificación conectado a una serie de headers que permiten la conexión al NODEMCU que se muestra en la figura 5.16.

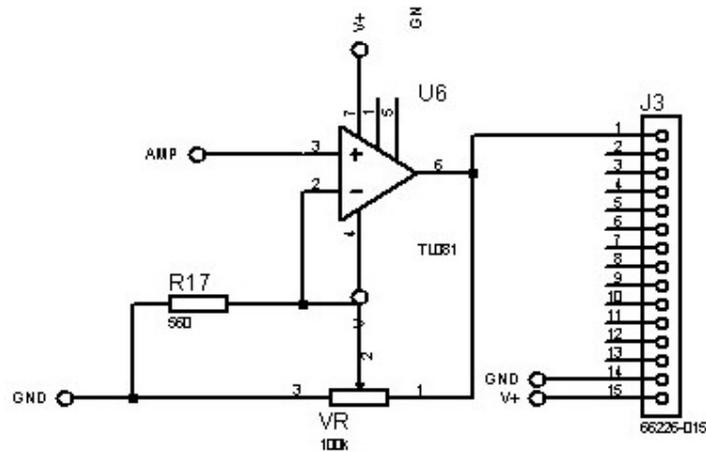


Figura 5.16: Fase de amplificación y transmisión

En la figura 5.17, se muestra el sistema ya manufacturado:

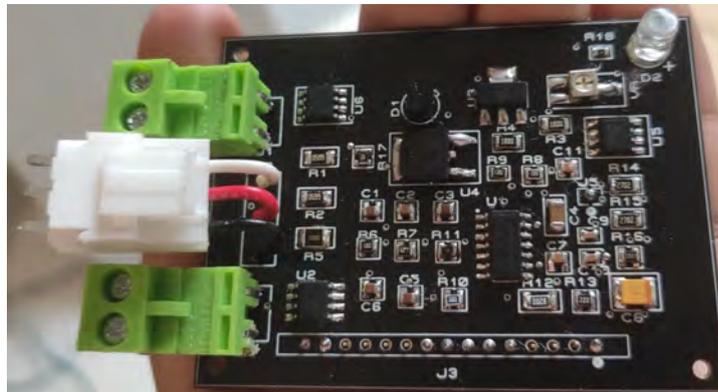


Figura 5.17: Segunda iteración del sistema de EMG

En la tercer iteración, se propone la utilización de un convertidor analógico digital de 16 bits , que ofrece una mayor resolución de los datos convertidos y logrando la reducción del procesamiento de datos en la tarjeta de transmisión. Como ya se ha mencionado, para lograr la transmisión de las señales, es necesaria la presencia de un NODEMCU, el cual será utilizado para el manejo del sistema de conversión, resultando en el rediseño del sistema mostrado en la figura 5.18:

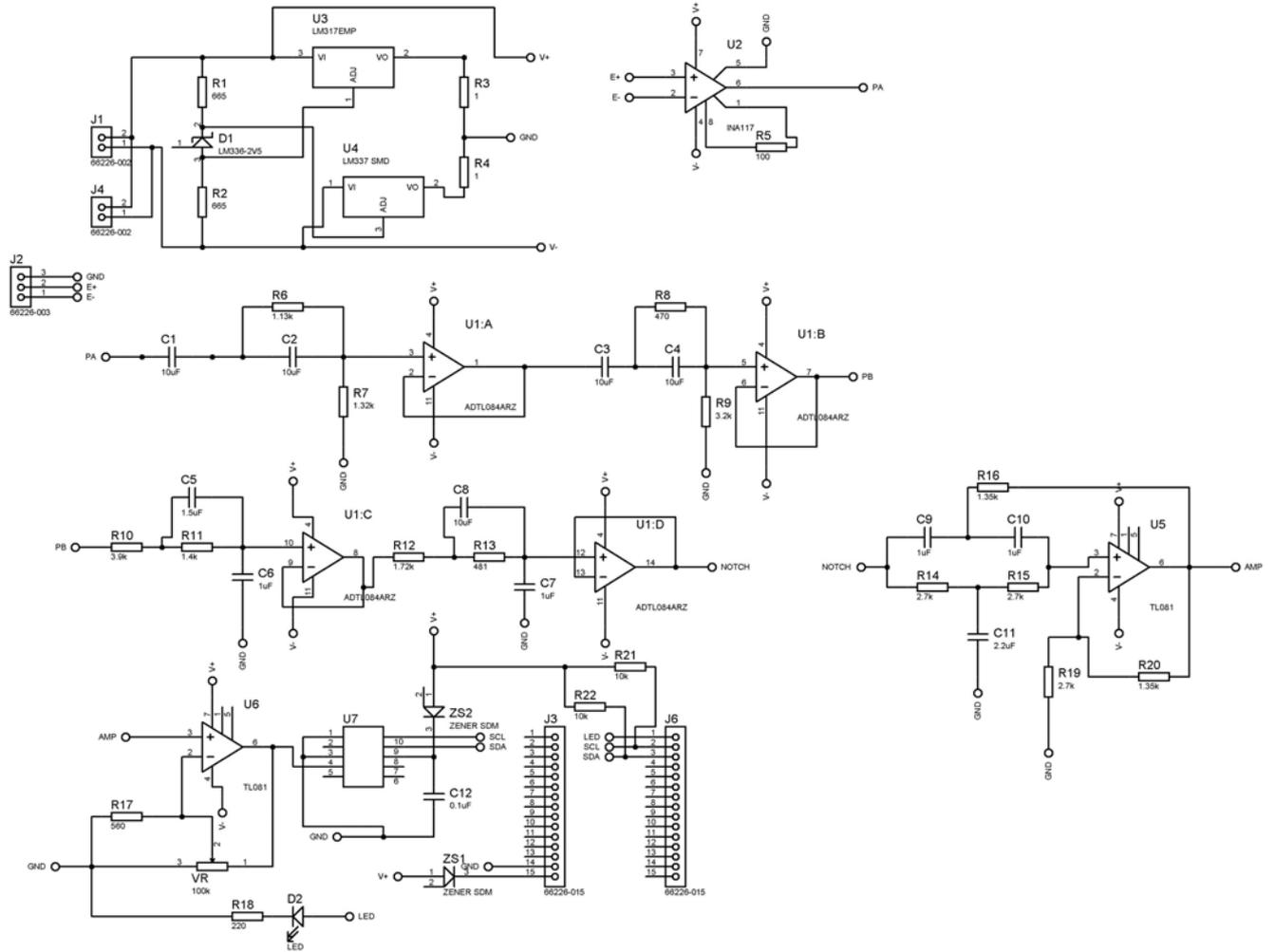


Figura 5.18: Esquema tercera iteración del sistema de EMG

Tras esto, se manufacturaron seis sistemas iguales para posteriormente ser embebidos en carcasas con medidas antropomórficas y numeración indicando el orden de los sensores como los mostrados en la figura 5.19.



(a) Vista frontal



(b) Vista trasera



(c) Carcasa numerada

Figura 5.19: Tercera iteración del sistema EMG

### 5.2.5 Recepción y procesamiento de las señales

Como se describió en la sección 5.1.1, el cliente emisor, en este caso el NODEMCU, enviará la información al broker etiquetada con un tema específico, el broker retendrá este dato hasta que el cliente emisor no envíe otro. Por otro lado, el cliente receptor solicita el dato almacenado por el broker "suscribiéndose" al tema o etiqueta al cual el cliente emisor envió la información. Una vez que la solicitud llegue al broker, este enviará la información al cliente receptor, el cual debe realizar alguna acción con la información que posee. Es por lo anterior, que para su manejo se realizó una interfaz gráfica en C#, la cual se encarga de recibirlos y graficarlos, trabajando como cliente receptor.

#### 5.2.5.1 Interfaz gráfica

La interfaz mostrada en la figura 5.20, cuenta con seis apartados para cada nodo, una selección de los nodos a sensar, el tiempo de la prueba y si se desea almacenar la información. Esto permite al usuario conectar sólo los sensores correspondientes al estudio que se desee realizar.

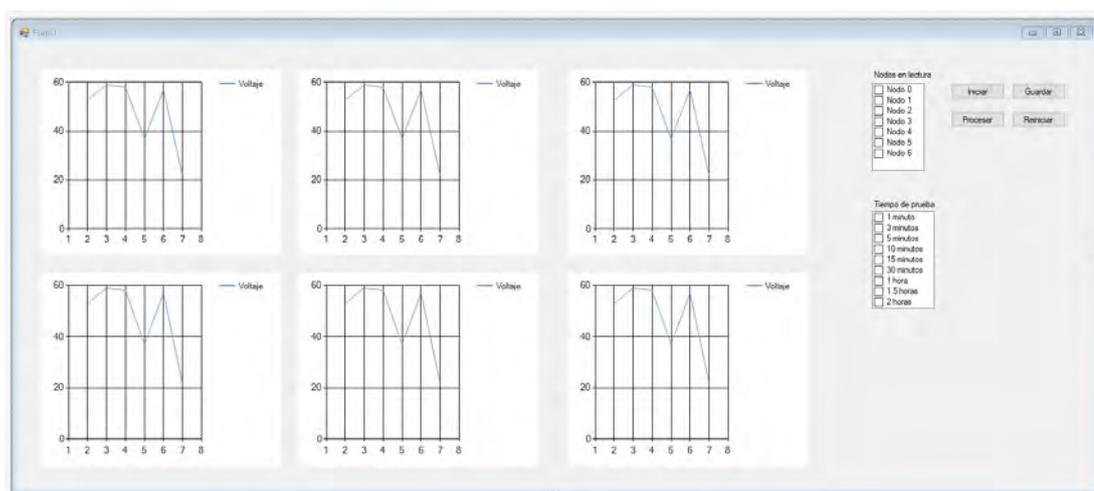


Figura 5.20: Interfaz gráfica

Con estas herramientas es posible comenzar a realizar pruebas.

### 5.3 Protocolo ergométrico de marcha (escalera)

Se propone el siguiente protocolo para probar la repetibilidad del sistema:

1. Se le explicará al usuario el funcionamiento del sistema y en que consistirá la prueba, así como, riesgos de la misma.
2. La prueba dependerá directamente del ambiente en donde se desarrollen las pruebas: si existen escaleras, se realizará la prueba A, en caso de no contar con las mismas, se realizará la prueba B.
3. Una vez explicada la prueba y riesgos, se le pedirá al usuario que firme un consentimiento donde se le exige al equipo de cualquier daño que pueda sufrir. Igualmente, se le explicará que sus datos serán usados para investigación y sólo los datos electromiográficos serán sujetos de difusión.

Prueba A.

1. Se colocarán seis sensores en los músculos: gastrocnemio, tibial anterior, semitendinoso, bíceps femoral, vasto lateral y vasto medial.
2. La colocación se hará conforme al protocolo propuesto por SENIAM (Anexo 1).
3. Se iniciará el servidor que recopilará los datos, así como, la interfaz gráfica.
4. Se indicará en el sistema cuales sensores se usaran para la prueba, en este caso, los seis sensores disponibles.
5. Una vez colocados los sensores en el usuario, se encenderá el sistema.
6. Se esperará a que todos los sensores mantengan encendidos sus respectivos leds, en caso afirmativo, se procederá a iniciar la obtención de datos en la interfaz.
7. Se le pedirá al usuario caminar cinco pasos, ida y vuelta, tras dos veces realizado este trayecto, se le pedirá que ascienda y descienda por la escalera dos veces. Tras esto, se le pedirá realice el mismo trayecto inicial para estabilizar su señal.
8. Se finalizará la toma de datos en la interfaz y se almacenarán para su posterior análisis.
9. Se le retirará el sistema al usuario dejando los electrodos.
10. Se le darán indicaciones al usuario para que el mismo retire los electrodos de su cuerpo.

11. Se procede a finalizar la prueba y se le agradecerá al usuario.

Prueba B.

1. Se colocarán seis sensores en los músculos: gastrocnemio, tibial anterior, semitendinoso, bíceps femoral, vasto lateral y vasto medial.
2. La colocación se hará conforme al protocolo propuesto por SENIAM (Anexo 1).
3. Se iniciará el servidor que recopilará los datos así como la interfaz gráfica.
4. Se indicará en el sistema cuales sensores se usaran para la prueba, en este caso, los seis sensores disponibles.
5. Una vez colocados los sensores en el usuario, se encenderá el sistema.
6. Se esperará a que todos los sensores mantengan encendidos sus respectivos leds, en caso afirmativo, se procederá a iniciar la obtención de datos en la interfaz.
7. Se le pedirá al usuario caminar 5 pasos, ida y vuelta, durante un mínimo de seis ciclos.
8. Se finalizará la toma de datos en la interfaz y se almacenarán para su posterior análisis.
9. Se le retirará el sistema al usuario dejando los electrodos.
10. Se le darán indicaciones al usuario para que el mismo retire los electrodos de su cuerpo.
11. Se procede a finalizar la prueba y se le agradecerá al usuario.

### 5.3.1 Resultados

Para esta sección se realizaron pruebas de repetibilidad basadas en el protocolo establecido en [1], para caracterizar los sensores dependiendo del músculo en análisis.

En la figura 5.21, podemos observar el tipo de señales que se esperan del sistema. Es importante mencionar que la señal integrada no se encuentra dentro de los alcances de este trabajo.

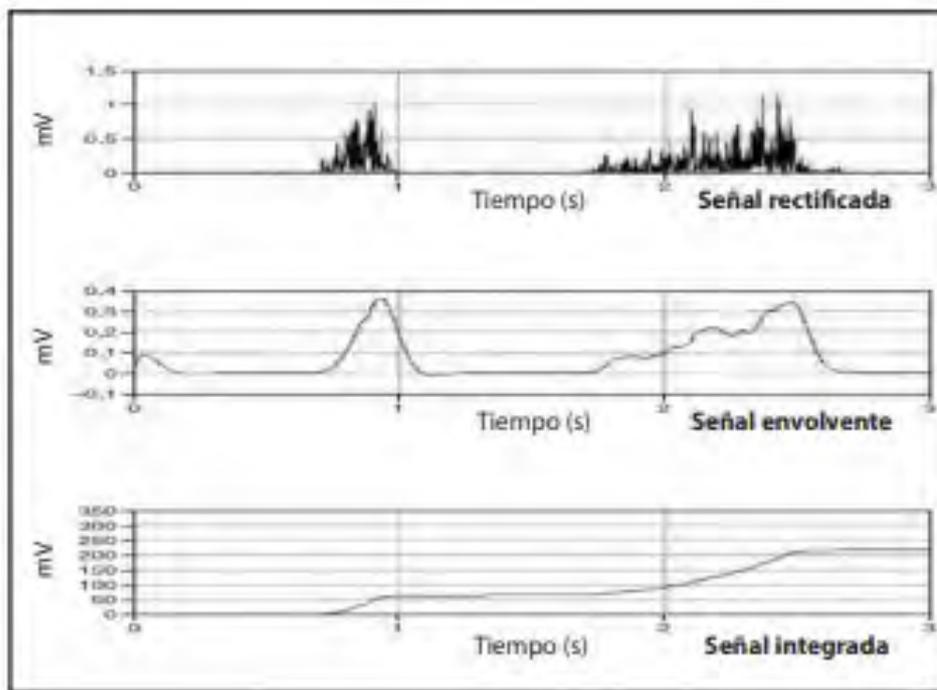


Figura 5.21: Señal mioeléctrica del músculo gastrocnemio rectificada, con envolvente e integrada<sup>[45]</sup>

La señal rectificada mostrada en la figura 5.21 será el primer procesamiento después de obtener una señal en crudo, como la mostrada en la figura 3.1. Esto significa que no veremos el lado negativo de la señal. El siguiente paso en el procesamiento de estas señales es la obtención de la envolvente, la cual toma los picos armónicos<sup>[46]</sup> de la señal, mostrando un gráfico con una menor cantidad de datos y de mayor entendimiento.

### 5.3.1.1 Pruebas de repetibilidad

Para la realización de esta prueba se colocaron sensores como se muestra en la figura 5.22.



Figura 5.22: Colocación de sensores en miembro inferior

La colocación de electrodos se hizo acorde a lo estipulado en [19] y desarrollado en el Anexo I.

En las figuras 5.23 y 5.24, se muestran los resultados más relevantes obtenidos de dos sensores, caracterizados para medir músculo gastrocnemio y tibial anterior.

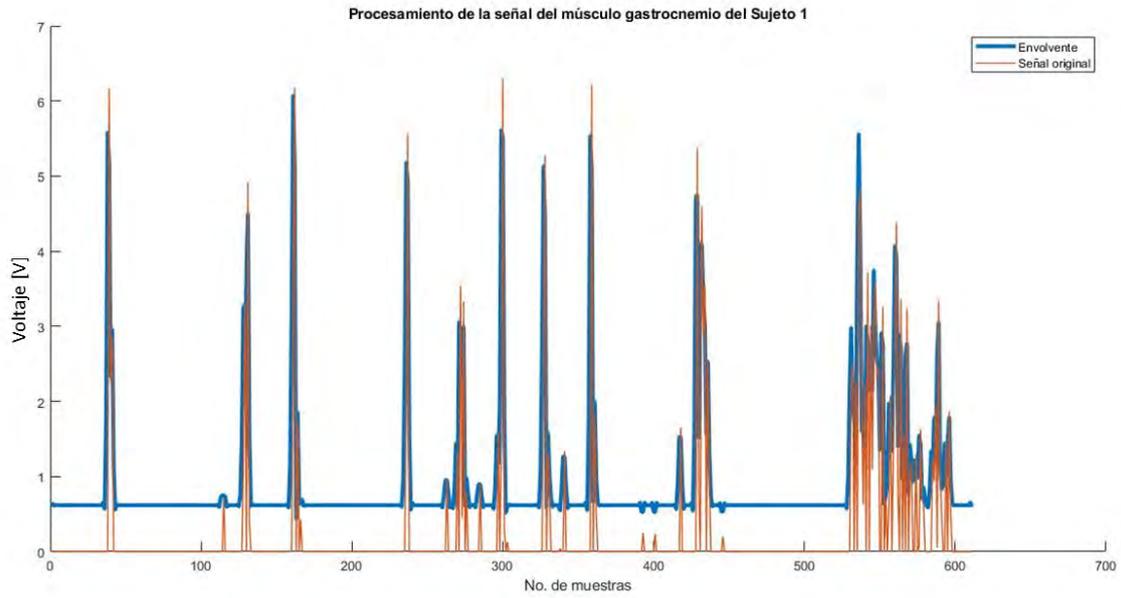


Figura 5.23: Prueba a usuario en músculo gastrocnemio sujeto 1

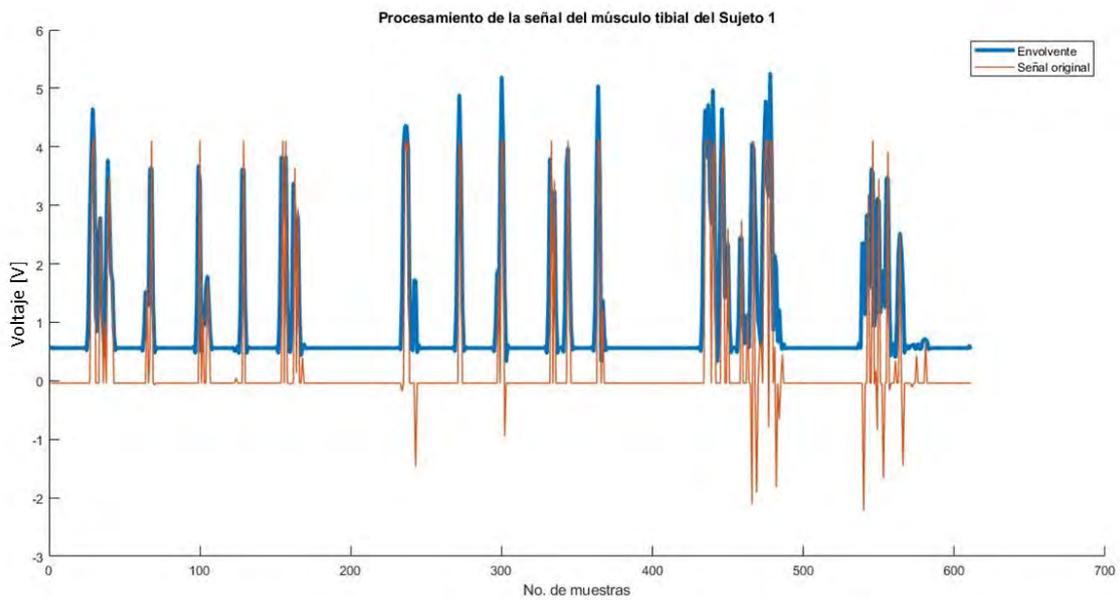


Figura 5.24: Prueba a usuario en músculo Tibial sujeto 1

Las figuras 5.23 y 5.24 muestran la actividad registrada por un sujeto al realizar cinco contracciones y cinco distensiones del músculo, seguidos de 5 segundos de contracción y finalizando con 5 segundos de distención. Podemos observar diferencias en magnitud y tiempo de activación al realizar las actividades mencionadas, así como, pequeños picos los cuales representan movimientos involuntarios del usuario. Para la facilitación del análisis se obtuvo la envolvente de los gráficos representadas en color azul. A continuación, observamos estas dos señales en un mismo gráfico, esto es posible porque ambas mediciones se realizaron durante el mismo evento.

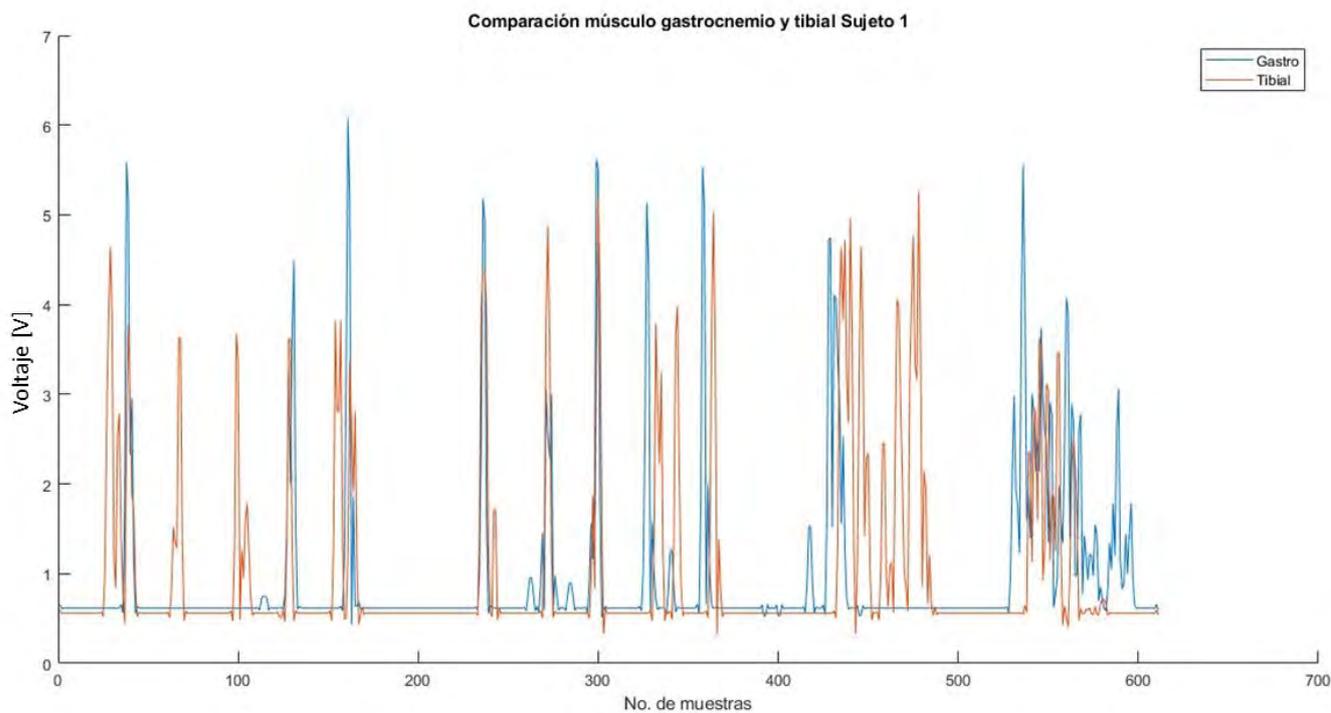


Figura 5.25: Comparativo de gastrocnemio y tibial sujeto 1

A simple vista, la figura 5.25 podría no decir nada, pero al analizar con detenimiento, podemos observar el protagonismo y antagonismo de los músculos al realizar un movimiento. En los primeros 5 movimientos de contracción se observa que la señal del músculo tibial se encuentra siempre presente y con una magnitud constante, diferente a la del gastrocnemio, el cual no aparece en todos los movimientos y en algunos apenas supera los umbrales visibles del sensor, caso contrario en los siguientes 5 movimientos, donde se observa que la señal azul (gastrocnemio), siempre está presente con una magnitud mayor a la del tibial. Este protagonismo y antagonismo es más evidente en los siguientes dos movimientos, considerando que en el movimiento de contracción el músculo protagonista es el tibial (señal naranja) al realizar una fuerza constante, su señal está presente durante toda la actividad con una magnitud casi constante, pero en el caso del gastrocnemio, se ve un momento de oposición al activarse para después desaparecer completamente al no ser utilizado para mantener el pie en la posición deseada. Esto es observable en el siguiente movimiento, donde vemos el caso contrario; una activación alta y sostenida de la señal del gastrocnemio y una activación momentánea y en decaimiento del tibial.

Esto se puede observar en otros usuarios como se muestra en las figuras siguientes.

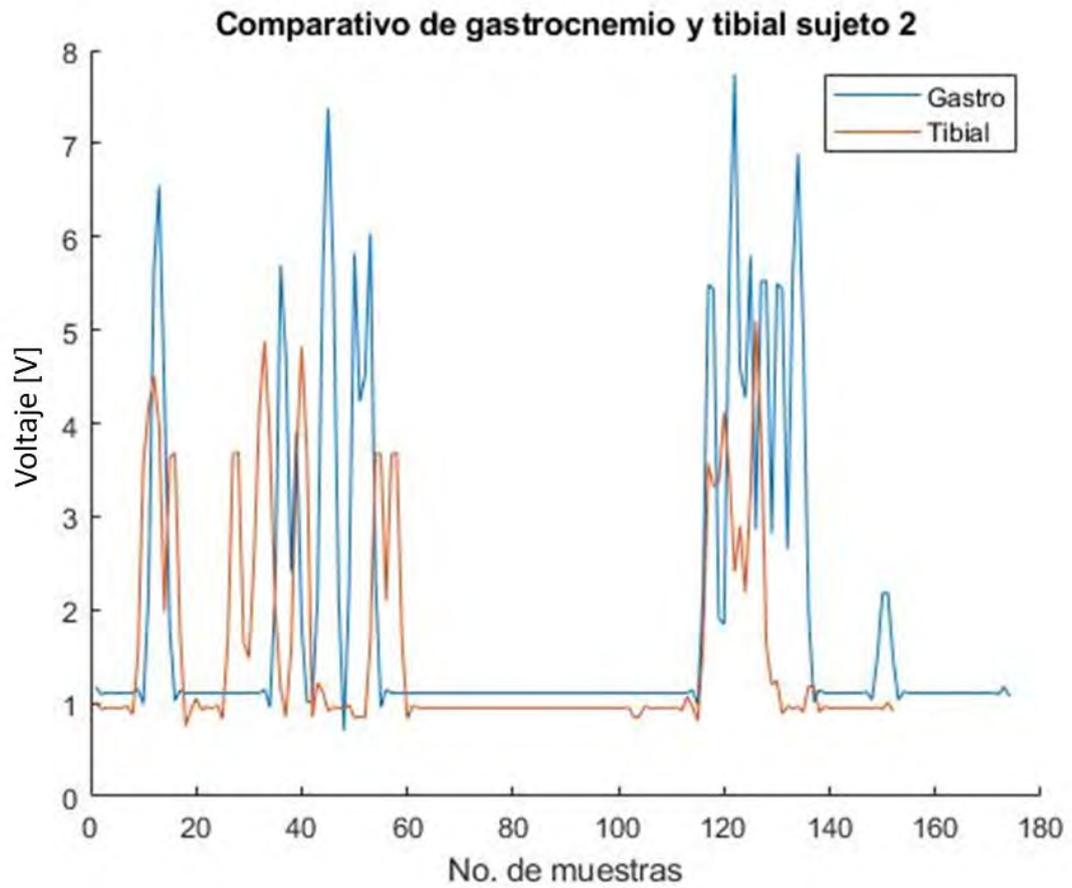


Figura 5.26: Comparativo de gastrocnemio y tibial sujeto 2

En la figura 5.26 se observan los momentos de contracción y distensión continua del sujeto 2. En el primer movimiento se observan inconsistencias en las señales que pueden ser atribuidas a la edad del sujeto o a movimientos involuntarios. En el segundo movimiento observamos una tendencia, como la observada en el sujeto 1, donde el músculo gastrocnemio tiene una amplitud mayor que la del tibial, el cual se activa momentáneamente para después relajarse, mientras el gastrocnemio se mantiene activo hasta el final del movimiento.

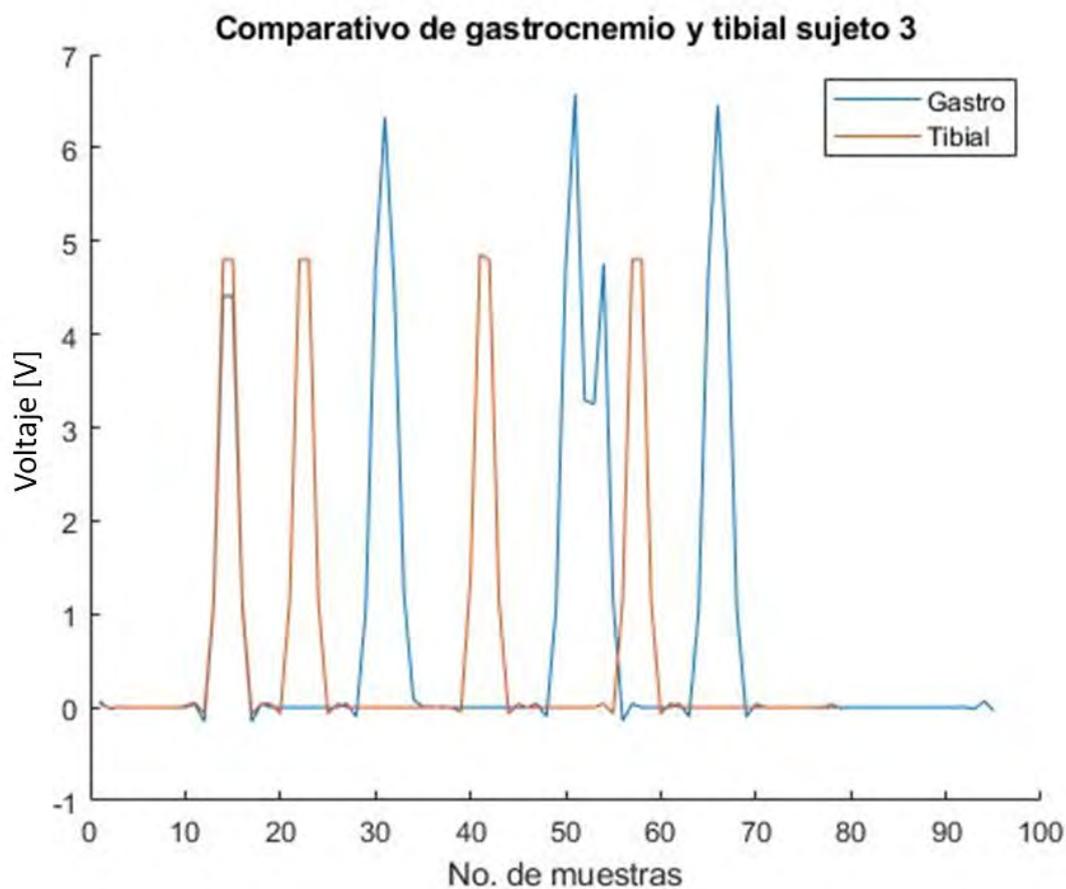


Figura 5.27: Comparativo de gastrocnemio y tibial sujeto 3

En la figura 5.27 observamos una porción de la secuencia del sujeto 3, en esta observamos que, el músculo en protagonismo es el gastrocnemio con activaciones constantes y de mayor amplitud que las del tibial. La existencia de estas señales del músculo antagonista se pueden deber a movimientos involuntario, patologías musculares o que el sujeto no encontraba su posición de reposo entre activaciones.

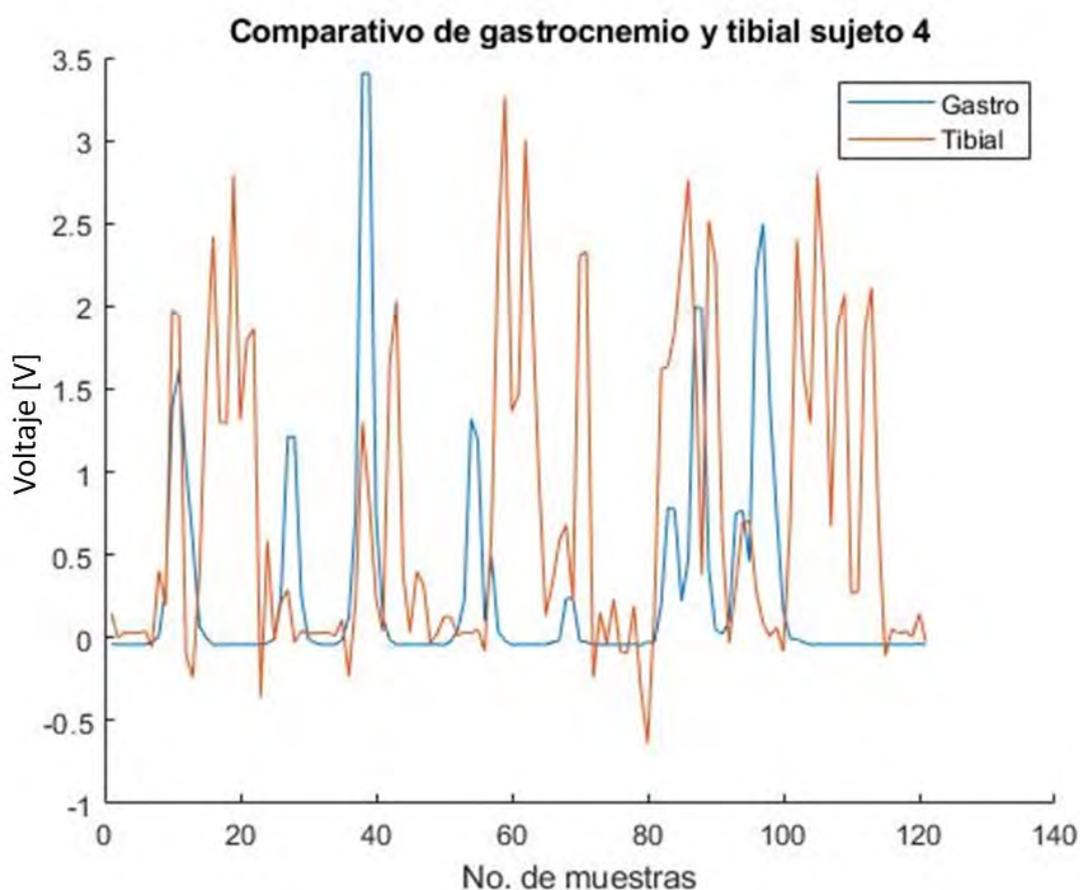


Figura 5.28: Comparativo de gastrocnemio y tibial sujeto 4

En la figura 5.28 se observa la secuencia de protagonismo del músculo tibial del sujeto 4. En esta observamos activaciones constantes y de mayor amplitud que las del gastrocnemio y algunos movimientos involuntarios del mismo.

Tras el análisis de estos resultados, podemos observar señal similares a las mostrada en la figura 5.21. Las señales generadas por el sistema también muestran el registro de los movimientos realizados por los sujetos, acorde a la prueba que realizaron. Esto nos muestra la repetibilidad de la prueba haciendo uso de un mismo equipo para diferentes usuarios. Con esto, se procede a la prueba de escalera para observar si se presentan resultados similares.

### 5.3.1.2 Pruebas de escalera

Para la realización de esta prueba se colocaron sensores como se muestra en la figura 5.29.

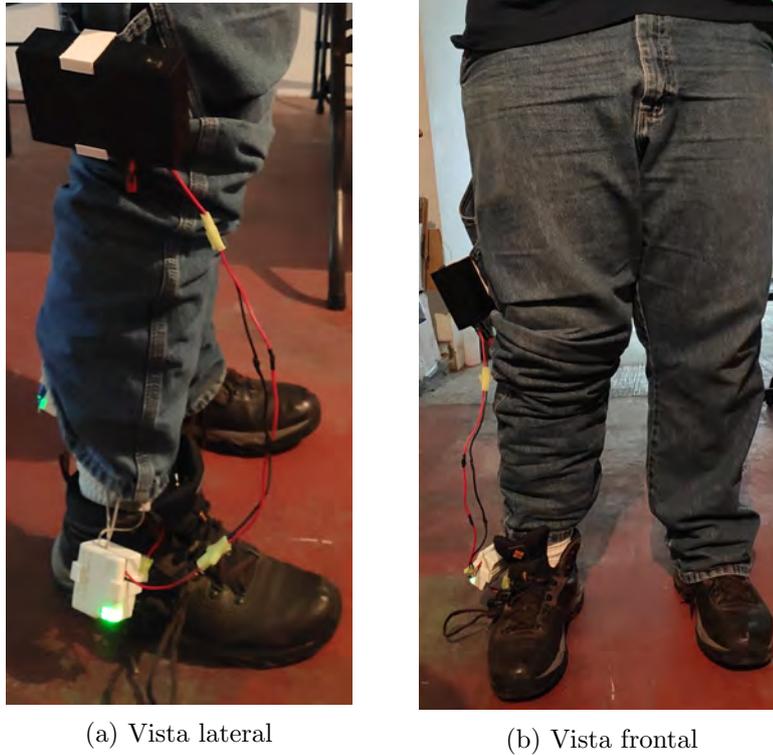


Figura 5.29: Colocación de sensores en miembro inferior

La colocación de electrodos se hizo acorde a lo estipulado en [19] y desarrollado en el Anexo I.

Para esta sección, se procedió a realizar la prueba de escalera en su forma B con cuatro sujetos de prueba, los resultados más representativos y sus interpretaciones son mostrados en las figuras 5.30 a la 5.32.

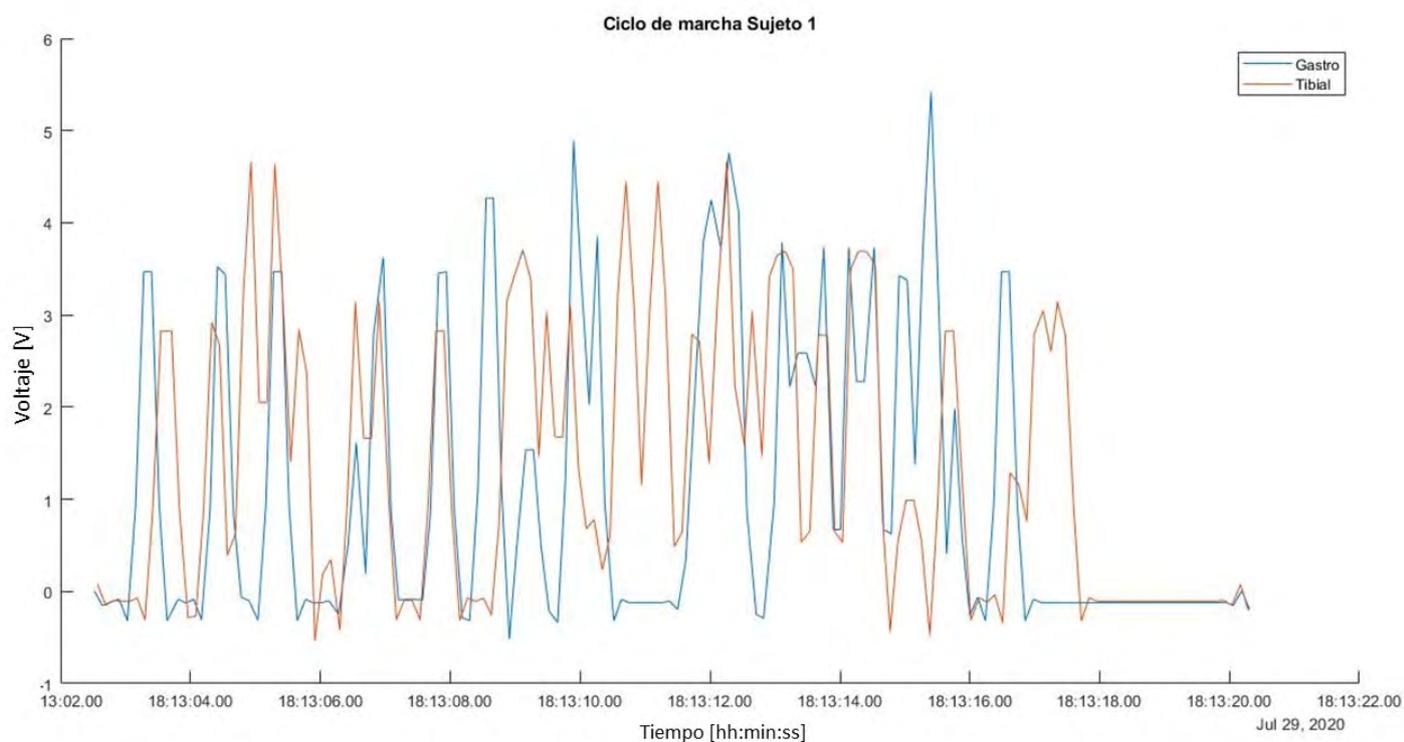


Figura 5.30: Ciclo de marcha del sujeto 1

La figura 5.30 corresponde a un ciclo de marcha aislando las señales de los músculos gastrocnemio y tibial de uno de los sujetos de prueba. Se observa el protagonismo y antagonismo de los músculos durante la caminata. Observamos que primero se activa el músculo gastrocnemio y mientras este se relaja, el músculo tibial comienza su activación. De igual manera, apreciamos momentos de equilibrio entre los músculos, que puede ser asociado al momento en que el sujeto cambia de dirección para regresar sobre sus pasos.

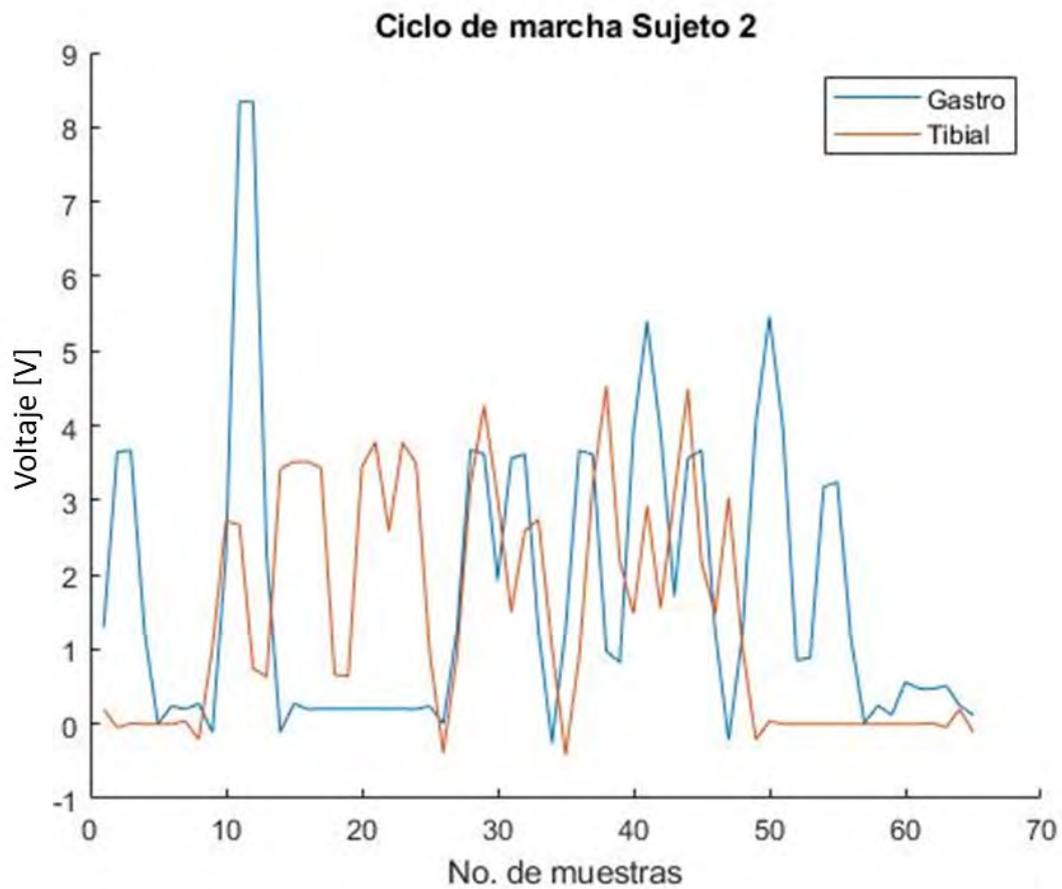


Figura 5.31: Ciclo de marcha del sujeto 2

En la figura 5.31 se observa un ciclo de marcha del sujeto 2 donde podemos apreciar la activación y relajación ya mencionada en la figura respectiva del sujeto 1. En esta podemos observar plazos de tiempo donde el sujeto lleva todo su peso en la parte posterior de su pie desactivando durante un largo periodo el gastrocnemio para después caer en un equilibrio en su caminar.

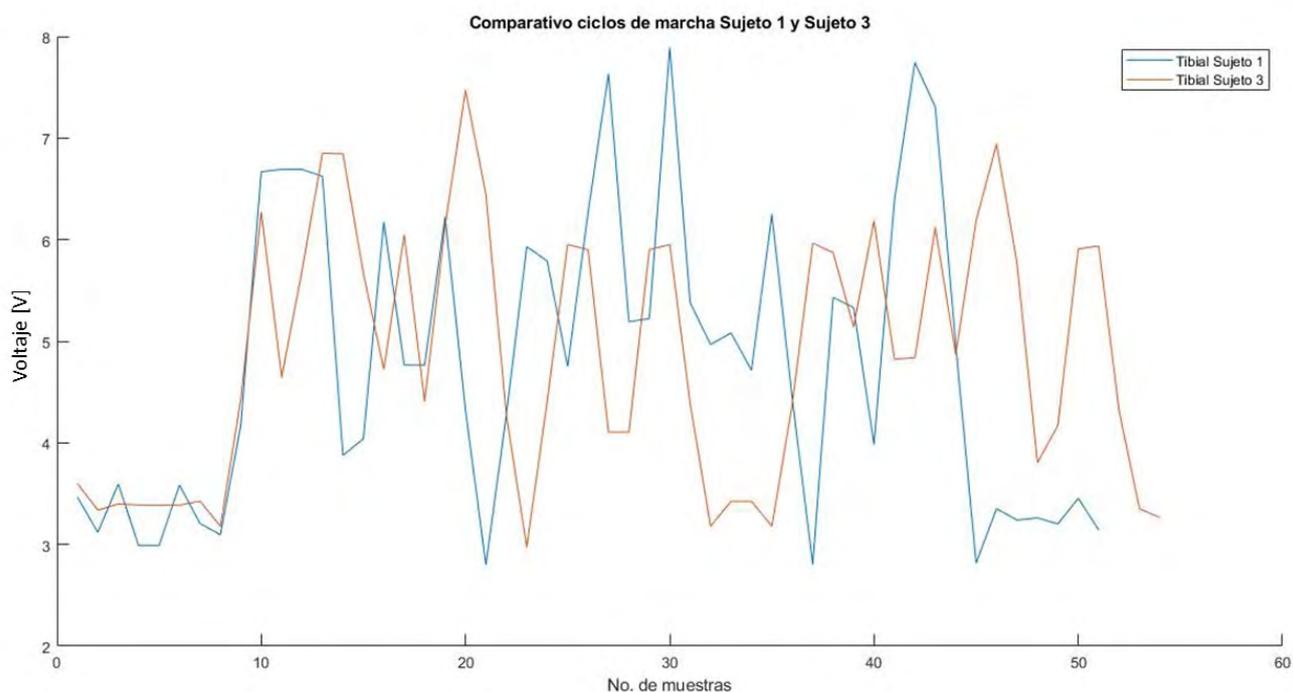


Figura 5.32: Comparativo de un ciclo de marcha del sujeto 1 y sujeto 3

En la figura 5.32 se observan 3 pasos dados por dos de los sujetos en estudio y particularmente de sus músculos tibiales. Esto muestra dos aspectos del sistemas, la repetibilidad y los posibles usos del mismo. Para ejemplificar la aplicación del sistema analizaremos la figura 5.32 particularmente la activación del sujeto 3 (línea naranja).

Existe una mayor duración de la señal de activación del músculo comparada a la del sujeto 1. La relevancia de esto recae en que a pesar que el músculo tibial se vuelve protagonista durante la fase de "doble apoyo anterior de recepción", durante la cual el peso del cuerpo se encuentra principalmente en el talón, posteriormente este debe ser llevado a todo el pie mediante el tríceps sural, lo cual, debería llevar a una relajación del músculo tibial, pero como podemos ver, la relajación o el que la señal vuelva a su base, se da erráticamente. Esto significando que el andar del sujeto 3 presenta algún tipo de miopatía, causando que su peso se desplace hacia la parte exterior del pie. Al cuestionar al sujeto 3 sobre esto, el confirma su caminata con tendencia a pisar hacia afuera causada por lesión en la cadera.

Como se ha observado en estas pruebas, se logró obtener señales como las observados en la bibliografía y se logró la adquisición, procesamiento, transmisión y almacenamiento de múltiples fuentes de datos.

El poder transmitir este tipo de señales mediante el IoT, abre las posibilidades de diagnóstico a distancia (dentro de instalaciones hospitalarias o desde un hogar), y el control de dispositivos mediante la actividad muscular, esto sería posible ya que como puede observarse en la figura 5.21 las señales se encuentran en milivolts, pero las señales obtenidas por el sistema desarrollado en esta investigación, al ser amplificadas, se encuentran en el rango de los Volts, lo cual permitiría el control de dispositivos analógicos o digitales.

## 5.4 Sistemas de vibración - Caso de aplicación del protocolo

### 5.4.1 Descripción del estudio de caso

El mural "Pan American Unity" pintado por el artista mexicano Diego Rivera en el año de 1940<sup>[17]</sup>, ubicado en el City College de San Francisco, California, Estados Unidos, será trasladado a las instalaciones del Museo de Arte Moderno de San Francisco (SFMOMA). El mural está integrado por diez paneles y por la técnica pictórica y materiales utilizados, la obra de arte corre el riesgo, durante su desmontaje y traslado, de sufrir algún daño. En virtud de ello, se diseñó un sistema, motivo de este caso de estudio, que busca medir y transmitir vía IoT las vibraciones ocasionadas por movimientos oscilatorios o fuerzas cortantes.



Figura 5.33: Colocación de sensores sobre el mural

Por lo antes expuesto, se busca medir varios puntos de la estructura y el mural mismo para observar la reacción que tiene a diferentes estímulos como son: el golpeteo, barrenado y movimientos oscilantes.

El mural cuenta con diez paneles, cinco de los cuales miden 4.5 metros de ancho por 4.5 metros de alto, y cinco paneles de 4.5 metros de ancho por 2.5 metros de alto. En su conjunto es una obra de siete metros por veintidós y medio metros de ancho. Por tanto, se propuso el desarrollo de 4 sistemas de sensado con dos unidades de medición inercial, u ocho sensores, de los cuales, dos cuentan con conexiones para cubrir el ancho de cualquier mural y dos para cubrir el alto total del mural. Para lograr la conexión, se utilizó

el protocolo MQTT ya utilizado en el caso anterior pero transmitiendo la información generada por las IMUs. Se contó con un NODEMCU por sistema para adquirir los datos y transmitirlos para posteriormente ser procesados mediante Python y almacenados en CSV.

#### 5.4.2 Prueba de barrenado y resultados

La prueba que se muestra a continuación se realizó sobre una replica de uno de los dos paneles fabricada por el equipo del Centro de Diseño Mecánico e Innovación Tecnológica (CDMIT) en la UNAM. El panel utilizado para la prueba, se conforma por dos elementos, un muro de concreto y varilla que funge como la base del panel y esta unido a este mediante elementos conocidos como *Nelson studs*, los cuales mantienen en suspensión al panel. El panel, esta compuesto por varias capas de diferentes materiales: concreto, malla de acero, fibra de coco, yeso y pintura. Estas capas se dispusieron de esa manera dado que fue la técnica utilizada originalmente por Diego Rivera.

Se prevé que durante el proceso de desmontaje de los paneles se realicen barrenos sobre el muro de concreto para acceder a la estructura de los mismos. Es por esto, que durante esta prueba se usaron cuatro sistemas de sensado compuestos por un nodo y dos sensores los cuales envían la información al brokér el cual esta ubicado en una computadora lejos de la prueba y permitiendo con ello el monitoreo de los ocho puntos de interés en el panel, mientras se realizaba un barrenado de 12 pulgadas en la pared al cual se encuentra anclado. En la figura 5.34, se muestra la disposición de los sensores donde las siglas N y S significan nodo y sensor, respectivamente. De igual manera, se ilustra la posición aproximada del área donde se realizo el barrenado mediante el círculo naranja:

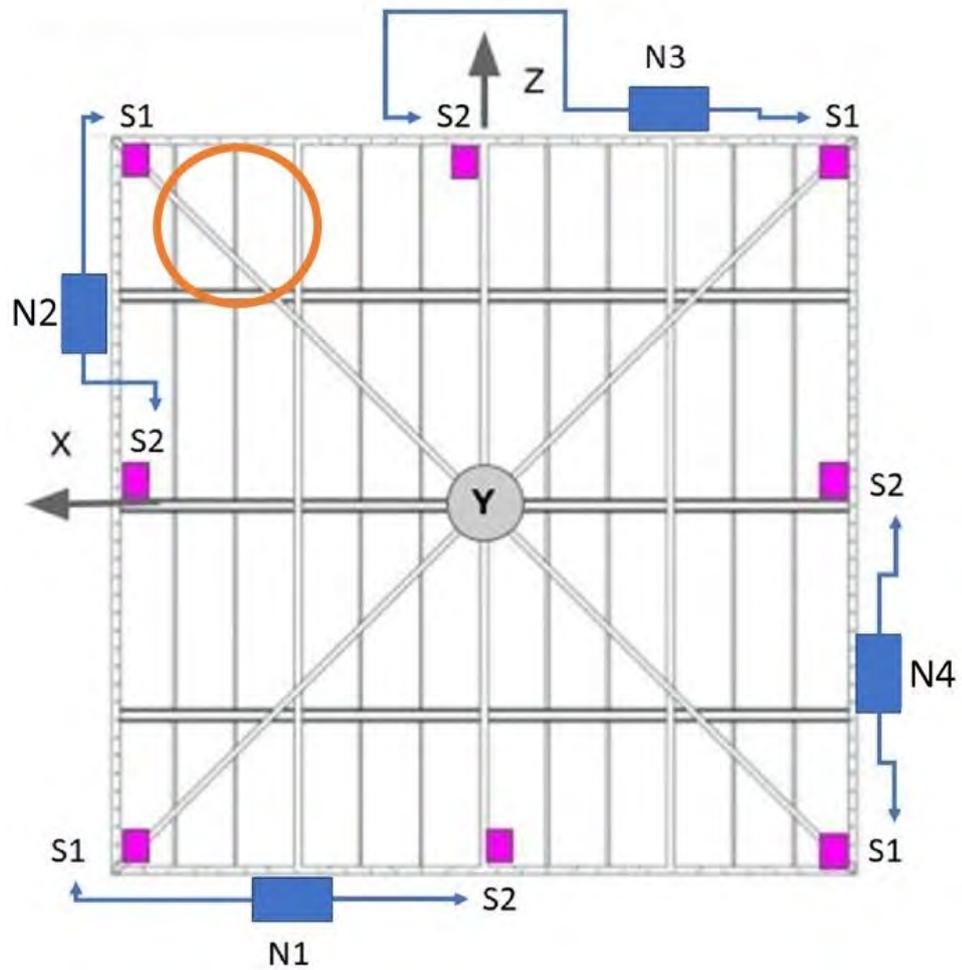


Figura 5.34: Localización de sensores sobre el panel

Los sensores se colocaron en posiciones estratégicas, consideradas las más decisivas, dado que sus reacciones impactan directamente en la conservación de la integridad del panel. El barrenado se hizo en el cuadrante superior izquierdo del muro, cercano al nodo 2 y 3.

En la figura 5.35 se observan del lado izquierdo el nodo dos junto con sus sensores y conexiones marcados con un cuadrado y círculos respectivamente.



Figura 5.35: Sensores colocados en la replica del panel

En la figura 5.36, se observa un acercamiento al sensor 2 del nodo 2(lado izquierdo) y al sensor 2 del nodo 4(lado derecho) con la finalidad de ilustrar el cómo se colocaron los sensores sobre el panel.

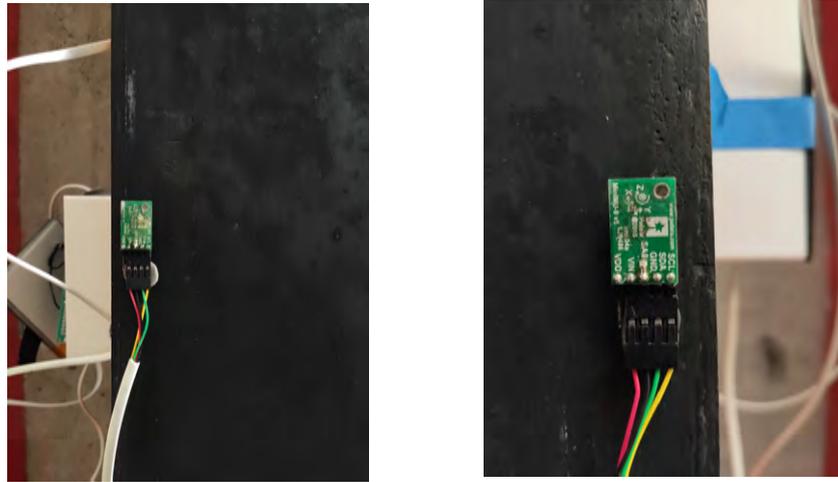


Figura 5.36: Colocación de sensores en la replica del panel

#### 5.4.2.1 Resultados

A continuación se muestran los resultados de los nodos 1 y 2 al ser sometidos a un mismo estímulo, cómo el que se espera reciba el mural original, el cual es el barrenado de una sección de 12 pulgadas, mediante una descorazonadora Husqvarna DMS280, a una velocidad aproximada de 271 RPM la cual se muestra en la figura 5.37. Los nodos 3 y 4 pueden ser consultados en el anexo I.



Figura 5.37: Descorazonadora montada en la replica del muro que sujeta el panel

Se muestra la información obtenida por los sensores del nodo 1 y 2, los sensores 3 y 4 pueden ser vistos en el anexo I. Estos sensores se encuentran en esquinas opuestas:

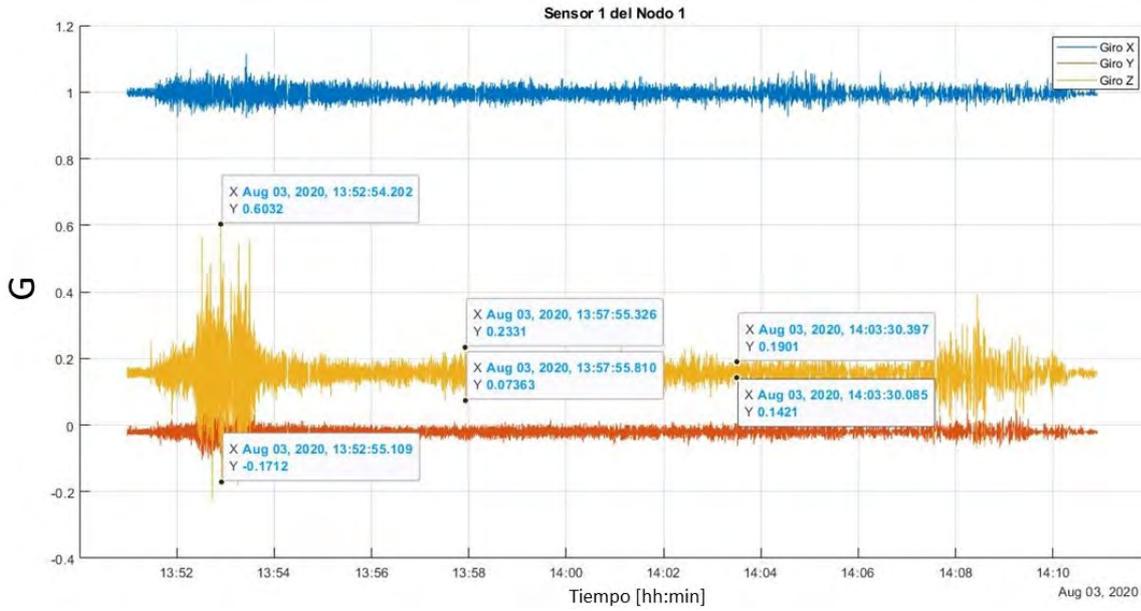


Figura 5.38: Sensor 1 del nodo 1

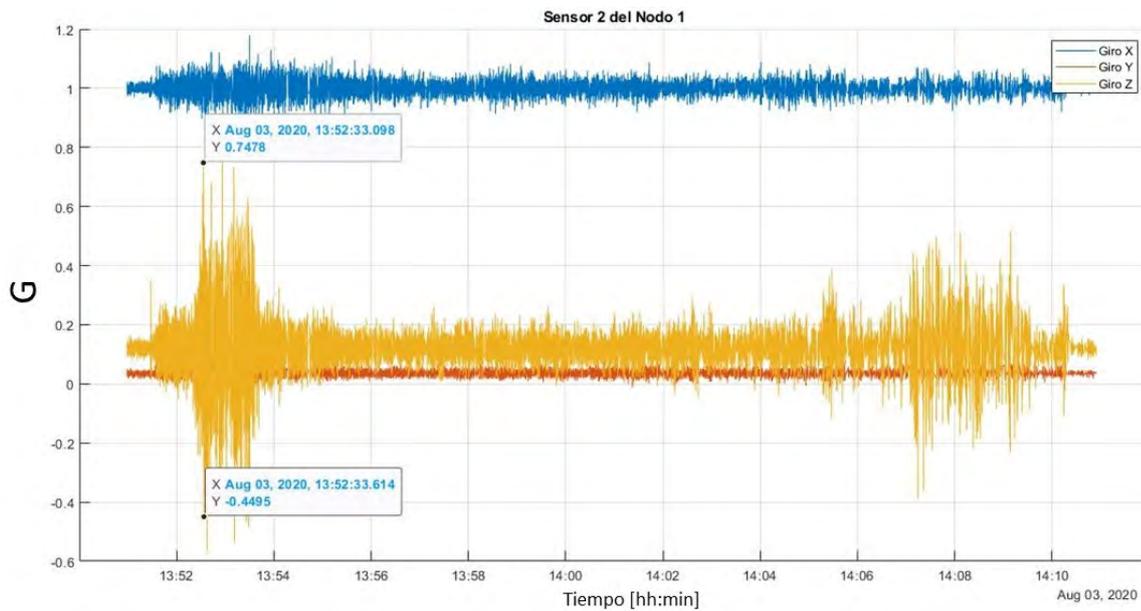


Figura 5.39: Sensor 2 del nodo 1

De las figuras 5.38 y 5.39, podemos observar dos momentos donde la magnitud crece con mucha velocidad. Estos movimientos están relacionados al barrenado y nos muestran los momentos de mayor transmisión de fuerza. Se observa que antes del primer pico la señal es pequeña, lo cual estableceremos como un momento de estabilidad y el mural no está sujeto a ninguna fuerza. Conforme la herramienta ingresa en el muro, al operador se le indica mediante una señal luminosa, integrada en el taladro, que tan rápido puede avanzar el maneral.

Al avanzar cada vez más dentro del muro, la señal comienza a crecer, por tanto, se generan fuerzas mayores, lo cual condujo a un movimiento de aproximadamente 0.77 G que se observa en la figura 5.38. Después, el muro no presenta una resistencia considerable y se mantiene la señal en un rango estable de aproximadamente 0.2-0.3 G. Finalmente, se observa otro punto de alto impacto, asociado a otro objeto o al cambio de composición del muro.

Sin embargo, en la figura 5.39 observamos que, aunque el patrón de la señal es similar al de la figura 5.38, su amplitud no es la misma, por ejemplo; en el punto de mayor fuerza, se observa que llega aproximadamente a 1.19 G, un 40% más que lo detectado por el otro sensor. Esta diferencia de fuerza es importante, dado que muestra cómo, a pesar de que los sensores están paralelos, pero distantes entre sí, el panel transmite la fuerza de diferente manera. Esto también se encuentra asociado a la cercanía a la zona del barrenado. Otra cuestión importante a resaltar, es que a pesar de que los sensores se encuentran perpendiculares al eje de aplicación de la fuerza, lo cual teóricamente debería cancelar el movimiento en los ejes X y Y, se observa claramente que no es así, dado que se percibe movimiento en sus respectivos gráficos, por tanto, se puede concluir que el mural no sólo transmite la fuerza sobre el eje Z, sino también, a los otros dos ejes, lo que puede ser interpretado como que el panel se mueve en sincronía con la herramienta.

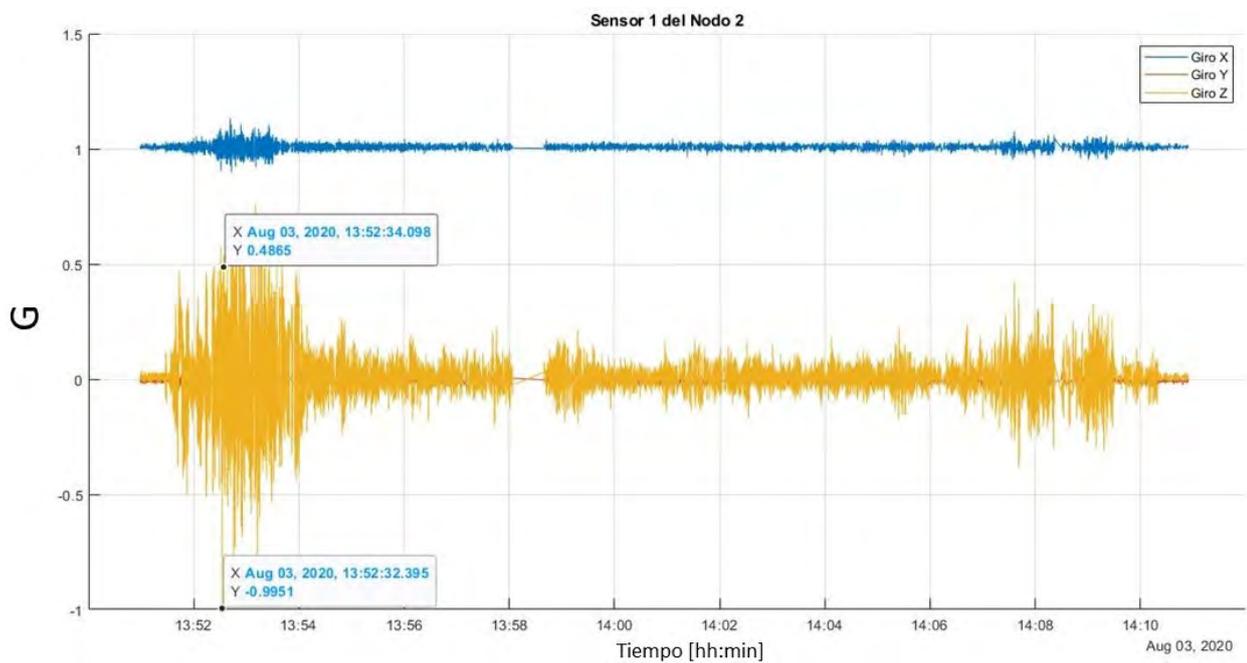


Figura 5.40: Sensor 1 del nodo 2

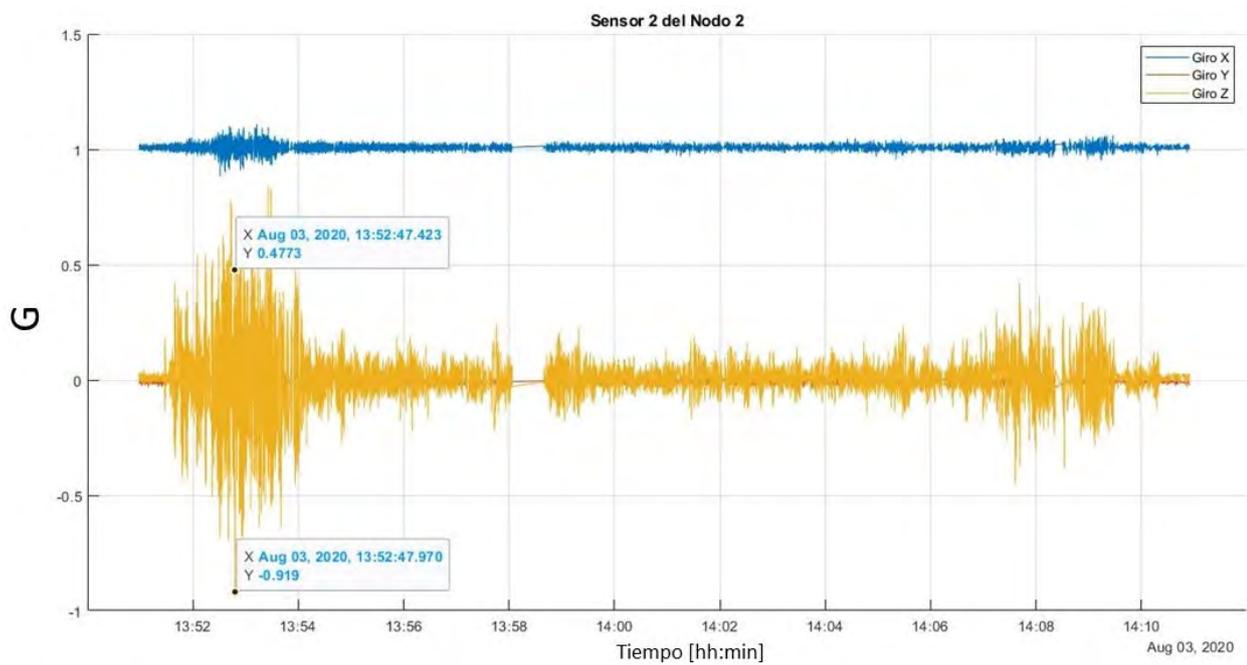


Figura 5.41: Sensor 2 del nodo 2

En las figuras 5.40 y 5.41 se observa la misma operación, pero los sensores se encuentran más próximos a la región del barrenado, esto se observa directamente en la amplitud de las gráficas. El sensor 1 percibe una fuerza aproximada de 1.48 G, mientras que, en su punto máximo el sensor 2 percibió fuerzas aproximadas de 1.39 G.

En general, se puede observar en todas las gráficas la consistencia de los movimientos a los cuales se sometió el panel en todas las gráficas registrándose; momentos de alto impacto, movimientos oscilantes y diferencias significativas entre los puntos de estudio. Además, se observó una constante aplicación de fuerza durante el barrenado la cual puede ser cuantificada y utilizada para modelar la frecuencia natural del panel. Esto no se realizará ya que se encuentra fuera del alcance de este trabajo.

En conclusión, el haber tenido los cuatro sistemas de sensado, nos ofreció un mapeo de la transmisión de las fuerzas por sobre el panel al realizar una misma operación. Otra ventaja del sistema se observa en la cantidad de información generada, la cual era aproximadamente de 48 datos por milisegundo, haciendo perfecto al IoT para manejar la información. Otra ventaja del sistema es que podría seguir ampliándose fácilmente, sólo requeriría la reproducción de los sistemas de sensado lo cual haría el mallado del área de estudio aún más particular.

## 5.5 Sistema de nivelación - Caso de aplicación del protocolo, procesamiento y toma de decisiones

### 5.5.1 Descripción del estudio de caso

Junto con la detección de vibraciones, durante el movimiento de los paneles del mural mencionado en la sección anterior, es importante el monitorear la inclinación del mural durante las maniobras del mismo. Es por esto, que se propuso el sistema siguiente el cual contó con dos elementos, el sensor de nivelación y el sistema de alerta. El sensor de nivelación constó de un NODEMCU y una IMU las cuales fueron colocadas en un estuche diseñado para contener ambas piezas y una batería, ello con el objeto de que pueda ser colocado sobre la parte superior del mural. El sistema de alerta cuenta, de igual manera, con un NODEMCU para recibir las señales enviadas por el sensor de nivel. Tras recibir esta señal, cambian los colores de los leds para indicar al operador en que sentido se inclina la estructura. Ambos sistemas tanto de nivel y alerta son mostrados en la figura 5.42.



Figura 5.42: Sistema de nivelación y alerta visual

Dado que se desconocen los límites permisibles del panel, el sistema puede modificarse por el usuario para establecer los rangos de inclinación y mostrar las alertas las cuales pueden ser verde, amarillo o rojo.

### 5.5.2 Resultados

Debido a que este sistema no genera datos que puedan ser graficados, a continuación se describen sus ventajas y configuración final.

Como se menciona en el título de la sección, este sistema muestra un caso donde existe una toma de decisiones, lo cual no se había visto en los otros casos. Aquí, se demuestra una de las cualidades del IoT, la comunicación máquina a máquina. El sistema de nivelación envía la información procesada de la IMU mediante el protocolo MQTT al servidor, en este caso un equipo de computo. El sistema de alerta se encuentra pendiente de la información que llega a este servidor, al recibir la información la comunica al sistema de nivelación y este hace uso de lo recibido para determinar el color que desplegará en cada sección de la matriz de leds. Esto se ejemplifica en la figura 5.43.

Otra de las ventajas identificadas en el sistema, se encuentra en la posibilidad de mantener alejado el sistema de alerta, tanto como lo permita la señal inalámbrica, la cual sin repetidores es de aproximadamente 10 metros. Por otro lado, dentro del mercado no se ha identificado un sistema con características parecidas, lo cual vislumbra una área de oportunidad en el posterior desarrollo de este sistema.

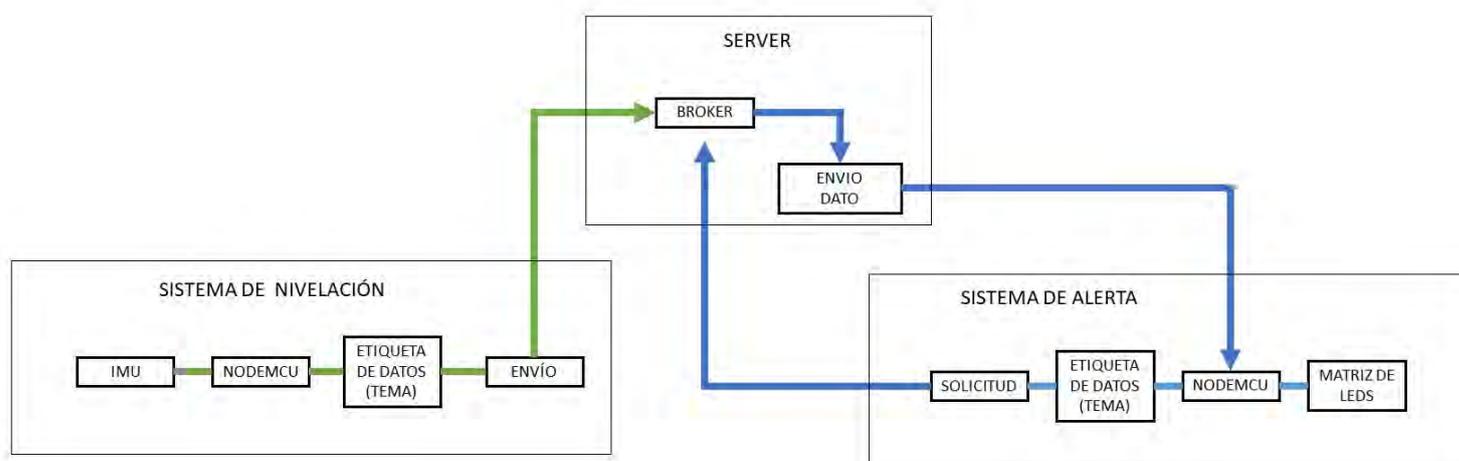


Figura 5.43: Diagrama del sistema de nivelación y alerta visual

Por otra parte, el sistema puede ser reproducido para que varios paneles luminosos puedan alertar sobre un mismo punto o replicarse junto a su sensor respectivo, para monitorear diferentes puntos.

Finalmente, otra de las ventajas , es que puede trabajar en conjunción con los sistemas de vibración. Lo anterior significa que todos los sensores trabajan en la misma red, bajo el mismo protocolo y si fuera necesario, podrían interactuar entre sí.

## 5.6 Sistema de monitoreo de flujo y calidad de agua

Este caso forma parte del proyecto ME310 realizado durante los meses de enero a marzo, dentro de las instalaciones de CASA UNAM mostradas en la figura 5.44.

### 5.6.1 Descripción del estudio de caso

Durante el desarrollo del proyecto ME310 se propuso proveer a los usuarios residenciales conocer la cantidad de agua que utilizaban, así como, la calidad de la misma, para después ofrecer realimentación y sugerencias basadas en estas mediciones.

Para lograr esto, se utilizó la aplicación del protocolo MQTT para interconectar trece sensores, y monitorear la entrada y salida de agua de; lavamanos, excusado, regadera, tarja, lavadora y de la torre de agua. Y medir la calidad mediante un sensor de sólidos disueltos y un detector de PH.

Esto se propone también, al tener conocimiento de que el proyecto CASA cuenta con acceso Internet lo cual favorece este tipo de tecnologías.

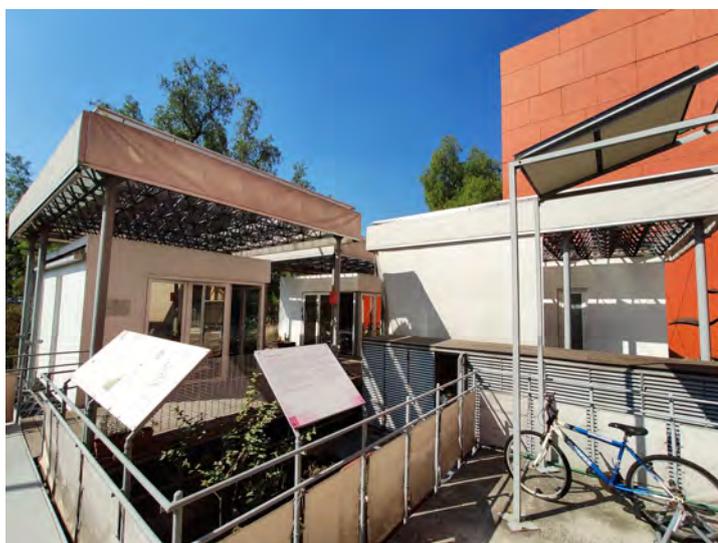


Figura 5.44: Instalación CASA UNAM

El sistema cuenta con tres nodos de monitoreo que utilizan un NODEM-CU, los cuales alimentan y adquieren información de varios sensores de flujo y turbiedad, así como, una pantalla led para mostrar la información al usuario y un sistema de procesamiento que consta de una microcomputadora Raspberry Pi encargada de almacenar la información para un posterior

## 5.6. SISTEMA DE MONITOREO DE FLUJO Y CALIDAD DE AGUA<sup>83</sup>

procesamiento. Al ser una residencia de tres ambientes y una torre de agua, el protocolo MQTT es de gran utilidad dado que cuenta con la capacidad de transmitir la información de una manera rápida y con bajo consumo de recursos de la red. Es importante mencionar, que al constar de múltiples sensores y nodos de adquisición, el volumen de información generado es de gran tamaño y debe ser tratado procesado con rapidez dada la frecuencia de muestreo, para mostrar resultados consistentes.

En las figuras 5.45 y 5.46, se ilustra mediante un diagrama de funciones el flujo del agua a través del sistema y los puntos de monitoreo. Este diagrama se encuentra simplificado de tal manera que las representaciones de los sensores de flujo de las habitaciones son englobados por uno mismo, pero en la cocina se ubicaron cuatro sensores de flujo, en el baño cuatro y dos en el cuarto de lavado.



Figura 5.45: Simbología del diagrama de CASA UNAM

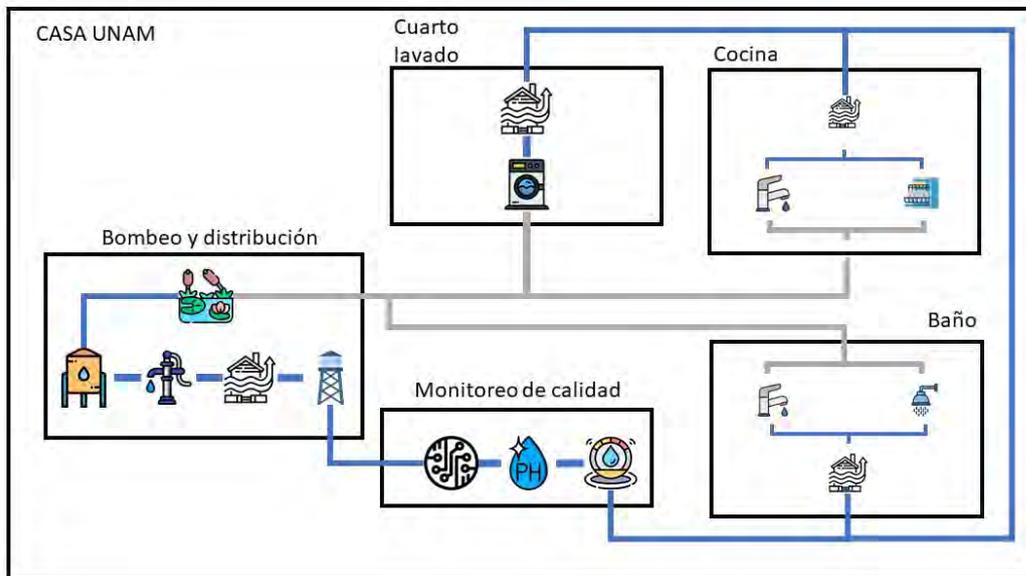
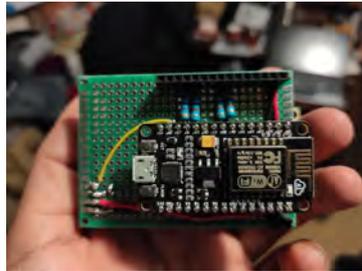


Figura 5.46: Diagrama de funciones de CASA UNAM

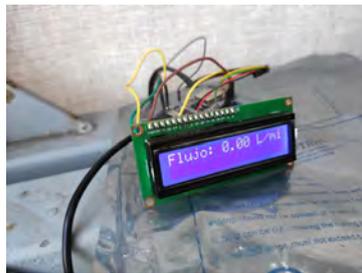
En la figura 5.47, se ilustran los sistemas de monitoreo diseñados para CASA UNAM. Estos fueron embebidos dentro de carcasas que se instalaron dentro de las habitaciones y en la torre de agua para que el usuario pueda apreciar los flujos de líquido. Estos flujos, son ejemplificados más adelante.



(a) Lado posterior de nodo de sensor



(b) Lado frontal de nodo de sensor



(c) Sistema trabajando en torre de agua



(d) Sistema trabajando dentro de habitación

Figura 5.47: Sistema de sensor

## 5.6. SISTEMA DE MONITOREO DE FLUJO Y CALIDAD DE AGUA85

Se muestran en las figuras 5.48 y 5.49 los resultados obtenidos por los sistemas de flujo de la cocina y del sistema de bombeo de la torre de agua.

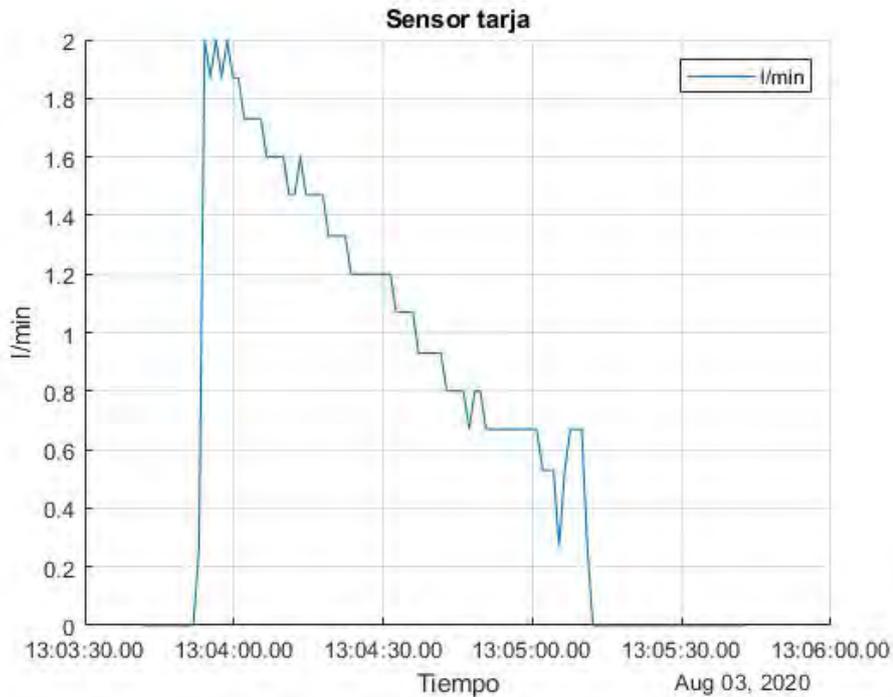


Figura 5.48: Sensor de flujo de la tarja de la cocina

En la figura 5.48 se observó como al abrir y cerrar una llave dentro de la cocina se pasa de un flujo 0 a casi 2 litros por minuto, y al cerrarse el flujo va decreciendo a la misma velocidad que el usuario cierra la llave hasta llegar a cero. Acercándose al final del gráfico se ve un pico de descenso abrupto, este puede ser interpretado como aire dentro de la tubería o una fuga. El análisis de este tipo de información permitiría que el usuario tomara acciones preventivas en su sistema de agua para evitar pérdidas.

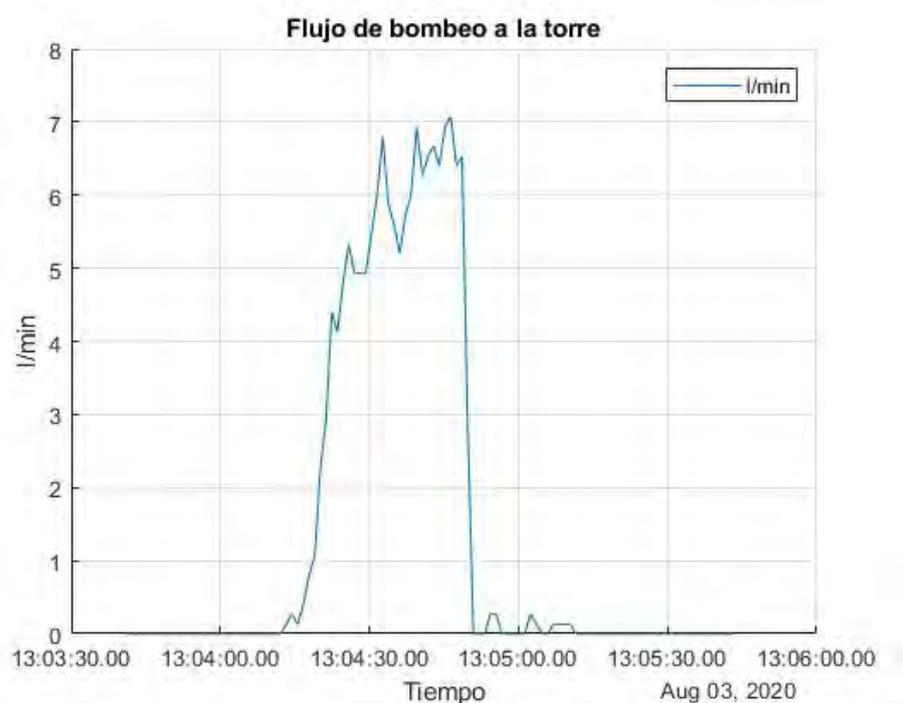


Figura 5.49: Sensor de flujo de la bomba de la torre de agua

En la figura 5.49 se observó al usuario bombear agua mediante la bomba de bicicleta. Se identificó que al aumentar la velocidad del pedaleo se provoca que el agua comience a subir a la torre. Los diferentes picos muestran que el pedaleo es variable, pero estos datos podrían ser fácilmente procesados para calcular la cantidad de líquido que se ha logrado llevar a la torre y después compararla con la utilizada dentro del hogar. Lo anterior conduciría a poder dar alertas y aproximaciones para volver a llenar el tanque de la torre y evitar que el usuario se quede sin agua.

Se identificaron múltiples sistemas para la detección de fugas y consumo de agua en el mercado, con aplicaciones y sistemas en sitio para alertar al usuario de posibles usos indebidos o pérdida de agua en el sistema. De igual manera, se identificó la investigación realizada por Yang, et al.<sup>[49]</sup> donde se realiza el monitoreo de consumo también mediante el IoT. La ventaja que muestra el sistema desarrollado en esta investigación es la inclusión de variables de calidad del agua y el monitoreo, no sólo del consumo del agua si no también del almacenamiento disponible.

## Capítulo 6

# Conclusiones

Comenzaré recapitulando algunos de los resultados obtenidos por los sistemas, de manera general y posteriormente de manera particular.

En general:

1. Todos los casos interconectaron dos o más sistemas y se comunicaron entre sí.
2. Tres de los casos de estudio ofrecieron resultados graficables.
3. Todos los sistemas son reproducibles y permiten más conexiones de las que se realizaron para esta investigación.

En particular:

1. El sistema de EMG mostró repetibilidad y datos similares a los encontrados en la bibliografía. De igual manera, se identificaron los momentos de protagonismo y antagonismo en los músculos bajo estudio y se observó en uno de los sujetos de prueba una posible miopatía.
2. En el sistema de vibración, fue posible la obtención de un mapeo del panel durante una operación de barrenado. Los datos obtenidos son consistentes en los 4 nodos de operación. También, se observó un comportamiento que puede ser imperceptible visualmente el cual consiste en que el panel se mueve en tres direcciones, siendo Z la de mayor magnitud.
3. En el sistema de nivelación, se observó la posibilidad de alertar a un operador a distancia, mientras se cuenta con otros sistemas en la misma red de trabajo.
4. En el sistema de monitoreo de flujo, se logró interconectar trece sensores los cuales fueron monitoreados remotamente mientras usuarios de CASA hicieron uso de las instalaciones, demostrando su utilidad.

Retomando la pregunta de investigación que se buscó responder:

Un sistema de monitoreo basado en el IoT ¿podría adquirir señales de manera simultánea de múltiples sensores ofreciendo resultados en tiempo real, sin perturbar el estado natural del objeto de estudio?

Y de igual manera nuestra hipótesis:

El monitorear múltiples sensores, interconectados inalámbricamente mediante el IoT, debe proveer resultados en tiempo real en dispositivos móviles, a la vez que pueden ser utilizados para desplegar alertas en caso de ser necesario, todo sin interferir con el estado natural del objeto de estudio.

Así como nuestro objetivo general y objetivos particulares:

Desarrollar un sistema de EMG portátil y de comunicación remota, capaz de transmitir señales simultáneas mediante un protocolo de IoT con la menor interferencia con el usuario. Y mostrar otras aplicaciones y ventajas del uso del Internet de las Cosas.

Objetivos particulares:

1. Diseño e implementación de un sistema de EMG a través del IoT para sus comunicación inalámbrica.
2. Diseño e implementación de un sistema de detección de vibraciones a través del IoT para sus comunicación inalámbrica.
3. Diseño e implementación de una red de sensado de consumo de agua potable a través del IoT para sus comunicación inalámbrica..
4. Diseño e implementación de un sistema de alarma de inclinación y giro a través del IoT para sus comunicación inalámbrica..

Con los resultados obtenidos se puede concluir:

1. Que como se sostiene en la hipótesis, es posible proveer resultados en tiempo real de múltiples fuentes remotamente.
2. Que es posible no perturbar el objeto de estudio haciendo uso de sensores remotos, dado que fue posible observar la miopatía de uno de los sujetos de estudio. De igual manera, se pudo identificar el comportamiento del mural durante el barrenado y esto fue perceptible en todos los sensores.

3. Se cumple el objetivo general de la investigación al haber desarrollado un sistema de EMG basado en el IoT y mostrar otras aplicaciones de sistemas con este mismo tipo de comunicación.
4. Se cumplieron los objetivos particulares.
5. Se logró aplicar un sistema con una arquitectura tipo WLAN, lo cual permite que el área de experimentación no se vea limitado por la posición geográfica. Por ejemplo, si la red donde trabajan los sensores abarca un edificio, el sujeto de prueba podría estar en una planta y el sistema de adquisición en otra, así evitando desplazamientos innecesarios.
6. El sistema de detección de vibración resulta efectivo para el mapeo de grandes superficies al demostrar que durante un mismo evento, las diferentes regiones del panel sufren reacciones de diferentes magnitudes.
7. El monitoreo a distancia permite generar sistemas preventivos, como en el caso del mural, ya que el sensor y la señal visual pueden separarse tanto como sea necesario para estar a la vista de los operadores.
8. Es posible implementar un sistema de IoT en un ambiente residencial para obtener información de actividades cotidianas. Esta información, después debe ser tratada para ofrecer sugerencias y mostrar hábitos de consumo a los residentes. De igual manera, al ser un protocolo de IoT, los sensores podría comunicarse con otros sistemas dentro del hogar para mejorar la calidad de vida de los usuarios y evitar accidentes al tener un monitoreo y control sobre tomas de agua, gas o sistemas eléctricos.

Finalmente, se considera el siguiente trabajo a futuro:

1. El sistema de EMG requiere en una siguiente iteración:
  - Una fase de offset para poder obtener la señal en crudo dado que el sistema ofrece únicamente la señal rectificada.
  - Se requiere acercar el NODEMCU a la tarjeta de adquisición para evitar señales parásitas.
2. La implementación del sistema EMG remoto en instalaciones hospitalarias o de rehabilitación con una capacidad tecnológica mínima (internet o telefonía portátil).

## Capítulo 7

# Referencias

- [1] Nava, R., Negrete, D., Adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas de miembro inferior. 2017. UNAM. México: Ciudad de México.
- [2] “Protocolos de Red: Tipos y utilidades”. 2108. Recuperado el 06/15/19. Disponible en: <http://www.domoprac.com/protocolos-de-comunicacion-y-sistemas-domoticos/protocolos-de-red-tipos-y-utilidades.html>
- [3] Munjal, H. Communication (Wired) protocols in IOT. 2017.
- [4] García, F., La prueba de escaleras. En búsqueda de la necesaria simplicidad. 2015. Archivos de bronconeumología. España: Madrid.
- [5] De Luca, C., Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. 1979. IEEE Transactions on biomedical engineering, Vol. BME-26, No. 6.
- [6] Dias, D., Silva, J., Wearable Health Devices – Vital Sign monitoring, systems and technologies. 2018. MDPI.
- [7] Ergometría. Fundación española del corazón. España: Madrid.
- [8] Ares, A., Oneto, J., Morentin, E., Mora, J., Sainz, B., Soto, M., La ergometría en la vigilancia de la salud en una población laboral de extinción de incendios. 2009. Medicina y seguridad del trabajo. España: Cádiz.
- [9] Wang, L., Wang, Y., Ma, A., Ma, G., Ye, Y., Li, R., Lu, T., A Comparative Study of EMG Indices in Muscle Fatigue Evaluation Based on Grey Relational Analysis during All-Out Cycling Exercise. 2018. Hindawi. China: Shanghai.
- [10] Álvarez, R., Santos, A., Medina, E., Diagnóstico electromiográfico de las enfermedades neuromusculares. 2007. Revista cubana de medicina militar. Cuba: La Habana.

- [11] Ferraz, M., de Oliveira, D., Valdir, R., Ferrari, D., Amâncio, F., de Albuquerque C., Mícolis, F., Reliability of electromyography parameters during stair deambulation in patellofemoral pain syndrome. 2015. Motriz: The journal of Physical Education. Brasil.
- [12] Khan, F., Lawal, J., Kapture, D., Swingle, J., Malek, M., Revisiting the single-visit protocol for determining the electromyographic fatigue threshold. 2017. Journal of Strength and conditioning research.
- [13] Al-Fuqaha, A., Guizani, M., Mohammadi, M., Aledhari, M., Ayyash, M., Internet of things: A survey on Enabling Technologies, Protocols, and applications. 2015. IEEE Communication surveys & tutorials.
- [14] Saravanan, K., Carpenter, P., Ramirez, A., Power/Performance evaluation of Energy Efficient Ethernet (EEE) for High Performance Computing. 2013. IEEE.
- [15] Saunders, W., Server Efficiency: Aligning Energy Use With Workloads. 2012. Data center knowledge.
- [16] Salazar, J., Redes Inalámbricas. European virtual learning platform for electrical and information engineering.
- [17] "Diego Rivera Mural Project". Recuperado el 08/07/20. City College. 2019. Disponible en: <https://riveramural.org/>
- [18] "CASA" .2014 . Recuperado el 08/07/20. Disponible en: <https://arquitectura.unam.mx/casa.html>
- [19] "Recommendations for sensor locations in lower leg or foot muscles" SENIAM. Recuperado el 08/07/20. Disponible en: <http://seniam.org/>
- [20] Chiaravalloti, S., Idzikowski, F., Budzisz L., Power consumption of WLAN network elements. Technische Universitat Berlin. 2011. Alemania: Berlin.
- [21] Capítulo 2: Redes inalámbricas de área personal (WPAN). Modelo de cobertura para redes inalámbricas de interiores.
- [22] Thibodeau, G., Patton, K., Anatomía y fisiología. 2007. Mosby. Madrid: España.
- [23] Pardell, X., Apuntes de electromedicina. 2010. Recuperado el 9/05/17. Disponible en: <https://www.pardell.es/electromiografo.html>.
- [24] Hammond, F., Kottke, F., Lehmann, J., Medicina física y rehabilitación. 1993. Krusen, Madrid: España.

- [25] Nilsson, J., Panizza, M., Hallet, M., Principles of digital sampling of a physiologic signal. 1993. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*.
- [26] Tankisi, H., Burke, D., Cui, L., de Carvalho, M., Kuwabara, S., et. al., Standards of instrumentation of EMG. 2019. *Clinical Neurophysiology*.
- [27] Ávila, R., Prado, L., González, E., Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. 2007. México: Universidad de Guadalajara.
- [28] Allison, G., Fujiwara, T., The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. 2002. *Clinical Biomechanics*.
- [29] Merletti, R., Standards for reporting EMG Data. 1999. International society of electrophysiology and kinesiology. Torino: Italia.
- [30] González, J., Instrumentación electrónica. Universidad de Cádiz. Cádiz: España.
- [31] Gómez, E., Introducción al filtrado digital. 2009. Escuela superior de música de Cataluña. Cataluña: España.
- [32] Scielo. Revista mexicana de ingeniería biomédica. Recuperado el: 09/03/2020. Disponible en: [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttextpid=S0188-95322015000200003](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttextpid=S0188-95322015000200003)
- [33] NAFARRATE equipo medico. Recuperado el: 09/03/2020. Disponible en: <https://www.nafarrate.com/producto/electrodo-de-broche-red-dot-p50-con-micropore/>
- [34] Colapso del puente de Tacoma Narrows. Recuperado el: 09/03/2020. Disponible en: <https://naukas.com/fx/uploads/2012/03/Tacoma-Narrows.jpg>
- [35] Ergometría. Recuperado el: 09/06/2020. Disponible en: <https://dle.rae.es/ergometría>
- [36] Noguerras, A., Arenillas, L., Rodríguez, O., Iglesias, J., Sánchez, C., Fases de la marcha humana. (1999). *Revista iberoamericana de Fisioterapia y kinesiología*. España
- [37] Gy-87 Modulo Sensor Imu 10 dof. Recuperado el: 06/09/2020. Disponible en: [https://http2.mlstatic.com/gy-87-modulo-sensor-imu-10-dof-cdmx-electronica-D\\_NQ\\_NP\\_901900-MLM31489854712\\_072019-F.jpg](https://http2.mlstatic.com/gy-87-modulo-sensor-imu-10-dof-cdmx-electronica-D_NQ_NP_901900-MLM31489854712_072019-F.jpg)

- [38] Raspberry Pi. Recuperado el: 06/15/2020. Disponible en: [https://images-na.ssl-images-amazon.com/images/I/91zSu44%2B34L.\\_AC\\_SL1500\\_.jpg](https://images-na.ssl-images-amazon.com/images/I/91zSu44%2B34L._AC_SL1500_.jpg)
- [39] NODEMCU. Recuperado el: 06/15/2020. Disponible en: [https://www.steren.com.mx/media/catalog/product/cache/b69086f136192bea7a4d681a8eaf533d/a/r/ard-395\\_x1.jpg](https://www.steren.com.mx/media/catalog/product/cache/b69086f136192bea7a4d681a8eaf533d/a/r/ard-395_x1.jpg)
- [40] Inertial sensor. Recuperado el: 06/09/2020. Disponible en: <http://www.kostasalexis.com/inertial-sensors.html>
- [41] Minimu-9-v5. Recuperado el: 03/13/2020. Disponible en: [https://cdn-tienda.bricogeek.com/4542-thickbox\\_default/giroscoPIO-minimu-9-v5-lsm6ds33-y-lis3mdl.jpg](https://cdn-tienda.bricogeek.com/4542-thickbox_default/giroscoPIO-minimu-9-v5-lsm6ds33-y-lis3mdl.jpg)
- [42] Swanson, C., Hechos sobre las miopatías. 2010. MDA.
- [43] García, D., Breciana, G., Cabeza de Vaca, S., et al., La coactivación del bíceps femoral limita la fuerza máxima isométrica de extensión de rodilla en ciclistas de ruta. 2006. Apunts. Medicina de l'Esport. Catalunya: España.
- [44] Villaquiran, A., Rivera, D., Portilla, E., Jimena, S., Activación muscular del vasto lateral y del medial durante saltos con una sola pierna en los planos frontal y sagital en mujeres deportistas. (2020). Biomédica. Bogotá: Colombia.
- [45] Córdova, A., Nuin, I., Fernández-Lázaro, D., Latasa, I., Rodríguez-Falces, J., Actividad electromiográfica (EMG) durante el pedaleo, su utilidad en el diagnóstico de la fatiga en ciclistas. (2017). Archivo de medicina del deporte.
- [46] Fernandez, A., Demodulación o análisis de envolvente. Recuperado el: 09/07/2020. Disponible en: <https://powermi.com/es/content/demodulaci%C3%B3n-o-an%C3%A1lisis-de-envolvente>
- [47] Spencer, E., Mahtani, K., Hawthorne bias. Catalogue of Bias 2017. Recuperado el: 09/07/2020. Disponible en: <https://catalogofbias.org/biases/hawthorne-effect/>
- [48] Vibration. Encyclopaedia Britannica. Recuperado el: 09/07/2020. Disponible en: <https://www.britannica.com/science/vibration>
- [49] Yang, L., Yang, S., Magiera, E., Froelich, W., Jach, T., Laspidou, C., Domestic water consumption monitoring and behaviour intervention by employing the internet of things technologies. 2016. 8th International conference on advances in Information Technology. Macau: China.



## Capítulo 8

# Anexo I

### 8.1 Lista de componentes del sistema de EMG remoto

Nombre del elemento	Cantidad
INA121	1
TL084	1
TL081	2
LM317	1
LM336	1
LM337	1
Header 15 posiciones	2
Resistor variable 100 k $\Omega$	1
Resistor 100 $\Omega$	1
Resistor 560 $\Omega$	1
Resistor 1.13 k $\Omega$	1
Resistor 1.32 k $\Omega$	1
Resistor 470 $\Omega$	1
Resistor 3.2 k $\Omega$	1
Resistor 3.9 k $\Omega$	1
Resistor 1.4 k $\Omega$	1
Resistor 1.72 k $\Omega$	1
Resistor 481 $\Omega$	1
Resistor 2.7 k $\Omega$	3
Resistor 1.35 k $\Omega$	2

Tabla 8.1: Componentes sistema EMG

Nombre del elemento	Cantidad
Resistor 220 $\Omega$	1
Resistor 10 k $\Omega$	2
Resistor 665 $\Omega$	2
Resistor 1 $\Omega$	2
Capacitor 10 $\mu\text{F}$	5
Capacitor 1 $\mu\text{F}$	4
Capacitor 1.5 $\mu\text{F}$	1
Capacitor 2.2 $\mu\text{F}$	1
Capacitor 0.1 $\mu\text{F}$	1
Zener 5.2 V	2
Convertidor AC/DC ADS1113 $\mu\text{F}$	1
Led verde	1

Tabla 8.2: Componentes sistema EMG

## 8.2 Protocolo SENIAM de posicionamiento de electrodos

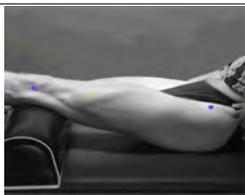
Músculo	Referencia	Positivo y negativo	Referencia visual
Semitendinoso	Sobre o al rededor del tobillo o en el proceso espinal de C7	A la mitad de la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo medial de la tibia	
Bíceps femoral	Sobre o al rededor del tobillo o en el proceso espinal de C7	A la mitad de la línea entre la tuberosidad isquiática y el epicóndilo lateral de la tibia	
Gastrocnemio	Sobre o al rededor del tobillo o en el proceso espinal de C7	Sobre las zonas más prominentes del músculo	
Tibial anterior	Sobre o al rededor del tobillo o en el proceso espinal de C7	A una tercera parte de la línea entre la punta de la fíbula y la punta del maléolo medial	
Vasto medial	Sobre o al rededor del tobillo o en el proceso espinal de C7	Al ochenta por ciento de la línea entre la espina ilíaca superior y el espacio frente al borde anterior del ligamento medial.	
Vasto lateral	Sobre o al rededor del tobillo o en el proceso espinal de C7	A las dos terceras partes de la línea entre la espina ilíaca superior y el lado lateral de la patela.	

Tabla 8.3: Posicionamiento de los electrodos acorde al protocolo de SENIAM

### 8.3 Nodo 3 y nodo 4 de las pruebas de vibración

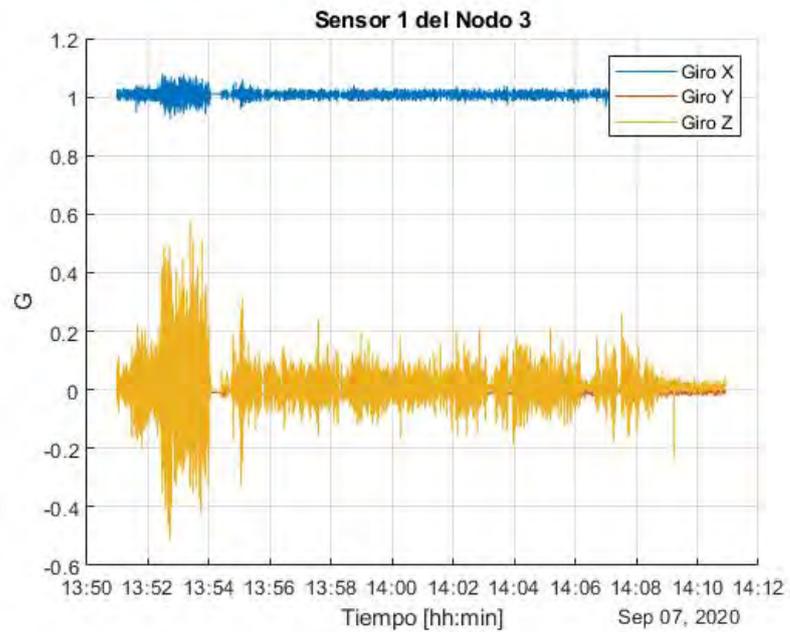


Figura 8.1: Sensor 1 del nodo 3

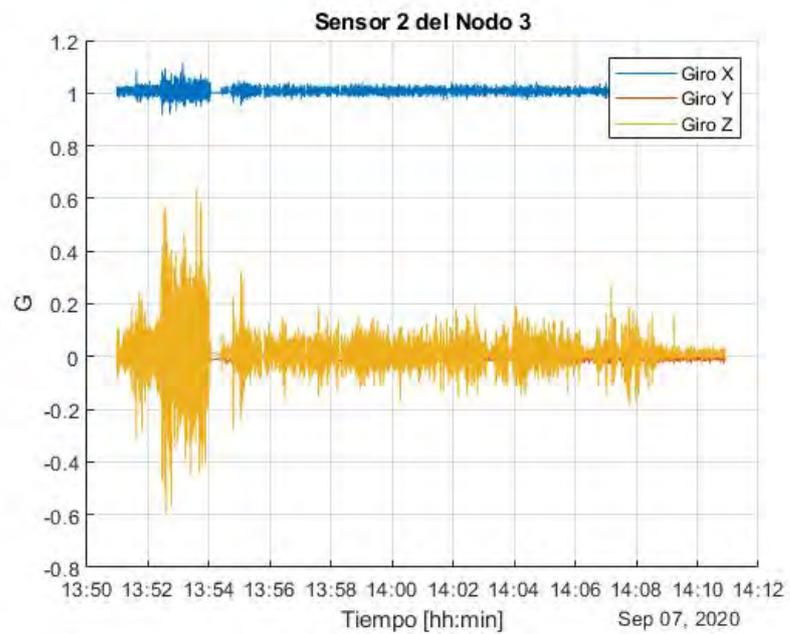


Figura 8.2: Sensor 2 del nodo 3

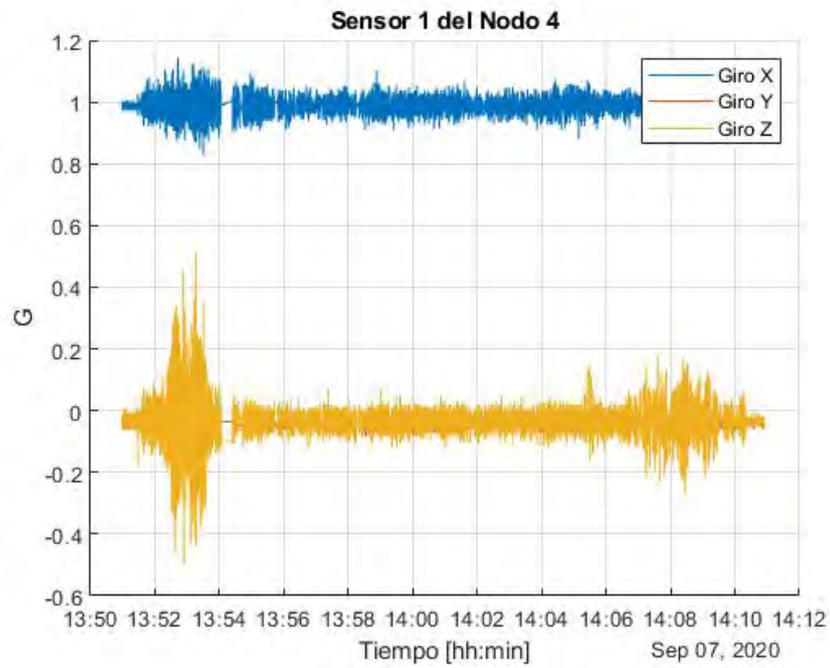


Figura 8.3: Sensor 1 del nodo 4

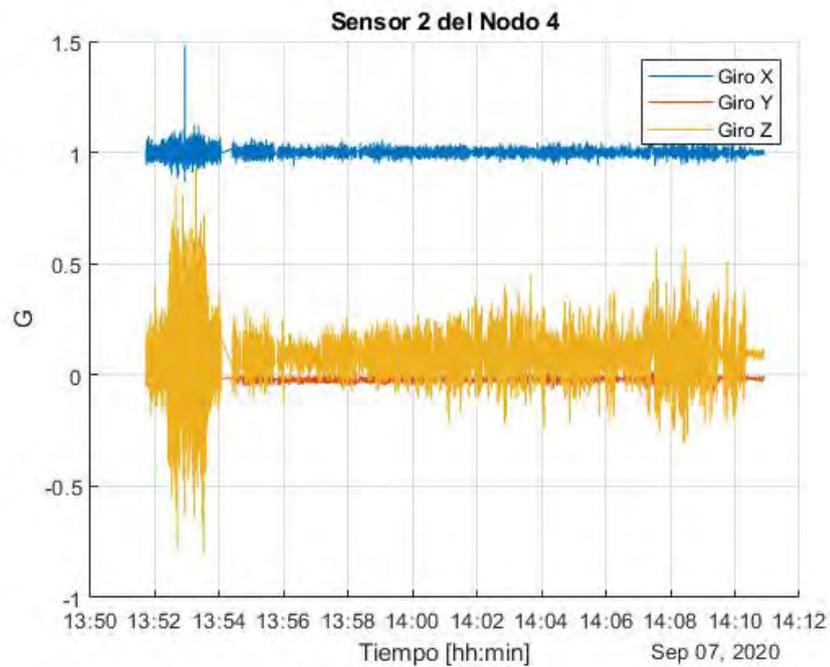


Figura 8.4: Sensor 2 del nodo 4

## 8.4 Hoja de especificaciones del MinIMU-9 V5


**LSM6DS33**

iNEMO inertial module:  
always-on 3D accelerometer and 3D gyroscope

Datasheet - production data



LGA-16L (3 x 3 x 0.86 mm) typ.

### Features

- Power consumption: 0.9 mA in combo normal mode and 1.25 mA in combo high-performance mode up to 1.6 kHz.
- "Always-on" experience with low power consumption for both accelerometer and gyroscope
- Smart FIFO up to 8 kbyte based on features set
- Compliant with Android K and L
- $\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 16$  g full scale
- $\pm 125/\pm 245/\pm 500/\pm 1000/\pm 2000$  dps full scale
- Analog supply voltage: 1.71 V to 3.6 V
- Independent IOs supply (1.82 V)
- Compact footprint, 3 mm x 3 mm x 0.86 mm
- SPI/I<sup>2</sup>C serial interface with main processor data synchronization feature
- Embedded temperature sensor
- ECOMPACT<sup>®</sup>, RoHS and "Green" compliant.

### Applications

- Pedometer, step detector and step counter
- Significant motion and tilt functions
- Indoor navigation
- Tap and double-tap detection
- IoT and connected devices
- Intelligent power saving for handheld devices
- Vibration monitoring and compensation
- Free-fall detection
- 6D orientation detection

### Description

The LSM6DS33 is a system-in-package featuring a 3D digital accelerometer and a 3D digital gyroscope performing at 1.25 mA (up to 1.6 kHz ODR) in high-performance mode and enabling always-on low-power features for an optimal motion experience for the consumer.

The LSM6DS33 supports main OS requirements, offering real, virtual and batch sensors with 8 kbyte for dynamic data batching.

ST's family of MEMS sensor modules leverages the robust and mature manufacturing processes already used for the production of micromachined accelerometers and gyroscopes.

The various sensing elements are manufactured using specialized micromachining processes, while the IC interfaces are developed using CMOS technology that allows the design of a dedicated circuit which is trimmed to better match the characteristics of the sensing element.

The LSM6DS33 has a full-scale acceleration range of  $\pm 2/\pm 4/\pm 8/\pm 16$  g and an angular rate range of  $\pm 125/\pm 245/\pm 500/\pm 1000/\pm 2000$  dps.

High robustness to mechanical shock makes the LSM6DS33 the preferred choice of system designers for the creation and manufacturing of reliable products.

The LSM6DS33 is available in a plastic land grid array (LGA) package.

**Table 1. Device summary**

Part number	Temp. range [°C]	Package	Packing
LSM6DS33	-40 to +85	LGA-16L (3 x 3 x 0.86 mm)	Tray
LSM6DS33TR	-40 to +85		Tape & Reel

October 2015
DocID027423 Rev 4
1/77

This is information on a product in full production
www.st.com

Figura 8.5: Acelerometro MinIMU-9 V5


**LIS3MDL**

---

Digital output magnetic sensor:  
ultra-low-power, high-performance 3-axis magnetometer

Datasheet - production data



**LGA-12 (2.0x2.0x1.0 mm)**

### Description

The LIS3MDL is an ultra-low-power high-performance three-axis magnetic sensor.

The LIS3MDL has user-selectable full scales of  $\pm 4/ \pm 8/ \pm 12/ \pm 16$  gauss.

The self-test capability allows the user to check the functioning of the sensor in the final application.

The device may be configured to generate interrupt signals for magnetic field detection.

The LIS3MDL includes an I<sup>2</sup>C serial bus interface that supports standard and fast mode (100 kHz and 400 kHz) and SPI serial standard interface.

The LIS3MDL is available in a small thin plastic land grid array package (LGA) and is guaranteed to operate over an extended temperature range of  $-40^{\circ}\text{C}$  to  $+85^{\circ}\text{C}$ .

### Features

- Wide supply voltage, 1.9 V to 3.6 V
- Independent IO supply (1.8 V)
- $\pm 4/ \pm 8/ \pm 12/ \pm 16$  gauss selectable magnetic full scale
- Continuous and single-conversion modes
- 16-bit data output
- Interrupt generator
- Self-test
- I<sup>2</sup>C/SPI digital output interface
- Power-down mode/ low-power mode
- ECOPACK<sup>®</sup>, RoHS and "Green" compliant

### Applications

- Magnetometers
- Compasses

**Table 1. Device summary**

Order codes	Temperature range [°C]	Package	Packaging
LIS3MDL	-40 to +85	LGA-12	Tray
LIS3MDLTR	-40 to +85	LGA-12	Tape and reel

May 2015
DocID024204 Rev 4
1/33

This is information on a product in full production www.st.com

Figura 8.6: Magnetometro MinIMU-9 V5

## 8.5 Hoja de especificaciones del NODEMCU 1.0

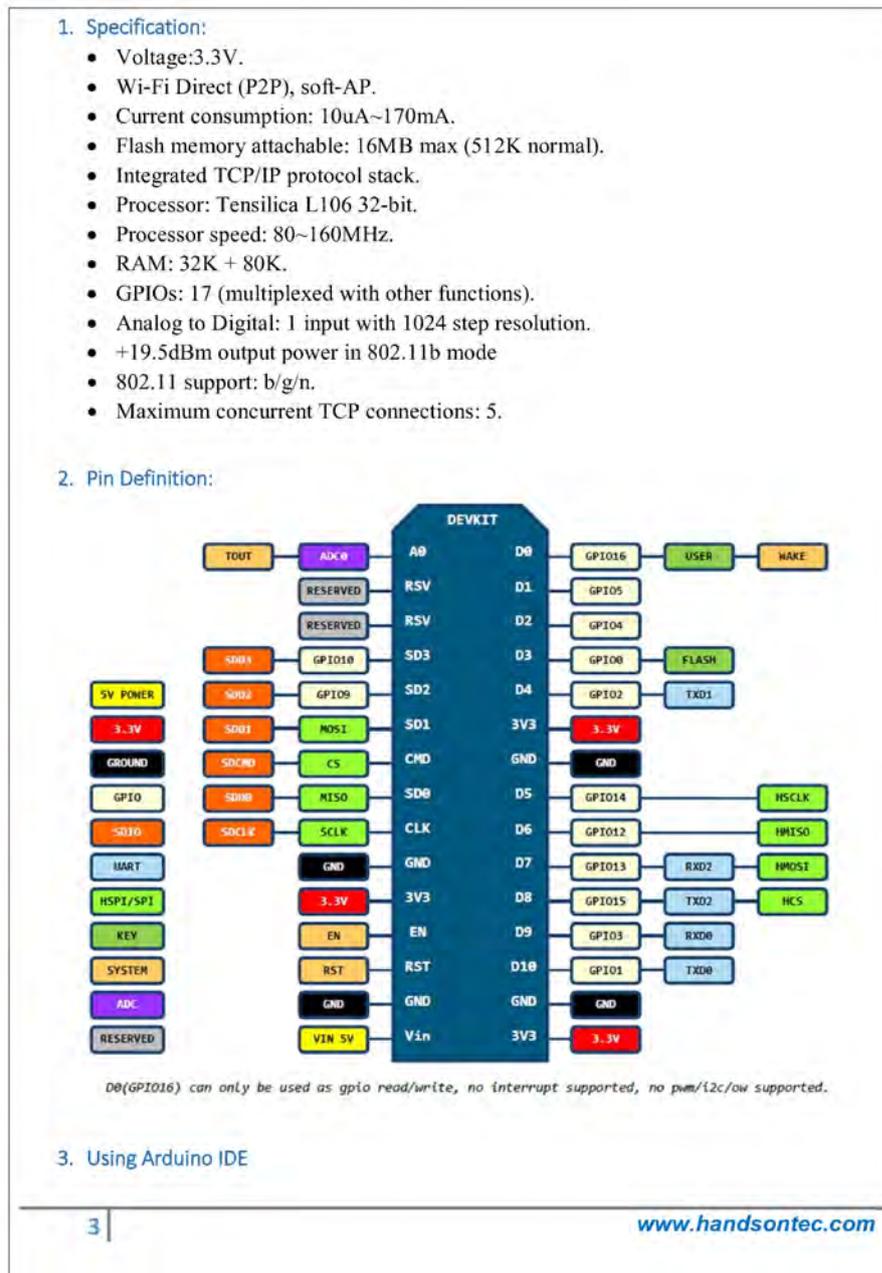


Figura 8.7: NODEMCU 1.0

8.6. HOJA DE ESPECIFICACIONES DEL SENSOR DE FLUJO YF-S20103

8.6 Hoja de especificaciones del sensor de flujo YF-S201

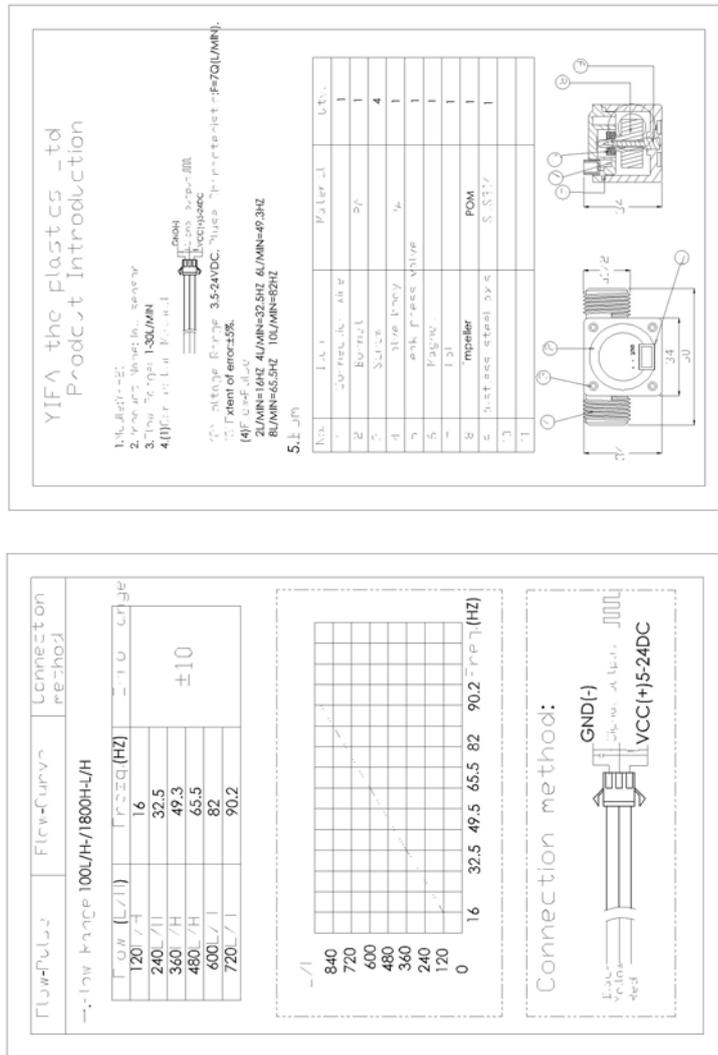
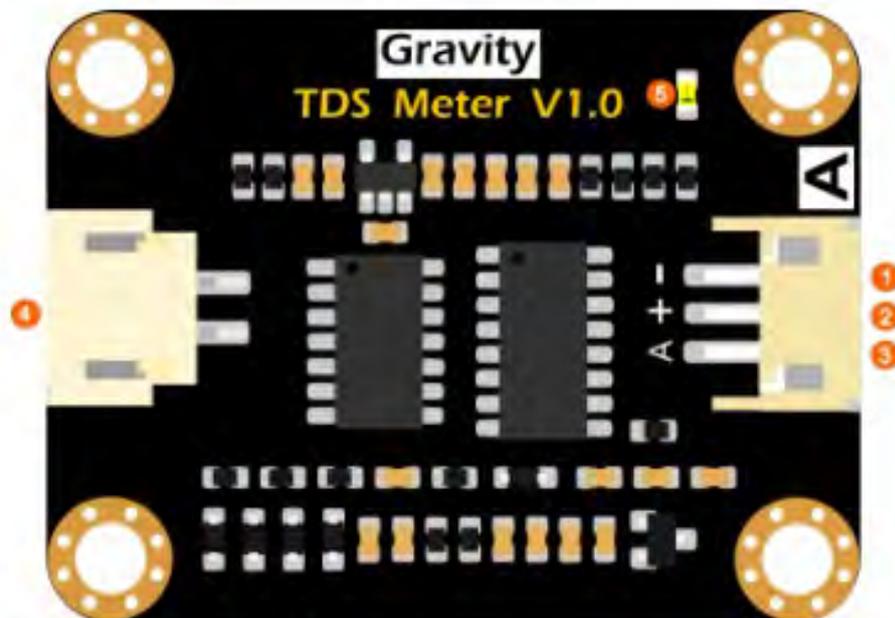


Figura 8.8: Sensor de flujo YF-S201

## 8.7 Hoja de especificaciones del sensor de TDS gravity

### Board Overview



Num	Label	Description
1	-	Power GND(0V)
2	+	Power VCC(3.3 ~ 5.5V)
3	A	Analog Signal Output(0 ~ 2.3V)
4	TDS	TDS Probe Connector
5	LED	Power Indicator

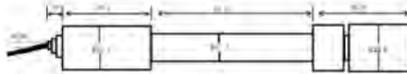
Figura 8.9: sensor de TDS gravity

## 8.8 Hoja de especificaciones del sensor de PH

### Introduction

Need to measure water quality and other parameters but haven't got any low cost pH meter? Find it difficult to use with Arduino? Here comes an analog pH meter, specially designed for Arduino controllers and has built-in simple, convenient and practical connection and features. It has an LED which works as the Power Indicator, a BNC connector and PH2.0 sensor interface. You can just connect the pH sensor with BNC connector, and plug the PH2.0 interface into any analog input on Arduino controller to read pH value easily.

### Specification



#### SEN0161 dimension

- Module Power: 5.00V
- Circuit Board Size: 43mm×32mm
- pH Measuring Range: 0-14
- Measuring Temperature: 0-60 °C
- Accuracy: ± 0.1pH (25 °C)
- Response Time: ≤ 1min
- pH Sensor with BNC Connector
- PH2.0 Interface ( 3 foot patch )
- Gain Adjustment Potentiometer
- Power Indicator LED

### Precautions

- Before and after use of the pH electrode every time, you need to use (pure)water to clean it.
- The electrode plug should be kept clean and dry in case of short circuit.
- **Preservation:** Electrode reference preservation solution is the **3N KCL** solution.
- Measurement should be avoided staggered pollution between solutions, so as not to affect the accuracy of measurement.
- Electrode blub or sand core is defiled which will make PTS decline, slow response. So, it should be based on the characteristics of the pollutant, adapted to the cleaning solution, the electrode performance recovery.

Figura 8.10: Sensor de PH

## 8.9 Hoja de especificaciones del sensor de turbiedad gravity

### Specification

---

- Operating Voltage: 5V DC
- Operating Current: 40mA (MAX)
- Response Time : <500ms
- Insulation Resistance: 100M (Min)
- Output Method:
  - Analog output: 0-4.5V
  - Digital Output: High/Low level signal (you can adjust the threshold value by adjusting the potentiometer)
- Operating Temperature: 5°C~90°C
- Storage Temperature: -10°C~90°C
- Weight: 30g
- Adapter Dimensions: 38mm\*28mm\*10mm/1.5inches \*1.1inches\*0.4inches

Figura 8.11: Sensor de turbiedad gravity

## 8.10 Hoja de especificaciones de la microcomputadora Raspberry Pi 4



Raspberry Pi 4 Model B Datasheet  
Copyright Raspberry Pi (Trading) Ltd. 2019

### 2 Features

#### 2.1 Hardware

- Quad core 64-bit ARM-Cortex A72 running at 1.5GHz
- 1, 2 and 4 Gigabyte LPDDR4 RAM options
- H.265 (HEVC) hardware decode (up to 4Kp60)
- H.264 hardware decode (up to 1080p60)
- VideoCore VI 3D Graphics
- Supports dual HDMI display output up to 4Kp60

#### 2.2 Interfaces

- 802.11 b/g/n/ac Wireless LAN
- Bluetooth 5.0 with BLE
- 1x SD Card
- 2x micro-HDMI ports supporting dual displays up to 4Kp60 resolution
- 2x USB2 ports
- 2x USB3 ports
- 1x Gigabit Ethernet port (supports PoE with add-on PoE HAT)
- 1x Raspberry Pi camera port (2-lane MIPI CSI)
- 1x Raspberry Pi display port (2-lane MIPI DSI)
- 28x user GPIO supporting various interface options:
  - Up to 6x UART
  - Up to 6x I2C
  - Up to 5x SPI
  - 1x SDIO interface
  - 1x DPI (Parallel RGB Display)
  - 1x PCM
  - Up to 2x PWM channels
  - Up to 3x GPCLK outputs

Figura 8.12: Raspberry pi 4



8.10. HOJA DE ESPECIFICACIONES DE LA MICROCOMPUTADORA RASPBERRY PI 4109



Symbol	Parameter	Minimum	Maximum	Unit
V <sub>IN</sub>	5V Input Voltage	-0.5	6.0	V

Table 2: Absolute Maximum Ratings

Please note that VDD\_IO is the GPIO bank voltage which is tied to the on-board 3.3V supply rail.

Symbol	Parameter	Conditions	Minimum	Typical	Maximum	Unit
V <sub>IL</sub>	Input low voltage <sup>a</sup>	VDD_IO = 3.3V	-	-	TBD	V
V <sub>IH</sub>	Input high voltage <sup>a</sup>	VDD_IO = 3.3V	TBD	-	-	V
I <sub>IL</sub>	Input leakage current	T <sub>A</sub> = +85°C	-	-	TBD	μA
C <sub>IN</sub>	Input capacitance	-	-	TBD	-	pF
V <sub>OL</sub>	Output low voltage <sup>b</sup>	VDD_IO = 3.3V, I <sub>OL</sub> = -2mA	-	-	TBD	V
V <sub>OH</sub>	Output high voltage <sup>b</sup>	VDD_IO = 3.3V, I <sub>OH</sub> = 2mA	TBD	-	-	V
I <sub>OL</sub>	Output low current <sup>c</sup>	VDD_IO = 3.3V, V <sub>O</sub> = 0.4V	TBD	-	-	mA
I <sub>OH</sub>	Output high current <sup>c</sup>	VDD_IO = 3.3V, V <sub>O</sub> = 2.3V	TBD	-	-	mA
R <sub>PUP</sub>	Pullup resistor	-	TBD	-	TBD	kΩ
R <sub>PD</sub>	Pulldown resistor	-	TBD	-	TBD	kΩ

<sup>a</sup> Hysteresis enabled  
<sup>b</sup> Default drive strength (8mA)  
<sup>c</sup> Maximum drive strength (16mA)

Table 3: DC Characteristics

Pin Name	Symbol	Parameter	Minimum	Typical	Maximum	Unit
Digital outputs	t <sub>rise</sub>	10-90% rise time <sup>a</sup>	-	TBD	-	ns
Digital outputs	t <sub>fall</sub>	90-10% fall time <sup>a</sup>	-	TBD	-	ns

<sup>a</sup> Default drive strength, CL = 5pF, VDD\_IO = 3.3V

Table 4: Digital I/O Pin AC Characteristics



Figure 2: Digital IO Characteristics

Figura 8.14: Raspberry pi 4 continuación