



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA  
UNIDAD IZTAPALAPA  
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

—  
"DESARROLLO DE UN ESTIMULADOR ELÉCTRICO FUNCIONAL  
PORTÁTIL CON RETROALIMENTACIÓN DE ORIENTACIÓN PARA  
EXTREMIDADES INFERIORES DE SUJETOS CON PARAPLEJIA"  
—

TESIS  
QUE PRESENTA  
**JOSÉ IVÁN ESQUIVEL MENDOZA**  
MATRÍCULA 2133802456

PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERÍA BIOMÉDICA)

DIRECTOR: M. EN I. OSCAR YAÑEZ SUÁREZ

JURADO  
PRESIDENTE: DR. JUAN RAMON JIMÉNEZ ALANIZ  
SECRETARIO: M. EN I. OSCAR YAÑEZ SUÁREZ  
VOCAL: M. EN C. JORGE AIRY MERCADO GUTIÉRREZ

IZTAPALAPA, CIUDAD DE MÉXICO, NOVIEMBRE 2020



# Índice general

Índice de figuras	v
Índice de tablas	vii
Símbolos y acrónimos	ix
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>5</b>
2.1. Estimulación eléctrica aplicada a paraplejia . . . . .	6
2.1.1. Parámetros de estimulación . . . . .	9
2.1.2. Electroodos . . . . .	12
2.2. Diseño de un estimulador eléctrico funcional . . . . .	14
2.2.1. Potencia . . . . .	14
2.2.2. Voltaje o corriente controlada . . . . .	14
2.2.3. Generación de pulsos . . . . .	15
2.2.4. Balanceo de carga . . . . .	15
2.2.5. Alimentación . . . . .	16
2.2.6. Canales de estimulación . . . . .	16
2.3. Portabilidad . . . . .	17
2.4. Sistema de control . . . . .	18
2.4.1. Lazo de retroalimentación . . . . .	18
2.5. Modelos de tejidos para pruebas de fes . . . . .	23

2.5.1. Comunicación inalámbrica (Bluetooth) . . . . .	24
<b>3. Objetivos</b>	<b>27</b>
3.1. General . . . . .	27
3.2. Específicos . . . . .	27
<b>4. Metodología</b>	<b>29</b>
4.1. Desarrollo . . . . .	29
4.1.1. Potencia . . . . .	30
4.1.2. Alimentación . . . . .	33
4.1.3. Controlador . . . . .	34
4.1.4. Actuador . . . . .	34
4.1.5. Lazo de retroalimentación . . . . .	36
4.1.6. Comunicación inalámbrica . . . . .	37
4.2. Pruebas . . . . .	38
4.2.1. Estimulación Eléctrica . . . . .	38
4.2.2. Orientación espacial . . . . .	40
4.2.3. Comunicación inalámbrica . . . . .	40
4.2.4. Control . . . . .	42
4.2.5. Salida de estimulación . . . . .	42
4.2.6. Caracterización conjunta . . . . .	42
4.2.7. Pruebas en sujetos . . . . .	43
<b>5. Resultados</b>	<b>45</b>
5.1. Estimulación eléctrica . . . . .	45
5.1.1. Pruebas en sujetos . . . . .	47
5.2. Portabilidad . . . . .	49
5.2.1. Dimensiones y peso . . . . .	49
5.2.2. Autonomía . . . . .	49
5.3. Medición de orientación . . . . .	51
5.4. Control de estimulación . . . . .	52

<i>ÍNDICE GENERAL</i>	III
<b>6. Discusión</b>	<b>55</b>
<b>7. Conclusiones</b>	<b>61</b>
<b>8. Anexos</b>	<b>65</b>
<b>9. Bibliografía</b>	<b>67</b>



## Índice de figuras

2.1. Elementos involucrados en la contracción muscular . . . . .	6
2.2. Producción de marcha usando FES asistida con bastones . . . . .	8
2.3. Reclutamiento de fibras durante la estimulación eléctrica transcutánea . . . . .	12
2.4. Electrodo para estimulación eléctrica . . . . .	13
2.5. Densidad de corriente en los tejidos . . . . .	13
2.6. Representación de orientación espacial . . . . .	20
2.7. Modelo eléctrico de la piel de tres elementos para FES . . . . .	23
2.8. Tabla de atributos generales GATT para Bluetooth de baja energía . . . . .	25
4.1. Diagrama del sistema de control de la FES . . . . .	30
4.2. Elevador de voltaje . . . . .	31
4.3. Controlador digital de voltaje . . . . .	33
4.4. Puente H con foto MOSFETs . . . . .	35
4.5. Puente H . . . . .	36
4.6. Estructura de medición de orientación con IMU . . . . .	41
4.7. Arreglo de pierna con estimulador . . . . .	44
5.1. Rizado de salida regulada . . . . .	46
5.2. Constante de carga y descarga de Capacitor de regulación (Cr) . . . . .	46
5.3. Generador de Pulsos de CD . . . . .	47
5.4. Generador de Pulsos de CA . . . . .	48
5.5. Montaje del dispositivo en el mecanismo de medición de orientación. . . . .	50
5.6. Consumo eléctrico y autonomía . . . . .	51

5.7. Medición de orientación y salida de estimulación . . . . .	52
---	----



## Índice de tablas

4.2. Valores digitales para regulador de voltaje . . . . .	39
5.1. Relación de voltaje y nivel de contracción muscular . . . . .	48
6.1. Comparativa de trabajos . . . . .	60
8.1. Lista general de componentes electrónicos del dispositivo . . . . .	66



## Símbolos y acrónimos

### Acrónimos

**AHRS** *Attitude and Heading Reference System*: Sistema de Referencia de Actitud y Rumbo

**BT** *Bluetooth*

**BTLE** *Bluetooth low energy*: Bluetooth de baja energía

**CA** Corriente alterna

**CC** Corriente constante

**CD** Corriente directa

**DAC** *Digital to analog converter*: Convertidor digital a analógico

**DMP** *Digital Motion Processor*: Procesador Digital de Movimiento

**EE** Estimulación Eléctrica

**ECG** Electrocardiograma

**EET** Estimulación Eléctrica Transcutánea

**EMG** Electromiografía

**EMI** *Electromagnetic Interference*: Interferencia Electromagnética

**EMS** *Electric Muscle Stimulation*: Estimulación Eléctrica Muscular

**FES** *Functional Electric Stimulation*: Estimulación Eléctrica Funcional

**FDA** *Food and Drug Administration*

**FCC** Fuente de Corriente Controlada

**FCV** Fuente de Voltaje Controlado

**GATT** *Generic Attributes*: Atributos Genéricos

**HRMs** *Heart Rate Monitor*: Monitor de Ritmo Cardíaco

**INEGI** Instituto Nacional de Información Geográfica y Estadística

**IMU** *Inertial Measurement Unit*: Unidad de medición inercial

**uC** Microcontrolador

**NA** No aplica

**NR** No reportado

**NMES** *Neuromuscular Electrical Stimulation*: Estimulación eléctrica neuromuscular

**PWM** *Pulse Width Modulation*: Modulación por Ancho de Pulso

**RC** Resistencia y Capacitor

**SCI** *Spinal Cord Injury*: Lesión de Médula Espinal

**SIG** *Bluetooth Special Interest Group*

**SNA** Sistema Nervioso Autónomo

**SNC** Sistema Nervioso Central

**SMPS** *Switched Mode Power Supply*: Fuente conmutada

**TI** *Texas Instruments*

**TENS** *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*: Estimulación Eléctrica Transcutánea

\*\*

### **Simbología Química**

**ACh** Acetilcolina

$Ca_{2+}$  Calcio

**Cl-** Cloro

**HCl** Ácido Clorhídrico

**Li** Litio

**Li-ion** Ion de Litio

**Li-po** Polímero de Litio

**NiMh** Níquel-metal hidruro

**Na+** Sodio

**NaOH** Hidróxido de Sodio o Sosa Cáustica

**PCr** Fosfocreatina

$PbO_2$  Dióxido de Plomo

**\*\***

### **Abreviaturas**

$I_{est}$  Corriente de estimulación eléctrica

$f_{est}$  Frecuencia de estimulación eléctrica

**op-amp** Amplificador Operacional

$t_{descanso}$  Tiempo de descanso

$t_{est}$  Tiempo de estimulación eléctrica

$T_{est}$  Periodo de estimulación eléctrica

$V_{est}$  Voltaje de estimulación eléctrica



# Capítulo 1

## Introducción

La paraplejia es una de las principales condiciones de discapacidad en la población Mexicana. De acuerdo con cifras del INEGI<sup>1</sup> en México, un 6 % de la población sufre de alguna discapacidad, dentro de las cuales, aquellas que involucran la incapacidad de utilizar las extremidades inferiores ocupa el primer lugar con 64.1 % [1]. Dichas estadísticas contemplan enfermedades congénitas y degenerativas además de amputaciones y SCIs<sup>2</sup>. En esta última, el sujeto pierde funciones de los órganos que inervan de la zona dañada (la mitad inferior del cuerpo), tales como movilidad y sensibilidad, por lo que el sujeto requiere de asistencia para su desplazamiento y mantenimiento de posturas, a esta condición se le llama paraplejia [2–4]. Los sujetos en esta condición, utilizan una silla de ruedas como principal auxiliar para desplazarse [5]; sin embargo, si el uso de ésta no se acompaña con terapias que incluyan ejercicios para efectuar trabajo muscular de las extremidades paralizadas, a largo plazo el sujeto desarrolla diferentes afecciones relacionadas al sistema respiratorio y circulatorio, así como dolor, infecciones, heridas en la piel y obesidad [6, 7]. Adicionalmente, en el aspecto psicológico y social el sujeto puede sufrir de depresión, rechazo en su entorno y limitaciones ocupacionales [8–11].

Se han realizado diferentes experimentos para atender las limitaciones de dicha condición, éstos han tenido dos enfoques principales, el primero, orientado a restablecer la comunicación de la

---

<sup>1</sup>Instituto Nacional de Información Geográfica y Estadística

<sup>2</sup>*Spinal Cord Injury*: Lesión de Médula Espinal

zona dañada por la SCI hacia las extremidades inferiores [12]. Y el segundo, basado en controlar directamente las extremidades que se encuentran incomunicadas, a través del uso de elementos mecánicos y eléctricos externos. En este segundo enfoque, la FES<sup>3</sup> es una de las técnicas que se ha explorado para producir movimiento en las extremidades tanto con fines terapéuticos [13–15], como con la intención de producción de marcha [16].

La FES consiste en hacer circular corriente eléctrica a través de uno o varios músculos para que estos se contraigan. Se han realizado diferentes experimentos variando los parámetros eléctricos de la FES como son la amplitud, intensidad, frecuencia y forma de onda de la señal de estimulación ya que estos impactan la velocidad y fuerza de las contracciones musculares así como la duración de las sesiones de estimulación [17–21].

A pesar de los avances en el uso de la FES en sujetos con paraplejia, hoy en día no existe un dispositivo comercial basado en FES que permita a estos sujetos caminar, incorporarse o mantener una postura en pie. Las aplicaciones existentes requieren además de la FES, elementos mecánicos de soporte y asistencia para la producción de movimiento [16] y se encuentran todavía en fase de investigación. Entre los retos que estos sistemas enfrentan se encuentra en primer lugar, la alta demanda de potencia para lograr la contracción de los músculos de las extremidades inferiores, por ello, estos equipos suelen estar conectados permanentemente a un toma corriente o bien, alimentados por grandes baterías. Otro de los retos está en la necesidad de medir el movimiento resultante de la estimulación aplicada, en este aspecto, no todos los estimuladores eléctricos (experimentales y comerciales) poseen un puerto de comunicación que permita establecer un lazo de control usando por ejemplo un medidor de orientación. Finalmente, se ha reportado que para lograr la producción de marcha se requieren múltiples canales de estimulación para contraer los múltiples músculos que en condiciones normales están involucrados en la marcha [22–26]. Con base en lo anterior se identificó la necesidad de crear un dispositivo que integre en uno solo las funciones de estimulación y medición, que sea portátil para mejorar la ergonomía y libertad de movimiento durante su uso pero con la potencia suficiente para lograr la contracción de los músculos de las extremidades inferiores y finalmente que el dispositivo posea múltiples canales de estimulación o que sea un diseño modular para estimular múltiples

---

<sup>3</sup>*Functional Electric Stimulation*: Estimulación Eléctrica Funcional



músculos de forma simultánea y puede utilizarse en la producción de marcha.

La investigación realizada para el dispositivo desarrollado tuvo como referencia el modelo Parastep [16], el cual es un estimulador multi-canal con fines de producción de marcha, al analizar este dispositivo se verificó la viabilidad de inducir la marcha en sujetos con paraplejia utilizando FES y a la vez se identificó la necesidad de incluir medición de orientación a los sistemas de producción de marcha. Por otro lado, el estimulador eléctrico para rehabilitación desarrollado por Simcox [27] se utilizó como referencia para el diseño del estimulador basado en elevadores de voltaje encapsulados.

El objetivo general consistió en el desarrollo de un estimulador con la capacidad de inducir y controlar la orientación de uno de los segmentos de las extremidades inferiores de sujetos con paraplejia. Los objetivos específicos consistieron en incrementar la potencia de estimulación eléctrica al nivel requerido por los músculos de las extremidades inferiores, optimizar el consumo eléctrico, peso y volumen del dispositivo con fines de portabilidad, integrar un medidor de orientación para el control de lazo cerrado e implementar un mecanismo de comunicación inalámbrica con otros módulos de estimulación y control.

Las características del dispositivo desarrollado fueron una salida de estimulación regulada en tiempo de ejecución en el rango de 10-180 V a 40 mA, suficientes para la contracción de los músculos de las extremidades inferiores. Los parámetros eléctricos de los pulsos de estimulación se modificaron en tiempo de ejecución, estos fueron de tipo CA y CD con una frecuencia de hasta 1.5 kHz con un ancho mínimo de 86  $\mu$ s. El medidor de orientación implementado tuvo un error de medición no constante, este estuvo en el rango de 0.01-12°. La comunicación Bluetooth quedó integrada en el dispositivo y con esta fue posible leer la orientación actual y escribir la deseada, esto con una tasa de hasta diez lecturas o escrituras por segundo. Con dichos resultados, se demostró la viabilidad de implementar un dispositivo portátil con las características necesarias para la estimulación de extremidades inferiores, el dispositivo desarrollado proporcionará una base de diseño para otros investigadores que requieran un estimulador eléctrico con fines de producción de marcha.



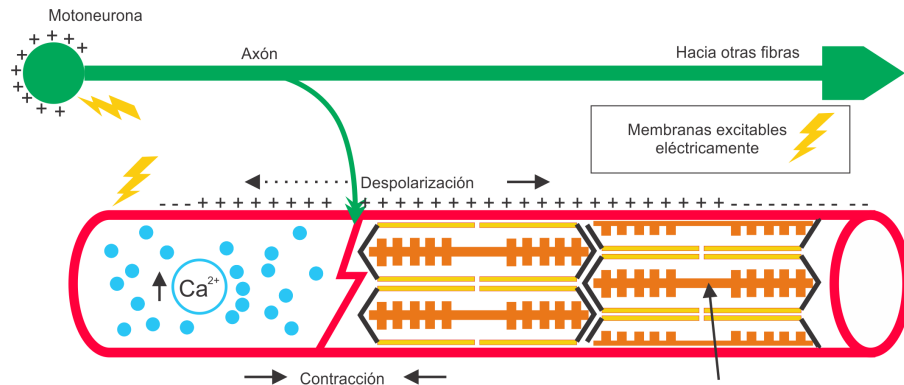
# Capítulo 2

## Antecedentes

Los antecedentes de esta investigación se dividen en tres secciones, la primera (secc 2.1) FES aplicada a paraplejia, recopila avances y evidencias del uso de la estimulación eléctrica como terapia de rehabilitación en sujetos con parapelja, esta tiene un enfoque fisiológico pero se abordan también aspectos técnicos de los parámetros de la corriente eléctrica utilizada, efectos y obstáculos en el uso de esta técnica. En el dispositivo desarrollado se buscó que los parámetros de estimulación fueran variables para que pudiera ser utilizado en diferentes configuraciones.

La sección 2.2 abarca los aspectos del diseño electrónico de la parte de potencia del estimulador eléctrico, los trabajos que se identificaron reflejan el compromiso que existe entre la autonomía y portabilidad de los estimuladores eléctricos para que estos cuenten con la potencia eléctrica necesaria que produzca contracciones musculares de músuclos grandes como los de las extemidades inferiores. Los componentes y diseño del dispositivo desarrollado en esta investigación se enfocaron en la obtención de la potencia suficiente para la estimulación de extremidades inferiores y al mismo tiempo que fuese un dispositivo portátil alimentado por baterías.

Finalmente la sección 2.4 hace referencia a implementaciones de control tanto de estimuladores eléctricos como los de otras áreas de aplicación en las que se haya utilizado la medición de orientación como parte del lazo de control ya que se identificó esto como una de las principales necesidades para los estimuladores eléctricos reportados. El control del dispositivo desarrollado



**Figura 2.1:** Elementos involucrados en la contracción muscular

Representación de una motoneurona con una fibra muscular, se muestran con un signo +- las membranas excitables donde puede aplicarse corriente eléctrica para inducir contracciones, así como los elementos involucrados como son el aumento de los iones de  $Ca^{2+}$  y el acortamiento de la sarcómera.

además de incluir la medición de orientación como elemento de retro-alimentación, cuenta con comunicación inalámbrica a través de la cual recibe el valor deseado de orientación (setpoint) para el lazo de control.

## 2.1. Estimulación eléctrica aplicada a paraplejia

En condiciones normales, las señales provenientes del SNC<sup>1</sup> y SNA<sup>2</sup>, hacen un relevo con las motoneuronas que inervan a las fibras que producen la contracción muscular. Estas fibras poseen una membrana que cuando se despolariza provoca la contracción de esta. En los sujetos con paraplejia, las vías que conducen estas señales se encuentran dañadas y por lo tanto interrumpidas, en estas condiciones, la estimulación eléctrica debe ser aplicada directamente en las fibras musculares o en los nervios utilizando una fuente externa de corriente.

La estimulación eléctrica transcutánea tiene una limitación importante en cuestión de selectividad de los nervios en los que se desea tener efecto, esto es debido a la alta densidad y sobreposición de los mismos, una corriente eléctrica aplicada atraviesa todos los tejidos en su

<sup>1</sup>Sistema Nervioso Central

<sup>2</sup>Sistema Nervioso Autónomo

camino influyendo en todos estos (Figura. 2.1). Esta densidad de nervios es más alta en la espina dorsal y se reduce conforme estos se distribuyen a las extremidades y los órganos. Por esta razón, resulta más sencillo aplicar la corriente eléctrica en la zona cercana al segmento de la extremidad que se desea estimular. Los músculos poseen placas neuromotoras [28] en las que se puede aplicar la corriente eléctrica con una mayor certeza de qué fibras musculares son las que responderán a la estimulación.

Una técnica de estimulación eléctrica con fines terapéuticos es la NMES<sup>3</sup>, esta tiene como principal finalidad recuperar o mantener el tono muscular, esto se logra a través de contracciones repetitivas equivalentes a un trabajo muscular realizado de forma natural.

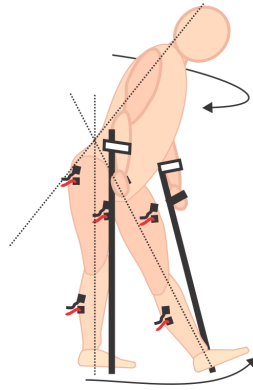
Por otro lado, la FES<sup>4</sup> es otra técnica que consiste en que las contracciones resultantes de la estimulación eléctrica tengan un fin funcional, es decir, caminar, incorporarse o escalar (en el caso de extremidades inferiores) [29,30]. En esta técnica se miden variables como la velocidad y la fuerza de las contracciones musculares que resultan de la estimulación y ya que esta debe ser funcional se mide el desplazamiento y la posición u orientación del segmento estimulado [17,18]. Adicionalmente se evalúan aspectos como la velocidad, cadencia y la distancia de la marcha o la duración y estabilidad de la estadía en pie [31–35]. La FES comparte con la NMES el beneficio de promover el fortalecimiento muscular [13–15], incluso se aprovechan estos beneficios en ejercitadores cíclicos (como bicicletas o caminadoras) que el sujeto mueve como resultado de la estimulación, este tipo de entrenamiento ayuda a reducir la espasticidad y promueve el trabajo cardiovascular [9, 36–38]. Además de los beneficios físicos, la realización de éstas actividades tiene un impacto positivo en la salud mental de los sujetos con paraplejia [39], para esto, se realizan estudios de caso para determinar el nivel de aceptación y acoplamiento del usuario con el sistema, las mejoras de salud y en la calidad de vida del usuario. Estos reportes se acompañan de los parámetros de estimulación que fueron utilizados durante las sesiones, la duración de éstas y si existieron sesiones previas de acondicionamiento.

En los primeros trabajos reportados de uso de la FES para restablecer funciones como la incorporación y la marcha en sujetos con paraplejia [40–43] demostraron que era posible producir

---

<sup>3</sup>*Neuromuscular Electrical Stimulation*: Estimulación eléctrica neuromuscular

<sup>4</sup>*Functional Electric Stimulation*: Estimulación Eléctrica Funcional



**Figura 2.2:** Producción de marcha usando FES asistida con bastones

Se ilustra a un sujeto con múltiples electrodos de estimulación en las extremidades inferiores que en acompañamiento con los bastones ejecuta una marcha asistida. La extremidad estimulada se extiende completamente, el sujeto cambia el peso a la otra extremidad y con un movimiento de balanceo desplaza hacia adelante la extremidad que se ha estimulado

fuerza suficiente para la incorporación del sujeto y mantenerlo en pie durante algunos segundos. En estos se estimularon músculos como cuádriceps, gastrocnemio y glúteo para producir la extensión completa de la pierna junto con la flexión del pie. En conjunto con una andadera o bastones un sujeto puede desplazarse al balancear la pierna estimulada haciendo uso de la parte superior del cuerpo y manteniendo el apoyo en los bastones y una pierna fija en el suelo como se ilustra en la Figura 2.2, la marcha resulta similar al de una persona que camina con una férula. Este método es utilizado en el sistema Parastep-I el cuál es el más reportado en estudios de caso de producción de marcha [32,39,44,45], cuenta con pre-aprobación de comercialización por parte de la FDA<sup>5</sup> (P900038) [16] y se utiliza como referencia en otras solicitudes de aprobación ante la FDA como es el caso del ejercitador cíclico RT300-S [46].

El sistema Parastep-I es seguro ya que el sujeto no mantiene su peso completamente sobre las piernas sino en los brazos que se apoyan en el asistente de marcha, ello permite también alcanzar largas distancias como las reportadas en [47] con 500 m para un sujeto con lesión a nivel de T7. La distancia de marcha disminuyó hasta 5 m para lesiones en T4, lo anterior es una de las principales complicaciones de este tipo de sistemas, tienen una alta dependencia de la integridad, fuerza y estabilidad de la parte superior; además, con lesiones a nivel de T4 a T7 existen complicaciones para respirar y realizar otras funciones orgánicas.

---

<sup>5</sup> *Food and Drug Administration*

En el control del equilibrio además de los músculos usados en [40, 47] participan más músculos tanto de las extremidades inferiores como del tronco, cabeza y extremidades superiores [22, 26, 29, 48]. El diseño de estimuladores con múltiples canales [49] de salida y la inclusión de más músculos en el sistema de control se ha realizado con la intención de producir la marcha independientemente del nivel de SCI, reducir la dependencia de asistentes de marcha y reducir la fatiga al distribuir el esfuerzo [29, 50–53].

Otros trabajos se han realizado en donde se complementa la FES con elementos electromecánicos, en éstos tanto el músculo como el actuador electromecánico realizan trabajo mecánico (sistemas híbridos) [34, 54, 55], el mecanismo limita los grados de libertad de la extremidad lo que resulta en un control más sencillo, le brinda estabilidad y asistencia en la producción de fuerza con lo que puede realizar tareas más demandantes de fuerza como es el escalado, incorporación y en la producción de marcha se pueden alcanzar mayores distancias [56]. En [38] se sugiere que para extremidades inferiores, la SCI no debe ser por arriba de T12 para que así el sujeto sea capaz de controlar por sí mismo el tronco y parte superior del cuerpo y que se utilice la FES solo en las extremidades inferiores. El principal inconveniente de estos sistemas es el peso y tamaño, lo cuál se ha reportado como una de las principales causas de rechazo por parte de usuarios, a ello se le suma la complejidad de instalación y uso [57, 58].

### 2.1.1. Parámetros de estimulación

Los parámetros de estimulación son aquellas características eléctricas del estímulo aplicado al músculo a través de los electrodos, los principales parámetros son frecuencia, ancho de pulso, amplitud (corriente o voltaje), ciclo de trabajo y forma de onda [30, 38, 59]. Al utilizar diferentes combinaciones de estos parámetros, es posible modificar la impedancia de los tejidos [60] y el nivel de reclutamiento de las fibras musculares [61], lo que puede contribuir a reducir la potencia eléctrica necesaria (amplitud o intensidad) para la estimulación y a postergar la fatiga muscular.

Actualmente existe un compromiso entre la fuerza de contracción producida como efecto de la estimulación eléctrica y la fatiga muscular. En sujetos sanos, el reclutamiento de fibras musculares se realiza de manera selectiva por el SNC [62], dependiendo del tipo de trabajo

muscular se reclutan primero las fibras de menor diámetro (pequeñas) que son resistentes a la fatiga, y en caso de requerir más fuerza o velocidad se reclutan fibras de mayor diámetro (grandes) que son de fatiga rápida, de tal forma que dicho reclutamiento ocurre de manera progresiva y organizada de acuerdo al principio de Henneman [63]. Además del orden, existe un control de la fuerza de contracción a través de la frecuencia de disparo de las motoneuronas [64], esto permite realizar contracciones usando solo la fuerza necesaria, obtener movimientos precisos y postergar la fatiga muscular [65].

Reproducir la secuencia natural de reclutamiento representa un reto al utilizar estimulación eléctrica transcutánea, ya que esta influye de forma no selectiva en todas las fibras musculares que se encuentran en la trayectoria de la corriente eléctrica (Figura 2.3) pudiendo provocar una fatiga muscular temprana [19–21]. Además del orden, se tiene una limitación de profundidad, ya que las fibras reclutadas serán aquellas más próximas a los electrodos [66], para las cuales la densidad de corriente sea suficiente para provocar su despolarización (Figura. 2.3). Al utilizar una mayor potencia (amplitud o intensidad) en los pulsos de estimulación se logra una mayor penetración de corriente y producción de fuerza, sin embargo, produce un agotamiento muscular temprano [14, 59, 67]. Voltajes de 5-300 V y corrientes de 1-100 mA han sido utilizados en diferentes sistemas de estimulación eléctrica [59, 68, 69]. A mayor corriente y voltaje se logra un mayor reclutamiento de fibras pero con ello se acelera la fatiga muscular. Estos parámetros varían de acuerdo con el nivel de espasticidad o atrofia muscular del sujeto y las características eléctricas del músculo y tejidos de la zona a estimular.

Al aumentar la frecuencia de los pulsos de estimulación, se logra una reducción de la impedancia de la piel [60]; sin embargo, también acelera la fatiga muscular. Las frecuencias de estimulación reportadas están en el rango de 20-100 Hz, menores a este rango no producen contracciones de interés para la producción de marcha o estadía en pie, mientras que frecuencias mayores ya no producen incremento significativo en la fuerza de contracción [70] y pueden generar dolor en sujetos con sensibilidad además de que aceleran el agotamiento muscular [19, 59, 68]. De acuerdo a los experimentos reportados por Deley [14] es más eficiente el uso de trenes de pulsos con frecuencia variable y amplitud constante para postergar la fatiga muscular. En otra comparativa hecha por Ogawa [67] se encontró que la variación de la frecuencia era también más eficiente que efectuar un control del ancho de los pulsos de la estimulación. Además se

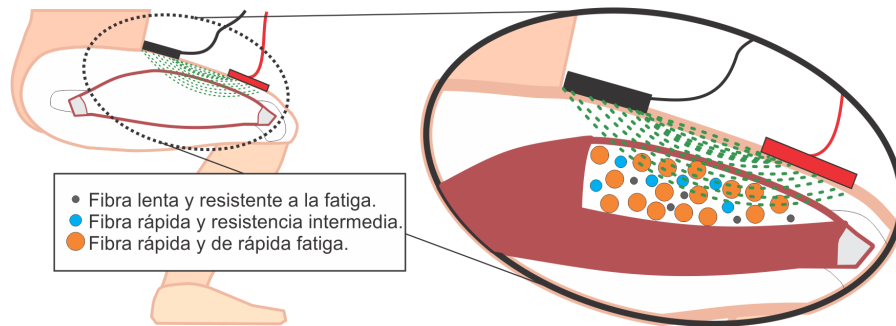


ha reportado que es posible llevar a cabo un reclutamiento ordenado de fibras haciendo uso de bajas corrientes 2.5-10 mA con pulsos de frecuencia progresiva [61] lo cuál resulta de gran interés pues la falta de selectividad durante el reclutamiento es uno de los principales inconvenientes de la FES [28, 49, 66, 71].

La forma de onda, también influye en el reclutamiento de fibras y con ello en la precisión de las contracciones [72]; además, modifica las propiedades eléctricas de la interfaz con los electrodos [73, 74], contribuye al balance de cargas, repetibilidad de las contracciones e influye en la potencia de estimulación necesaria [50, 75–77]. Los pulsos más utilizados son de forma rectangular ya que son más fáciles de implementar, se ha reportado que no existe diferencia significativa entre la forma de los pulsos y la fatiga muscular [72]. Respecto a la polaridad de los pulsos se ha encontrado que el uso de CA contribuye al balanceo de cargas en el tejido lo que se traduce en contracciones más precisas, repetibles y se prolonga el tiempo efectivo de estimulación [74, 75, 77]. Otra técnica de balanceo de cargas es poner en corto circuito los electrodos [73] pero requiere de elementos de conmutación de alta velocidad y con capacidad de disipar la carga acumulada.

El ciclo de trabajo y el ancho de pulso influyen en la profundidad de penetración de la estimulación y el reclutamiento de fibras [19, 59], los tiempos de descanso entre los pulsos y entre secuencias contribuyen a postergar la fatiga de las fibras [21]. El tiempo entre pulsos permite que las fibras regresen a su estado de reposo y posterga la fatiga. Ciclos de trabajo cortos de 10 % han demostrado ser los indicados para la producción de mayor fuerza durante más tiempo [69, 78]. El rango para el ancho de los pulsos es de 50-500  $\mu$ s [59, 79].

Además de la fatiga muscular, los tejidos pueden cambiar su comportamiento eléctrico durante la sesión, por lo que resulta necesario que el estimulador eléctrico permita realizar cambios en los parámetros de estimulación de manera dinámica [20, 30]. En aplicaciones como la producción de marcha, es vital poder modificar estos parámetros en tiempo real debido a las variaciones de fuerza que estas aplicaciones requieren. De igual forma, conforme los sujetos ganan o pierden tono muscular, u ocurren cambios en su espasticidad, los requerimientos de potencia del estimulador cambian también, en un sujeto con paraplejia que presenta deterioro muscular se requiere mayor potencia que en un sujeto sano con tono muscular normal. Debido a esta variabilidad en



**Figura 2.3:** Reclutamiento de fibras durante la estimulación eléctrica transcutánea

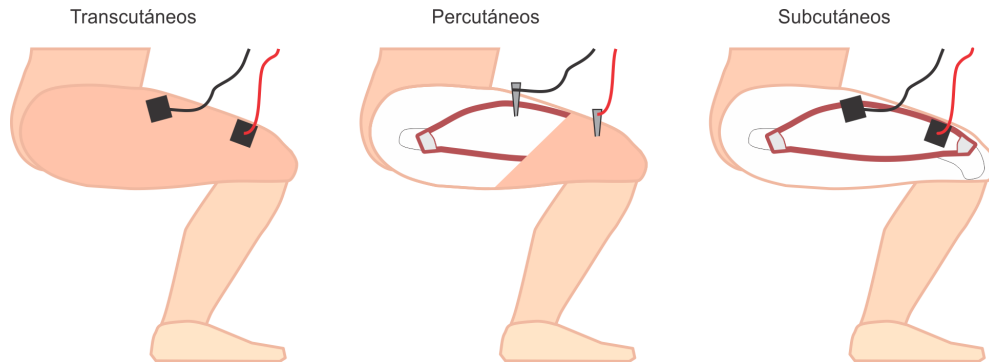
Se ilustra el reclutamiento indiscriminado de fibras durante la estimulación eléctrica transcutánea, así como la disponibilidad y tamaño de cada tipo de fibras.

los requerimientos de potencia, esta debe ser austable de tal forma que no cause un daño al sujeto y debe ser suficiente para cubrir los requerimientos de sujetos con poco tono muscular o con espasticidad.

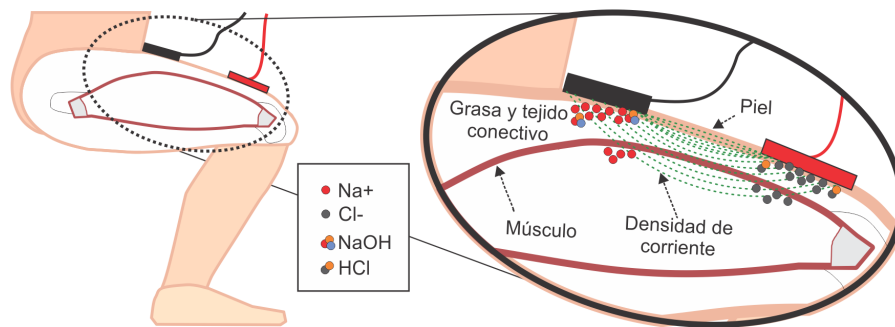
### 2.1.2. Electrodo

Los electrodos para estimulación eléctrica que ofrecen mayor precisión y repetibilidad de las contracciones son los electrodos percutáneos y subcutáneos [80,81], sin embargo, estos requieren de intervención quirúrgica para su instalación y reemplazo, estos requieren además de mayores cuidados ya que pueden infectarse o dañarse una vez instalados [82–84]. En contraste, los electrodos transcutáneos son poco invasivos y fáciles de instalar, estos permiten ser reubicados durante las sesiones y ser removidos al final de las mismas, la Figura 2.4 ilustra los tipos de electrodos.

Los estimuladores que emplean electrodos transcutáneos requieren de mayor potencia de estimulación eléctrica, esta es una desventaja de este tipo de electrodos y se debe principalmente a la impedancia de la piel, cuyo valor ronda los 100 k $\Omega$  [75,85] esto se ilustra en la Figura 2.5.



**Figura 2.4:** Electrodos para estimulación eléctrica



**Figura 2.5:** Densidad de corriente en los tejidos

Se ilustra el flujo de corriente de la estimulación eléctrica transcutánea, la interfase de los electrodos, piel músculo y la acumulación de carga para cada electrodo NaOH en el (+) y HCl en (-).

## 2.2. Diseño de un estimulador eléctrico funcional

### 2.2.1. Potencia

Un estimulador eléctrico con electrodos superficiales para estimulación transcutánea (Figura 2.4) requiere un alto voltaje debido a la impedancia de los tejidos, para generar este voltaje algunos diseños emplean transformadores [86,87] que resultan ser una implementación sencilla y estos proporcionan aislamiento eléctrico con una salida reportada de 100 mA @ 200 V; sin embargo, no es ideal para aplicaciones portátiles por el peso y tamaño del transformador. Una SMPS<sup>6</sup> es más conveniente en aplicaciones portátiles con baterías por la alta eficiencia que ofrecen, normalmente superior a 80 % [88]. La SMPS puede construirse y configurarse para el voltaje y potencia deseada o bien utilizar una de tipo semi-integrada como el MAX1771 [89] o una completamente integrada, la ventaja de estas últimas es su alto nivel de miniaturización y proporcionan ya un aislamiento por su encapsulado; no obstante, son pocas las opciones disponibles conforme mayor voltaje y potencia se requiere. Simcox [27] utiliza un elevador de este tipo y el estimulador resultante tiene una salida máxima de 18.7 mA @ 200 V.

### 2.2.2. Voltaje o corriente controlada

Los estimuladores con voltaje controlado son más fáciles de implementar y consumen menos corriente, lo que los vuelve aptos para aplicaciones portátiles; por otro lado, la estimulación con corriente controlada produce contracciones más consistentes y precisas [73,77,90] adicionalmente representa una opción segura ya que se mantiene la misma corriente aún con variaciones en la impedancia del tejido [91].

---

<sup>6</sup>*Switched Mode Power Supply*: Fuente conmutada

### 2.2.3. Generación de pulsos

Para la generación de los pulsos en estimuladores con voltajes menores a 10 V con electrodos implantados o sobre tejidos suaves y húmedos (esfínteres) se han utilizado DAC<sup>7</sup> o sintetizadores con salida de voltaje o corriente [73]. Para estimuladores con electrodos superficiales se requieren pulsos de mayor voltaje, para lograrlo se pueden utilizar amplificadores operacionales [87,92] que permiten obtener voltajes de hasta 40 V y velocidades de conmutación del orden de  $\mu$ s. Para niveles aún mayores de voltaje (como los requeridos en extremidades inferiores) se puede incrementar la ganancia del circuito amplificador con técnicas como el "bootstrapping" [93] o utilizar amplificadores híbridos como el reportado en [94] donde obtuvieron una salida de  $\pm 400$  V con una alimentación simétrica de  $\pm 200$  V para producir tanto pulsos positivos como negativos, el amplificador utilizado en ese caso fue un PA85 de la marca Apex [95] con encapsulado To-03.

Una implementación que no requiere el uso de fuente simétrica para la generación de pulsos de CA<sup>8</sup> es el puente H, que ha sido utilizado en estimuladores como [27] y [96]. Con el uso de MOSFETs como elemento de conmutación del puente H es posible producir anchos de pulso del orden de ns al mismo tiempo que pueden manejar altas corrientes y voltajes; Además, su baja resistencia permite transferir mayor potencia hacia la carga en comparación con otros elementos de conmutación como el BJT. Un requerimiento para el control de los MOSFET's es un controlador de compuerta para proporcionarle los voltajes de activación tanto positivos como negativos.

### 2.2.4. Balanceo de carga

Durante la estimulación eléctrica se produce una acumulación de carga en el tejido como se ilustra en la Figura 2.5, para reducir dicha acumulación además de utilizar pulsos de CA se puede implementar un corto circuito entre los electrodos en contacto con el tejido para producir la descarga, para ello se requieren componentes que soporten la corriente de descarga. También

---

<sup>7</sup>*Digital to analog converter*: Convertidor digital a analógico

<sup>8</sup>Corriente alterna

se pueden incluir capacitores para bloquear la CD<sup>9</sup> [97] o un diseño con componentes activos para el balanceo [73].

### 2.2.5. Alimentación

Se ha reportado que los estimuladores portátiles alimentados con baterías tienen una menor eficiencia en la producción de movimientos que aquellos que cuentan con alimentación fija [74], por ello se trabaja en diseños más eficientes en cuestión de consumo energético y transferencia de potencia.

El sistema de producción de marcha Parastep es capaz de funcionar de 60–90min utilizando 8 baterías tipo AA. Simcox [27] reporta una duración de 45 min al utilizar 4 baterías tipo AA de NiMh. Actualmente las baterías con una mayor densidad de potencia son las de Li con hasta 160 W h kg<sup>-1</sup> [98]. El estimulador desarrollado en [99] reporta una duración de 300 min con una batería de Li-po. Al utilizar este tipo de baterías debe implementarse un análisis y manejo de riesgos ya que pueden incendiarse si se perforan o si se excede la corriente de descarga, lo mismo ocurre con otro tipo de baterías, sin embargo, con su mayor capacidad de corriente el riesgo es mayor en estas baterías de alta densidad de potencia [100–102].

### 2.2.6. Canales de estimulación

Para cambiar la orientación de un solo segmento de una extremidad se requiere la activación coordinada de sus músculos agonistas, antagonistas y sinergistas [23, 29], en [24] describen que es factible la producción de contracciones isométricas utilizando dos canales de estimulación. Para la producción de marcha e incorporación resulta indispensable que el estimulador eléctrico disponga de varios canales de salida para controlar múltiples extremidades de forma simultánea [5, 35, 103, 104]. En [53] se reportó el requerimiento de al menos ocho canales de estimulación para la producción de marcha y encontraron una reducción de la fatiga al utilizar 16 canales. Sistemas como Parastep-I utilizan múltiples canales de estimulación con cables que provienen

---

<sup>9</sup>Corriente directa

desde un centro elevador de voltaje hacia las extremidades, lo anterior es la implementación más sencilla, sin embargo, hace que el sistema sea incómodo de utilizar.

En [27] se describe una implementación con un multiplexor que tiene la ventaja de reutilizar un solo elevador de voltaje para varias salidas de estimulación aunque no son simultáneas. En [105] abordan una implementación para producción de marcha utilizando un sistema multicanal que consta de estimuladores modulares de un solo canal, lo cual facilita la instalación y reduce los riesgos de desconexiones. Además de la reducción de cables, la implementación de un sistema modular contribuye a distribuir la carga computacional, permitiendo tener un microcontrolador uC que procese lo relativo a cada músculo o segmento trabajando de forma paralela al uC principal del sistema de producción de marcha o está en pie.

## 2.3. Portabilidad

En un dispositivo de asistencia para producción de marcha y está en pie, es de gran importancia que no requiera que el sujeto esté conectado a un punto fijo, ya sea de alimentación o control pues la intención final es permitirle un desplazamiento libre. Se sabe que una de las principales causas de rechazo de los sistemas de producción de marcha es el peso y complejidad de los mismos [57]. Actualmente una alimentación inalámbrica que proporcione la potencia necesaria para estos fines no es factible [106] por lo que se recurre al uso de baterías externas. Al utilizar baterías existe un compromiso entre la potencia de salida que se desea obtener para la estimulación y el banco de baterías que será necesario para obtenerla, además es necesario realizar transformaciones a partir del voltaje de  $CD^{10}$  de las baterías para obtener tanto las formas de onda como los niveles de voltaje requeridos para la estimulación y el control del sistema.

Para lograr una producción de marcha más eficiente y un control de posición más natural, se requiere estimular múltiples músculos de forma simultánea [24, 27]. Ello implica disponer cableado para los electrodos desde el controlador hacia los puntos de estimulación; sin embargo,

---

<sup>10</sup>Corriente directa

para contribuir a la comodidad del sujeto se está trabajando en la creación de sistemas de estimulación modulares con alimentación individual y comunicación inalámbrica [106]. Al eliminar parte del cableado, se facilita la instalación del sistema y se reducen los riesgos de desconexión mecánica. En este aspecto de comunicaciones inalámbricas para dispositivos portátiles, la tecnología Bluetooth es una de las más utilizadas ya que está específicamente optimizada para trabajar con un bajo consumo de corriente [107] y ha sido utilizada en dispositivos portátiles en humanos con ciertas recomendaciones [108].

## 2.4. Sistema de control

El control que el SNC efectúa sobre las extremidades es complejo de reproducir, ya que involucra una gran cantidad de entradas sensoriales y salidas motoras [23–25, 109]

Los sistemas actuales de producción de marcha son sistemas de control limitados que estimulan solo los principales músculos de las extremidades inferiores, como son glúteo, pantorrilla y cuádriceps [16, 35, 40, 50, 110]. Se sabe que los músculos plantares, abdominales y de la espalda, contribuyen en el equilibrio voluntario de los sujetos sanos [103, 111], por lo cual resulta de interés su inclusión en los sistemas de producción de marcha y estadía en pie [112].

### 2.4.1. Lazo de retroalimentación

Existen desarrollos de FES que no incluyen medición de orientación (lazo abierto) [16] estos solo producen movimiento de la extremidad sin posibilidad de conocer el desplazamiento efectivo de esta o incluso si efectivamente se produjo dicho desplazamiento. Al utilizar FES en sujetos con SCI es indispensable contar con un lazo de retroalimentación ya que en esta situación el sujeto no cuenta con propiocepción, sensación de fatiga o de contacto, por ello es necesario medir la orientación de las extremidades estimuladas y monitorizar el estado de las mismas utilizando sensores externos [35, 83, 113, 114]. Así, es posible cerrar el lazo de control y modificar los parámetros de la estimulación eléctrica para inducir los desplazamientos requeridos para la



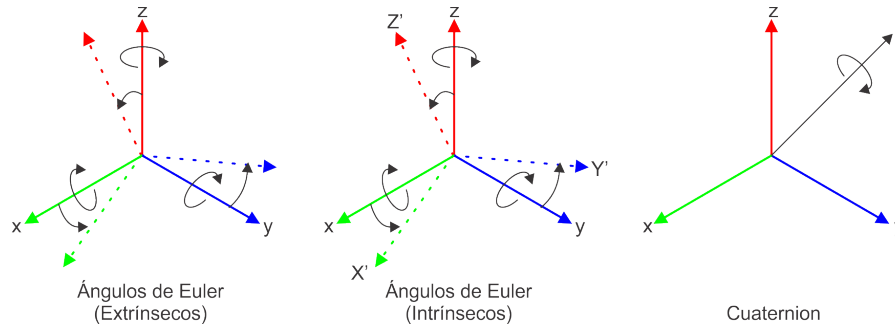
producción de marcha o incorporación; adicionalmente con la modificación de los parámetros de estimulación se puede regular la producción de fuerza y de esta forma postergar la fatiga [20] y evitar lesiones.

Es común encontrar que la medición de orientación se lleva a cabo con un módulo adicional al sistema de estimulación como [115,116] que utilizan un celular y se establece un mecanismo de comunicación entre ambos sistemas, sin embargo el tamaño e integración de dichos sistemas no es conveniente para aplicaciones finales de producción de marcha.

### **Orientación espacial**

La orientación es la descripción de cómo un objeto está rotado respecto a un marco de referencia fijo, y en conjunto con la posición, brindan una descripción completa de la orientación del objeto en el espacio. La forma más utilizada para representar la orientación, y sencilla de comprender es la basada en ángulos de Euler; sin embargo, la rotación sobre estos ángulos puede efectuarse en múltiples secuencias y con referencia al objeto o a un marco de referencia, lo que puede conducir a ambigüedades en la representación de la orientación entre diferentes sistemas [117,118]; adicionalmente, al utilizar ángulos de Euler pueden cancelarse rotaciones por efecto del bloqueo gimbal [119,120].

Otros métodos de representación de la orientación son las matrices de rotación y los cuaterniones; estos últimos son ampliamente utilizados para la representación y programación de rotaciones en modelos humanos, se expresa como  $(q = w + a\mathbf{i} + b\mathbf{j} + c\mathbf{k})$  en donde  $w$  es la parte escalar del vector con la rotación expresada con  $(a\mathbf{i} + b\mathbf{j} + c\mathbf{k})$ . Las ventajas de esta representación es que no sufre del bloqueo gimbal y las operaciones de rotaciones secuenciales pueden realizarse como la multiplicación de vectores, lo que elimina los problemas de rotaciones en orden incorrecto (propiedad no conmutativa) y a diferencia de las operaciones trigonométricas requeridas en los ángulos de Euler, las rotaciones secuenciales de los cuaterniones son de menor costo computacional pues se efectúan de forma vectorial [121,122]. Las diferencias entre ambos métodos se ilustran en la Figura 2.6.



**Figura 2.6:** Representación de orientación espacial

Se ilustra la diferencia entre los planos de referencia en cada tipo de representación. En la representación extrínseca y con cuaterniones los planos de referencia son fijos mientras que en la intrínseca los planos rotan junto con el objeto.

En los trabajos previos mencionados en estos antecedentes no se hace uso de la orientación como parámetro de control de estimulación, esta es una de las contribuciones de este desarrollo; se profundizará más sobre esto en la sección de metodología.

## Medición de Orientación

La SCI afecta tanto las señales dirigidas hacia los músculos como las provenientes de los receptores sensoriales, esta afectación puede ser completa o parcial, esto implica que el sujeto no puede sentir el estado de los segmentos de la extremidad afectada como lo haría un sujeto sano. Por tal motivo, las aplicaciones de FES que asisten a la producción de marcha, incorporación y estadía en pie requieren la inclusión de elementos de medición eléctricos y mecánicos que suplan dicha carencia y formen parte del lazo de retroalimentación del control de la estimulación eléctrica.

La medición de orientación en la FES debe hacerse de forma constante ya que en la contracción muscular la fuerza y velocidad resultantes no tienen un comportamiento lineal. Factores como la fatiga, la acumulación de carga en el tejido y principalmente el peso aplicado a la extremidad provocan diferentes desplazamientos del segmento para la misma estimulación eléctrica. Para determinar la orientación, se utilizan elementos electro-mecánicos a diferentes niveles de miniaturización buscando que no interfieran con el movimiento natural de la extremidad [35, 48, 115, 123–125].

Un acelerómetro permite medir tanto la aceleración en estado estático (gravedad de la Tierra) como la dinámica (cambio de velocidad que experimenta cuando está en desplazamiento). La proyección del vector gravedad sobre sus ejes, permite determinar la inclinación del sensor. Su sensibilidad no es lineal, pues esta decrece al acercarse a una inclinación de  $0^\circ$  respecto al vector gravedad. Por ello, se utiliza un segundo eje de medición (ortogonal) de tal forma que cuando la sensibilidad del primer eje se reduce, la del segundo aumenta. Con la inclusión de un tercer eje es posible obtener una orientación tridimensional, la cual ha sido utilizada para la descripción de marcha y orientación de extremidades, además para medir la velocidad de desplazamiento de las extremidades estimuladas [123, 124, 126].

Una desventaja del acelerómetro es su sensibilidad al ruido y la incapacidad de diferenciar entre aceleración dinámica y estática, de tal forma que cuando el objeto se desplaza aún con la misma inclinación, la aceleración se sumará la salida del sensor (aceleración medida como proyección de la inclinación del sensor + aceleración por desplazamiento) por lo que su lectura no es confiable en movimiento. Para mitigar dicha situación, se puede implementar un filtro pasa-bajas y una práctica común es la inclusión de un giroscopio, éste emplea un mecanismo de medición [127] que le permite determinar la relación de giro.

Mientras que el acelerómetro en estado estático tiene como salida la inclinación u orientación respecto a cada eje, el giroscopio tiene una salida de  $(0^\circ \text{ s}^{-1})$ , pues su construcción le permite cancelar las vibraciones lineales de tal forma que su salida sea puramente angular. Al haber rotación sobre uno de sus ejes, el giroscopio mide esa rotación de forma instantánea. Cuando se detiene su salida vuelve a  $(0^\circ \text{ s}^{-1})$ , de tal forma que requiere de un dispositivo que proporcione la orientación inicial (comúnmente un acelerómetro) y un elemento integrador de las rotaciones instantáneas (fusión de sensores o filtro). De esta forma ambos dispositivos forman un sistema de medición de orientación con referencia al vector gravedad y con inmunidad al ruido [123, 124, 127, 128].

Una desventaja de esta fusión es que los giroscopios digitales tienen una limitación de velocidad de muestreo al igual que el sistema de adquisición e integración. Esto, en conjunto con la velocidad de fusión de los sensores produce un desplazamiento de la orientación con el tiempo.

Con un acelerómetro se sabrá qué ángulo existe respecto al horizonte pero no es posible deter-

minar la orientación respecto al norte magnético de la Tierra, para ello se incluye un magnetómetro, este permite medir la magnitud y dirección de campos magnéticos [129].

### Fusión de tres sensores

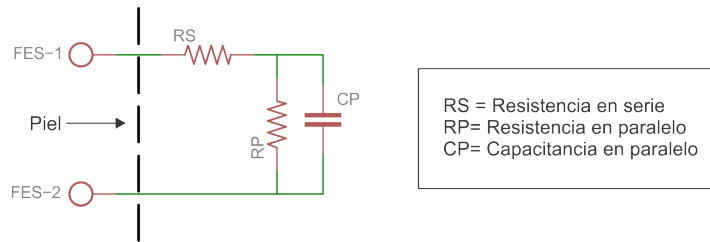
Una IMU<sup>11</sup> integra en un solo dispositivo dos o más de los sensores descritos anteriormente. Estas mediciones pueden ser fusionadas de tal forma que las debilidades de unos se compensen con la fortaleza de otro. La fusión de los tres sensores permite determinar la orientación en un espacio tridimensional, referenciarlo al Norte magnético de la Tierra, así como reducir el ruido y las desviaciones.

Los filtros más reportados son: Complementario [130, 131], Kalman, Mahony o Madgwick. El primero es principalmente utilizado en aplicaciones de un solo eje. Por su parte, un filtro Kalman es un modelo Bayesiano donde se predice la siguiente orientación, tomando como condición orientaciones pasadas y es uno de los filtros más utilizados para orientación [132].

En la actualidad, dos de los filtros más utilizados son el de Mahony y el de Madgwick. De acuerdo a sus autores, ambos representan un menor costo computacional comparados con el de Kalman. El primero es un filtro complementario de tipo adaptativo y fue diseñado para funcionar aun cuando se cuenta solo con acelerómetro y giroscopio [133]. El segundo filtro emplea un descenso por gradiente, este requiere la presencia del acelerómetro y magnetómetro, ya que con ellos es que se calcula el error de la medición del giroscopio. Además, este filtro es compatible con sensores cuya frecuencia de muestreo sea tan baja como 10 Hz [134], situación que es común en los magnetómetros. En cuestión de precisión, la diferencia entre Madgwick, Mahony y Kalman es de décimas de grados de acuerdo con lo reportado en [135] y [136]. Por lo que la elección entre ellos para aplicaciones embebidas queda en función de las capacidades de la IMU y del uC.

---

<sup>11</sup>*Inertial Measurement Unit*: Unidad de medición inercial



**Figura 2.7:** Modelo eléctrico de la piel de tres elementos para FES

Este modelo representa con tres elementos la impedancia eléctrica resultantes de la interfaz entre los electrodos del estimulador y los tejidos.

## 2.5. Modelos de tejidos para pruebas de fes

Con la intención de realizar simulaciones y pruebas físicas antes de aplicar la corriente eléctrica a los músculos de sujetos o animales, se hace uso de modelos computacionales o electromecánicos que emulan sus características eléctricas y respuesta mecánicas. La impedancia de los tejidos tiene un componente resistivo y capacitivo [137], los valores de estos componentes están relacionados con la densidad de corriente y la frecuencia de estimulación, siendo menor la impedancia a medida que tanto la densidad [138] como la frecuencia aumentan [60].

Dorgan [139] propuso un modelo de piel y tejidos profundos simplificado a tres elementos RC (Dos resistencias y un capacitor) como se ilustra en la Figura 2.7 añadiendo a la resistencia en paralelo (RP) una propiedad de memoria temporal al escribirla en función del tiempo ( $t$ ). Este modelo se utilizó para probar los estimuladores reportados en [94, 140], en este se utilizó una capacitancia equivalente (o en paralelo, CP) de 12.55 nF. Por otra parte, Boxtel [141] determinó una impedancia resistiva de  $480 \Omega$  para  $R_s$ , Chen [87] utilizó  $3 \text{ k}\Omega$  como carga y Thorsen [96]  $1 \text{ k}\Omega$ . Santos [142] empleó un modelo Cole-Cole con valores de  $R = 2 \text{ k}\Omega$  y capacitancia desde 20-100 pF.

Existen modelos más complejos como el propuesto por Keller [143] donde utilizan 16 elementos para la representación. Por otra parte en el estimulador desarrollado por Simcox [27] la evaluación se realizó usando un solo elemento resistivo como modelo equivalente y se realizó un barrido de diferentes anchos de pulso a distintas frecuencias y amplitudes. En este trabajo se usó el modelo de tres elementos descrito en la Figura 2.7.

La respuesta mecánica también puede ser emulada como en el modelo muscular de tres elementos resorte-amortiguador de Hill [144] hasta modelos de control complejos donde se considera la elasticidad, viscosidad y momento de la estimulación [145]. En [146] se propone un modelo para FES que incluye los músculos implicados en la marcha.

### 2.5.1. Comunicación inalámbrica (Bluetooth)

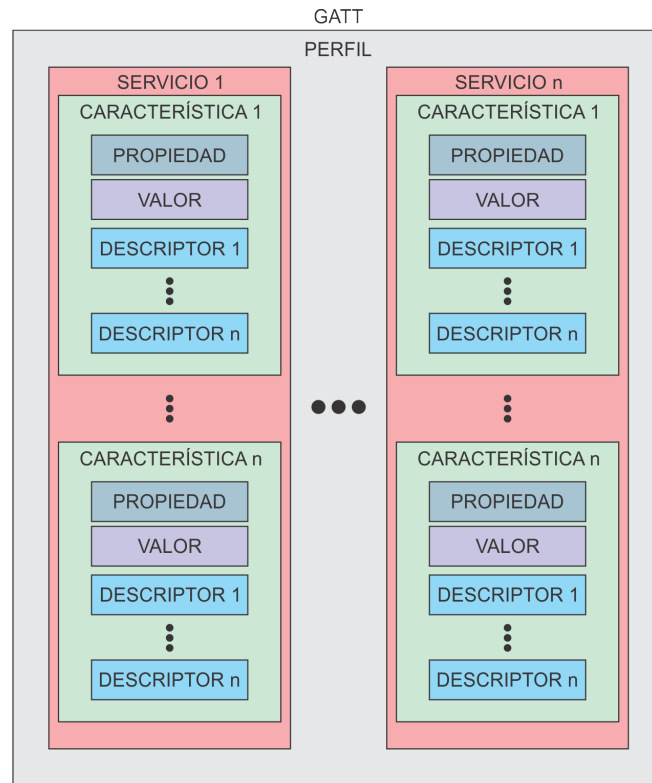
Las tecnologías de comunicación inalámbrica han sido utilizadas con anterioridad para comunicar dispositivos médicos implantados o externos en los que se requiere portabilidad [106, 108, 147, 147–150]. Bluetooth es una de estas tecnologías de comunicación inalámbrica para cortas distancias (menores a 10 m) y está optimizada para un bajo consumo de energía por lo que resulta ideal para aplicaciones portátiles a partir de su versión 4.0 BTLE<sup>12</sup> [107]. Con BTLE es posible tener dispositivos alimentados con una pila tipo CR2032 con una autonomía de meses o incluso años [151]. Para lograr el bajo consumo de potencia, una de las restricciones ha sido la tasa de transferencia de datos que tiene un máximo de 1 MB, sin embargo esta tasa es suficiente para sensores con pocos bytes de resolución y baja frecuencia de actualización. El sensor de frecuencia cardíaca con BTLE [152] de acuerdo a su fabricante realiza el muestreo de la señal fisiológica a frecuencias en el orden de kHz [153], utilizando el servicio *org.bluetooth.service.heartrate* [154], notificando a una frecuencia de 1 Hz con paquetes de un tamaño de 3 a 8 Bytes y alcanza una autonomía de 300 h antes de que su pila CR2032 se descargue al 70 %.

*Bluetooth low energy*: Bluetooth de baja energía (BTLE) utiliza una estructura que contiene los diferentes tipos relacionados al dispositivo, ordenados de forma jerárquica como se ilustra en la Figura 2.8 llamada *Generic Attributes*: Atributos Genéricos (GATT). Cada dispositivo tiene un perfil que define su comportamiento y capacidades a través de uno o varios servicios. Un servicio sirve como contenedor de características. Actualmente el SIG<sup>13</sup> ha adoptado 36 servicios y 196 características. Al desarrollar un dispositivo que reporta una variable para la cual no existe adopción por parte del SIG se requiere implementar una GATT personalizada [151]. Este

---

<sup>12</sup>*Bluetooth low energy*: Bluetooth de baja energía

<sup>13</sup>*Bluetooth Special Interest Group*



**Figura 2.8:** Tabla de atributos generales GATT para Bluetooth de baja energía

servicio no podrá ser interpretado como un servicio estándar por lo que requiere acompañarse de la especificación personalizada.

Finalmente, BTLE tiene una limitación de dispositivos conectados simultáneamente a un maestro, esta limitación depende de la RAM del chipset y por lo general varía de 3 a 7 dispositivos, por lo que en aplicaciones donde se pretenda tener múltiples canales de estimulación con módulos independientes debe considerarse esta limitación. Es posible realizar un multiplexor de conexiones con la consideración de que la reconexión a dispositivos toma de 5-10 s.





# Capítulo 3

## Objetivos

### 3.1. General

Desarrollar un estimulador eléctrico funcional portátil con la capacidad de inducir y controlar la orientación de uno de los segmentos de las extremidades inferiores en sujetos con paraplejia.

### 3.2. Específicos

1. Diseñar un estimulador eléctrico con la potencia que permita la generación de contracciones isométricas en extremidades inferiores.
2. Implementar un mecanismo para determinar la orientación del segmento bajo estimulación y usar esta medición como retroalimentación en el control de la estimulación eléctrica.
3. Diseñar el dispositivo de tal forma que su volumen, peso y autonomía permitan su uso de forma portátil.
4. Desarrollar un dispositivo que pueda comunicarse de forma inalámbrica con otros estimuladores, o módulos de control, para la producción de marcha.



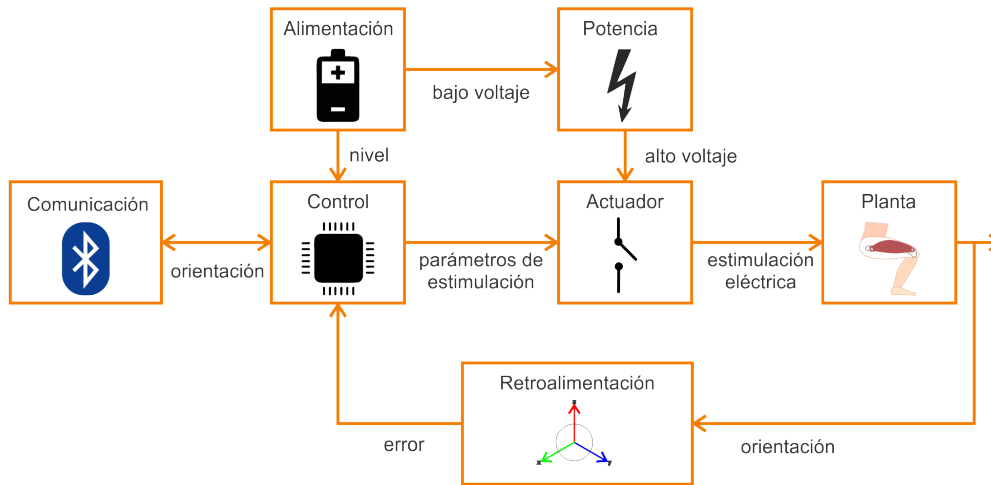
# Capítulo 4

## Metodología

### 4.1. Desarrollo

El presente documento describe un desarrollo de un dispositivo que genera y controla una corriente eléctrica cuya finalidad es que sea utilizada en aplicaciones de FES. La metodología que se ahora se presenta describe el diseño y armado de circuitos electrónicos, ensamble con otros componentes y módulos y finalmente las pruebas realizadas al dispositivo desarrollado. La lista completa de los componentes utilizados en los circuitos electrónicos que se armaron puede encontrarse en el Anexo como tabla 8.1.

El dispositivo desarrollado utiliza un modelo de control de lazo cerrado como el de la Figura 4.1. La primer etapa realizada fue la de potencia que se describe en la sección 4.1.1 y comprende los elementos para elevar y regular el voltaje de salida para la estimulación eléctrica. Con el desarrollo de la etapa de potencia se determinaron los requerimientos de la etapa de alimentación (sección 4.1.2), esta etapa alimenta tanto la etapa de potencia como la de control. De la etapa de control sección 4.1.3 el elemento principal es un uC que recibe el punto de ajuste desde la etapa de comunicación, lee la orientación actual proporcionada por el lazo de retroalimentación de la sección y modifica los parámetros de estimulación que se envían a la etapa del actuador.



**Figura 4.1:** Diagrama del sistema de control de la FES

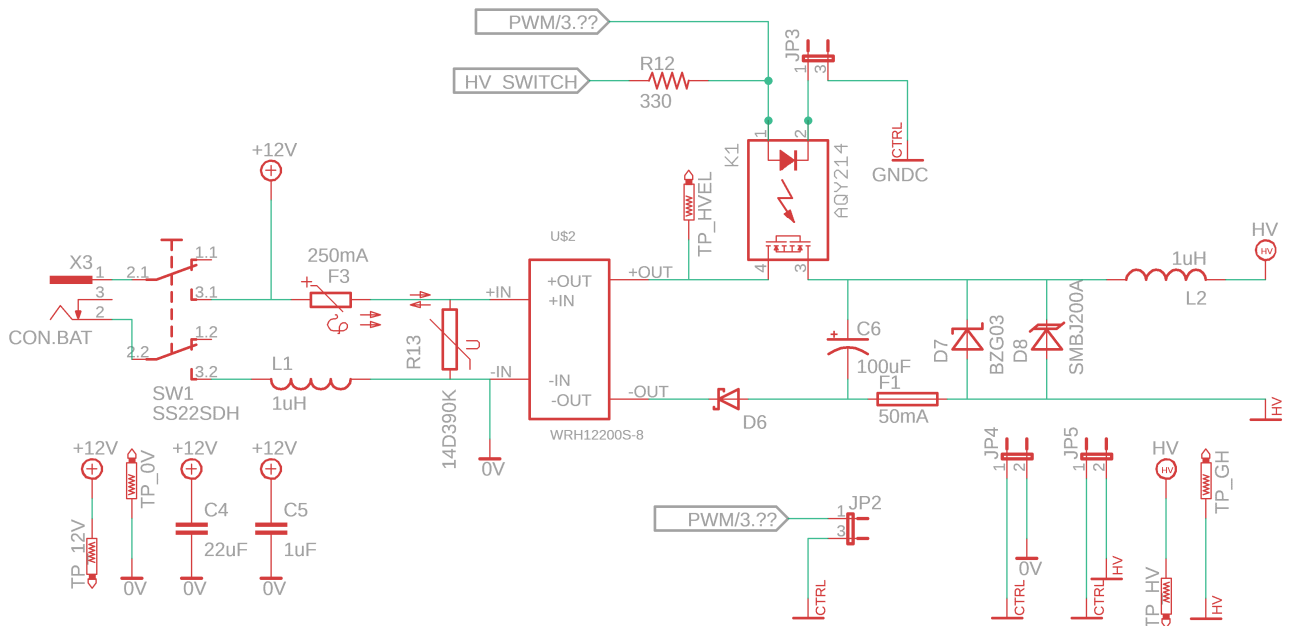
El diagrama ilustra los componentes del dispositivo desarrollado: Comunicación, alimentación, control, potencia, actuador y retroalimentación de orientación. Estos componentes se han representado de forma similar a un sistema de control de lazo cerrado en donde la planta es la extremidad que recibe la estimulación eléctrica y de la cuál se mide la orientación.

Físicamente, la comunicación y el control se encuentran encapsuladas en un mismo uC sin embargo la programación de las funciones de cada etapa es independiente.

#### 4.1.1. Potencia

De acuerdo a la revisión bibliográfica y los desarrollos actuales para producción de marcha se determinó la necesidad de un voltaje de estimulación superior a 150 V, para obtenerlos se utilizó el elevador de voltaje WRH12200S-8 [155] que a su salida entrega hasta 200 V regulados con una corriente máxima de 40 mA. En el aspecto de seguridad eléctrica para el paciente, éste tiene una separación entre sus terminales de dos veces la recomendada por la IEC60601 [156] y su voltaje de aislamiento es del orden de kV.

El elevador WRH12200S-8 tiene un rango de entrada de 9-18 V y es de tipo CD/CD con una eficiencia máxima de 85 %; es completamente encapsulado y no requiere componentes externos para la elevación del voltaje. Se incluyeron elementos de filtrado y protección de acuerdo a [157] como se ilustra en la Figura 4.2. K1 es un opto-relevador de estado sólido modelo AQY214



**Figura 4.2:** Elevador de voltaje

El diagrama ilustra los elementos de la etapa de potencia, (U\$2) es el elevador de voltaje y (K1) es el interruptor que permite desconectar la carga o planta (músculo) de la salida regulada de alto voltaje (HV), también se utiliza para regular el voltaje de salida por medio de PWM

que se utiliza para controlar la presencia de alto voltaje en el puente H, esta es una medida de seguridad y permite retrasar la presencia de alto voltaje en la salida hasta que se establezcan los demás voltajes del sistema durante el arranque.

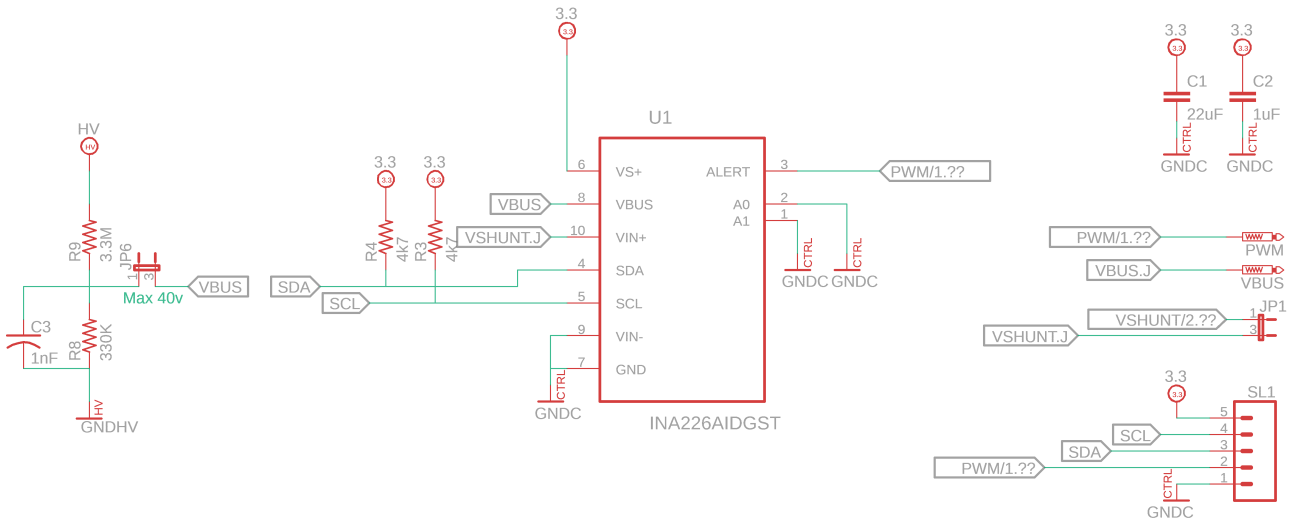
El elevador WRH12200S-8 proporciona 200 V que serán el voltaje máximo disponible para la estimulación eléctrica, se implementó un reductor de voltaje basado en PWM<sup>1</sup> que se ilustra en la Figura 4.3. La reducción de voltaje se controla desde el uC por medio de comunicación  $I^2C$  en un bus de datos compartido con la IMU. Este reductor de voltaje utiliza un INA226 [158], el opto-relevador K1 de la figura 4.2 y el capacitor de regulación ( $C_r$ ) ó C6 de la Figura 4.2. El INA226 es en realidad un monitor de voltaje y no fue diseñado como regulador, en esta implementación se le utilizó para monitorizar el voltaje en ( $C_r$ ) que es el capacitor que almacena el voltaje de salida. El INA226 monitoriza el voltaje que recibe en su pin VBUS, este pin tiene

<sup>1</sup>Pulse Width Modulation: Modulación por Ancho de Pulso

un rango de 0-36 V (40 V max.). Fue necesario añadir un divisor de voltaje para reducir los 200-400 V que es el voltaje máximo posible en la salida de alto voltaje o (Cr) hasta el voltaje permitido en el pin VBUS del INA226, los valores de resistencia utilizados en el divisor fueron  $3.3\text{ M}\Omega$  (R9) y  $330\text{ k}\Omega$  (R8) como se ilustra en la Figura 4.3. Con este arreglo se obtiene una relación de 1:10 respecto al voltaje de salida o voltaje en (Cr) quedando así un rango en VBUS de 0-40 V.

El INA226 dispone de un pin de alerta programable, en este caso, se configuró para alertar en caso de bajo voltaje en VBUS, usando lógica inversa durante su activación. Se configuró un muestreo continuo del voltaje de (Cr) (VBUS) a  $140\text{ }\mu\text{s}$  y un promedio de cuatro muestras por medición. Este pin es de tipo colector abierto y se conectó en paralelo con el led del opto-relevador (K1), con esta configuración cuando el voltaje en (Cr) es menor que el configurado vía  $I^2C$  en el INA226 (este valor de voltaje lo envía el uC y es uno de los parámetros de estimulación), la corriente fluye a través del led de (K1), este activa su salida (cierra su relevador) y con ello comienza la carga de (Cr) que tiende a 200 V; en el momento que (Cr) se carga al valor mínimo de alerta enviado al INA226, su pin de alerta se desactiva, (K1) se abre, (Cr) deja de cargarse y queda a disposición solo la carga que tiene disponible, de esta forma se controla la carga de (Cr) que será utilizado como voltaje de estimulación, si la etapa del actuador cierra sus opto-relevadores para conducir corriente a la planta o músculo, esta corriente será entregada por (Cr) que comenzará a descargarse hasta que el voltaje que refleja en VBUS sea menor al configurado en el INA226 y este se alarme, repitiendo así el proceso de carga. Si el actuador no produce la descarga hacia el músculo por determinado tiempo, la descarga de (Cr) sigue ocurriendo pero a un ritmo más lento debido a la baja carga en la salida.

Además de regular el voltaje de salida, se implementó un monitor de corriente de estimulación, para ello se incluyó una resistencia de sensado (R10) en la parte baja del puente H de la Figura 4.4, la caída de voltaje en este resistor (VSHUNT) se monitoriza con el mismo INA226 y se lee con el uC en un registro adicional al de VBUS. La configuración de muestreo se utilizó igual que para VBUS. El valor de R10 se calculó para una caída de 80 mV suponiendo una corriente máxima de 50 mA. Los elementos de protección y filtrado se seleccionaron de acuerdo a los lineamientos del documento TIDA-00302 [158]. Este monitor de corriente, no permite efectuar un control de corriente como es el caso de otros estimuladores con salida de corriente controlada,



**Figura 4.3:** Controlador digital de voltaje

Se ilustra el bloque de regulación de alto voltaje, (U1) controla al interruptor (K1) de la Figura 4.2 por medio de (PWM) para regular el voltaje de salida

el dispositivo desarrollado sigue siendo de salida de voltaje controlado. La intención de esta implementación es verificar la corriente que fluye en el músculo o planta cuando se aplican los pulsos de estimulación, con esta lectura es posible modificar los parámetros de estimulación (voltaje) en caso de que se detecte que se está haciendo circular demasiada corriente o bien que el voltaje aplicado no está siendo suficiente para que fluya la corriente necesaria para la contracción. Esta función permite efectuar un control de corriente indirecto o con retardo.

#### 4.1.2. Alimentación

Con el desarrollo del elevador de voltaje descrito en la sección 4.1.1 y sus requerimientos de entrada (9-18 V) [155], quedó definido el voltaje de entrada que se utilizaría para la alimentación de todo el dispositivo y ya que se busca que este sea portátil era indispensable que dicho voltaje se obtuviese a partir de baterías. Se utilizó una batería de plomo BR-1207 marca Steren 12 V@7 A h<sup>-1</sup> para las pruebas de escritorio. Para el modelo portátil, se utilizaron tres baterías especiales para pulsos de alta corriente modelo NL147 de NiteCore 3.7 V@750 mA h<sup>-1</sup> con diámetro de 14 mm x 55 mm de largo y 20.6 g con protección de sobre carga, sobre corriente y

bajo voltaje [159], la suma de las tres proporcionan un voltaje de 11.1 V.

De la alimentación de baterías se hizo una reducción para las etapas de 3.3 V y 5 V utilizando módulos 106990007 de *Seeed Technology* con el integrado MP2307 [160] tipo CD/CD reductor, se utilizó un módulo ajustado para cada voltaje.

### 4.1.3. Controlador

El chip utilizado como controlador fue un CC2640R2F [161] de *Texas instruments*, este contiene tres controladores: un ARM Cortex M3 (uC principal) realiza las funciones de adquisición y procesamiento de datos, también es el encargado de generar los patrones de estimulación y enviarlos al actuador; un M0 utilizado para la comunicación inalámbrica descrita en la sección 4.1.6 y un tercer controlador que se utiliza para la comunicación con sensores de forma autónoma.

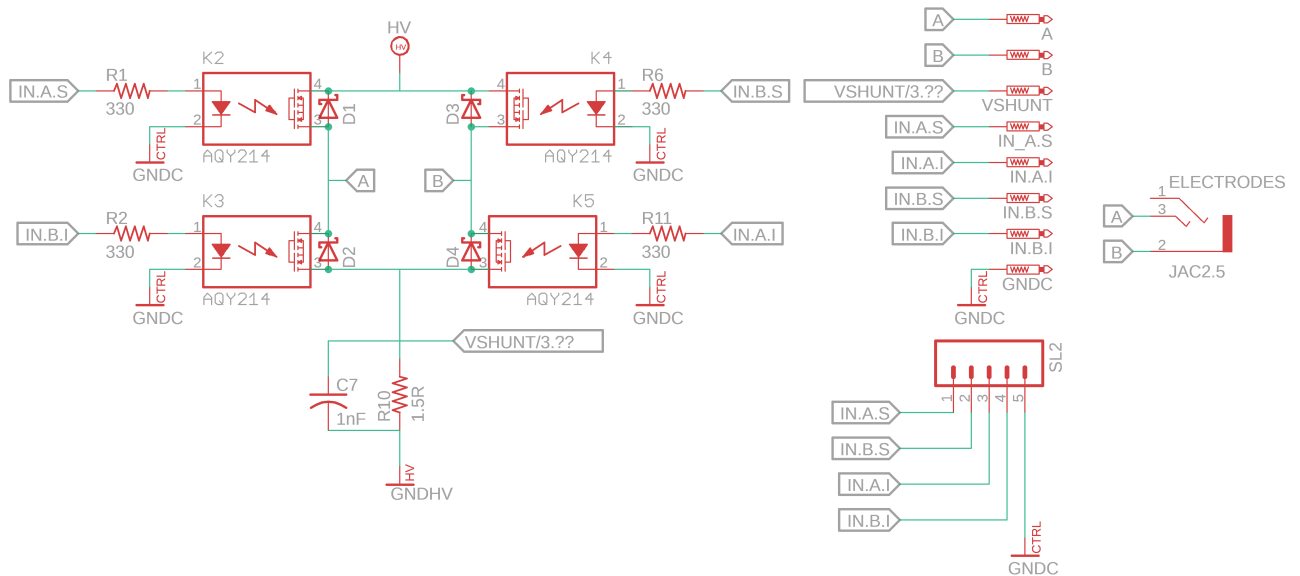
El uC CC2640R2F opera a una velocidad de 48 MHz y tiene un espacio de memoria de 128 kB que se comparten con la comunicación inalámbrica aproximadamente un 40%. El uC se utilizó montado en una placa de desarrollo LAUNCHXL-CC2640R2 y en un módulo de producción con certificación de la organización FCC modelo BM10AN-R2 de Innocom.

Para controlar el actuador se utilizan pines de GPIO que pueden programarse para generar pulsos de frecuencia fija y ancho variable PWM o viceversa. Los mismos pines controlan la polaridad de la corriente de estimulación con el puente H descrito en la sección del actuador 4.1.4. La amplitud de la estimulación es controlada vía  $I^2C$  con el reductor de voltaje implementado con la sección de potencia 4.1.1.

### 4.1.4. Actuador

Se implementó un puente H utilizando como elementos de conmutación los foto MOSFETs modelo AQY214 [162], estos tienen un arreglo de MOSFETs complementario y pueden conmutar una carga de 400 V, que es dos veces el voltaje del elevador y se requiere de esta forma para





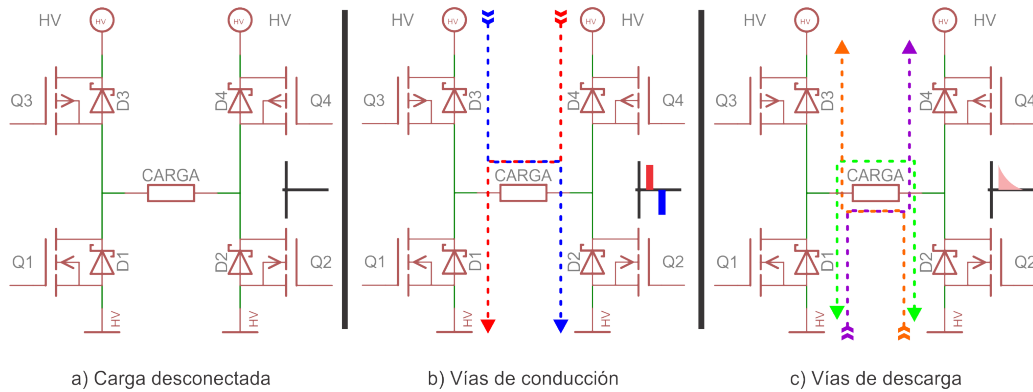
**Figura 4.4:** Puente H con foto MOSFETs

Se ilustra el puente H que controla la polaridad y ancho de los pulsos de estimulación, este bloque corresponde al actuador del sistema de control.

soportar la suma de voltaje que ocurre en la carga durante la inversión de corriente en la misma. La corriente máxima del AQY214 es de 100 mA (20 % mayor que la máxima salida proporcionada por el elevador) y son suficientes para conducir la corriente en una carga de 5 k $\Omega$  para un voltaje de 400 V, su tiempo típico de encendido es de 200  $\mu$ s y apagado de 40  $\mu$ s.

El puente H se utilizó para generar pulsos de CD y CA y también como elemento de balanceo de carga activando los dos MOSFETs de la parte baja del puente para poner en cortocircuito la carga y para desconectarla completamente; esto se ilustra en la Figura 4.5.

Los diodos D1-D4 (tipo Schottky) además de proteger los MOSFETs del AQY214 buscan proporcionar un camino rápido para descargar el tejido durante las transiciones y cuando el puente opera en modo de balanceo de carga, el arreglo completo del puente H junto con la resistencia de sensado se ilustra en la Figura 4.4 .

**Figura 4.5:** Puente H

Se ilustra el flujo de corriente y estado de la carga para cada uno de los 3 posibles estados de puente H.

#### 4.1.5. Lazo de retroalimentación

Como lazo de retroalimentación se incorporó la medición de orientación, para ello se utilizó una IMU con número de parte es MPU9250 [163], que en el mismo encapsulado de solo  $9\text{ mm}^3$  incluye un magnetómetro AK8963 y un MPU6050 que a su vez contiene un acelerómetro y giroscopio, todos estos sensores de tres ejes. Se utilizó un procesador digital de movimiento con filtro de Kalman integrado, su número de parte es EM7180 [164]. La configuración del EM7180 se precargó en una memoria EEPROM de 64 kB, ambos chips montados en la placa USFS-MPU9250 v.03 de *Pesky Products*, esta placa incluye además un BME280 que permite medir temperatura y presión con el que se realizan compensaciones en el giroscopio y eventualmente calcular la altura (décimo eje). La fusión de los cuatro sensores se realiza en el EM7180; las frecuencias de conversión de los sensores fueron: 200 Hz para acelerómetro y giroscopio, 100 Hz para el magnetómetro y 25 Hz para el barómetro. Se activó el filtro pasa bajas para la salida del cuaternión con una frecuencia de corte 41 Hz (30 Hz es la máxima capacidad de conversión). Finalmente, se habilitó la interrupción de fin de la fusión de los sensores, con esta se detecta cuando el cuaternión está listo para ser leído.

La comunicación con el uC se hizo con protocolo  $I^2C$  y el cuaternión se lee en los registros QX, QY, QZ y QW de cuatro bytes cada uno con representación de 32 bits en punto flotante. Para configurar el EM7180 y leer el cuaternión se utilizó el controlador de sensores integrado en el

uC, este posee una memoria limitada a 2kB y el bus de  $I^2C$  puede operar a un máximo de 400 Hz. La operación de este controlador es paralela al del principal y permite liberar de carga a este último con la ventaja de compartir recursos como son datos y periféricos.

El controlador se programó utilizando la herramienta *Sensor Controller Studio* (SCS) de Texas Instruments en su versión 2.2.0.569; se configuró para enviar la configuración inicial (Código de Inicialización de SCS) y atender las interrupciones del EM7180 (Código de manejador de eventos de SCS), leer los 16 B de los registros del cuaternión. Una vez enviada la configuración al EM7180 este opera de forma autónoma junto con el controlador de sensores del uC generando interrupciones periódicas para actualizar el registro del cuaternión en el código principal, este se envía a la etapa de comunicación inalámbrica en el mismo formato que se recibe del EM7180 y para el control de la estimulación se convierte a flotante en el controlador principal.

#### 4.1.6. Comunicación inalámbrica

La comunicación inalámbrica utilizada fue Bluetooth en su versión 4.2 que es optimizada para bajo consumo y dispositivos portátiles y permite la comunicación de variables con el código principal. El stack de Bluetooth utilizado fue en su versión 2.20.0.49, este proporciona las funciones de interfaz entre el código principal y la ROM de Bluetooth. El LAUNCHXL-CC2640R2 y el BM10AN-R2 incluyen antena impresa y los componentes requeridos para la comunicación *Bluetooth* (BT), además de un conector u.FL para conectar una antena externa. La programación del LAUNCHXL-CC2640R2 se hizo vía USB usando el controlador de la misma un XDC y el cual también se utilizó para programar vía JTAG el módulo BM10AN-R2.

Se utilizó la herramienta *Bluetooth SIG's Bluetooth Developer Studio* versión 1.1.3135 con el plug-in para generación de código para los uCs CC26xx de *Texas Instruments*. Con ella se creó un servicio personalizado para enviar y recibir el cuaternión de orientación.

En este servicio se incluyeron dos características de 16 B:  $Quat_{in}$  con  $UUID = 0xBEEB$  que permite leer y escribir el cuaternión de orientación que se desea producir en la extremidad estimulada y se utiliza para el control de la estimulación; y  $Quat_{out}$  con  $UUID = 0xBEEA$  de solo lectura (vía Bluetooth) que es donde se escribe la orientación que se lee de la IMU.

Esta variable se escribe con cada interrupción provocada por el EM7180 en el controlador de sensores.

Los nombres de estas características no son visibles al explorar el servicio ya que es de tipo personalizado por lo que se requiere apuntar a sus UUID para la lectura y escritura.

## 4.2. Pruebas

### 4.2.1. Estimulación Eléctrica

Para determinar las características máximas de salida de estimulación se construyó circuito para simular la respuesta del tejido basado en el modelo de la Figura 2.7 con  $R_p = 5\text{ k}\Omega@25\text{ W}$  de alambre enrollado modelo HS25 5k, las resistencias de potencia en su mayoría son de alambre enrollado y esto introduce una inductancia en el circuito; sin embargo, el modelo HS25 tiene una baja inductancia al mismo tiempo que proporcionó la potencia necesaria para el diseño del simulador de tejido. El valor de la resistencia produce la carga máxima que el elevador de voltaje puede alimentar a plena carga (200 V) @ (40 mA) y coincide con el valor utilizado por Simcox [27]. Adicionalmente, se utilizaron valores de  $R_p$  de  $10\text{ k}\Omega$ ,  $100\text{ k}\Omega$  y  $1\text{ M}\Omega$  para representar una situación de circuito abierto o una impedancia superior a la esperada de los músculos y caracterizar la salida en condiciones de poca carga.

El capacitor  $C_p = 15\text{ nF}$  se colocó para simular la acumulación de carga en el tejido y determinar la máxima velocidad de conmutación del actuador. Durante las pruebas,  $R_s$  no fue colocado ya que para cuando  $R_p = 5\text{ k}\Omega$ ,  $R_s$  reduciría la demanda al elevador de voltaje proporcionando mejores resultados y cuando  $R_p$  toma valores mayores, una  $R_s = 470\text{ }\Omega$  como la recomendada, no representa un valor significativo como carga para el elevador.

El uC se programó para generar con el puente H un pulso de CD, con un ancho de pulso configurado de tal forma que el voltaje en la carga fuese capaz de cargar al  $\pm 0.25\%$  de la entrada. El procedimiento se repitió para generar dos pulsos con una separación suficiente para que el primero alcanzase a caer al  $0.25\%$  del voltaje de entrada. Posteriormente se realizaron

**Tabla 4.2:** Valores digitales para regulador de voltaje

VBUS	Registro Alarma
200V	0x3000
180V	0x25C9
100V	0x14FE
10V	0x0219
1V	0x0036

los mismos pasos para generar dos pulsos pero en esta ocasión invirtiendo la polaridad con el puente H (CA) y esperando hasta alcanzar los mismos porcentajes de carga y descarga.

La corriente consumida de la batería se midió en cada una de las pruebas anteriores. Para determinar la máxima autonomía del sistema se utilizó un programa para generar pulsos de CD con la mayor frecuencia posible sobre la carga de  $5\text{ k}\Omega$  hasta que el protector de bajo voltaje de las baterías se activara.

La capacidad de reducción y regulación de voltaje con el INA226 se probó con la misma resistencia de  $5\text{ k}\Omega$ , en ella se aplicaron los voltajes de 1 V, 10 V, 100 V, 180 V y 200 V los cuales fueron regulados por el INA226. Para estas pruebas no se colocó ( $C_p$ ) pues su valor no es significativo comparado con ( $C_r$ ). El valor calculado para producir 1 V de salida del INA226 fue de 57 y se realizó un ajuste fino basado en las mediciones; para la salida de 200 V se utilizó un valor por encima del calculado para cancelar la regulación; los valores utilizados para el registro se indican en la Tabla 4.2.

Finalmente, se escribió un programa para generar pulsos de 10 V a 200 V con el fin de determinar la constante de carga y descarga de ( $C_r$ ). Durante la carga  $R =$  resistencia interna de OPTO-3 y en la descarga es la suma de  $R_p = 5\text{ k}\Omega$  con el Puente H.

Las mediciones se realizaron con un osciloscopio Tektronix TDS 1002 y Hantek MSO5074FG. El segundo se utilizó con dos canales en modo diferencial midiendo los puntos A y B del puente H. La tierra de ambos osciloscopios se dejó flotada de la tierra física de la toma eléctrica. Para la medición de corriente se utilizó un multímetro HP-90EPC.

### 4.2.2. Orientación espacial

Se montó la IMU en conjunto con el uC CC2640R2 sobre una estructura de acero inoxidable austenítico tipo 304 (prácticamente no-magnético) que simula una pierna con articulaciones con bloqueo cada  $30^\circ$  para la mayoría de ellas y de  $60^\circ$  para la que representa la planta del pie que pisa sobre el suelo, la estructura se ilustra en al Figura 4.6.

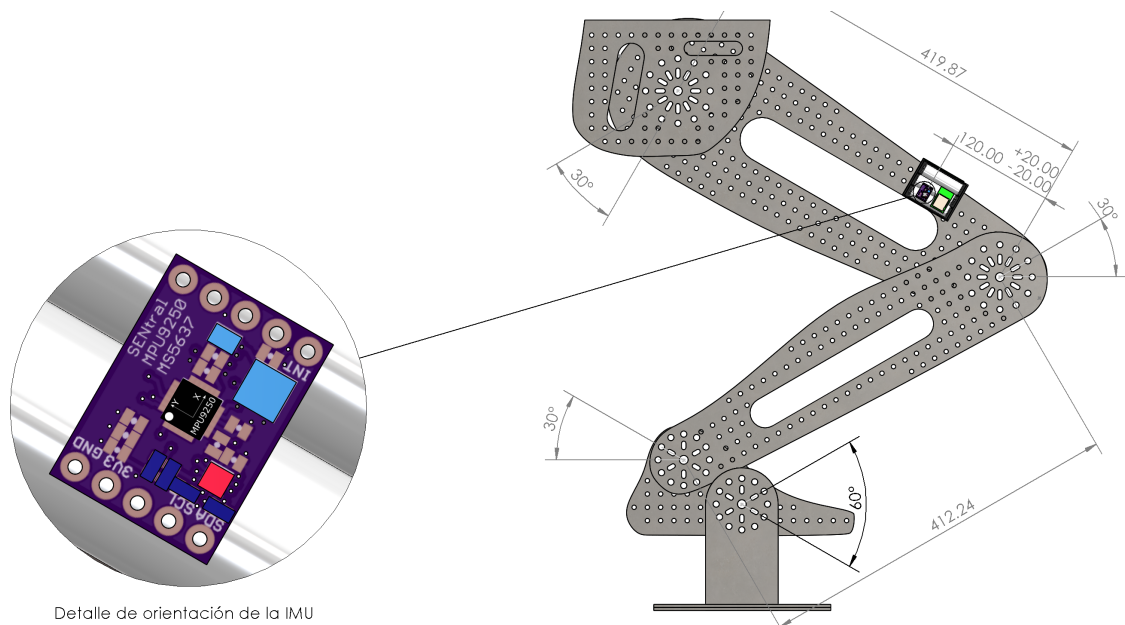
El eje Y del acelerómetro de la IMU es paralelo a la longitud del segmento (muslo) donde fue montado mientras que Z es perpendicular. El mecanismo se restringió para permitir el movimiento solo del segmento del muslo en un rango de  $240-90^\circ$  simulando una extensión completa de pierna cuando está a  $90^\circ$  y en *çucillillas* que corresponde a  $240^\circ$  girando en la articulación de la rodilla. Los ángulos de  $90^\circ$  y  $240^\circ$  fueron ajustados utilizando un medidor de ángulos marca Mitutoyo serie 950 modelo 317, este medidor mide con respecto al plano horizontal de la tierra (utiliza un acelerómetro) y se restringió el giro de la articulación, este arreglo se muestra en la Figura 4.6.

El cuaternión de orientación de la IMU se transmitió vía Bluetooth expuesto en el servicio implementado en la sección 4.1.6. Se implementó un algoritmo para la lectura de este utilizando la librería BluePy de IanHarvey en su versión 1.1.4, Python 3.6 y BlueZ 5.43. El Hardware utilizado para la adquisición fue una Raspberry modelo 3B+ que posee Bluetooth 4.2.

Para verificar la medición de orientación de la IMU, en la articulación de la estructura de acero inoxidable se montó un potenciómetro en configuración de divisor de voltaje conectado a un convertidor analógico a digital modelo ADS1115 y se calibró para el rango de rotación. La medición del ADC se leyó cada 1 ms con la misma Raspberry vía I2C.

### 4.2.3. Comunicación inalámbrica

Se utilizó la aplicación BleScanner de Bluepixel Technologies en su versión 3.16 para conectarse vía Bluetooth con el uC, con esta aplicación se verificó la estructura de la GATT, las características para el cuaternión de orientación y se probaron sus propiedades de lectura y escritura, para determinar la máxima capacidad de refresco de estas, se utilizó el programa creado en la



**Figura 4.6:** Estructura de medición de orientación con IMU

Se ilustra el mecanismo diseñado para las pruebas de medición de orientación, este mecanismo simula ser una pierna y tiene medidas tomadas de una persona de 1.7m. Sobre este mecanismo se fijó el medidor de orientación en la posición que a 120mm del eje de rotación de la rodilla, los segmentos de pie y pierna se mantuvieron fijos, el segmento libre para rotación fue el de la pierna en el cual estaba colocado el medidor de orientación. El detalle de orientación de la IMU muestra cómo se colocaron los ejes de la misma con respecto al eje de giro en la rodilla

sección 4.2.2 en el que la lectura del cuaternión se realizó tan rápido como él uC respondió a las peticiones de lectura.

#### 4.2.4. Control

Se implementó en el uC un sistema de control tipo proporcional en el que se compara la orientación obtenida de la IMU con la enviada vía Bluetooth y se generaron dos experimentos cada uno con diferente tipo de salida: el primero controlando el ancho de los pulsos de estimulación en un rango de 0-500  $\mu\text{s}$  con un periodo de 1000  $\mu\text{s}$  y el segundo fue manteniendo un ancho de pulso de 125  $\mu\text{s}$  y variando la frecuencia entre 0-100 Hz proporcionalmente a la diferencia entre ambos cuaterniones (el deseado y el medido), estos rangos corresponden a los parámetros típicos de estimulación descritos en la sección 2.1.1. Los pulsos fueron de CD. El mecanismo de pruebas fue puesto en una orientación de  $90^\circ$  para obtener el cuaternión de orientación correspondiente y se usó este valor como referencia en el controlador  $Quat_{in}$ .

#### 4.2.5. Salida de estimulación

Para medir la salida de estimulación resultante de la etapa de control se utilizó un segundo uC en modo de captura de pulsos, para medir la frecuencia y el ancho de los pulsos con una resolución de  $\mu\text{s}$ .

La medición se envió al mismo sistema de adquisición implementado con la Raspberry en este caso con comunicación UART cada 10 ms.

#### 4.2.6. Caracterización conjunta

El mecanismo se rotó de forma manual durante periodos de 20s en el rango de giro de  $240-90^\circ$  y se obtuvieron de forma simultánea las lecturas del ADC, Cuaternión de orientación vía Bluetooth y ancho/frecuencia de pulso. Todas las adquisiciones fueron realizadas con la Raspberry y se almacenaron de forma independiente ya que corrían en procesos independientes



con frecuencias de adquisición distintas; para el análisis se realizó una interpolación lineal de los datos de tiempo faltantes entre las series. El cuaternión fue convertido a ángulos de Euler para generar las gráficas comparativas contra el ángulo leído con el ADC de la sección de resultados.

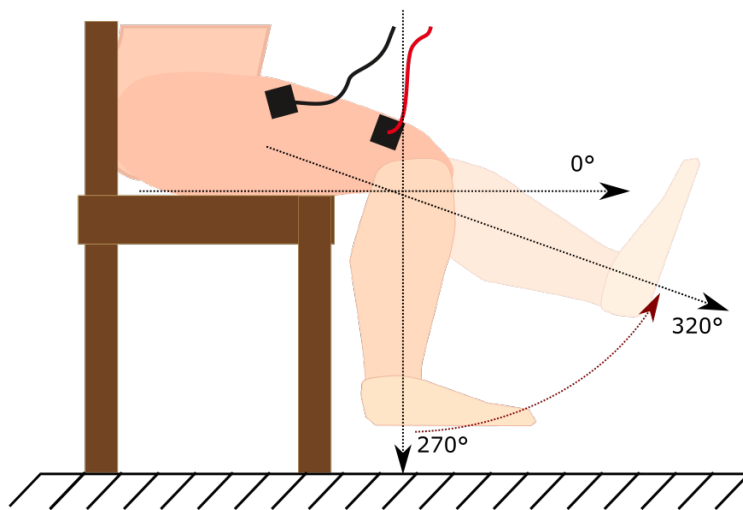
#### 4.2.7. Pruebas en sujetos

Se realizó una prueba de estimulación en un sujeto sano masculino de 28 años de edad y 1.7m de altura. Los electrodos utilizados fueron de tipo superficiales con gel y autoadheribles, marca RecoverPad de 50x50mm, estos se colocaron en el cuádriceps de la pierna derecha con una separación de 7cm, estando el sujeto sentado con la pierna a 270° (apuntando hacia el suelo sin peso y sin tocar el suelo como se ilustra en la Figura 4.7 este arreglo es similar al que se usa en las pruebas de reflejos del tendón rotuliano.

La estrategia de estimulación fue comenzar con un solo pulso de CD de la menor potencia que el dispositivo podía producir, esto fue 1 V con 80  $\mu$ sec, el voltaje se aumentó en escalones de 10 V hasta que produjera contracciones visibles, el ancho de pulso se mantuvo. El tiempo entre pulsos fue de entre 2 a 5 minutos que corresponde al tiempo en que se modificaban los parámetros de estimulación. Una vez que se identificó el voltaje que producía contracciones visibles, se mantuvo este voltaje y se aplicaron trenes de 3 pulsos consecutivos manteniendo el ancho de pulso de 80  $\mu$ sec pero reduciendo el tiempo entre pulsos a 333 m sec y un periodo entre cada tren de pulsos igual a 10 sec.

La medición de la contracción producida se ha obtenido de forma estimada a partir de videos que se tomaron durante el experimento.

Durante el experimento se tomaron medidas de seguridad eléctrica, como fue desconectar todos los instrumentos y equipos de la corriente eléctrica operando todo con baterías. El fusible de entrada que desconecta la batería fue probado provocando un exceso de demanda de corriente a la salida del estimulador con una resistencia de 1 k $\Omega$  y verificando que el fusible se abriera correctamente.



**Figura 4.7:** Arreglo de pierna con estimulador

Se ilustra una persona sentada, con los electrodos en el cuádriceps, el acomodo de la pierna a 270° libre sin tocar el suelo y el desplazamiento generado hasta 320°.

# Capítulo 5

## Resultados

### 5.1. Estimulación eléctrica

El regulador de voltaje implementado con el INA226 tuvo a su salida de un rizado de 4 V, 3.4 V, 3 V, 3 V y 2 V para las salidas configuradas de 1 V, 10 V, 100 V, 180 V y 200 V como se ilustra en las gráficas de la Figura 5.1. Puede observarse que el rizado no es proporcional al voltaje se salida, se mantiene entre los 3 V y 4 V.

La constante de carga de (Cr) para pasar de 10 V a 200 V de una sola escritura en el registro del INA226 fue de aproximadamente 1.2 s y 9.5 s para descargarse hasta por lo menos 10 V a través de la resistencia de 5 k $\Omega$ , su gráfica corresponde a la señal (a) de la Figura 5.2. En contraste, escribiendo cada valor de 10 V a 200 V con incrementos de 1 V y monitorizando el voltaje antes de escribir el siguiente valor, el tiempo de carga fue de 2.2 s (Figura 5.2 (b)).

La frecuencia máxima del generador de pulsos en modo de CD fue de 3.1 kHz, y el ancho de pulso más angosto que pudo generar ha sido de 115  $\mu$ s; su gráfica se ilustra en la Figura 5.3. En color azul (b)) se ilustran los pulsos de control medidos a la salida del uC y en rojo (a)) los pulsos de estimulación medidos en la carga.

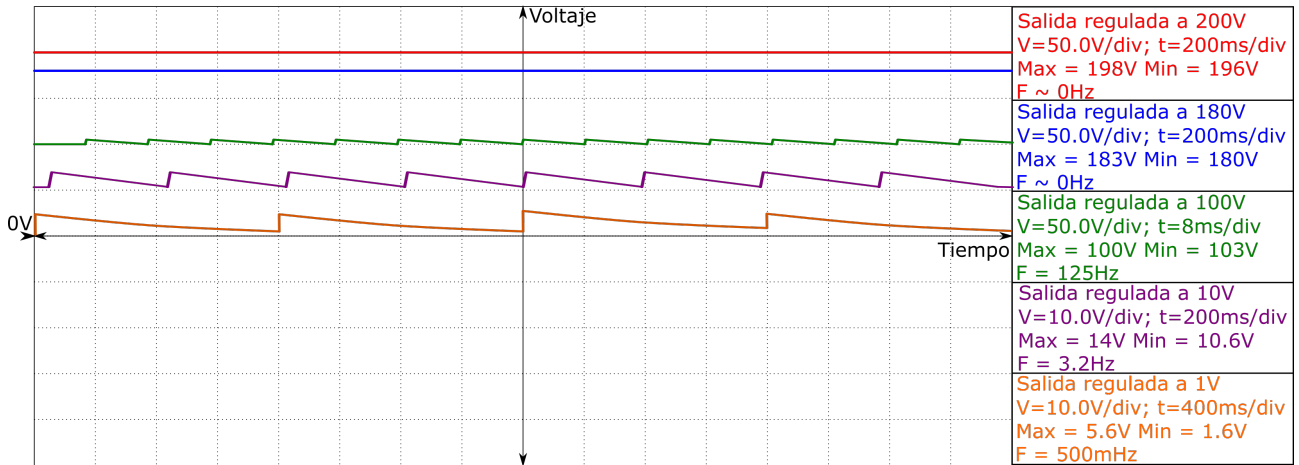


Figura 5.1: Rizado de salida regulada

Se ilustran los diferentes niveles de rizado de la salida regulada por el INA226.

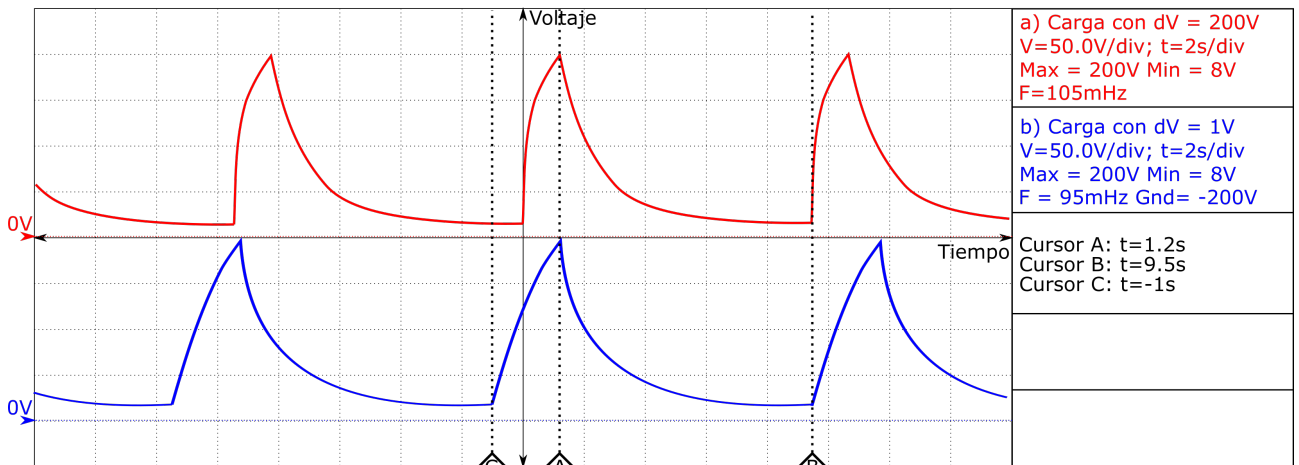


Figura 5.2: Constante de carga y descarga de Capacitor de regulación (Cr)

Se representan los tiempos de carga y descarga de 10 a 200v a la salida del regulador implementado con el INA226, en rojo cambiando de 10 a 200V en un solo comando (para determinar la máxima capacidad de carga) y en azul ejecutando una regulación de voltaje en pasos de 10v

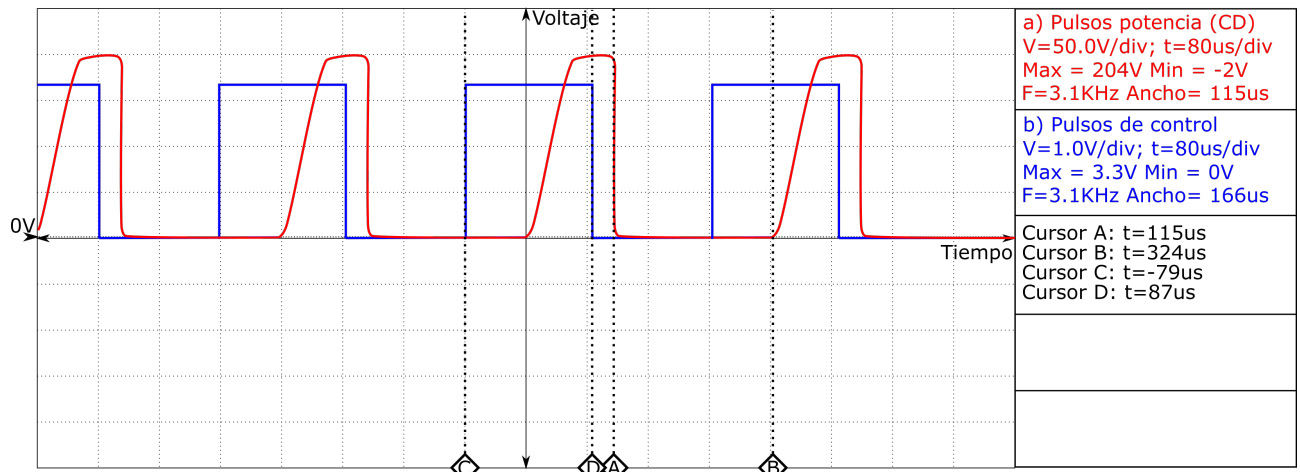


Figura 5.3: Generador de Pulsos de CD

Se ilustra la máxima frecuencia del generador de pulsos a su máxima potencia (200V) para una salida de CD y el retardo respecto a los pulsos de control

Como generador de pulsos de CA la máxima frecuencia de salida fue 1.5 kHz con pulsos de un ancho mínimo de 86  $\mu$ s. La Figura 5.4 muestra la salida del puente H así como los pulsos de control para la incursión positiva (b) y negativa (c).

### 5.1.1. Pruebas en sujetos

Al utilizar el dispositivo desarrollado en un sujeto sano, fue posible determinar el nivel de contracción muscular que el dispositivo puede producir para diferentes niveles de voltaje. La Tabla 5.1 resume los efectos de los diferentes niveles de voltaje que se probaron.

El voltaje de 60 V fue suficiente para provocar contracciones musculares que a su vez produjeran desplazamiento de la extremidad. Para el arreglo ilustrado en la Figura 4.7 el resultado fue una extensión de la extremidad hasta aproximadamente 320° para un solo pulso, después de alcanzar esta orientación la pierna regresaba a su posición original (270°), el efecto fue similar al de dar una patada durante una prueba de reflejos del tendón rotuliano, este comportamiento se repitió durante el experimento en la configuración de un pulso único espaciado.

Para el experimento de trenes de tres pulsos, el resultado fue similar, el primer pulsos provocó

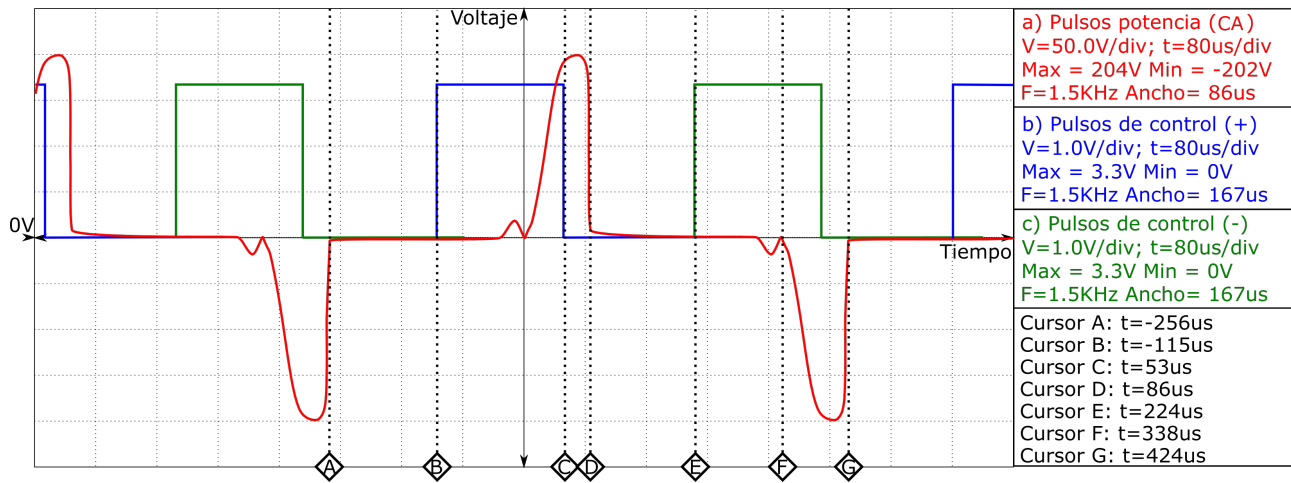


Figura 5.4: Generador de Pulsos de CA

Se ilustra la máxima frecuencia del generador de pulsos a su máxima potencia (200V) para una salida de CA y el retardo respecto a los pulsos de control

Tabla 5.1: Relación de voltaje y nivel de contracción muscular

Voltaje	Efecto
1V - 10V	Sin efecto visible ni sensación.
10V - 30V	El músculo comienza a responder a la estimulación, se sienten los pulsos, se observan pequeños espasmos, no hay desplazamiento de la extremidad.
30V - 60V	El músculo se contrae, los pulsos de estimulación se sienten "fuertes", la extremidad se desplaza.
60 - 180V	No se probó.

la extensión de la pierna hasta aproximadamente  $320^\circ$ , después ocurría una pérdida de la extensión como en el primer experimento; sin embargo, la llegada del segundo pulso detenía la caída de la pierna en aprox.  $300^\circ$  haciéndola que se extendiera nuevamente a los  $320^\circ$ , el mismo comportamiento ocurrió con el tercer pulso, el efecto fue similar al de una persona con Parkinson que trata de mantener una contracción isométrica.

## 5.2. Portabilidad

### 5.2.1. Dimensiones y peso

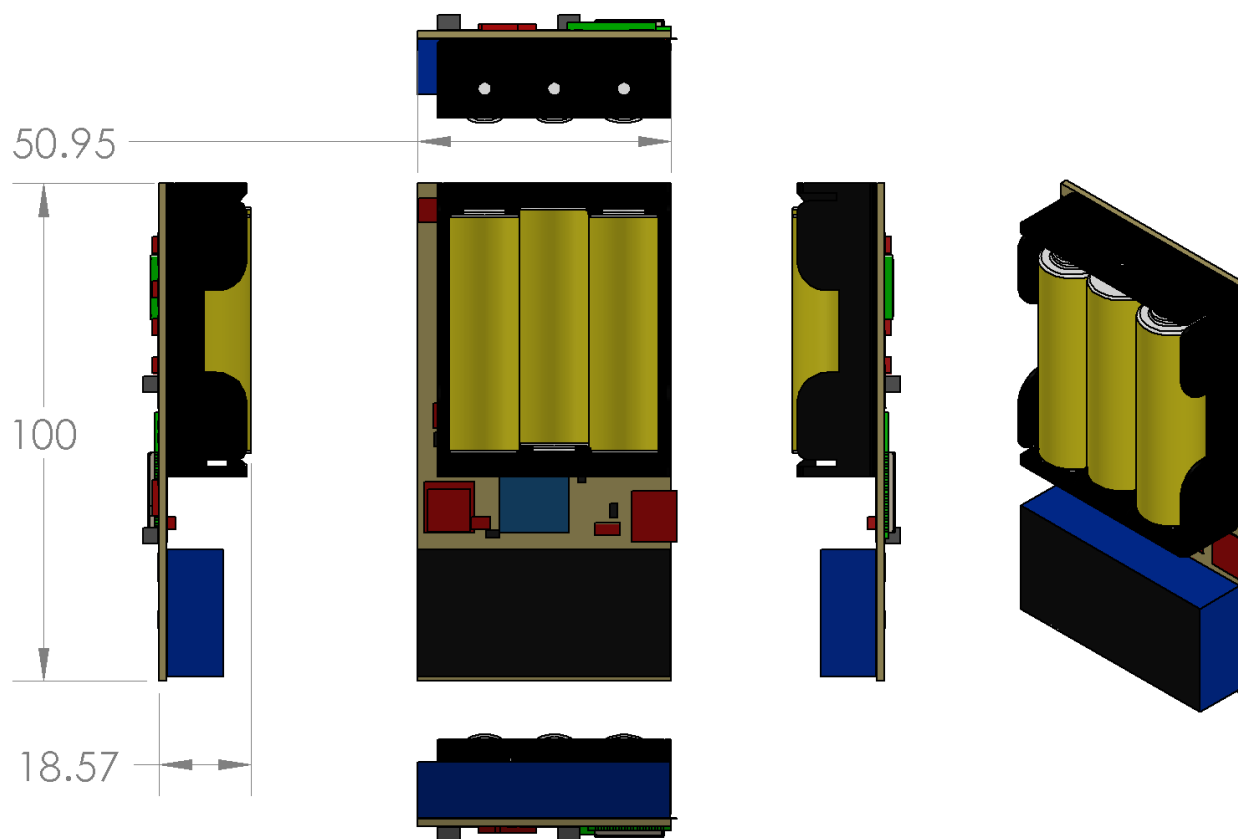
La Figura 5.5 muestra el ensamble resultante del dispositivo con su alimentación, IMU y uC con comunicación Bluetooth, las dimensiones aproximadas del ensamble fueron de 50x100x20 mm y un peso de 100 g.

### 5.2.2. Autonomía

El consumo mínimo del sistema (de la alimentación de baterías) fue de 90 mA, este se presenta cuando a la salida no se conecta ninguna carga ( $R_p = \infty$ ) y corresponde al consumo mínimo del elevador de voltaje en conjunto con el regulador de 3.3 V. La Figura 5.6 (a) corresponde a este caso.

La situación con el máximo consumo (1.153 A) ocurre cuando se configura una salida de 200 V con la carga de  $5\text{ k}\Omega$  y la estimulación se mantiene constante (pulsos de *ancho* =  $\infty$ ), esta situación se ilustra en la Figura 5.6 (a). En una operación con pulsos de CD o CA de 80-120  $\mu\text{s}$  la demanda de corriente se mantuvo en el rango de 100-200 mA. La autonomía utilizando las baterías NL147 fue de 8 h en un estado de espera y de 40 min en la situación de mayor demanda (Figura 5.6 (b)).

El divisor de voltaje que se colocó en la entrada del INA226 para reducir el voltaje, tuvo un consumo de 100  $\mu\text{A}$  con una potencia disipada de 20 mW. Considerando la impedancia de



**Figura 5.5:** Montaje del dispositivo en el mecanismo de medición de orientación.

Se ilustra el montaje del dispositivo desarrollado así como sus dimensiones sobre el mecanismo en el que se realizaron las mediciones de orientación.



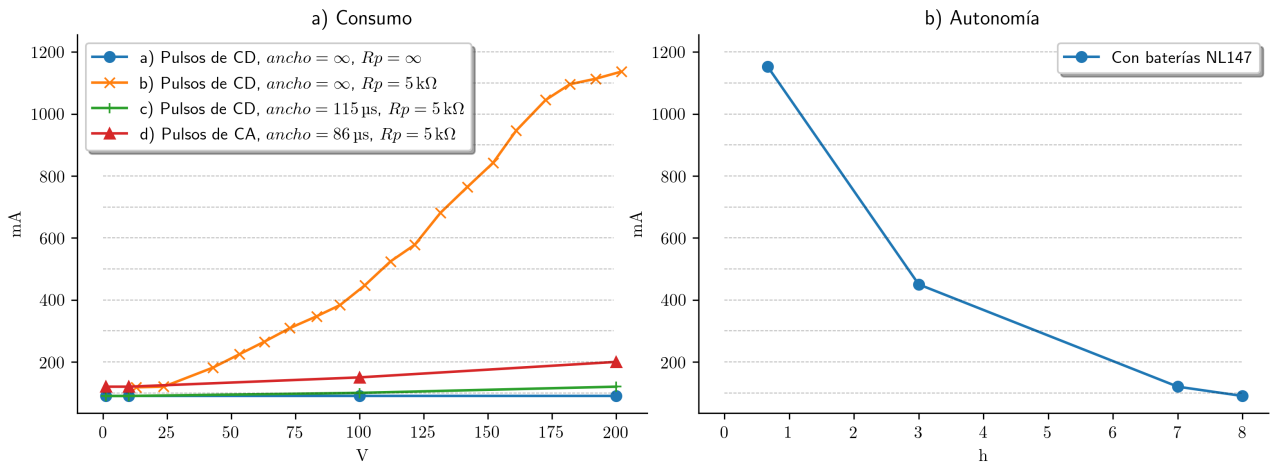


Figura 5.6: Consumo eléctrico y autonomía

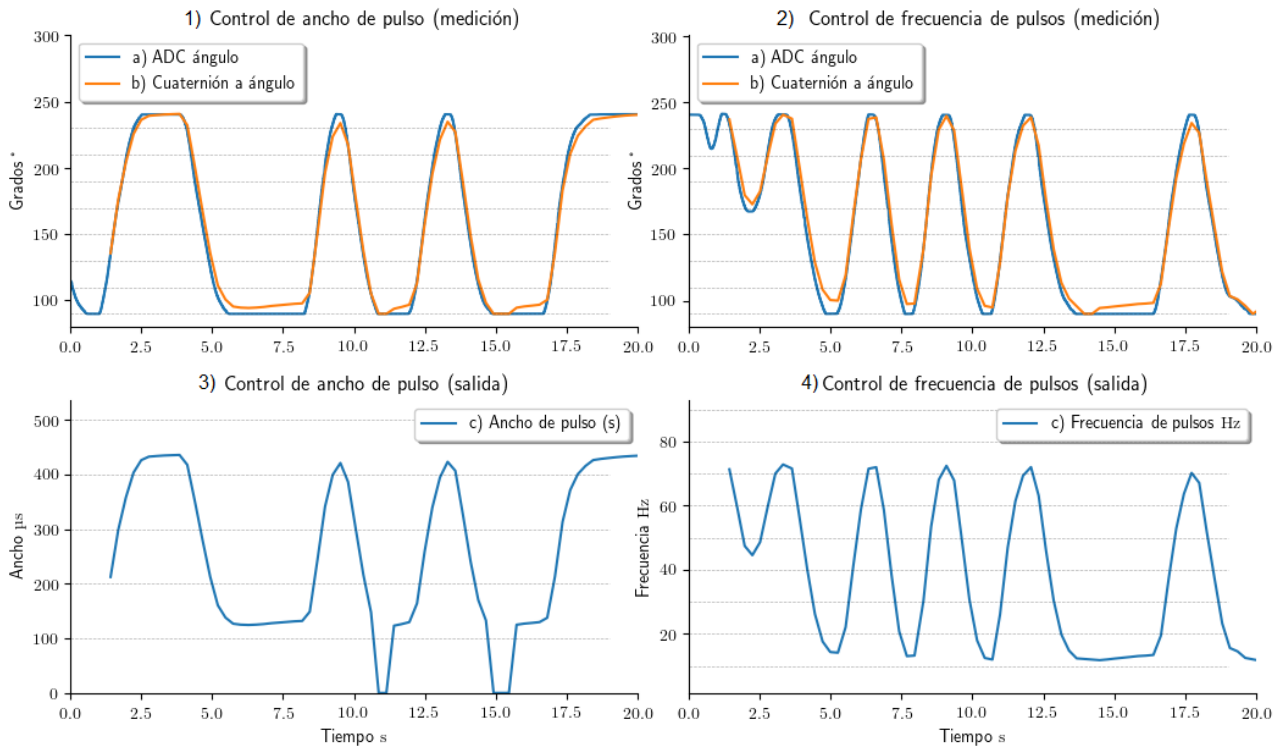
Las curvas ilustran el nivel de consumo eléctrico para las diferentes pruebas a, b, c, d. En la gráfica izquierda se indica la demanda de corriente a las baterías para cada voltaje de salida configurado y en la gráfica de la derecha se representa la relación entre la demanda de corriente a las baterías y la autonomía de las mismas

entrada del INA226 en VBUS de  $830\text{ k}\Omega$  se obtuvo una resistencia equivalente con el divisor de voltaje de  $236\text{ k}\Omega$ , con lo que el voltaje máximo en VBUS con los componentes seleccionados fue de  $26.7\text{ V}$ . La potencia disipada por el resistor de  $5\text{ k}\Omega$  para una caída de voltaje de  $200\text{ V}$  provocó una temperatura de  $50^\circ\text{C}$ .

### 5.3. Medición de orientación

La máxima frecuencia de lectura y escritura simultánea del cuaternión de orientación vía Bluetooth fue de  $10\text{ Hz}$ ; en el uC la actualización en el lazo de retroalimentación para el control de estimulación ocurre a  $100\text{ Hz}$ .

Al comparar la medición de orientación obtenida del ADC (referencia) y la implementada con la IMU en el uC, se observa en ambas un comportamiento similar. Se obtuvo un error en el peor de los casos de  $12^\circ$ , que se presenta en el estado estable cuando el mecanismo se mantuvo fijo en  $90^\circ$  y un error en el mejor de los casos de  $0.01^\circ$  cuando el mecanismo estaba en rotación. Estas mediciones se ilustran en la Figura 5.7.1 y 5.7.2 en las que puede observarse la desviación



**Figura 5.7:** Medición de orientación y salida de estimulación

Las gráficas de la izquierda corresponden a la configuración de dispositivo para generar una salida de ancho de pulso controlada mientras que las de la derecha fueron para frecuencia de pulsos controlada. Izquierda y derecha fueron realizadas en diferente tiempo. Las gráficas superiores muestran la comparación entre la medición del ADC del eje de rotación contra la salida del medidor de orientación implementado con la IMU. Las gráficas inferiores muestran la salida de estimulación que el dispositivo modificó basado en la orientación de su gráfica superior.

de la medición para el estado estable y con mayor efecto en la posición de  $90^\circ$  y corresponden a los mínimos y máximos obtenidos de diferentes repeticiones de rotación manual del mecanismo.

## 5.4. Control de estimulación

Se utilizaron dos tipos de salida, una de frecuencia variable (Figura 5.7 lado derecho) y una segunda de ancho de pulso variable (Figura 5.7 lado izquierdo). Estos pulsos de salida fueron registrados junto con la medición de orientación, ambas salidas fueron consistentes con la

orientación medida y presentaron un desfase de 10-50  $\mu$ s. Las salidas del estimulador para cada configuración se muestra en las Figuras 5.7.3 y 5.7.4. El rango medido fue de 0-500  $\mu$ s para el control proporcional de ancho de pulso y de 0-100 Hz para el controlador de frecuencia.



# Capítulo 6

## Discusión

Actualmente la FES en extremidades inferiores se utiliza principalmente como asistente en afecciones de pie caído [86, 99, 115]. Para su implementación como un sistema completo de producción de marcha en sujetos con paraplejia se presentan aún grandes retos en cuestiones de seguridad para evitar caídas y lesiones, se tienen limitaciones de desplazamiento y duración de las sesiones de estimulación, el control de los movimientos resultantes no es fino y se reclutan más fibras de las necesarias y finalmente los altos requerimientos de potencia para lograr las contracciones [106].

El propósito de este trabajo ha sido determinar si es posible integrar en un solo dispositivo los elementos que permitan realizar la estimulación eléctrica con fines de producción de marcha al mismo tiempo que se mide y controla la estimulación basándose en la orientación de la extremidad, lo anterior atendiendo los requerimientos que favorezcan la portabilidad, autonomía, ergonomía y facilidad de instalación; además de promover su adopción y uso permanente en aplicaciones de producción de marcha.

La tabla 6.1 incluye los trabajos que fueron encontrados en la literatura relacionados al desarrollo de estimuladores portátiles para producción de marcha. En comparación con los listados en dicha tabla, el presente logró una mayor producción de potencia, se diferenciaba también en que

integra un lazo de control con comunicación inalámbrica, todas estas funciones en un mismo dispositivo.

Los resultados de las pruebas de potencia aplicando pulsos en el modelo de tejido, muestran que cuenta con el voltaje de salida necesario para producir la contracción isométrica de los músculos de las extremidades inferiores (200 V), equivalentes al del estimulador con más alto voltaje utilizado como referencia en la tabla comparativa 6.1 desarrollado por Simcox [27] y que fue utilizado para producción de movimiento con fines de entrenamiento; adicionalmente y en comparación con el mismo, con el presente se logró la producción de un poco más del doble de corriente de estimulación (18.75 mA vs 40 mA) por lo que se valida que de acuerdo con los antecedentes, cuenta con la potencia necesaria para la producción de contracciones isométricas en extremidades inferiores.

En las pruebas reales en un sujeto, 60 V fueron suficientes para producir contracciones musculares que a su vez provocaron la extensión de la extremidad que se estaba estimulando. En esta parte se requiere ejecutar un banco de pruebas más elaborado pues actualmente se desconoce el efecto que se tendría en una extremidad que sí esté apoyada en el piso y cargando el peso del sujeto. Con las pruebas realizadas se cree que la potencia obtenida es suficiente para aplicaciones de estimulación en extremidades inferiores, sin embargo, estas pruebas se hicieron en un sujeto sano y se sabe que la respuesta en un sujeto con paraplejia será menor debido a la espasticidad, por ello se requerirían pruebas en sujetos con atrofia muscular para validar que la potencia es suficiente. En el aspecto de sensación durante la aplicación de los pulsos de estimulación, se describió que estos resultan incómodos, no agradables, la contracción muscular resulta anormal o de golpe, después de algunos minutos de estimulación el músculo se "siente cansado".

Considerando que los requerimientos de potencia descritos en los antecedentes puedan estar sobrados, a reserva de la validación en las situaciones descritas de sujetos con atrofia y cargando peso a la extremidad, se recomienda explorar la viabilidad de sacrificar potencia de salida, incluso podría mantenerse el elevador actual pero obtener del mismo una salida simétrica sin puente H, o bien utilizar una versión del elevador que ya cuente con salida simétrica y que la suma de sus salidas sea el voltaje máximo necesario de acuerdo al segmento de la extremidad

que se vaya a estimular.

El estimulador que se presenta cuenta con un solo canal de salida, lo que permite el control de un solo músculo. La adición de un canal extra es posible y el costo de ello sería un aumento en volumen para colocar un segundo puente H; adicionalmente, ocurriría una división de la frecuencia máxima de los pulsos de estimulación entre ambos canales. Se considera que dicha modificación no representa un aumento de la complejidad en el control de la salida de estimulación siempre que se conmute entre ambos canales la salida única del elevador de voltaje, de igual forma en que se reportó en el estimulador de 8 canales usando una sola fuente de corriente de Simcox [27]. En este aspecto, el estimulador de 8 canales representa una mejor relación de peso/canales ya que con el presente se tendrían que colocar 8 módulos que representan un peso de 1.28 kg para estimular la misma cantidad de músculos, o bien 800 g si se realiza la modificación para contar con dos canales de salida por módulo para el control de los músculos agonistas y antagonistas del segmento a mover. Con base en lo anterior, el dispositivo desarrollado coincide con las características de los estimuladores presentados en la tabla 6.1; sin embargo, se considera que debe mejorarse la relación de peso/canales de estimulación, ya sea incluyendo más salidas o bien reduciendo el peso y con ello capacidad de las baterías. De acuerdo a los antecedentes, la potencia necesaria para lograr la contracción de un músculo está relacionada con la longitud de este, por lo que se considera que podrían fabricarse los módulos de estimulación con diferentes capacidades de potencia en lugar de un módulo genérico; es decir, utilizar elevadores de menor voltaje y baterías de menor capacidad en función del segmento a estimular. En los grupos musculares como los plantares, donde la distancia entre los mismos es corta en comparación con la que existe entre el muslo y la pierna, el uso de un módulo de estimulación con más de dos salidas cableadas hacia cada músculo sería viable e incluso más conveniente mientras que el diseño actual podría mantenerse para la estimulación modular de las secciones grandes de las extremidades inferiores como son muslo y glúteos en donde se requiere más potencia y existe más espacio para colocar el estimulador actual.

Con respecto al ancho de pulso, en la tabla 6.1 puede observarse que el presente trabajo no ha logrado producir pulsos tan cortos como los reportados en [27, 50], si bien los 80  $\mu$ s obtenidos están en el rango de lo reportado en los antecedentes y es un valor menor que el de los trabajos [86, 99, 140, 165] cuyos fines fueron también la producción de marcha, se requiere una mayor

investigación para determinar el impacto que este ancho de pulso tiene en el control fino de la contracción muscular utilizando (200 V), ya que como se indicó en los mismos antecedentes en la sección de parámetros de estimulación 2.1.1 a mayor amplitud y tiempo de aplicación de la corriente de estimulación, ocurrirá un mayor reclutamiento de fibras.

El estimulador desarrollado cuenta con una mayor frecuencia de estimulación reportada por los demás estimuladores por al menos un orden de magnitud; sin embargo, es posible que dichos trabajos solo hayan probado o reportado su capacidad hasta 100 Hz pues se sabe que frecuencias mayores no incrementan la efectividad de la contracción. Uno de los resultados importantes del dispositivo desarrollado es la capacidad de generar una estimulación con pulsos de voltaje modulados para crear diferentes formas de onda con un máximo de 97 mHz para la envolvente. Dicha limitante se debe principalmente al tiempo de descarga del capacitor de regulación (Cr), si el valor de este se reduce, puede aumentarse la frecuencia para la onda moduladora; no obstante, ello implica un incremento en el rizado del voltaje de salida, este rizado es una variación de voltaje que puede impactar la repetibilidad de las contracciones musculares entre pulso y pulso. En este aspecto, en este trabajo se ha logrado un método para regular altos voltajes con control digital que no se ha encontrado reportado en ningún otro estimulador, se considera que es una forma innovadora, compacta y de fácil implementación para dicho fin con el sacrificio de contar con una lenta relación de cambio para producir la reducción de voltaje. El dispositivo desarrollado tiene una salida de voltaje controlado, aún así, con el lazo implementado de sensado de corriente y el control digital del voltaje en (Cr) puede implementarse una salida de corriente controlada, no para su uso en tiempo real por la limitación de la descarga de (Cr) pero si como un mecanismo para el cambio lento de impedancia en el músculo por fatiga o acumulación de cargas.

Para el control de la estimulación, se hizo uso de una IMU de 9 ejes en comparación de los 6 utilizados en [115]; sin embargo, la precisión de su medición no fue reportada ya que el medidor no fue parte del desarrollo. Autores que han reportado el uso de una IMU para la medición de orientación, han indicado que fue posible obtener una medición con un error de 5% [124, 166]. En el dispositivo desarrollado, el error de la medición se expresa como la diferencia en grados y fue de 12° en el peor de los casos que fue cuando el mecanismo estuvo a 90°, esto es un efecto que ocurre en diferentes orientaciones para cada configuración de las IMUs como 0, 90° y sus



complementos, en el caso de [166] se puede observar en sus gráficas que para  $0^\circ$  tuvieron una diferencia de aproximadamente  $10^\circ$  entre la medición con la IMU y el instrumento de referencia. En [124] puede observarse que su desviación llegó hasta aproximadamente  $12^\circ$  y como lo indican en sus resultados tomó 2 min para llevarlo a aproximadamente  $2^\circ$ . El dispositivo desarrollado muestra un mejor comportamiento (Fig. 5.7) en el estado estable; no obstante, la desviación que se observa en los ángulos críticos y en el estado estable indican que el método de filtrado debe mejorarse para el estado estable.

Finalmente, la implementación del control, estimulación y comunicación inalámbrica en un solo uC, fue exitosa, las características del microcontrolador seleccionado permiten que el desarrollo sea replicado con facilidad en los uCs CC2540, CC2640 y CC2650, los cuales están presentes en tarjetas de desarrollo de TI, pero además en gran cantidad de adaptadores USB a Bluetooth, lo cual permitiría un desarrollo aún más compacto que el logrado en este trabajo.

El control implementado ha sido uno de tipo proporcional en el que los niveles de potencia y frecuencia de estimulación se controlaron solo con la intención de demostrar la relación de orientación con la salida de estimulación, para la implementación de una estimulación en músculos, se requiere el diseño de un control específico para el movimiento que se desee provocar, en cuyo caso y dependiendo del tamaño de código requerido para ello, así como la capacidad de procesamiento se recomienda evaluar un uC con mayor espacio de memoria como el CC26x2R.

Tabla 6.1: Comparativa de trabajos

Autor	Simcox 2004	Subramanya 2015	Jitprasutwit 2015	Tamtrakarn 2015	Wu 2002	Watanabe 2016, 2017	Presente
<b>Estimulación</b>							
Canales	8	1	1	1	4	1	1
Voltaje	200 V	120 V	70 V	21 V	88 V	NR	200 V
Corriente	18.75 mA	80 mA	20-40 mA	19.2 mA	110 mA	NR	40 mA
Ancho	25-500 $\mu$ s	200-500 $\mu$ s	400 $\mu$ s	326 $\mu$ s	50-100 $\mu$ s	300 $\mu$ s	80-120 $\mu$ s
Frecuencia	17-100 Hz	10-100 Hz	40 Hz	28.6 Hz	3-100 Hz	30 Hz	1.5 kHz
Control	FCC	FCC	FCC	FCV	FCC	NR	FCV
Polaridad	CA	CA	CA	CA	CA	NR	CA
Forma	Cuadrada	Cuadrada, y EMG	Cuadrada	Cuadrada	Arbitrario	NR	Arbitrario
<b>Alimentación</b>							
Voltaje	6 V	9 V	NR	6 V	9 V	NR	11.1 V
Corriente	2000 mA h	NR	180 mA h	225 mA h	550 mA h	NR	2200 mA h
Tipo	4*NiMH	NR	Li-po	2*CR2032	6LR61	NR	Li-ion
Autonomía	45 min	NR	300 min	660 min	1 min	NR	40 min
<b>Otros</b>							
Dimensiones	9 x6x3cm	NR	6 x3x1cm	NR	NR	NR	5 x10x2cm
Peso	500 g	NR	18 g	NR	NR	NR	160 g
Comunicación	Alámbrica	No	No	No	Alámbrica	BT 2.0	BT 4.0
Sensores	No	No	Presión	No	No	IMU 6ax, presión y EMG	IMU 9ax
<b>Aplicación</b>							
	Ejercicio	Marcha	Marcha	Marcha y ejercicio	FES	Marcha	Marcha

# Capítulo 7

## Conclusiones

Con el desarrollo del dispositivo descrito en este documento se demostró la viabilidad de desarrollar un estimulador para FES con medición de orientación y comunicación inalámbrica ya que el dispositivo que se desarrolló cuenta con todas estas funcionalidades. Uno de los objetivos principales a demostrar fue que: siendo un dispositivo portátil alimentado por baterías, tuviese la potencia de estimulación requerida para producir contracciones en extremidades inferiores; dicho objetivo fue alcanzado y el diseño actual puede servir de referencia para prototipos de investigación en donde un solo dispositivo pueda ser utilizado en cualquiera de los músculos de las extremidades inferiores.

Para el desarrollo se tenía como objetivo producir un dispositivo de un solo canal para controlar la orientación de un segmento de las extremidades inferiores, dicho objetivo se ha cumplido. Sin embargo, siendo un sistema con un enfoque modular, hace falta probar su integración en un sistema mayor. Además, se reconoce que para un dispositivo de uso real, la portabilidad del dispositivo puede mejorarse si se diseña enfocado al segmento de la extremidad que estimulará, es decir: alta potencia para músculos largos y distantes como cuádriceps y femorales. Y que podrían implementarse módulos de menor potencia pero múltiples canales de salida para los músculos pequeños y cercanos como los plantares.

Adicionalmente, la portabilidad del sistema y la densidad de potencia mejorarán si se aprovecha

en un futuro diseño la progresiva miniaturización de los componentes, durante el desarrollo de este dispositivo se identificó un circuito encapsulado que puede reemplazar al puente H de este desarrollo, este es el (PWD13F60) que cuenta con la potencia requerida de salida y proporcionaría una reducción de volumen así como un aumento en la velocidad de conmutación, por lo que se recomienda explorar esta opción para una mejora a futuro.

En el dispositivo desarrollado, la principal fuente de peso y volumen ha sido la alimentación de baterías, en este aspecto, las mejoras que pueden realizarse son: a) optimizar el uso de la energía disponible para poder utilizar baterías de menor capacidad; esto podría lograrse reduciendo la cantidad de componentes y la transformación de voltajes; b) eliminar el puente H como generador de pulsos de CA reemplazándolo con un elevador con salida simétrica, de esta forma aún se pueden obtener pulsos de  $\pm 100$  V o sólo de 100 V para CD.

La prueba que se realizó en un sujeto sano, permitió validar parcialmente que la potencia disponible era suficiente para producir contracciones que resultaran en la extensión de la extremidad estimulada, parcialmente debido a que se requieren más pruebas que validen que lo mismo aplica en sujetos con atrofia muscular debida a la paraplejia así como pruebas en las que el arreglo del experimento implique que la extremidad estimulada cargue el peso del sujeto y se valide que el periodo interestímulo en conjunto con la medición de orientación es suficiente para lograr una contracción isométrica.

En el dispositivo desarrollado se logró una salida de voltaje controlado, esto permite un diseño eléctrico más sencillo y portátil, adicionalmente se logró un control de corriente con una velocidad de respuesta limitada por lo que se recomienda mejorar este control para disponer tanto de una salida de voltaje como de corriente controlada.

En el aspecto de medición de orientación, se logró que el dispositivo mida con la velocidad requerida para una producción de marcha y con precisión similar a la de otros trabajos reportados; sin embargo, se requiere mejorar el filtrado de la medición para corregir el desplazamiento en el estado estable ya sea modificando los parámetros en el filtro utilizado o con la implementación de un filtro distinto. Físicamente el dispositivo construido cuenta con un décimo eje (barómetro) que puede utilizarse para calcular la altura respecto al nivel del mar pero este no

fue integrado al filtrado, por lo que esta inclusión puede considerarse para un trabajo o mejora a futuro.

La orientación ha quedado limitada para realizar un control fino para producción de movimiento, sin embargo el procesamiento interno de la orientación ocurre con la frecuencia ideal. Las limitaciones que aquí ocurrieron son precisamente por el tamaño de los paquetes transmitidos y el hecho de utilizar un procesador con hilos de procesamiento que no ocurren en tiempo real. Para un control más fino y que posea la capacidad de recibir secuencias de orientaciones se requerirá utilizar un uC con mayor memoria y frecuencia de reloj. Si se desea mantener el uC utilizado aquí o el código, pueden implementarse dos mejoras: En primer lugar el uC está listo para funcionar como Bluetooth 5.0, en este desarrollo se ha utilizado como Bluetooth 4.2 por que este requiere menos espacio de memoria y se deseaba aprovecharla para la función principal que era el control de estimulación. En segundo lugar, es necesario migrar a un uC de la misma familia pero de mayor memoria como el recientemente liberado para producción (CC2642R) que posee más del doble de memoria.

De esta forma se concluye que con el presente desarrollo se ha generado un antecedente para desarrollos futuros de estimuladores para FES que pretendan ser utilizados en la investigación, en los que se requiera contar con medición de orientación y comunicación inalámbrica y que el investigador pueda configurar sus características de salida en base a los segmentos de las extremidades que se pretendan incluir en el lazo de control.



# Capítulo 8

Anexos

Tabla 8.1: Lista general de componentes electrónicos del dispositivo

Part	Value	Device	Package	Description
A	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
B	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
C1	22uF	C-EUC1210	C1210	CAPACITOR, European symbol
C2	1uF	C-EUC1210	C1210	CAPACITOR, European symbol
C3	1nF	C-USC1206	C1206	CAPACITOR, American symbol
C4	22uF	C-EUC1210	C1210	CAPACITOR, European symbol
C5	1uF	C-EUC1210	C1210	CAPACITOR, European symbol
C6	100uF	CPOL-USE5-13	E5-13	POLARIZED CAPACITOR, American symbol
C7	1nF	C-USC1206	C1206	CAPACITOR, American symbol
D1		CD214A	DO-214AC	SCHOTTKY
D2		CD214A	DO-214AC	SCHOTTKY
D3		CD214A	DO-214AC	SCHOTTKY
D4		CD214A	DO-214AC	SCHOTTKY
D6		CD214A	DO-214AC	SCHOTTKY
D7	BZG03	BZG03	DO214AC	ZENER
D8	SMBJ200A	SMBJ200A	DO214AA	
ELECTRODES	JAC2.5	JAC2.5	SPC	JACK 2.5
F1	50mA	TR5	TR5	FUSE
F2	HOLDER	19559	19559	FUSE HOLDER
F3	250mA	PTC660	P660	PHILIPS PTC
GNDC	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
IN.A.I	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
IN.B.I	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
IN.B.S	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
IN_A.S	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
JP1		JP2S	JP2_5.08	JUMPER
JP2		JP2S	JP2_5.08	JUMPER
JP3		JP2S	JP2_5.08	JUMPER
JP4		JP1E	JP1	JUMPER
JP5		JP1E	JP1	JUMPER
JP6		JP2S	JP2_5.08	JUMPER
K1	AQY214	AQY21SOP	SOP04	PhotoMOS Relay NAiS
K2	AQY214	AQY21SOP	SOP04	PhotoMOS Relay NAiS
K3	AQY214	AQY21SOP	SOP04	PhotoMOS Relay NAiS
K4	AQY214	AQY21SOP	SOP04	PhotoMOS Relay NAiS
K5	AQY214	AQY21SOP	SOP04	PhotoMOS Relay NAiS
L1	1uH	L-USL1812	L1812	INDUCTOR, American symbol
L2	1uH	L-USL1812	L1812	INDUCTOR, American symbol
PWM	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
R1	330	R-US_M1206	M1206	RESISTOR, American symbol
R2	330	R-US_M1206	M1206	RESISTOR, American symbol
R3	4k7	R-US_R2010	R2010	RESISTOR, American symbol
R4	4k7	R-US_R2010	R2010	RESISTOR, American symbol
R6	330	R-US_M1206	M1206	RESISTOR, American symbol
R8	330K	R-US_M1206	M1206	RESISTOR, American symbol
R9	3.3M	R-US_M1206	M1206	RESISTOR, American symbol
R10	1.5R	R-US_R1206	R1206	RESISTOR, American symbol
R11	330	R-US_M1206	M1206	RESISTOR, American symbol
R12	330	R-US_R2010	R2010	RESISTOR, American symbol
R13	14D390K	P592	P592	VARISTOR
SL1		M05	05P	AMP QUICK CONNECTOR
SL2		M05	05P	AMP QUICK CONNECTOR
SW1	SS22SDH	SS22SDH	SS22SDH4	
TP_0V	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
TP_12V	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
TP_GH	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
TP_HV	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
TP_HVEL	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
U\$2	WRH12200S-8	WRH12200S-8	WRH	
U1	INA226AIDGST	INA226AIDGST	SOP50P490X110-10N	Bi-Directional CURRENT/POWER MONITOR with I2C Interface,MSOP-10
VBUS	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
VSHUNT	PTR1	PTR1	JUMPER	TEST PIN
X3	CON.BAT	733980-62	733980-62	FEMALE PRINT CONNECTOR



## Bibliografía

- [1] INEGI, “La discapacidad en México, datos al 2014,” p. 358, 2016.
- [2] M. E. Selzer, B. H. Dobkin, B. Dobkin, and M. Selzer, *Spinal Cord Injury*. Demos Medical Publishing, 2008.
- [3] W. Hendelman, *Atlas of Functional Neuroanatomy*. CRC press, 2005.
- [4] R. Barnes, “Paraplegia in Cervical Spine Injuries,” *Bone & Joint Journal*, vol. 30-B, no. 2, pp. 234–244, 1948. [Online]. Available: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/content/30-B/2/234>
- [5] A. R. Kralj and T. Bajd, *Functional Electrical Stimulation: standing and walking after Spinal Cord Injury*. CRC press, 1989.
- [6] D. A. Crane, J. W. Little, and S. P. Burns, “Weight gain following Spinal Cord Injury: a pilot study,” *The journal of Spinal Cord Medicine*, vol. 34, no. 2, pp. 227–232, 2011, <http://www.maneyonline.com/doi/abs/10.1179/2045772311Y.0000000001>.
- [7] M. J. Castro, D. F. Apple, E. A. Hillegass, and G. A. Dudley, “Influence of complete Spinal Cord Injury on skeletal muscle cross-sectional area within the first 6 months of injury,” *European Journal of applied Physiology and occupational Physiology*, vol. 80, pp. 373–378, Sep 1999.
- [8] Y. Bahena-Salgado and J. N. Bernal-Márquez, “Calidad de vida de los pacientes con paraplejía secundaria a Lesión Vertebral Traumática,” *Acta Ortopédica Mexicana*, vol. 21, no. 1, pp. 3–7, 2007.

- [9] L. Griffin, M. J. Decker, J. Y. Hwang, B. Wang, K. Kitchen, Z. Ding, and J. L. Ivy, “Functional Electrical Stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with Spinal Cord Injury,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, no. 4, pp. 614–622, 2009, <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641108000436>.
- [10] L. Tzonichaki and G. Kleftras, “Paraplegia from Spinal Cord Injury: self-esteem, loneliness, and life satisfaction,” *OTJR: Occupation, Participation and Health*, vol. 22, no. 3, pp. 96–103, 2002. [Online]. Available: <http://otj.sagepub.com/content/22/3/96.abstract>
- [11] J. L. Tapia, “Encuesta sobre discriminación en la Ciudad de México,” *COPRED*, 2013.
- [12] A. Morales-Guadarrama, H. Salgado-Ceballos, I. Grijalva *et al.*, “Spinal Cord Injury of rhesus monkey implanted with PPy/I plasma polymer, MRI study,” in *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31 October 2014*. Springer, 2015, pp. 174–177.
- [13] M. Á. Cámara Serrano, “Revisión de los beneficios físicos de la electroestimulación integral,” *Apuntes Educación Física y Deportes*, vol. 1, no. 123, pp. 28–33, 2016.
- [14] G. Deley, J. Denuziller, N. Babault, and J. A. Taylor, “Effects of Electrical Stimulation pattern on quadriceps isometric force and fatigue in individuals with Spinal Cord Injury,” *Muscle & Nerve*, vol. 52, no. 2, pp. 260–264, 2015. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1002/mus.24530>
- [15] F. Brocherie, N. Babault, G. Cometti *et al.*, “Electrostimulation training effects on the physical performance of ice hockey players,” *Med SCI Sports Exerc*, vol. 37, no. 3, pp. 455–460, 2005.
- [16] A. Blitz, Ed., *Parastep Update FDA approved*, no. 4, 1994, <http://www.sigmedics.com/sites/default/files/field/files/parastepupdateissue4.pdf>.
- [17] G. Boscheti, *Qué es la Electroestimulación? teoría, práctica y metodología (Color)*. Editorial Paidotribo, 2004, vol. 24.

- [18] D. N. Rushton, “Functional Electrical Stimulation,” *Physiological Measurement*, vol. 18, no. 4, p. 241, 1997.
- [19] H. B. K. Boom, A. J. Mulder, and P. H. Veltink, “Fatigue during Functional Neuromuscular Stimulation,” *Progress in Brain Research*, vol. 97, pp. 409–418, 1993.
- [20] C. Klauer, J. Raisch, and T. Schauer, “Linearisation of Electrically Stimulated muscles by feedback control of the muscular recruitment measured by evoked EMG,” in *Methods and Models in Automation and Robotics (MMAR), 2012 17th International Conference on*. IEEE, 2012, pp. 108–113.
- [21] R. C. Harris, R. H. T. Edwards, E. Hultman, L. O. Nordesjö, B. Ny Lind, and K. Sahlin, “The time course of phosphorylcreatine resynthesis during recovery of the quadriceps muscle in man,” *Pflügers Archiv*, vol. 367, no. 2, pp. 137–142, 1976.
- [22] J. Cholewicki, M. M. Panjabi, and A. Khachatryan, “Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral Spine posture,” *Spine*, vol. 22, no. 19, pp. 2207–2212, 1997.
- [23] A. P. L. Bo, L. O. da Fonseca, and A. C. C. de Sousa, “FES-induced co-activation of antagonist muscles for upper limb control and disturbance rejection,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 38, no. 11, pp. 1176–1184, 2016.
- [24] Z. Li, J. Guo, and D. Huang, “Bidirectional joint torque prediction with EMG of multiple channels: Both agonist and antagonist muscles are necessary,” in *Control and Decision Conference (CCDC), 2016 Chinese*. IEEE, 2016, pp. 4226–4231.
- [25] A. M. Jarc, M. Berniker, and M. C. Tresch, “FES control of isometric forces in the rat hindlimb using many muscles,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 5, pp. 1422–1430, 2013.
- [26] Y. Ariga, H. T. T. Pham, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, “Novel equilibrium-point control of agonist-antagonist system with pneumatic artificial muscles,” in *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*. IEEE, 2012, pp. 1470–1475.

- [27] S. Simcox, G. Davis, A. Barriskill, J. Middleton, I. Bruinsma, M. Duncan, and R. Smith, "A portable, 8-channel Transcutaneous Stimulator for paraplegic muscle training and mobility. A technical note," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 41, no. 1, pp. 41–52.
- [28] A. J. Bergquist, M. J. Wiest, and D. F. Collins, "Motor unit recruitment when Neuro-muscular Electrical Stimulation is applied over a nerve trunk compared with a muscle belly: quadriceps femoris," *Journal of Applied Physiology*, vol. 113, no. 1, pp. 78–89, 2012.
- [29] K. Matsui, Y. Hishii, K. Maegaki, Y. Yamashita, M. Uemura, H. Hirai, and F. Miyazaki, "Equilibrium-point control of human elbow-joint movement under isometric environment by using multichannel Functional Electrical Stimulation," *Front. Neurosci*, vol. 8, Jun 2014. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.3389/fnins.2014.00164>
- [30] E. Krueger, E. M. Scheeren, G. N. Nogueira-Neto, E. B. Neves, V. L. d. S. N. Button, and P. Nohama, "Analysis of Functional Electrical Stimulation parameters by muscular contraction time and knee joint angular variation," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 3, no. 1, pp. 1–7, 2013.
- [31] E. J. Nightingale, J. Raymond, J. W. Middleton, J. Crosbie, and G. M. Davis, "Benefits of FES gait in a Spinal Cord Injured population," *Spinal Cord*, vol. 45, no. 10, pp. 646–657, Jul. 2007. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/sj.sc.3102101>
- [32] K. J. Klose, P. L. Jacobs, J. G. Broton, R. S. Guest, B. M. Needham-Shropshire, N. Leibold, M. S. Nash, and B. A. Green, "Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep 1 ambulation system: Part 1. ambulation performance and anthropometric measures," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 78, no. 8, pp. 789 – 793, 1997. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000399939790188X>
- [33] B.-m. Mun, T.-h. Kim, J.-h. Lee, J.-y. Lim, D.-k. Seo, and D.-j. Lee, "Comparison of gait aspects according to FES stimulation position applied to stroke patients," *Journal of Physical Therapy Science*, vol. 26, no. 4, pp. 563–566, Nov. 2013. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3996422/>

- [34] R. Kobetic, C. S. To, J. R. Schnellenberger, M. L. Audu, T. C. Bulea, R. Gaudio, G. Pinault, S. Tashman, and R. J. Triolo, "Development of hybrid orthosis for standing, walking, and stair climbing after Spinal Cord Injury," *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 46, no. 3, p. 447, 2009. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1682/JRRD.2008.07.0087>
- [35] G. P. Braz, M. Russold, and G. M. Davis, "Functional Electrical Stimulation control of standing and stepping after Spinal Cord Injury: A review of technical characteristics," *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, vol. 12, no. 3, pp. 180–190, 2009, <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1525-1403.2009.00213.x/full>.
- [36] C.-W. Peng, S.-C. Chen, C.-H. Lai, C.-J. Chen, C.-C. Chen, J. Mizrahi, Y. Handa *et al.*, "Review: clinical benefits of Functional Electrical Stimulation cycling exercise for subjects with Central Neurological impairments," 2011.
- [37] D. R. Dolbow, A. S. Gorgey, D. R. Gater, and J. R. Moore, "Body composition changes after 12 months of FES cycling: case report of a 60-year-old female with paraplegia," *Spinal Cord*, vol. 52, no. S1, pp. S3–S4, Jun. 2014. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/sc.2014.40>
- [38] J. A. Guimaraes, L. O. Fonseca, C. C. Santos-Couto-Paz *et al.*, "Towards parameters and protocols to recommend FES cycling in cases of paraplegia: a preliminary report," *European Journal of Translational Myology*, vol. 26, no. 3, 2016.
- [39] R. S. Guest, K. J. Klose, B. M. Needham-Shropshire, and P. L. Jacobs, "Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep 1 ambulation system: Part 4. effect on Physical self-concept and depression," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 78, no. 8, pp. 804 – 807, 1997. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S000399939790191X>
- [40] A. Kralj, "Functional Electrical Stimulation. A new hope for paraplegic patients," *Bulletin of Prosthetics Research*, 1973.
- [41] A. Kralj and L. Vodovnik, "Functional Electrical Stimulation of the extremities: part 1," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 1, no. 1, pp. 12–15, 1977.

- [42] ———, “Functional Electrical Stimulation of the extremities: part 2,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 1, no. 2, pp. 75–80, 1977.
- [43] A. Kantrowitz, “Electronic Physiologic aids,” *Report of the Maimonides Hospital*, pp. 4–5, 1960.
- [44] B. M. Needham-Shropshire, J. G. Broton, K. J. Klose, N. Lebwohl, R. S. Guest, and P. L. Jacobs, “Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep 1 ambulation system: Part 3. lack of effect on bone mineral density,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 78, no. 8, pp. 799 – 803, 1997. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999397901908>
- [45] Christopher and D. Reeve, “Parastep,” April 2003, [Online]. Available at: <http://www.christopherreeve.org/atf/cf/>
- [46] FDA, “K050036: FES cycle ergometer, model RT300-S,” 2015.
- [47] D. Graupe and K. H. Kohn, “Functional Neuromuscular stimulator for short-distance ambulation by certain thoracic-level Spinal Cord Injured paraplegics,” *Surgical Neurology*, vol. 50, no. 3, pp. 202–207, 1998.
- [48] F. B. Horak, “Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?” *Age and Ageing*, vol. 35, no. Supplement 2, p. ii7–ii11, Sep 2006. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1093/ageing/af1077>
- [49] N. M. Malešević, L. Z. P. Maneski, V. Ilic, N. Jorgovanović, G. Bijelić, T. Keller, and D. B. Popović, “A multi-pad electrode based Functional Electrical Stimulation system for restoration of grasp,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, vol. 9, no. 1, p. 1, 2012.
- [50] H.-C. Wu, S.-T. Young, and T.-S. Kuo, “A versatile multichannel direct-synthesized Electrical Stimulator for FES applications,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 51, no. 1, 2002. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1109/19.989882>

- [51] R. J. Downey, T.-H. Cheng, M. J. Bellman, and W. E. Dixon, “Closed-loop asynchronous Neuromuscular Electrical Stimulation prolongs functional movements in the lower body,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 6, pp. 1117–1127, 2015.
- [52] H. Qu, Y. Xie, X. Liu, X. He, M. Hao, Y. Bao, Q. Xie, and N. Lan, “Development of network-based multichannel Neuromuscular Electrical Stimulation system for stroke Rehabilitation,” *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 53, no. 2, pp. 263–278, 2016.
- [53] R. Kobetic, R. J. Triolo, and E. B. Marsolais, “Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 5, no. 1, pp. 23–29, 1997.
- [54] N. Alibeji, N. Kirsch, and N. Sharma, “An adaptive low-dimensional control to compensate for actuator redundancy and FES-induced muscle fatigue in a hybrid Neuroprosthesis,” *Control Engineering Practice*, 2016.
- [55] M. J. Nandor, S. R. Chang, R. Kobetic, R. J. Triolo, and R. Quinn, “A hydraulic hybrid Neuroprosthesis for gait restoration in people with Spinal Cord Injuries,” in *Conference on Biomimetic and Biohybrid Systems*. Springer, 2016, pp. 192–202.
- [56] R. Spadone, G. Merati, E. Bertocchi, E. Mevio, A. Veicsteinas, A. Pedotti, and M. Ferrarin, “Energy consumption of locomotion with orthosis versus Parastep-assisted gait: a single case study,” *Spinal Cord*, vol. 41, no. 2, pp. 97–104, 2003.
- [57] K. Torres, “Parastep System,” The University of Rhode Island, Tech. Rep., 03 2008.
- [58] F. Anaya, P. Thangavel, and H. Yu, “Hybrid FES–robotic gait rehabilitation technologies: a review on mechanical design, actuation, and control strategies,” *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, pp. 1–28, 2018.
- [59] B. M. Doucet, A. Lam, and L. Griffin, “Neuromuscular Electrical Stimulation for skeletal muscle function,” *The Yale journal of Biology and Medicine*, vol. 85, no. 2, p. 201, 2012, [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/pdf/yjbm\\_85\\_2\\_201.pdf](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3375668/pdf/yjbm_85_2_201.pdf).

- [60] J. Rosell, J. Colominas, P. Riu, R. Pallas-Areny, and J. G. Webster, "Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz," *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, vol. 35, pp. 649–651, Aug. 1988.
- [61] J. C. Dean, J. M. Clair-Auger, O. Lagerquist, and D. F. Collins, "Asynchronous recruitment of low-threshold motor units during repetitive, low-current stimulation of the human tibial nerve," *Mechanisms underlying firing in healthy and sick human motoneurons*, 2015.
- [62] E. P. Widmaier, H. Raff, A. J. Vander, and K. T. Strang, *Vander's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*, 12th ed. McGraw-Hill, 2011.
- [63] E. Henneman, "The size-principle: a deterministic output emerges from a set of probabilistic connections," *Journal of experimental Biology*, vol. 115, no. 1, pp. 105–112, 1985.
- [64] C. J. De Luca and Z. Erim, "Common drive of motor units in regulation of muscle force," *Trends in Neurosciences*, vol. 17, no. 7, pp. 299–305, 1994.
- [65] P. N. S. Bawa, K. E. Jones, and R. B. Stein, "Assessment of size ordered recruitment," *Mechanisms underlying firing in healthy and sick human motoneurons*, p. 9, 2015.
- [66] A. J. Fuglevand, D. A. Winter, A. E. Patla, and D. Stashuk, "Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing," *Biological Cybernetics*, vol. 67, no. 2, pp. 143–153, 1992.
- [67] M. Ogawa and H. Ohmori, "Comparison of FES between pulse frequency and width control based on simulation study," in *2013 52nd Annual Conference of the Society of Instrument and Control Engineers of Japan, SICE 2013*, 2013.
- [68] R. B. Chauhan and J. B. Vyas, "Study of effect of different frequency and amplitude of FES on lower limb musculoskeletal model for SCI patients," 2013.
- [69] E. Krueger, E. Scheeren Mendoza, G. N. Nogueira-Neto, and E. Neves Borba, "Relationship between peak and mean amplitudes of the stimulating output voltage for functional control of the knee by Spinal Cord patients and healthy volunteers," *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, vol. 29, no. 2, p. 144–152, 2013. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.4322/rbeb.2013.013>



- [70] K. Allen and C. Goodman, *Using Electrical Stimulation. A guideline for Allied Health Professionals*, Royal Prince Alfred Hospital, Sidney Australia, 2014.
- [71] M. Piotrkiewicz, P. N. S. Bawa, and A. Schmied, “Mechanisms underlying firing in healthy and sick human motoneurons,” *Frontiers in human Neuroscience*, vol. 9, 2015.
- [72] T. Araújo, A. Anjos, N. Nunes, P. Rebelo, and H. Gamboa, “Quadriceps muscle fatigue and comfort generated by Neuromuscular Electrical Stimulation with current modulated waveforms,” in *Biosignals*, 2015, pp. 92–98.
- [73] N. Laotaveerungrueng, “A high-voltage, high-current multi-channel arbitrary waveform generator ASIC for neural interface and MEMS applications,” Ph.D. dissertation, Case Western Reserve University, 2011.
- [74] Y. Laufer, J. Ries, Deanne, P. M. Leininger, and G. Alon, “Quadriceps femoris muscle torques and fatigue generated by Neuromuscular Electrical Stimulation with three different waveforms,” *Physical Therapy*, vol. 81, no. 7, pp. 1307–1316, 2001, <http://ptjournal.apta.org/content/81/7/1307.full.pdf+html>.
- [75] R. M. Fish and L. A. Geddes, “Conduction of electrical current to and through the human body: a review,” *Eplasty*, vol. 9, 2009.
- [76] D. Sarddar, M. Kumar, and S. Kumar Sikdar, “Functional Electrical Stimulation using PIC Microcontroller,” *International Journal of Computer Applications*, vol. 44, no. 12, pp. 31–35, 2012.
- [77] J. Simpson and M. Ghovanloo, “An experimental study of voltage, current, and charge controlled stimulation front-end circuitry,” in *2007 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*. IEEE, 2007, pp. 325–328.
- [78] T. A. McLoda and J. A. Carmack, “Optimal burst duration during a facilitated quadriceps femoris contraction,” *Journal of athletic training*, vol. 35, no. 2, p. 145, 2000. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1323410/pdf/jathtrain00002-0027.pdf>

- [79] Z. Li, M. Hayashibe, D. Andreu, and D. Guiraud, “Real-time closed-loop FES control of muscle activation with evoked EMG feedback,” in *2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*. IEEE, 2015, pp. 623–626.
- [80] R. Kobetic, R. J. Triolo, J. P. Uhler, C. Bieri, M. Wibowo, G. Polando, E. B. Marsolais, J. A. Davis, K. A. Ferguson, and M. Sharma, “Implanted Functional Electrical Stimulation system for mobility in paraplegia: a follow-up case report,” *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 7, no. 4, pp. 390–398, 1999. [Online]. Available: [http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs\\_all.jsp?arnumber=808942](http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=808942)
- [81] R. Babu, M. A. Hazzard, K. T. Huang, B. Ugiliweneza, C. G. Patil, M. Boakye, and S. P. Lad, “Outcomes of percutaneous and paddle lead implantation for Spinal Cord Stimulation: A comparative analysis of complications, reoperation rates, and health-care costs,” *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, vol. 16, no. 5, pp. 418–427, 2013.
- [82] J. H. Schulman, “The feasible FES system: Battery powered BION stimulator,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 96, no. 7, pp. 1226–1239, 2008.
- [83] Y. Tu, G. I. Matthews, S.-Y. Lee, and Q. Fang, “A closed-loop micro-stimulator controlled by muscle fatigue status and function impairment level for upper limb rehabilitation,” in *Bioelectronics and Bioinformatics (ISBB), 2015 International Symposium on*. IEEE, 2015, pp. 120–123.
- [84] W. Mayr, M. Bijak, D. Rafolt, S. Sauermann, E. Unger, and H. Lanmüller, “Basic design and construction of the Vienna FES implants: existing solutions and prospects for new generations of implants,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 23, no. 1, pp. 53–60, 2001.
- [85] T. Yamamoto and Y. Yamamoto, “Dielectric constant and resistivity of epidermal stratum corneum,” *Medical and Biological Engineering*, vol. 14, no. 5, pp. 494–500, 1976.
- [86] K. Subramanya and M. K. Ajithanjaya Kumar, “Design of a programmable flyback based FES system for restoring foot drop in stroke rehabilitation,” in *India Conference (INDICON), 2015 Annual IEEE*. IEEE, 2015, pp. 1–5.

- [87] S.-C. Chen, J.-J. Luh, Y.-L. Chen, C.-L. Liu, C.-H. Yu, H.-C. Wu, C.-H. Chen, Y. Handa, S.-T. Young, T.-S. Kuo *et al.*, “Development and application of a versatile FES system,” *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 24, no. 1, pp. 37–44, 2004.
- [88] S. Davis, *Power Management*. Power Electronics Library, 2016, vol. 1.
- [89] Maxim Integrated, “12V or adjustable, high-efficiency, low IQ, step-up DC-DC Controller,” 2002.
- [90] A. Masdar, K. Ibrahim, M. M. A. Jamil, D. Hanafi, M. K. I. Ahmad, and K. A. A. Rahman, “Current source with low voltage controlled for surface Electrical Stimulation,” in *Signal Processing and its Applications (CSPA), 2013 IEEE 9th International Colloquium on*. IEEE, 2013, pp. 161–164.
- [91] A. S. Tucker, R. M. Fox, and R. J. Sadleir, “Biocompatible, high precision, wideband, improved Howland current source with lead-lag compensation,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 7, no. 1, pp. 63–70, 2013.
- [92] K. Chan, “Wide bandwidth and high voltage arbitrary waveform generator front end,” 2013.
- [93] G. King and T. Watkins, “Bootstrapping your Op-Amp yields wide voltage swings,” *EDN*, vol. 44, no. 10, pp. 117–123, 1999.
- [94] C. J. Poletto and C. L. Van Doren, “A high voltage, constant current stimulator for electrocutaneous stimulation through small electrodes,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, no. 8, pp. 929–936, Aug. 1999.
- [95] Apex, “High voltage power operational amplifiers RoHS,” Tech. Rep., 2015.
- [96] R. Thorsen and M. Ferrarin, “Battery powered Neuromuscular Stimulator circuit for use during simultaneous recording of myoelectric signal sigh,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, no. 8, pp. 1032–1037, oct 2009. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.06.006>

- [97] N. Dommel, Y. T. Wong, T. Lehmann, P. Byrnes-Preston, N. H. Lovell, and G. J. Suaning, "Microelectronic retinal prosthesis: II. use of high-voltage CMOS in retinal Neurostimulators," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2006, pp. 4651–4654.
- [98] I. Buchman, "Batteries in a portable world: a handbook on rechargeable batteries for non-Engineerss," *Cadex Electronics Inc., Richmond*, 2001.
- [99] J. Jitprasutwit, R. Chaiwattanatham, and Z. Lertmanorat, "Development and distribution of Functional Electrical Stimulator for foot drop for Thais," in *Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2015 8th*. IEEE, 2015, pp. 1–4.
- [100] G. Pistoia, *Batteries for portable devices*. Elsevier, 2005.
- [101] M. Pedram and Q. Wu, "Design considerations for battery-powered electronics," in *Proceedings of the 36th Annual ACM/IEEE Design Automation Conference*, ser. DAC '99. New York, NY, USA: ACM, 1999, pp. 861–866. [Online]. Available: <http://doi.acm.org/10.1145/309847.310089>
- [102] D. Linden and T. B. Redd, *Handbook of batteries*, 2002.
- [103] I. D. Loram, C. N. Maganaris, and M. Lakie, "Paradoxical muscle movement in human standing," *The Journal of Physiology*, vol. 556, no. 3, pp. 683–689, 2004.
- [104] J. Crosbie, A. I. P. Tanhoffer, and C. Fornusek, "FES assisted standing in people with incomplete Spinal Cord Injury: a single case design series," *Spinal Cord*, vol. 52, no. 3, pp. 251–254, dec 2013. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1038/sc.2013.158>
- [105] T. Seel, M. Ruppel, M. Valtin, and T. Schauer, "Multichannel FES parameterization for controlling foot motion in paretic gait," *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 1, no. 1, pp. 480–483, 2015.
- [106] S. Hached, A. Trigui, I. E. Khalloufi, M. Sawan, O. Loutochin, and J. Corcos, "A Bluetooth-based low-energy Qi-compliant battery charger for implantable Medical devices," in *Proc. IEEE Int Bioelectronics and Bioinformatics (ISBB) Symp*, Apr. 2014, pp. 1–4.

- [107] C. Gomez, J. Oller, and J. Paradells, “Overview and evaluation of Bluetooth low energy: An emerging low-power wireless technology,” *Sensors*, vol. 12, no. 9, pp. 11 734–11 753, 2012.
- [108] FDA, “Radio frequency wireless technology in Medical devices: guidance for industry and Food and Drug Administration staff,” 2014.
- [109] E. M. Scheerer, Y.-W. Liao, E. J. Perreault, M. C. Tresch, W. D. Memberg, R. F. Kirsch, and K. M. Lynch, “Multi-muscle FES force control of the human arm for arbitrary goals,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, no. 3, pp. 654–663, 2014.
- [110] D. B. Popović, “Advances in Functional Electrical Stimulation (FES),” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, no. 6, pp. 795–802, 2014.
- [111] M. Young, “A review on postural realignment and its muscular and neural components,” *Elite Track*, 2003. [Online]. Available: [http://www.elitetrack.com/article\\_files/posture.pdf](http://www.elitetrack.com/article_files/posture.pdf)
- [112] J. F. Tan, K. Masani, A. H. Vette, J. Zariffa, M. Robinson, C. Lynch, and M. R. Popovic, “Inverted pendulum standing apparatus for investigating closed-loop control of ankle joint muscle contractions during Functional Electrical Stimulation,” *International Scholarly Research Notices*, vol. 2014, 2014.
- [113] E. R. De Lima, J. L. P. Rovira, D. Farina, and S. Dosen, “Method and Neuroprosthetic device for monitoring and suppression of pathological tremors through Neurostimulation of the afferent pathways,” Nov. 13 2014, US Patent App. 14/271,669. [Online]. Available: <https://www.google.com/patents/US20140336722>
- [114] L. Popovi, N. Maneski, T. Keller, M. B. Popovi, and D. B. Popovi, “Electrical Stimulation for the suppression of pathological tremor,” 2011.
- [115] T. Watanabe, S. Endo, R. Morita, K. Murakami, and N. Kuge, “A preliminary test of a portable prototype system of FES foot drop correction and gait measurements with a

- hemiplegic subject,” in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*. Springer, 2017, pp. 1217–1221.
- [116] M. Valtin, K. Kociemba, C. Behling, B. Kuberski, M. Weber, and T. Schauer, “A versatile stimulator for advanced Transcutaneous FES applications enabling user-specified pulse waveforms,” *Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik*, vol. 59, no. S1, pp. S1049–52, 2014.
- [117] F. C. Anderson and M. G. Pandy, “Dynamic optimization of human walking,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 123, no. 5, pp. 381–390, 2001.
- [118] D. M. Henderson, “Euler angles, quaternions, and transformation matrices for space shuttle analysis,” McDonnell-Douglas Technical Services Co., Inc., Houston, TX, United States, Tech. Rep., 1977.
- [119] M. Šenk and L. Cheze, “Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics,” *Clinical Biomechanics*, vol. 21, pp. S3–S8, 2006.
- [120] D. Titterton and J. L. Weston, *Strapdown inertial navigation technology*. IET, 2004, vol. 17.
- [121] A. J. Hanson, “Visualizing quaternions,” in *ACM SIGGRAPH 2005 Courses*. ACM, 2005, p. 1.
- [122] Y. Wu, X. Hu, D. Hu, T. Li, and J. Lian, “Strapdown inertial navigation system algorithms based on dual quaternions,” *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 41, no. 1, pp. 110–132, 2005.
- [123] R. Williamson and B. J. Andrews, “Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 39, no. 3, pp. 294–302, 2001.
- [124] H. J. Luinge and P. H. Veltink, “Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers,” *Medical and Biological Engineering and computing*, vol. 43, no. 2, pp. 273–282, 2005.

- [125] B. Behnoush, N. Tavakoli, E. Bazmi, F. N. Fard *et al.*, “Smartphone and universal goniometer for measurement of elbow joint motions: a comparative study,” *Asian Journal of Sports Medicine*, vol. 7, no. 2, 2016.
- [126] D. Gafurov, K. Helkala, and T. Søndrol, “Biometric gait authentication using accelerometer sensor,” *JCP*, vol. 1, no. 7, pp. 51–59, 2006.
- [127] J. Geen, “New iMEMS angular rate-sensing gyroscope,” *Analog Dialogue 37-03*, 2003.
- [128] J.-H. Chen, S.-C. Lee, and D. B. DeBra, “Gyroscope free strapdown inertial measurement unit by six linear accelerometers,” *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, vol. 17, no. 2, pp. 286–290, 1994.
- [129] W. Li and J. Wang, “Magnetic sensors for navigation applications: an overview,” *The Journal of Navigation*, vol. 67, no. 2, pp. 263–275, 2014.
- [130] W. T. Higgins, “A comparison of complementary and Kalman filtering,” *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, no. 3, pp. 321–325, 1975.
- [131] J.-S. H. Myunggon Yoon, “A magnetometer-based complementary filter for small multi-rotor helicopters,” *International Journal of Engineering Research & Technology*, 2016.
- [132] G. Welch and G. Bishop, “An introduction to the Kalman filter. Department of Computer Science, University of North Carolina,” *ed: Chapel Hill, NC, unpublished manuscript*, 2006.
- [133] T. Hamel and R. Mahony, “Attitude estimation based on direct inertial measurements,” in *Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference*. IEEE, 2006, pp. 2170–2175.
- [134] S. Madgwick, “An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays,” *Report x-io and University of Bristol (UK)*, vol. 25, 2010.
- [135] A. Cirillo, P. Cirillo, G. De Maria, C. Natale, and S. Pirozzi, “A comparison of multi-sensor attitude estimation algorithms,” in *Multisensor Attitude Estimation: Fundamental Concepts and Applications*. CRC Press, 2016, pp. 529–540.

- [136] A. Cavallo, A. Cirillo, P. Cirillo, G. De Maria, P. Falco, C. Natale, and S. Pirozzi, “Experimental comparison of sensor fusion algorithms for attitude estimation,” *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 47, no. 3, pp. 7585–7591, 2014.
- [137] H. P. Schwan and C. F. Kay, “Capacitive properties of body tissues,” *Circulation Research*, vol. 5, no. 4, pp. 439–443, 1957.
- [138] L. A. Geddes, C. P. Costa, and G. Wise, “The impedance of stainless-steel electrodes,” *Medical and Biological Engineering*, vol. 9, no. 5, pp. 511–521, 1971.
- [139] S. J. Dorgan and R. B. Reilly, “A model for human skin impedance during surface Functional Neuromuscular stimulation,” *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 7, no. 3, pp. 341–348, 1999.
- [140] A. Tamtrakarn, “A portable switching bi-phasic stimulator with level-shifting inverter for Functional Electrical Stimulation operating under a 6V supply voltage,” in *TENCON 2015-2015 IEEE Region 10 Conference*. IEEE, 2015, pp. 1–4.
- [141] A. Van Boxtel, “Skin resistance during square-wave electrical pulses of 1 to 10 mA,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 15, no. 6, pp. 679–687, 1977.
- [142] S. A. Santos, T. Schlebusch, and S. Leonhardt, “Simulation of a current source with a Cole-Cole load for multi-frequency Electrical Impedance Tomography,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2013, pp. 6445–6448.
- [143] T. Keller and A. Kuhn, “Electrodes for Transcutaneous (surface) Electrical Stimulation,” *J Autom Control*, vol. 18, pp. 35–45, 2008.
- [144] A. V. Hill, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle,” *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Science*, vol. 126, no. 843, pp. 136–195, 1938.
- [145] M. Ferrarin, F. Palazzo, R. Riener, and J. Quintern, “Model-based control of FES-induced single joint movements,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, no. 3, pp. 245–257, 2001.



- [146] R. M. Candido and M. Boavida, “Development of a control architecture for a musculoskeletal model of the human ankle joint using multibody dynamics and hill-type muscle actuators,” Ph.D. dissertation, Universidade de Lisboa, 2009.
- [147] T. Suzuki, H. Tanaka, S. Minami, H. Yamada, and T. Miyata, “Wearable wireless vital monitoring technology for smart health care,” in *Proc. 7th Int Medical Information and Communication Technology (ISMICT) Symp*, Mar. 2013, pp. 1–4.
- [148] J. Bird and D. Arden, “Indoor navigation with foot-mounted strapdown inertial navigation and magnetic sensors [emerging opportunities for localization and tracking],” *IEEE Wireless Communications*, vol. 18, no. 2, pp. 28–35, 2011.
- [149] B. K. Thurgood, N. M. Ledbetter, D. J. Warren, G. A. Clark, and R. R. Harrison, “Wireless integrated circuit for 100-channel Neural Stimulation,” in *Proc. IEEE Biomedical Circuits and Systems Conf*, Nov. 2008, pp. 129–132.
- [150] M. Toussaint, D. Andreuy, P. Fraisse, and D. Guiraudy, “Wireless distributed architecture for therapeutic Functional Electrical Stimulation: a technology to design network-based muscle control,” in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*. IEEE, 2010, pp. 6218–6221.
- [151] Texas Instruments, *CC2540 and CC2541 Bluetooth low energy Software Developers SW-RU271G*, 2015.
- [152] CooSpo, “Heart rate monitor H603B,” CooSpo Tech Co.,Ltd, Tech. Rep., 2018.
- [153] D. Giles, N. Draper, and W. Neil, “Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest,” *European journal of applied Physiology*, vol. 116, no. 3, pp. 563–571, 2016.
- [154] F. J. Ortiz Bonilla, “Monitorización del pulso de usuario mediante la lectura de sensores Bluetooth LE usando Eclipse Kura y AWS IoT,” 2017.
- [155] Guangzhou Nengda Power Technology Co. Ltd, “WRHxxS series high voltage DC-DC converter,” 2016.

- [156] International Electrotechnical Commission *et al.*, “IEC 60601,” *Medical Electrical equipment–Part*, pp. 2–16, 2005.
- [157] Guangzhou Nengda Power Technology Co. Ltd. (2017) WRH S(D)-8.
- [158] Texas Instruments. (2011) INA226 High-side or Low-side measurement, Bi-directional current and power monitor with I2C compatible interface.
- [159] SEM Test Inc, “Nitecore NL147 material safety datasheet,” SEM TEST, Tech. Rep., 2017.
- [160] Monolithic Power Systems Inc , “MP2307,” Monolithic Power Systems, Inc, Tech. Rep., 2008.
- [161] Texas Instruments. (2016) CC2640R2F SimpleLink Bluetooth low energy Wireless MCU SWRS204A.
- [162] Corporation Panasonic. (2014) GU SOP 1 Form A (AQY21xS).
- [163] Invensense, “MPU-9250,” 2016.
- [164] Microelectronic EM. (2014) EM7180 SENtral Motion Coprocessor.
- [165] T. Watanabe, S. Endo, and R. Morita, “Development of a prototype of portable FES Rehabilitation system for relearning of gait for hemiplegic subjects,” *Healthcare Technology Letters*, vol. 3, no. 4, pp. 284–289, 2016.
- [166] J. E. Ramos Montilla *et al.*, “Desarrollo de un prototipo de sistema de captura de movimiento para actividad física del miembro inferior como interfaz de usuario en un ambiente de realidad virtual,” B.S thesis, Universidad Militar Nueva Granada, 2015.



Casa abierta al tiempo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

# ACTA DE EXAMEN DE GRADO

No. 00133

Matrícula: 2133802456

Desarrollo de un estimulador eléctrico funcional portátil con retroalimentación de orientación para extremidades inferiores de sujetos con paraplejia.



Con base en la Legislación de la Universidad Autónoma Metropolitana, en la Ciudad de México se presentaron a las 14:00 horas del día 5 del mes de noviembre del año 2020 POR VÍA REMOTA ELECTRÓNICA, los suscritos miembros del jurado designado por la Comisión del Posgrado:

DR. JUAN RAMON JIMENEZ ALANIZ  
M. EN C. JORGE AIRY MERCADO GUTIERREZ  
M. EN I. OSCAR YAÑEZ SUAREZ

Bajo la Presidencia del primero y con carácter de Secretario el último, se reunieron para proceder al Examen de Grado cuya denominación aparece al margen, para la obtención del grado de:


MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERIA BIOMEDICA)

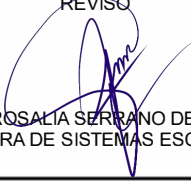
DE: JOSE IVAN ESQUIVEL MENDOZA

y de acuerdo con el artículo 78 fracción III del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

## APROBAR

Acto continuo, el presidente del jurado comunicó al interesado el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.

  
JOSE IVAN ESQUIVEL MENDOZA  
ALUMNO

REVISÓ  
  
MTRA. ROSALIA SERRANO DE LA PAZ  
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

  
DR. JESUS ALBERTO OCHOA TAPIA

PRESIDENTE

  
DR. JUAN RAMON JIMENEZ ALANIZ

VOCAL

  
M. EN C. JORGE AIRY MERCADO GUTIERREZ

SECRETARIO

  
M. EN I. OSCAR YAÑEZ SUAREZ

El presente documento cuenta con la firma –autógrafa, escaneada o digital, según corresponda- del funcionario universitario competente, que certifica que las firmas que aparecen en esta acta – Temporal, digital o dictamen- son auténticas y las mismas que usan los c. c. profesores mencionados en ella