



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

Tema:

**“SISTEMA DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA PARA LOS PACIENTES
QUE PADECEN DE PIE EQUINO DEL CENTRO DE REHABILITACIÓN
FÍSICA Y NEUROLÓGICA BENDICIONES”**

Trabajo de Titulación Modalidad: Proyecto de Investigación, presentado previo a la obtención del título de Ingeniera en Electrónica y Comunicaciones.

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Física y Electrónica

Autor: Lizbeth Estefanía Villarroel Morales

Tutor: Ing. Santiago Altamirano Mg.

AMBATO – ECUADOR

Marzo 2021

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del Trabajo de Investigación sobre el tema: “SISTEMA DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA PARA LOS PACIENTES QUE PADECEN DE PIE EQUINO DEL CENTRO DE REHABILITACIÓN FÍSICA Y NEUROLÓGICA BENDICIONES”, desarrollado por la señorita Lizbeth Estefanía Villarroel Morales, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que el estudiante ha sido tutorado durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 15 del Reglamento para obtener el Título de Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y el numeral 7.4 del respectivo instructivo

Ambato, marzo de 2021



Firmado electrónicamente por:
**SANTIAGO MAURICIO
ALTAMIRANO
MELENDEZ**

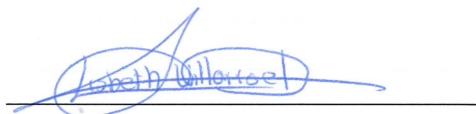
Ing. Santiago Altamirano, Mg.

TUTOR

AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado: “SISTEMA DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA PARA LOS PACIENTES QUE PADECEN DE PIE EQUINO DEL CENTRO DE REHABILITACIÓN FÍSICA Y NEUROLÓGICA BENDICIONES”, es absolutamente original, auténtico y personal. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, marzo de 2021



Lizbeth Estefanía Villarroel Morales

C.C. 1804613758

AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del Informe Final del Trabajo de Titulación presentado por la señorita Villarroel Morales Lizbeth Estefanía estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la Modalidad PROYECTO DE INVESTIGACION titulado “SISTEMA DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA PARA LOS PACIENTES QUE PADECEN DE PIE EQUINO DEL CENTRO DE REHABILITACIÓN FÍSICA Y NEUROLÓGICA BENDICIONES”, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 17 del Reglamento para obtener el Título de Tercer Nivel, de Grado de la Universidad Técnica de Ambato, y al numeral 7.6 del respectivo instructivo. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con la señora Presidenta del Tribunal.

Ambato, marzo de 2021



Firmado electrónicamente por:
**ELSA PILAR
URRUTIA**

Ing. Elsa Pilar Urrutia Mg.
PRESIDENTA DEL TRIBUNAL



Firmado electrónicamente por:
**MARCO ANTONIO
JURADO LOZADA**

Ing. Marco Jurado, Mg.
DOCENTE CALIFICADOR



Firmado electrónicamente por:
**FABIAN RODRIGO
SALAZAR ESCOBAR**

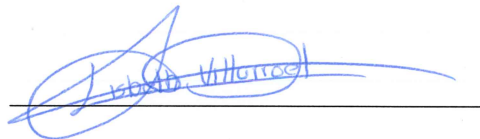
PhD. Fabian Salazar
DOCENTE CALIFICADOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación en favor de la Universidad Técnica de Ambato, con fines de difusión pública. Además, autorizo su reproducción total o parcial dentro de las regulaciones de la institución.

Ambato, marzo de 2021



Lizbeth Estefanía Villarroel Morales

C.C. 1804613758

AUTOR

DEDICATORIA

A lo largo de mi vida siempre he tenido el mayor apoyo de dos personas que me han forjado valores, metas y objetivo, que siempre han estado a mi lado. Solo puedo decirles gracias por todo, para mí es un honor dedicarles este Trabajo de Titulación a MIS PADRES, ustedes que son lo más importante y valioso de mi vida.

Lizbeth Estefanía Villarroel Morales

AGRADECIMIENTO

A Dios por brindarme salud y permitirme culminar una etapa más de mi vida.

A mis padres Luis Villarroel y Sonia Morales que siempre están conmigo, por ser mi apoyo y fortaleza.

A mis hermanos Paulina, Diana y Andrés que siempre me motivaron a pesar de las adversidades.

A mi querido amigo, confidente y enamorado que siempre esta a mi lado.

A la Universidad Técnica de Ambato, Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, por la formación académica.

Al Ingeniero Santiago Altamirano, por la asesoría para la culminación del trabajo.

Al Centro de Rehabilitación Física y Neurológica Bendiciones, en especial a la Licenciada María Belén Camino Mora quien me permitió realizar mi trabajo de titulación en su honorable institución.

Finalmente, a mis amigos, por tantas experiencias y momentos compartimos.

Dios les pague a todos

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS

APROBACIÓN DEL TUTOR	I
AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	II
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO	III
DERECHOS DE AUTOR	IV
DEDICATORIA	V
AGRADECIMIENTO	VI
ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDOS	VII
Índice de Figuras	X
Índice de Tablas	XII
RESUMEN	XIII
ABSTRACT	XIV
CAPITULO I	1
MARCO TEÓRICO	1
1.1 Tema	1
1.2 Antecedentes Investigativos	1
1.2.1 Contextualización del problema.....	4
1.3 Fundamentación teórica	6
1.3.1 Extremidades inferiores	6
1.3.2 Sistemas electrónicos.....	16
1.3.3 Base de datos	18
1.4 Objetivos:	21
CAPÍTULO II	23
METODOLOGÍA.	23
2.1. Materiales	23
2.2.1 Modalidad de la investigación.	25

2.2.2 Recolección de información	25
2.2.3 Población y muestra.....	26
2.2.4 Procesamiento y análisis de datos.....	26
2.2.5 Desarrollo del proyecto.....	27
CAPÍTULO III.....	28
RESULTADOS Y DISCUSIÓN	28
3.1 Análisis y discusión de los resultados.	28
3.2 Desarrollo de la propuesta	29
3.2.1 Factores que están expuestos las personas que padecen de pie equino	31
3.2.2 Los métodos de rehabilitación del pie equino.	32
3.2.3 Tecnología de los sistemas de estimulación eléctrica.....	34
3.2.5 Selección de los elementos electrónicos idóneos para la implementación del sistema	35
3.2.6 Diseño del Sistema de Estimulación Eléctrica	41
3.2.7 Diseño de las placas del Sistema de Estimulación Eléctrica	45
3.2.8 Diseño de la interfaz del Sistema de Estimulación Eléctrica.	46
3.2.9 Base de datos	49
3.2.10 Esquema de conexión del Sistema de Estimulación Eléctrica	51
3.2.11 Diseño del Sistema de Estimulación Eléctrica	52
3.2.12 Colocación del equipo	52
3.2.13 Presupuesto.....	54
3.2.14 Pruebas de funcionamiento del Sistema de Estimulación Eléctrica.....	55
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	64
4.1 Conclusiones	64
4.2 Recomendaciones	65
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	67
ANEXOS	73

Anexos 1: La entrevista	73
Anexos 2: Especificaciones Técnicas del Sensor de Fuerza Resistiva FRS402.....	80
Anexos 3: Especificaciones Técnicas del Sensor Inercial MPU6050	83
Anexos 4: Especificaciones Técnicas de la Esp32	85
Anexos 5: Especificaciones Técnicas de la Raspberry pi3.....	90
Anexos 6: Programación de la etapa de sensorización	92
Anexos 7: Programación en la etapa de estimulación	98
Anexos 8: Aplicación Móvil.....	108
Anexos 10: Decreto Constitucional de la Republica del Ecuador NO 1017	113

Índice de Figuras

Figura 1: Partes de la extremidad inferior.	6
Figura 2: Estructura ósea del pie	7
Figura 3: Músculos del pie	8
Figura 4: Movimiento del pie en los tres ejes del plano en el espacio	9
Figura 5: Movimiento de la flexión plantar y flexión dorsal	9
Figura 6: Movimiento de la supinación y pronación	10
Figura 7: Movimiento de abducción y aducción del pie	10
Figura 8: Ciclo de la marcha	13
Figura 9: Etapas de la fase de apoyo	14
Figura 10: Etapas de la fase de balanceo	15
Figura 11: Pie normal y pie equino	16
Figura 12: Etapas de un sistema electrónico	17
Figura 13: Estructura básica de un microcontrolador	17
Figura 14: Estructura de la base de datos	19
Figura 15: Diagrama de bloques del sistema de estimulación.....	30
Figura 16: Esquemático de la etapa de sensorización.....	41
Figura 17: Esquemático de la etapa de control	45
Figura 18: Diseño de las placas del circuito impreso del sistema de estimulación el	45
Figura 19: Diagrama de la interfaz móvil.....	46
Figura 20: Registro de usuario.....	47
Figura 21: Inicio de sesión.....	47
Figura 22: Control del sistema.....	48
Figura 23: Grafica de los datos medidos	49
Figura 24: Parámetros de información de los pacientes en la base de datos	50
Figura 25: Parámetros técnicos del equipo en la base de datos	50
Figura 26: La conexión de la base de datos con la tarjeta Esp32 y el servidor local	50
Figura 27: El servidor recibe información del sensor transmite a través de la tarjeta Esp32.....	51
Figura 28: Esquema de conexión del sistema de estimulación eléctrica	51
Figura 29: Diseño del sistema de estimulación eléctrica.....	52
Figura 30: Colocación del cinturón terapéutico.....	52

Figura 31: Colocación de los electrodos.....	53
Figura 32: Colocación del sujetador de la etapa de sensorización.	53
Figura 33: Colocación del Sensor FRS402.....	54
Figura 34: Grafica del ángulo de la flexión plantar de la paciente Karla Elizabeth .	61
Figura 35: Grafica del ángulo de la Flexión plantar del paciente Carlos Javier.....	61
Figura 36: Funcionamiento del equipo	62
Figura 37: Diagrama de flujo de la programación de la etapa de sensado.....	92
Figura 38: Diagrama de flujo de la programación de la etapa de estimulación.....	99

Índice de Tablas

Tabla 1: Materiales del proyecto.....	23
Tabla 2: Población del Centro de rehabilitación "BENDICIONES".....	26
Tabla 3: Características de equipos comerciales de Estimulación Eléctrica	34
Tabla 4: Parámetros técnicos para el desarrollo del proyecto.....	29
Tabla 5: Cuadro comparativo de los Sensores de Fuerza Resistiva.....	36
Tabla 6: Cuadro comparativo de los sensores inerciales	37
Tabla 7: Cuadro comparativo de los microcontroladores	38
Tabla 8: Cuadro comparativo de los electrodos superficiales.....	39
Tabla 9: Cuadro comparativo de los modelos de miniordenador	40
Tabla 10: Análisis de Batería Requerida para Etapa de Sensorización	44
Tabla 11: Análisis de Batería Requerida para Etapa de Estimulación.....	44
Tabla 12: Presupuesto del proyecto.	54
Tabla 13: Datos de los Pacientes.....	56
Tabla 14: Mediciones antes de utilizar el equipo de la paciente Karla Elizabeth.....	56
Tabla 15: Toma de mediciones antes de utilizar el equipo del paciente Carlos Javier	56
Tabla 16: Toma de mediciones al utilizar el equipo de la paciente Karla Elizabeth	57
Tabla 17: Toma de mediciones al utilizar el equipo de la paciente Carlos Javier	59
Tabla 18: Tabla de resultados	62
Tabla 19: Comparación de los tratamientos para el pie equino	63

RESUMEN

El desarrollo de la investigación tiene la finalidad de realizar un sistema portátil de estimulación eléctrica, que ayude a las personas que tienen una discapacidad locomotriz en sus piernas debido a enfermedades o lesiones neurovasculares, que han hecho que las personas no tengan dependencia propia en sus actividades diarias. De tal manera que se realizó un estudio de sus problemas físicos y psicológicos que padecen dichas personas, así como también de los parámetros técnicos del movimiento de las articulaciones que son afectadas cuando se presenta una anomalía en la marcha humana.

Las personas que tienen el trastorno de pie equino presentan una malformación que implica que el pie de la persona tenga una inclinación plantar exagerada, lo que dificulta que la persona desarrolle la marcha humana con normalidad.

El diseño del sistema de estimulación eléctrica se realizó en software y hardware libre. La implementación del equipo consta en etapas: como la etapa de sensorización, el cual está conformado por el sensor MPU6050 (acelerómetro y giroscopio), y el sensor FRS402 (fuerza resistiva), para la medición del ángulo del pie del paciente. En la parte de estimulación eléctrica se utilizó un microcontrolador Esp32 configurado como cliente-servidor para la comunicación inalámbrica, y controlar las señales de activación del dispositivo al generar pulsos eléctricos, a través de los electrodos hacia el paciente. En la interfaz de usuario se desarrolló una aplicación móvil basada en diagrama de bloques para que el usuario pueda controlar el dispositivo y a su vez almacenar en una base de dato el historial del tratamiento de rehabilitación de los pacientes.

La confiabilidad y funcionamiento del equipo fue probado por los pacientes del Centro de Rehabilitación y Neurológica Bendiciones presentando resultados favorables.

Palabras clave: Electroestimulación, pie equino, inalámbrica, microcontrolador

ABSTRACT

The development of the research has the purpose of making a portable electrical stimulation system, which helps people who have a locomotor disability in their legs due to neurovascular diseases or injuries, which have made people not dependent on their activities. daily. In such a way that a study of their physical and psychological problems suffered by these people was carried out, as well as the technical parameters of the movement of the joints that are affected when an abnormality in human gait occurs.

People who have clubfoot disorder have a malformation that implies that the person's foot has an exaggerated plantar inclination, which makes it difficult for the person to develop normal human gait.

The design of the electrical stimulation system was carried out in free software and hardware. The implementation of the equipment consists of stages: such as the sensorization stage, which is made up of the MPU6050 sensor (accelerometer and gyroscope), and the FRS402 sensor (resistive force), for measuring the angle of the patient's foot. In the electrical stimulation part, an Esp32 microcontroller configured as a client-server was used for wireless communication, and to control the activation signals of the device by generating electrical pulses, through the electrodes to the patient. In the user interface, a mobile application based on a block diagram was developed so that the user can control the device and in turn store the history of the patients' rehabilitation treatment in a database.

The reliability and operation of the equipment was tested by patients from the Blessings Rehabilitation and Neurological Center, presenting favorable results.

Keywords: Electrostimulation, clubfoot, wireless, microcontroller

CAPITULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Tema

SISTEMA DE ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA PARA LOS PACIENTES QUE PADECEN DE PIE EQUINO DEL CENTRO DE REHABILITACIÓN FÍSICA Y NEUROLÓGICA BENDICIONES

1.2 Antecedentes Investigativos

Al realizar la presente investigación se encontraron proyectos afines al tema, en diferentes repositorios de universidades, artículos científicos, revistas tecnológicas y papers; con el cual genero un aporte técnico y un enfoque metodológico para el desarrollo de la presente investigación con el objetivo de lograr una terapia adecuada para la recuperación de las personas que tiene pie equino.

En el año 2019, en el Perú, Renzo Calderón con el tema “Desarrollo de un sistema portátil de estimulación eléctrica funcional para pacientes con síndrome de pie caído”, el cual realizó un sistema de estimulación eléctrica funcional (FES) mediante un estudio comparativo de parámetros técnicos de dispositivos comerciales existente en la actualidad. De este modo, su sistema consta en etapas: la etapa de sensado utilizando el sensor FRS402, un microcontrolador ATtiny2313 para el sistema de estimulación eléctrica, un microcontrolador ATtiny85 para la etapa control, y los electrodos para el sistema de pulsos conectados entre sí de manera cableada. El proyecto concluyo con la realización de las respectivas pruebas en 6 personas; de las cuales 3 de ellas lograron la dorsiflexión y flexión plantar en el pie [1].

Los investigadores S. Casco, M Loreiro, S Britez, J.C. Moreno y F. Brunetti, en México, en el año 2018, en la VIII Jornada AITADIS de las Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad publicaron un artículo científico con el tema “Neuroprótesis robótica para la compensación motora de miembros inferiores”, donde implementaron una neuroprótesis para las personas de pie caído. La neuroprótesis consiste de 4 fases: una unidad de electroestimulación por medio de 2 electrodos que genera la estimulación eléctrica, la unidad de sensorización por medio de 3 sensores para medir 9 grados de medida inercial: ITG-3200 (giroscopio), ADXL345 (acelerómetro), y HMC588L (magnetómetro), la unidad de control mediante un microcontrolador Mini-M4 para el proceso de los sensores, y la interfaz de configuración de los parámetros de estimulación y temporización. Consiguiendo como resultado un prototipo en el campo de la robótica híbrida de rehabilitación para la compensación de la caída plantar [2].

El investigador Mario Montagud Aguar, 2017, en España con el tema “Diseño de un sistema de rehabilitación con estimulación eléctrica”, se llevó a cabo la realización de una interfaz de rehabilitación, con la finalidad de visualizar los músculos y los movimientos de las extremidades superiores, que se encuentran afectados por trastornos neurológicos. De tal manera que hace uso del entorno de programación LabVIEW para el especialista y una interfaz interactiva en Arduino (LIFA) para el paciente. Logrando una aplicación que permita el control funcional de los equipos de electroestimulación deportiva [3].

En el año 2017, en Chile, Britam Arom Gómez, propone la “Identificación de los estados de la marcha utilizando unidades de medición inercial para el control de un estimulador de pie caído”, implementó un algoritmo basado en redes neuronales dinámicas y sensores inerciales para la detección y predicción de la fase de apoyo y balanceo. Este sistema fue realizado en el entorno de programación Python y se utilizó un microcontrolador NXP de la familia SmartMX. Obteniendo como resultado la identificación de los estados de la marcha humana, por medio de cálculos de los ángulos de las articulaciones en las extremidades inferiores [4] .

En el año 2015, en México, R. Ambrosio, H Sifuentes, A. Heredia, F. Guerrero, V. González y J. Borunda, en el VI Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias

de la Salud, publicaron un artículo con el tema “Prototipo de Estimulación Funcional Eléctrica (FES) inalámbrico y de corriente constante para rehabilitación de extremidades”, el objetivo de la investigación es el desarrollo de un sistema de estimulación funcional eléctrica para la rehabilitación de las extremidades, generando nuevos avances tecnológicos en el campo de la medicina. El prototipo fue realizado por etapas: una interfaz gráfica para la manipulación del usuario por medio de una computadora en un canal de comunicación inalámbrica, usando tecnología bluetooth que recibe la información y envía a un microcontrolador Arduino Uno, de tal manera, que las salidas de las señales digitales se transfieren de un convertidor digital análogo, a un circuito de alto voltaje con una fuente de corriente controlada y una etapa de puente H para la modificación de la señal, generando pulsos constantes bifásicos. De modo que, lograron un sistema de estimulación para generar pulsos de corriente constantes sin importar las variaciones de la carga. [5]

Los investigadores Carlos Carrillo y Manuel Lascano, 2013, en el Ecuador, realizaron un “Estudio de músculos neumáticos y determinación de parámetros funcionales para ser aplicado en una ortesis dinámica de pie caído”, en la cual se enfocaron en la implementación de un prototipo de una ortesis dinámica. De tal forma que utilizaron dos músculos neumáticos, para el movimiento de la dorsiflexión del pie, y para la holgura del desplazamiento longitudinal. Con la presente investigación se concluyó con un prototipo mecánico variable para la corrección del pie caído en base a la compensación del ángulo del pie [6].

En el 2010, los investigadores Christian Cifuentes, Fabio Martínez y Eduardo Romero, en Colombia, en la revista MED publicaron un artículo científico con el tema “Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica”, donde analizan diferentes modelos de la interacción de la marcha humana normal y las patológica que presenta debido a las anomalías de la estructura ósea, muscular, tendones y nervios del cuerpo humano, De tal manera que realizan el análisis del movimiento humano desde diferentes punto y grados de precisión como: los modelos estructurales, modelos basados en registros electromiográficos, modelos musculo-esqueléticos, modelos en sistemas mecánicos, modelos musculo-esqueléticos computacionales y modelos neuro-musculares, para la identificación de distintas patologías del ser humano en el

momento del desplazamiento bípedo. Obteniendo como resultado el estudio del comportamiento de patologías mediante la descripción de parámetros cuantitativos de la marcha humana utilizado en rutinas clínicas [7].

1.2.1 Contextualización del problema

Según estadísticas del Consejo Nacional para la igualdad de discapacidades, en la provincia de Tungurahua existen 13.862 habitantes con algún tipo de discapacidad como: física, auditiva, visual, intelectual o psicológica, abarcando con mayor auge la discapacidad física con el 36,81% del total de discapacitados de distintas edades y de diferente género [8].

La ciudad de Ambato cuenta con instituciones que tratan los diversos tipos de discapacidades como: el Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “BENDICIONES”, una institución dedicada a desempeñar varias actividades de salud a niños y adultos. De tal manera que dan atención a las diferentes enfermedades, secuelas, fracturas, lesiones, trastornos y síndromes con distinto grado de afección, los cuales son tratados acordes a su nivel de complejidad y de forma personalizada a los pacientes; por lo tanto, el centro de rehabilitación cuenta con el personal capacitado y especializado y, así mismo con diferentes áreas de distribución para los distintos tratamientos convencionales como: fisioterapia, hidroterapia, masajes terapéuticos, ergoterapia, logoterapia, podología etc. Alcanzando así, el objetivo de brindar un buen servicio y cumpliendo con las necesidades de rehabilitación física que demanda el cantón Ambato. Al establecimiento acuden con frecuencia 80 pacientes de la población del cantón Ambato, presentando el trastorno de pie equino 19 de ellos, de los cuales 4 son adultos entre 40 a 50 años y 15 son niños entre 5 a 10 años, que son expuestos a una variedad de ejercicios e instrumentos que disponen con una duración de una hora de tratamiento para cada uno de ellos, cabe recalcar que la institución vela por el bienestar y mejoramiento de sus pacientes [9].

El trastorno de pie equino es una malformación en la estructura física del pie, causada por una enfermedad neuromuscular, donde la posición del pie se encuentra a un grado

de flexión plantar constantes, es decir, en puntillas, de tal manera que no permite realizar el movimiento de la dorsiflexión [10]. Las personas que sufren de esta afección, presentan problemas en la marcha provocando deficiencia, dificultad y antiestética, lo que complica que la persona no pueda fácilmente desenvolverse en su entorno, lo cual es considerada como una discapacidad y, también afecta psicológicamente conllevando a tener problemas de depresión y ansiedad; por lo que es una amenaza a la integridad física y emocional de la persona.

Debido al avance tecnológico, estudios realizados a nivel mundial y la medicina, muestran que el comportamiento de cuerpo humano a la estimulación; mediante, el contacto de impulsos eléctricos tiene una reacción positiva, que permite visualizar cambios considerables de manera eficiente para la movilidad y la contracción muscular. Por tal razón la presente investigación se enfocará a un prototipo de estimulación eléctrica con el fin; de solucionar la problemática presentada en la institución con un 23,75% de los pacientes que padecen de este trastorno de pie equino, los cuales son tratados con métodos tradicionales, obteniendo resultados poco favorables y a largo plazo [9].

Los beneficiarios de la investigación son los pacientes del Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones”, por medio del mismo permitirá que la institución pueda ampliar y mejorar los servicios que ofrece, brindando un tratamiento adecuado para los pacientes que presentan pie equino. De tal manera que se cuenta con el conocimiento técnico y la factibilidad para la adquisición de los componentes electrónicos necesarios, que permitirá elaborar el dispositivo, para contrarrestar el síndrome donde se llevará a cabo los procedimientos más adecuados para los pacientes.

Por consiguiente, existe la necesidad de un sistema de estimulación eléctrica que permita la rehabilitación a las personas que padecen de esta patología mediante la estimulación nerviosa, ayudando a la movilidad del nervio motor para corregir la postura del pie, y así mejorar la calidad de vida de los pacientes.

1.3 Fundamentación teórica

1.3.1 Extremidades inferiores

Las extremidades inferiores se encuentran sujetas al tronco por medio de la cavidad ósea la pelvis o cintura pelviana, de tal manera que soporta el peso del cuerpo humano en la posición bípeda, es decir sobre los dos pies. Está conformado en tres partes: el muslo, la pierna donde se sitúa la tibia y el peroné y el pie, como se observa en la **Figura 1**, todas estas partes están unidos mediante las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo que son encargadas del movimiento de las mismas para realizar la función de la marcha humana [11, 12].

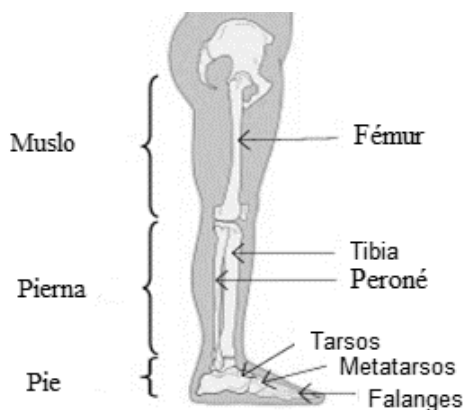


Figura 1: Partes de la extremidad inferior [13].

El Pie

El pie es una parte importante del cuerpo humano, considerado como una estructura mecánica, la cual consta: de 26 huesos, 33 articulaciones, 45 músculos, ligamento y tendones, tiene como objetivo soportar el peso, equilibrio y balance del cuerpo. Además, es un sistema dinámico debido a la función que realiza al caminar [12, 14].

Estructura ósea del pie

Los huesos de pie están conformados en tres partes como: tarso, metatarso y las falanges como se observa en la **Figura 2**. El tarso se divide en el tarso posterior el cual está conformado por el calcáneo donde se localiza el tendón de aquiles y el astrágalo donde encaja la tibia y el peroné, también encontramos el tarso anterior donde se

constituye por el escafoides, cuboides y los tres cuneiformes (medial, intermedio y lateral). El metatarso que tiene cinco huesos metatarsianos de 1º, 2º, 3º, 4º y 5º donde el de 1º es el más corto y grueso. Y las falanges que son los huesos de los dedos los cuales tiene una base, un cuerpo y la cabeza; excepto el dedo gordo que tiene la base y la cabeza [14].

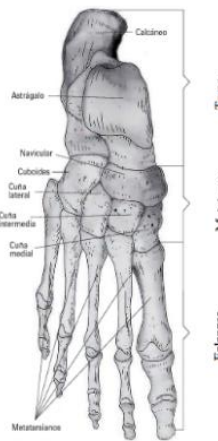


Figura 2: Estructura ósea del pie [11].

Articulaciones del pie

Las articulaciones del pie permiten realizar el movimiento o desplazamiento, a su vez la resistencia y elasticidad al cuerpo, esto es debido a la unión de dos o más huesos y cartílagos que lo conforman. Para ello encontramos: la articulación subastragalina, la intermetatarsiana, mediotarsiana, el tarso anterior, el tarsometatarsiana, la metatarsofalángicas y la interfalángicas que ha conllevado a el deslizamiento normal como lateral, movimientos de abducción y aducción, asimismo la rotación externa e interna del pie y los movimientos de la extensión y flexión en el antepié [15].

Músculos del pie

Los músculos del cuerpo humano son estructuras complejas que se encuentran acoplados a los tendones y por ende conecta los huesos sellando por el tejido conectivo, la musculatura en los seres humanos representa el 40% del peso corporal y el 60% por el peso de los órganos y la piel. Además, se clasifican según su estructura,

su forma, su relación, según el metabolismo, la dirección, su topología, la localización y su acción [12].

Las acciones musculares que intervienen el movimiento del pie y del tobillo se encuentran dentro de la clasificación según su acción, de tal manera que se dividen en dos grandes grupos como: Los extrínsecos que consta de 12 músculos que permite los movimientos de la flexión dorsal, flexión plantar, supinación, pronación, abducción y la aducción, todos estos movimiento se inician desde el segmento de la pierna hasta llegar al tobillo y pie, los cuales se encuentra: tibia anterior, extensor largo de los dedos del pie, extensor largo del dedo gordo, peroneo anterior, peroneo largo, peroneo corto, plantar, poplíteo, tibia posterior, flexor largo de los dedos del pie, flexor largo del dedo gordo y el tríceps sural conformado por el gastrocnemio o gemelos y el soleo [12, 16]. Los intrínsecos son 19 músculos, como: el extensor y flexor corto de los dedos del pie; extensor y flexor corto del dedo gordo; aductor y abductor del dedo gordo, abductor y flexor corto del quinto dedo del pie, flexor accesorio o cuadrado plantar, lumbricales del pie, interóseos dorsales del pie e interóseos plantares, que tienen la finalidad de realizar el movimiento de la extensión, flexión aducción y abducción de los dedos, como se observa en la **Figura 3** [12, 16].

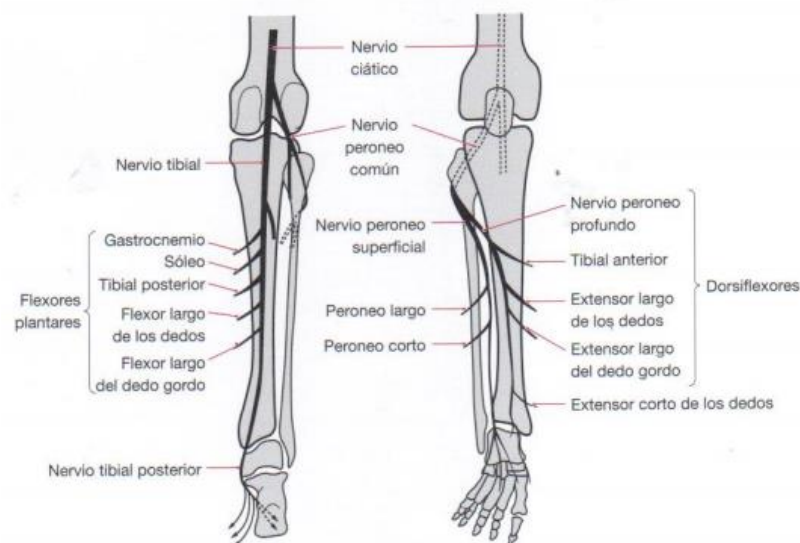


Figura 3: Músculos del pie [17].

Movimientos del pie

EL pie realiza diversos movimientos en distintos ejes y planos, como se observa en la **Figura 4**. Aunque el rango de movimiento de la mayoría de sus articulaciones es mucho menor que el de otras articulaciones del cuerpo humano.

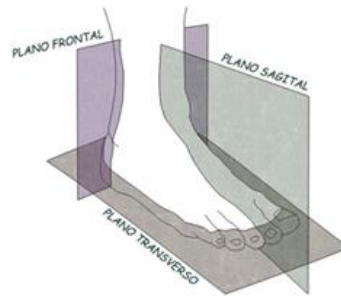


Figura 4: Movimiento del pie en los tres ejes del plano en el espacio [18].

En el plano sagital se realiza el movimiento de la flexión o dorsiflexión, efectuado por la parte dorsal del pie hacia la tibia. De tal manera que llega en un rango de 0° a 20° y hasta 30° ; y el movimiento de la flexión plantar o extensión que aleja la parte dorsal del pie hacia la tibia, es decir realiza el movimiento hacia abajo. Alcanzando un rango de 30° a 50° como se observa en la **Figura 5**, la cual su movimiento es permitido debido eje de la articulación tibiotarsiana [16, 19].



Figura 5: Movimiento de la flexión plantar y flexión dorsal [20].

En el plano frontal o horizontal se lleva a cabo los movimientos de rotación: la rotación externa o pronación es aquel donde la planta del pie se mueve hacia afuera, y la

rotación interna o supinación cuando la planta del pie se mueve hacia adentro al momento de que el pie gira, como en la **Figura 6**, gracias a las articulaciones tarsianas [16, 19].



Figura 6: Movimiento de la supinación y pronación [20].

En el plano transversal o vertical se efectúa el movimiento de la abducción cuando la punta del pie gira hacia afuera y el movimiento de la aducción cuando la punta del pie gira hacia adentro, en consecuencia, llega a tener un rango de 35° a 45° como en la **Figura 7**, gracias a la rotación axial de la rodilla y la articulación posterior del tarso cuando se encuentra en flexión la mediotarsiana [16, 19].



Figura 7: Movimiento de abducción y aducción del pie [20].

La marcha humana

La marcha humana es un conjunto de movimientos que conforman las extremidades inferiores; incluyendo particularmente al sistema nervioso y muscular para el desplazamiento para adelante y para atrás, siendo una acción compleja y asimismo soporta el peso del cuerpo en las piernas de forma alternada. Al momento de caminar una persona efectúa 5 características que se identifica en una marcha normal como: la

estabilidad durante el apoyo, el paso libre del pie en la fase de balanceo, preparación del pie para el contacto inicial, longitud del paso y la energía que se utiliza al dar un paso, los cuales no se visualizan con claridad, aunque la persona este caminando a una velocidad moderada ya que el tiempo que tarda cada movimiento es en milisegundo [7, 21].

La marcha humana es alterada por diversos factores intrínsecos como la edad, presencia de patologías, el peso y la cadencia; y factores extrínsecos como el calzado y el terreno [22].

Factores Intrínsecos

La marcha en diferentes edades no es la misma una de la otra se caracteriza por la postura de la columna, la cadera, las extremidades inferiores y a la vez en la velocidad de caminar de cada uno. La marcha en los bebés se da entre los 12 y 18 meses donde inicia su contacto con el suelo con el pie plano y no del talón, obteniendo velocidad lenta por sus cortos pasos y estatura, caracterizado por una pequeña fase de balanceo o también llamado fase de oscilación esta marcha es inestable e insegura que se va desarrollando en el transcurso del crecimiento hasta los 4 años, donde ya se puede defender por sí solo pero, aun así es considerado una marcha inmadura, a partir de los 7 años se va estabilizando como una la marcha adulta hasta los 15 años, de ahí la marcha es considerada como madura tomando una actitud erecta en la bipedestación y la forma de caminar de cada persona. A los 60 años se da la marcha del anciano a causa de los cambios físicos, donde disminuye su velocidad y amplitud de paso, así como también la postura de su tronco, de tal manera, que tienen el objetivo de aportar seguridad y equilibrio a la persona [22].

La variedad de patologías existentes es uno de los factores y el más relevante actualmente que afecta al sistema óseo y el sistema nervioso de las personas, los cuales son de origen traumático, infeccioso, tumoral, neurológico y genético que perjudica de forma transitoria o permanente, local o general, alterando el sistema locomotor para la

coordinación de los movimientos en la marcha y el equilibrio causando una discapacidad al ser humana [16, 21]. Las afecciones por enfermedades neurológicas causan severos daños en el sistema nervioso central y periférico, provocando la hemiplejia, poliomielitis, paraplejia, Charcot-Marie-Tooth, espina bífida, neuropatías periféricas, pie y ciática, túnel tarsiano y neurona de Morton.

Factores Extrínsecos

La utilización de calzado no apto para cada persona hace que el pie se modifique y opte por una deformidad causando malestar y dolor como:

El zapato de taco que es muy utilizado por las mujeres ocasionando un deslizamiento del pie hacia adelante y el peso del cuerpo sea soportado por el antepié y las puntillas de los dedos, dando lugar a que los dedos se deformen, se acorte el tríceps sural, y se generen metatarsalgias y callosidades, a su vez se disminuya el movimiento del tobillo y la velocidad, así como también la longitud del paso [22].

En el zapato estrecho provoca una marcha antálgica ya que afecta a la fase de apoyo y el zapato de suela rígida dificulta el inicio de la marcha con el contacto del pie y el suelo [22].

Caminar en diferentes superficies hace que la marcha se modifique y realice más apoye en ciertas partes de pie y existe mayor pérdida de energía, por otro lado, en superficies resbalosas o pendientes genera una marcha insegura por la persona [22].

Ciclo de la marcha

El ciclo de marcha comienza cuando el pie de referencia realiza el primer contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo pie, este proceso es considerado una serie de dos contactos sucesivos del mismo pie. Sin embargo, está conformado por la fase de apoyo que representando el 60% y la fase de balanceo que representa el 40% de la marcha [17, 21].

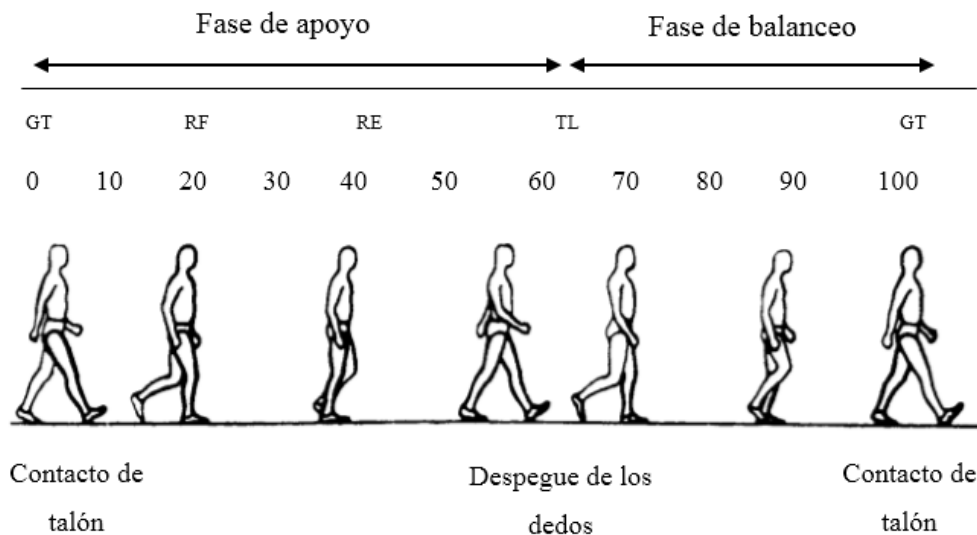


Figura 8: Ciclo de la marcha [23].

En la **Figura 8** se observa el porcentaje que representa cada acción que realiza el pie en su respectiva fase, en el momento del desplazamiento indicando el 0% cuando el talón toca el suelo (GT), del 15% al 20% se realiza la flexión de la rodilla (RF), el 30% el pie se estira (RE) y se encuentra en pronación, es decir la planta de pie gira hacia afuera, en el 40% el talón y los dedos se eleva del suelo (TL) y del 70% al 100% el pie realiza la flexión dorsal para levantar el pie del suelo sin arrastrar los dedos en la fase de balance [17].

Fase de apoyo

La fase de apoyo se da en el momento del contacto inicial del talón con respecto al suelo hasta el desplégue del pie, como se observa en la **Figura 9**, la fase se subdivide, lo cual se detalla a continuación [21].

- El contacto inicial sucede en el instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo, mientras la cadera y la rodilla están en flexión con un ángulo de 20° .
- El apoyo plantar se da en el momento del contacto de la parte anterior del pie y el suelo, la rodilla aumenta su flexión y el tobillo opta la flexión plantar de 5° a 10° .
- En apoyo medio ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, la cadera se encontrará en 0° , rodilla pasa de 0° a 5° y el tobillo

tiene una flexión dorsal entre 5° a 10° .

- El apoyo terminal ocurre cuando el talón se eleva del suelo, la cadera estará en una hiperextensión de -20° , rodilla se localizará entre de 0° a 5° y el tobillo sigue en flexión dorsal a 10° .
- En la fase de despegue se da cuando los dedos se elevan y el pie deja de estar en contacto con el suelo, la cadera disminuye la hiperextensión de -20° a -10° , rodilla se localizará a 40° y el tobillo cambiará a una flexión plantar de 15° .

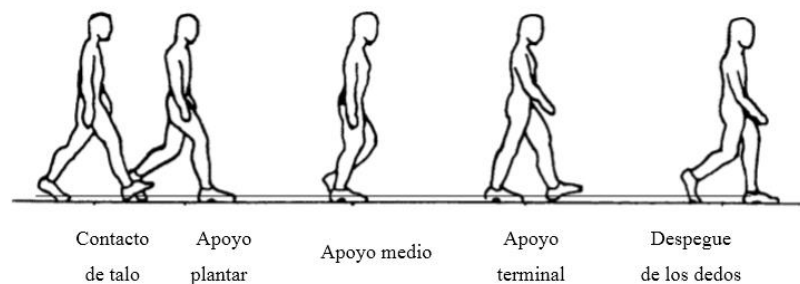


Figura 9: Etapas de la fase de apoyo [23].

Fase de balanceo

La fase de balanceo es el tiempo transcurrido desde el despegue de los dedos hasta que el pie este nuevamente en contacto con el suelo, como se ilustra en la **Figura 10**. En esta fase se divide en 3 subfases que se describen a continuación [21]:

- El balanceo inicial se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo, en esta subfase la cadera está en flexión con un ángulo de 15° , la rodilla en 60° y el tobillo con una flexión plantar de 5° .
- En el balanceo medio la pierna balancea y pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, por consiguiente la cadera y la rodilla están a 25° y el tobillo en 0° .
- El Balanceo terminal se da la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo, las articulaciones reducen sus ángulos y después el talón entra de nuevo en contacto con el suelo, dando lugar a un nuevo ciclo.

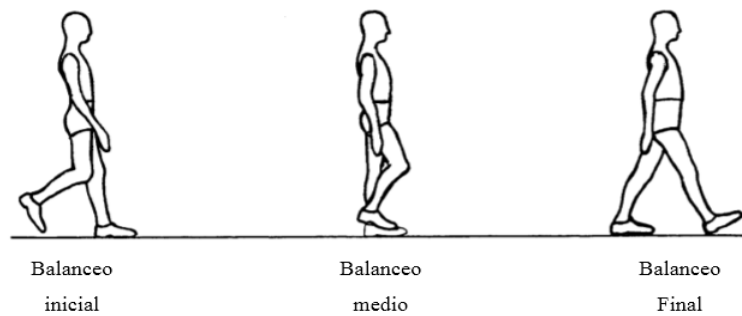


Figura 10: Etapas de la fase de balanceo [23].

Patologías del pie

Las patologías del pie afectan directamente al sistema óseo, nervioso y muscular. De tal manera que existen seis deformidades más comunes como: el pie calcáneo o talo es cuando el pie se encuentra en flexión dorsal, es decir, que el talón estará en contacto con el suelo y las puntas del pie estarán elevadas, ocasionado por una parálisis en los tríceps y el peroneo largo que afecta directamente al tendón de Aquiles; el pie varo es la alteración en el antepié con giro hacia dentro, mediante pérdidas en el peroneo anterior, el peroneo largo y el peroneo corto; el pie valgo es la desviación del talón hacia afuera, debido a los daños ocasionados en la tibia posterior, los músculos plantares intrínsecos y el peroneo lateral largo; el pie cavo se caracteriza por tener una curvatura pronunciada hacia arriba en el arco medio por el acortamiento del grupo de los extensores de los dedos y la obstrucción en el tríceps sural; el pie plano es el contacto del arco medio con el suelo es decir que no tiene curvatura, el tobillo es desviado hacia adentro y permitiendo que los músculos tibiales y plantares intrínsecos estén estirados; y el pie equino cuando el pie se encuentra en flexión plantar [16].

Pie equino

El pie equino es un trastorno que debilita la musculatura, que impide realizar el movimiento de la flexión dorsal en el pie por consecuencia de una parálisis del peroné anterior, el grupo de extensores largos de los dedos y la tibia anterior, lo que conlleva a mantener constantemente elevado el talón, se apoye en el antepié y el peso del cuerpo gravita sobre los dedos, como se observa en la **Figura 11** [16].

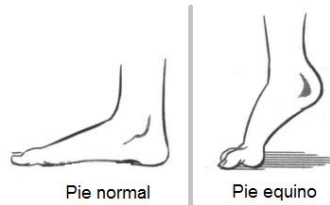


Figura 11: Pie normal y pie equino [24].

El equinismo dificulta la marcha en la fase de balanceo realizando mayor esfuerzo al momento de caminar, debido al arrastre de los dedos; y cuando la persona evita el arrastre de los dedos realiza una exagerada elevación de la rodilla provocando a futuro una lesión en la cadera. Además, la anomalía ha llevado a ser un problema neurológico y muscular siendo muy usual en los pacientes con esclerosis múltiples, esclerosis lateral amiotrofia, mal de Parkinson, un accidente vascular cerebral, causando una marcha hemipléjica [9, 24].

1.3.2 Sistemas electrónicos

Un sistema electrónico es un conjunto de circuitos integrados que funcionan entre sí, mediante señales eléctricas con el fin de cumplir con una determinada función. Está compuesto por etapas como: la etapa de entrada, la etapa de control y la salida. En la **Figura 12** se observa las etapas de un sistema electrónico, donde:

La etapa de entrada recibe las diferentes señales de datos ya sea analógicas o digitales para ser manipuladas.

La etapa de control gestiona el comportamiento de dichas variables pasando por un proceso determinando, para el accionamiento de las señales de salida.

Finalmente en la etapa de salida se visualiza los resultados de acuerdo al proceso de control que se haya realizado [25].



Figura 12: Etapas de un sistema electrónico [25].

Microcontrolador

Un microcontrolador es un microordenador programable que está constituido por un conjunto de circuitos integrados, gracias a sus características y las diferentes funciones que tiene, son empleados para aplicaciones comerciales de control y monitoreo, lo más importante es que todos los circuitos integrados se encuentran en un solo chip. Su estructura posee una unidad central de procesos (CPU), memorias (ROM y RAM), periféricos de entrada/salida en serie y paralelo, temporizadores e interruptores en una placa de tamaño reducido [26].

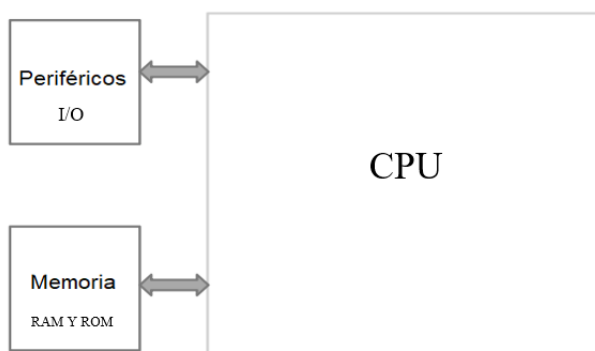


Figura 13: Estructura básica de un microcontrolador [26]

En la **Figura 13** se observa la estructura básica de un microcontrolador donde cada componente cumple una función específica como; la unidad central de procesamiento (CPU) es el cerebro del microprocesador encargada de la ejecución de las instrucciones, las memorias que almacenan datos las cuales se encuentra la memoria

ROM (memoria de solo lectura) y la memoria RAM (memoria aleatoria), también se localizan los periféricos de entrada y salida para la interacción de sensores y actuadores [26].

Sensores

Los sensores son elementos electrónicos que detectan una variable física e indica una condición de cambio mediante señales de voltaje o corriente. Existe una variedad de sensores en el mercado que son manipulados en diferentes áreas y campos como [27]:

- El sensor de flujo detecta la presencia o la ausencia de líquido o gas, así como también la cantidad de sustancia.
- El sensor de presión mide la cantidad de presión que existe en un fluido ya sea líquido o gas.
- El sensor de nivel determina el nivel líquido que se encuentre en un contenedor.
- El sensor de temperatura mide la intensidad de calor de un objeto o un lugar.
- El sensor de fuerza determina la cantidad de fuerza aplicada en una superficie.
- El sensor de velocidad, posición o aceleración detecta la variable tomando en cuenta la rotación y la traslación del movimiento para el monitoreo.

Electrodos

Los electrodos son dispositivos que transportan señales eléctricas por medio de placas metálicas o agujas hacia los órganos, la piel, el sistema nervioso y sistema muscular del cuerpo humano controlado por un instrumento electrónico. Además, son muy utilizadas en la medicina en especial en el campo quirúrgico, en la fisioterapia y para la ejercitación de músculos [28].

1.3.3 Base de datos

Una base de datos es un sistema muy útil para almacenar y consultar información de manera organizada mediante el acceso directo de datos que se requiera, debido a que es diseñada de forma estructural con la finalidad de cumplir con los requerimientos de una institución o empresa. De tal manera que se conforma de tablas que registran y

recolectan información específica, facilitando gestionar, la accesibilidad y actualización de dichos datos; y sobre todo permite la interacción de la interfaz con el usuario [29]. La base de datos se divide en un gestor de almacenamiento que administra y estructura los datos; y un procesador de consultas que permite acceder con facilidad a la información como se observa en la **Figura 14** [30].

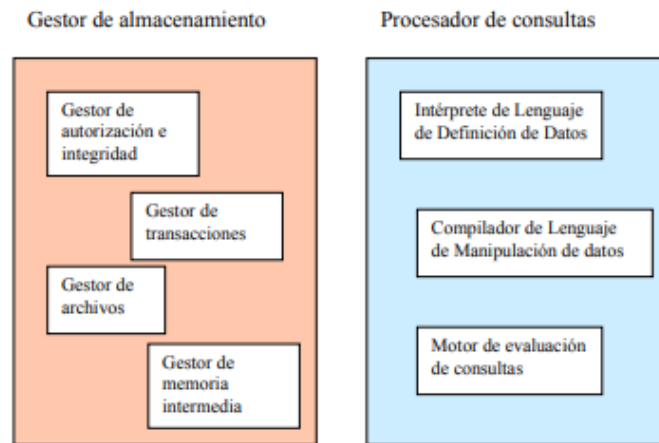


Figura 14: Estructura de la base de datos [30].

Servidor

Un servidor es el encargado de atender y responder las peticiones de múltiples clientes conectados en una red informática por medio del modelo de comunicación cliente-servidor para el intercambio de información, está constituido de hardware y software apropiado para ofrecer una variedad de servicios en recursos o información; por lo tanto se le denomina anfitrión y a este proceso se le conoce con el término back-end. [31].

- **Servidor LAMP**

El servidor LAMP proporciona servicios a equipos llamados clientes que se encuentran en una red compartiendo información, mediante la comunicación del modelo servidor-cliente. Su acrónimo LAMP es debido a que está conformado por cuatro componentes que definen la infraestructura del servidor que son: Linux, Apache, MySQL y PHP, cada uno de ellos cumple una función específica, y a la vez es simple. Linux es el sistema operativo base para efectuar el servidor Apache, y así transmite un código fuente para que interprete PHP con información sobre las acciones

de usuario de la web y facilite el acceso al gestor de datos MySQL, después regresa al servidor apache y se visualiza en el navegador del usuario [31].

- **Apache**

Apache es un servidor web que utiliza el protocolo HTTP que permite realiza la conexión tanto unidireccional como bidireccional entre el navegador y el servidor; por medio de una estructura comparten archivos entre sí, mediante el modelo cliente-servidor. También se dice que es multiplataforma ya que se encuentra disponible para los sistemas operativos como Linux, Windows, Unix, RISC, Mac y Android [31].

- **MySQL**

MySQL fue desarrollado por la compañía Oracle, que además se establecido bajo el lenguaje estructura SQL en código abierto, de tal manera que es un sistema de almacenamiento del contenido y gestión en se aloja en una página web permitiendo crear y manipular una base de datos; y por otra parte admite la comunicación de distintos usuarios al mismo tiempo [31].

- **MariaDB**

MariaDB es un gestor de base de datos compatible con MySQL creado por MariaDB Corporation para aplicaciones comerciales y MariaDB Foundation para proyectos comunitarios en código abierto basado en el modelo de base de datos relacional, sin embargo, una de sus ventajas es que ofrece mejor rendimiento [31].

- **PHP**

PHP es un lenguaje de programación de alto nivel para el desarrollo de páginas web dinámicas que solicitando datos a la base de datos, sin embargo puede trabajan en diferentes plataformas y en diferentes servidores webs aunque el más frecuente es el servidor apache, gracias a la variedad de funciones que tiene puede realizar multitareas en código HTML [31].

- **PhpMyAdmin**

PhpMyAdmin es un software de entorno grafico que proporciona un sistema de menú y asistentes que facilita la utilización de la herramienta, ya que realiza a través de una interfaz de usuario permitiendo consultar datos, crear y modificar tablas, administrar permisos de usuario y registrar. Lo más importante es que tiene el modelo de

comunicación cliente-servidor en una misma máquina y sobre todo administra los gestores de datos MySQL y MariaDB por medio de un servidor web [31].

1.4 Objetivos:

Objetivo General:

Implementar un prototipo portátil de estimulación eléctrica para personas que padecen del síndrome de pie equino.

Objetivos Específicos:

- Analizar los sistemas de estimulación eléctrica para personas que padecen el síndrome de pie equino
- Establecer las características del sistema de estimulación eléctrica para personas que padecen del síndrome de pie equino.
- Diseñar un prototipo portátil de estimulación eléctrica para personas que padecen del síndrome de pie equino

El objetivo principal de la presente investigación es implementar un prototipo portátil de estimulación eléctrica para los pacientes que padecen de pie equino del Centro de Rehabilitación “BENDICIONES” en la ciudad de Ambato, de tal manera que se pueda lograr una terapia adecuada y una recuperación satisfactoria hacia los pacientes que tienen pie equino.

Para realizar el sistema de estimulación eléctrica es necesario conocer los factores físicos y psicológicos que hace que las personas tengan este síndrome de pie equino y como afecta en su recuperación. Para ello es necesario realizar las siguientes actividades:

1. Estudio de los principales problemas que están expuestos las personas que padecen de pie equino
2. Análisis de los diferentes métodos de rehabilitación existentes para las personas de

pie equino.

Posteriormente se determinó las características de un sistema de estimulación eléctrica, los cuales permitirán la selección de los materiales idóneos para el desarrollo del prototipo; de tal manera que se requerirá realizar las actividades siguientes.

1. Análisis de la tecnología que utiliza los sistemas de estimulación eléctrica.
2. Determinación de los parámetros técnicos de los sistemas de estimulación eléctrica.
3. Definición los elementos electrónicos idóneos para la implementación del sistema de estimulación eléctrica.

Finalmente se diseñó un prototipo portátil de estimulación eléctrica para las personas que padecen de pie equino. Para tal efecto será necesario realizar las siguientes actividades:

1. Diseño de la etapa de sensorización del sistema de estimulación eléctrica para las personas que padecen de pie equino.
2. Diseño de la etapa de estimulación eléctrica para las personas que padecen de pie equino.
3. Desarrollo de la interfaz del equipo para el paciente
4. Pruebas de funcionamiento del sistema de estimulación eléctrica para las personas que padecen de pie equino.
5. Análisis de resultados.



CAPÍTULO II







METODOLOGÍA.

2.1. Materiales

Para el desarrollo del proyecto de investigación se utilizó diferentes materiales que facilitan la implementación del prototipo, su análisis se encuentra detallado en la **Tabla 1**, así como también se realizó una entrevista a la Licenciada María Belén Camino Mora directora del Centro de rehabilitación física y neurológica “Bendiciones”, para corroborar las características necesarias del equipo y la sustentación del trabajo, su entrevista se encuentra en el **Anexo 1**.

Tabla 1: Materiales del proyecto.

Nombre	Grafico	Función
Raspberry pi3		La Raspberry pi3 es un ordenador que se utilizó como servidor web en el almacenamiento de los datos adquiridos por los sensores
Tarjeta Esp32 cliente Sensorización		Recibe las señales de los sensores y envía los datos para almacenarlos que posteriormente serán interpretados por el servidor y el cliente de estimulación.
Tarjeta Esp32 cliente estimulación		Recibe la información del servidor para generar estimulación eléctrica de acuerdo a los datos enviados.

<p>Acelerómetro y Giroscopio MPU6050</p>		<p>Capta el ángulo de posición con referencia al movimiento de la flexión plantar del pie y el suelo.</p>
<p>Sensor de fuerza resistiva</p>		<p>Capta el desplégue del talón del pie equino al momento de realizar la marcha humana, la cual se activa antes de empezar la fase de balanceo del mismo pie.</p>
<p>Electrodos de superficie</p>		<p>Los electrodos de superficie son adheridos al pie para dar intensidad de corriente eléctrica la parte afectada del pie</p>
<p>Cables de conexión TENS</p>		<p>Son los cables de los electrodos para transporta la intensidad de corriente desde el dispositivo hacia los electrodos en forma de ondas para la estimulación del nervio motor afectado.</p>
<p>Batería</p>		<p>Genera energía al dispositivo de estimulación eléctrica para su respectivo funcionamiento.</p>
<p>Celular</p>		<p>Controla el dispositivo de estimulación mediante una aplicación Móvil basada en Android, para el funcionamiento por parte del usuario</p>

Elaborado por: La investigadora

2.2. Métodos.

2.2.1 Modalidad de la investigación.

El desarrollo del proyecto tiene una modalidad de investigación aplicada, ya que se utilizó los conocimientos adquiridos en el transcurso de la formación académica a lo largo de la carrera, con énfasis en los módulos asociados a temas de: circuitos electrónicos, microcontroladores, y comunicaciones.

La investigación es de modalidad bibliográfica porque ocupó fuentes científicas verificables como: tesis, artículos científicos publicados, páginas web certificadas, revistas, publicaciones varias, artículos que recopilan información de congresos y libros, lo cual proveerá la información necesaria para el desarrollo del proyecto.

El proyecto tiene una modalidad de campo debido a que se realizó pruebas de funcionamiento a los pacientes del Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “BENDICIONES” en la ciudad de Ambato.

Se efectuó una investigación de modalidad experimental, ya que el prototipo de estimulación eléctrica para las personas de pie equino, se sustentó mediante pruebas pertinentes, para verificar que los resultados obtenidos cumplan con los objetivos propuestos del proyecto.

2.2.2 Recolección de información

Para el desarrollo del proyecto se obtuvo información proveniente de diferentes estudios, tesis, artículos científicos, páginas web, publicaciones y libros relacionados con los temas tecnológicos que intervienen en el desarrollo del proyecto y también aquellos relacionados con el área de fisioterapia.

2.2.3 Población y muestra

Población

La presente investigación se realizó en el Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “BENDICIONES del cantón Ambato; donde trabajan con 80 pacientes los cuales 19 de ellos presentan pie equino. Por lo tanto, se consideró la siguiente población que se detalla en la **Tabla 2**:

Tabla 2: Población del Centro de rehabilitación "BENDICIONES".

Descripción	Edad	# de personas
Adultos	40 a 50 años	4
Niños	5 a 10 años	15
Total		19

Elaborado por: La investigadora, en base a [9].

Muestra

Para la validación y pruebas del equipo portátil se realizó a todo el universo debido a que es pequeño con un total de 19 pacientes entre niños y adultos que presentan esta malformación en el Centro de Rehabilitación “Bendiciones”.

2.2.4 Procesamiento y análisis de datos

El procesamiento y análisis de datos se llevó a cabo de la manera siguiente:

- Los resultados obtenidos en cada terapia tienen una etapa de comparación con los resultados que genera una fisioterapia tradicional.
- La visualización de información relevante del prototipo se llevó a cabo por medio de una aplicación móvil.
- Tiene una etapa de tabulación de resultados para analizar los resultados obtenidos en diferentes pacientes acorde al nivel de voltaje y frecuencia que se requiere según cada caso.

2.2.5 Desarrollo del proyecto.

Para el desarrollo del proyecto se realizó los siguientes pasos:

- Estudio de los principales problemas que están expuestos las personas que padecen de pie equino
- Análisis de los diferentes métodos de rehabilitación existentes para las personas de pie equino.
- Análisis de la tecnología que utiliza los sistemas de electroestimulación.
- Determinación de los parámetros técnicos de los sistemas de electroestimulación.
- Definición los elementos electrónicos idóneos para la implementación del sistema.
- Diseño de la etapa de sensorización del sistema de estimulación eléctrica para personas que padecen de pie equino.
- Diseño de la etapa de estimulación del sistema de estimulación eléctrica para personas que padecen de pie equino.
- Desarrollo de la interfaz del equipo para el paciente
- Pruebas de funcionamiento del sistema de estimulación eléctrica para personas que padecen de pie equino.
- Análisis de resultados.

CAPÍTULO III

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Análisis y discusión de los resultados.

Actualmente en el mercado existen diversos equipos de rehabilitación para el trastorno de pie equino que permite la corrección de la postura del pie y evita que el paciente sea sometido a cirugía los cuales encontramos:

La ortesis antiequino es una bota ortopédica dinámica especial que tiene ajuste neumático regulable adaptable al zapato, que ayuda a levantar la punta del pie evitando que arrastre, formando un ángulo de 90° entre el tobillo y el pie mediante la aplicación de una fuerza externa sobre el pie y la pierna.

Los sistemas de estimulación eléctrica para pie equino se basan en la estimulación mediante corriente eléctrica a los nervios motores para así activarlos y realicen su función correctamente en la marcha mediante los electrodos, muchos de estos sistemas utilizan diferentes tecnologías dando buenos resultados a las personas que tiene este trastorno. Las marcas más vendidas en el mercado nacional como internacional tenemos Fesia Walk, WalkAide, Bioness NESS L300 [32, 33, 34].

De acuerdo a datos obtenidos, se desarrolla un prototipo de un sistema de estimulación eléctrica para los pacientes de pie equino del Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones”, donde el dispositivo satisfaga en funcionalidad a la institución.

3.2 Desarrollo de la propuesta

3.2.1 Requerimientos del Sistema

Los parámetros técnicos se analizan para establecer su requerimiento y llevar a cabo la implementación y un análisis de cada uno de los dispositivos que se utilizó para el desarrollo del proyecto, se detallan en la **Tabla 3**.

Tabla 3: Parámetros técnicos para el desarrollo del proyecto

Parámetros	Características	Justificación
Duración de la fase	200 μ s – 400 μ s	La duración de la fase se utilizó con referencias a equipos comerciales existentes.
Amplitud del voltaje	50V - 100V	La amplitud de voltaje de salida para el equipo será en este rango, por razón que la terapia requiere un voltaje variable para ser adaptado a diferentes pacientes.
Frecuencia del pulso	30Hz – 50 Hz	Se utilizó el rango de frecuencia bajas para el pulso debido a que la sensación que se percibe de dichas frecuencias son intensas y fuertes al realizar la contracción muscular atrofiada en la etapa I, II y III por inmovilidad.
Polaridad	positiva y negativa	La polarización de los electrodos se ubicó el positivo en nervio motor peroné y el negativo se colocó en la parte muscular es decir en la tibia anterior.
Duración de la aplicación	15 minutos	El paciente utilizo el equipo dos veces a la semana de 15 minutos de terapia, para evitar fatiga en sus nervios y músculos
Periodicidad del tratamiento	Dos meses	Para una rápida recuperación de la movilidad mediante la estimulación del nervio motor el peroné.

Elaborado por: La investigadora en base a [9, 35].

3.2.2 Etapas del Sistema

El desarrollo del proyecto de investigación se basa en un sistema de estimulación eléctrica portátil, el cual presenta 4 etapas como se observa en la **Figura 15**:

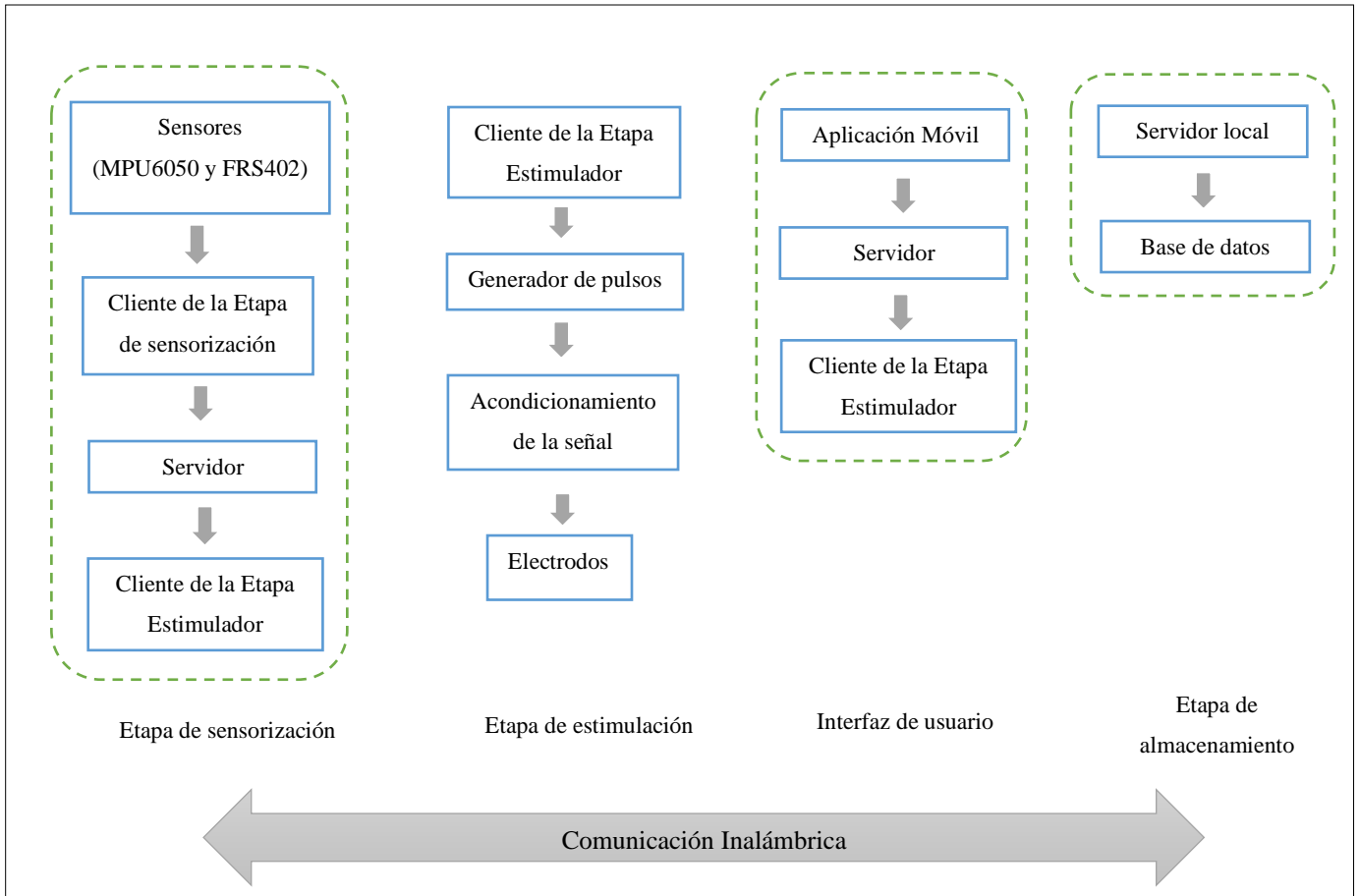


Figura 15: Diagrama de bloques del sistema de estimulación.

Elaborado por: La investigadora

- En la etapa de sensorización permite la adquisición y medición de datos del usuario con respecto al equipo, de tal manera que consta de 2 sensores, un sensor para determinar el ángulo de la flexión plantar y el segundo sensor para detectar el momento en que el talón pierde contacto con el suelo del pie afectado en la fase de balanceo.

- La etapa de estimulación es la encargada de obtener la información de los sensores, además de convertir la información en señales eléctricas y generar el tren de pulso para la estimulación eléctrica en el nervio peroneo y el musculo tibia anterior mediante el medio de transmisión que son los electrodos superficiales con la piel de la persona activando el funcionamiento de los mismos, para levantar la punta del pie y pueda realizar la flexión dorsal; y así facilitar la marcha de las personas que padecen de pie equino afectado por enfermedades neurológicas.

- La interfaz de usuario consta de una aplicación móvil, el cual va a permitir el control del sistema de estimulación al usuario de manera sencilla, donde podrá encender y apagar el equipo; variar la frecuencia de pulso, potencia y el ancho de pulso.

- La etapa de almacenamiento se realizó una base de datos para la especialista del Centro de rehabilitación con el objetivo que pueda realizar el seguimiento y recuperación de la terapia del paciente.

3.2.3 Factores que están expuestos las personas que padecen de pie equino

Existen factores físicos como psicológicos que están expuestos las personas que padecen de pie equino, los factores físicos se originan gracias a la postura en caída del pie que acoge este trastorno por consecuencia de la debilidad o endurecimiento de los músculos dorsales de las extremidades inferiores, tal forma que ha hecho que se pierda la fuerza muscular; y afecte a los nervios que controlan los movimientos de la marcha. De tal manera que provoca el desequilibrio y la inestabilidad en la marcha, hormigueos, calambres y entumecimiento en las piernas. Otro factor es que le impide tener autonomía propia para defenderse en las actividades cotidianas, ya que se les dificultad caminar, tienen problemas al subir las escaleras, levantarse de una silla o una cama y a veces tienen tropezones o caídas que ocasionan fracturas, heridas, desgarros en otras partes del cuerpo. La parte emocional es un factor importante causado por los problemas psicológicos ya que esto ayuda a la baja autoestima, ansiedad y el síndrome postcaído que es el miedo de caerse, ocasionando una situación frágil y vulnerable a la persona que padece de esta situación aislándole de la vida social

y habitual [9, 36].

3.2.4 Los métodos de rehabilitación del pie equino.

▪ Terapia física

La terapia física es una técnica que se realiza mediante ejercicios de las extremidades inferior a través de: series de estiramientos del musculo gastrocnemio, serie de movimientos libres que interviene la flexión, la extensión, movimientos laterales y rotación de las rodilla, tobillos y pies, obteniendo como resultado la recuperación de la movilidad articular del miembro inferior y así como también el fortalecimiento de los músculos débiles que han sido afectados como los gemelos y el soleo [9].

▪ Método de Ponseti

El método de Ponseti es una técnica muy empleada por su sencillez que permite corregir el pie equino congénito, es decir adquirido desde tempranas edades debido a problemas en la gestación o en el parto de la madre; se trata de una pequeña cirugía donde se realizan un corte en el tendón de Aquiles para su alargamiento y corrección respectiva, después de la intervención quirúrgica se coloca el yeso para manipular la postura del pie por 3 a 4 semanas y por último la utilización de la férula Dennis para la corrección de la cadera [9].

▪ Ortesis Ortopédica

La ortesis ortopédica es una estructura diseñada en forma media que se adapta desde la pierna hasta el pie como un soporte para corregir la postura, de tal manera que sostienen a que no se caiga el antepié y pueda mantenerse en 90 grados con la tibia anterior. Las ortesis existen de diferentes estructuras y materiales.

▪ Método Quirúrgico

El método quirúrgico se realiza en casos graves cuando la personas tubo trastornos desde niño y no tubo tratamiento a tiempo, este método consta en acoplar los huesos

del pie o tobillo, transferir un tendón funcional y adherir el musculo en otra parte del pie.

▪ **Método de estimulación eléctrica**

La estimulación eléctrica es un método que se utiliza la corriente eléctrica por medio de electrodos de superficie para la estimulación en el caso de las personas de pie equino se estimula el nervio peroné y la tibia anterior que han sido afectados, causando una contracción muscular indirectamente para activar los nervios y regenerar el movimiento, de tal forma que tenga el funcionamiento normal de los mismos y, así permita realizar la elevación del antepié.

La estimulación eléctrica se basa en la aplicación de la corriente, para realizar una adecuada rehabilitación; conllevando a establecer los parámetros más acordes para la estimulación que se debe tomar en cuenta , como:

- La duración de la fase del pulso se asigna dependiendo del fabricante del dispositivo, sin embargo, el rango comprendido de (100 μ s -150 μ s) es considerado un periodo corto, ya que se incluye los dos picos de amplitud del voltaje del pulso, por otra parte, el periodo de pausa para el ciclo puede ser programable por el especialista o establecido por el fabricante [35].
- La amplitud del voltaje es otro parámetro que es establecido según el fabricante, pero el rango de la mayoría de los equipos comerciales de estimulación está entre 110V a 150V, dependiendo para que vaya a utilizar puede ser según el umbral perceptivo o el umbral motor [35].
- La frecuencia del pulso considerado para una estimulación esta entre 0.1 a 200 Hz, pero esto depende de la aplicación que se vaya a realizar como [35]:

1-10Hz para tratar la degeneración parcial del sistema neuromuscular y la atrofia por inmovilidad etapa I y II.

10-25Hz es para problemas de circulación venosa periféricas y de congestión.

25-50Hz se utiliza en tratamiento de ejercicios musculares del esqueleto que ha sufrido atrofia por inmovilidad en la etapa III.

50-100Hz para dolores subagudas y crónicas reumáticas, ciático, lumbalgias.

100-160Hz para dolores agudos musculares, inserciones y articulares

1-100Hz para afecciones subagudas y crónicas de órganos en la cavidad abdominal y de pelvis, problemas tróficos.

- La polarización de los electrodos nos sirve para administrar la corriente, lo cual es muy importante su correcta colocación tanto el negativo se ubicará en la lesión y el positivo de manera distal [35].
- La duración para la estimulación puede ser de 15min a 30min, pero lo más habitual es que se realice de 15min a 25min [35].
- La periodicidad del tratamiento esto depende de la afección o lesión que haya sufrido el paciente, en una lesión lo más recomendable es aplicar 1 a 2 veces a la semana, mientras que una patología se puede realizar 2 a 3 veces, días alternados a la semana [35].

3.2.5 Tecnología de los sistemas de estimulación eléctrica.

Existe una variedad de estimuladores eléctrico comerciales con diferentes características y tecnologías que ofrece el mercado teniendo una acogida a nivel mundial causando efectos positivos hacia los clientes en diferentes campos como en la rehabilitación para el pie equino. Para ello los equipos más comerciales se detallan en la **Tabla 4**.

Tabla 4: Características de equipos comerciales de Estimulación Eléctrica

Parámetros del dispositivo			
	Fesia Walk	WalkAide	Bioness NESS L300
Características			
Peso	91 gr	87.9 gr	50 gr
Dimensiones	2.6 cm altura 5.2 cm ancho 7.6 cm profundidad	8.2cm altura 6.1cm ancho 2.1cm profundidad	7.4 cm alto 4.3 cm ancho 1.5 cm profundidad

Voltaje máximo de salida	180V	121V a 1000 ohm 150V A 1000000 ohm	150V
Carga Máxima	5000 ohm	500 ohm	5000 ohm
Sensor	Sensor inercial	Sensor de inclinación y tecnología de acelerómetro	Intelli Sense Gail Sensor
Comunicación	Bluetooth	Mediante cable	Inalámbrica Wifi
Alimentación	Batería recargable Lithium-polymer 3.7V, 1400mAh	Pila alcalina 1.5V	Batería recargable lilon 3.7V, 700mAh
Parámetros del pulso generado			
Tipo de pulso	Bifásico simétrico o bifásico compensado	Bifásico asimétrico	Bifásico asimétrico o Bifásico simétrico
Intensidad de pulso	0 - 60mA	No hay especificación	0 – 80mA
Frecuencia de pulso	1 - 40 Hz, resolución de 1Hz	16.7 – 33 Hz	20 - 45 Hz, resolución de 5Hz
Ancho de pulso	150μs - 300 μs, resolución de 5μs	25 – 300 μs	250μs - 650μs asimétrico 500μs - 1500μs simétrico


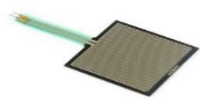

Elaborado por: La investigadora, en base a [32, 33, 34].

3.2.6 Selección de los elementos electrónicos idóneos para la implementación del sistema

La selección de los elementos para el sistema de estimulación eléctrica se va a realizar mediante las 4 etapas que se encuentra en la **Figura 15**.

En la etapa de sensado se utilizará dos sensores, para los cuales se analiza las características, costo y disponibilidad en el mercado, esto se realiza mediante un cuadro comparativo detallado en la **Tabla 5** y la **Tabla 6**.




Tabla 5: Cuadro comparativo de los Sensores de Fuerza Resistiva.

Parámetros de los sensores de fuerza resistiva			
	FRS 408	FRS 406	FRS 402
Características			
Peso	5.03 gr	1.12 gr	0.26 gr
Dimensiones	60.93 cm largo 1.53 cm ancho 0.057 cm espesor	4.4 cm largo 4.4 cm ancho 0.042 cm espesor	5.7 cm longitud 1.8 cm ancho 0.05 cm espesor
Forma	Rectangular	Cuadrada	Circular
Medición de fuerza	0 – 10 kg	20gr – 15 kg	10gr – 10 kg
Área activa	(1.02 – 5) cm	(3.96 – 3.96) cm	1.27 cm
Rango de Fuerza	0.1N - 10 N	0.2N - 20 N	0.2N - 20 N
Disponibilidad en el mercado	Si	Si	Si
Costo	\$22.00	\$12.00	\$10.00

Elaborado por: La investigadora, en base a [37]

Con respecto al análisis que se realizó en la **Tabla 5** se seleccionó el sensor de fuerza resistiva FRS402 por el área activa y su forma circular lo que permite que sea apto y cómodo para la persona ya que se colocara debajo del talón del pie afectado por el trastorno, de tal manera que se activara al momento de desplegar el talón del suelo mediante la fuerza que aplique, además que es ligero, por el tamaño y costo considerable, sus especificaciones técnicas se pueden observar en el **Anexo 2**.

Tabla 6: Cuadro comparativo de los sensores inerciales

Parámetros de los sensores inerciales			
Características	Sensor ADXL345 	Sensor AltIMU-10 	Sensor MPU6050 
Dimensiones	2.1 cm largo 1.58 cm ancho 0.3 cm espesor	2.5 cm largo 1.3 cm ancho 0.3 cm espesor	2.0 cm longitud 1.6 cm ancho 0.3 cm espesor
Voltaje de operación	2.0V – 3.6V	2.5V – 5.5V	3.3V – 5V
Rango acelerómetro	2g/4g/8g/16g	2g/4g/8g/16g	2g/4g/8g/16g
Rango giroscopio	No incluye	(250/500/2000) grad/seg	(250/500/1000/2000) grad/seg
Ejes	3	6	6
Interfaz	SPI e I2C	I2C	I2C
Costo	\$12.00	\$22.00	\$7.00




Elaborado por: La investigadora, en base a [37, 38]

Después de la comparación realizada en la **Tabla 6** se escogió el sensor de inercia MPU6050 ya que tiene incorporado un acelerómetro y giroscopio, las características del sensor están en el **Anexo 3** que es muy necesario para determinar el ángulo de la flexión dorsal y la velocidad angular del pie afectado durante el ciclo de balance de la marcha y saber si el paciente está recuperando el movimiento de la dorsiflexión mediante un control de terapia por el especialista, aunque sus características son muy similares al sensor AltIMU-10 pero tiene un alto costo.

En la etapa de control el microcontrolador que se va a seleccionar se tomo en cuenta de acuerdo a las características de memoria, pines de entrada y salida analógica como

digitales, conexión inalámbrica y disponibilidad en el mercado, por tal motivo se analizo las tarjetas como Arduino y NodeMCU que se detalla en la **Tabla 7**.

Tabla 7: Cuadro comparativo de los microcontroladores




Parámetros de los microcontroladores			
Características	 Arduino Zero	 NodeMCU Esp8266	 Esp32
Peso	12gr	7 gr	6.8 gr
Dimensiones	7.0 cm alto 5.3 cm ancho 1.4 cm profundidad	4.8 cm alto 2.6 cm ancho 0.8 cm profundidad	5.1 cm alto 2.3 cm ancho 0.8 cm profundidad
Procesador	32bits ARM Cortex M0+	Tensilica Xtensa LX3 de 32bits	Tensilica Xtensa LX6 de 32bits Dual Core
SRAM	32KB	32KB	520KB
Puerto PWM	Si	Si	Si
Pines digitales I/O	20	11	34
Pines analógicos I/O	6 de entrada 1 de salida	1	16
Frecuencia de reloj	48MHz	80MHz – 160MHz	160MHz -240MHz
Fuente de alimentación	5V	5V	5 V
Corriente de operación	40mA	80mA	80mA
Conexión inalámbrica	No	Wi-Fi	Wi-Fi Bluetooth
Costo	\$20.00	\$ 8.00	\$ 15.00

Elaborado por: La investigadora, en base a [38]

En la **Tabla 7** se realizó la comparación de los microcontroladores más utilizados y disponibles en el mercado, además de sus características similares se decidió en la utilización de la Esp32, ya que permite la comunicación inalámbrica y así evitar la utilización de módulos adicionales como Wi-Fi o Bluetooth, así como también sus características cumplen con los requerimientos para el sistema de estimulación, además el costo y tamaño son accesibles para la realización del proyecto, sus características se encuentran más detalladas en el **Anexo 4**.

Para la estimulación eléctrica el medio para la transmisión de la intensidad de corriente hacia la piel de la persona son los electrodos superficiales los cuales existen diferente tipo como se observa en la **Tabla 8**.

Tabla 8: Cuadro comparativo de los electrodos superficiales.

Electrodos superficiales			
	Placas metálicas 	Electrodos flexibles 	Electrodos Flotantes 
Forma	Cilíndricas	Cuadradas o Rectangulares	Tipo Sombrero de copa
Características	Son sensibles al movimiento realizando cambio de voltaje	Se ajusta y se adaptan a la estructura corporal	Es estable y adecuado para múltiples usos
Costo	\$ 4.00	\$ 2.50	\$ 10.00




Elaborado por: La investigadora, en base a [35]

Se decidió usar los electrodos superficiales flexibles debido con son muy usados en la electroterapia, son adecuadas por que se adaptan a cualquier parte del cuerpo del ser humano y una de sus ventajas a que no sufre ningún cambio tanto de voltaje cuando se encuentre la persona en reposo o en movimiento.

La interfaz de usuario se decidió usar un programado basado en diagramas de bloques para realizar la aplicación donde el usuario controla el quipo como un control remoto, además es un entorno de desarrollo de código abierto que tiene diversos componentes y permite generar una apk para cualquier tipo de dispositivo móvil, se tomó esta decisión debido a la experiencia y conocimiento que tiene la investigadora.

En la etapa de almacenamiento se realiza una base de datos donde se creará un servidor web local para el centro de rehabilitación, lo cual se analiza en la **Tabla 9** las características de tres miniordenadores comerciales.

Tabla 9: Cuadro comparativo de los modelos de miniordenador

Parámetros de los diferentes modelos de Raspberry			
Características	Orange Pi 	Banana Pi – M64 	Raspberry Pi3 Modelo B+ 
Procesador	Cortex-A7 de cuatro núcleos	QUAD Core 1.2GHz	QUAD Core 1250MHz
RAM	DDR3 DE 1GB	2GB DDR3 SDRAM	1GB SDRAM 400Hz
Alimentación	5V	5V	5V
Conexión inalámbrica	Wifi	Wifi	Wifi Bluetooth
Costo	\$30.00	\$98.00	\$ 70.00

Elaborado por: La investigadora, en base a [39, 40, 41]

Al analizar la tabla comparativa entre los diferentes miniordenadores analizados, a pesar de las características similares, se optó por la Raspberry Pi3 debido a su costo y su compatibilidad con sistemas operativos Raspbian. las características se encuentran en el **Anexo 5**.

X, Y, Z y la velocidad angular se detalladas a continuación [37].

Para el cálculo del ángulo con respecto a la velocidad angular determina mediante la ecuación 1

$$\theta_{W_y} = \theta_{y_0} + w_y \Delta t \quad \text{Ecuación 1}$$

Donde:

θ_{y_0} = desplazamiento angular en el plano Y

W_y = velocidad angular en el plano Y

Δt = variación del tiempo

Para lo cual el dispositivo utiliza la ecuación 2

$$w = \frac{d\theta}{dt} \quad \text{Ecuación 2}$$

Donde:

W = velocidad angular

$d\theta$ = desplazamiento angular

dt = unidad del tiempo

Para el cálculo del ángulo de inclinación con el acelerómetro se toma en cuenta que la única fuerza que actúa sobre el sensor es la gravedad, los componentes que corresponden al acelerómetro es la gravedad y los ángulos será la inclinación del plano que se detallan en la ecuación 3 [37].

$$\theta_{ay} = \tan^{-1} \left(\frac{a_y}{\sqrt{a_x^2 + a_z^2}} \right) \quad \text{Ecuación 3}$$

Donde:

a_y = aceleración en y

a_x = aceleración en x

a_z = aceleración en z

El ángulo obtenido mediante la **Ecuación 1** y la **Ecuación 3** se realiza un filtro complementario para la obtención del ángulo de inclinación final y es el que representa el ángulo de flexión plantar del paciente, para eso se utiliza la **Ecuación 4** [37].

$$\text{angulo} = 0.98(\theta_{wy} + w_y dt) + 0.02(\theta_{ay}) \quad \text{Ecuación 4}$$

Es el dato que se registrara en la base de datos para llevar un registro que corrobora si el paciente tiene un progreso de recuperación al utilizar el sistema.

El sistema también utiliza un sensor FRS402 para determinar el momento en que el talón del paciente pierde contacto con el piso, se encuentra ubicado en el talón del usuario, en esta etapa se realiza un divisor resistivo que el dispositivo mide la cantidad de voltaje que produce al presionar el sensor mediante un ADC, el cual se utiliza para determinar si el usuario aplica peso en su talón y producir un pulso de estimulación si el valor del sensor es 0, es necesario su peso para su activación o desactivación del módulo estimulador en la etapa de balanceo.

Etapa de control

El sistema para su operación necesita de parámetros necesarios que recibe el estimulador, en esta fase el sistema tiene una interfaz gráfica Android que es el encargado de enviar dichos datos para controlar el dispositivo mediante comunicación WiFi mediante el método POST.

Para generar pulsos de estimulación el módulo ESP32 cuenta con dos núcleos para mejorar el rendimiento del sistema, donde el Core 1 está configurado para adquirir datos del servidor y el Core 2 para la generación señal PWM mediante los pines I/O que es amplificada con la ayuda de transistores NPN y PNP a una frecuencia que varía entre 30 – 50 Hz con una amplitud variable de 0V – 3.7V. Su código se encuentra detallado en el **Anexo 7**.

Para la estimulación requerida el sistema cuenta con una etapa de acondicionamiento de señal que se genera mediante la amplificación de las señales emitidas por el módulo ESP32 hacia los electrodos, en esta etapa la señal PWM del pin Amplitud está

configurada como un elevador de señal hacia el pin Frecuencia que al combinar las dos señales da un pulso con Frecuencia y Amplitud hacia un transistor de Potencia que regularía el voltaje en el transformador elevador y a su vez en los electrodos ubicados en el paciente, efectuando así un estímulo acoplado en potencia y amplitud. El esquema se ilustra en la **Figura 17**.

Fuente de alimentación

El sistema es inalámbrico por lo cual debe tener una tensión suministrada que permita realizar su trabajo, un voltaje y corriente capaz de alimentar el dispositivo para su óptimo funcionamiento y de durabilidad de mínimo un día laboral de uso para lo cual se realiza los siguientes análisis en las **Tablas 10** y **Tabla 11**.

Tabla 10: Análisis de Batería Requerida para Etapa de Sensorización

Dispositivo	Voltaje	Corriente
Esp32	3.3 V – 5 V	80mA
MPU6050	3.3 V – 5V	5.8mA
Total		85.8mA

Elaborado por: La investigadora, en base a [37, 38]

Tabla 11: Análisis de Batería Requerida para Etapa de Estimulación

Dispositivo	Voltaje	Corriente
Esp32	3.3 V – 5 V	80mA
OLED	3.3 V – 5V	22mA
Etapa de Estimulación	3.3 V – 5V	<10mA
Total		112mA

Elaborado por: La investigadora, en base a [37, 38]

Con la ayuda de la **Tabla 10** y la **Tabla 11** se interpreta que el sistema funciona mínimo 8 horas que dura el día laboral, aproximadamente consumirá 687 mAh en la etapa de sensorización y 896 mAh en la etapa de estimulación.

Con este dato se deduce que la batería debería ser al menos de 900mAh a un voltaje

entre 3.3V – 5V para que el sistema sea óptimo.

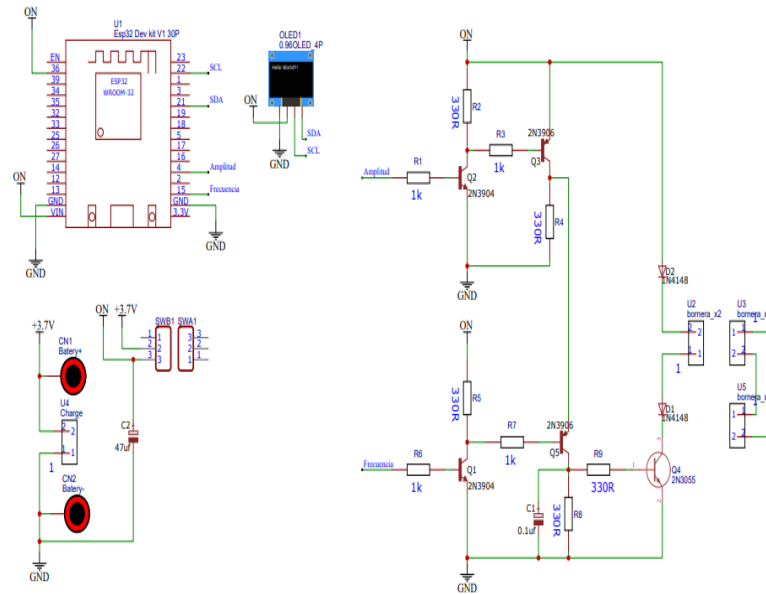


Figura 17: Esquemático de la etapa de control

Elaborado por: La investigadora

3.2.8 Diseño de las placas del Sistema de Estimulación Eléctrica

Para el diseño de las placas del dispositivo se utilizó el software EasyEDA que permite realizar el diseño de esquema electrónicos y llevarlo al diseño del circuito impreso. En la **Figura 18**, se observa el diseño en las placas del circuito impreso del sistema.

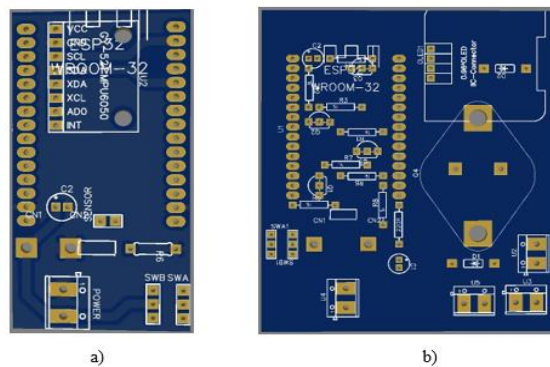


Figura 18: Diseño de las placas del circuito impreso del sistema de estimulación eléctrica: a) etapa de sensado b) etapa de estimulación

Elaborado por: La investigadora

3.2.9 Diseño de la interfaz del Sistema de Estimulación Eléctrica.

Interfaz móvil

Para la interfaz móvil se utilizó un desarrollador mediante bloques, un programa que contiene un entorno de desarrollo integrado para la realización de aplicaciones móviles, el cual tiene diversas herramientas y funciones que facilita su manejo, y además una de las mayores ventajas es la compatibilidad con todas las versiones de celulares con sistema operativo Android. Dicha interfaz de usuario consta de 6 pantallas divididas en tres tareas para el funcionamiento, detallado a continuación y esquematizado en la **Figura 19**. La programación de la aplicación se encuentra en el **Anexo 8**.

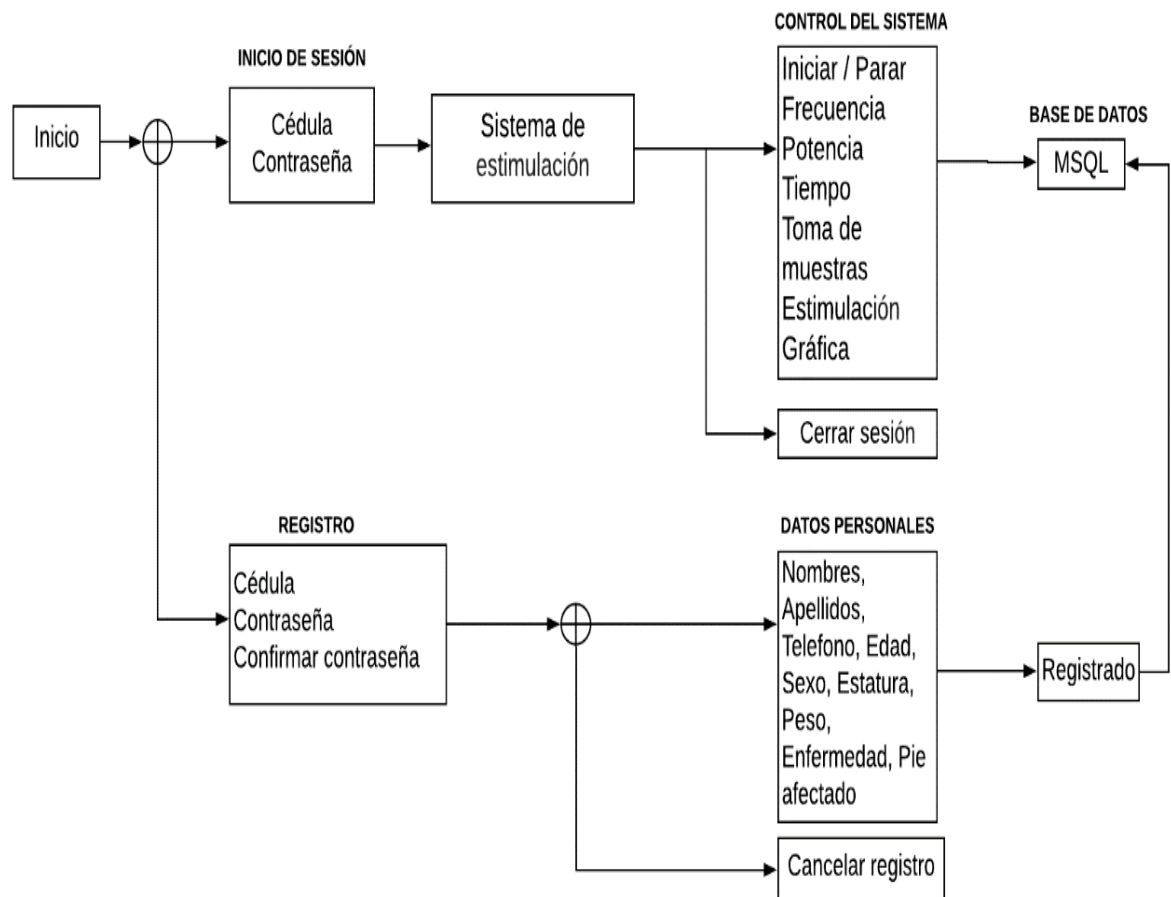


Figura 19: Diagrama de la interfaz móvil

Elaborado por: La investigadora.

Tarea 1: Registro de usuario

En el registro de usuario se estableció parámetros como: la cédula, contraseña y los datos personales para acceder y manipular el equipo, como se observa en la **Figura 20**. Además, los datos ingresados son almacenados en la base de datos MySQL.



The image displays two side-by-side screenshots of a web application's registration interface. The left screenshot, titled "Registrar", features a header with a green checkmark and a person icon. Below the header are three input fields labeled "Cédula", "Contraseña", and "Confirmar contraseña". At the bottom are two buttons: "Aceptar" and "Cancelar". The right screenshot, titled "Datos personales", includes a header with a document icon. It contains several input fields: "Nombres", "Apellidos", "Teléfono", "Estatura", "Peso", "Sexo" (with a dropdown menu labeled "Seleccionar"), "Edad", "Enfermedad" (with a dropdown menu labeled "Seleccionar"), and "Pie afectado" (with a dropdown menu labeled "Seleccionar"). At the bottom are two buttons: "Registrar" and "Cancelar".

Figura 20: Registro de usuario

Elaborado por: La investigadora

Tarea 2: Inicio de sesión

Para el inicio de sesión del usuario se ejecuta con el número de cédula del paciente y la contraseña que haya registrado para poder acceder a la pantalla del control del sistema, como en la **Figura 21**.



The image shows a single screenshot of a login interface titled "Iniciar sesión". It features a header with a person icon. Below the header are two input fields: "Cédula" (with a person icon) and "Contraseña" (with a lock icon). At the bottom are two buttons: "Ingresar" and "Registrarse".

Figura 21: Inicio de sesión

Elaborado por: La investigadora

Tarea 3: Control del sistema

En el control del sistema se realizó una interfaz interactiva y sencilla que ayuda al usuario, a establecer los parámetros técnicos para el funcionamiento del equipo, los cuales tiene opciones como: iniciar y parar la terapia, seleccionar la frecuencia más apropiada para el paciente en el rango de 30Hz – 50 Hz, la potencia del equipo de 0% a 100%, ancho de pulso de 200 a 400 μ s y el tiempo de estimulación como máximo de 30min, representado en la **Figura 22**. Dichos parámetros se envían desde la aplicación móvil al controlador, de manera que es el encargado de ejercer la estimulación y almacenar en la base de datos.



Figura 22: Control del sistema

Elaborado por: La investigadora

Además, se llevó acabo la opción de tomar mediciones del paciente para medir el ángulo del pie afectado con respecto al suelo; antes y durante la utilización del equipo. Para ello se representa los datos obtenidos en una gráfica, como en la ilustración de la **Figura 23**.



Figura 23: Grafica de los datos medidos

Elaborado por: La investigadora

3.2.10 Base de datos

En la base de datos se realizó un servidor LAMP en la Raspberry PI3, desarrollado en el gestor de base de datos MariaDB mediante el lenguaje de programación PHP, el servidor web Apache y la ejecución del sistema operativo Raspbian, para registrar datos personales y los datos emitidos del sensor del equipo, antes y durante la rehabilitación de los pacientes, con el objetivo de verificar y hacer el respectivo seguimiento a cada uno de ellos. La base de datos tiene una conexión con la aplicación móvil y el equipo. Cabe recalcar que el servidor es local, ya que se desarrolló exclusivamente para la utilización dentro del Centro de Rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones”.

En la **Figura 24** y la **Figura 25**, se observa los parámetros de información de los pacientes y los parámetros técnicos como: la frecuencia, la potencia, ancho de pulso y el tiempo, con el cual estará trabajando el equipo; además de la fecha de los valores medidos por el sensor de medición inercial por cada terapia.

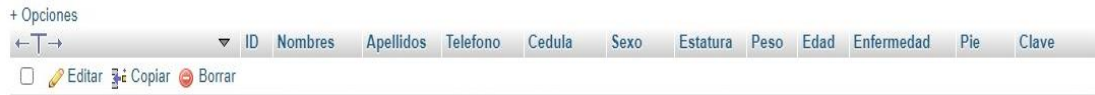


Figura 24: Parámetros de información de los pacientes en la base de datos

Elaborado por: La investigadora

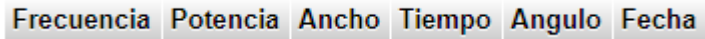


Figura 25: Parámetros técnicos del equipo en la base de datos

Elaborado por: La investigadora

Para la conexión de la base de datos con la tarjeta Esp32 y el servidor local, se realizó una conexión en el lenguaje PHP, para obtener los datos del sensor y almacenarlos, en la **Figura 26** se detalla el script de conexión que se incluirá en el resto de archivos para la leer, escribir y modificar los parámetros de la base de datos.

```

conexiona.php
1 |<?php
2 | $db_host="192.168.1.44";
3 | $db_name="ElectroTerapia";
4 | $db_login="lizz";
5 | $db_pswd="bendiciones";
6 | $conexion=mysqli_connect($db_host,$db_login,$db_pswd,$db_name);
7 | if($conexion){
8 | }
9 | else{ echo "Error en la conexion.";}
10| ?>

```

Figura 26: La conexión de la base de datos con la tarjeta Esp32 y el servidor local

Elaborado por: La investigadora

Posteriormente para que el servidor recpte información del sensor transmite a través de la tarjeta Esp32 se creó una serie de script de extensión .PHP, que mediante la comunicación WiFi y utilizando HTTP REQUEST ingrese información emitida, como se observa en la **Figura 27**.

```

datos_usuario.php
<?php
include("conexion.php");
// Realiza la inserción de los datos.
$fecha = date("Y-m-d");
echo $fecha;

$sql=$conexion->query("INSERT INTO ".$_REQUEST['cedula']." ('ID', 'Fecha', 'Tiempo', 'Frecuencia', 'Potencia', 'Angulo', 'Ancho') VALUES(NULL, '".$fecha."', '".$_REQUEST['tiempo']."', '".$_REQUEST['frecuencia']."', '".$_REQUEST['potencia']."', '".$_REQUEST['angulo']."', '".$_REQUEST['ancho']."'");

if (!$sql) {
    die("No se pudo conectar error_login");
}
else{
    echo "datos creados";
}

/* cierran la conexión */
$conexion->close();
?>

```

Figura 27: El servidor recibe información del sensor transmite a través de la tarjeta Esp32

Elaborado por: La investigadora

3.2.11 Esquema de conexión del Sistema de Estimulación Eléctrica

En la Figura 28 se ilustra la conexión inalámbrica del sistema.

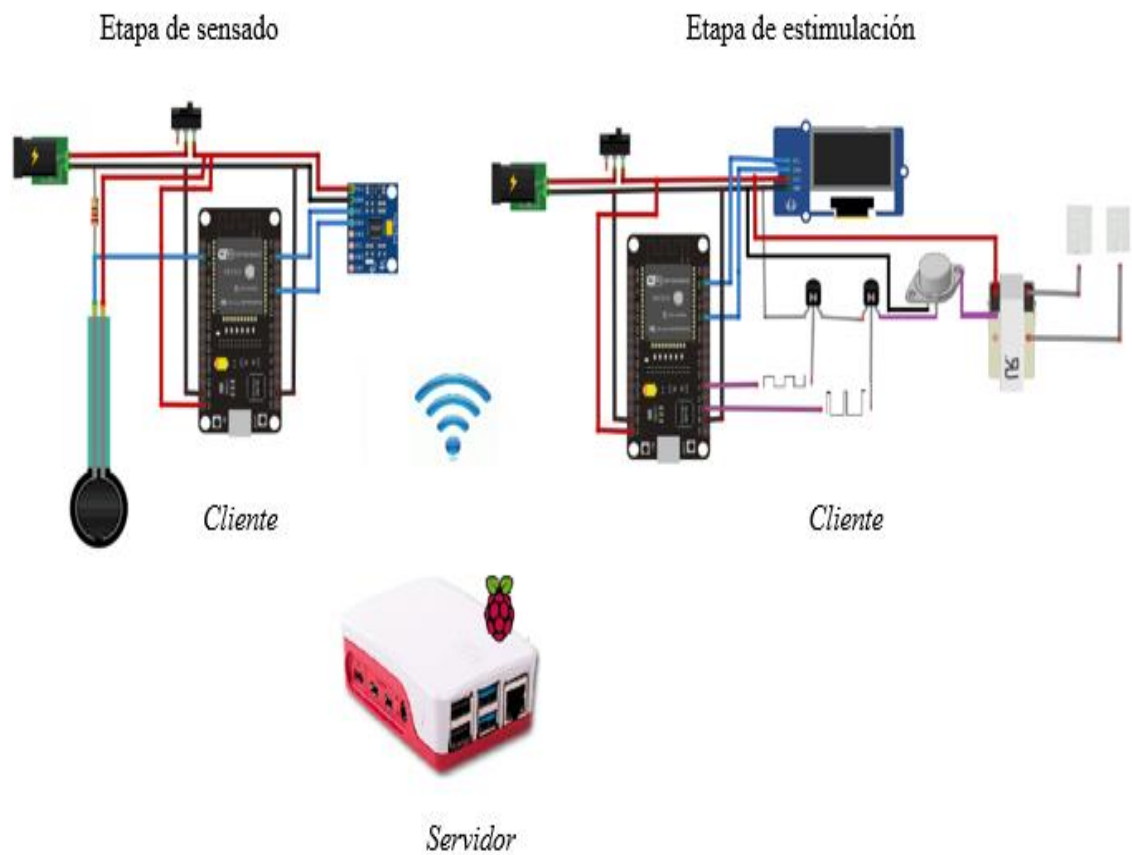


Figura 28: Esquema de conexión del sistema de estimulación eléctrica

Elaborado por: La investigadora

3.2.12 Diseño del Sistema de Estimulación Eléctrica

El diseño del sistema consta de un cinturón terapéutico hecha de tela antilfluido en caso de sudoración del pie y de tela de algodón antialérgica en la parte interior en caso del que paciente presente alergia algún material, este cinturón es ajustable para todo volumen muscular de la pierna sea para niños o adultos, el cual sujeta la parte electrónica de la estimulación eléctrica y de un sujetador para le etapa de sensorización cada una con su respectiva fuente de alimentación, como se muestra en la **Figura 29**.



Figura 29: Diseño del sistema de estimulación eléctrica

Elaborado por: La investigadora

3.2.13 Colocación del equipo

- El cinturón terapéutico se coloca en la pierna, tiene unas correas para ajustar en la pierna del paciente, como se ilustra en la **Figura 30**.



Figura 30: Colocación del cinturón terapéutico.

Elaborado por: La investigadora.

- La colocación de los electrodos para la estimulación eléctrica existe diferentes modos de aplicación, en este caso los puntos de colocación son en el sistema muscular, en la tibial anterior y el peroneo que hace que se estimule el punto motor nervioso el nervio peroneo común encargado de la flexión dorsal del pie, para ello el modo de aplicación es bipolar [42], se observa en la **Figura 31**.

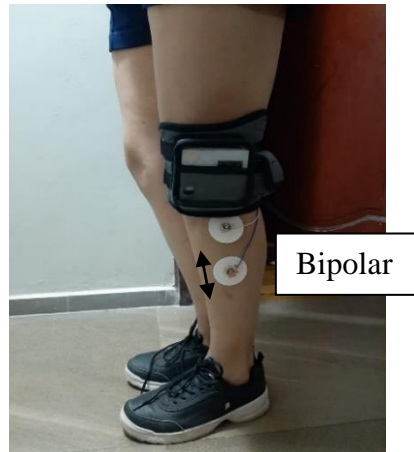


Figura 31:Colocación de los electrodos.

Elaborado por: La investigadora

- El sujetador de la etapa de sensorización se coloca en el calzado del paciente para tomar las mediciones del ángulo del pie afectado, se muestra en la **Figura 32**.



Figura 32:Colocación del sujetador de la etapa de sensorización.

Elaborado por: La investigadora.

- El sensor de fuerza resistiva se coloca dentro del calzado del paciente, es decir debajo del talón para la activación del equipo con en la Figura 33.



Figura 33: Colocación del Sensor FRS402

Elaborado por: La investigadora.

3.2.14 Presupuesto

El presupuesto de la implementación del sistema de estimulación eléctrica para las personas de pie equino está compuesto de componentes y equipo electrónicos, así como también de materiales para su diseño. Además, se pagó un monto de \$40 por el diseño del cinturón del equipo, de tal forma que esta detallado en la **Tabla 12**.

Tabla 12: Presupuesto del proyecto.

Presupuesto					
Ítems	Descripción	Unidad	Cantidad	Valor unitario	Valor total
Elementos Electrónicos					
1	Esp32 NodeMCU	c/u	2	\$ 15,00	\$ 30,00
2	Sensor FRS402	c/u	2	\$ 11,00	\$ 22,00
3	Sensor MPU6050	c/u	1	\$ 7,00	\$ 7,00
4	Pantalla LCD	c/u	1	\$ 15,00	\$ 15,00
5	Transformador	c/u	1	\$ 20,00	\$ 20,00
6	Baterías	c/u	2	\$ 25,00	\$ 50,00
7	Electrodos superficiales	c/u	4	\$ 2,50	\$ 10,00
8	Cables de conexión TENS	c/u	1	\$ 25,00	\$ 25,00
9	Transistores	c/u	15	\$ 1,25	\$ 18,75
10	Resistencias	c/u	20	\$ 0,05	\$ 1,00

Equipos Electrónicos					
13	Osciloscopio	c/u	1	\$ 120,00	\$ 120,00
14	Multímetro	c/u	1	\$ 30,00	\$ 30,00
Materiales					
15	Estaño	c/u	1	\$ 0,50	\$ 0,50
15	Elaboración de la placa	c/u	2	\$ 25,00	\$ 50,00
15	Case de pastico	c/u	2	\$ 4,00	\$ 8,00
15	Tela antilfluido	M	½	\$ 1,50	\$ 0,75
15	Tela de algodón	M	½	\$ 2,00	\$ 1,00
15	Elástico	M	½	\$ 0,50	\$ 0,25
Subtotal					\$ 415,70
Mano de obra del diseño					\$ 40
Total					\$ 455,70

Elaborado por: La investigadora

3.2.15 Pruebas de funcionamiento del Sistema de Estimulación Eléctrica

Las pruebas se realizaron en el Centro de rehabilitación Física y Neurológica “Bendiciones” a cargo de la Licenciada María Belén Camino. Dicha institución presenta 19 pacientes que padece del trastorno de pie equino en la Provincia de Tungurahua del cantón Ambato.

Debido a la emergencia sanitaria que se presentó el 15 de marzo del presente año, el presidente de la Republica de Ecuador Lenin Moreno declaro al país en estado de excepción suscrito en el Decreto Presidencial *N^o 1017*, encontrado en el **Anexo 10**. De tal manera que se suspendió trabajos y el ciclo académico en la educación básica, bachillerato y educación superior, lo que implico que los ciudadanos no puedan realizar sus actividades diarias, por tal razón no se realizó las pruebas de funcionamiento a todos los pacientes que presentan esta afección.

Por lo tanto, la realización de las pruebas se lo hizo a dos personas, las cuales se tomando en cuenta parámetros antes de utiliza el equipo y después de utilizar para la evaluación de la rehabilitación. En la **Tabla 13**, se detalla los datos personales para el seguimiento de los pacientes.

Tabla 13:Datos de los Pacientes

ID	Nombres	Apellidos	Telefono	Cedula	Sexo	Estatura	Peso	Edad	Enfermedad	Pie	Clave
1	Karla Elizabeth	Chango	0980893210	1802016780	Femenino	135	40	8	Cerebrovascular	Derecho	1802016780
2	Carlos Javier	Moposita	0991456789	1804613766	Masculino	165	80	17	Cerebrovascular	Derecho	1804613766

Elaborado por: La investigadora

En la **Tabla 14** y la **Tabla 15**, se detalla los ángulos del movimiento de la flexión plantar con respecto al suelo, tomados antes de usar el equipo en diferentes tiempos. Estos datos se obtuvieron mediante el sensor Giroscopio y Acelerómetro MPU6050, para ello se tomó 5 muestras, los cuales los valores son tomados cada 3 minutos durante un ciclo de la marcha de 15 minutos.

Tabla 14: Mediciones antes de utilizar el equipo de la paciente Karla Elizabeth

Id	Fecha	Tiempo	Angulo de la flexión plantar
1	2020-11-06	10:03:08	37,72
2	2020-11-06	10:06:06	37,72
3	2020-11-06	10:09:07	37,76
4	2020-11-06	10:12:01	37,90
5	2020-11-06	10:15:51	37,83
6	2020-11-06	10:18:16	37,91
Promedio	37,80		

Elaborado por: La investigadora

Tabla 15: Toma de mediciones antes de utilizar el equipo del paciente Carlos Javier

id	Fecha	Tiempo	Angulo de la flexión plantar
1	2020-11-07	15:44:08	14,60
2	2020-11-07	15:47:39	14,63
3	2020-11-07	15:50:01	14,71
4	2020-11-07	15:53:43	14,59
5	2020-11-07	15:56:06	14,64
6	2020-11-07	15:59:26	14,65
Promedio	14,63		

Elaborado por: La investigadora

En la **Tabla 16** y la **Tabla 17** se detallan los valores de las mediciones registradas en la base de datos. Cada paciente fue evaluado 15 minutos, donde constantemente se toma la muestra del ángulo de la flexión plantar mientras el equipo estimulaba, durante ese lapso se registró 6 valores cada 3 minutos para no congestionar la base de datos, en 12 sesiones. Para establecer el rango de la frecuencia, la potencia y ancho del impulso del equipo se tomó muy en cuenta el grado de tolerancia y sensibilidad de cada uno de los pacientes para la aplicación de la estimulación respectiva.

Tabla 16: Toma de mediciones al utilizar el equipo de la paciente Karla Elizabeth

Id	Fecha	Tiempo	Frecuencia	Potencia	Ancho de impulso	Angulo de la flexión plantar
1	2020-11-06	10:45:17	35	55%	250	37,73
2	2020-11-06	10:48:17	35	55%	250	37,66
3	2020-11-06	10:51:17	35	55%	250	37,53
4	2020-11-06	10:54:17	35	55%	250	37,48
5	2020-11-06	10:57:17	35	55%	250	37,46
6	2020-11-06	11:00:17	35	55%	250	37,43
7	2020-11-09	12:35:21	35	55%	250	37,41
8	2020-11-09	12:38:21	35	55%	250	37,39
9	2020-11-09	12:41:21	35	55%	250	37,36
10	2020-11-09	12:44:21	35	55%	250	37,17
11	2020-11-09	12:47:21	35	55%	250	37,17
12	2020-11-09	12:50:21	35	55%	250	37,16
13	2020-11-13	9:32:05	35	55%	250	37,10
14	2020-11-13	9:35:05	35	55%	250	36,90
15	2020-11-13	9:38:05	35	55%	250	36,82
16	2020-11-13	9:41:05	35	55%	250	36,76
17	2020-11-13	9:44:05	35	55%	250	36,76
18	2020-11-13	9:47:05	35	55%	250	36,73
19	2020-11-16	14:24:10	35	55%	250	36,71
20	2020-11-16	14:27:10	35	55%	250	36,71
21	2020-11-16	14:30:10	35	55%	250	36,68
22	2020-11-16	14:33:10	35	55%	250	36,63
23	2020-11-16	14:36:10	35	55%	250	36,58
24	2020-11-16	14:39:10	35	55%	250	36,53
25	2020-11-20	10:35:17	35	55%	250	36,52
26	2020-11-20	10:38:17	35	55%	250	36,43
27	2020-11-20	10:41:17	35	55%	250	36,35
28	2020-11-20	10:44:17	35	55%	250	36,31
29	2020-11-20	10:47:17	35	55%	250	36,24

30	2020-11-20	10:50:17	35	55%	250	36,20
31	2020-11-23	9:47:21	35	55%	250	36,16
32	2020-11-23	9:50:21	35	55%	250	36,09
33	2020-11-23	9:53:21	35	55%	250	35,97
34	2020-11-23	9:56:21	35	55%	250	35,83
35	2020-11-23	9:59:21	35	55%	250	35,75
36	2020-11-23	10:00:21	35	55%	250	35,71
37	2020-11-27	9:00:10	35	55%	250	35,60
38	2020-11-27	9:03:10	35	55%	250	35,53
39	2020-11-27	9:06:10	35	55%	250	35,47
40	2020-11-27	9:09:10	35	55%	250	35,41
41	2020-11-27	9:12:10	35	55%	250	35,34
42	2020-11-27	9:15:10	35	55%	250	35,28
43	2020-11-30	15:12:12	35	55%	250	35,16
44	2020-11-30	15:15:12	35	55%	250	35,09
45	2020-11-30	15:18:12	35	55%	250	34,97
46	2020-11-30	15:21:12	35	55%	250	34,85
47	2020-11-30	15:24:12	35	55%	250	34,73
48	2020-11-30	15:27:12	35	55%	250	34,66
49	2020-12-04	10:00:17	35	55%	250	34,58
50	2020-12-04	10:03:17	35	55%	250	34,51
51	2020-12-04	10:06:17	35	55%	250	34,43
52	2020-12-04	10:09:17	35	55%	250	34,37
53	2020-12-04	10:12:17	35	55%	250	34,26
54	2020-12-04	10:15:17	35	55%	250	34,02
55	2020-12-07	18:10:01	35	55%	250	33,96
56	2020-12-07	18:13:01	35	55%	250	33,88
57	2020-12-07	18:16:01	35	55%	250	33,71
58	2020-12-07	18:19:01	35	55%	250	33,64
59	2020-12-07	18:21:01	35	55%	250	33,52
60	2020-12-07	18:24:01	35	55%	250	33,45
61	2020-12-11	15:30:29	35	55%	250	33,36
62	2020-12-11	15:33:29	35	55%	250	33,33
63	2020-12-11	15:39:29	35	55%	250	33,32
64	2020-12-11	15:42:29	35	55%	250	33,29
65	2020-12-11	15:45:29	35	55%	250	33,24
66	2020-12-11	15:48:29	35	55%	250	33,23
67	2020-12-14	9:45:01	35	55%	250	33,21
68	2020-12-14	9:48:01	35	55%	250	33,21
69	2020-12-14	9:51:01	35	55%	250	33,19
70	2020-12-14	9:53:01	35	55%	250	33,19
71	2020-12-14	9:56:01	35	55%	250	33,19
72	2020-12-14	9:59:01	35	55%	250	33,15

Elaborado por: La investigadora.

Tabla 17: Toma de mediciones al utilizar el equipo de la paciente Carlos Javier

Id	Fecha	Tiempo	Frecuencia	Potencia	Ancho de impulso	Ángulo de la flexión plantar
1	2020-11-07	16:05:19	40	25%	320	14,64
2	2020-11-07	16:08:19	40	25%	320	14,53
3	2020-11-07	16:11:19	40	25%	320	14,46
4	2020-11-07	16:14:19	40	25%	320	14,31
5	2020-11-07	16:17:19	40	25%	320	14,21
6	2020-11-07	16:20:19	40	25%	320	14,19
7	2020-11-10	12:10:19	40	25%	320	14,13
8	2020-11-10	12:13:19	40	25%	320	14,09
9	2020-11-10	12:16:19	40	25%	320	13,97
10	2020-11-10	12:19:19	40	25%	320	13,82
11	2020-11-10	12:22:19	40	25%	320	13,75
12	2020-11-10	12:25:19	40	25%	320	13,68
13	2020-11-14	15:38:08	40	25%	320	13,53
14	2020-11-14	15:41:08	40	25%	320	13,51
15	2020-11-14	15:44:08	40	25%	320	13,43
16	2020-11-14	15:47:08	40	25%	320	13,37
17	2020-11-14	15:50:08	40	25%	320	13,26
18	2020-11-14	15:53:08	40	25%	320	13,02
19	2020-11-17	9:00:00	40	25%	320	12,96
20	2020-11-17	9:03:00	40	25%	320	12,88
21	2020-11-17	9:06:00	40	25%	320	12,71
22	2020-11-17	9:09:00	40	25%	320	12,64
23	2020-11-17	9:12:00	40	25%	320	12,52
24	2020-11-17	9:15:00	40	25%	320	12,45
25	2020-11-21	13:35:15	40	25%	320	12,35
26	2020-11-21	13:38:15	40	25%	320	12,31
27	2020-11-21	13:41:15	40	25%	320	12,24
28	2020-11-21	13:44:15	40	25%	320	12,20
29	2020-11-21	13:47:15	40	25%	320	12,16
30	2020-11-21	13:50:15	40	25%	320	12,09
31	2020-11-24	10:15:19	40	25%	320	11,97
32	2020-11-24	10:18:19	40	25%	320	11,83
33	2020-11-24	10:21:19	40	25%	320	11,80
34	2020-11-24	10:24:19	40	25%	320	11,75
35	2020-11-24	10:27:19	40	25%	320	11,73
36	2020-11-24	10:30:19	40	25%	320	11,66
37	2020-11-28	16:33:16	40	25%	320	11,63
38	2020-11-28	16:36:16	40	25%	320	11,31
39	2020-11-28	16:39:16	40	25%	320	11,24
40	2020-11-28	16:42:16	40	25%	320	11,20

41	2020-11-28	16:45:16	40	25%	320	11,16
42	2020-11-28	16:48:16	40	25%	320	11,09
43	2020-12-01	8:45:30	40	25%	320	10,97
44	2020-12-01	8:48:30	40	25%	320	10,83
45	2020-12-01	8:51:30	40	25%	320	10,75
46	2020-12-01	8:54:30	40	25%	320	10,71
47	2020-12-01	8:57:30	40	25%	320	10,75
48	2020-12-01	9:00:30	40	25%	320	10,71
49	2020-12-05	12:05:15	40	25%	320	10,67
50	2020-12-05	12:08:15	40	25%	320	10,53
51	2020-12-05	12:11:15	40	25%	320	10,48
52	2020-12-05	12:14:15	40	25%	320	10,40
53	2020-12-05	12:17:15	40	25%	320	10,36
54	2020-12-05	12:20:15	40	25%	320	10,29
55	2020-12-08	10:20:21	40	25%	320	10,21
56	2020-12-08	10:23:21	40	25%	320	10,14
57	2020-12-08	10:26:21	40	25%	320	10,06
58	2020-12-08	10:29:21	40	25%	320	9,94
59	2020-12-08	10:32:21	40	25%	320	9,86
60	2020-12-08	10:35:21	40	25%	320	9,72
61	2020-12-12	17:00:02	40	25%	320	9,63
62	2020-12-12	17:03:02	40	25%	320	9,62
63	2020-12-12	17:06:02	40	25%	320	9,58
64	2020-12-12	17:09:02	40	25%	320	9,56
65	2020-12-12	17:12:02	40	25%	320	9,56
66	2020-12-12	17:15:02	40	25%	320	9,53
67	2020-12-14	12:33:28	40	25%	320	9,48
68	2020-12-14	12:36:28	40	25%	320	9,47
69	2020-12-14	12:39:28	40	25%	320	9,41
70	2020-12-14	12:42:28	40	25%	320	9,38
71	2020-12-14	12:45:28	40	25%	320	9,37
72	2020-12-14	12:48:28	40	25%	320	9,37

Elaborado por: La investigadora

En la **Figura 33** y **Figura 34**, se observa el descenso del ángulo de la flexión plantar con respecto al tiempo desde el primer día de tratamiento de los pacientes.

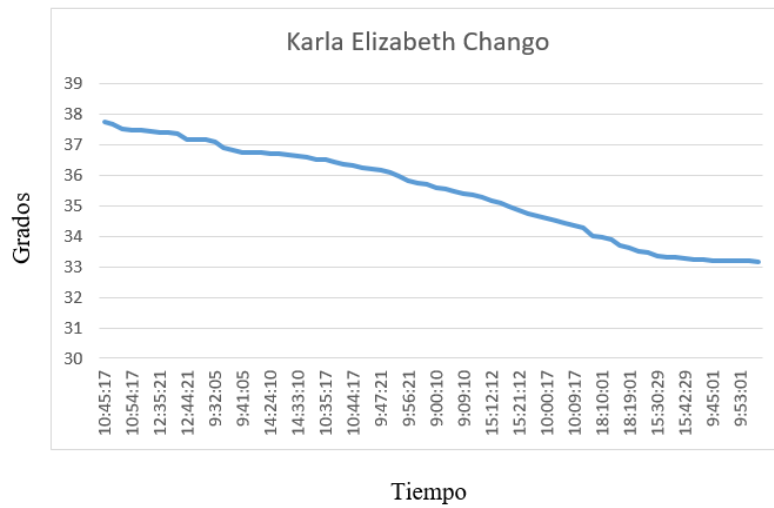


Figura 34: Grafica del ángulo de la flexión plantar de la paciente Karla Elizabeth

Elaborado por: La investigadora

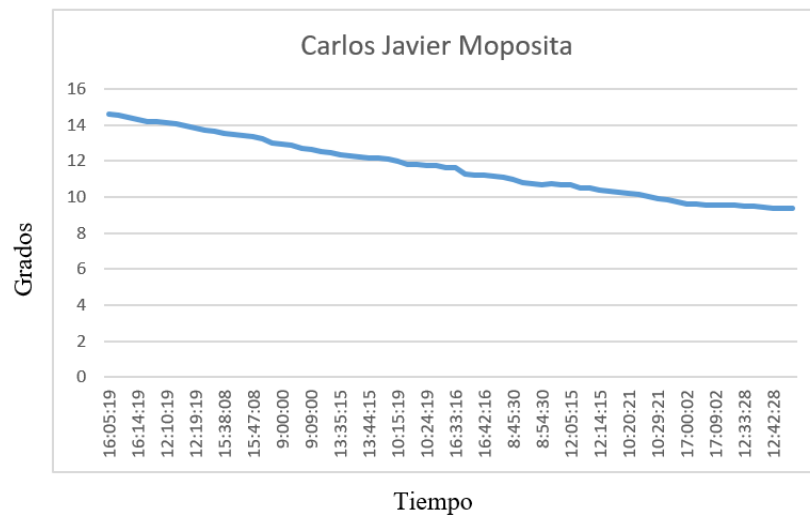


Figura 35: Grafica del ángulo de la Flexión plantar del paciente Carlos Javier

Elaborado por: La investigadora

En la **Tabla 18**, se encuentra el resumen de los resultados registrados en la base de datos, durante el primer día de prueba.

Tabla 18:Tabla de resultados

Paciente	Frecuencia	Ancho del impulso	Potencia	Fecha de inicio del tratamiento	# de sesiones	Tiempo	Angulo de la flexión plantar	
							Antes	Después
Karla Elizabeth	35Hz	250us	55%	2020-11-06	12	15 min	37,80	33,15
Carlos Javier	40Hz	320us	25%	2020-11-07	12	15mn	14,63	9,37

Elaborado por: La investigadora

En la **Figura 35**, se observa el funcionamiento del equipo



Figura 36: Funcionamiento del equipo

Elaborado por: La investigadora

Para la validación del sistema de estimulación eléctrica, se realizó una comparación con los tratamientos tradicionales, detallados en la **Tabla 19**, Obteniendo como resultado:

Tabla 19: Comparación de los tratamientos para el pie equino

Tratamiento convencional	Estimulación Eléctrica
<ul style="list-style-type: none">• Los tratamientos convenciones ayuda a prevenir la rigidez de las partes afectada mediante ejercicios y estiramientos.• Alivia el dolor.• Los soportes ortopédicos elevan el pie por su estructura rígida ayudando a mejor la marcha, pero no recura la función de las partes afectada.• Son tratamientos más largos.• Son tratamientos que necesitan de un especialista	<ul style="list-style-type: none">• Estimula nervios o músculos atrofiados, para fortalecer y evitar el endurecimiento de los mismo.• Alivia el dolor.• Mejora la marcha y recupera el funcionamiento de los nervios o músculos• Son tratamiento más corto• Se pueden realizar desde los hogares

Elaborado por: La investigadora

CAPITULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- El pie equino se caracteriza por la forma de la posición del pie, manteniéndose constantemente en puntillas, el cual es considerando una anomalía cuando es mayor a 90° con respecto a la tibia, alcanzando ángulos de 130° hasta 140° ; con la ayuda de la estimulación eléctrica se logró activar el nervio motor y reducir estos ángulos considerablemente en los pacientes tratados a un 12% y 35,95%.
- Se implemento un dispositivo de estimulación eléctrica funcional que genera una señal en forma de onda cuadrada monofásica de amplitud modulada, en un rango entre (0V – 80V) con una fase de acoplamiento para ejercer una corriente de salida menor a 10mA, evitando daños al tejido humano, de manera que el cuerpo humano soporta corrientes menores a 10mA.
- Se determino que las principales características de un sistema de estimulación eléctrica es la potencia, la frecuencia, el ancho de pulso y el tiempo de estimulación, la variación de estos parámetros es dependiendo del aplicativo que se vaya a realizar y en qué zona del cuerpo humano se vaya a estimular. Para el trastorno de pie equino la frecuencia recomendada esta entre 30Hz - 50Hz, el ancho de pulso se encuentra en el rango de $200\mu\text{s}$ a $400\mu\text{s}$ y el tiempo de estimulación es 15min y máximo de 25min, en el caso de la potencia es de acuerdo a la resistencia, sensibilidad y tolerancia del paciente en su sistema nervioso y muscular.
- Al realizar las pruebas se determinó que, al momento de variar la frecuencia de 30Hz a 50Hz, la paciente tenía la percepción de una mayor fuerza de contracción cuando alcanzaba los 35Hz a 40 Hz. Además, los parámetros técnicos del equipo

como; la potencia que varía de 0W a 0,74W y el ancho de pulso entre 200us y 400us, también influían en la contracción muscular que tenía el paciente, de manera que los músculos se fatigan cuando estos parámetros se elevan a su punto máximo, deduciendo que la frecuencia implica mucho en la relajación de músculos, siendo así que a mayor frecuencia la contracción es suave.

- Con la estimulación eléctrica es posible generar un potencial de acción, permitiendo recobrar el control del órgano/nervio/musculo en un 12% a 36% aproximadamente, los cuales que se ha visto privado de una regulación voluntaria, debido a la ruptura del circuito neural que los enerva; mediante la aplicación de un voltaje modulado en frecuencia y acoplado en corriente, los pacientes tratados recobraron su movimiento de 37,80° a 33,15° y 14,63° a 9,37° en un plazo de 12 sesiones en 2 meses al ocupar el dispositivo con polaridad positiva y negativa a una señal monofásica.

4.2 Recomendaciones

- El equipo de estimulación eléctrica no es recomendado su utilización para las personas que tenga un marca pasos, debido a la sobrecarga eléctrica que produciría al usarlo, perjudicando al paciente ya que el marca pasos es un dispositivo muy susceptible a interferencias electromagnéticas que puede modificar los parámetros de funcionamiento del equipo o dañarlo.
- El tiempo recomendado para tratar la afección es entre (15-25)min de 2 a 3 sesiones semanales, cuando el paciente tiene un nivel crónico del trastorno que esta entre los 120° a 140° con respecto a la tibia y entre (5 a 10)min de 1 a 2 sesiones semanales cuando el paciente presenta un nivel agudo que conforma ángulos mayores de 90° y menor de 120°. Durante un mínimo de 12 sesiones para observar el avance y mejoramiento de la persona tratada.
- El presente proyecto es una base fundamentada para investigaciones futuras, que respecten a este tipo de sistemas para el tratamiento del pie equino o dispositivos para la estimulación eléctrica, razón por la cual se recomienda tomar como base

para potencializar dispositivo de esta índole y mejorar la vida de personas que sufran trastorno a nivel neuronal

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- [1] R. F. C. Flores, «“Desarrollo de un sistema portátil de estimulación eléctrica funcional para pacientes con síndrome de pie caído,» Agosto 2019. [En línea]. Available: <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/handle/20.500.12404/14936>. [Último acceso: 14 Octubre 2019].
- [2] S. Casco, M. Lareiro, J. C. Moreno y F. Brunetti, «Libro de actas VIII Jornads AITADIS de Tecnologías de Apoyo ala Discapacidad,» 30 Noviembre 2018. [En línea]. Available: <http://reasiste.edu.umh.es/wp-content/uploads/sites/1258/2019/01/Actas-Jornadas-AITADIS-2018-rev-v24nov2018-final.pdf?>. [Último acceso: 08 Enero 2020].
- [3] M. Montagud Aguar, «Diseño de un sistemas de rehabilitacion activa con estimulacion electrica,» 2017. [En línea]. Available: <https://riunet.upv.es/handle/10251/87626?show=full>. [Último acceso: 14 Octubre 2019].
- [4] B. A. Gomez, «Repositorio Udec,» Junio 2017. [En línea]. Available: http://repositorio.udec.cl/bitstream/handle/11594/2785/Tesis_Identificacion_de_los_estados_de_la_marcha.pdf?sequence=1&isAllowed=y. [Último acceso: 18 Diciembre 2019].
- [5] C. M. Carrillo Rosero y M. A. Lascano Freire, «Estudio de músculos neumáticos y determinación de parámetros funcionales para ser aplicado en una ortesis dinámica de pie caído,» 2013. [En línea]. Available: <http://repo.uta.edu.ec/handle/123456789/3740>. [Último acceso: 14 Octubre 2019].
- [6] R. C. Ambrosio Lazaro, J. P. Borunda Andujo, H. Sifuentes de la Hoya, A. Heredia Jimenez, F. Guerrero Castellanos y V. R. Gonzalez Diaz, «Prototio de Estimulacion Funcional Electrica inalambrico y de corriente constante

para rehabilitacion de extremidades,» de *VI Congreso Nacional de Tecnologia Aplicada a Ciencias de la Salud*, 2015.

- [7] M. B. Camino Mora, Interviewee, Informcaion estadistica de los pacientes que acuden al Centro de Rehabilitacion fisica y neurologica "Bendiciones". [Entrevista]. 15 Octubre 2019.
- [8] Cirugia Articular, «Cirugia Articular,» 14 Agosto 2010. [En línea]. Available: <http://www.cirugiaarticular.com/pie-tobillo/pieEquino/>. [Último acceso: 5 Octubre 2019].
- [9] Ministerio de salud publica , «Consejo Nacional para la igualdad de discapacidades,» Marzo 2020. [En línea]. Available: <https://www.consejodiscapacidades.gob.ec/estadisticas-de-discapacidad/>. [Último acceso: 10 Abril 2020].
- [10] J. Garcia Porrero y J. Hurle, Anatomia humana, Madrid: McGraw-Hill, 213, pp. 245-.285.
- [11] J. L. Ayuso Gallardo, Anatomia funcional del aparato locomotos, Primera ed., Sevilla: Wanceulen, 2008, pp. 105-114.
- [12] Medypsi.es, «Enciclopediasalud.com,» 05 enero 2020. [En línea]. Available: <https://www.enciclopediasalud.com/definiciones/extremidad-inferior-huesos>. [Último acceso: 12 abril 2020].
- [13] J. A. Tresguerres y A. Lopez Calderon, Anatomia y fisiologia del cuerpo humano, Madrid: McGraw-Hill, 2009.
- [14] M. Chiriboga Villaquiran , Anatomia Humana, Cuarta ed., Quito: Panorama, 2008, pp. 170 - 171 .
- [15] P. Donoso, Kinesiologia basica y kinesiologia aplicada, Quito: Edimec, 2002, pp. 35 - 50.

- [16] D. A. Pecho Vega, «Red de salud de Cuba,» [En línea]. Available: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/semiologia_tobillo.pdf. [Último acceso: 16 abril 2020].
- [17] R. Cailliet, *Anatomía Funcional Biomecánica*, Primera ed., Madrid: Marban, 2004, pp. 275 - 292.
- [18] C. Cifuentes, F. Martínez y E. Romero , «Análisis Teórico y Computacional de la Marcha Humana Normal y Patológica,» *Med*, vol. 18, nº 2, pp. 182 - 196, 15 Diciembre 2010.
- [19] C. A. Bohorquez Avila, «Estudio sobre la marcha Humana,» *Ingenio Libre*, nº 5, pp. 55 - 62, 17 marzo 2005.
- [20] D. M. d. C. Gomez Fuentes, «Notas del Curso Bases de Datos,» Mexico , 2013.
- [21] I. L. Hueso, *Base de datos: grado superior*, Madrid: RA-MA, 2014, pp. 14-20.
- [22] 1&1 IONOS España, «Digital Guide IONOS,» [En línea]. Available: <https://www.ionos.es/digitalguide/servidores/know-how/servidor-lamp-la-solucion-para-webs-dinamicas/>. [Último acceso: 8 mayo 2020].
- [23] L. G. Corona Ramirez, G. S. Abarca Jimenez y J. M. Carreño, *Sensores y actuadores aplicaciones para arduino*, P. E. S. A., Ed., Mexico , 2015, pp. 17-261.
- [24] Instituto Nacional del cancer, «Cancer.gov,» [En línea]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionario/def/electrodo>.
- [25] I. Dogan, *Programación de microcontroladores PIC*, Barcelona: Marcombo, 2007, pp. 1 - 10.
- [26] J. Gomez Suarez y R. Rodriguez Leira, «Electronica Digital,» [En línea]. Available:

https://www.edu.xunta.gal/centros/cafi/aulavirtual2/pluginfile.php/39495/mod_resource/content/2/analogo%CC%81gica.pdf.

- [27] M. Albornoz Cabello, J. Maya Martin y J. V. Toledo Marhuenda, Electroterapia Practica "Avances en investigacion clinica", Barcelona: Elseiver, 2016.
- [28] T. V. San Pio, M. P. Mesa Lampre, A. B. Esteban Gimeno, A. C. Sanjoaquin Romero y E. Fernandez Arin, «Sociedad Española de Geriatrias y Gerontologia,» [En línea]. Available: https://www.segg.es/download.asp?file=/tratadogeriatria/PDF/S35-05%2019_II.pdf. [Último acceso: 24 Mayo 2020].
- [29] F. Dachs Cardona, «Stimu Step,» [En línea]. Available: https://siidon.guttmann.com/files/sr69_stimustep.pdf.
- [30] F. T. S. L., «Fesia Technology,» noviembre 2019. [En línea]. Available: https://www.fesiatechnology.com/downloads/FesiaWalk_IFU_es.pdf.
- [31] I. Neorotronics, «Walkaide,» 2006. [En línea]. Available: <https://manualzz.com/doc/5307593/manual-del-usuario>.
- [32] B. N. Ltda, «Bioness Inc,» 2010. [En línea]. Available: <https://www.yumpu.com/es/document/read/36944502/descargue-la-gua-a-del-usuario-l300-bioness-inc>.
- [33] Terraelectronica, «Terraelectronica,» [En línea]. Available: https://www.terraelectronica.ru/pdf/show?pdf_file=%252Fds%252Fpdf%252FT%252FTechicRP3.pdf. [Último acceso: 10 junio 2020].
- [34] M. A. Arcas Patricio, D. M. Galvez Dominguez, J. C. Leon Castro, S. Paniagua Roman, M. Pellicer Alonso y Ubera, Manual de fisioterapia, primera, Ed., Sevilla: Mad, S.L., 2004, pp. 237-300.

- [35] CLINOVA, «Clinica Podologica CLINOVA,» 6 marzo 2012. [En línea]. Available: <https://clinovapodologia.wordpress.com/2012/03/06/los-movimientos-del-pie/>. [Último acceso: 18 abril 2020].
- [36] P. M. Balderrama Surroca, «Prototipo para la asistencia en la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión del pie,» 2018.
- [37] W. Bennett, C. College y C. King, «Digital Resource Foundation for the Orthotics and Prosthetics Community,» [En línea]. Available: <http://www.oandplibrary.org/reference/ortetica/LLO-02.pdf>. [Último acceso: 06 Julio 2020].
- [38] SINOVOIP CO., LIMITED, «SINOVOIP CO., LIMITED,» 2016. [En línea]. Available: http://www.banana-pi.com/eacp_view.asp?id=131. [Último acceso: 17 09 2020].
- [39] J. M. Rodriguez Martin, «Apuntes de electroterapia,» Mexico, 2011.
- [40] Naylamp, «Naylamo Mechatronic,» 2018. [En línea]. Available: https://www.naylampmechatronics.com/blog/45_Tutorial-MPU6050-Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html. [Último acceso: 16 11 2020].
- [41] BricoGeek, «Datasheet,» BricoGeek, 2018. [En línea]. Available: <https://tienda.bricogeek.com/medicion-inercial-imu/884-sensor-inercial-altimu-10-v5.html>. [Último acceso: 2 09 2020].
- [42] SINOVOIP CO., LIMITED, «Datasheet,» 2016. [En línea]. Available: http://www.banana-pi.com/eacp_view.asp?id=131. [Último acceso: 17 09 2020].
- [43] Orange pi, «Datasheet,» Orange Pi, 2016. [En línea]. Available: <http://www.orangepi.org/orangepipc/>. [Último acceso: 4 10 2020].
- [44] Raspberry Pi, «Raspberry Pi,» Datasheet, 2016. [En línea]. Available: https://www.raspberrypi.org/documentation/hardware/computemodule/datasheets/rpi_DATA_CM_1p0.pdf. [Último acceso: 30 09 2020].

- [45] Interlink Electronics, «Datasheet,» Interlink Electronics, 2019. [En línea]. Available: <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-408>. [Último acceso: 16 09 2020].

ANEXOS

Anexos 1: La entrevista

DATOS:

Especialista: Lcda. María Belén Camino mora

Entrevistador: Srta. Lizbeth Villarroel

Fecha: 19 de octubre 2019

OBJETIVO:

Determinar los factores físicos de las personas que padecen de pie equino y los parámetros técnicos adecuados para la estimulación eléctrica a las personas, aplicado en el Centro de Rehabilitación y Fisioterapia “Bendiciones” de la ciudad de Ambato con la finalidad de obtener información para el desarrollo del proyecto de titulación.

1.- ¿Qué tipos de servicios ofrece en la institución?

El centro de rehabilitación bendiciones ofrece servicios en:

- Hidroterapia
- Masaje y ejercicios terapéuticos
- Ergoterapia
- Logoterapia podología
- Electroterapia
- Termoterapia
- Terapia de habla

Análisis: Para realizar el proyecto de estimulación eléctrica en este centro de rehabilitación física, se identificó que el centro tenga el área para efectuar el tratamiento con estos dispositivos.

2.- ¿Cuenta con una distribución de áreas de trabajo, cuantas y cuáles son?

Contamos con 4 área de trabajo que son destinadas para trabajar en conjunto de acuerdo al tratamiento que los pacientes sean sometidos:

La primera área está constituida por la ergoterapia y la terapia de habla, la cual está destinada para los niños que tienen retraso de desarrollo.

La segunda área se encuentra la hidroterapia y la termoterapia para las personas que tiene dolores crónicos como la artritis, las mialgias; y problemas que se les dificulte al mover las articulaciones

La tercera área esta la logoterapia que es un método psicoterapéutico para ayudar a las personas con problemas personales.

Y la cuarta área consta de equipos para realizar masajes y ejercicios terapéuticos para lesiones afectadas por enfermedades neurológicas y cognitivas.

Análisis: Además el centro tiene una estructuración con áreas específicas para que cada persona sea tratada de acuerdo al trastorno que padecen, cumpliendo las especificaciones que se requeriría para efectuar el tratamiento con el dispositivo de estimulación eléctrica.

3.- ¿Qué tipo de máquinas o instrumentos usted trabaja?

Tenemos equipos de electroestimulación para la activación de nervios y músculos mediante electroterapia, la jaula de Rocher un instrumentó que ayuda a fortalecer los músculos debilitados del cuerpo, masajeadores de infrarrojo para ablandar los músculos endurecidos. Además de instrumentos como pesas, bandas elásticas y el balón suizo para la realización de ejercicios de suspensión.

Análisis: El centro de rehabilitación no dispone de dispositivo para tratar el pie equino, por el cual se efectuó el proyecto para que el centro pueda tratar este tipo de enfermedades.

4.- ¿Cuántos pacientes con lesiones, patologías trata mensualmente, y cuáles son las afecciones más comunes?

Al establecimiento acuden con frecuencia 80 pacientes entre niño, jóvenes y adultos entre hombres y mujeres, que son sometidos a diferentes terapias de acuerdo al diagnóstico realizado por el Dr. Guillermo Romero médico de la institución especializado en neurología.

Las personas que atendemos tienen diferentes grados de afección, pero la mayor parte de casos que tratamos son por enfermedades neurológicas, como las lesiones encefálicas y parálisis cerebral en niños.

Análisis: El centro tiene una gran cantidad de pacientes que se ven beneficiarían de este dispositivo para tratar la patología del pie equino.

5.- ¿Qué es el pie equino y cuáles son las causas o razones de que las personas padezcan de este síndrome?

El pie equino o péndulo es un trastorno de la movilidad del pie que sufren muchos pacientes con secuelas de accidente vascular cerebral, esclerosis múltiple y otras lesiones neurológicas, en el que el pie no puede realizar la dorsiflexión activa, en la fase de balanceo, por debilidad o falta de control de los músculos dependientes del nervio peroneo común, mientras que la flexión plantar se consigue por efecto gravitatorio o por contracción voluntaria, produciendo el arrastre del pie.

Análisis: Ya que existen diversas causas para la patología del pie equino, se enfoca únicamente para las lesiones neurológicas.

6.- ¿A qué edad se trata a las personas que padecen de pie equino, cuántas, que edad y género tienen?

En el centro de rehabilitación acuden 19 personas de género masculino y femenino que padecen de pie equino y son tratadas, de los cuales 4 son adultos entre 40 a 50 años, 5 adolescentes de 17 a 15 años y 11 son niños entre 5 a 10 años.

Análisis: El centro realiza tratamientos sin estimulación eléctrica a los pacientes que padecen del pie equino, obteniendo resultados no favorables en corto tiempo, razón por la cual dio lugar al presente proyecto.

7.- ¿Qué métodos usted ha utilizado para la rehabilitación física del pie equino?

Se ha utilizado la acupuntura para la activación de los nervios afectados y ejercicios de suspensión

Análisis: Para realizar el tratamiento se utiliza una serie de ejercicios que tiene cansancio físico extremo en los pacientes, y las sesiones son largas que con la ayuda del dispositivo de estimulación eléctrica estos tiempos se reducirían.

8.- ¿Qué factores psicológicos afectan en la rehabilitación de las personas y de qué manera?

La parte psicológica del paciente es un factor indispensable para la recuperación de sí mismo, por tal razón al comenzar el tratamiento al paciente los ejercicios se van realizando en forma de juego especialmente a los niños, además que se les recomienda tratamiento psicológico para que siempre se encuentren en una actitud positiva en el transcurso de la rehabilitación

Análisis: Para que el tratamiento sea eficiente independientemente del método, es necesario realizar un fase de aceptación.

9.- ¿Conoce usted de la electroterapia y que sabe de este tipo de rehabilitación para los pacientes?

La electroterapia es una técnica destinada a mejorar las lesiones a través de corrientes eléctricas en músculos y nervios mediante estimulación local provocando una

contracción en la parte afectada para aliviar dolores y activar nervios que ha sido afectados por diferentes enfermedades.

Análisis: El centro al tener personas especialistas, tienen el conocimiento de operar dispositivos de estimulación eléctrica.

10.- ¿Qué parámetros se debe considerar para realizar la estimulación eléctrica del pie equino?

Técnicamente no existe parámetros fijos que se pueda considera en la estimulación eléctrica debido a que esto varía de acuerdo al paciente, pero se debe tomar en cuenta la ubicación de los electrodos en la piel.

Análisis: En este análisis se interpreta que no todos los especialistas siguen sistemáticamente los libros de medicina, con su experiencia ponen sus parámetros adecuando al paciente.

11.- ¿Cuáles son las corrientes o impulsos aptos para la estimulación eléctrica del pie equino?

La especialista no tenía conocimientos técnicos de la electroestimulación

Análisis: Los especialistas no conocen parámetros técnicos del sistema lo cual el investigador realiza una investigación profunda para poder realizar el dispositivo.

12.- ¿Cuáles son las frecuencias con las que se trabaja para la estimulación del pie equino?

Según la experiencia de la especialista en el campo de la rehabilitación cuando ha realizado la electroestimulación a los pacientes la frecuencia a variado entre el rango de (25 - 55) Hz.

Análisis: Los libros de estimulación eléctrica dicen que la frecuencia optima esta entre 30 Hz y 50 Hz, pero los especialistas dicen que no efectúan siempre en este rango por que se debe adecuar al paciente según lo necesite pero esta oscilando por le mismo rango.

13.- ¿Durante cuánto tiempo se pueden emplear la electroestimulación?

Cuando se realiza la terapia con cualquier tipo de maquinaria es recomendable solo hacerlo por 15min y máximo 20 min debido que, al estar expuestos a equipos de electroestimulación y masajes, los músculos y los nervios se fatigan con mayor facilidad.

Análisis: Para el tratamiento con estos dispositivos un tiempo máximo de estimulación esta en el rango de 20 a 30 minutos para no tener cansancio muscular, lo que afirman los especialistas del centro según su experiencia.

14.- ¿Existen riesgos de salud por su uso?

No existe ningún riesgo por el uso de estos equipos debido a que son equipos certificados y adecuado para la rehabilitación, siempre y cuando el equipo se encuentre en buenas condiciones en caso contrario puede provocar quemaduras en la piel del paciente.

Análisis: Los especialistas del centro afirman que no existe ningún riesgo, siempre y cuando no tengas presión alta y un marca pasos.

15.- La electroterapia se puede aplicar en cualquier edad.

La electroterapia se puede realizar a todas las personas de diferentes edades, siempre y cuando la persona no esté embarazada, no sufra de enfermedades cardiacas o haga uso de dispositivo como el marca pasos.

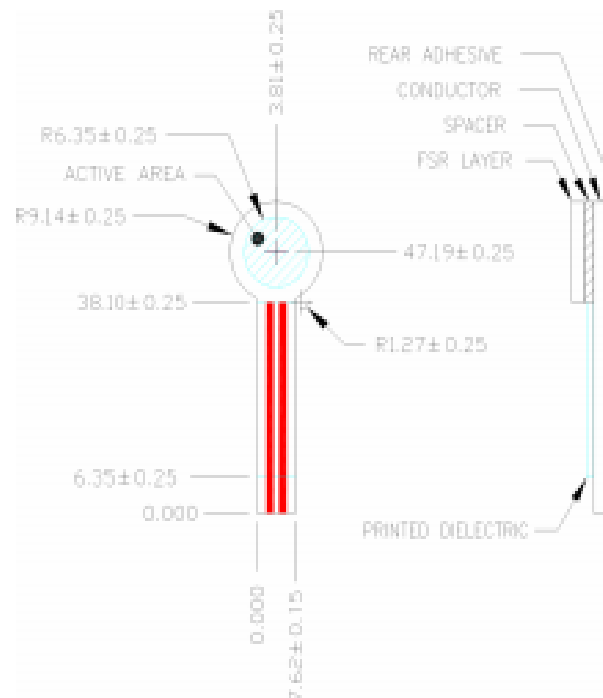
Análisis: Con las respuestas de la Especialista involucrada en la entrevista afirmamos que el sistema es optimo y ayuda a los ´pacientes que padecen del trastorno de pie equino.

Anexos 2: Especificaciones Técnicas del Sensor de Fuerza Resistiva FRS402

Mechanical Data

Part No. 402

- Active Area: 12.7mm
- Nominal thickness: 0.55 mm



Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

Of a person or patient in a bed, chair, or medical device

Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

Detect proper tube positioning

Many other force measurement applications

Device Characteristics

Feature	Condition	Value*	Notes
Actuation Force		0.1 Newtons	
Force Sensitivity Range		0.1 - 10.0 ² Newtons	
Force Repeatability ¹	(Single part)	+ 2%	
Force Resolution ²		continuous	
Force Repeatability ²	(Part to Part)	+6%	
Non-Actuated Resistance		10M Ω	
Size		18.28mm diameter	
Thickness Range		0.2 - 1.25 mm	
Stand-Off Resistance		>10M ohms	Unloaded, ambient
Switch Travel	(Typical)	0.05 mm	Depends on design
Hysteresis ³		+10%	$(F_{10} - F_{50})/F_{10}$
Device Rise Time		<1 microseconds	measured w/steel ball
Long Term Drift		<5% per log ₁₀ (time)	35 days test, 1kg load
Temp Operating Range	(Recommended)	-30 - +70 °C	
Number of Actuations	(Life time)	10 Million tested	Without failure

* Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as one standard deviation / mean, unless otherwise noted.

1. Max Actuation force can be modified in custom sensors.
2. Force Range can be increased in custom sensors. Interlink Electronics have designed and manufactured sensors with operating force larger than 50kg.
3. Force sensitivity dependent on mechanics, and resolution depends on measurement electronics.

Contact Us

United States

Corporate Offices

Interlink Electronics, Inc.
546 Flynn Road
Camarillo, CA 93012, USA
Phone: +1-805-484-8855
Fax: +1-805-484-9457
Web: www.
interlinkelectronics.com
Sales and support:
fsr@interlinkelectronics.com

Japan

Japan Sales Office
Phone: +81-45-263-6500
Fax: +81-45-263-6501
Web: www.interlinkelec.co.jp

Korea

Korea Sales Office
Phone: +82 10 8776 1972

Application Information

FSRs are two-wire devices with a resistance that depends on applied force.

For specific application needs please contact Interlink Electronics support team. An integration guide is also available.

For a simple force-to-voltage conversion, the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration (see Figure 3). The output is described by the equation:

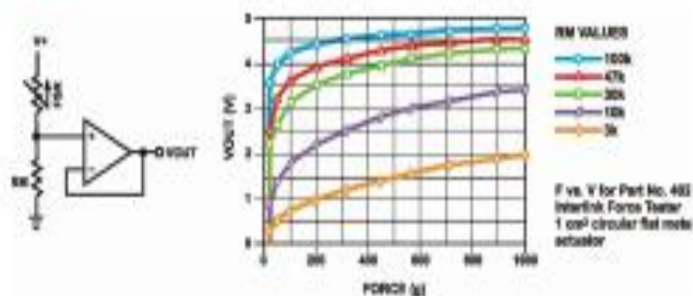
$$V_{OUT} = \frac{R_M V +}{(R_M + R_{FSR})}$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If R_{FSR} and R_M are swapped, the output swing will decrease with increasing force.

The measuring resistor, R_M , is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. Depending on the impedance requirements of the measuring circuit, the voltage divider could be followed by an op-amp.

A family of force vs. V_{OUT} curves is shown on the graph below for a standard FSR in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A (V+) of +5V was used for these examples.

Figure 3



Anexos 3: Especificaciones Técnicas del Sensor Inercial MPU6050



6 DOF Sensor-MPU6050 (SKU:SEN0142)



Contents

- [1 Introduction](#)
- [2 Specification](#)
- [3 Connection Diagram](#)
- [4 Sample Code](#)

Introduction

At the beginning, the inertial measurement unit is an electronic device that measures and reports on a craft's velocity, orientation, and gravitational forces, using a combination of accelerometers, gyroscopes, and magnetometers. Now IMUs are commonly used in the Human-computer interaction (HCI), navigational purposes and balancing technology used in the Segway Personal Transporter as we all know.

The MPU-6000/MPU-6050 family of parts are the world's first and only 6-axis MotionTracking devices designed for the low power, low cost, and high performance requirements of smartphones, tablets and wearable sensors.

The MPU-6000/6050 devices combine a 3-axis gyroscope and a 3-axis accelerometer on the same silicon die together with an onboard Digital Motion Processor (DMP) capable of processing complex 9-axis MotionFusion algorithms. The parts' integrated 9-axis MotionFusion algorithms access

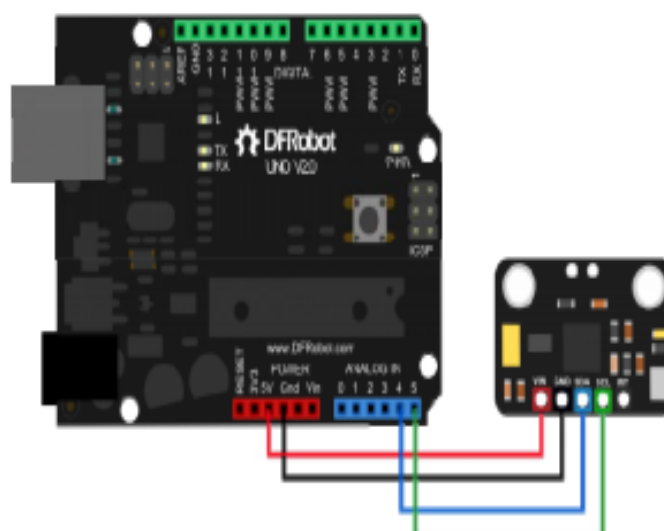
external magnetometers or other sensors through an auxiliary master I2C bus, allowing the devices to gather a full set of sensor data without intervention from the system processor.

The 6 Dof sensor breakout integrate with the MPU6050 sensor and the low noise 3.3v regulator and pull-up resistors for the I2C bus. So it's available to directly hook up the sensor with the Arduino processors for your robotics, HCI and wearable projects. With the Arduino library from i2cdevlib it's easy for you to drive this sensor and get the pitch, roll, yaw, quaternion, euler data.

Specification

- Working voltage: 3~5v
- I2C Digital-output of 6 or 9-axis MotionFusion data in rotation matrix, quaternion, Euler Angle, or raw data format
- Tri-Axis angular rate sensor (gyro) with a sensitivity up to 131 LSBs/dps and a full-scale range of ± 250 , ± 500 , ± 1000 , and ± 2000 dps
- Tri-Axis accelerometer with a programmable full scale range of $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ and $\pm 16g$
- Digital Motion Processing (DMP) engine offloads complex MotionFusion, sensor timing synchronization and gesture detection
- Embedded algorithms for run-time bias and compass calibration. No user intervention required
- Dimensions: 14 x 21mm

Connection Diagram



Anexos 4: Especificaciones Técnicas de la Esp32

1. Overview

ESP32 is a single 2.4 GHz Wi-Fi-and-Bluetooth combo chip designed with the TSMC ultra-low-power 40 nm technology. It is designed to achieve the best power and RF performance, showing robustness, versatility and reliability in a wide variety of applications and power scenarios.

The ESP32 series of chips includes ESP32-D0WD-V3, ESP32-D0WDC6-V3, ESP32-D0WD, ESP32-D0WDC6, ESP32-D2WD, ESP32-S0WD, and ESP32-U4WDH, among which, ESP32-D0WD-V3, ESP32-D0WDC6-V3, and ESP32-U4WDH are based on ECO V3 wafer.

For details on part numbers and ordering information, please refer to Section 7.

For details on ECO V3 instructions, please refer to [ESP32 ECO V3 User Guide](#).

1.1 Featured Solutions

1.1.1 Ultra-Low-Power Solution

ESP32 is designed for mobile, wearable electronics, and Internet-of-Things (IoT) applications. It features all the state-of-the-art characteristics of low-power chips, including fine-grained clock gating, multiple power modes, and dynamic power scaling. For instance, in a low-power IoT sensor hub application scenario, ESP32 is woken up periodically and only when a specified condition is detected. Low-duty cycle is used to minimize the amount of energy that the chip expends. The output of the power amplifier is also adjustable, thus contributing to an optimal trade-off between communication range, data rate and power consumption.

Note:

For more information, refer to Section 3.7 *RTC and Low-Power Management*.

1.1.2 Complete Integration Solution

ESP32 is a highly-integrated solution for Wi-Fi-and-Bluetooth IoT applications, with around 20 external components. ESP32 integrates an antenna switch, RF balun, power amplifier, low-noise receive amplifier, filters, and power management modules. As such, the entire solution occupies minimal Printed Circuit Board (PCB) area.

ESP32 uses CMOS for single-chip fully-integrated radio and baseband, while also integrating advanced calibration circuitries that allow the solution to remove external circuit imperfections or adjust to changes in external conditions. As such, the mass production of ESP32 solutions does not require expensive and specialized Wi-Fi testing equipment.

1.2 Wi-Fi Key Features

- 802.11 b/g/n
- 802.11 n (2.4 GHz), up to 150 Mbps
- WMM
- Tx/Rx A-MPDU, Rx A-MSDU

- Immediate Block ACK
- Defragmentation
- Automatic Beacon monitoring (hardware TSF)
- 4 x virtual Wi-Fi interfaces
- Simultaneous support for Infrastructure Station, SoftAP, and Promiscuous modes
Note that when ESP32 is in Station mode, performing a scan, the SoftAP channel will be changed.
- Antenna diversity

Note:

For more information, please refer to Section 3.5 Wi-Fi.

1.3 BT Key Features

- Compliant with Bluetooth v4.2 BR/EDR and BLE specifications
- Class-1, class-2 and class-3 transmitter without external power amplifier
- Enhanced Power Control
- +12 dBm transmitting power
- NZIF receiver with -94 dBm BLE sensitivity
- Adaptive Frequency Hopping (AFH)
- Standard HCI based on SDIO/SPI/UART
- High-speed UART HCI, up to 4 Mbps
- Bluetooth 4.2 BR/EDR BLE dual mode controller
- Synchronous Connection-Oriented/Extended (SCO/eSCO)
- CVSD and SBC for audio codec
- Bluetooth Piconet and Scatternet
- Multi-connections in Classic BT and BLE
- Simultaneous advertising and scanning

1.4 MCU and Advanced Features

1.4.1 CPU and Memory

- Xtensa® single-/dual-core 32-bit LX6 microprocessor(s), up to 600 MIPS (200 MIPS for ESP32-S0WD/ESP32-U0WDH, 400 MIPS for ESP32-D2WD)
- 448 KB ROM
- 520 KB SRAM
- 16 KB SRAM in RTC
- QSPI supports multiple flash/SRAM chips

1.4.2 Clocks and Timers

- Internal 8 MHz oscillator with calibration
- Internal RC oscillator with calibration
- External 2 MHz ~ 80 MHz crystal oscillator (40 MHz only for Wi-Fi/BT functionality)
- External 32 kHz crystal oscillator for RTC with calibration
- Two timer groups, including 2 × 64-bit timers and 1 × main watchdog in each group
- One RTC timer
- RTC watchdog

1.4.3 Advanced Peripheral Interfaces

- 34 × programmable GPIOs
- 12-bit SAR ADC up to 18 channels
- 2 × 8-bit DAC
- 10 × touch sensors
- 4 × SPI
- 2 × RS
- 2 × PC
- 3 × UART
- 1 host (SD/MMC/SDIO)
- 1 slave (SDIO/SPI)
- Ethernet MAC interface with dedicated DMA and IEEE 1588 support
- CAN 2.0
- IR (TX/RX)
- Motor PWM
- LED PWM up to 16 channels
- Hall sensor

1.4.4 Security

- Secure boot
- Flash encryption
- 1024-bit OTP, up to 768-bit for customers
- Cryptographic hardware acceleration:
 - AES
 - Hash (SHA-2)
 - RSA

2.2 Pin Description

Table 1: Pin Description

Name	No.	Type	Function
Analog			
VDDA	1	P	Analog power supply (2.3 V ~ 3.6 V)
LNA_IN	2	I/O	RF input and output
VDD3P3	3	P	Analog power supply (2.3 V ~ 3.6 V)
VDD3P3	4	P	Analog power supply (2.3 V ~ 3.6 V)
VDD3P3_RTC			
SENSOR_VP	5	I	GPIO36, ADC1_CH0, RTC_GPIO0
SENSOR_CAPP	6	I	GPIO37, ADC1_CH1, RTC_GPIO1
SENSOR_CAPN	7	I	GPIO38, ADC1_CH2, RTC_GPIO2
SENSOR_VN	8	I	GPIO39, ADC1_CH3, RTC_GPIO3
CHIP_PU	9	I	High: On; enables the chip Low: Off; the chip powers off Note: Do not leave the CHIP_PU pin floating.
VDET_1	10	I	GPIO34, ADC1_CH6, RTC_GPIO4
VDET_2	11	I	GPIO35, ADC1_CH7, RTC_GPIO5
32K_XP	12	I/O	GPIO32, ADC1_CH4, RTC_GPIO9, TOUCH9, 32K_XP (32.768 kHz crystal oscillator input)
32K_XN	13	I/O	GPIO33, ADC1_CH5, RTC_GPIO8, TOUCH8, 32K_XN (32.768 kHz crystal oscillator output)
GPIO25	14	I/O	GPIO25, ADC2_CH8, RTC_GPIO6, DAC_1, EMAC_RXD0
GPIO26	15	I/O	GPIO26, ADC2_CH9, RTC_GPIO7, DAC_2, EMAC_RXD1
GPIO27	16	I/O	GPIO27, ADC2_CH7, RTC_GPIO17, TOUCH7, EMAC_RX_DV
MTMS	17	I/O	GPIO14, ADC2_CH6, RTC_GPIO16, TOUCH6, EMAC_TXD2, HSPICLK, HS2_CLK, SD_CLK, MTMS
MTDI	18	I/O	GPIO12, ADC2_CH5, RTC_GPIO15, TOUCH5, EMAC_TXD3, HSPIO, HS2_DATA2, SD_DATA2, MTDI
VDD3P3_RTC	19	P	Input power supply for RTC IO (2.3 V ~ 3.6 V)
MTCK	20	I/O	GPIO13, ADC2_CH4, RTC_GPIO14, TOUCH4, EMAC_RX_ER, HSPID, HS2_DATA3, SD_DATA3, MTCK
MTDO	21	I/O	GPIO15, ADC2_CH3, RTC_GPIO13, TOUCH3, EMAC_RXD3, HSPICS0, HS2_CMD, SD_CMD, MTDO
Name	No.	Type	Function
GPIO2	22	I/O	GPIO2, ADC2_CH2, RTC_GPIO12, TOUCH2, HSPWP, HS2_DATA0, SD_DATA0
GPIO0	23	I/O	GPIO0, ADC2_CH1, RTC_GPIO11, TOUCH1, EMAC_TX_CLK, CLK_OUT1,
GPIO4	24	I/O	GPIO4, ADC2_CH0, RTC_GPIO10, TOUCH0, EMAC_TX_ER, HSPHD, HS2_DATA1, SD_DATA1
VDD_SDIO			
GPIO16	25	I/O	GPIO16, HS1_DATA4, U2RXD, EMAC_CLK_OUT
VDD_SDIO	26	P	Output power supply: 1.8 V or the same voltage as VDD3P3_RTC
GPIO17	27	I/O	GPIO17, HS1_DATA5, U2TXD, EMAC_CLK_OUT_180
SD_DATA_2	28	I/O	GPIO9, HS1_DATA2, U1RXD, SD_DATA2, SPIHD
SD_DATA_3	29	I/O	GPIO10, HS1_DATA3, U1TXD, SD_DATA3, SPIWP
SD_CMD	30	I/O	GPIO11, HS1_CMD, U1RTS, SD_CMD, SPICS0
SD_CLK	31	I/O	GPIO6, HS1_CLK, U1CTS, SD_CLK, SPICLK
SD_DATA_0	32	I/O	GPIO7, HS1_DATA0, U2RTS, SD_DATA0, SPIQ
SD_DATA_1	33	I/O	GPIO8, HS1_DATA1, U2CTS, SD_DATA1, SPID
VDD3P3_CPU			
GPIO5	34	I/O	GPIO5, HS1_DATA6, VSPICS0, EMAC_RX_CLK
GPIO18	35	I/O	GPIO18, HS1_DATA7, VSPICLK
GPIO23	36	I/O	GPIO23, HS1_STROBE, VSPID
VDD3P3_CPU	37	P	Input power supply for CPU IO (1.8 V ~ 3.6 V)
GPIO19	38	I/O	GPIO19, U0CTS, VSPIQ, EMAC_TXD0
GPIO22	39	I/O	GPIO22, U0RTS, VSPWP, EMAC_TXD1
U0RXD	40	I/O	GPIO3, U0RXD, CLK_OUT2
U0TXD	41	I/O	GPIO1, U0TXD, CLK_OUT3, EMAC_RXD2
GPIO21	42	I/O	GPIO21, VSPHD, EMAC_TX_EN
Analog			
VDDA	43	P	Analog power supply (2.3 V ~ 3.6 V)
XTAL_N	44	O	External crystal output
XTAL_P	45	I	External crystal input
VDDA	46	P	Analog power supply (2.3 V ~ 3.6 V)
CAP2	47	I	Connects to a 3 nF capacitor and 20 kΩ resistor in parallel to CAP1

3. Functional Description

This chapter describes the functions integrated in ESP32.

3.1 CPU and Memory

3.1.1 CPU

ESP32 contains one or two low-power Xtensa® 32-bit LX6 microprocessor(s) with the following features:

- 7-stage pipeline to support the clock frequency of up to 240 MHz (160 MHz for ESP32-S0WD, ESP32-D2WD, and ESP32-U4WDH)
- 16/24-bit Instruction Set provides high code-density
- Support for Floating Point Unit
- Support for DSP instructions, such as a 32-bit multiplier, a 32-bit divider, and a 40-bit MAC
- Support for 32 interrupt vectors from about 70 interrupt sources

The single-/dual-CPU interfaces include:

- Xtensa RAM/ROM interface for instructions and data
- Xtensa Local Memory interface for fast peripheral register access
- External and internal interrupt sources
- JTAG for debugging

3.1.2 Internal Memory

ESP32's internal memory includes:

- 448 KB of ROM for booting and core functions
- 520 KB of on-chip SRAM for data and instructions
- 8 KB of SRAM in RTC, which is called RTC FAST Memory and can be used for data storage; it is accessed by the main CPU during RTC Boot from the Deep-sleep mode.
- 8 KB of SRAM in RTC, which is called RTC SLOW Memory and can be accessed by the co-processor during the Deep-sleep mode.
- 1 Kbit of eFuse: 256 bits are used for the system (MAC address and chip configuration) and the remaining 768 bits are reserved for customer applications, including flash-encryption and chip-ID.
- Embedded flash

Note:

Products in the ESP32 series differ from each other, in terms of their support for embedded flash and the size of it. For details, please refer to Section 7 Part Number and Ordering Information.

Anexos 5: Especificaciones Técnicas de la Raspberry pi3



element14



element14

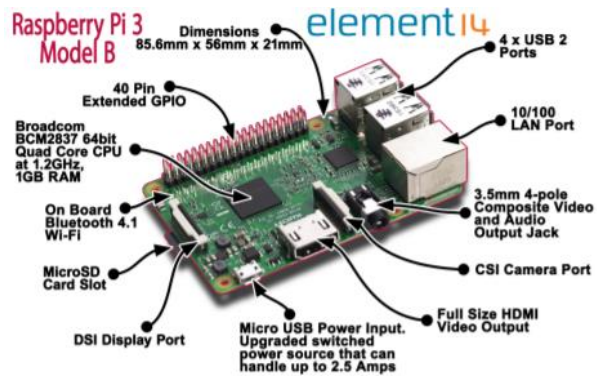
<http://uk.farnell.com/buy-raspberry-pi>

<http://www.newark.com/buy-raspberry-pi>

RASPBERRY PI 3 MODEL B



Product Name: RASPBERRYPI3-MODB-1GB



Technical Specification:

Processor

- Broadcom BCM2387 chipset.
- 1.2GHz Quad-Core ARM Cortex-A53 (64Bit)

802.11 b/g/n Wireless LAN and Bluetooth 4.1 (Bluetooth Classic and LE)

- IEEE 802.11 b / g / n Wi-Fi. Protocol: WEP, WPA WPA2, algorithms AES-CCMP (maximum key length of 256 bits), the maximum range of 100 meters.
- IEEE 802.15 Bluetooth, symmetric encryption algorithm Advanced Encryption Standard (AES) with 128-bit key, the maximum range of 50 meters.

GPU

- Dual Core Video Core IV® Multimedia Co-Processor. Provides Open GL ES 2.0, hardware-accelerated Open VG, and 1080p30 H.264 high-profile decode.
- Capable of 1Gpixel/s, 1.5Gtexel/s or 24GFLOPs with texture filtering and DMA infrastructure

Memory

- 1GB LPDDR2

Operating System

- Boots from Micro SD card, running a version of the Linux operating system or Windows 10 IoT

Dimensions

- 85 x 56 x 17mm

Power

- Micro USB socket 5V1, 2.5A

Connectors:

Ethernet

- 10/100 BaseT Ethernet socket

Video Output

- HDMI (rev 1.3 & 1.4)
- Composite RCA (PAL and NTSC)

Audio Output

- Audio Output 3.5mm jack
- HDMI
- USB 4 x USB 2.0 Connector

GPIO Connector

- 40-pin 2.54 mm (100 mil) expansion header: 2x20 strip
- Providing 27 GPIO pins as well as +3.3 V, +5 V and GND supply lines

Camera Connector

- 15-pin MIPI Camera Serial Interface (CSI-2)

Display Connector

- Display Serial Interface (DSI) 15 way flat flex cable connector with two data lanes and a clock lane

Memory Card Slot

- Push/pull Micro SDIO

Anexos 6: Programación de la etapa de sensorización

El presente anexo detalla el código que se encuentra tras la etapa de sensorización configurada en el módulo ESP32 que recibe datos de los sensores MPU6050 y FRS400, y envía mediante comunicación wifi hacia el servidor y a la etapa de control, su diagrama de flujo se aprecia en la **Figura 37**.

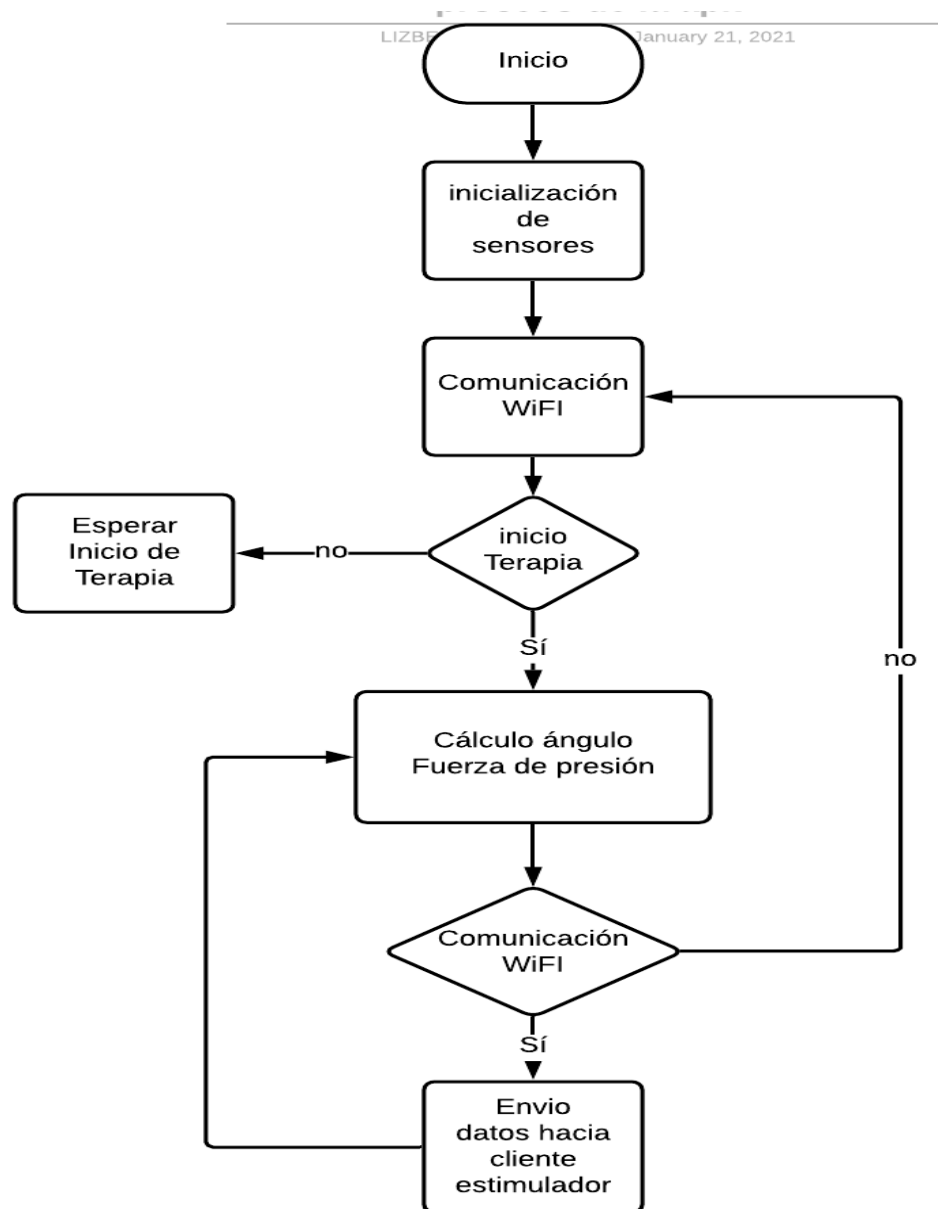


Figura 37:Diagrama de flujo de la programación de la etapa de sensado

Elaborado por: La investigadora.

Su código esta realizado en Arduino IDE

libreria WiFi

```
*****  
  
#include <WiFi.h>  
  
#include <HTTPClient.h>  
  
const char* ssid = "CNT_FIBRA_VILLARROEL";  
  
const char* password = "sonia411704";  
  
const char* serverSlave = "http://192.168.1.44/pi/datos_slave.php";
```

Libreria MPU6050

```
*****  
  
#include <Wire.h>  
  
//Numero de PIN para I2C  
  
const int sda = 21; // D2  
  
const int scl = 22; // D15  
  
//Numero de Pin entrada Sensor  
  
const int PinSensorResistivo = 36;  
  
//Direccion I2C de la IMU  
  
#define MPU 0x68
```

```

//Ratios de conversion

#define A_R 16384.0

#define G_R 131.0

//Conversion de radianes a grados 180/PI

#define RAD_A_DEG = 57.295779

//MPU-6050 da los valores en enteros de 16 bits

//Valores sin refinar

int16_t AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ, Tmp;

//Angulos

float Acc[2];

float Gy[2];

float Angle[2];

//Variables de uso

int valorSensorADC;

String bateria;

int pinEstado=2;

//*****

unsigned long previousMillis = 0;

```

```

const long interval = 100;

//*****

void conectarWifi(){ WiFi Conect

  WiFi.begin(ssid, password);

  Serial.println("Connecting");

  while(WiFi.status() != WL_CONNECTED) {

    delay(500);

    Serial.print(".");

  }

  Serial.println();

  Serial.println(WiFi.localIP());

}

void setup() {
//*****

Configuracion

  Serial.begin(115200);

  pinMode(pinEstado, OUTPUT);

  digitalWrite(pinEstado, LOW);

  Wire.begin ( sda , scl ); //SDA  SCL

  Wire.beginTransmission(MPU);

  Wire.write(0x6B);

```

```

Wire.write(0);

Wire.endTransmission(true);

conectarWifi();

}

void loop() {

    unsigned long currentMillis = millis();

    analogReadResolution(10);

    valorSensorADC=analogRead(PinSensorResistivo);

    Wire.beginTransmission(MPU);

    Wire.write(0x3B); //Pedir el registro 0x3B - corresponde al AcX

    Wire.endTransmission(false);

    Wire.requestFrom(MPU,14,true); //A partir del 0x3B, se piden 14 registros

    AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //Cada valor ocupa 2 registros

    AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();

    AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();

    Tmp=Wire.read()<<8|Wire.read();

    GyX=Wire.read()<<8|Wire.read();

    GyY=Wire.read()<<8|Wire.read();

    GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read();

    Acc[1] = atan(-1*(AcX/A_R)/sqrt(pow((AcY/A_R),2) +
pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;

```

```
Acc[0] = atan((AcY/A_R)/sqrt(pow((AcX/A_R),2) +  
pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;
```

```
Gy[0] = GyX/G_R;
```

```
Gy[1] = GyY/G_R;
```

```
Angle[0] = 0.98 *(Angle[0]+Gy[0]*0.010) + 0.02*Acc[0];
```

```
Angle[1] = 0.98 *(Angle[1]+Gy[1]*0.010) + 0.02*Acc[1];
```

```
int enviarAngulo=Angle[0] ;
```

```
bateria="100";
```

```
if(currentMillis - previousMillis >= interval) {
```

```
    if(WiFi.status()== WL_CONNECTED ){
```

```
        int respuestaServer =
```

```
httpPOSTRequestDatosESP(serverSlave,(String)valorSensorADC,(String)enviarAng  
ulo,bateria);
```

```
        if (respuestaServer==200){
```

```
            digitalWrite(pinEstado, !digitalRead(pinEstado));
```

```
            //Serial.println(Angle[0]);
```

```
        }
```

```
        previousMillis = currentMillis;
```

```
    }
```

```
else {
```



```

        conectarWifi();

    }}}

int httpPOSTRequestDatosESP(const char* serverName, String fuerza, String
angulo,

        String bateria){

    HTTPClient http;

    String datos_a_enviar = "fuerza=" + fuerza + "&angulo=" + angulo + "&bateria=" +
bateria;

    http.begin(serverName);

    http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");

    int codigo_respuesta = http.POST(datos_a_enviar);

    String payload = "";

    if(codigo_respuesta>0){

        if(codigo_respuesta == 200){

            payload = http.getString();

        }

    }

    http.end();

    return codigo_respuesta;

}

```

Anexos 7: Programación en la etapa de estimulación

El presente anexo detalla el código de la etapa de estimulación configurada en el módulo ESP32 que recibe datos de la aplicación y la etapa de sensorización para

procesar los estímulos hacia el paciente su diagrama de flujo se ilustra en la Figura 38.

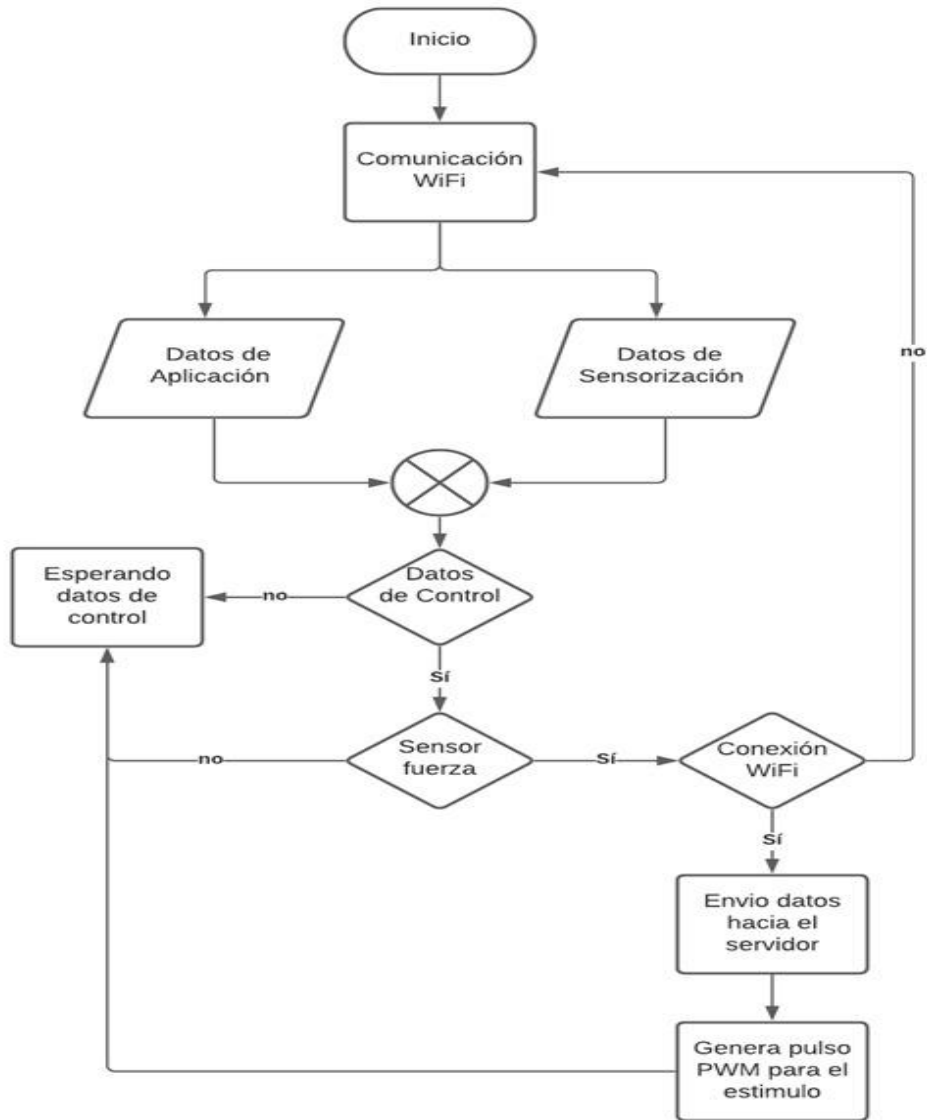


Figura 38: Diagrama de flujo de la programación de la etapa de estimulación

Elaborado por: La investigadora

Su código fue realizado en Arduino IDE para la tarjeta ESP32

//*****

```

#include <WiFi.h>

#include <HTTPClient.h>

const char* ssid = "CNT_FIBRA_VILLARROEL";

const char* password = "sonia411704";

const char* serverEstado = "http://192.168.1.44/pi/estado.php";

const char* serverFrecuencia = "http://192.168.1.44/pi/frecuencia.php";

const char* serverPotencia = "http://192.168.1.44/pi/potencia.php";

const char* serverTiempo = "http://192.168.1.44/pi/tiempo.php";

const char* serverCedula = "http://192.168.1.44/pi/cedula.php";

const char* serverAngulo = "http://192.168.1.44/pi/angulo.php";

const char* serverFuerza = "http://192.168.1.44/pi/fuerza.php";

const char* serverAncho = "http://192.168.1.44/pi/ancho.php";

String estado, frecuenciaP, potencia, tiempo, cedula, angulo, fuerza, ancho;

//*****

// Numero de PIN

const int pinEstimulador = 15;

const int pinPotencia = 4;

// configuracion de propiedades PWM

int frecuencia = 30;

const int pinChannelEstimulador = 0;

```

```

const int pinChannelPotencia = 1;

const int resolutionEstimulador = 12;

const int resolutionPotencia = 12;

bool estado1=true;

//configuracion tiempo;

int minuto, segundo;

Libreria Bluetooth

*****

#include <Wire.h>

#include <Adafruit_GFX.h>

#include <Adafruit_SSD1306.h>

#define SCREEN_WIDTH 128 // OLED display width, in pixels

#define SCREEN_HEIGHT 32 // OLED display height, in pixels

// Declaration for an SSD1306 display connected to I2C (SDA, SCL pins)

#define OLED_RESET 4 // Reset pin # (or -1 if sharing Arduino reset pin)

Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire,
OLED_RESET);

unsigned long previousMillis = 0;

```

```

const long interval = 100;

void conectarWifi(){

WiFi Conect

WiFi.begin(ssid, password);

Serial.println("Connecting");

while(WiFi.status() != WL_CONNECTED) {

  delay(500);

  Serial.print(".");

}

Serial.println(WiFi.localIP());

}

void setup() {
//*****
Configuracion

Serial.begin(115200);

if(!display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C)) {

  Serial.println(F("SSD1306 allocation failed"));

  for(;;); // Don't proceed, loop forever

}

display.clearDisplay();

display.setTextColor(WHITE);

```

```

// configuracion de funcionalidades PIN PWM

ledcSetup(pinChannelEstimulador, frecuencia, resolutionEstimulador);

ledcSetup(pinChannelPotencia, frecuencia, resolutionPotencia);

// configuracion de canal

ledcAttachPin(pinEstimulador, pinChannelEstimulador);

ledcAttachPin(pinPotencia, pinChannelPotencia);

conectarWifi();

}

void configuracion(int newFrecuencia){

ledcSetup(pinChannelEstimulador, newFrecuencia, resolutionEstimulador);

ledcSetup(pinChannelPotencia, newFrecuencia, resolutionPotencia);

}

void loop() {

unsigned long currentMillis = millis();

if(currentMillis - previousMillis >= interval) {

if(WiFi.status()== WL_CONNECTED ){

estado = httpGETRequest(serverEstado);

frecuenciaP = httpGETRequest(serverFrecuencia);

```

```
potencia = httpGETRequest(serverPotencia);
tiempo = httpGETRequest(serverTiempo);
cedula = httpGETRequest(serverCedula);
angulo = httpGETRequest(serverAngulo);
fuerza = httpGETRequest(serverFuerza);
ancho = httpGETRequest(serverAncho);

if(frecuenciaP.toInt() != frecuencia){
    frecuencia = frecuenciaP.toInt();
    configuracion(frecuencia);
}

display.clearDisplay();

// display temperature
display.setTextSize(1);
display.setTextColor(WHITE);
display.setCursor(0,0);
display.print("T: ");
display.print(cedula);
display.print(" ");
display.setTextSize(1);
display.cp437(true);
display.write(248);
```

```

display.setTextSize(1);

display.print("C");

display.clearDisplay();

previousMillis = currentMillis;

}

else {

    Serial.println("WiFi Disconnected");

}

if (fuerza.toInt() == 0){

    ledcWrite(pinChannelEstimulador, ancho.toInt());

    ledcWrite(pinChannelPotencia, potencia.toInt()*40);

}

else{

    ledcWrite(pinChannelEstimulador, 0);

}

estado1=!estado1;

}

}

String httpGETRequest(const char* serverName) {

    HTTPClient http;

    http.begin(serverName);

```



```

int httpResponseCode = http.GET();

String payload = "";

if (httpResponseCode>0){
    if(httpResponseCode == 200){
        payload = http.getString();
    }
}

http.end();

return payload;
}

String httpPOSTRequestDatosESP(const char* serverName, String estado, String
frecuencia,

                                String potencia, String tiempo, String cedula){

    HTTPClient http;

    String datos_a_enviar = "estado=" + estado + "&frecuencia=" + frecuencia +
"&potencia=" + potencia + "&tiempo=" + tiempo + "&cedula=" + cedula;

    http.begin(serverName);

    http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");

    int codigo_respuesta = http.POST(datos_a_enviar);

    String payload = "";

    if(codigo_respuesta>0){

```

```
        if(codigo_respuesta == 200){  
            payload = http.getString();  
        }  
    }  
    http.end();  
}
```

```
String httpPOSTRequestTiempo(const char* serverName, String tiempo){  
    HTTPClient http;  
    String datos_a_enviar = "tiempo=" + tiempo;  
    http.begin(serverName);  
    http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");  
    int codigo_respuesta = http.POST(datos_a_enviar);  
    String payload = "";  
  
    if(codigo_respuesta>0){  
        if(codigo_respuesta == 200){  
            payload = http.getString();  
        }  
    }  
    http.end();  
}
```

```
String httpPOSTRequestDatosUsuario(const char* serverName, String cedula, String tiempo,
```

```
String frecuencia, String potencia, String anguloinit,
```

```
String angulodes){
```

```
    HTTPClient http;
```

```
    String datos_a_enviar = "cedula=" + cedula + "&tiempo=" + tiempo +  
"&frecuencia=" + frecuencia + "&potencia=" + potencia + "&anguloinit=" +  
anguloinit + "&angulodes=" + angulodes;
```

```
    http.begin(serverName);
```

```
    http.addHeader("Content-Type", "application/x-www-form-urlencoded");
```

```
    int codigo_respuesta = http.POST(datos_a_enviar);
```

```
    String payload = "";
```

```
    if(codigo_respuesta>0){
```

```
        if(codigo_respuesta == 200){
```

```
            payload = http.getString();
```

```
        }
```

```
    }
```

```
    http.end();
```

```
}
```

Anexos 8: Aplicación Móvil

```

Iniciar global var_votaje como 0
Iniciar global var_pedala como 0
Iniciar global var_ancho como 200

cuando [Inicio] Posición Cambiada
  posiciónDePulgares
  ejecutar poner global var_frecuencia a tomar posiciónDePulgares
  poner frecuencia . Texto como inferior tomar global var_frecuencia

cuando [Inicio] Posición Cambiada
  posiciónDePulgares
  ejecutar poner global var_votaje a tomar posiciónDePulgares
  poner votaje . Texto como inferior tomar global var_votaje

cuando [Inicio] Posición Cambiada
  posiciónDePulgares
  ejecutar poner global var_ancho a tomar posiciónDePulgares
  poner ancho . Texto como inferior tomar global var_ancho

cuando [Inicio] .Clic
  ejecutar poner global var_tiempo a tomar global var_tiempo + 1
  si
    tomar global var_tiempo > 100
  entonces poner global var_tiempo a 0
  poner tiempo . Texto como...

cuando [Inicio] .Clic
  ejecutar poner global var_tiempo a tomar global var_tiempo - 1
  si
    tomar global var_tiempo < 0
  entonces poner global var_tiempo a 0
  poner tiempo . Texto como tomar global var_tiempo

cuando [Inicio] .Clic
  ejecutar abrir otra pantalla con un valor inicial Nombre de la pantalla "pedala"
  Valor inicial tomar global var_pedala

cuando [Inicio] Botón clic
  ejecutar
    poner [Botón clic] a 0
    poner [Botón clic] a 1
    poner [Botón clic] a 2
    poner [Botón clic] a 3
    poner [Botón clic] a 4
  
```


N^o 1017

LENÍN MORENO GARCÉS

PRESIDENTE CONSTITUCIONAL DE LA REPÚBLICA

Que el artículo 226 de la Constitución establece que las instituciones del Estado, sus organismos, dependencias, las servidoras o servidores públicos y las personas que actúen en virtud de una potestad estatal ejercerán solamente las competencias y facultades que les sean atribuidas en la Constitución y la ley. Tendrán el deber de coordinar acciones para el cumplimiento de sus fines y hacer efectivo el goce y ejercicio de los derechos reconocidos en la Constitución;

Que el artículo 361 de la Constitución dispone que el Estado ejercerá la rectoría del sistema a través de la autoridad sanitaria nacional, será responsable de formular la política nacional de salud, y normará, regulará y controlará todas las actividades relacionadas con la salud, así como el funcionamiento de las entidades del sector;

Que el artículo 389 de la Norma Suprema establece que el Estado protegerá a las personas, las colectividades y la naturaleza frente a los efectos negativos de los desastres de origen natural o antrópico mediante la prevención ante el riesgo, la mitigación de desastres y la recuperación y mejoramiento de las condiciones sociales, económicas y ambientales, con el objetivo de minimizar la condición de vulnerabilidad;

Que de conformidad con lo contenido en el artículo 390 de la Carta Fundamental los riesgos se gestionarán bajo el principio de descentralización subsidiaria, que implicará la responsabilidad directa de las instituciones dentro de su ámbito geográfico. Cuando sus capacidades para la gestión del riesgo sean insuficientes, las instancias de mayor ámbito territorial y mayor capacidad técnica y financiera brindarán el apoyo necesario con respeto a su autoridad en el territorio y sin relevarlos de su responsabilidad;

Que, el artículo 3 de la Ley Orgánica del Servicio Público determina que las disposiciones señaladas en la ley son de aplicación obligatoria, en materia de recursos humanos y remuneraciones, en toda la administración pública, que comprende: 1. Los organismos y dependencias de las funciones Ejecutiva, Legislativa, Judicial y Justicia Indígena, Electoral, Transparencia y Control Social, Procuraduría General del Estado y la Corte Constitucional; 2. Las entidades que integran el régimen autónomo descentralizado y regímenes especiales; 3. Los organismos y entidades creados por la Constitución o la ley para el ejercicio de la potestad estatal, para la prestación de servicios públicos o para desarrollar actividades económicas asumidas por el Estado; y, 4. Las personas jurídicas creadas por acto normativo de los gobiernos autónomos descentralizados y regímenes especiales para la prestación de servicios públicos;



Nº 1017

LENÍN MORENO GARCÉS

PRESIDENTE CONSTITUCIONAL DE LA REPÚBLICA

Que el artículo 11 de la Ley de Seguridad Pública y del Estado establece que los órganos ejecutores del Sistema de Seguridad Pública y del Estado estarán a cargo de las acciones de defensa, orden público, prevención y gestión de riesgos;

Que el artículo 28 de la Ley de Seguridad Pública y del Estado define a los estados de excepción como la respuesta a graves amenazas de origen natural o antrópico que afectan la seguridad y del Estado y corresponden a un régimen de legalidad en el cual no podrán cometerse arbitrariedades en el contexto de la declaración; estos se dictan por Decreto en caso de estricta necesidad cuando el orden institucional no es capaz de responder a las amenazas de seguridad de las personas y del Estado, deberán expresar la causa, motivación, ámbito territorial, duración y medidas, y deberán contener en forma clara y precisa las funciones y actividades que realizarán las instituciones públicas y privadas involucradas;

Que el artículo 32 *ibidem* establece que el estado de excepción se declarará en los casos detallados en la Constitución que corresponden a: agresión, conflicto armado internacional o interno, grave conmoción interna, calamidad pública o desastre natural;

Que el artículo 36 *ibidem* establece la facultad del Presidente de la República de que, decretado el Estado de Excepción, las actividades ordinarias del Estado pasen a actividades para atención de la crisis, conflicto o cualquier otra emergencia nacional; esto implicará la orden forzosa de prestar servicios individuales o colectivos, sean a nacionales y extranjeros, o personas naturales y jurídicas;

Que el artículo 37 del mencionado cuerpo legal determina que para el cumplimiento de la movilización en el Estado de Excepción, el Presidente de la República, podrá disponer mediante decreto la requisición de bienes y de prestación de servicios, en estricto cumplimiento de la Ley Seguridad Pública y del Estado, su Reglamento y el Reglamento de Requisición de Bienes;

Que el numeral 11 del artículo 6 de la Ley Orgánica de Salud es responsabilidad del Ministerio de Salud Pública determinar zonas de alerta sanitaria, identificar grupos poblacionales en grave riesgo y solicitar la declaratoria del estado de emergencia sanitaria, como consecuencia de epidemias, desastres u otros que pongan en grave riesgo la salud colectiva;

Que en atención al literal d del artículo 9 de la Ley Orgánica de Salud le corresponde al Estado garantizar el derecho a la salud de las personas, para lo cual tiene, entre otras, las