

FACULTAD DE INGENIERÍA

Carrera de **INGENIERÍA MECATRÓNICA**

“DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO AUTOMÁTICO
DE DESCONTRACTURA MUSCULAR EN
MIEMBROS INFERIORES PARA REDUCIR LOS
TIEMPOS DE ATENCION EN UN CENTRO DE
REHABILITACION EN VILLA EL SALVADOR – PERÚ,
2023”

Tesis para optar al título profesional de:

Ingeniero Mecatrónico

Autores:

Rosas Revilla Benjamin Alejandro

Cruz Evangelista Ricardo Manolo

Asesor:

Mg. Ing. Gabriel Augusto Tirado Mendoza

<https://orcid.org/0000-0001-8411-7684>

Lima - Perú

2023

JURADO EVALUADOR

Jurado 1 Presidente(a)	MARITZA CABANA CÁCERES	40501601
	Nombre y Apellidos	Nº DNI

Jurado 2	ERICK RABANAL CHAVEZ	42009981
	Nombre y Apellidos	Nº DNI

Jurado 3	NESTOR BERNARDO CORPUS VERGARA	08467416
	Nombre y Apellidos	Nº DNI

INFORME DE SIMILITUD

DESARROLLO DE UN DISPOSITIVO AUTOMÁTICO DE DESCONTRACTURA MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES PARA REDUCIR LOS TIEMPOS DE ATENCION EN UN CENTRO DE REHABILITACION EN VILLA EL SALVADOR – PERÚ, 2023

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

1	www.digikey.com Fuente de Internet	1%
2	www.3ciencias.com Fuente de Internet	1%
3	www.topdoctors.es Fuente de Internet	1%
4	tecnolikeplus.com Fuente de Internet	1%
5	xiaoelectronica.wordpress.com Fuente de Internet	1%
6	www.colfisio.org Fuente de Internet	1%
7	www.redeszone.net Fuente de Internet	1%
8	repositorio.sangregorio.edu.ec:8080 Fuente de Internet	1%

DEDICATORIA

Dedicamos este trabajo principalmente a nuestros padres, hermanos y familia por
demostrarnos siempre su apoyo incondicional.

Gracias a los valores aprendidos en casa, me sirven como fortaleza en mi vida
como futuro profesional.

A nuestros docentes y asesores que nos dieron grandes enseñanzas importantes en
nuestro comienzo como profesional.

AGRADECIMIENTO

A nuestros padres y familiares por todo el apoyo recibido durante el transcurso de
la carrera universitaria.

A la Universidad privada del norte por haber contribuido con mi aprendizaje a lo
largo de estos años de estudio.

A mis amigos con quienes compartimos grandes experiencias en la etapa
universitaria, gracias por los buenos momentos vividos, por las incontables horas de
trabajos y por el buen grupo de amistad que formamos.

Gracias, a todos ellos.

Tabla de contenido

JURADO EVALUADOR	2
INFORME DE SIMILITUD	3
DEDICATORIA	4
AGRADECIMIENTO	5
TABLA DE CONTENIDO	6
ÍNDICE DE TABLAS	8
ÍNDICE DE FIGURAS	9
RESUMEN	11
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	12
1.1. Realidad problemática	12
1.2. Antecedentes	14
1.3. Formulación del problema	18
1.3.1. Problema general	18
1.3.2. Problemas específicos	18
1.4. Objetivos	19
1.4.1. Objetivo Principal	19
1.4.2. Objetivos específicos	19
1.5. Hipótesis	20
1.5.1. Hipótesis General	20
1.5.2. Hipótesis Especifica	20
1.5.3. Hipótesis general nula	21
1.5.4. Hipótesis especifica nula	21
1.6. Marco teórico	22
1.7. Justificación	35

CAPÍTULO II: METODOLOGÍA	36
2.1 Tipo de investigación	36
2.2.1 Población	37
2.2.2 Muestra	37
2.2.3 Técnicas e Instrumentos	38
2.2.4 Consideraciones Éticas	39
CAPÍTULO III: RESULTADOS	40
3.1 Análisis estadísticos	40
3.2 Objetivo 1:	41
3.3 Objetivo 2:	45
3.4 Objetivo 3:	49
CAPÍTULO IV: DISCUSION Y CONCLUSIONES	53
4.1 Interpretación comparativa	53
4.2 Limitaciones	55
4.2.1 Limitaciones académicas	55
4.2.2 Limitaciones de diseño	55
4.3 Implicancias	55
4.4 Conclusiones	56
REFERENCIAS	58
ANEXOS	62

Índice de tablas

Tabla 1	36
Tabla 2	45
Tabla 3	92
Tabla 4	100
Tabla 5	101
Tabla 6	112

Índice de figuras

Figura 1.....	22
Figura 2.....	26
Figura 3.....	26
Figura 4.....	27
Figura 5.....	28
Figura 6.....	29
Figura 7.....	34
Figura 8.....	38
Figura 9.....	42
Figura 10.....	42
Figura 11.....	43
Figura 12.....	43
Figura 13.....	44
Figura 14.....	44
Figura 15.....	46
Figura 16.....	46
Figura 17.....	47
Figura 18.....	47
Figura 19.....	48
Figura 20.....	49
Figura 21.....	49
Figura 22.....	50
Figura 23.....	50
Figura 24.....	51
Figura 25.....	63
Figura 26.....	63
Figura 27.....	64
Figura 28.....	64
Figura 29.....	66
Figura 30.....	67
Figura 31.....	67
Figura 32.....	68
Figura 33.....	70
Figura 34.....	71
Figura 35.....	72
Figura 36.....	73
Figura 37.....	74
Figura 38.....	74
Figura 39.....	75
Figura 40.....	76
Figura 41.....	76
Figura 42.....	77
Figura 43.....	78
Figura 44.....	79
Figura 45.....	87
Figura 46.....	88
Figura 47.....	89
Figura 48.....	89

Figura 49.	90
Figura 50.	91
Figura 51.	93
Figura 52.	94
Figura 53.	95
Figura 54.	97
Figura 55.	99
Figura 56.	102
Figura 57.	103
Figura 58.	104
Figura 59.	105
Figura 60.	106
Figura 61.	107
Figura 62.	107
Figura 63.	108
Figura 64.	108
Figura 65.	109
Figura 66.	110
Figura 67.	110
Figura 68.	111
Figura 69.	113
Figura 70.	114
Figura 71.	114
Figura 72.	115
Figura 73.	116
Figura 74.	116
Figura 75.	117
Figura 76.	117
Figura 77.	118

RESUMEN

El objetivo de este trabajo de investigación es desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir los tiempos de atención en un centro de rehabilitación en villa el salvador. Dentro de la metodología se siguió el enfoque cuantitativo presentando un tipo de investigación transversal con un diseño pre-experimental, para ello se elaboró el diseño e implementación del dispositivo en sus diferentes etapas (Electrónico, Mecánico e Interfaz de control). Se concluyo que la aplicación del dispositivo logro reducir significativamente los tiempos de atención de los servicios de descontractura, siendo validados por estadística relacional entre el pre-test y post-test realizado en el software SPSS Statistics 26 con una cantidad de 75 muestras para esta investigación.

PALABRAS CLAVES: Mecatrónica, Dispositivo, Servicio, Descontractura, Tiempos de atención.

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

1.1. Realidad problemática

En la actualidad existen muchos tipos de tratamientos para la rehabilitación física, cada uno tiene sus beneficios y perjuicios, algunos de ellos son la Fisioterapia Convencional, Wiiterapia, Electrochoque, Ondas electromagnéticas, Acupuntura, Ventosas de succión, entre otros. Dentro de estos tipos destaca la Wiiterapia por ser una gran ayuda para la rehabilitación cognitiva y motora en adultos mayores de forma entretenida (Wibelinger, Secchi, Batista, Francys, Miotto, Pasqualotti y Schneider, 2013, p. 3).

Por el lado Mecatrónico se han desarrollado distintos equipamientos para el tratamiento como un rehabilitador mecatrónico para el esguince de tobillo (Guzmán R. y Matías L. 2017, p.1), Dispositivo mecatrónico para la rehabilitación pasiva de muñeca, Diseño de un dispositivo multi-sensor para el tratamiento fisioterapéutico de la parálisis orofacial, (Mendoza y García, 2017, p.1), Robots de asistencia para la rehabilitación de adultos mayores.

Todos estos dispositivos se enfocan en rehabilitación de tendones, articulaciones, ayuda de movilidad, ayuda de descontractura de musculo. Por ello, a nivel mundial es mucho más fácil tratar una lesión o tener terapias más efectivas de rehabilitación.

De igual manera, en el Perú también se están desarrollando varios dispositivos de ayuda en fisioterapia, en muchos casos están aún en fase preliminar o de desarrollo, en el

ámbito de Rehabilitación lo más usado es la Terapia Convencional, ayudado por parte de ondas magnéticas, TENS y ventosas. Al no contar con tanto desarrollo tecnológico aplicado

en esta área, se reduce la productividad en los tratamientos, debido a que, no se pueden atender varios pacientes al mismo tiempo y genera saturación en la atención.

Los centros especializados de rehabilitación integral no son ajenos a este problema, en los últimos meses de funcionamiento la demanda de pacientes por un tratamiento en las extremidades (especialmente extremidades inferiores) ha ido incrementando, llegando a ser demasiado alta para la cantidad de personal capacitado que labora en el centro de rehabilitación de villa el salvador, en promedio semanal están atendiendo a 93 pacientes, siendo esta cantidad constante a lo largo de los últimos meses. Al no darse abasto para atender a todos los clientes está generando demoras en la atención, perdidas para la empresa, así como insatisfacción del paciente por los tiempos de espera para poder recibir el servicio requerido.

Adicionalmente, en el país se vive una deficiencia en los tiempos de atención al servicio ya sea por medio de colas, tickets, citas, etc. Esto genera retrasos e incomodidades por los usuarios e influye negativamente en la atención brindada. A causa de esto, se plantean soluciones de reducción de tiempo de atención (Quiroz, B., Coello, S. 2021). Por todo ello surgió la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir los tiempos de atención en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023?

1.2. Antecedentes

Internacionales

El artículo “Diseño de un Robot Terapéutico para Miembros Inferiores” de los autores Guzmán, C., Blanco, A., Oliver, M. y Carrera, J., 2013, tiene como objetivo presentar los conceptos básicos para el diseño del sistema de rehabilitación, además de las técnicas de los robots terapéuticos que existen en la actualidad. También, se realiza una investigación de campo para conocer los requerimientos del diseño. Obteniendo como resultado que los principios básicos para el diseño son la seguridad, comodidad, y economía. Se estableció que los actuadores lineales brindan mayor soporte y seguridad al paciente. Por otro lado, se realizó la investigación de campo directamente con los fisioterapeutas para el óptimo diseño del robot.

El artículo “Análisis y diseño de un soporte ajustable de cadera y espalda aplicado a un dispositivo robótico para rehabilitación de extremidades inferiores” de Torres, L., Camarillo, K. y Orozco, H., 2013, tiene como objetivo presentar una metodología de análisis y diseño. Obteniendo como resultado un rehabilitador mecatrónico para extremidades inferiores capaz de reproducir el ciclo de marcha humana. El procedimiento se basó en la antropometría de infantes mexicanos y en las reacciones que provocan las órtesis en el soporte de cadera, estas se obtuvieron por medio de una simulación dinámica. Los resultados del desarrollo del soporte permiten visualizar el funcionamiento del rehabilitador completo y planificar el diseño de la estructura que contendrá al rehabilitador y al paciente.

Según Cortés, T., Vergaray, B. y Torrejón, J., 2017, en su trabajo “Desarrollo de interfaz gráfica con sistema embebido para prototipo de rehabilitación pasiva de brazo” tiene como objetivo el desarrollo de la interfaz gráfica para su prototipo de rehabilitación pasiva de brazo. El diseño consiste en una interfaz HMI intuitiva que trabaja juntamente con el sistema embebido. Se obtuvo como resultado un diseño que permite al usuario controlar intuitivamente el prototipo de rehabilitación, gracias a los elementos gráficos, letras y combinaciones de colores, esto generó una calificación entre buena y excelente para el proyecto.

Nacionales

La tesis titulada “Diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la clínica geriátrica militar de Chorrillos” de los autores Alburquerque, C. y Rondón, L., 2019, tiene como objetivo desarrollar un exoesqueleto que permitió realizar un tratamiento en pacientes con artrosis de rodilla. El diseño se basó en especificar necesidades con las que se empezaron a dimensionar ideas y bocetos. En los resultados se demostró que la funcionalidad del exoesqueleto cumplía con mantenerse a la línea de poder realizar acciones muy similares a las de un humano. Como por ejemplo el área de trabajo sobre la pierna, área de contacto, el ángulo de flexión de la pierna, la comunicación con el agente controlador y tópicos que buscan mostrar como resultados la capacidad del exoesqueleto para cumplir con la función para la cual fue estudiada, diseñada e implementada.

Según Camacho, M., 2018, su tesis tiene como objetivo determinar la influencia del diseño de una prótesis biomédica del miembro superior en el desempeño de actividades cotidianas, en jóvenes con discapacidad del Perú. En este prototipo se obtuvo como resultado que la prótesis sí mejora el desempeño de las actividades cotidianas ya que realiza las funciones o agarres básicos establecidos y, por ende, impacta de forma positiva en los jóvenes con discapacidad en nuestro país.

Según Heredia, R., 2022, en su tesis titulada “Aplicación web para la gestión de procesos contables de la empresa CIBERGESTION PERU SAC” tuvo como objetivo principal determinar si al implementar una aplicación web reduce significativamente el tiempo de las atenciones brindadas por la compañía. En su investigación se obtuvieron resultados satisfactorios de cada uno de los indicadores demostrando que la implementación de una aplicación web mejora significativamente los tiempos promedios de atención.

La tesis titulada “Aplicación de la teoría de colas para reducir el tiempo de atención del usuario interno de la entidad financiera Mibanco S.A 2021” de los autores Quiroz, M, y Coello, S., 2021 tiene como objetivo determinar como la teoría de colas disminuye el tiempo de atención del usuario interno de la entidad financiera, el tipo de investigación fue aplicada, el cual tuvo un tiempo de 12 semanas para el levantamiento de los datos para la investigación. Con la teoría de colas se logró reducir el tiempo de las atenciones ya que con otros métodos no presentaban mejoras.

La casuística por la cual llamaban los clientes es un cambio de contraseña y desbloques de cuenta, de esta manera implementaron una herramienta llamada password reset, la cual con ayuda de manuales y orientaciones en línea logró disminuir las llamadas y el tiempo de la misma. También, se realizaron capacitaciones a toda el área para una correcta ejecución.

Según Zavaleta, D. en su tesis tuvo como objetivo reducir el tiempo de atención de servicios virtuales en una empresa mediante la aplicación de teoría de colas. Se diseñó un modelo que es capaz de representar la situación actual del sistema de atención al cliente de una empresa de servicios virtual de simulaciones utilizando la información que se registró en la base de datos. Como resultado lograron encontrar un equilibrio para los beneficios administrativos entre lo cuantitativo y cualitativo tanto en el modelo post implementación, así como en las propuestas, arrojando resultados positivos a la reducción del tiempo de atención en los procesos de los servicios que la empresa brinda a sus clientes.

1.3. Formulación del problema

1.3.1. Problema general

- ¿Cómo desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir los tiempos de atención en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023?

1.3.2. Problemas específicos

- ¿Cómo desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir el tiempo de espera de un servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023?

- ¿Cómo desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir el tiempo de servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023?

- ¿Cómo desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir el tiempo de intervención de los fisioterapeutas en la etapa de descontractura en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023?

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo Principal

Desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir los tiempos de atención en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

1.4.2. Objetivos específicos

- Desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir el tiempo de espera de un servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

- Desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir el tiempo de servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

- Desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir el tiempo de intervención de los fisioterapeutas en la etapa de descontractura en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

1.5. Hipótesis

1.5.1. Hipótesis General

El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores reducirá los tiempos de atención en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

El desarrollo del dispositivo automático realizara en tres etapas tomando en cuenta los subsistemas electrónicos, estructurales y control tomando en cuenta la interfaz gráfica, todo ello usando tecnología de los microcontroladores raspberry, terapias automáticas y personalizadas en miembros inferiores, que reducirán los tiempos de atención del Centro especializado.

1.5.2. Hipótesis Especifica

- El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores reducirá el tiempo de espera de un servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

- El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores reducirá el tiempo de servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

- El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores reducirá el tiempo de intervención de los fisioterapeutas en la etapa de descontractura en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

1.5.3. Hipótesis general nula

El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores no reducirá los tiempos de atención en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

1.5.4. Hipótesis específica nula

- El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores no reducirá el tiempo de espera de un servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

- El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores no reducirá el tiempo de servicio en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

- El desarrollo de un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores no reducirá el tiempo de intervención de los fisioterapeutas en la etapa de descontractura en un centro de rehabilitación en villa el salvador – Perú, 2023.

1.6. Marco teórico

Para la construcción de este marco teórico se tomó en cuenta que como nos dice NIBIB:

la ingeniería de rehabilitación es el uso de la ciencia y los principios de la ingeniería para desarrollar soluciones y dispositivos tecnológicos para asistir a las personas con discapacidades, y para ayudar a la recuperación de las funciones físicas y cognitivas perdidas debido a una enfermedad o lesión. (NIBIB, 2015, p.3)

Para una mejor estructuración de cada etapa del diseño se propone el siguiente diagrama de bloques en el cual se especifica las dimensiones del dispositivo a diseñar.

Figura 1.

Estructura de diseño del dispositivo y definición de subsistemas.



Bluetooth

Bluetooth es una tecnología de comunicación entre dispositivos de corto alcance. En 1994, Ericsson inició el desarrollo de esa tecnología, investigando una forma barata de comunicación inalámbrica entre el móvil y sus accesorios. Después de esas

investigaciones iniciales, quedó clara la potencialidad de ese tipo de conexión. En 1998, seis grandes empresas: Sony, Nokia, Intel, Toshiba, IBM y Ericsson, realizaron un consorcio para conducir y profundizar el estudio de esa forma de conexión, formando el llamado Bluetooth Special Interest Group. El nombre "Bluetooth" es un homenaje al rey de Dinamarca y Noruega, Harald Bltand, que en la lengua inglesa es llamado de Harold Bluetooth. El nombre del rey fue escogido por el hecho de haber unificado las tribus de su país, semejantemente a lo que la tecnología pretende hacer: unificar tecnologías diferentes. El símbolo del Bluetooth es la unión de dos runas nórdicas para las letras H y B, sus iniciales. (Ven,G., 2017)

MIT App Inventor

Es un entorno de desarrollo de software creado por Hal Abelson, profesor de Ingeniería y Ciencias de la Computación del MIT, en Google Labs para la elaboración de aplicaciones destinadas al sistema operativo Android. El usuario puede, de forma visual y a partir de un conjunto de herramientas básicas, ir enlazando una serie de bloques para crear la aplicación. El sistema es gratuito y se puede descargar fácilmente de la web.

Diseñamos la apariencia visual de nuestra app y le añadimos los “componentes” que usará en una pantalla denominada Vista de Diseño.

Mediante un editor de bloques definimos el comportamiento de nuestra app ante los posibles eventos que puedan ocurrir en la misma. En cualquier momento podemos probar lo que vamos haciendo en nuestra app mediante un software acompañante, MIT AI2 Companion, que conectará nuestro dispositivo con la propia plataforma. Al finalizar el desarrollo podremos publicarla en Internet, descargarnos el código, compartirla o lo que

queramos. Para el trabajo con Mit App Inventor existen los dos modos tanto online como offline, el que necesita conexión a la red de redes para su uso necesitará una cuenta de Google (GMAIL). Mientras que para su uso offline necesitaremos un software que nos monte un servidor local para poder trabajar en webs sin conexión se llama AI2U. (Gutsens, E., 2020).

MicroPython

MicroPython es una implementación software del lenguaje de programación Python 3, escrita en C, y que está optimizada para poder ejecutarse en un microcontrolador. MicroPython es un compilador completo del lenguaje Python y un motor e intérprete en tiempo de ejecución, que funciona en el hardware del microcontrolador. Al usuario se le presenta una línea de órdenes interactiva (el REPL) que soporta la ejecución inmediata de órdenes. Se incluye una selección de bibliotecas fundamentales de Python: MicroPython incluye módulos que permiten al programador el acceso al hardware en bajo nivel.

MicroPython lo creó originalmente el programador y físico australiano Damien George, en la actualidad MicroPython soporta un amplio número de arquitecturas basadas en ARM. (Universidad de Cordoba, 2018)

Raspberry Pi Pico

La Raspberry Pi Pico es una tarjeta de desarrollo que cuenta con un microcontrolador construido en silicio, diseñado por Raspberry Pi. Es una placa de microcontrolador de bajo costo y alto rendimiento con interfaces digitales flexibles. Las características principales incluyen:

- El chip microcontrolador RP2040 diseñado por Raspberry Pi en el Reino Unido.
- Procesador ARM Cortex M0+ de doble núcleo, reloj flexible que funciona hasta 133 MHz.
- 264kB de SRAM, y 2MB de memoria Flash a bordo.
- Pads con un troquelado que permite soldar la tarjeta directamente sobre tu pcb.
- USB 1.1 con soporte para anfitrión o dispositivo.
- Modo de funcionamiento de baja potencia (sleep) y modos de inactividad.
- Programar arrastrando el archivo al almacenamiento masivo del USB.
- 26 pines GPIO multifunción.
- 2×SPI, 2×I2C, 2×UART, 3×12-bit ADC, 16×canales PWM controlables.
- Reloj y temporizador preciso en el chip.
- Sensor de temperatura.
- Librerías de coma flotante en el microcontrolador.
- 8 Máquinas de estado con IO programables (PIO) con soporte para uso personalizado de periféricos. (Raspberry PI, 2021)

Figura 2.

Microcontrolador Raspberry Pi Pico usado para el control de los sensores y actuadores.

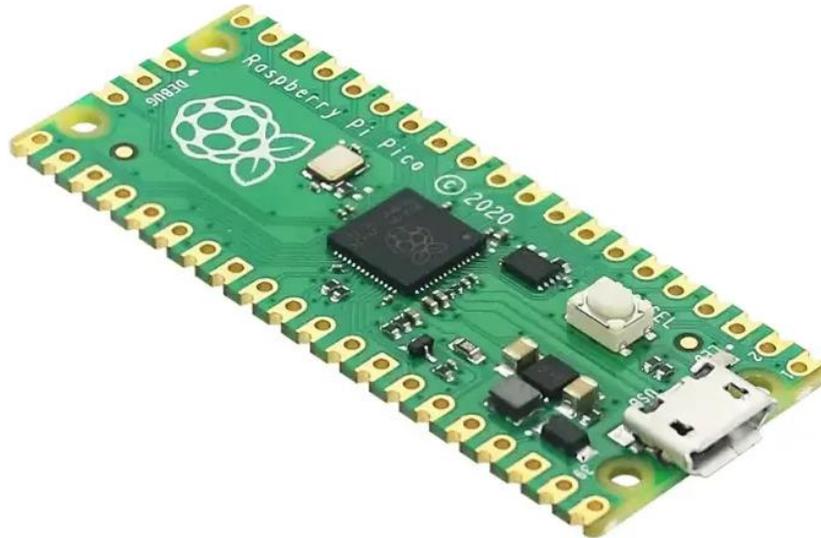
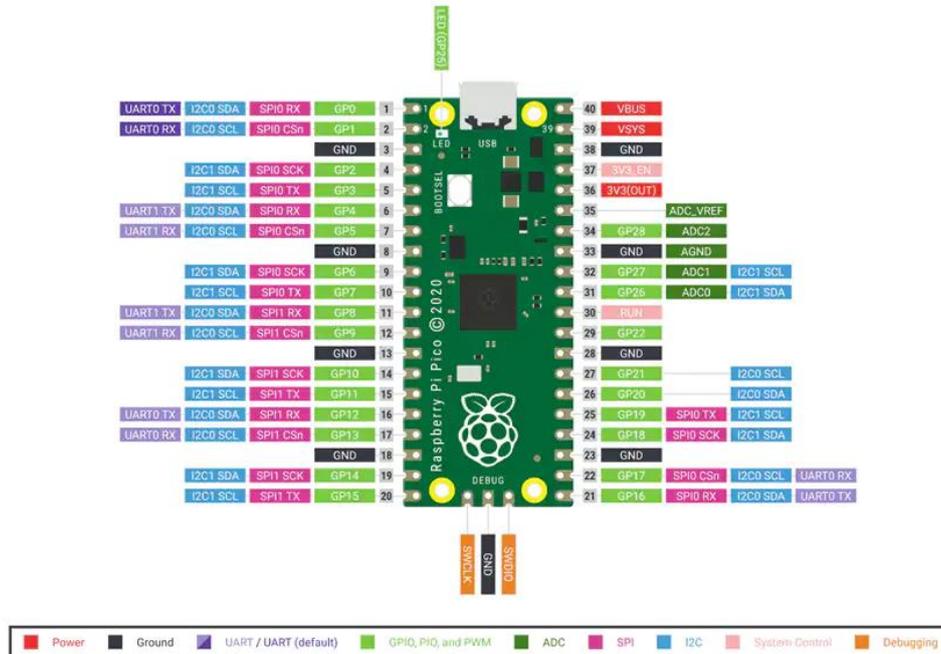


Figura 3.

Distribución de pines GPIO del Raspberry PI Pico.

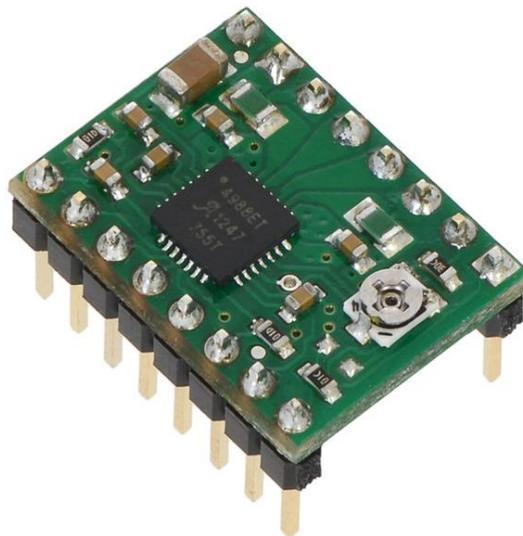


Modulo A4988 para el control de motores PAP

Este producto es una placa de soporte o una placa de arranque para el controlador del A4988 de Allegro con protección contra sobre corriente. Estas son algunas de las características clave del controlador: Interfaz de control de paso y dirección simple, 6 resoluciones de pasos diferentes: paso completo, 1/2-paso, 1/4-paso, 1/8-paso, 1/16-paso y 1/32-paso, control de corte inteligente que selecciona automáticamente el modo correcto de caída de corriente (decaimiento rápido o decaimiento lento), desconexión térmica, bloqueo de bajo voltaje y protección contra cortocircuitos y carga en cortocircuito. El control de corriente ajustable le permite configurar la salida de corriente máxima con un potenciómetro, que le permiten usar voltajes por encima del voltaje nominal de su motor paso a paso para lograr tasas de pasos más altas. (García, V., 2020)

Figura 4.

Modulo A4988 para el control de los actuadores (Motores PAP).

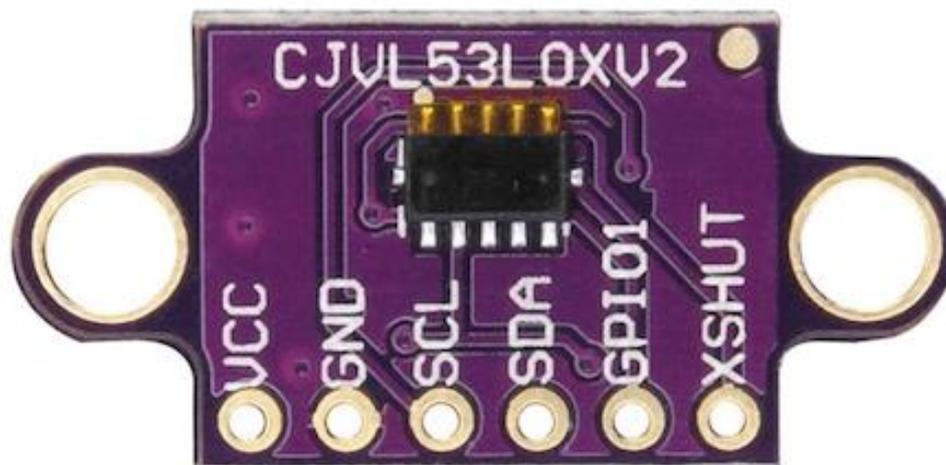


Sensor de capacitivo de presencia

El sensor de tiempo de vuelo (TOF) es una tecnología de imágenes 3D y mapeo de distancia de alta precisión que forma parte del mercado principalmente en fuentes de luz moduladas por RF con detectores de fase, generadores de imágenes con compuerta de rango y proporciona soluciones para aplicaciones como LIDAR, visión artificial, imágenes y escaneo 3D, etc. a los usuarios finales, como teléfonos inteligentes, automóviles, etc. (Mordor Intelligence, 2018)

Figura 5.

Sensor de tiempo de vuelo (ToF) VL053L0X.



Motor paso a paso

Un motor paso a paso es un dispositivo electromecánico que convierte una serie de pulsos eléctricos en desplazamientos angulares, lo que significa que es capaz de girar una cantidad de grados (paso o medio paso) dependiendo de sus entradas de control. Los motores paso a paso son ideales para la construcción de mecanismos en donde se requieren movimientos muy precisos. La característica principal de estos motores es el

hecho de poder moverlos un paso a la vez por cada pulso que se le aplique. Este paso puede variar desde 90° hasta pequeños movimientos de 1.8°, Es por eso que ese tipo de motores son muy utilizados, ya que pueden moverse a deseo del usuario según la secuencia que se les indique a través de un microcontrolador.

Estos motores poseen la habilidad de quedar enclavados en una posición si una o más de sus bobinas está energizada o bien totalmente libres de corriente. El principio de funcionamiento está basado en un estator construido por varios bobinados en un material ferromagnético y un rotor que puede girar libremente en el estator. Estos diferentes bobinados son alimentados uno a continuación del otro y causan un determinado desplazamiento angular que se denomina “paso angular” y es la principal característica del motor. (A. Ingeniería Mecafenix, 2017).

Figura 6.

Motor paso a paso NEMA 17. Determinamos que el motor paso a paso es mejor que el DC o Servomotor gracias a su gran fuerza y precisión en cada paso.



Proteus

EasyEDA es que es una herramienta gratuita, no requiere instalación y además está basada en la nube, por lo que podremos crear directamente nuestros diseños de manera online. Esta herramienta está diseñada específicamente para proporcionar a los ingenieros electrónicos, educadores, estudiantes de ingeniería y aficionados a la electrónica una herramienta EDA completa, pero a su vez sencilla de manejar, y todo ello desde nuestro navegador web.

Algunas de las principales funcionalidades de EasyEDA es por ejemplo el diseño de esquemas, gracias a las bibliotecas disponibles tendremos la posibilidad de dibujar estos esquemas de forma fácil y rápida, además la herramienta se actualiza automáticamente de forma transparente. Otra característica importante de este software es que permite simular los circuitos, tendremos la posibilidad de verificar tanto los circuitos analógicos, digitales y de señal mixta con subcircuitos y modelos spice. Por último, también podremos diseñar circuitos impresos de manera online, utilizando múltiples capas y miles de pads. EasyEDA tiene una amplia biblioteca con miles de componentes electrónicos, tanto de circuitos como de circuitos impresos para el modelado, además también tenemos ejemplos de esquemas para tomar como base un esquema que ya esté hecho anteriormente.

Una característica muy importante es que podremos importar a EasyEDA otros diseños hechos con Altium, Eagle y KiCad, de esta forma no solo podremos guardar en la nube nuestros esquemas, sino también editarlos si fuera necesario. Además, otra característica destacada de EasyEDA es que los usuarios tienen acceso a módulos Open Source desarrollados por ingenieros electrónicos. (De Luz, S. 2016)

SPI

La SPI fue desarrollada por Motorola (ahora parte de NXP Semiconductors) aproximadamente en 1985. Se trata de una interfaz serial síncrona prevista para la comunicación entre dispositivos a corta distancia. El motivo de la popularidad de SPI radica en sus muchas ventajas. La primera es que es una interfaz direccionada de hardware simple que ofrece completa flexibilidad para la cantidad de bits transferidos. Usa un modelo de maestro-secundario con un maestro simple y puede manejar varios dispositivos secundarios usando comunicaciones dúplex que operan a velocidades de reloj de hasta 50 MHz. No usa un protocolo estándar y transfiere solo paquetes de datos, lo que la hace ideal para transferir flujos de datos largos.

SPI usa un máximo de cuatro líneas de señal. El dispositivo maestro, por lo general un procesador o controlador, suministra y controla el reloj (SCK) y líneas de selección de chip (CS). La operación multiplexor completa se maneja a través de las líneas de datos Master Out Slave In (MOSI) y Master In Slave Out (MISO). En un maestro individual simple, con configuración del dispositivo secundario individual, la línea de selección de chip puede eliminarse y se puede forzar la entrada de CS al dispositivo secundario al estado lógico habilitado. Si el dispositivo secundario solo puede enviar datos (comunicación semidúplex), luego la línea MOSI también puede eliminarse, y así reducir el conteo de señales adicionalmente. Los datos salen a través de la señal del reloj de tal forma que la transferencia de datos se asemeja a un registro de turnos con un bit cambiado para cada reloj. (Pini, A., 2019)

Comunicación Serial UART

El protocolo serial asíncrono es un protocolo de comunicación común en el mundo de la electrónica embebida. Es utilizado por controladores y dispositivos para comunicar información. El protocolo se implementa en los receptores/transmisores asíncronos universales (UART, por sus siglas en inglés). Cuando un dispositivo se comunica usando el protocolo serial, su UART transmite en la línea “TX” y recibe datos por la línea “RX”.

Cuando se conecta dos dispositivos de esta manera, un dispositivo envía un carácter usando su línea TX y el otro la recibe por su línea RX y viceversa. La conexión correcta de dos dispositivos para su comunicación serial asíncrona, se muestra a continuación. (MCI Capacitacion, 2019)

Final de carrera mecánico

Un final de carrera o interruptor de posición es un sensor electromecánico que detecta la posición de un elemento móvil mediante accionamiento mecánico. Además de ser los sensores más instalados alrededor del mundo, no dejan de ser sensores de contacto que necesitan estar en contacto físico con el objeto para detectar la llegada de un elemento móvil a una determinada posición. (Laumayer, 2020)

Masoterapia

La masoterapia es una técnica integrada en la Fisioterapia que consiste en el uso de distintas técnicas de masaje con fines terapéuticos, para tratar enfermedades y lesiones. Así, engloba técnicas como el masaje terapéutico, el masaje transverso profundo, el drenaje linfático manual terapéutico, la liberación miofascial, el masaje deportivo, el crio-masaje, el masaje del tejido conjuntivo, el masaje de periostio, técnicas neuro-musculares o el masaje de Dicke, entre otros. Los masajes mejoran la circulación sanguínea y el flujo de la linfa, lo que ayuda a llevar nutrientes a las células y eliminar impurezas y sustancias tóxicas para el organismo. De ahí que la masoterapia tenga muchos beneficios: Aumenta la capacidad de la sangre para transportar el oxígeno. El masaje ayuda a aumentar los glóbulos rojos y blancos. De hecho, las personas con problemas circulatorios mejoran las retenciones de líquidos en las piernas, eliminando la sensación de calor, dolor e hinchazón. Ayuda a liberar enforfinas, dando sensación de bienestar y ayudando en los dolores, además de disminuir los depósitos de grasa, junto con una dieta equilibrada y la práctica de ejercicio. Ayuda a que los músculos se mantengan flexibles. Con los masajes los pacientes con dolores en cuello, hombros y espalda adquieren fortaleza, eliminando la tensión de los nervios afectados. Reduce el estrés, además de combatir la depresión. Es efectivo para aliviar dolores de cabeza causados por tensión nerviosa y dolores musculares de espalda, y también la condición de la piel. Estimula órganos de la digestión, mejora el rendimiento pulmonar y de la piel. (A. topdoctors.es, 2020)

Figura 7.

Masoterapia enfocada en los gemelos.



Vibro terapia

Se entiende por la estimulación vibratoria, también conocida por estimulación neuromuscular mecánica, estimulación muscular mecánica, evocación del reflejo tónico vibratorio y ha supuesto en la actualidad una verdadera revolución para el entrenamiento de la fuerza y de la flexibilidad. El entrenamiento con vibraciones está basado en el mecanismo neurofisiológico de "reflejo tónico vibratorio", basado en que una estructura muscular y tendinosa se expone a una vibración determinada, ésta produce una contracción de forma refleja. El entrenamiento con vibraciones se inició, durante los años 80, con un grupo de científicos rusos que desarrollaron un programa para entrenar a los astronautas con el fin de vencer a las degeneraciones que sufren a nivel de huesos y músculos en las estancias en ambientes de baja gravedad y para preparar físicamente a deportistas de alto rendimiento. Tras resultados espectaculares conseguidos mediante la estimulación vibratoria, se extendió este tipo de entrenamiento a casi la mayoría de las disciplinas deportivas. A principio de los años 90, el Dr. Nasarov, antiguo gimnasta y

pionero del sistema, decidió presentar su invento en Alemania, a partir de este momento se empezó a desarrollar multitud de estudios científicos para corroborar los sorprendentes resultados. (A. colfisio.org, 2012)

1.7. Justificación

El objetivo de este proyecto consiste en desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir los tiempos de atención en un centro de rehabilitación debido a que los fisioterapeutas de este centro de salud no pueden atender la alta demanda de pacientes. El dispositivo permite que se ejecute la etapa de descontractura de manera automatizada y personalizada para cada paciente. Además, otorga la capacidad de realizar terapias de forma paralela. Por último, el uso del dispositivo impacta de forma positiva en la salud del fisioterapeuta reduciendo la carga laboral y tiempos de intervención que conlleva su rutina habitual.

Para lograr el cumplimiento de los objetivos propuestos se implementó un dispositivo no invasivo ni perjudicial para el paciente. Su resultado permitirá encontrar alternativas de solución acorde a las necesidades de los centros de rehabilitación.

CAPÍTULO II: METODOLOGÍA

2.1 Tipo de investigación

El tipo de investigación es pre-experimental aplicada transversal de enfoque cuantitativo, como nos dice Fideas G. Arias: la investigación preexperimental posee las características de prueba o ensayo que se ejecuta previo a un experimento verdadero. Como limitación posee el poco control sobre el proceso y para su modelo básico con un solo grupo se ejecuta un pre-test o medición inicial luego un estímulo o tratamiento del estudio y una medición final con el post-test(Arias, 2011) .

Tabla 1.

Estructura de una investigación pre experimental segun Fideas G. Arias.

Aplicación del pre-test o medición inicial	Aplicación del estímulo o tratamiento	Aplicación del pos-test o medición final
G 01	X	O2

Además, Hernández Sampieri y Mendoza Torres nos dicen que en las investigaciones cuantitativas se utiliza la recolección de datos para la comprobación de la hipótesis mediante el análisis estadístico estandarizado y aceptado por una comunidad científica. Los resultados de dicha investigación se interpretan con relación a las suposiciones iniciales y se establece una discusión la cual nos explica como el resultado encaja con el conocimiento existente. Dentro de sus características principales busca la mayor objetividad posible, pretende generalizar los resultados para analizar a la población y que las investigaciones realizadas puedan tener la característica de repetibilidad (Hernández & Mendoza, 2018).

2.2.1 Población

La población está compuesta por las atenciones de pacientes en un centro de rehabilitación de villa el salvador.

2.2.2 Muestra

La muestra se estableció según la siguiente definición:

Las muestras probabilísticas todas las unidades, casos o elementos de la población tienen al inicio la misma posibilidad de ser escogidos para conformar la muestra y se obtienen definiendo las características de la población y el tamaño adecuado de la muestra, y por medio de una selección aleatoria de las unidades de muestreo (Hernández & Mendoza, 2018, p. 200).

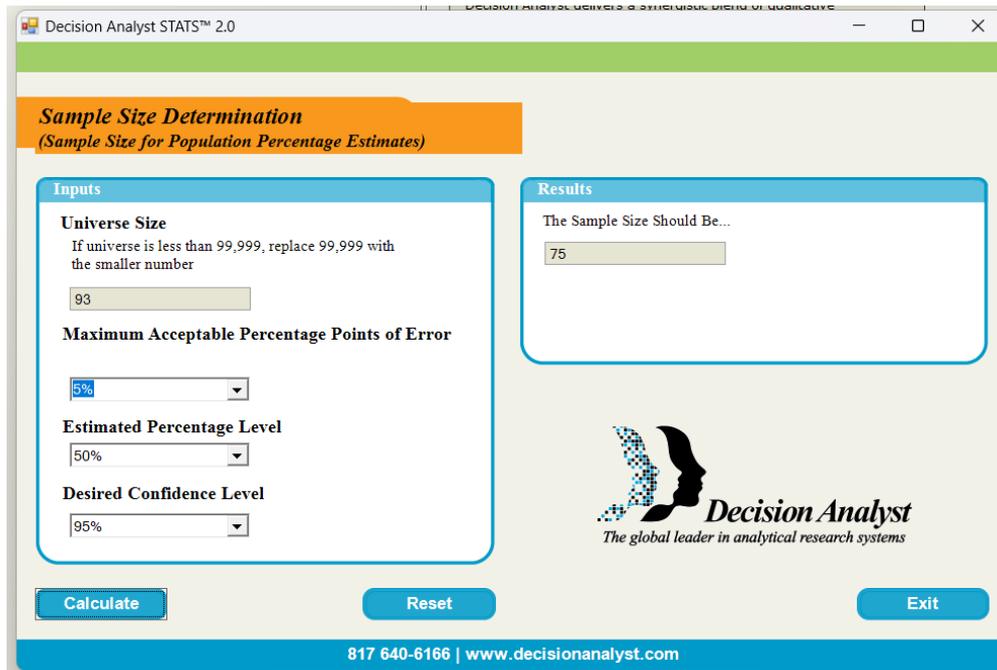
La muestra considerada para el desarrollo de la tesis es de 75 atenciones de pacientes los cuales se determinaron de manera probabilística realizando el cálculo mediante el programa recomendado por el autor Hernández y Mendoza en la séptima edición del libro Metodología de la investigación Decisión Analyst STATS 2.0. se definieron los parámetros del cálculo como los siguientes:

- Población: 93 atenciones de pacientes semanales.
- Nivel de confianza: 95%
- Margen de error: 5%

- Probabilidad de que ocurra o no ocurra el evento: 50%

Figura 8.

Cálculo de la muestra en el software Decision Analyst STATS 2.0



The screenshot shows the 'Sample Size Determination' window of the Decision Analyst STATS 2.0 software. The window is titled 'Sample Size Determination (Sample Size for Population Percentage Estimates)'. It is divided into two main sections: 'Inputs' and 'Results'.
In the 'Inputs' section, there are four fields:

- 'Universe Size': A text input field containing the value '93'. Below it is a note: 'If universe is less than 99,999, replace 99,999 with the smaller number'.
- 'Maximum Acceptable Percentage Points of Error': A dropdown menu set to '5%'.
- 'Estimated Percentage Level': A dropdown menu set to '50%'.
- 'Desired Confidence Level': A dropdown menu set to '95%'.

At the bottom of the 'Inputs' section are three buttons: 'Calculate', 'Reset', and 'Exit'.
In the 'Results' section, there is a text box that says 'The Sample Size Should Be...' followed by a text input field containing the value '75'.
The software logo 'Decision Analyst' is visible in the bottom right, with the tagline 'The global leader in analytical research systems'. At the very bottom of the window, the contact information '817 640-6166 | www.decisionanalyst.com' is displayed.

2.2.3 Técnicas e Instrumentos

Técnica: observación. Como nos dice Maria Fabbri en las técnicas de investigación:

La observación es un proceso cuya función primera e inmediata es recoger información sobre el objeto que se toma en consideración. Esta recogida implica una actividad de codificación: la información bruta seleccionada se traduce mediante un código para ser transmitida a alguien (uno mismo u otros). Los numerosos sistemas de codificación que existen podrían agruparse en dos categorías: los sistemas de selección, en los que la información se codifica de un

modo sistematizado mediante unas cuadrículas o parrillas preestablecidas, y los sistemas de producción, en los que el observador confecciona él mismo su sistema de codificación. (Fabbri, 2012, p. 2)

El investigador hablará también de observación en oposición a experimentación. En tal caso, la observación designa esa fase de la investigación, consistente en familiarizarse con una situación o fenómeno determinado, en describirlo, en analizarlo con el fin de establecer una hipótesis coherente con el cuerpo de conocimientos anteriores ya establecidos. (Fabbri, 2012, p. 3)

Instrumento usado: Ficha de Registro

2.2.4 Consideraciones Éticas

Dentro de las consideraciones éticas del presente trabajo se tendrá en cuenta los aspectos de confidencialidad y originalidad. Se mantendrá completa confidencialidad de la información de todos los pacientes y fisioterapeutas que participaron en la investigación. La presente investigación constituye un trabajo original y no es copia de ningún otro presentado en las diferentes universidades.

Este trabajo ha sido implementado por obra nuestra y respetando los parámetros establecidos por los fisioterapeutas y las normas vigentes de seguridad.

CAPÍTULO III: RESULTADOS

3.1 Análisis estadísticos

Para el análisis de los datos hemos usado el software IBM SPSS statistics 26 y hemos aplicado las siguientes pruebas:

- Supuesto de normalidad:

La prueba de normalidad nos indica si las pruebas siguen una distribución normal o si no, para ello se plantean la hipótesis nula (H_0) o la hipótesis Alternativa (H_1) y según el nivel de significancia se acepta o se rechaza la hipótesis nula:

- H_0 : Los datos siguen una distribución normal.
- H_1 : Los datos no siguen una distribución normal.

La prueba de normalidad se subdivide en dos casos cuando la muestra es mayor a 50 se observa el valor de significancia obtenido por Kolmogorov-Smirnov y si la muestra o cantidad de datos es menor a 50 se observa el valor de significancia obtenido por Shapiro-Wilk, en ambos casos el nivel de significancia debe ser menor del 5% para rechazar la hipótesis nula y aceptar la alternativa, en caso contrario se acepta la hipótesis nula.

Además, si los datos no siguen una distribución normal se utiliza la prueba de Wilcoxon para aceptar o rechazar la hipótesis nula del trabajo de investigación, por otro lado, si los datos siguen una distribución normal se utiliza la T de Student para aceptar o rechazar la hipótesis, en ambos casos se da el siguiente caso:

- Si la significancia $< 0,05$ se rechaza la hipótesis nula y se acepta la alterna.
- Si la significancia $> 0,05$ se acepta la hipótesis nula.

- Test de Wilcoxon

Esta prueba es aplicada para datos que no siguen una distribución normal o no paramétrica.

- T de Student

Esta prueba es aplicada para datos que siguen una distribución normal o paramétrica.

Con las pruebas definidas procedimos a aplicar la técnica de fichaje y así pudimos obtener los datos que necesitábamos para cumplir con dar un resultado estadístico certero si se rechaza o se acepta la hipótesis nula. Es necesario tener en cuenta que las muestras que se evaluarán en este apartado son muestras relacionadas ya que miden el antes y después de un evento determinado o tratamiento, que en este caso es la implementación del dispositivo automático de descontractura de miembros inferiores.

3.2 Objetivo 1:

Como se menciona en los objetivos, el primero se centra en reducir el tiempo de espera de los pacientes por recibir la atención en un centro de rehabilitación, para ello en la técnica de fichaje hemos obtenido los 75 datos de muestra que se estableció, estos datos se encontraban en formato de tiempo, para poder analizarlos de una manera estadística con el

software SPSS statistics se convirtieron en formato numérico, a continuación, se observan dichos datos:

Figura 9.

Datos obtenidos pre-test de tiempo de espera.

A-001	0,006944444	A-016	0,003472222	A-031	0,019444444	A-046	0,011805556	A-061	0,026388889
A-002	0,010416667	A-017	0,004861111	A-032	0,024305556	A-047	0,010416667	A-062	0,029166667
A-003	0,015972222	A-018	0,019444444	A-033	0,034722222	A-048	0,013888889	A-063	0,029166667
A-004	0,0125	A-019	0,00625	A-034	0,018055556	A-049	0,002777778	A-064	0,026388889
A-005	0,015972222	A-020	0,004861111	A-035	0,015972222	A-050	0,010416667	A-065	0,003472222
A-006	0,011805556	A-021	0,00625	A-036	0,017361111	A-051	0,004861111	A-066	0,015972222
A-007	0,007638889	A-022	0,004166667	A-037	0,011805556	A-052	0,008333333	A-067	0,013194444
A-008	0,015972222	A-023	0,000694444	A-038	0,018055556	A-053	0,005555556	A-068	0,013194444
A-009	0,020833333	A-024	0,00625	A-039	0,000694444	A-054	0,020138889	A-069	0,013888889
A-010	0,009722222	A-025	0,00625	A-040	0,011805556	A-055	0,020138889	A-070	0,008333333
A-011	0,001388889	A-026	0,022916667	A-041	0,003472222	A-056	0,006944444	A-071	0,011805556
A-012	0,007638889	A-027	0,009722222	A-042	0,004861111	A-057	0,003472222	A-072	0,004166667
A-013	0,0125	A-028	0,006944444	A-043	0,009722222	A-058	0,004861111	A-073	0,032638889
A-014	0,014583333	A-029	0,006944444	A-044	0,011805556	A-059	0,023611111	A-074	0,005555556
A-015	0,008333333	A-030	0,006944444	A-045	0,011111111	A-060	0,013194444	A-075	0,013194444

Figura 10.

Datos obtenidos post-test de tiempo de espera.

A-001	0,004166667	A-016	0,010416667	A-031	0,002777778	A-046	0,004861111	A-061	0,004166667
A-002	0,001388889	A-017	0,0125	A-032	0,001388889	A-047	0,006944444	A-062	0,009027778
A-003	0,004166667	A-018	0,00625	A-033	0,003472222	A-048	0,005555556	A-063	0,007638889
A-004	0,007638889	A-019	0,006944444	A-034	0,004861111	A-049	0,003472222	A-064	0,006944444
A-005	0,004861111	A-020	0,008333333	A-035	0,011111111	A-050	0,004166667	A-065	0,001388889
A-006	0,005555556	A-021	0,002083333	A-036	0,004166667	A-051	0,00625	A-066	0,005555556
A-007	0,003472222	A-022	0,004166667	A-037	0,007638889	A-052	0,008333333	A-067	0,006944444
A-008	0,003472222	A-023	0,004166667	A-038	0,002777778	A-053	0,011111111	A-068	0,001388889
A-009	0,004861111	A-024	0,002083333	A-039	0,004861111	A-054	0,005555556	A-069	0,004166667
A-010	0,003472222	A-025	0,003472222	A-040	0,005555556	A-055	0,00625	A-070	0,002777778
A-011	0,007638889	A-026	0,003472222	A-041	0,007638889	A-056	0,006944444	A-071	0,002777778
A-012	0,004166667	A-027	0,004166667	A-042	0,003472222	A-057	0,003472222	A-072	0,006944444
A-013	0,005555556	A-028	0,004861111	A-043	0,004166667	A-058	0,002777778	A-073	0,004861111
A-014	0,006944444	A-029	0,008333333	A-044	0,009722222	A-059	0,004166667	A-074	0,004166667
A-015	0,006944444	A-030	0,007638889	A-045	0,004861111	A-060	0,008333333	A-075	0,00625

Con los datos organizados hicimos la prueba de supuesto de normalidad. Para realizar esta prueba fue necesario calcular una columna adicional que contiene la resta entre los datos de post-test menos los datos del pre-test. Este cálculo se realizó en el software anteriormente mencionado.

$$\text{Diferencia} = \text{DatosPost} - \text{DatosPre}$$

Figura 11.

Cálculo de la diferencia del primer objetivo.

	OB1_PRE	OB1_PO S	OB1_DIF
1	,0069440	,0041670	-,0027770
2	,0104170	,0013890	-,0090280
3	,0159720	,0041670	-,0118050
4	,0125000	,0076390	-,0048610
5	,0159720	,0048610	-,0111110
6	,0118060	,0055560	-,0062500
7	,0076390	,0034720	-,0041670
8	,0159720	,0034720	-,0125000
9	,0208330	,0048610	-,0159720
10	,0097220	,0034720	-,0062500
11	,0013890	,0076390	,0062500
12	,0076390	,0041670	-,0034720
13	,0125000	,0055560	-,0069440
14	,0145830	,0069440	-,0076390
15	,0083330	,0069440	-,0013890
16	,0034720	,0104170	,0069450
17	,0048610	,0125000	,0076390
18	,0194440	,0062500	-,0131940
19	,0062500	,0069440	,0006940
20	,0048610	,0083330	,0034720
21	,0062500	,0020830	-,0041670
22	,0041670	,0041670	,0000000
23	,0006940	,0041670	,0034730
24	,0062500	,0020830	-,0041670
25	,0062500	,0034720	-,0027780
26	,0229170	,0034720	-,0194450
27	,0097220	,0041670	-,0055550
28	,0069440	,0048610	-,0020830
29	,0069440	,0083330	,0013890

Al realizar el supuesto de normalidad obtenemos dos resultados, al saber que nuestra muestra es mayor de 50 observamos los valores obtenidos por Kolmogorov-Smirnov.

Figura 12.

Resultados del supuesto de normalidad del tiempo de espera.

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
OB1_DIF	,129	75	,004	,962	75	,022

a. Corrección de significación de Lilliefors

Como se observa en la imagen la significancia o el p valor calculado es de $0,004 < 0,05$, lo que nos indica que los datos no siguen una distribución normal. Por ello, usamos la prueba de Wilcoxon.

Figura 13.

Prueba de Wilcoxon para los tiempos de espera.

		Rangos		
		N	Rango promedio	Suma de rangos
OB1_POS - OB1_PRE	Rangos negativos	57 ^a	40,19	2291,00
	Rangos positivos	14 ^b	18,93	265,00
	Empates	4 ^c		
	Total	75		

a. OB1_POS < OB1_PRE

b. OB1_POS > OB1_PRE

c. OB1_POS = OB1_PRE

Según la prueba de Wilcoxon nos dice que 57 de las muestras redujeron el tiempo de espera, mientras que 14 muestras no redujeron su tiempo, sino que incrementaron, adicionalmente a esto hubo 4 empates los cuales no aumentaron ni redujeron el tiempo de espera de los pacientes.

Figura 14.

Resultados de significancia de la prueba de Wilcoxon de tiempo de espera.

	OB1_POS - OB1_PRE
Z	-5.806 ^b
Sig. asintótica(bilateral)	,000

a. Prueba de rangos con signo de Wilcoxon

b. Se basa en rangos positivos.

El resultado final de significancia que nos brindó la prueba de Wilcoxon es de 0,000 como se puede observar en la imagen anterior, gracias a esto podemos confirmar que estadísticamente sí existió un cambio significativo en reducir el tiempo de espera de los pacientes de miembros inferiores. Por ello, rechazamos la hipótesis nula y aceptamos la hipótesis alterna.

El tiempo promedio de espera que se obtuvo en el pre-test fue de 17 minutos aproximadamente mientras que en el post-test fue de 8 minutos al usar la maquina de descontractura ya que los fisioterapeutas pudieron aprovechar el tiempo libre en atender a otros pacientes.

3.3 Objetivo 2:

El objetivo 2 planteado se enfoca en reducir los tiempos de servicio en la atención, ya que las etapas y tiempos asignados por los fisioterapeutas siguen el siguiente esquema:

Tabla 2.

Etapas del servicio de rehabilitación.

ETAPAS DEL SERVICIO	TIEMPO	MATERIALES
Calentamiento	0:10	Compresas calientes, luces, etc.
Electroterapia	0:15	Tens, electrodos
Descontractura	0:25	Dispositivo o fisioterapeuta
Estiramientos	0:10	Brazos de fisioterapeuta
Consultas/dudas	0:10	Fisioterapeuta
Tiempo total	1:10	-

Como se puede observar en la tabla anterior el tiempo de consultas o dudas puede afectar en el cumplimiento de la hora promedio establecida. Por ello se buscó reducir este tiempo haciendo uso del dispositivo ya que mientras la maquina está en funcionamiento el fisioterapeuta puede utilizar el tiempo libre para absolver dudas de la atención.

Los datos que se presentan a continuación fueron recolectados la técnica del fichaje y han sido transformados a formato numérico para realizar el análisis estadístico.

Figura 15.

Datos obtenidos pre-test de tiempo de servicio.

A-001	0,045833333	A-016	0,048611111	A-031	0,044444444	A-046	0,047916667	A-061	0,048611111
A-002	0,043055556	A-017	0,048611111	A-032	0,047222222	A-047	0,045138889	A-062	0,04375
A-003	0,047916667	A-018	0,044444444	A-033	0,04375	A-048	0,045138889	A-063	0,045833333
A-004	0,046527778	A-019	0,043055556	A-034	0,047222222	A-049	0,046527778	A-064	0,04375
A-005	0,045138889	A-020	0,042361111	A-035	0,048611111	A-050	0,04375	A-065	0,047916667
A-006	0,046527778	A-021	0,04375	A-036	0,048611111	A-051	0,048611111	A-066	0,045138889
A-007	0,045833333	A-022	0,047916667	A-037	0,04375	A-052	0,04375	A-067	0,048611111
A-008	0,044444444	A-023	0,044444444	A-038	0,043055556	A-053	0,047916667	A-068	0,044444444
A-009	0,043055556	A-024	0,042361111	A-039	0,048611111	A-054	0,04375	A-069	0,043055556
A-010	0,04375	A-025	0,045833333	A-040	0,048611111	A-055	0,042361111	A-070	0,047916667
A-011	0,046527778	A-026	0,044444444	A-041	0,048611111	A-056	0,043055556	A-071	0,045138889
A-012	0,043055556	A-027	0,043055556	A-042	0,047222222	A-057	0,046527778	A-072	0,045833333
A-013	0,043055556	A-028	0,048611111	A-043	0,044444444	A-058	0,045833333	A-073	0,045833333
A-014	0,044444444	A-029	0,044444444	A-044	0,047916667	A-059	0,043055556	A-074	0,046527778
A-015	0,045138889	A-030	0,046527778	A-045	0,045833333	A-060	0,047916667	A-075	0,047916667

Figura 16.

Datos obtenidos post-test de tiempo de servicio.

A-001	0,04375	A-016	0,039583333	A-031	0,046527778	A-046	0,040277778	A-061	0,044444444
A-002	0,048611111	A-017	0,040972222	A-032	0,047916667	A-047	0,045138889	A-062	0,038888889
A-003	0,043055556	A-018	0,046527778	A-033	0,045138889	A-048	0,039583333	A-063	0,047916667
A-004	0,047222222	A-019	0,039583333	A-034	0,047222222	A-049	0,04375	A-064	0,038888889
A-005	0,04375	A-020	0,043055556	A-035	0,041666667	A-050	0,042361111	A-065	0,046527778
A-006	0,042361111	A-021	0,042361111	A-036	0,047916667	A-051	0,040972222	A-066	0,045138889
A-007	0,043055556	A-022	0,047222222	A-037	0,043055556	A-052	0,043055556	A-067	0,040972222
A-008	0,045833333	A-023	0,040972222	A-038	0,044444444	A-053	0,038888889	A-068	0,046527778
A-009	0,045833333	A-024	0,046527778	A-039	0,047222222	A-054	0,040277778	A-069	0,04375
A-010	0,044444444	A-025	0,04375	A-040	0,04375	A-055	0,046527778	A-070	0,04375
A-011	0,039583333	A-026	0,04375	A-041	0,040277778	A-056	0,044444444	A-071	0,04375
A-012	0,041666667	A-027	0,047916667	A-042	0,047916667	A-057	0,043055556	A-072	0,041666667
A-013	0,047222222	A-028	0,041666667	A-043	0,042361111	A-058	0,043055556	A-073	0,047916667
A-014	0,047916667	A-029	0,038888889	A-044	0,042361111	A-059	0,043055556	A-074	0,04375
A-015	0,047916667	A-030	0,041666667	A-045	0,04375	A-060	0,045833333	A-075	0,046527778

De igual manera que en el punto anterior aplicamos el supuesto de normalidad. El cual determinará si los datos siguen una distribución normal o no. Para ello también realizamos el calculo de la diferencia entre valores del post-test y los valores de pre-test y con ello aplicar la prueba.

Figura 17.

Cálculo de la diferencia del segundo objetivo.

	OB2_P RE	OB2_P OS	OB2_DIF
1	,045833	,043750	-,002083
2	,043056	,048611	,005555
3	,047917	,043056	-,004861
4	,046528	,047222	,000694
5	,045139	,043750	-,001389
6	,046528	,042361	-,004167
7	,045833	,043056	-,002777
8	,044444	,045833	,001389
9	,043056	,045833	,002777
10	,043750	,044444	,000694
11	,046528	,039583	-,006945
12	,043056	,041667	-,001389
13	,043056	,047222	,004166
14	,044444	,047917	,003473
15	,045139	,047917	,002778
16	,048611	,039583	-,009028
17	,048611	,040972	-,007639
18	,044444	,046528	,002084
19	,043056	,039583	-,003473
20	,042361	,043056	,000695
21	,043750	,042361	-,001389
22	,047917	,047222	-,000695
23	,044444	,040972	-,003472
24	,042361	,046528	,004167
25	,045833	,043750	-,002083
26	,044444	,043750	-,000694
27	,043056	,047917	,004861
28	,048611	,041667	-,006944
29	,044444	,038889	-,005555

Figura 18.

Resultados del supuesto de normalidad del tiempo de servicio.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
OB2_DIF	,077	75	,200*	,981	75	,318

*. Esto es un limite inferior de la significacion verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Al obtener los resultados del supuesto de normalidad se observo que el valor de la significancia es $0,2 > 0,05$, al ser el valor mayor, la teoría estadística nos indica que los datos siguen una distribución normal. Para poder validar la hipótesis fue necesario aplicar la prueba T de Student para muestras relacionadas y con ella obtener el valor de la significancia.

Figura 19.

Resultados de significancia de la prueba T-Student para el tiempo de servicio.

Estadísticas de muestras emparejadas

		Media	N	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
Par 1	OB2_PRE	,04562964	75	,002022276	,000233512
	OB2_POS	,04385191	75	,002758251	,000318495

Prueba de muestras emparejadas

		Diferencias emparejadas							
		Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)
					Inferior	Superior			
Par 1	OB2_PRE - OB2_POS	,001777733	,003561641	,000411263	,000958274	,002597193	4,323	74	,000

Una vez aplicada la prueba T de Student se obtuvo el valor de significancia 0,000 el cual es menor a 0,05. Por ello, podemos afirmar que estadísticamente sí hubo un cambio significativo en la reducción de tiempo de servicio, lo cual a su vez afecta directamente al tiempo de atención del centro de rehabilitación.

Por otro lado, podemos observar que el porcentaje promedio de variación del tiempo de servicio es de un 3.24% entre el pre y el post test.

Por ello, podemos rechazar la hipótesis nula de este objetivo y aceptar la hipótesis alterna.

3.4 Objetivo 3:

Como tercer objetivo tenemos planteado la reducción del tiempo de intervención del fisioterapeuta en la etapa de descontractura. Al obtener los datos del fichaje realizado hemos obtenido los valores que se presentan a continuación, los cuales fueron transformados a formato numérico para poder utilizar adecuadamente el análisis estadístico.

Figura 21.

Datos obtenidos pre-test del tiempo de intervención del fisioterapeuta.

A-001	0,053472222	A-016	0,052777778	A-031	0,064583333	A-046	0,060416667	A-061	0,075694444
A-002	0,054166667	A-017	0,054166667	A-032	0,072222222	A-047	0,05625	A-062	0,073611111
A-003	0,064583333	A-018	0,064583333	A-033	0,079166667	A-048	0,059722222	A-063	0,075694444
A-004	0,059722222	A-019	0,05	A-034	0,065972222	A-049	0,05	A-064	0,070833333
A-005	0,061805556	A-020	0,047916667	A-035	0,065277778	A-050	0,054861111	A-065	0,052083333
A-006	0,059027778	A-021	0,050694444	A-036	0,066666667	A-051	0,054166667	A-066	0,061805556
A-007	0,054166667	A-022	0,052777778	A-037	0,05625	A-052	0,052777778	A-067	0,0625
A-008	0,061111111	A-023	0,045833333	A-038	0,061805556	A-053	0,054166667	A-068	0,058333333
A-009	0,064583333	A-024	0,049305556	A-039	0,05	A-054	0,064583333	A-069	0,057638889
A-010	0,054166667	A-025	0,052777778	A-040	0,061111111	A-055	0,063194444	A-070	0,056944444
A-011	0,048611111	A-026	0,068055556	A-041	0,052777778	A-056	0,050694444	A-071	0,057638889
A-012	0,051388889	A-027	0,053472222	A-042	0,052777778	A-057	0,050694444	A-072	0,050694444
A-013	0,05625	A-028	0,05625	A-043	0,054861111	A-058	0,051388889	A-073	0,079166667
A-014	0,059722222	A-029	0,052083333	A-044	0,060416667	A-059	0,067361111	A-074	0,052777778
A-015	0,054166667	A-030	0,054166667	A-045	0,057638889	A-060	0,061805556	A-075	0,061805556

Figura 20.

Datos obtenidos post-test del tiempo de intervención del fisioterapeuta.

A-001	0,026388889	A-016	0,022222222	A-031	0,046527778	A-046	0,022916667	A-061	0,044444444
A-002	0,048611111	A-017	0,023611111	A-032	0,047916667	A-047	0,045138889	A-062	0,021527778
A-003	0,025694444	A-018	0,046527778	A-033	0,045138889	A-048	0,022222222	A-063	0,047916667
A-004	0,047222222	A-019	0,022222222	A-034	0,047222222	A-049	0,026388889	A-064	0,021527778
A-005	0,026388889	A-020	0,043055556	A-035	0,024305556	A-050	0,042361111	A-065	0,046527778
A-006	0,025	A-021	0,025	A-036	0,047916667	A-051	0,023611111	A-066	0,045138889
A-007	0,025694444	A-022	0,047222222	A-037	0,025694444	A-052	0,043055556	A-067	0,023611111
A-008	0,045833333	A-023	0,023611111	A-038	0,044444444	A-053	0,021527778	A-068	0,046527778
A-009	0,045833333	A-024	0,046527778	A-039	0,047222222	A-054	0,022916667	A-069	0,026388889
A-010	0,044444444	A-025	0,026388889	A-040	0,026388889	A-055	0,046527778	A-070	0,04375
A-011	0,022222222	A-026	0,026388889	A-041	0,022916667	A-056	0,044444444	A-071	0,026388889
A-012	0,024305556	A-027	0,047916667	A-042	0,047916667	A-057	0,025694444	A-072	0,024305556
A-013	0,047222222	A-028	0,024305556	A-043	0,042361111	A-058	0,025694444	A-073	0,047916667
A-014	0,047916667	A-029	0,021527778	A-044	0,042361111	A-059	0,043055556	A-074	0,026388889
A-015	0,047916667	A-030	0,024305556	A-045	0,026388889	A-060	0,045833333	A-075	0,046527778

Al igual que en los casos anteriores realizamos el calculo de la columna diferencial para poder realizar el supuesto de normalidad y determinar qué tipo de prueba es necesario que apliquemos para poder demostrar estadísticamente el rechazo o la aceptación de la hipótesis nula.

Figura 22.

Cálculo de la diferencia del tercer objetivo.

	OB3_PRE	OB3_POS	OB3_DIF
1	,053472	,026389	-,027083
2	,054167	,048611	-,005556
3	,064583	,025694	-,038889
4	,059722	,047222	-,012500
5	,061806	,026389	-,035417
6	,059028	,025000	-,034028
7	,054167	,025694	-,028473
8	,061111	,045833	-,015278
9	,064583	,045833	-,018750
10	,054167	,044444	-,009723
11	,048611	,022222	-,026389
12	,051389	,024306	-,027083
13	,056250	,047222	-,009028
14	,059722	,047917	-,011805
15	,054167	,047917	-,006250
16	,052778	,022222	-,030556
17	,054167	,023611	-,030556
18	,064583	,046528	-,018055
19	,050000	,022222	-,027778
20	,047917	,043056	-,004861
21	,050694	,025000	-,025694
22	,052778	,047222	-,005556
23	,045833	,023611	-,022222
24	,049306	,046528	-,002778
25	,052778	,026389	-,026389
26	,068056	,026389	-,041667
27	,053472	,047917	-,005555
28	,056250	,024306	-,031944
29	,052083	,021528	-,030555

Figura 23.

Resultados del supuesto de normalidad del tiempo de intervención.

Pruebas de normalidad

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
OB3_DIF	,093	75	,177	,969	75	,063

a. Correccion de significacion de Lilliefors

Una vez realizada el supuesto de normalidad, observamos el valor de significancia calculado por Kolmogorov – Smirnov ya que la muestra usada en este estudio es mayor a 50. Como se observa en la imagen anterior el valor de la significancia es de 0,177 el cual es mayor que 0,05 por ello afirmamos que estos datos siguen una distribución normal y usamos la prueba T de Student para muestras relacionadas y de esta manera validar su significancia.

Figura 24.

Resultados de significancia de la prueba T-Student para el tiempo de intervención.

Estadísticas de muestras emparejadas

		Media	N	Desv. Desviación	Desv. Error promedio
Par 1	OB3_PRE	,05843520	75	,007565740	,000873616
	OB3_POS	,03528708	75	,010981729	,001268061

Prueba de muestras emparejadas

		Diferencias emparejadas							
	Media	Desv. Desviación	Desv. Error promedio	95% de intervalo de confianza de la diferencia		t	gl	Sig. (bilateral)	
				Inferior	Superior				
Par 1	OB3_PRE - OB3_POS	,023148120	,011692000	,001350076	,020458035	,025838205	17,146	74	,000

Como se puede observar en los resultados obtenidos por el T de Student la diferencia de medias es la resta del valor 0,05843520 (1 hora y 24 minutos) del pre-test y 0,03528708 (50 minutos) del post-test obteniendo un resultado promedio de 0,023148120 (33 minutos). El cual nos muestra la reducción de tiempo en la intervención del fisioterapeuta gracias a la aplicación del dispositivo.

Además, el nivel de significancia obtenido en la prueba T de Student es de 0,000 lo que significa que es menor que 0,05, gracias a esto podemos afirmar que el cambio realizado al

usar el dispositivo automático de rehabilitación cuenta con gran significancia y de esta manera podemos rechazar la hipótesis nula del objetivo y aceptar la alterna del mismo.

CAPÍTULO IV: DISCUSION Y CONCLUSIONES

4.1 Interpretación comparativa

Visto el resultado del diseño se focalizo no solo en el subsistema mecánico, sino también en los electrónicos y de software, por ello, se diseñó un dispositivo automático de rehabilitación encargada de la terapia en extremidades. Asimismo, los autores Guzmán, C., Blanco, A., Oliver, M. y Carrera, J., 2013 establecieron los principios básicos para el diseño los cuales son priorizar la seguridad, comodidad, y economía, además que los actuadores lineales brindan mayor soporte y seguridad al paciente. De lo expuesto se deduce que en ambos casos se realizó el diseño de un rehabilitador automático con la gran diferencia que los autores Guzmán, C., Blanco, A., Oliver, M. y Carrera, J. 2013 brindaron las bases teóricas para un buen diseño, mientras que en nuestro proyecto se diseñó completamente todos los sistemas y subsistemas del dispositivo.

Como resultado de nuestro objetivo obtuvimos que logramos reducir los tiempos de espera promedios mediante la implementación de un dispositivo automático de descontractura de miembros inferiores. Por otro lado, en la tesis de Heredia, R., 2022 logro desarrollar una aplicación web capaz de reducir los tiempos promedios de atención de una empresa. En ambos casos coincidimos como objetivo reducir los tiempos de atención de un servicio, con la única diferencia que son distintos ámbitos de aplicación, nuestro rubro es el rubro terapéutico mientras que para ellos su rubro es contable. Además, ambos utilizamos el

mismo instrumento de recolección de datos el cual es la “ficha de registro” de esta forma obtuvimos datos preTest y postTest.

En nuestra tesis utilizamos el software SPSS para demostrar que los resultados obtenidos al implementar el dispositivo automático generan un cambio significativo en el tiempo de atención. El análisis estadístico fue realizado en la información recolectada en el pre y post test de cada uno de nuestros objetivos. De igual manera, en la tesis de los autores Quiroz, B y Coello, S., 2021 utilizaron la teoría de colas para implementarla en su proyecto, el cual fue diseñado en JavaScript y SQL, el análisis estadístico que realizaron para demostrar la significancia de su proyecto también fue realizado en el software SPSS. Ambos trabajos lograron una reducción del tiempo de atención, en nuestro trabajo nosotros no usamos bases de datos, pero no descartamos la posibilidad de agregar esta función en mejoras futuras.

En nuestra investigación realizamos la implementación de un dispositivo que realiza la etapa de descontractura de forma automática uniendo distintos mecanismos y sistemas electrónicos, logramos reducir el tiempo total de la atención brindada haciendo uso de dicho dispositivo. Mientras tanto Zavaleta, D, 2022 en su tesis tuvo como objetivo proponer la aplicación de Teoría de Colas con Reglas de Programación Heurística para reducir el tiempo de ejecución del servicio a los clientes de una empresa de servicios, su aplicación se realiza mediante un software “BOT”, obteniendo como resultado una variación de tiempo del 30%, mientras que en nuestro proyecto logramos una variación del 39.28 %.

4.2 Limitaciones

4.2.1 Limitaciones académicas

Al no contar con conocimientos previos de las etapas de una terapia de rehabilitación, esto generó retrasos en el diseño debido a las consideraciones del punto de vista y requerimientos de un fisioterapeuta.

Adicionalmente no contábamos con personal calificado para el desarrollo de software lo que generó un retraso en la creación de la interfaz de control. Además, había reducida información relacionada a cómo implementar proyectos en el software MIT App Inventor.

4.2.2 Limitaciones de diseño

Al ser un proyecto de diseño transversal, se recopilaron los datos de un tiempo puntual. Por esta razón, no se puede determinar con certeza los resultados a futuro debido a que influyen variables como cantidad de pacientes, tiempos de llegada, cantidad de fisioterapeutas y aforo del lugar.

Adicional a ello, se tomó en cuenta como se familiariza el fisioterapeuta con el uso del dispositivo. Al ser una interface de fácil uso, la capacitación y adaptación no supero un tiempo considerable. Pero el tiempo de adaptación puede variar de acuerdo a cada nuevo usuario.

4.3 Implicancias

Nuestro trabajo posee una implicancia positiva debido a que su aplicación reduce los tiempos de atención de un servicio de descontractura y realiza terapias de forma

paralela. Adicionalmente permite descargar trabajo al fisioterapeuta reduciendo la carga laboral de su rutina y aprovechando el tiempo para realizar otras actividades.

4.4 Conclusiones

- Se logro desarrollar un dispositivo automático de descontractura muscular en miembros inferiores para reducir los tiempos de atención en un centro de rehabilitación, el cual genero una mejora en la productividad del servicio brindado y distribuyo el tiempo. Resultandos beneficiados los fisioterapeutas y paciente las validaciones de los objetivos se pudieron lograr gracias al cálculo estadístico de la significancia.
- Se logro reducir el tiempo de las atenciones al implementar un dispositivo automático de rehabilitación encargado de la descontractura de miembros inferiores, esto fue posible gracias a la capacidad de ejecutar terapias paralelas y configuración mediante el teléfono móvil, reduciendo la carga laboral del fisioterapeuta de esa manera se logra optimizar el servicio.
- Se logro reducir el tiempo de espera de las atenciones del centro de en un 47,05%, debido a que el tiempo de espera promedio antes de la implementación era de 17 minutos y el tiempo promedio después de la implementación fue de 8 minutos. Además, de las 75 muestras analizadas 57 demuestran la reducción de tiempo, 14 incrementaron y 4 muestras no aumentaron ni redujeron el tiempo de espera. En adición, según el análisis estadístico este cambio de tiempo es significativo ya que se obtuvo un valor p de 0,000 en la prueba de Wilcoxon.

- Se logro reducir los tiempos de servicio respetando los tiempos de las etapas asignados por el fisioterapeuta. En la etapa post test se obtuvo una variación promedio de 3.24% en el tiempo de servicio, por lo tanto, se puede concluir que el dispositivo aporta significativamente en los tiempos de servicio.

- Se logro reducir los tiempos de intervención del fisioterapeuta debido a que el dispositivo puede realizar terapias automatizadas y paralelas de esta manera se pudo distribuir el tiempo para solventar consultas o ejercer otras terapias, esto representa numéricamente un 39% de reducción del tiempo. Por lo tanto, se puede concluir que el dispositivo aporta significativamente en los tiempos de intervención.

REFERENCIAS

- A. Ingeniería Mecafenix. (n.d.). *Masoterapia: qué es, síntomas y tratamiento* | Top Doctors. Retrieved May 31, 2023, from <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/masoterapia#>
- A. Ingeniería Mecafenix. (2017, April 20). *Motor paso a paso ¿Qué es y como funciona?* <https://www.ingmecafenix.com/electronica/motores-electronicos/motor-paso-a-paso/>
- Alburquerque Reyes, C. A., & Rondón Gómez, L. A. (2019). Diseño e implementación de un exoesqueleto para fisioterapia en pacientes con artrosis de rodilla en la Clínica Geriátrica Militar de Chorrillos. *Repositorio Institucional - URP*. <https://repositorio.urp.edu.pe/handle/20.500.14138/2697>
- Arias, F. (2011a). METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN EN LAS CIENCIAS APLICADAS AL DEPORTE: UN ENFOQUE CUANTITATIVO. *ResearchGate*.
- Arias, F. (2011b). METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN EN LAS CIENCIAS APLICADAS AL DEPORTE: UN ENFOQUE CUANTITATIVO. *ResearchGate*.
- Cortés Aguilar, T. A., Vergaray Manrique, B., & Torrejón Ramírez, J. A. (2017). Desarrollo de interfaz gráfica con sistema embebido para prototipo de rehabilitación pasiva de brazo. *Proceedings of the LACCEI International Multi-Conference for Engineering, Education and Technology, 2017-July*. <https://doi.org/10.18687/LACCEI2017.1.1.179>
- De Investigaciones, C., De, Y. E., & Salud, L. A. (2013). *UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE NICARAGUA*.
- Delgado Rodríguez, H. A. (2020). Lenguaje de Programación C ¿Qué es? - Introducción. *Diseño Web Akus.Net*. <https://disenowebakus.net/lenguaje-c.php>
- Digikey. (2019, February 14). *SPI simplifica la comunicación con dispositivos* | DigiKey. <https://www.digikey.com/es/articles/why-how-to-use-serial-peripheral-interface-simplify-connections-between-multiple-devices>
- E-Marmolejo, R. (n.d.). *Microcontrolador - qué es y para que sirve - HeTPro-Tutoriales*. Retrieved May 25, 2023, from <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/microcontrolador/>
- García, V. (n.d.). *DESCRIPCIÓN DEL DRIVER A4988 – Electrónica Práctica Aplicada*. Retrieved May 25, 2023, from <https://www.diarioelectronicohoy.com/blog/descripcion-del-driver-a4988>
- GESTIÓN, N. (n.d.). *En Perú existen más de 400 centros informales de rehabilitación* | ECONOMIA | GESTIÓN. Retrieved May 25, 2023, from <https://gestion.pe/economia/peru-existen-400-centros-informales-rehabilitacion-103012-noticia/>

- Hernández, R., & Mendoza, C. (2018). *Metodología de la investigación: las rutas cuantitativa, cualitativa y mixta*.
- Hubor. (n.d.). *¿Qué es proteus?* Retrieved May 28, 2023, from <https://www.hubor-proteus.com/proteus-pcb/proteus-pcb/2-proteus.html>
- Laumayer. (2020). *Generalidades de Finales de carrera y sus principales usos* -. <https://laumayer.com/novedades-y-publicaciones/2020-diciembre/generalidades-finales-carrera-principales-usos/>
- Leyva, B. E., Martínez, J. L., Meza, J. A., Martínez, A., & Cernaqué, C. O. (2011). Riesgo ergonómico laboral en fisioterapeutas de un centro de rehabilitación física. *Revista Médica Herediana*, 22(1), 42–43. http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1018-130X2011000100009&lng=es&nrm=iso&tlng=es
- María Soledad Fabbri, P. (n.d.). *Las técnicas de investigación: la observación*.
- Medina Vásquez, Javier., Ortigón, Edgar., & Latin American and Caribbean Institute for Economic and Social Planning. Area de Proyectos y Programación de Inversiones. (2006). *Manual de prospectiva y decisión estratégica: bases teóricas e instrumentos para América Latina y el Caribe*. 381.
- Mendoza, M., Ángel, L., & García-Collado, J. (2017). *Diseño de un dispositivo multi-sensor para el tratamiento fisioterapéutico de la parálisis orofacial*. <https://repositorio.ucam.edu/handle/10952/2971>
- Mordointelligence. (n.d.). *Informe de mercado Sensor de tiempo de vuelo (TOF) | Tamaño, participación, crecimiento y tendencias (2023-28)*. Retrieved June 9, 2023, from <https://www.mordorintelligence.com/es/industry-reports/time-of-flight-sensor-market>
- NIBIB. (2015). *Ingeniería de Rehabilitación*. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/ingenier%C3%ADa-de-rehabilitaci%C3%B3n>
- Noelia, L., & Elena, N. (2020). ARTICULO ORIGINAL. *Fac. Cienc. Méd. (Asunción)*, 53, 2020. <https://doi.org/10.18004/anales/2020.053.02.79>
- Ortega, Dr. A. B. (n.d.). *Diseño de un Robot Terapéutico para Miembros Inferiores*. Retrieved May 28, 2023, from https://www.academia.edu/16504458/Dise%C3%B1o_de_un_Robot_Terap%C3%A9utico_para_Miembros_Inferiores
- Raspberrypi.cl. (n.d.). *Raspberry Pi Pico - Raspberrypi.cl*. Retrieved June 9, 2023, from <https://raspberrypi.cl/producto/raspberrypi-pico/>

- Redeszone.net. (2016). *Conoce EasyEDA, un completo software de simulación de circuitos y diseño de PCB online*. <https://www.redeszone.net/2016/02/19/conoce-easyeda-un-completo-software-de-simulacion-de-circuitos-y-diseno-de-pcb-online/>
- Rodríguez Pérez, V., López Rodríguez, A. F., Moreno Pascual, C., Abecia Inchaurregui, C., & Seco Calvo, J. (2006). Efectos de la Vibroterapia sobre la actividad eléctrica del músculo fatigado. *Fisioterapia*, 28(6), 315–322. [https://doi.org/10.1016/S0211-5638\(06\)74066-4](https://doi.org/10.1016/S0211-5638(06)74066-4)
- Salgado, J. (2015, June). (PDF) *APLICACION DEL METODO RULA (RAPID UPPER LIMB ASSEMENT) PARA DETERMINAR EL RIESGO ERGONOMICO EN ENFERMERAS INSTRUMENTISTAS DE UN HOSPITAL DE TERCER NIVEL*. https://www.researchgate.net/publication/278728462_APLICACION_DEL_METODO_RULA_RAPID_UPPER_LIMB_ASSEMENT_PARA_DETERMINAR_EL_RIESGO_ERGONOMICO_EN_ENFERMERAS_INSTRUMENTISTAS_DE_UN_HOSPITAL_DE_TERCER_NIVEL
- Segura, A., Enrique, B., Rodríguez, C., & José, A. (2017). Prototipo de sistema de complementación para la rehabilitación motriz de la mano derecha de las personas con artritis reumatoide. *Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (UPC)*. <https://repositorioacademico.upc.edu.pe/handle/10757/622456>
- Torres, L. (n.d.). (PDF) *Análisis y diseño de un soporte ajustable de cadera y espalda aplicado a un dispositivo robótico para rehabilitación de extremidades inferiores*. Retrieved May 31, 2023, from https://www.researchgate.net/publication/275343748_Analisis_y_diseno_de_un_soporte_ajustable_de_cadera_y_espalda_aplicado_a_un_dispositivo_robotico_para_rehabilitacion_de_extremidades_inferiores
- Ven, G. (2017). *Que es Bluetooth? Para que sirve? Como funciona?* https://www.tecnologia-informatica.com/bluetooth/#Que_es_Bluetooth?
- Villanueva, C., Antonio, M., Asesor, E., & Anael, I. D. (2019). Diseño de una prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas en jóvenes utilizando materiales accesibles Lima - 2018. *Universidad Privada Del Norte*. <https://repositorio.upn.edu.pe/handle/11537/21140>
- Wibelinger, L., Wibelinger, L. M., Batista, J. S., Vidmar, M. F., Miotto, C., Pasqualotti, A., & Schneider, R. H. (2013). Fisioterapia convencional vs. wiioterapia: efeitos na força muscular de mulheres idosas com osteoartrite de joelho. *ConScientiae Saúde*, 12(1), 90–96. <https://doi.org/10.5585/conssaude.v12n1.3877>

Gutsens, E. (27 de Marzo de 2020). TecnoLIKE. Obtenido de TecnoLIKE:
<https://tecnolikeplus.com/utilidades/crea-su-propia-aplicacion-con-mit-app-inventor/>

ANEXOS

ANEXO 1.- CONSIDERACIONES DEL DISEÑO DEL DISPOSITIVO

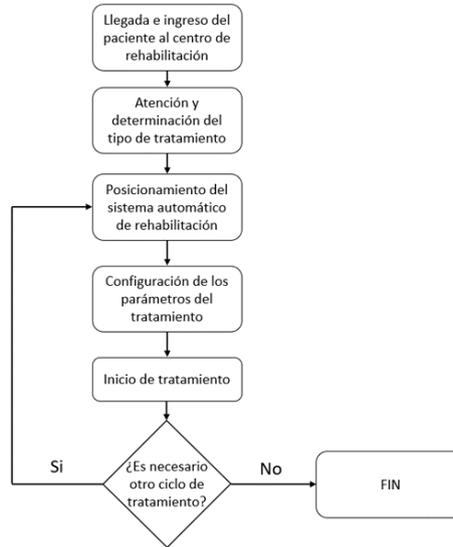
Para cumplir con el diseño y desarrollo del dispositivo automático hemos tomado en cuenta los siguientes requerimientos de nuestro Prototipo:

- El hardware y software deben ser interactivo y de fácil uso con el usuario y/o fisioterapeuta.
- Diseño electrónico segmentado en distintas etapas tanto analógicas como digital.
- Diseñar una estructura adaptable para diversos músculos y tamaños de las extremidades de los pacientes de rehabilitación.
-

Para cumplir con lo anteriormente mencionado se desarrolló un diagrama de flujo en el que determinamos el proceso de funcionamiento de este dispositivo, de esta manera podemos identificar los factores que influyen al realizar una terapia de descontractura.

Figura 25.

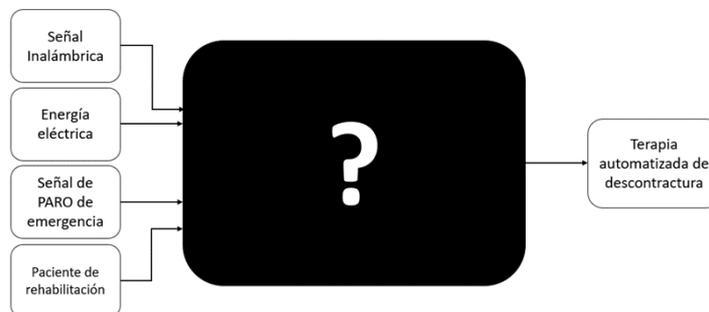
Diagrama de Flujo de los procesos al realizar una terapia de descontractura.



Para el diseño del dispositivo automático de rehabilitación se elaboró el diagrama de caja negra especificada en la fig.X, donde se toma en consideración las entradas del sistema para así obtener como salida una terapia automatizada y personalizada para cada paciente en el centro especializado.

Figura 26.

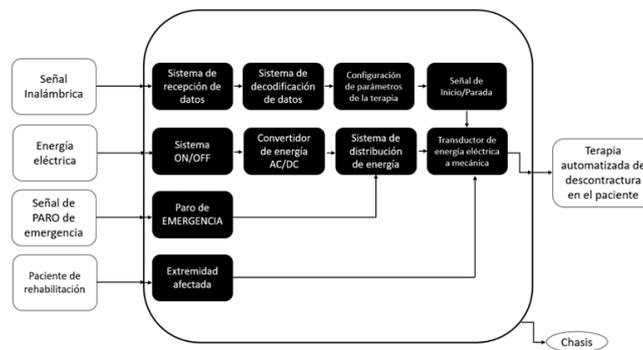
Diagrama de caja negra de las necesidades del dispositivo.



Después de realizar el diagrama de caja negra se especificaron las funciones que iba a realizar la misma para el funcionamiento del dispositivo. Como resultado se elaboró el diagrama de funciones fig. 4 en el cual se determina los subsistemas que pertenecen a la etapa de control contemplando las entradas mencionadas anteriormente y la salida a obtener.

Figura 27.

Diagrama de funciones del diseño del dispositivo.



Para realizar el diseño de todo el hardware y software tomamos en cuenta ciertos criterios determinado de las necesidades del fisioterapeuta para su correcto uso en la rehabilitación. Esto se realizó mediante la matriz de comparación de pares (fig. 5) con los siguientes criterios observados en la imagen.

Figura 28.

Matriz de comparación de pares para el diseño optimo del dispositivo.

	Resistencia	Adaptabilidad	Material de manufactura	Facilidad de Manufactura	Fácil uso (fisioterapeuta)	Mantenimiento	Estético	Suma (1)	Importancia
Resistencia a impacto	1	0	1	1	0	1	1	4	1.905
Adaptabilidad	1	1	1	0	1	1	1	5	2.381
Material de manufactura	0	0	1	0	1	1	0	2	0.952
Facilidad de Manufactura	0	1	1	1	1	1	0	4	1.905
Fácil uso (fisioterapeuta)	1	0	0	0	1	1	1	3	1.429
Mantenimiento	0	0	0	0	0	1	1	1	0.476
Estético	0	0	1	1	0	0	1	2	0.952
								21	10

Haciendo este análisis para los criterios de diseño logramos conseguir los puntos más importantes a tener en cuenta al momento de diseñar todo el rehabilitador. Como resultado tuvimos que el dispositivo debe presentar una estructura adaptable a las distintas extremidades de cada paciente a tratar en el centro especializado. A su vez, los criterios de resistencia al impacto y facilidad de manufactura poseen la misma importancia. Además, El fácil uso del mismo ocupa del tercer lugar de esta lista ya que, es un punto muy necesario para el desarrollo de este diseño. Por último, se determinó que la estética, el mantenimiento y el material de manufactura son los criterios con menor valor obtenido en la tabla, pero, no dejan de ser importantes dentro de las necesidades del dispositivo.

ANEXO 2.- DISEÑO DE PROGRAMACION DE APLICATIVO MOVIL

Interfaz de control

El diseño de la interfaz de control lo elaboramos en el software MIT App Inventor debido a su posibilidad de crear aplicaciones para IOS y Android de manera sencilla con comunicación bluetooth, el cual es el protocolo de comunicación usado en nuestro

dispositivo de rehabilitación. Además, se tuvieron en cuenta las siguientes entradas del dispositivo:

Figura 29.

Diagrama de bloques de la interfaz de control bluetooth de usuario del

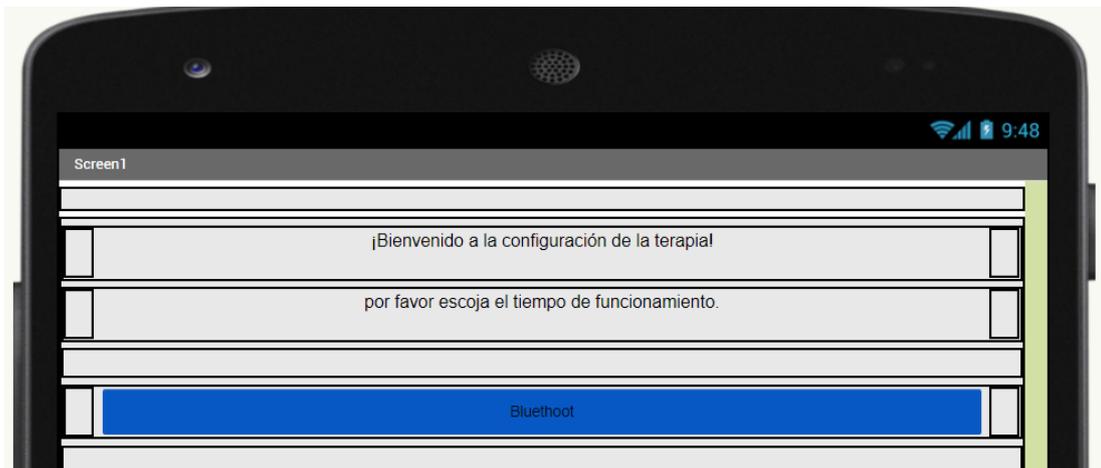


Emparejamiento Bluetooth

En el emparejamiento con el HC-05 se agregó un List Picker azul con el nombre Bluetooth a la pantalla principal del programa, que cuando este mismo es presionado despliega todos los dispositivos anteriormente vinculados al dispositivo para crear la comunicación.

Figura 30.

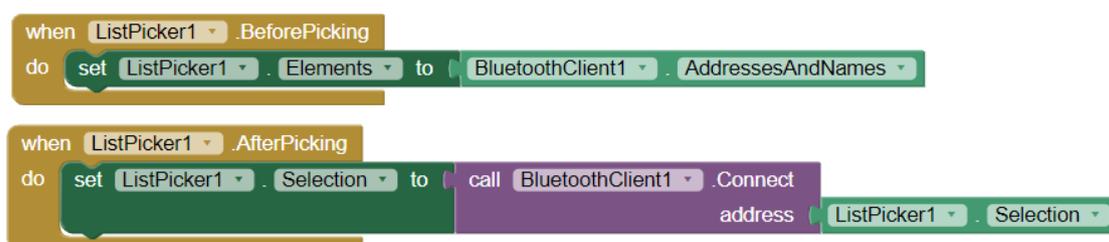
List Picker azul de emparejamiento bluetooth con el dispositivo automático de rehabilitación.



La programación de este se da mediante bloques que nos brinda el mismo entorno de desarrollo siguiendo la lógica “Cuando inicie el programa -> carga los dispositivos vinculados al List Picker” y despues “Si el List Picker es oprimido -> despliega la lista de bluetooth -> establece la conexión con el dispositivo seleccionado” de la siguiente manera mostrada en la figura 21.

Figura 31.

Programación mediante bloques del protocolo de comunicación bluetooth.



Tiempo de Terapia

Para la implementación del tiempo en la interfaz se colocó varios botones desde el 0 al 60, el cual es el tiempo en minutos establecido para la terapia, en este punto tomamos en consideración que las terapias de descontractura en los músculos de miembro inferior no son mayores a 60 minutos y además los valores de tiempo varían de 5 minutos en 5 minutos. Además, se agregó un text box en el que se observa el tiempo propuesto para la terapia.

La programación del tiempo se estableció según los valores obtenidos de los diferentes botones como se especificó anteriormente los valores irán de 5 minutos en 5 minutos. A fin de lograr esto en la programación de bloques se realizaron distintos condicionales “WHEN” en el que dependiendo del tiempo propuesto se envían distintos caracteres por el puerto serial de la comunicación bluetooth hacia el microcontrolador, para configurar el tiempo de la terapia. Los caracteres considerados según los tiempos son los siguientes:

Figura 32.

Botones de establecimiento de tiempo de terapia dentro de la pantalla principal de la interfaz.

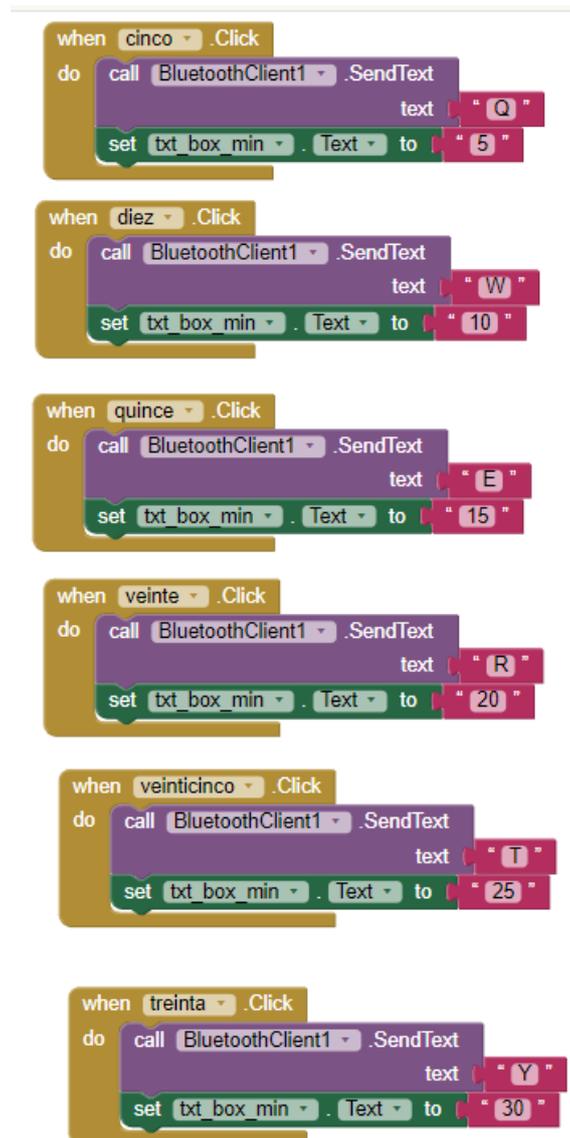


- 5 minutos envía el carácter “Q”.
- 10 minutos envía el carácter “W”.
- 15 minutos envía el carácter “E”.
- 20 minutos envía el carácter “R”.
- 25 minutos envía el carácter “T”.
- 30 minutos envía el carácter “Y”.
- 35 minutos envía el carácter “U”.
- 40 minutos envía el carácter “I”.
- 45 minutos envía el carácter “O”.
- 50 minutos envía el carácter “P”.
- 55 minutos envía el carácter “A”.
- 60 minutos envía el carácter “S”.

De esta manera podemos enviar el carácter correspondiente al microcontrolador y con la programación interna establecer el tiempo. Todo lo anteriormente mencionado lo podemos observar en la siguiente figura 23 y figura 24:

Figura 33.

Programación de bloques de los diferentes botones de tiempo según los caracteres a enviar al microcontrolador por comunicación bluetooth, de 0 hasta 30 minutos.

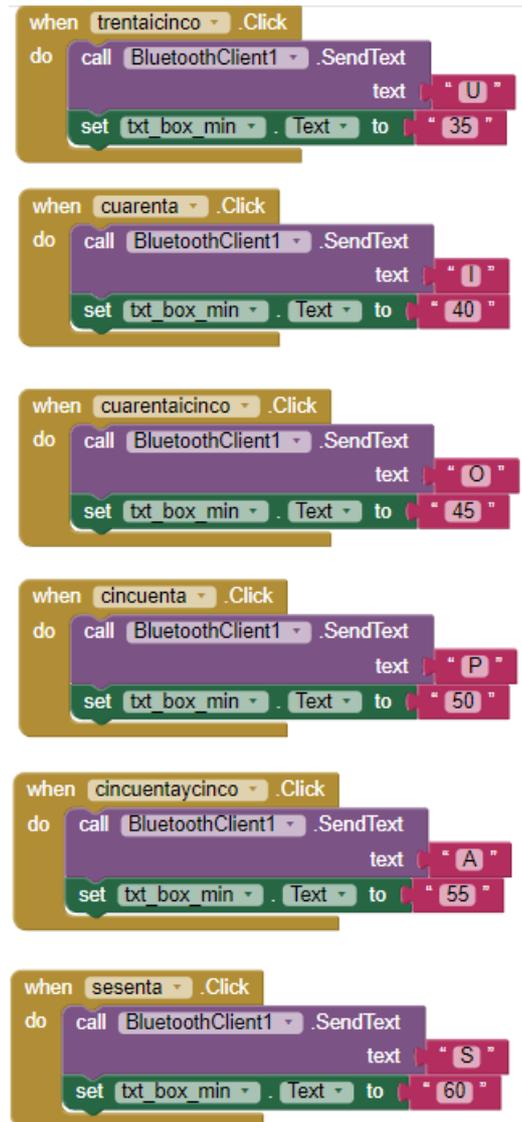


The image displays six Scratch code blocks, each representing a button click event. Each block contains two actions: sending a character to a Bluetooth client and setting the text of a text box. The characters and text values correspond to the minutes shown in the button labels.

Button Label	Character to Send	Text Box Value
cinco	"Q"	"5"
diez	"W"	"10"
quince	"E"	"15"
veinte	"R"	"20"
veinticinco	"T"	"25"
treinta	"Y"	"30"

Figura 34.

Programación de bloques de los diferentes botones de tiempo según los caracteres a enviar al microcontrolador por comunicación bluetooth, de 30 hasta 60 minutos.



```
when treintaicinco .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "U"
  set txt_box_min .Text to "35"

when cuarenta .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "I"
  set txt_box_min .Text to "40"

when cuarentaicinco .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "O"
  set txt_box_min .Text to "45"

when cincuenta .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "P"
  set txt_box_min .Text to "50"

when cincuentaycinco .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "A"
  set txt_box_min .Text to "55"

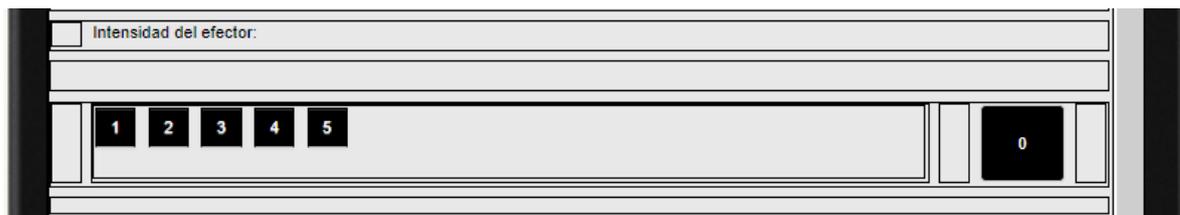
when sesenta .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "S"
  set txt_box_min .Text to "60"
```

Intensidad del efector

En el caso de la configuración de la intensidad del efector al igual que el tiempo también se usó diferentes botones, pero, solo se definieron 5 niveles de intensidad del efector y de igual manera dependiendo del botón presionado se envía un carácter determinado para que el microcontrolador al recibirlo configure el parámetro de intensidad. Lo anteriormente mencionado es mostrado en la siguiente figura:

Figura 35.

Botones de control de intensidad del efector dentro de la pantalla principal de la interfaz.



El caso de la programación es similar a los anteriores botones, con la única diferencia de que los valores en este caso están establecidos entre 0 y 5, los cuales son los niveles de intensidad.

Los valores son:

- En el nivel 1 envía el carácter “G”.
- En el nivel 2 envía el carácter “H”.
- En el nivel 3 envía el carácter “J”.
- En el nivel 4 envía el carácter “K”.
- En el nivel 5 envía el carácter “L”.

El diagrama de bloques de la programación se muestra en la figura 26.

Figura 36.

Programación de bloques de los botones de la intensidad según los caracteres a enviar al microcontrolador por comunicación bluetooth, del nivel 0 hasta el nivel 5.

```

when INUNO .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "G"
  set txt_box_intens .Text to "1"

when INDOS .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "H"
  set txt_box_intens .Text to "2"

when INTRES .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "J"
  set txt_box_intens .Text to "3"

when INCUATRO .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "K"
  set txt_box_intens .Text to "4"

when INCINCO .Click
do
  call BluetoothClient1 .SendText
  text "L"
  set txt_box_intens .Text to "5"

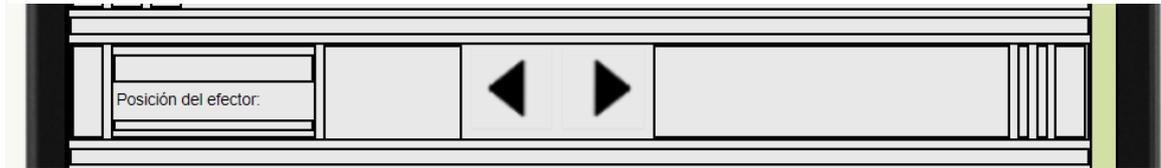
```

Señal de posición del efector

Para el diseño del control de la posición del efector en el eje X se usaron dos botones a los cuales se le asignaron imágenes de flechas izquierda y derecha para un mejor entendimiento del fisioterapeuta. Estos botones se encargan de enviar un carácter continuamente mientras estén presionados y mediante la programación interna del microcontrolador ejecuta una secuencia de motor u otra. Los botones se muestran en la figura 27.

Figura 37.

Botones de posicionamiento del efector con imágenes referenciales dentro de la pantalla principal de la interfaz de control.



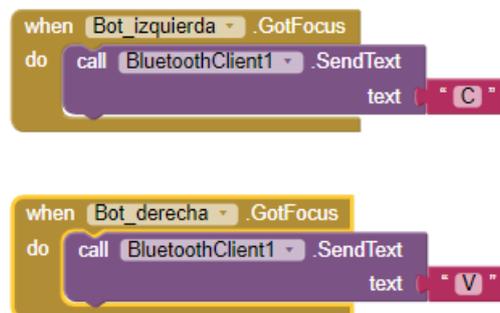
La programación de los botones se realizó con un condicional “WHEN” que significa “cuando”, en este caso cuando el botón este presionado enviara un carácter continuamente para el desplazamiento continuo del efector en el eje X. Los caracteres enviados son los siguientes.

- Botón izquierdo envía el carácter “C”.
- Botón derecho envía el carácter “V”.

La figura 28 muestra la programación de bloques de la posición del efector.

Figura 38.

Programación de bloques del envío continuo del carácter correspondiente según el sentido de movimiento del efector.

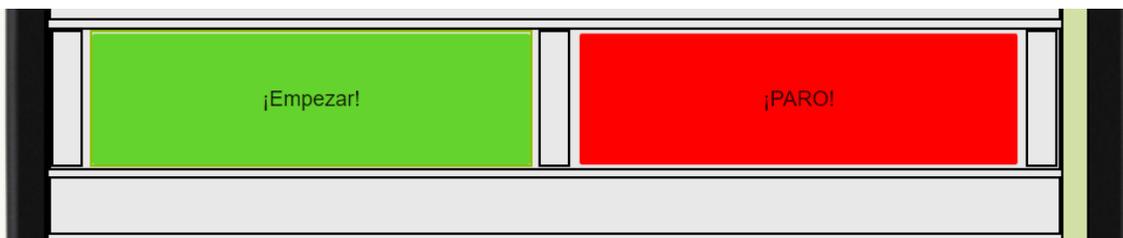


Señal de inicio y parada

En este caso de la señal de inicio y parada se colocó un botón para cada una de las instrucciones, estos mismos son de gran tamaño para la rápida detección del personal fisioterapéutico en caso de emergencia u inicio del tratamiento. Los botones colocados en la pantalla se muestran en la figura 29.

Figura 39.

Botones de inicio y de parada del tratamiento en la pantalla principal de la interfaz de control.

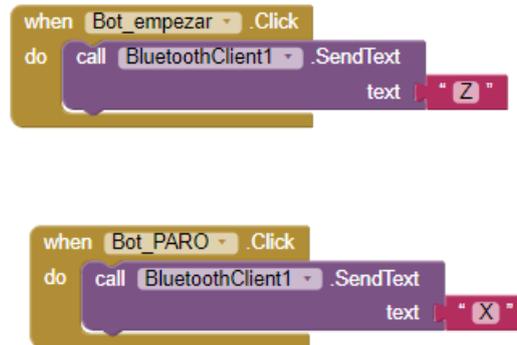


La programación realizada en este caso es similar a los de la posición del efector, con la diferencia de que en este caso solo se enviara un carácter al momento de presionar el botón, para ello se usa la función “When” y el parámetro “Click” el cual especifica cada vez que se presiona, pero no envía continuamente caracteres al microcontrolador. También, al presionar el botón de “¡Empezar!” cambiara de color verde por un color azul para que sea fácilmente identificable que la terapia está en progreso. Así mismo, si se presiona el botón de paro regresa a color verde. Los caracteres enviados son los siguientes:

- Botón inicio envía el carácter “Z”.
- Botón paro envía el carácter “X”.
- La programación de estos botones mencionados se observa en la figura 30.

Figura 40.

Botones de inicio y de parada del tratamiento en la pantalla principal de la interfaz de control.



Todos estos parámetros juntos conforman la pantalla principal intuitiva y sencilla para que el fisioterapeuta pueda personalizar el tratamiento para cada músculo y paciente como se muestra en la figura 31.

Figura 41.

Diseño final de la interfaz vista desde el programa MIT APP Inventor.

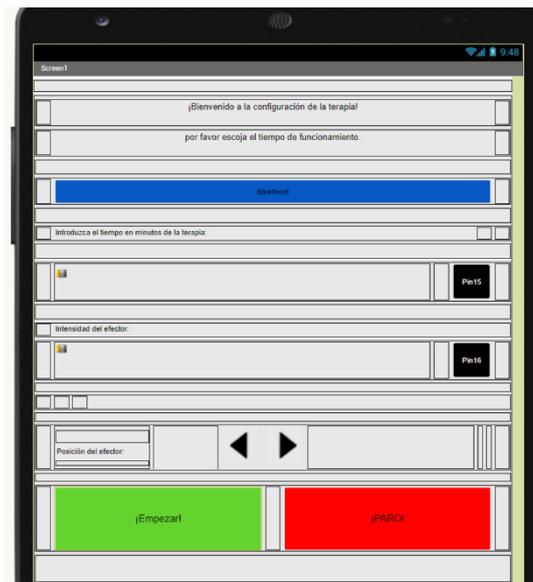


Figura 42.

Aplicativo interfaz de usuario vista desde un dispositivo IOS.

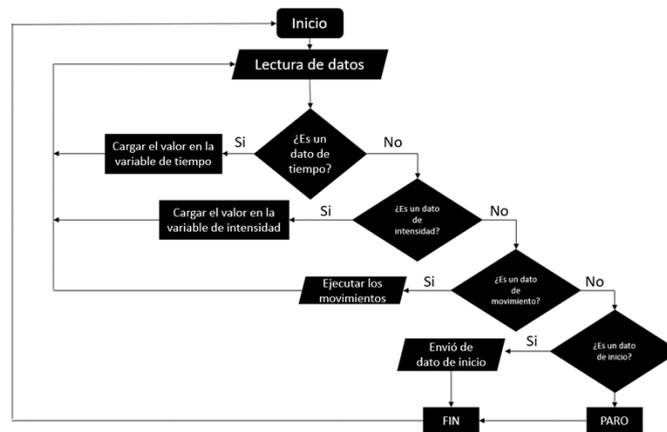


ANEXO 2.- DISEÑO DE PROGRAMACION DE MICROCONTROLADOR

En la etapa de diseño de la programación definimos dos etapas, la primera es la etapa de recepción de datos encargada por el primer hilo del microcontrolador Raspberry PI Pico y la segunda etapa que controla los actuadores y recibe los datos de los sensores para el correcto funcionamiento del dispositivo, esta última etapa está diseñada para el segundo hilo de dicho microcontrolador. El diagrama de bloques seguido para la realización de la programación se observa en la figura 7.

Figura 43.

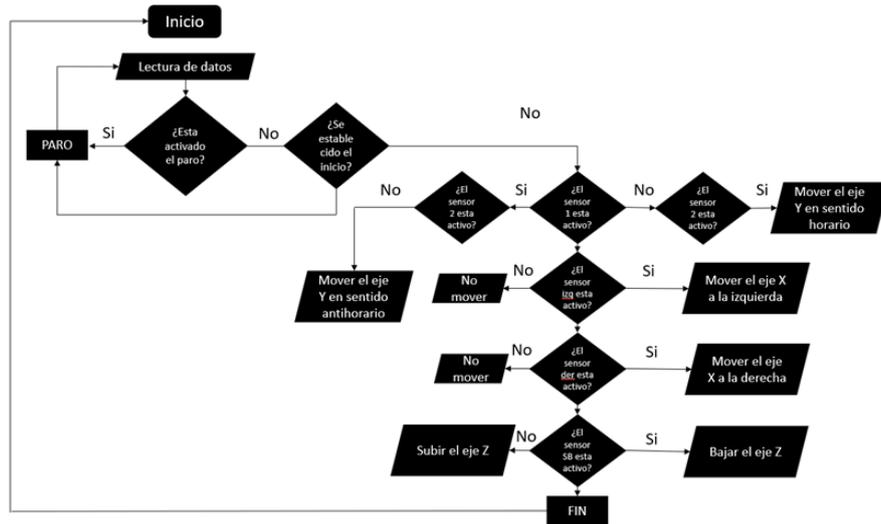
Diagrama de flujo de la lógica a seguir para la elaboración del código.



Como se mencionó anteriormente la programación del primer hilo estará enfocada en la gestión de tiempo establecido por los fisioterapeutas y todas las configuraciones adicionales para la personalización de cada terapia, para ello, los datos son recibidos desde la interfaz bluetooth, para este caso en particular todos serán caracteres, luego, dependiendo si son datos de tiempo, intensidad, movimiento, etc. Cargara el valor necesario dentro del primer hilo del microcontrolador para luego ejecutar la orden de inicio al segundo hilo encargado del control de actuadores. Esto se ve en la siguiente figura (fig. 8).

Figura 44.

Diagrama de flujo del microcontrolador encargado de la etapa de potencia y lectura de sensores.



Después de elaborar la lógica se procedió a escribir el código de programación, la cual lleva interrupciones del timer 0 para el conteo del tiempo una vez obtenido los valores del tiempo procedimos a leer los datos de los sensores y con ellos definir si el motor realizaba el movimiento para un sentido u otro, además, hicimos uso del GPIO compatible con PWM y de sus interrupciones respectivas para el control del motor DC.

Para la programación realizada se tomaron en cuenta las reducciones y optimización de código usando funciones. Además, que el microcontrolador cuenta con dos hilos de ejecución se subdividió la elaboración de la programación de la siguiente manera:

- Hilo 1: Ejecución de todos los movimientos de los motores y control de PWM.
- Hilo 2: Adquisición de datos mediante bluetooth y del sensor de nivel.

```
from machine import Pin, PWM, UART, Timer, I2C, ADC
from time import sleep_ms, sleep_us, ticks_us, ticks_diff
import utime
from ssd1306 import SSD1306_I2C
import framebuf
import _thread

#####
#####
#Pins definer
#Motor 1 and 2 the physical connections is going to be at in paralel to
two a4988 stepper motor Y AXIS
pinEnabled = Pin(2, Pin.OUT,value=1)
pinStep = Pin(3, Pin.OUT)
pinDirection = Pin(4, Pin.OUT)

#Motor 3 this motor controll the movement in the X axis left and right
movemnt
pinStep1 = Pin(8, Pin.OUT)
pinDirection1 = Pin(9, Pin.OUT)

#Motor 4 this motor controll the movement in the Z axis up and down
movemnt
# pinEnabled2 = Pin(5, Pin.OUT,value=1) #the enable pin is the same as
the motor 1 and 2 or maybe not
pinEnabled1 = Pin(28, Pin.OUT,value=1)
pinStep2 = Pin(6, Pin.OUT)
pinDirection2 = Pin(7, Pin.OUT)

#Led second indicator in board
secondindicator = Pin(15, Pin.OUT,value=0)

#sensor configuration like input
right = Pin(20, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN)
left = Pin(21, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN)
stop = Pin(22, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN)

#Sensor for delimited the movement
sensor = Pin(10, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN) #FC1X SENSOR 1 X AXIS
FC2X = Pin(11, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN) # SENSOR 2 X AXIS
FC1Y = Pin(12, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN) # SENSOR 1 Y AXIS
FC2Y = Pin(13, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN) # SENSOR 2 Y AXIS
FCZ = Pin(14, Pin.IN,Pin.PULL_DOWN) # SENSOR Z AXIS

#I2C
i2c=I2C(0,scl=Pin(17),sda=Pin(16))

#PWM
efector=PWM(Pin(18))

#Level sensor pins
```

```
led= Pin(25, Pin.OUT)
tr= Pin(26, Pin.OUT)
ec= Pin(27, Pin.IN)

#####
#####
#VARIABLES
global value_u16
global timevalue

dato=""
zero_u16 = 0
intensevalue=0
value_u16=0
second=0
minute=0
timevalue =0

#####
#####
#Configurations
#Bluetooth configuration
BT=UART(0,9600)

#I2C communication for the oled and the level sensor
width = 128
height = 64

oled= SSD1306_I2C(width,height,i2c)
#title in the oled
oled.rect(0,0,127,15,1)
oled.rect(0,16,127,47,1)
oled.text("Estatus",39,4)

#PWM configuration
efector.freq(1000)
#####
#####
#Interrupts
#Timer interrupt for make the counting time in the teraphy
def handle_timer_interrupt(timer):
    global second
    global minute
    secondindicator.value(not secondindicator.value())
#    print(second)
    second += 1
    if second == 60:
        minute += 1
        second=0

    if minute == 60:
```

```

minute=0
second=0

temp=Timer()
temp.init(period=1000, mode=Timer.PERIODIC, callback=
handle_timer_interrupt)

#Sensor change of the sense
def interrupts(pin):
    sleep_ms(30)
    print(";Interrupción generada en el pin", pin, "!")
    # Cambiar el estado lógico de otro pin
    pinDirection.value(not pinDirection.value())

#ON-OFF Interrupt and also emergency stop
def onoff_interrupt(pin):
    sleep_ms(30)
    print(";Interrupción generada en el pin", pin, "!")
    # Cambiar el estado lógico de otro pin
    pinEnabled.value(not pinEnabled.value())
    minute=0
    second=0
    efector.duty_u16(zero_u16)

#call to the interrupt for change the sense of the motors
sensor.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING, handler=interrupts)
FC2X.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING, handler=interrupts)
stop.irq(trigger=Pin.IRQ_RISING, handler=onoff_interrupt)

#####
#####
#functions definition
def timedata(character,value):
    global timevalue
    global dato
    if character in dato:
        timevalue=value
        second=0
        minute=0
        dato=""
        print("Data time gotten")
        print(timevalue)

def xmovementBT(character,sen,directionpin,sense,enable,step):
    global dato
    if character in dato and sen.value()==0:
        print("Data gotten")
        for i in range(10):
            enable.value(0)
            step.on()
            sleep_ms(5)

```

```

        step.off()
        sleep_ms(5)
#         enable.value(1)
        dato=""

def xmovementB(sensePin, sen, directionpin, sense, enable, step):

    if sensePin.value() == 1 and sen.value() == 0:
        enable.value(0)
        step.on()
        sleep_ms(5)
        step.off()
        sleep_ms(5)
#         enable.value(1)

def intensedata(character, intense, pwmvalue):
    global dato
    global value_u16
    if character in dato:
        print("Data intense getted")
        intensevalue=intense
        value_u16=pwmvalue
        dato=""

#Function to distance measure
def distance_measure():
    # Enviar pulso de activación
    tr.value(1)
    sleep_us(10)
    tr.value(0)

    pulse_duration = ticks_diff(end_time, start_time)

    # Calcular la distancia en centímetros
    dt = pulse_duration / 58.0

    return dt

#####
#####
#Configuration for the second thread in parallel
def Second_thread():

    global dato
    while True:
        if BT.any() > 0:
            dato= BT.read(1)
            print(dato)
            distance = distance_measure()
#             print(distance)
            sleep_ms(100)

```

```
elif distance <4:
    led.value(0)
else:
    led.value(1)

#         if distancia > 300 and pinEnabled.value()==0 and second > 0
and second <= timevalue:
    if distancia > 300 :
        print("distancia mayor a 30cm")
        pinDirection2.value(0)
        pinStep2.on()
        sleepms(5)
        pinStep2.off()
        sleep_ms(5)
        pinEnabled1.value(1)

#         elif distancia < 2 and pinEnabled.value()==0 and second > 0
and second <= timevalue:
    elif distancia < 2 :
        print("distancia menor a 3cm")
        pinDireccion2.value(1)
        pinStep2.on()
        sleep_ms(5)
        pinStep2.off()
        sleep_ms(5)
        pinEnabled1.value(1)

    else:
        pinEnabled1.value(1)

def ledonff():
    print("Led On")
    led.value(1)
    sleep_ms(300)
    print("Led Off")
    led.value(0)
    sleep_ms(300)

_thread.start_new_thread(Second_thread, ())

#####
#####
#Main programation
while True:

    global dto
    global value_u16
```

```
#####
#####
# On Off data
if "Z" in dato: #ON SYSTEM
    print("Data Sent")
    pinEnabled.value(0)
    efector.duty_u16(value_u16)
    minute=0
    second=0
    dato=""

if "X" in dato: #OFF SYSTEM
    print("Data getted")
    pinEnabled.value(1)
    efector.duty_u16(zero_u16)
    miute=0
    second=0
    dato=""

#####
#####
#Direction X movement BLUETOOTH
if pinEnabled.value()==1:
    xmovementBT("C", FC1Y, pinDirection, 1, pinEnabled, pinStep)
    xmovementBT("V", FC2Y, pinDirection, 0, pinEnabled, pinStep)

#Direction X movement Buttons
xmovementB(right, FC1Y, pinDirection1, 1, pinEnabled, pinStep1)
xmovementB(left, FC2Y, inDirection1, 0, pinEnabled, pinStep1)
pinEnaled.value(1)

#####
#####
#Define time value for the teraphy
timedata("Q", 5)
timedata("W", 10)
timedata("E", 15)
timedata("R", 20)
timedata("T", 25)
timedata("Y", 30)
timedata("U", 35)
timedata("I", 40)
timedata("O", 45)
timedata("P", 50)
timedata("A", 55)
timedata("S", 60)
```

```
#####
#####
#Intense values
intensedata("G",1,13108)
intensedata("H",2,26216)
intensedata("J",3,39324)
intensedata("K",4,52432)
intensedata("L",5,65536)

#####
#####
#show values in the oled
oled.fill_rect(1,17,125,40,0)

if pinEnabled.value()==0:
    oled.text("Tiempo:",5,25)
    oled.text(str(minute) + ":" + str(second),65,25)

else:
    oled.text("Tiempo:",5,25)
    oled.text("0:00",65,25)

oled.text("T.Terp:",5,35)
oled.text(str(timevalue) + ":00",65,35)
oled.text("Intens:",5,45)
oled.text(str(intensevalue),65,45)

oled.show()

#####
#####
#Movement when the therapy starts
# if pinEnabled.value()==0 and minute <= timevalue:
if pinEnabled.value()==0 and second > 0 and second <= timevalue:
    #Move for X axis
    xmovementBT("C",FC1Y,pinDirection,1,pinEnabled,pinStep)
    xmovementBT("V",FC2Y,pinDirection,0,pinEnabled,pinStep)
    xmovementB(right,FC1Y,pinDirection1,1,pinEnabled,pinStep1)
    xmovementB(left,FC2Y,pinDirection1,0,pinEnabled,pinStep1)

    #Move for Y axis
    pinStep.on()
    sleep_ms(1)
    pinStep.off()
    sleep_ms(1)
    efector.duty_u16(value_u16)

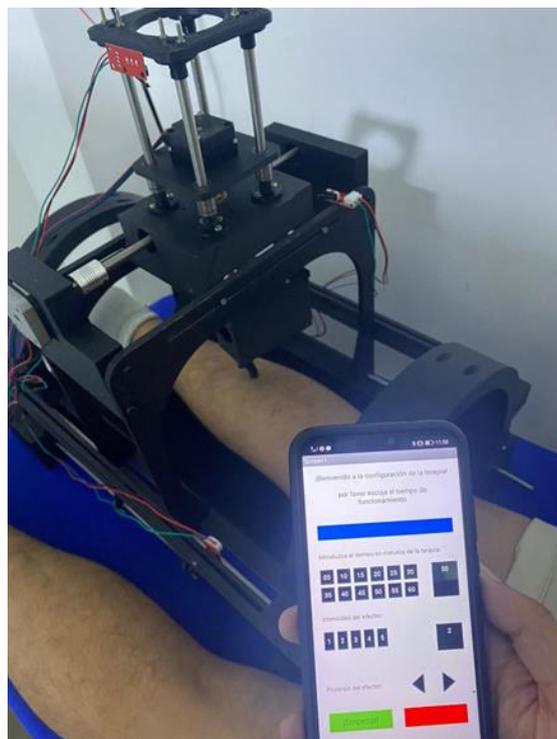
if pinEnabled.value()==1:
    efector.duty_u16(zero_u16)
```

```
if second >= timevalue:  
    pinEnabled.value(1)  
  
sleep_ms(1)
```

A continuación, se observa una imagen de la aplicación siendo usada junto al dispositivo de rehabilitación

Figura 45.

Aplicación móvil puesta en marcha con el dispositivo de rehabilitación.



Nota. En la fotografía se aprecia la interfaz y sus parámetros de configuración.

ANEXO 3.- CALCULOS MECANICO

Se recopiló información analizando el área de trabajo de los fisioterapeutas tomando en cuenta de cómo se realizan las terapias en las extremidades, con ello se plantearon varias ideas de diseño y medidas correspondientes de la estructura para realizar las terapias, una vez obtenida esta se realizó el diseño 3D en el software Autodesk Inventor con las medidas adecuadas. El diseño final del dispositivo se muestra en la siguiente figura.

Figura 46.

Diseño estructural final del dispositivo automático de rehabilitación.

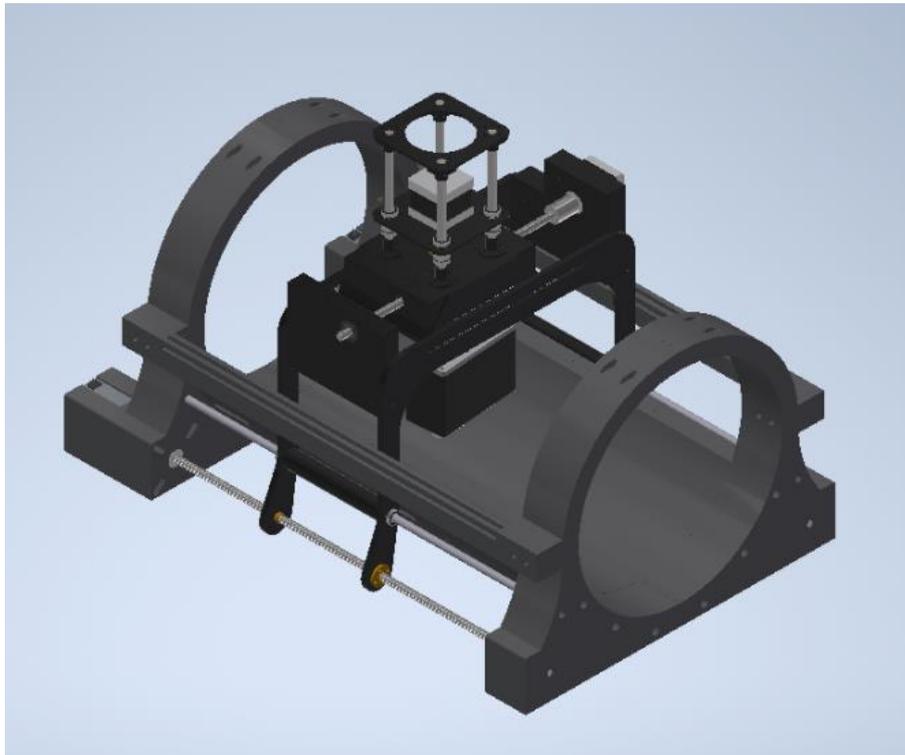


Figura 47.

Piezas manufacturadas en proceso de selección previo al armado.



Figura 48.

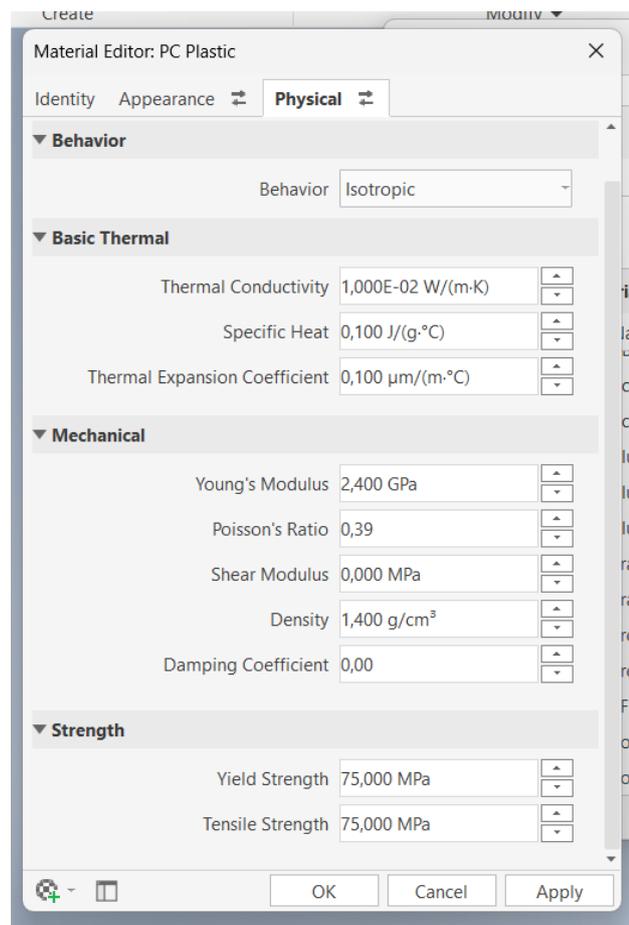
Estructura mecánica ensamblada.



Para poder realizar esta prueba de análisis estructural lo fundamental es establecer los valores de los materiales que vamos a usar en nuestra fabricación de nuestro dispositivo, los valores usados para los motores, varillas, uniones, varilla y pernos, son brindadas por inventor en su catálogo de materiales, pero materiales de impresión 3D como el Policarbonato que es material fundamental para nuestro diseño, no se encuentra en su catálogo, por ello hemos obtenido sus propiedades físicas y hemos creado dicho material para la evaluación y simulación, a continuación se observa la tabla de material creada.

Figura 49.

Configuración de parámetros en el software inventor antes de realizar el análisis estructural.



Con la estructura diseñada se procedimos a calcular el torque necesario de los motores para realizar el movimiento de los ejes “X”, “Y” y “Z”. Para empezar, recopilamos los datos de masa que nos ofrece el software inventor, y mediante el cálculo del torque especificado por la formula en el marco teórico para el cálculo de torque en los tornillos de potencia con collarín, obtuvimos los siguientes datos.

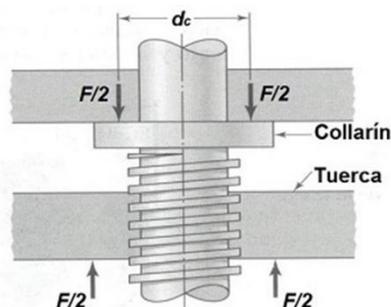
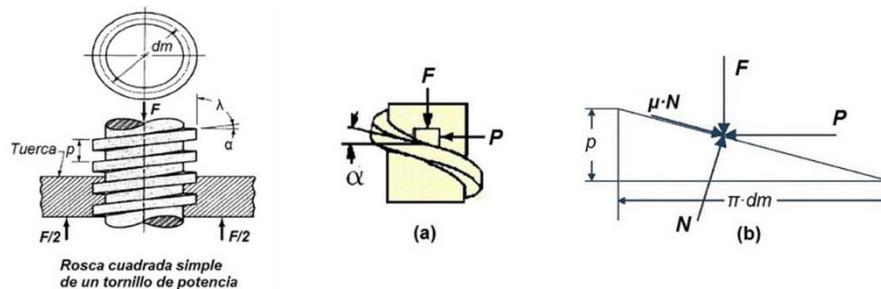
Ecuación 1.

Ecuación para el cálculo del torque total en el tornillo de potencia y el collarín de acero.

$$T_{Total} = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \frac{p + \pi \cdot \mu \cdot d_m}{\pi \cdot d_m - \mu \cdot p} + F \cdot \frac{\mu_c \cdot d_c}{2}$$

Figura 50.

Diagrama de cuerpo libre y leyenda de las partes del tornillo de potencia y el collarín.



Donde:

F = Fuerza en N.

P= El paso del tornillo de potencia.

dm= Diámetro medio del tornillo de potencia.

dc= Diámetro medio del collarín.

u= coeficiente de rozamiento del tornillo de potencia.

uc= Coeficiente de rozamiento del collarín.

Luego, procedimos a determinar el coeficiente de rozamiento (u) en el tornillo de potencia y el collarín. La selección del coeficiente de rozamiento se determinó según la figura 30, resultando en un $u=0.36$, debido a que el material usado es Acero contra Bronce.

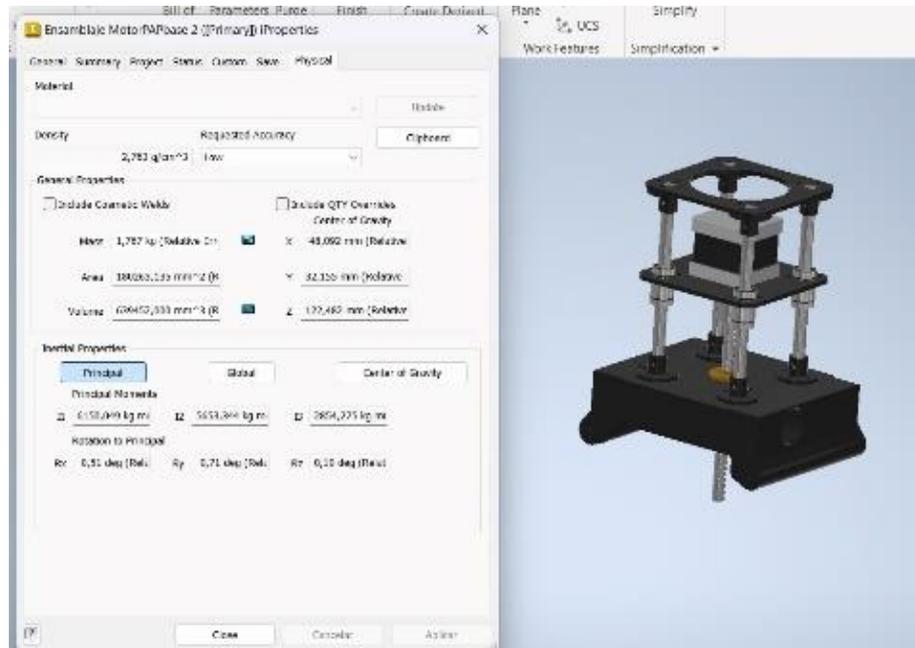
Tabla 3.

Tabla de coeficiente de rozamiento según el tipo de material.

Magnitud	μ_e (estático)	μ_d (dinámico)
Hule sobre concreto	1.0	0.8
Acero sobre acero	0.74	0.57
Aluminio sobre acero	0.61	0.47
Vidrio sobre vidrio	0.94	0.4
Cobre sobre acero	0.53	0.36
Madera sobre madera	0.25-0.5	0.2
Madera encerada sobre nieve húmeda	0.14	0.1
Madera encerada sobre nieve seca	-	0.04
Metal sobre metal (lubricado)	0.15	0.06
Teflón sobre Teflón	0.04	0.04
Hielo sobre Hielo	0.1	0.03

Figura 51.

Masa del mecanismo estructural del eje Z.



Cálculo del torque

Con la formula especificada en el marco teórico para el cálculo de torque en los tornillos de potencia con collarín, obtuvimos los siguientes datos.

Motores para movimiento del eje “Y”

En el caso de los primeros motores que realizan el movimiento en “Y”, debido a la posición del soporte del efector juntamente con el efector, la fuerza va hacia abajo, por ello, calculamos la fuerza mínima necesaria para mover todo el peso de manera perpendicular.

Los datos obtenidos de inventor son los siguientes:

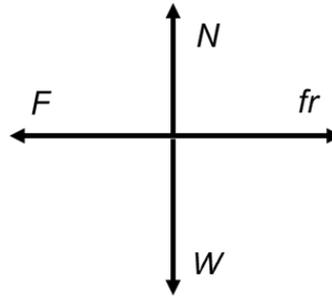
$$m = 7 \text{ Kg (Peso de mecanismos eje X y Z)}$$

$$u = 0.36$$

$$g = 9.81 \text{ m/s}^2$$

Figura 52.

Diagrama de cuerpo libre.



Sumatoria de fuerzas en reposo

$$\sum F_x = F - fr = 0$$

$$\sum F_y = W - N = 0$$

Igualando las variables

$$F = fr$$

$$fr = u \cdot N$$

$$F = u \cdot N$$

$$W = N$$

$$F = u \cdot W$$

Cálculo del peso según la masa

$$W = m \cdot g$$

$$W = 7 \text{ kg} \cdot 9.81 \text{ m/s}^2$$

$$W = 68.67 \text{ N}$$

Cálculo de la fuerza mínima

$$F = u \cdot W$$

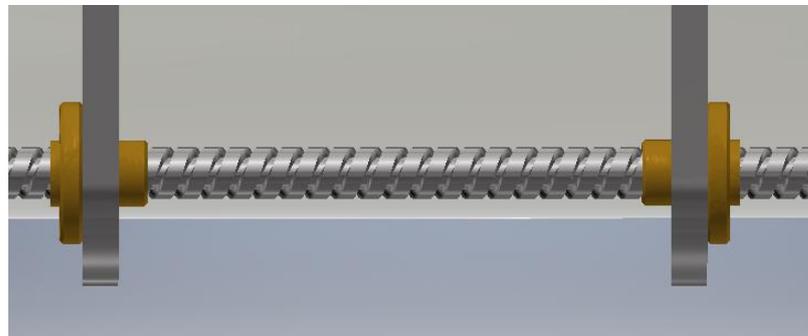
$$F = 68.67 \text{ N. } 0,36$$

$$F = 24.7212 \text{ N}$$

Con los datos de fuerza mínima y los datos de las piezas mecánicas en inventor realizamos el cálculo del torque respectivo del tornillo de potencia y collarín, cabe recalcar que en este caso hacemos uso de dos collarines (fig. 41), por ello el cálculo del torque en los collarines será el doble. Además, como la fuerza mínima para mover el bloque de manera perpendicular es 24 N agregamos un margen de 40% para evitar problemas de sobrecarga del motor, dando como resultado un total de 35 N.

Figura 53.

Tornillo de potencia y collarines encargados del movimiento en el eje "Y" del dispositivo de rehabilitación.



Datos del diseño de Inventor:

$$F = 35 \text{ N}$$

$$u = 0,36$$

$$g = 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$p = 4\text{mm}$$

$$dm = 6.5 \text{ mm}$$

$$uc = 0,35$$

$d_c = 16 \text{ mm}$

Cálculo:

Ecuación 2.

Ecuación para el cálculo del torque total en el tornillo de potencia y el collarín de acero Eje Y.

$$T_{total} = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \frac{p + \pi \cdot \mu \cdot d_m}{\pi \cdot d_m - \mu \cdot p} + 2 \cdot \left(F \cdot \frac{\mu_c \cdot d_c}{2} \right)$$

$$T_{total} = \frac{35 \cdot 6.5}{2} \cdot \frac{4 + \pi \cdot 0.36 \cdot 6.5}{\pi \cdot 6.5 - 0.36 \cdot 4} + 2 \cdot \left(35 \cdot \frac{0.36 \cdot 16}{2} \right)$$

$$T_{collarín} = 269,643 \text{ N.mm}$$

$$T_{collarín} = 26,964 \text{ N.cm}$$

$$T_{collarín} = 2.749 \text{ Kgf.cm}$$

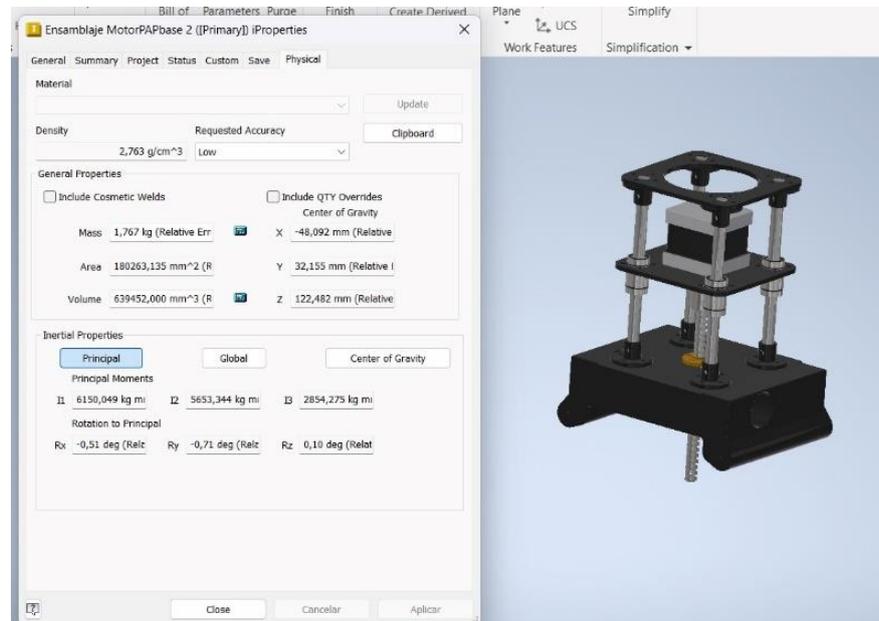
Entonces, el resultado fue que para el movimiento del eje “Y” necesitamos un motor capaz de mover 2.749 Kgf.cm

Motores para movimiento del eje “X”

Para realizar el movimiento en el eje “X” determinamos que se ejecutara mediante motores PAP para un control más preciso. Al igual que el caso anterior realizamos el cálculo de torque en el tornillo de potencia y collarín considerando todo el peso de los mecánicos del eje “Z” (fig. 42).

Figura 54.

Efector del tratamiento con una masa total de 1.767 Kg.



Peso de los mecánicos del eje Z = 17.328 N

Peso efector = 0.541 Kg = 5.305 N

Datos:

$$F = 22.63 \text{ N}$$

$$u = 0,36$$

$$g = 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$p = 4\text{mm}$$

$$dm = 6.5 \text{ mm}$$

$$uc = 0,35$$

$$dc = 16 \text{ mm}$$

Cálculo:

Ecuación 3.

Ecuación para el cálculo del torque total en el tornillo de potencia y el collarín de acero Eje X.

$$T_{\text{total}} = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \frac{p + \pi \cdot \mu \cdot d_m}{\pi \cdot d_m - \mu \cdot p} + \left(F \cdot \frac{\mu_c \cdot d_c}{2} \right)$$

$$T_{\text{total}} = \frac{22.633 \cdot 6.5}{2} \cdot \frac{4 + \pi \cdot 0,36 \cdot 6.5}{\pi \cdot 6.5 - 0,36 \cdot 4} + \left(22.633 \cdot \frac{0,36 \cdot 16}{2} \right)$$

$$T_{\text{total}} = 109.184 \text{ N.mm}$$

$$T_{\text{total}} = 10.918 \text{ N.cm}$$

$$T_{\text{total}} = 1.113 \text{ Kgf.cm}$$

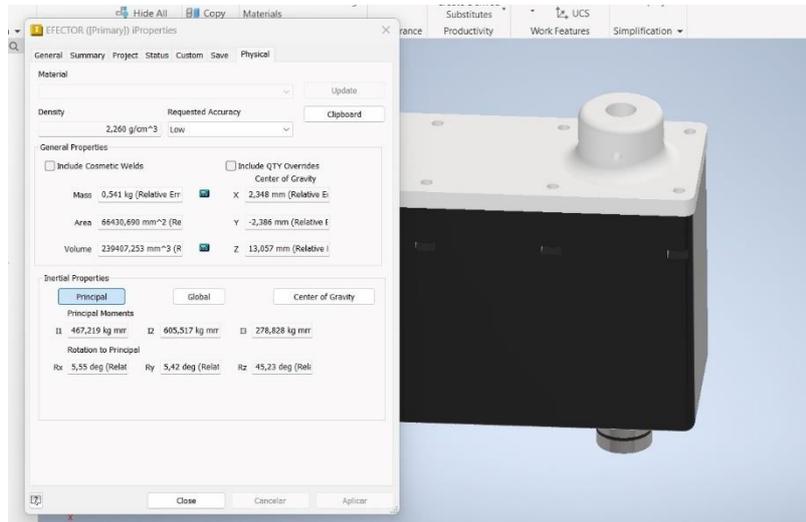
Como resultado obtuvimos que para el movimiento del eje “X” necesitamos un motor con un torque de 1.113 Kgf.cm como mínimo.

Motores para movimiento del eje “Z”

Para realizar el cálculo del torque del motor del eje “Z” solo se toma en cuenta el peso del efector y el peso del mismo, ya que, este motor se encargará de subir y bajar dicha estructura. Al igual que los casos anteriores realizamos el cálculo del torque en el tornillo de potencia y el collarín (fig. 45).

Figura 55.

Efector del movimiento en el eje "Z" del dispositivo.



$$\text{Peso motor} = 0.285 \text{ Kg} = 2.794 \text{ N}$$

$$\text{Peso efector} = 0.541 \text{ Kg} = 5.305 \text{ N}$$

$$\text{Pesos externos de pieza mecánica y tolerancias adicionales} = 0.267 \text{ Kg} = 2.621 \text{ N}$$

Datos:

$$F = 10.722 \text{ N}$$

$$u = 0,36$$

$$g = 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$p = 4\text{mm}$$

$$dm = 6.5 \text{ mm}$$

$$uc = 0,35$$

$$dc = 16 \text{ mm}$$

Calculo:

Ecuación 4.

Ecuación para el cálculo del torque total en el tornillo de potencia y el collarín de acero Eje Z.

$$T_{\text{Total}} = \frac{F \cdot d_m}{2} \cdot \frac{p + \pi \cdot \mu \cdot d_m}{\pi \cdot d_m - \mu \cdot p} + \left(F \cdot \frac{\mu_c \cdot d_c}{2} \right)$$

$$T_{\text{Total}} = \frac{10.722 \cdot 6.5}{2} \cdot \frac{4 + \pi \cdot 0,36 \cdot 6.5}{\pi \cdot 6.5 - 0,36 \cdot 4} + \left(10.772 \cdot \frac{0,36 \cdot 16}{2} \right)$$

$$T_{\text{Total}} = 51.7240 \text{ N.mm}$$

$$T_{\text{Total}} = 5,1724 \text{ N.cm}$$

$$T_{\text{Total}} = 0.527 \text{ Kgf.cm}$$

Para el movimiento del eje “Z” del efector necesitamos un motor capaz de mover 0.527 Kgf.cm como mínimo.

Com todo ello generamos la siguiente tabla que especifica los requerimientos de los motores en cuanto a torque.

Tabla 4.

Cálculo del torque en función de la masa y su tipo de movimiento.

Tipo de Movimiento	Masa	Torque
Eje Y	3.567 Kg	2.749 Kgf.cm
Eje X	2.306 Kg	1.113 Kgf.cm
Eje Z	1.09 Kg	0.527 Kgf.cm

Con el cálculo del torque de los motores realizamos la selección necesaria de los mismos, para cada uno de ellos determinamos como criterio de calidad el usar motores PAP, ya que, ellos ofrecen más precisión al momento de ejecutar su movimiento, y para el uso en rehabilitación es un criterio importante para el diseño. Elaboramos una tabla (Tabla 3) con las especificaciones de los motores paso a paso a usar, y con ello realizamos la selección según su torque y necesidades optimas.

Tabla 5.

Motores PAP y sus diversas características para cumplir los criterios de diseño y su debida selección.

MOTOR	Voltaje (V)	Corriente (A)	Par kg*cm	Inercia g*cm2	Longitud (mm)	N# de conexiones	Temp min	Temp max	Step Angle	Peso Kg
NEMA 8 SY20STH42-0804A	4.32	0.8	0.33	3.6	42	4	-20	50	1.8	0.08
NEMA 11 SY28STH32-0956A	2.66	0.95	0.43	9	31	6	-20	50	1.8	0.12
NEMA 14 SY35ST36-1004A	2.7	1	1.4	14	36	4	-20	50	1.8	0.18
NEMA 15 SY39ST34-0654A	4.55	0.65	1.8	20	34	4	-20	50	1.8	0.21
NEMA 17 SY42STH33-1334A	2.8	1.68	3.6	54	38	4	-20	50	1.8	0.285
NEMA 23 SY57STH76-2804A	3.2	2.8	18.9	480	76	4	-20	50	1.8	1.03
NEMA 34 SY85STH156-4208A	5.25	4.2	122	4000	156	8	-20	50	1.8	5.35

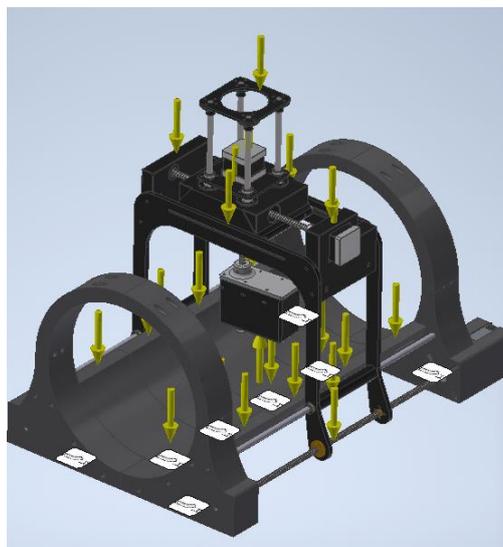
Con los criterios de selección realizados obtuvimos que, los motores a usar serán los siguientes:

- Motor PAP Nema 17 para el movimiento en “X”.
- Motor PAP Nema 17 para el movimiento en “Y”.
- Motor PAP Nema 14 para el movimiento en “Z”.

Teniendo la estructura en el software realizamos los análisis y pruebas de simulación para asegurarnos de un correcto funcionamiento de este. Una vez definido los materiales y torques procedimos a colocar las marcas donde caerán esfuerzos y reacciones del dispositivo, en la siguiente figura se puede observar las flechas donde caerán las fuerzas, y también se estableció la base del dispositivo como fijo que es donde estará el apoyo de la camilla para el dispositivo.

Figura 56.

Fuerzas aplicadas previo al análisis estructural.

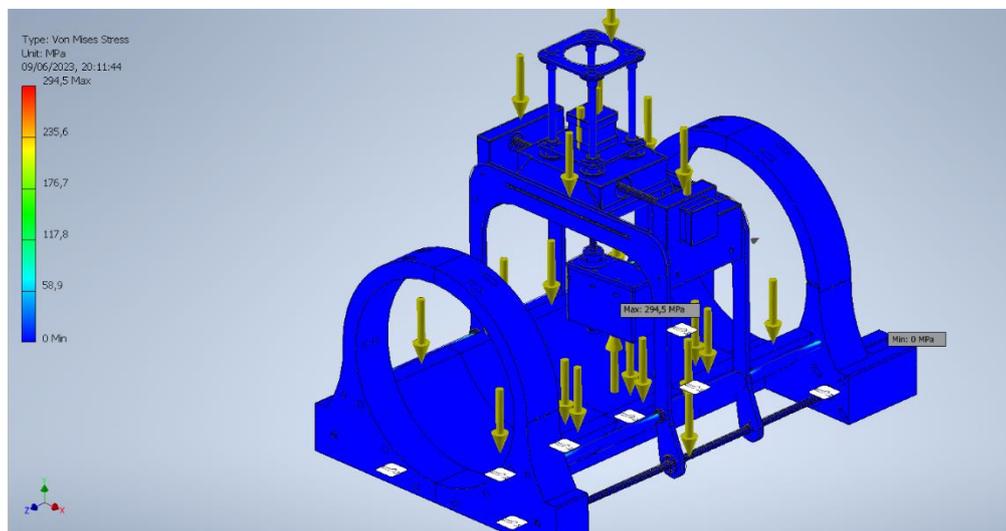


Los resultados obtenidos por el análisis de estrés se muestran a continuación subdividido por cada una de las diferentes características.

1.- Tensión de Von Mises

Figura 57.

Tension de Von Mises.

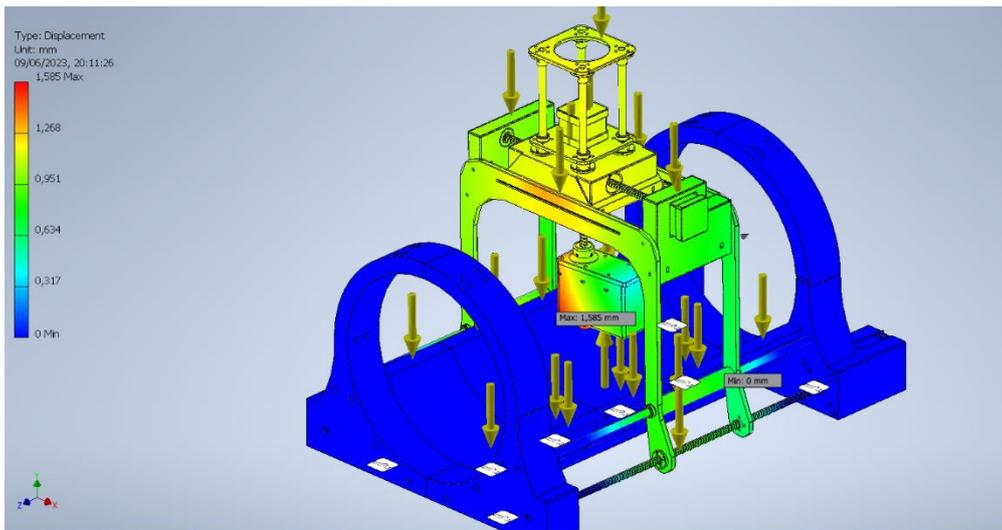


La tensión de von mises máxima alcanzada ah sido de 294.5 MPa lo cual nos dice

2. Desplazamiento

Figura 58.

Resultados de desplazamiento por las fuerzas aplicadas.

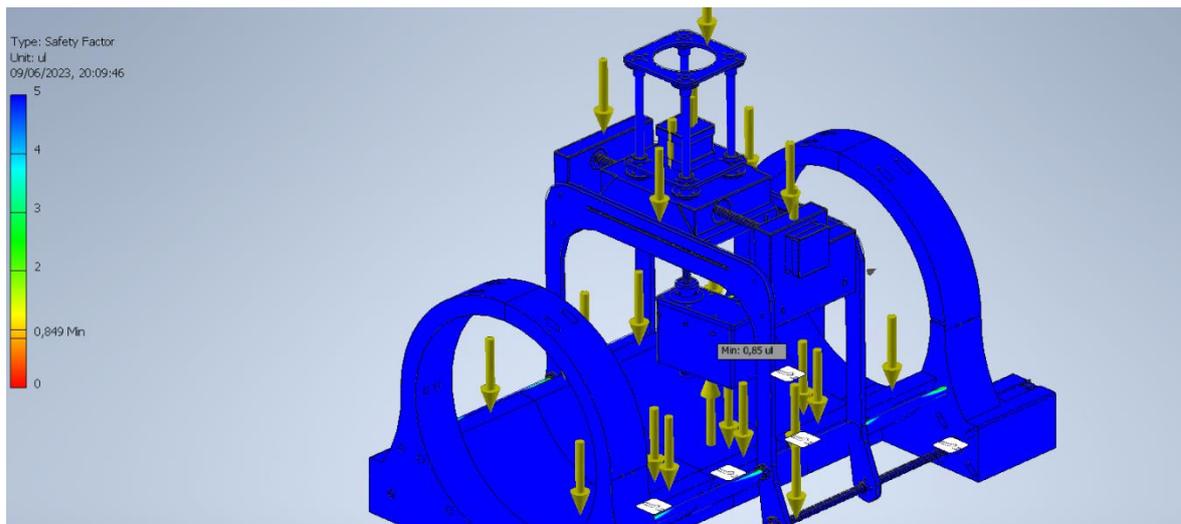


Como se observa en la imagen el desplazamiento generado por las cargas es casi nulo siendo entre 0 y 0.72mm a lo largo de casi todo el dispositivo salvo por un punto crítico donde la deformación es de 1.3 mm lo cual sigue siendo insignificante para el uso dado.

3. Factor de seguridad

Figura 59.

Análisis de tensión de la estructura para obtener el coeficiente de seguridad y determinar la seguridad del dispositivo.



Como se observa en el grafico el coeficiente de seguridad es bastante alto (4.5) lo cual nos asegura un soporte óptimo recomendado para aplicaciones médicas el cual está entre el rango de 3 y 5 de esta manera no se pone en riesgo al paciente ni al fisioterapeuta con un fallo estructural. Además, el diseño también cuenta con una adaptabilidad dependiendo de las longitudes de cada musculo, esto se logró implementando un par de sensores móviles a los lados y unos carriles milimétricos para que el personal encargado de la terapia pueda regularlo dependiendo de la longitud y área de terapia.

ANEXO 4.- ETAPA DE DISEÑO ELECTRONICO

Contemplamos las necesidades del equipo previamente establecidas como entradas de sensores y microprocesadores, esto nos ayudó a realizar de manera paralela la recopilación de datos, de esta manera pudimos definir la entradas, salidas y etapas de potencia del sistema para la etapa de software y el desarrollo electrónico el cual fue diseñado en el programa EasyEDA.

Para obtener un diseño electrónico comenzamos a ordenar y clasificarlo por etapas, la etapa de potencia (actuadores) sería la más importante y se debe revisar las hojas de datos del fabricante, planos recomendados y algunos dispositivos presentan ecuaciones para determinar el valor de componentes complementarios.

Figura 60.

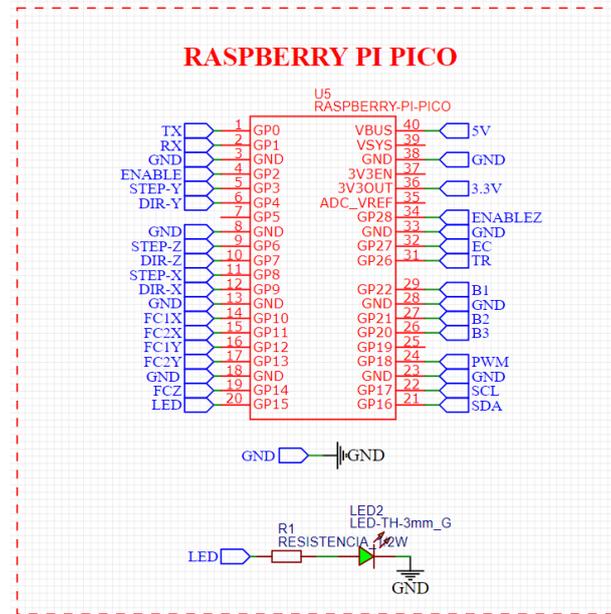
Clasificación de etapas.



Para un correcto diseño de la parte electrónica nos basamos en las hojas de datos que nos ofrecen los fabricantes de cada uno de los componentes. En cuanto al microcontrolador Raspberry Pi Pico hemos tomado en cuenta los siguientes parámetros básicos recomendados: la alimentación de este debe ser de 5V por el pin VBUS y los sensores que van en sus entradas y salidas serán alimentadas con 3.3V ya que esta es la máxima tensión que soportan sus puertos GPIO.

Figura 61.

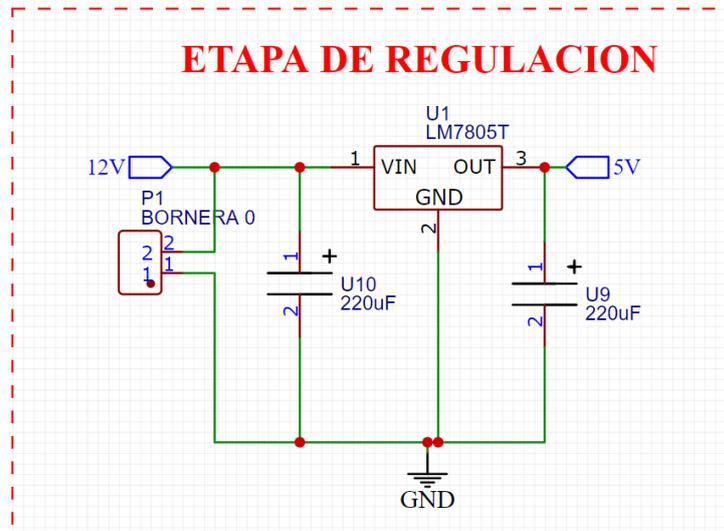
Conexiones del dispositivo Raspberry Pi Pico.



Para la fuente de alimentación de los microcontroladores utilizamos un circuito basado en el LM7805.

Figura 62.

Etapa de regulación de alimentación del microcontrolador.



Adicionalmente, usamos un display Oled de 0.96” que nos mostrara el tiempo de la terapia establecido, así como el tiempo transcurrido y también el nivel de intensidad del efector.

Figura 63.

Diagrama de conexión del dispositivo display OLED 0.96”.

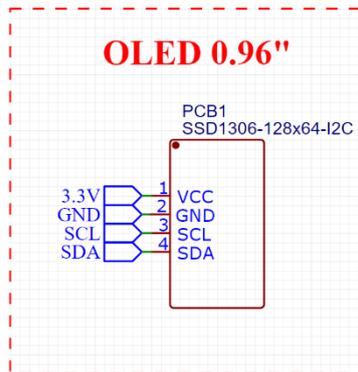


Figura 64.

Comparación de sensores de distancia.

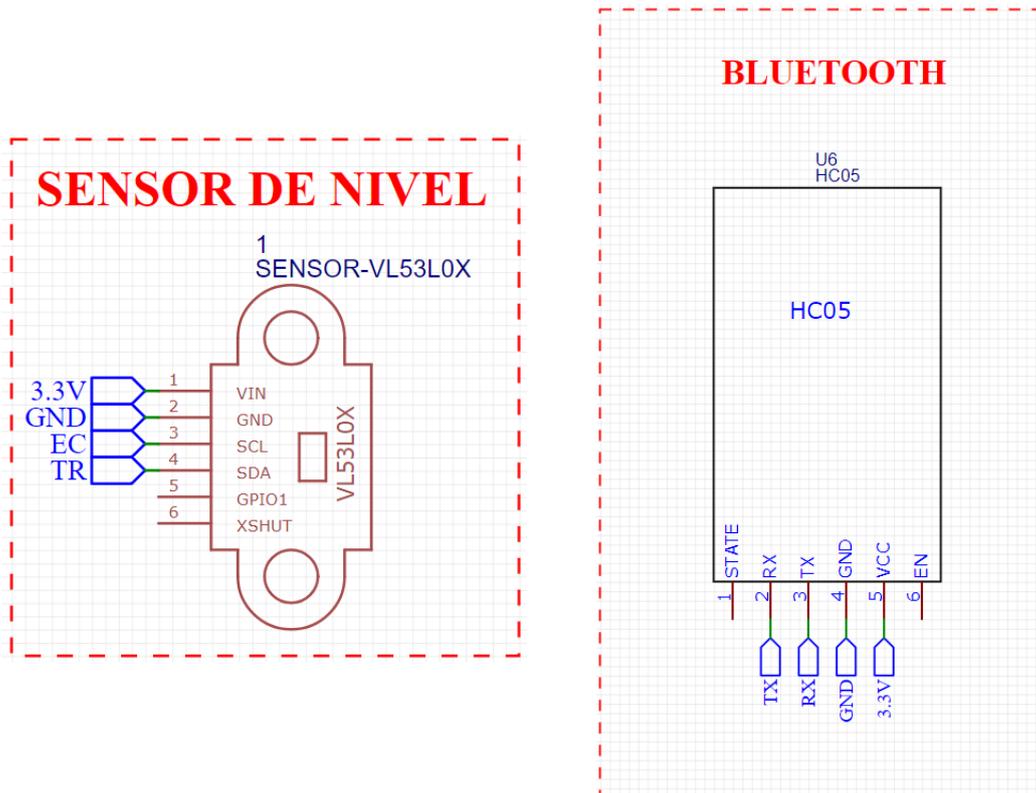
Sensor	Descripción
VL53L0X	<p>El emisor laser del VL53L0X.</p> <p>Voltaje de alimentación: 3V - 5V DC Consumo corriente: 10mA (40mA máx) Rango de medición: de 50mm a 1200mm Precisión: +-30mm</p> <p>Aplicación: Robótica: Detección de obstáculos Domótica: Detección de manos, caños automatizados Sistemas de auto-focus en cámaras digitales.</p> <p>*Defecto, rango de medición, se debe ubicar el dispositivo realizando cálculos de distancia.</p>
SHARP GP2Y0A21	<p>Permite obtener la distancia entre el sensor y algún objeto dentro del rango de 10 a 80cm. Integra tres dispositivos: Un diodo emisor de infrarrojos (IRED), un detector sensitivo de posición (PSD) y un circuito procesador de señales</p> <p>Distancia de medición: 10cm a 80cm Salida: Voltaje Analógico (1V-3.3V) Voltaje de alimentación: 4.5V-5.5V DC Consumo de corriente: 30mA *Defecto, alto rango de precisión</p>
HC-SR04	<p>SENSOR ULTRASONIDO</p> <p>Voltaje de Operación: 5V DC Rango de medición: 2cm a 450cm Precisión: +- 3mm Frecuencia de ultrasonido: 40KHz Tiempo mínimo de espera entre una medida y el inicio de otra 20ms (recomendable 50ms)</p> <p>*Defecto, tiempo de respuesta lento, rango de medición impreciso.</p>

Para este sistema en el eje Z usaremos el sensor ToF VL53L0X por su buen desempeño en pruebas físicas y rápida respuesta a comparación de los demás sensores. Se tendrá que calibrar el sensor y ubicarlo considerando su rango inicial.

Adicional el módulo Bluetooth HC-05 para la comunicación con la aplicación móvil.

Figura 65.

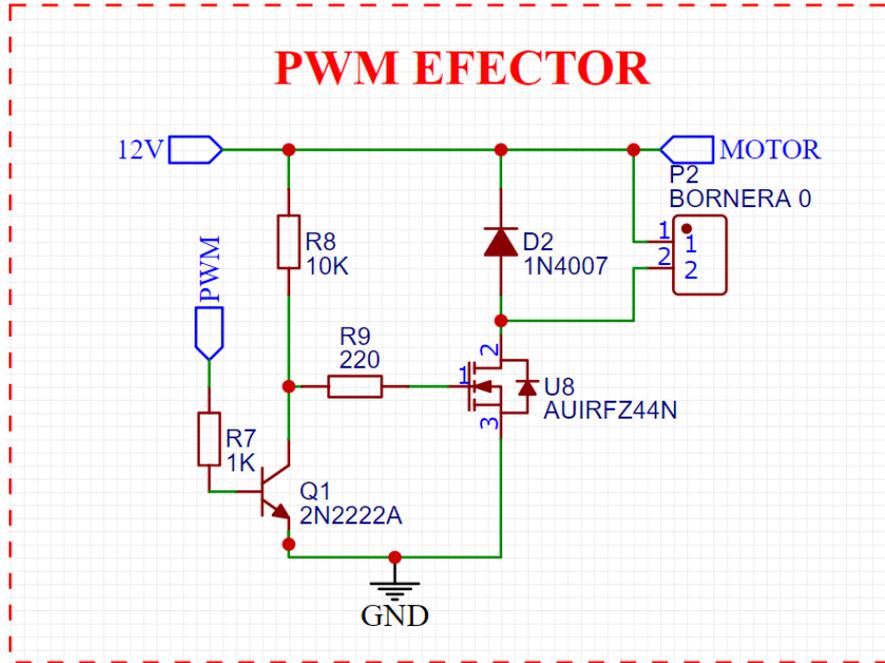
conexión del sensor de nivel y del dispositivo Bluetooth HC05.



Para el diseño del módulo PWM del efector del dispositivo utilizamos un transistor IRFZ44N de tecnología MOS-FET el cual nos ayudara a lograr el control adecuado del motor DC.

Figura 66.

Conexiones del sistema PWM.



Selección de controladores

Para definir cual usar hemos creado la siguiente tabla que nos muestra los controladores de motores PaP que cumplen con nuestros requerimientos para el dispositivo.

Figura 67.

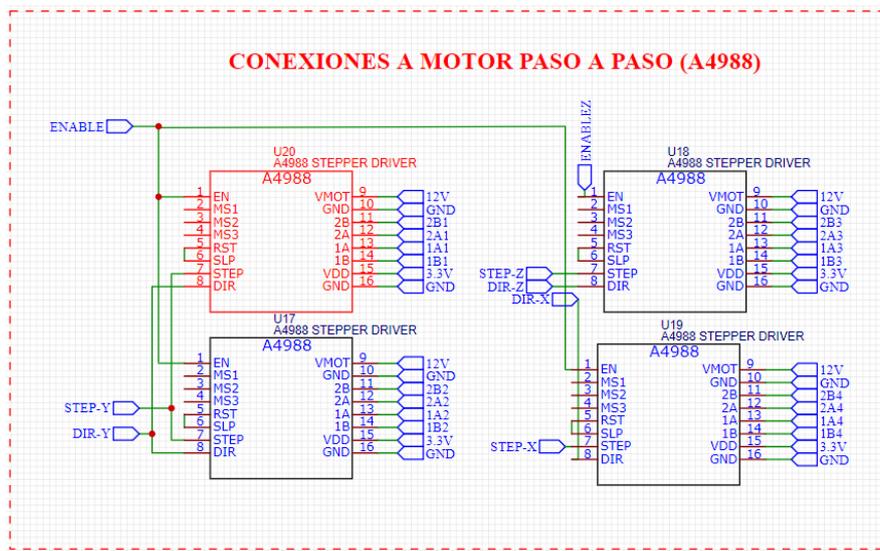
Comparación de Drivers controladores de motor PAP.

Driver TB6600	20 a 42	0.2 a 5	1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16
Driver TB6560	12 a 36	0.5 a 3.5	1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16
Driver PaP A4988	8 a 35	1 a 2	1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16

En el trabajo de desarrollo utilizamos el módulo Driver PaP A4988 debido a que sus especificaciones técnicas son las adecuadas para el correcto funcionamiento de los motores gracias a que este controlador le permite manejar un motor paso a paso bipolar con una corriente de salida de hasta 2 A por bobina además que gracias a su tamaño reducido nos permite distribuirlos a lo largo de la PCB para crear una placa con nuestras dimensiones necesarias. A continuación, se observan sus conexiones esquemáticas.

Figura 68.

Conexiones de los drivers de motores PAP A4988.



Con los componentes ya definidos procedimos a hacer el cálculo de la corriente necesaria para alimentar todo nuestro dispositivo. Se elaboro la siguiente tabla de corrientes tomando en cuenta que el voltaje lógico será de 5V y el voltaje de los motores de 12V.

Tabla 6.

Cálculo de corriente total del sistema electrónica.

Componente	Corriente	Cantidad	Total
SSD1306	3.3 V 0.024 A	1	0.024 A
VL53L0X	3.3 V 0.04 A	1	0.04 A
25GA-370 (Motor DC)	12 V 0.45 A	1	0.45 A
HC05	3.3V 0.05 A	1	0.05 A
Nema 14	1.68 A	1	1.68 A
Nema 17	1 A	3	3 A
TOTAL			5.244 A

Según los cálculos obtenidos hemos definido que es necesaria una fuente de 12V que supere los 5.244 A calculados, estamos considerando una fuente de 10A debido a que hemos tomado en cuenta un margen de 90.69% adicional lo cual nos asegura la estabilidad de los motores y de todo el sistema.

Una vez desarrollada la programación realizamos las pruebas de funcionamiento de forma simulada en el software EasyEda, en esta fase se detectaron varios problemas en el comportamiento del sistema por lo que se tuvo que realizar un reajuste de programación para tener un correcto funcionamiento.

Los principales problemas que se presentaron a lo largo del diseño fueron, no tener una consideración en las tolerancias de los componentes y no aislar algunas etapas que generaban corriente estática. Se tuvo que realizar un ajuste modificando el tamaño de las pistas y el orden de algunos componentes por temas de funcionalidad y estética.

Figura 69.

Esquemático general de todos los dispositivos electrónicos.

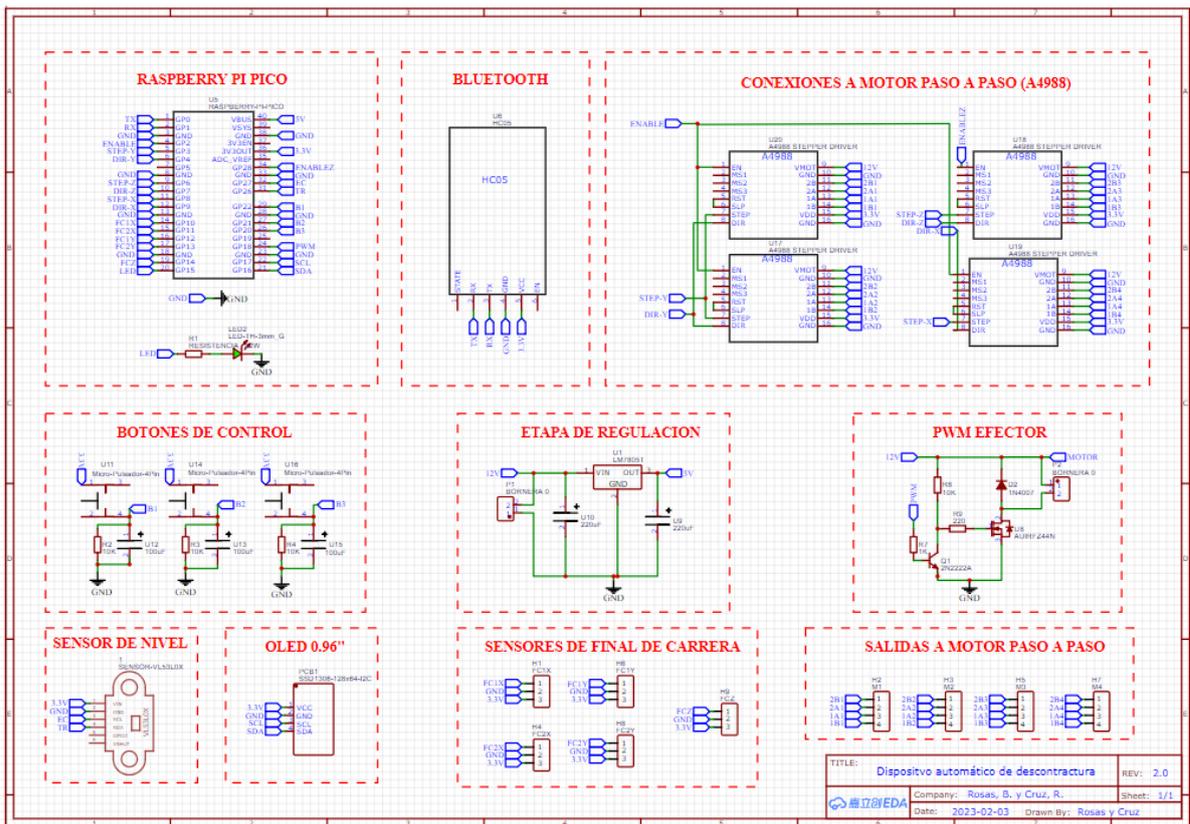


Figura 70.

Diseño final de PCB.

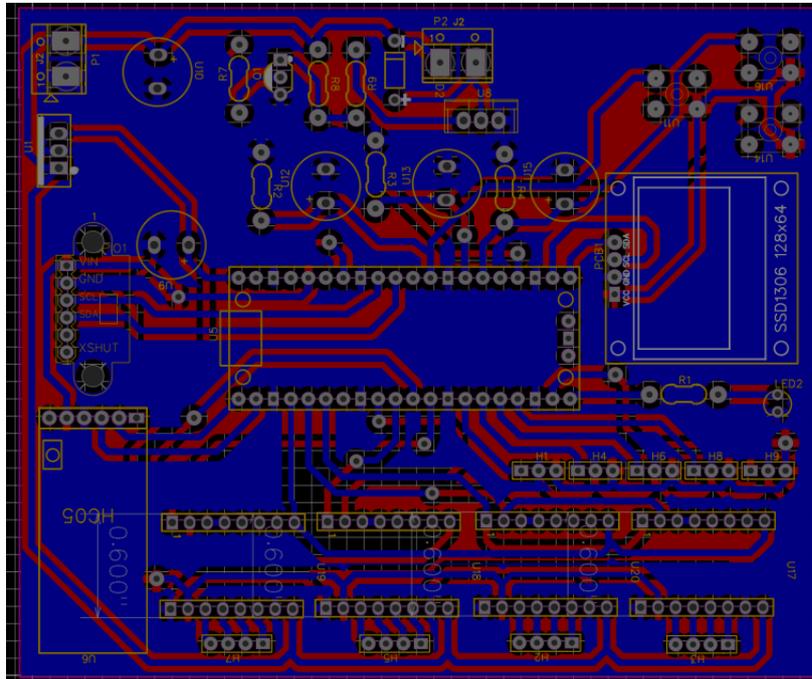


Figura 71.

Proceso de armado de PCB.



Figura 72.

PCB culminada.



Figura 75.

Ficha de registro de recepción de pacientes.

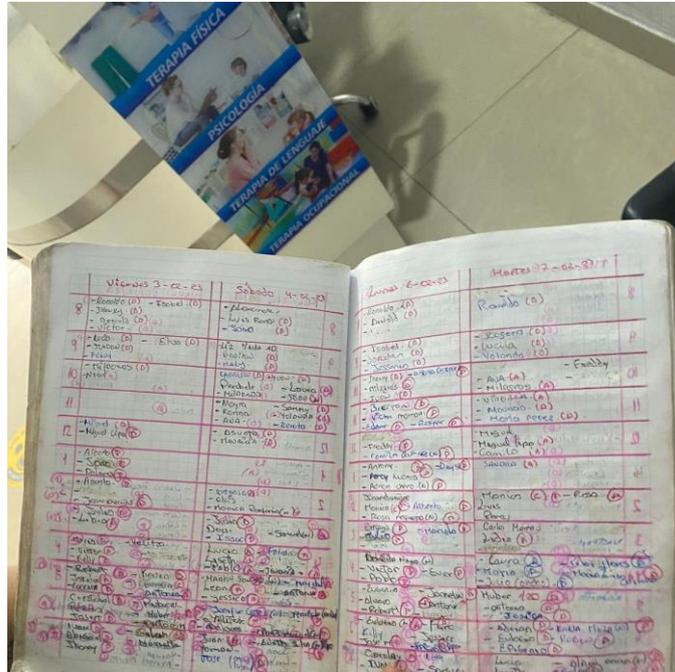


Figura 76.

*Fisioterapeuta realizando la etapa de descontractura
utilizando el dispositivo implementado.*



Figura 77.

Dispositivo realizando la etapa de descontractura.



ANEXO 5.- FICHAJE

Datos PRE-TEST

PRETEST				
INVESTIGADORES	ROSAS BENJAMIN Y CRUZ RICARDO			
INDICADOR	TIEMPO DE ESPERA PARA UNA ATENCION			
FORMULA	<i>T.ESPERA = F. ATENCION - T. ATENCION- R. INGRESO</i>			
CODIGO DE ATENCION	REGISTRO DE INGRESO AL CENTRO DE REHABILITACION (H)	FINAL DE LA ATENCION (H)	TIEMPO DE ATENCION (H)	TIEMPO DE ESPERA (min.)
A-001	7:52	9:09	1:06	0:10:00
A-002	8:14	9:32	1:02	0:15:00
A-003	8:41	10:14	1:09	0:23:00
A-004	9:01	10:27	1:07	0:18:00
A-005	9:05	10:34	1:05	0:23:00
A-006	11:49	13:14	1:07	0:17:00
A-007	12:01	13:19	1:06	0:11:00
A-008	14:48	16:16	1:04	0:23:00
A-009	15:01	16:34	1:02	0:30:00
A-010	15:56	17:14	1:03	0:14:00
A-011	16:02	17:12	1:07	0:02:00
A-012	16:05	17:19	1:02	0:11:00
A-013	7:48	9:09	1:02	0:18:00
A-014	8:46	10:12	1:04	0:21:00
A-015	8:52	10:10	1:05	0:12:00
A-016	10:54	12:10	1:10	0:05:00
A-017	11:03	12:21	1:10	0:07:00
A-018	11:43	13:16	1:04	0:28:00
A-019	14:07	15:19	1:02	0:09:00
A-020	14:15	15:24	1:01	0:07:00
A-021	15:00	16:13	1:03	0:09:00
A-022	16:15	17:31	1:09	0:06:00
A-023	16:16	17:22	1:04	0:01:00
A-024	7:28	8:39	1:01	0:09:00
A-025	7:50	9:06	1:06	0:09:00
A-026	8:11	9:49	1:04	0:33:00

A-027	8:42	9:59	1:02	0:14:00
A-028	9:15	10:36	1:10	0:10:00
A-029	10:24	11:39	1:04	0:10:00
A-030	11:30	12:48	1:07	0:10:00
A-031	12:01	13:34	1:04	0:28:00
A-032	13:30	15:14	1:08	0:35:00
A-033	13:40	15:34	1:03	0:50:00
A-034	14:15	15:50	1:08	0:26:00
A-035	14:31	16:05	1:10	0:23:00
A-036	14:40	16:16	1:10	0:25:00
A-037	15:03	16:24	1:03	0:17:00
A-038	15:30	16:59	1:02	0:26:00
A-039	16:02	17:14	1:10	0:01:00
A-040	16:06	17:34	1:10	0:17:00
A-041	9:03	10:19	1:10	0:05:00
A-042	10:08	11:24	1:08	0:07:00
A-043	10:55	12:14	1:04	0:14:00
A-044	11:05	12:32	1:09	0:17:00
A-045	11:16	12:39	1:06	0:16:00
A-046	12:01	13:28	1:09	0:17:00
A-047	12:03	13:24	1:05	0:15:00
A-048	13:58	15:24	1:05	0:20:00
A-049	14:02	15:14	1:07	0:04:00
A-050	14:07	15:26	1:03	0:15:00
A-051	15:05	16:23	1:10	0:07:00
A-052	15:11	16:27	1:03	0:12:00
A-053	15:12	16:30	1:09	0:08:00
A-054	15:56	17:29	1:03	0:29:00
A-055	16:08	17:39	1:01	0:29:00
A-056	8:05	9:18	1:02	0:10:00
A-057	8:11	9:24	1:07	0:05:00
A-058	8:15	9:29	1:06	0:07:00
A-059	9:05	10:42	1:02	0:34:00
A-060	9:03	10:32	1:09	0:19:00
A-061	9:30	11:19	1:10	0:38:00
A-062	9:43	11:29	1:03	0:42:00
A-063	10:30	12:19	1:06	0:42:00
A-064	11:09	12:51	1:03	0:38:00
A-065	12:09	13:24	1:09	0:05:00
A-066	12:15	13:44	1:05	0:23:00
A-067	13:35	15:05	1:10	0:19:00
A-068	13:55	15:19	1:04	0:19:00

A-069	14:01	15:24	1:02	0:20:00
A-070	14:03	15:25	1:09	0:12:00
A-071	14:06	15:29	1:05	0:17:00
A-072	14:09	15:22	1:06	0:06:00
A-073	15:30	17:24	1:06	0:47:00
A-074	16:08	17:24	1:07	0:08:00
A-075	16:10	17:39	1:09	0:19:00

ANEXO 6.- FICHAJE

PRETEST				
INVESTIGADORES	ROSAS BENJAMIN Y CRUZ RICARDO			
INDICADOR	TIEMPO DE SERVICIO			
FORMULA	<i>T.SERVICIO = R.SALIDA – INICIO DE ATENCION</i>			
CODIGO DE ATENCION	INICIO DE LA ATENCION (H)	REGISTRO DE SALIDA DE LA ATENCION (H)	SE USO LA MAQUINA?	TIEMPO DE SERVICIO (H)
A-001	8:04	9:07	SI	1:03
A-002	8:57	10:07	NO	1:10
A-003	8:46	9:48	SI	1:02
A-004	9:14	10:22	NO	1:08
A-005	9:14	10:17	SI	1:03
A-006	10:03	11:04	SI	1:01
A-007	11:06	12:08	SI	1:02
A-008	11:02	12:08	NO	1:06
A-009	11:11	12:17	NO	1:06
A-010	11:33	12:37	NO	1:04
A-011	15:08	16:05	SI	0:57
A-012	16:07	17:07	SI	1:00
A-013	16:09	17:17	NO	1:08
A-014	16:18	17:27	NO	1:09
A-015	16:29	17:38	NO	1:09
A-016	8:10	9:07	SI	0:57
A-017	8:38	9:37	SI	0:59
A-018	8:54	10:01	NO	1:07
A-019	9:50	10:47	SI	0:57
A-020	10:32	11:34	NO	1:02

A-021	11:04	12:05	SI	1:01
A-022	13:09	14:17	NO	1:08
A-023	13:11	14:10	SI	0:59
A-024	13:23	14:30	NO	1:07
A-025	15:10	16:13	SI	1:03
A-026	14:40	15:43	SI	1:03
A-027	14:54	16:03	NO	1:09
A-028	16:22	17:22	SI	1:00
A-029	8:27	9:23	SI	0:56
A-030	9:06	10:06	SI	1:00
A-031	9:07	10:14	NO	1:07
A-032	9:09	10:18	NO	1:09
A-033	9:15	10:20	NO	1:05
A-034	9:20	10:28	NO	1:08
A-035	10:14	11:14	SI	1:00
A-036	10:08	11:17	NO	1:09
A-037	12:01	13:03	SI	1:02
A-038	12:05	13:09	NO	1:04
A-039	12:10	13:18	NO	1:08
A-040	14:03	15:06	SI	1:03
A-041	15:09	16:07	SI	0:58
A-042	15:10	16:19	NO	1:09
A-043	15:15	16:16	NO	1:01
A-044	15:21	16:22	NO	1:01
A-045	15:31	16:34	SI	1:03
A-046	16:06	17:04	SI	0:58
A-047	16:12	17:17	NO	1:05
A-048	8:11	9:08	SI	0:57
A-049	8:35	9:38	SI	1:03
A-050	8:30	9:31	NO	1:01
A-051	9:40	10:39	SI	0:59
A-052	10:02	11:04	NO	1:02
A-053	10:22	11:18	SI	0:56
A-054	11:14	12:12	SI	0:58
A-055	11:44	12:51	NO	1:07
A-056	12:13	13:17	NO	1:04
A-057	12:18	13:20	SI	1:02
A-058	14:07	15:09	SI	1:02
A-059	14:16	15:18	NO	1:02
A-060	14:22	15:28	NO	1:06
A-061	15:52	16:56	NO	1:04
A-062	15:45	16:41	SI	0:56

A-063	16:05	17:14	NO	1:09
A-064	8:08	9:04	SI	0:56
A-065	8:13	9:20	NO	1:07
A-066	8:23	9:28	NO	1:05
A-067	8:32	9:31	SI	0:59
A-068	9:56	11:03	NO	1:07
A-069	9:38	10:41	SI	1:03
A-070	10:05	11:08	NO	1:03
A-071	12:06	13:09	SI	1:03
A-072	11:11	12:11	SI	1:00
A-073	12:13	13:22	NO	1:09
A-074	14:08	15:11	SI	1:03
A-075	12:24	13:31	NO	1:07