



**UNIVERSIDAD
DE ANTIOQUIA**

**DESARROLLO DE DISPOSITIVOS
ELECTRÓNICOS DE ASISTENCIA PARA
AMPUTACIONES DE MIEMBRO SUPERIOR
PARA LA FUNDACIÓN ENABLE MEDELLÍN**

Mauricio Cano Bedoya

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería, Programa de Bioingeniería

Medellín, Colombia

2021



Desarrollo de dispositivos electrónicos de asistencia para amputaciones de miembro superior para la fundación Enable Medellín

Mauricio Cano Bedoya

Informe de práctica académica en modalidad de práctica social presentado como requisito parcial para optar al título de:

Bioingeniero

Asesores (a):

Jenny Kateryne Aristizábal Nieto, Docente Bioingeniera

Hugo Esteban Rojas Muñoz, Bioingeniero

Línea de Investigación:

Bioinstrumentación

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería, Programa de Bioingeniería

Medellín, Colombia

2021

*A mis padres y a mi hermano que es mi mayor
inspiración.*

CONTENIDO

INTRODUCCIÓN.....	2
1.1. Planteamiento del Problema.....	2
1.2. Objetivos.....	3
1.2.1 Objetivo General.....	3
1.2.3 Objetivos Específicos.....	3
2. MARCO TEÓRICO.....	5
2.1 Robotic Arm V2.....	5
2.1.1. Sensores y electromiografía.....	5
2.1.2. Configuración electrónica.....	6
2.2 Dispositivos mecánicos.....	7
2.3 Impresión 3D.....	8
2.4 Malformación congénita.....	9
3. METODOLOGÍA.....	10
3.1 Definición del problema y diseño de un dispositivo para el registro de datos.....	10
3.1.1. Diseño de Datalogger.....	11
3.2. Especificación de requisitos y código.....	12
3.3. Seguridad y creación de prototipos.....	13
3.4. Evaluación de posibles soluciones.....	13
3.5. Dispositivo de asistencia específico.....	13
4. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	15
4.1 Sistema de adquisición de datos <i>Datalogger</i>	15
4.2. Diseño electrónico para la tercera versión del brazo robótico.....	21
4.2.1. Requisitos electrónicos y tipos de componentes.....	22
4.2.2. Códigos implementados.....	24
4.2.3. Seguridad y condiciones de ambiente.....	28
4.2.4. Prototipo y evaluación de posibles soluciones.....	28
4.2.5. Replicabilidad.....	31
4.2.6. Implementación mecánica.....	32
4.3. Dispositivo de asistencia “Brazo Céfire”.....	33

4.3.1. Diseño mecánico.....	33
4.3.2. Diseño electrónico	38
4.4. Aspecto social de la práctica	39
5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	41
6. REFERENCIAS.....	43
ANEXOS.....	47

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Descripción de modelos usados por la fundación	7
Tabla 2. Descripción de las variables a medir en el Datalogger	11

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fotografía del “Robotic Arm v2”	4
Figura 2. Sensor EMG de OYMotion. Izquierda: Sensor electromiográfico no invasivo.	5
Figura 3. Esquemático del circuito impreso del “Robotic Arm v2”	6
Figura 4. Malformación congénita del sistema musculoesquelético por Focomelia.....	8
Figura 5. Flujo de desarrollo para la metodología implementada.....	9
Figura 6: Parte superior: regulador Low-Dropout a 3V. Parte inferior: integrado RTC	14
Figura 7. Izquierda: Bus buffer. Derecha: Inserción de memoria SD	15
Figura 8. Izquierda: Regulador tipo Step-down a 5V. Derecha: Pines de conexión y sensor de control de batería.....	16
Figura 9. Microcontrolador Arduino Nano y sus conexiones.....	17
Figura 10. Esquemático final del datalogger	18
Figura 11. Datos de hora, fecha, estado y voltajes de señal y batería por almacenados por el datalogger.....	19
Figura 12. Gráfico de voltaje en el tiempo a partir de las activaciones del dispositivo.....	20
Figura 13. Dispositivos SoC elegidos para comunicación inalámbrica.....	13
Figura 14. Formato de encapsulación de datos del protocolo de comunicación ESP-NOW	23
Figura 15. Montaje en protoboard para programar el ESP8266	24
Figura 16. Señal EMG procesada y visualizada en el monitor serial de Arduino IDE.....	25
Figura 17. Señal EMG procesada y visualizada en el monitor serial de Arduino IDE para la versión del brazo robótico.....	26
Figura 18. Esquemático del circuito de adquisición y envío de señal EMG.....	28
Figura 19. Carcasa para el circuito EMG y de envío de señal inalámbrica diseñado en Fusion360. 29	
Figura 20. Esquemático del circuito de recepción de la señal y activación de la mano.	29
Figura 21. Circuito soldado de recepción de la señal y activación de la mano	30
Figura 22. Interior del dispositivo <i>MyPo</i>	31

Figura 23. Dibujo de la pinza de agarre del dispositivo con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal.....	33
Figura 24. Dibujo del brazo del dispositivo con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal.....	34
Figura 25. Dibujo del socket del dispositivo con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal.....	35
Figura 26. Dibujo del dispositivo ensamblado con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal.....	36
Figura 27. Renderización en Fusion360 del dispositivo completo	36
Figura 28. Esquemático del circuito para el dispositivo Céfiro.....	37

ANEXOS

Anexo 1. Código de Datalogger.....	47
Anexo 2. Código para dirección MAC de dispositivos	47
Anexo 3. Código para enviar la señal desde el ESP8266	47
Anexo 4: Código para recibir la señal desde el ESP32-WROOM-32.....	47
Anexo 5: Enlace a repositorio para información de “El céfiro”	47
Anexo 6: Enlace a repositorio para información del “Robotic Arm V3”	47
Anexo 7: Hoja de datos (datasheet) para “El céfiro”.....	48

RESUMEN

E-nable Medellín, actualmente Humanos3D, es una organización sin ánimo de lucro cuyo propósito es proveer dispositivos de asistencia personalizadas sin costo haciendo uso de la impresión 3D a personas en situación de discapacidad por ausencia de extremidades superiores, Humanos3D actualmente incursiona en la integración de conocimientos en electrónica y bioingeniería para brindar mejores soluciones. Es en este contexto que se propuso el desarrollo de dispositivos electrónicos de asistencia para la fundación en conjunto con las prótesis que poseen elaboradas hasta el momento.

De manera que, a partir de una metodología basada en la innovación y el proceso de diseño de ingeniería, se hizo una identificación de las necesidades a satisfacer para realizar el diseño electrónico de un nuevo brazo robótico a partir del diseño actual. Se desarrolló un sistema de comunicación inalámbrica que permite el movimiento de prótesis por medio contracciones musculares a través del procesamiento de señales electromiográficas. Además, paralelo al diseño anterior, también se diseñó y se elaboró un dispositivo de asistencia personalizado para un caso particular de malformación de miembro superior.

Palabras clave: comunicación inalámbrica, dispositivo de asistencia, datalogger, EMG, electrónica.

ABSTRACT

E-nable Medellín, currently Humanos3d, is a non-profit organization whose purpose is to provide personalized assistive devices at no cost using 3D printing, to people with disabilities due to the absence of upper limbs, Humanos3D is currently undertaking the integration of knowledge in electronics and bioengineering to provide better solutions. It is in this context that the development of electronic assistive devices was proposed in conjunction with the prostheses that they have developed to date.

So that, from a methodology based on innovation and engineering design process, an identification of the needs to be satisfied for the electronic design of a new robotic arm was made, to carry out the electronic design of a new robotic arm starting from the current design. A wireless communication system was developed which allows the movement of prosthesis through muscle contractions via electromyographic signal processing. Furthermore, parallel to the previous design, a personalized assistive device was also designed and developed for a particular case of upper limb malformation.

Keywords: Wireless communication, assistive device, datalogger, EMG, electronics.

INTRODUCCIÓN

1.1. Planteamiento del Problema

Durante el censo nacional de población y vivienda realizado por el DANE en el 2018, 3'065.351 personas de una población total en Colombia (hasta el 2 de noviembre de 2018), tasada en 42'786.766 personas, (ósea el 7,1% de los colombianos) se encuentra en condición de discapacidad [1]; para ese mismo año, a través del Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad (RLCPD) se han identificado y caracterizado 1'404.108 personas con esta condición. [2]. Es por este contexto social y con un enfoque en víctimas de minas antipersona, que en 2017 es creada la organización sin ánimo de lucro “Enable Medellín”, con el propósito de proveer dispositivos de asistencia personalizadas sin costo haciendo uso de la tecnología de la impresión 3D [3]. En la actualidad, con un enfoque ampliado a víctimas de violencia, accidentes y defectos de nacimiento, esta fundación hace entrega de dispositivos de asistencia con diseños compartidos por código abierto, que permiten la reincorporación de actividades cotidianas a beneficiarios con discapacidad por amputación en extremidad superior, entre los cuales se encuentran diseños adaptativos para niveles de amputación parcial de mano (dedos o parte de la palma), desarticulación de muñeca, amputación transradial para antebrazos largos y cortos, transhumeral y desarticulación de hombro. Además, el uso de dispositivos de interfaz humana sensibles a magnitudes físicas en algunos de sus diseños, como lo son los sensores de electromiografía y dispositivos de detección de distancia, han permitido la elaboración de brazos prostéticos con adaptaciones electrónicas, cuyo propósito es el de integrar conocimientos de mecánica del movimiento humano y bioinstrumentación para otorgar soluciones prácticas a personas con discapacidad.

Una de las metodologías establecidas para los procesos de innovación es el diseño de ingeniería, este se define como el proceso de diseño de un sistema, componente o proceso para satisfacer necesidades deseadas, es un proceso de toma de decisiones en el que las ciencias básicas, matemáticas y ciencias de la ingeniería son aplicadas para convertir de

manera óptima los recursos con el propósito de alcanzar un objetivo establecido [4]. De esta forma es posible diferenciar e identificar los elementos de una población de interés teniendo en consideración una variedad de restricciones reales, tales como factores económicos, de seguridad, fiabilidad, estética, ética e impacto social, y a partir de este reconocimiento establecer con certidumbre las necesidades a resolver, las cuales en este caso conciernen a las personas con discapacidades en miembro superior. Es así como se propone aplicar esta metodología con un diseño a partir de necesidades centradas en el usuario, para el desarrollo de una nueva versión de uno de los dispositivos de asistencia de la fundación llamado “Robotic Arm v2”; además de ser partícipe en los procesos de diseño e innovación social en el marco de la cuarta revolución industrial a través del desarrollo y entrega de dispositivos a beneficiarios durante la duración de esta práctica social.

Es en este contexto que se presentó un caso de alta prioridad en el transcurso de la práctica, el cual demandó un ajuste de las necesidades inmediatas de la fundación, al que el equipo de trabajo que incluye practicantes decidió dedicarse. Consistió en un caso asignado por la aerolínea VivaAir, de un menor con una malformación congénita de miembro superior en ambas extremidades que requería un dispositivo de asistencia para realizar actividades cotidianas, por lo que en el siguiente informe se da una explicación detallada de los dispositivos electrónicos diseñados para cumplir con las responsabilidades asumidas dentro de la fundación.

1.2. Objetivos

1.2.1 Objetivo General

Realizar mejoras a dispositivos de asistencia para personas con amputación en miembro superior para la fundación “Enable Medellín”, mediante la aplicación de procesos de innovación en adaptaciones de versiones anteriores de sus diseños.

1.2.3 Objetivos Específicos

- Diseñar un dispositivo para el registro de datos que permita identificar parámetros de utilización por parte de usuarios del “Robotic Arm v2”.

- Realizar un diseño electrónico con comunicación inalámbrica para la tercera versión del brazo robótico implementado en personas con amputación transradial.
- Elaborar un dispositivo de asistencia específico para un beneficiario con defecto congénito en extremidades superiores.

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Robotic Arm V2

Como antecedente principal para el trabajo propuesto de esta práctica, se encuentra el “Robotic Arm V2” que se muestra en la figura 1, este consiste en una adaptación de un dispositivo mecánico de asistencia para amputación de miembro superior creado por Jacquin Buchanan llamado “Kwawu Arm 2.0” [5], al cual le fue acoplado un servomotor en su interior que permite el accionamiento de un agarre completo de la mano, realizando un torque de 9.2kg/cm por medio de la tensión de una serie de hilos tipo Nylon.



Figura 1. Fotografía del “Robotic Arm v2”, se muestra el brazo mecánico, el circuito de control y la alimentación por batería de litio [6].

2.1.1. Sensores y electromiografía

El accionamiento del dispositivo para ejecutar los movimientos de agarre es realizado por el usuario a través de un sensor de EMG de electrodo seco llamado “The OYMotion Sensor” [7], este se muestra en la figura 2 y consiste de dos placas interconectados por una conexión de audio analógica tipo *Jack* PJ-342: la placa de la izquierda en la figura 2 muestra un electrodo pasivo de tres bandas conductoras que permiten la adquisición de las contracciones musculares, mientras que la placa de la derecha en la figura 2 indica los

circuitos encargados del procesamiento analógico de la señal adquirida por medio de un filtrado y un amplificador diferencial. El rango de la señal EMG de entrada en la placa del sensor es de ± 1.5 mV, que luego de pasar por la segunda placa que contiene un circuito amplificador de instrumentación y filtración, entrega la señal en un rango de 0 ~ 3.0V, a partir de este rango de voltaje se puede elaborar el código de activación para el brazo robótico; la placa consta de tres conexiones: alimentación (3.3V – 5.5V), tierra y la señal. [7].



Figura 2. Sensor EMG de OYMotion. Izquierda: Sensor electromiográfico no invasivo. Derecha: Amplificador de instrumentación y filtrado analógico de la señal [7].

2.1.2. Configuración electrónica

La señal proveniente del sensor es procesada por un circuito impreso cuyo esquemático se observa en la figura 3, este comprende una alimentación por dos baterías de ion-litio de 3.7V y 1500 mAh que se conectan a un regulador de voltaje MP158EN, este regulador de voltaje alimenta los demás elementos del circuito, se muestra además la conexión al servomotor, un Arduino Nano y capacitores de desacople como elementos de protección.

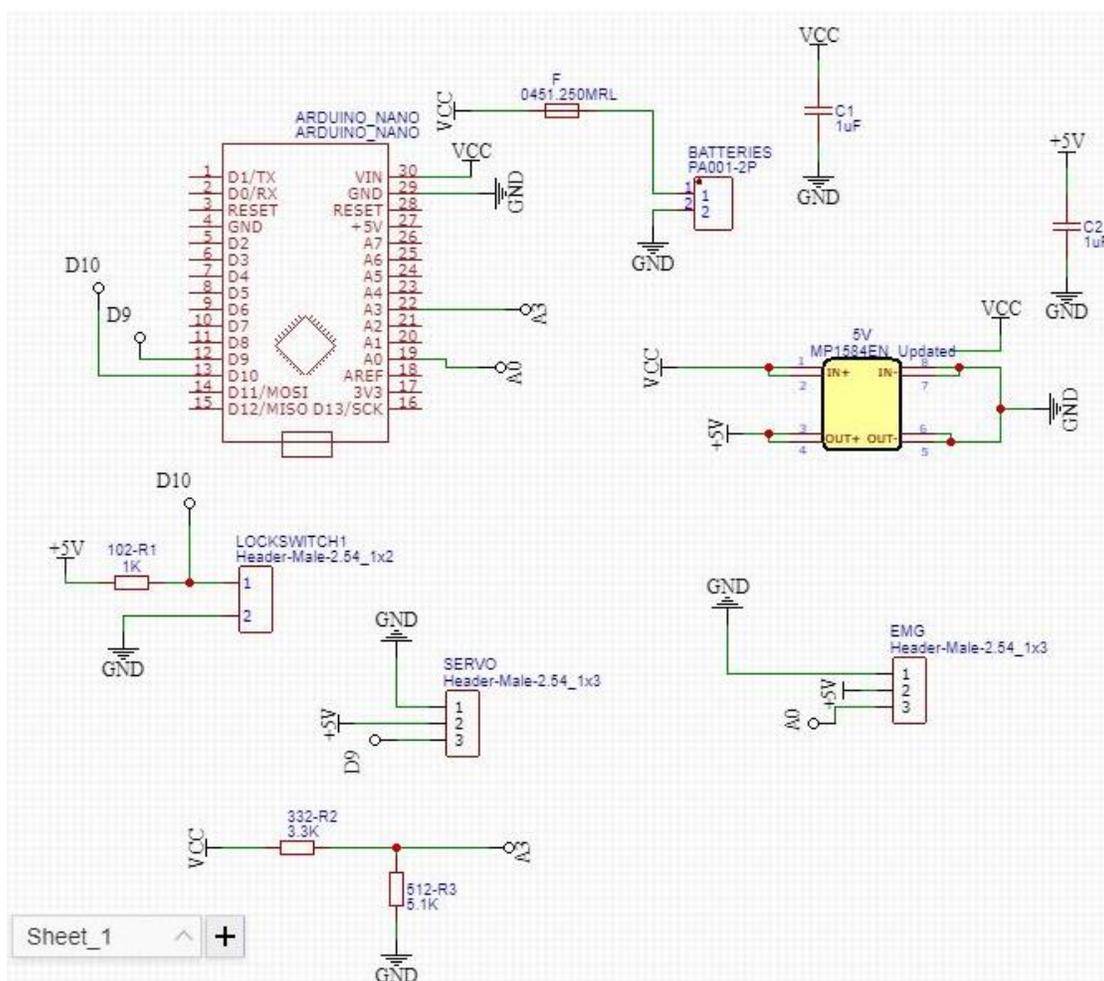


Figura 3. Esquemático del circuito impreso del “Robotic Arm v2” [8]

La señal es recibida por el Arduino Nano, el cual debe ser previamente calibrado con umbrales de intensidad de acuerdo con las capacidades del usuario, para luego poder enviar adecuadamente una señal PWM al servomotor controlando así las posiciones de agarre. Además, tiene conectado un interruptor de bloqueo que permite mantener fija una de las dos posibles posiciones de la mano, con el propósito de facilitar la sujeción de objetos por parte del usuario.

2.2 Dispositivos mecánicos

A partir de procesos colaborativos que se encuentran en repositorios digitales de plataformas como GitHub y Thingiverse, existe una disponibilidad de dispositivos adecuados

para la impresión, los cuales son usados a partir de la necesidad y el tipo de amputación que una persona necesite, en la tabla 1 se muestran los diseños empleados actualmente por la fundación.

Tabla 1. Descripción de modelos usados por la fundación. [5,9,10,11,12,13,14]

Modelo	Descripción	Nivel de amputación
Kinetic Finger	Con actuación por el mismo usuario, utiliza TPU para articulaciones flexibles permitiendo un movimiento natural de cierre y apertura del dedo [9]	Dedos
Cre-012 Infinite Arm	Prótesis de bajo costo para desarticulación de hombro, asegurado por medio de arneses [10]	Desarticulación de hombro
Kwawu Arm 2.0 Socket Version	Especial para agarrar objetos pequeños, mecanismo de acción mecánico con hilos [5].	Transradial, extremidades residuales cortas en antebrazo
Niop Modular Arm System	Acomodación del Kwawu arm con una acomodación modular en OpenSCAD para personas sin codo. [11].	Transhumeral/ Desarticulación de hombro
ArmPO v3	Para personas con todo el antebrazo y sin rotación, cuenta con dos canales, uno para los hilos que flexionan los dedos y otro para los filamentos flexibles que los extienden [12].	Transradial
Unlimbited Arm v2.1	Creado para codos funcionales y una cantidad considerable de antebrazo, pero no muñeca [13].	Transradial/ Desarticulación de muñeca
Distance Sensing Arm Prosthetic	Adaptación del Ulimbited Arm que incorpora detección a distancia de objetos y un sistema de vibración.[14]	Transradial

2.3 Impresión 3D

El proceso de impresión 3D construye objetos tridimensionales a partir de un modelo de diseño asistido por computador (CAD), agregando sucesivamente material capa por capa en lo que se denomina fabricación aditiva [15]. Para lograr esto se emplea un método de modelado por deposición fundida (FDM) con un filamento de plástico de alimentación, hecho

de ácido poliláctico (PLA) o poliuretano termoplástico (TPU), que es extruido a través de una boquilla [16].

2.4 Malformación congénita

El caso presentado a la fundación corresponde a un caso de un niño de 4 años con una malformación congénita de miembro superior llamado Focomelia, que consiste en la agenesia de un segmento intermedio en estas extremidades, donde la mano suele tener una función útil [17]. En la figura 4 se muestra una ilustración de esta condición congénita.

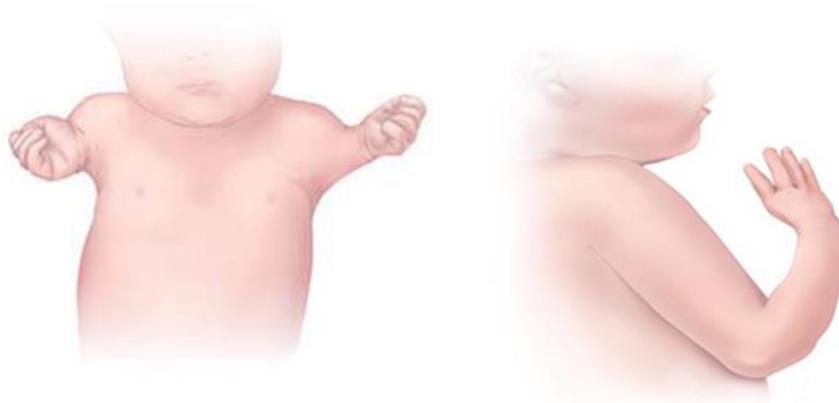


Figura 4. Malformación congénita del sistema musculoesquelético por Focomelia [18].

En este caso la malformación consta específicamente en el crecimiento de únicamente el dedo índice derecho ubicado próximo al hombro.

3. METODOLOGÍA

La metodología presentada a continuación se estructuró de acuerdo con los objetivos específicos indicados previamente. Para realizar el diseño electrónico de la tercera versión del brazo robótico para la fundación se siguió la estructura del diagrama de flujo que se muestra en la figura 5, este se encuentra separado en dos secciones: la fila superior corresponde a la etapa de desarrollo en la cual se hace la definición del tipo de adaptaciones que se proponen realizar, y en la fila inferior se especifican los pasos para la evaluación de los resultados obtenidos. En los subcapítulos siguientes se detalla cada uno de los pasos contenidos en el diagrama de flujo.

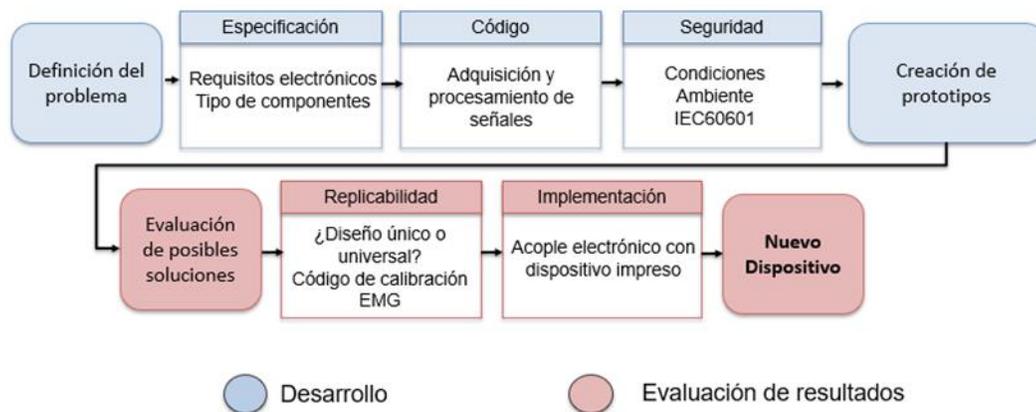


Figura 5. Flujo de desarrollo para la metodología implementada.

3.1 Definición del problema y diseño de un dispositivo para el registro de datos

A partir de la pregunta de: ¿Cuál es el problema o necesidad por resolver? se identificaron los diseños a realizar a partir de tres clasificaciones [4]:

- **Diseño adaptativo:** Concerniente a modificaciones de conceptos existentes en el que se identificaron cambios menores, usualmente de dimensionamiento y ubicación de componentes en búsqueda de establecer mejores parámetros de operación. Se empleó

a aquello concerniente con la impresión 3D y diseño CAD, en el que se parte de un modelo existente “*MyPO*” [19] con modificaciones menores.

- **Diseño de desarrollo:** Se partió del modelo mecánico existente, con el propósito de obtener un resultado final notablemente diferente, a partir de un enfoque en la seguridad del usuario en este diseño en dos aspectos: seguridad mecánica y disminución de errores por parte del operador. Se empleó para el acople entre los componentes electrónicos y los componentes que accionan el mecanismo de contracción de la mano en el dispositivo de asistencia.
- **Nuevo diseño:** Se dedicará exclusivamente al diseño del circuito impreso PCB, buscando una producción eficiente y buena accesibilidad a los sistemas de medición. Este último se diseñó a este propósito debido a que es de interés de la fundación el desarrollo de un dispositivo de asistencia controlado por contracciones EMG de forma inalámbrica, lo que requiere plantear los requisitos electrónicos y tipo de componentes requeridos para cumplir esta condición.

3.1.1. Diseño de Datalogger

En concordancia con la definición del problema se diseñó un dispositivo para el registro de datos *Datalogger* que permite identificar parámetros de utilización por parte de usuarios del “*Robotic Arm v2*” durante una jornada de uso cotidiano, de manera que sea posible cuantificar e identificar necesidades de ajustes a la versión actual. En la tabla 2 se muestran las variables definidas y su explicación:

Tabla 2. Descripción de las variables a medir en el Datalogger.

Variable	Justificación
Estado de la señal	Variable tipo <i>boolean</i> que indica el estado de activación del servomotor que cierra la mano del dispositivo luego de una contracción muscular.
Valor de la señal EMG	Se almacena únicamente cuando la variable anterior se encuentra en estado alto, esto permite conocer una indicación indirecta de la intensidad de contracción muscular del usuario, interpretada en un valor de voltaje de cero a cinco voltios.
Batería	Almacena el valor de voltaje que la batería posee en un instante de tiempo, en una primera instancia se guarda el dato cada hora, aunque la frecuencia de adquisición de esta variable se puede ajustar.
Fecha y hora	Parámetros de almacenamiento simultáneos a todas las variables anteriores que indican los instantes en que son almacenados los datos.

Es así como se acopló el diseño del dispositivo de registro de datos al circuito existente que controla el brazo robótico de la fundación que se mostró en la figura 3. Para esto se integraron los elementos electrónicos del “Robotic Arm v2” con los componentes necesarios de un dispositivo de adquisición de datos; la elección de componentes del diseño se basó en el dispositivo *vma202*, un *datalogging shield* compatible con Arduino Uno, que emplea memorias tipo SD FAT16/FAT32. El código que controla a todo el dispositivo es programado en la interfaz de Arduino para dar continuidad con los códigos existentes en los repositorios de Enable Medellín.

3.2. Especificación de requisitos y código

Después de haber realizado la definición del problema se establecieron los componentes electrónicos necesarios y las especificaciones de estos, seguido por la elaboración de los códigos en la interfaz de Arduino IDE para la adquisición y procesamiento de la señal electromiográfica correspondiente a la contracción de grupos de músculos de la extremidad superior: bíceps y antebrazo. Finalmente, se estableció el protocolo de comunicación inalámbrica entre dispositivos.

3.3. Seguridad y creación de prototipos

Se procedió con la evaluación de las condiciones de operación y ambiente al que va a estar sometido el diseño electrónico, haciendo una revisión de la norma técnica para la seguridad y rendimiento esencial de equipos eléctricos médicos IEC 60601. Para finalizar la primera etapa se hizo la creación de un prototipo que permite la evaluación de los códigos implementados.

3.4. Evaluación de posibles soluciones

En esta etapa de la metodología se hizo un análisis de los códigos implementados y la replicabilidad del proceso, enfocado en la calibración del sensor de electromiografía para el reconocimiento de contracciones musculares entre diferentes usuarios; lo que permite concluir si el código construido permite un uso en diseños universales de los dispositivos prostéticos o es de utilidad para casos concretos que se puedan presentar en la fundación. Seguido a esto, se evaluó la implementación del dispositivo en las prótesis mecánicas de la fundación. Finalmente, al tener un nuevo dispositivo, todas las instrucciones para su replicación son subidas en el repositorio Github de la fundación.

3.5. Dispositivo de asistencia específico

Este subcapítulo corresponde al desarrollo del dispositivo específico correspondiente al tercer objetivo específico de la práctica, el cual es independiente al diagrama de flujo y subcapítulos anteriores. Para proponer el diseño de un instrumento de asistencia que se ajuste a las necesidades del caso de malformación congénita, se tuvieron en consideración las siguientes condiciones:

1. El dispositivo debe permitir el agarre de objetos de manera simple, es decir, realiza una apertura y cierre para la sujeción.
2. Su propósito es la familiarización del beneficiario con el uso de dispositivos de asistencia como preparación al uso de ortesis y prótesis en sus extremidades.

3. Por solicitud de los padres se opta por un dispositivo más funcional que estético para cumplir mejor con la primera condición, por lo que no se considera adaptar alguno de los diseños existentes de la fundación.
4. El diseño permite modificaciones y mejoras a futuro a medida que el beneficiario sea mayor.
5. Debe ser liviano, de bajo costo e impreso en 3D.

De manera que se decidió diseñar un dispositivo con un mecanismo de activación electrónica a través de un botón capacitivo sensible al tacto, ya que este permite realizar la sujeción de objetos sin depender de esfuerzos mecánicos para la contracción, este dispositivo se destinó al brazo izquierdo del beneficiario únicamente. Los elementos que componen al dispositivo se diseñaron en Autodesk Fusion360 en paralelo con un diseño electrónico en Autodesk Eagle 9.4, con la programación de un microcontrolador en Arduino IDE. Para darle identidad al dispositivo la fundación decide nombrarlo “*Brazo Céfire*”.

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1 Sistema de adquisición de datos *Datalogger*

En las figuras 6, 7, 8 y 9 se muestra el esquemático con los componentes, conexiones y diseño del sistema de adquisición de datos *Datalogger*, que fueron realizados en el software Autodesk Eagle 9.4.

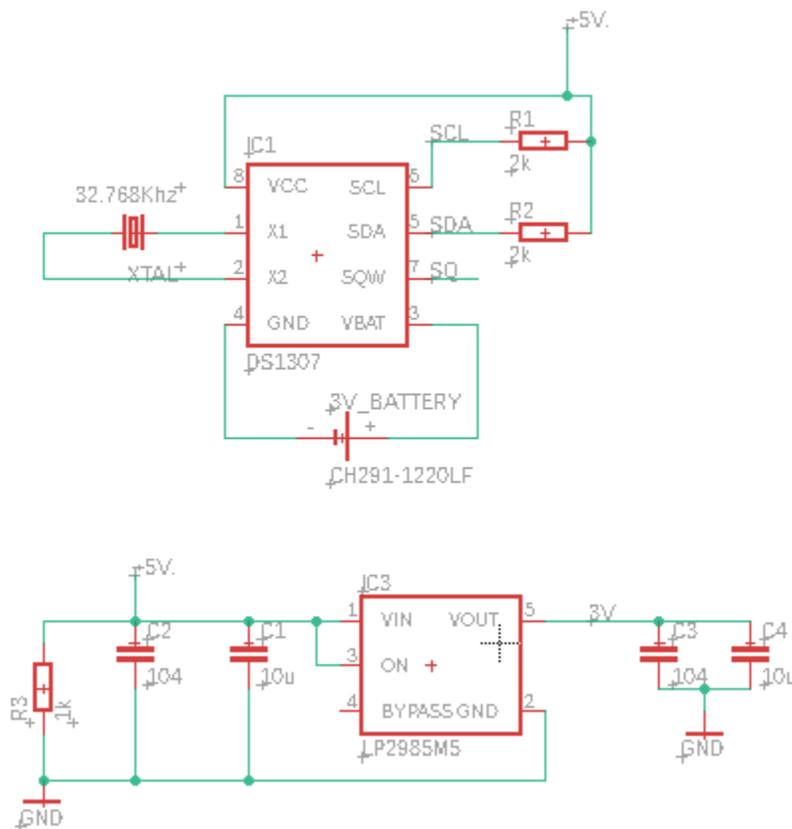


Figura 6. Parte superior: regulador Low-Dropout a 3V
Parte inferior: integrado RTC.

En la parte superior de la figura 6 se indica la configuración de un cristal oscilador de 32.77 kHz controlado por un circuito integrado DS1307, que por medio de comunicación I2C envía información de fecha y hora actualizada a partir del momento en que el cristal es activado. Para esta activación fue necesario entonces implementar un código de actualización

de hora y fecha la primera vez que se enciende el dispositivo, y así al momento de obtener la información, esta corresponde correctamente a fechas actuales. Una vez realizado esto, el dispositivo puede apagarse y volver a encender conservando la información actualizada para el envío de datos por el circuito RTC.

En la parte inferior de la figura 6 se encuentra un regulador de voltaje Low-Dropout LP2985 que permite un voltaje de salida controlado a 3V, conectado con sus respectivos capacitores de desacople, este es requerido por algunos dispositivos que se encuentran en los esquemáticos de las siguientes figuras.

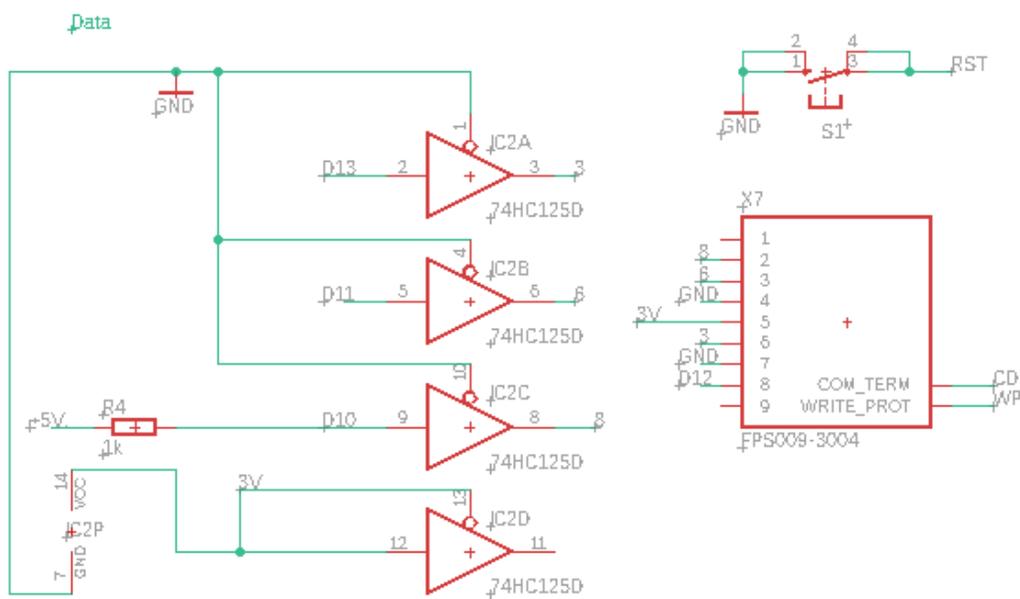


Figura 7. Izquierda: Bus buffer. Derecha: Inserción de memoria SD.

Los amplificadores operacionales en configuración de buffer que se encuentran ubicados en la parte izquierda de la figura 7 representan al componente 74HC1250, un Quad Buffer cuya función es albergar temporalmente y ordenar bloques de información que van a ser escritos o leídos por una memoria SD por protocolo SPI. En la parte derecha de la figura 7 se encuentra la representación del espacio de inserción de la memoria SD, conectada al

buffer y al microcontrolador del dispositivo. Estos son los componentes que permiten el almacenamiento de las variables de interés una vez procesados por el microcontrolador.

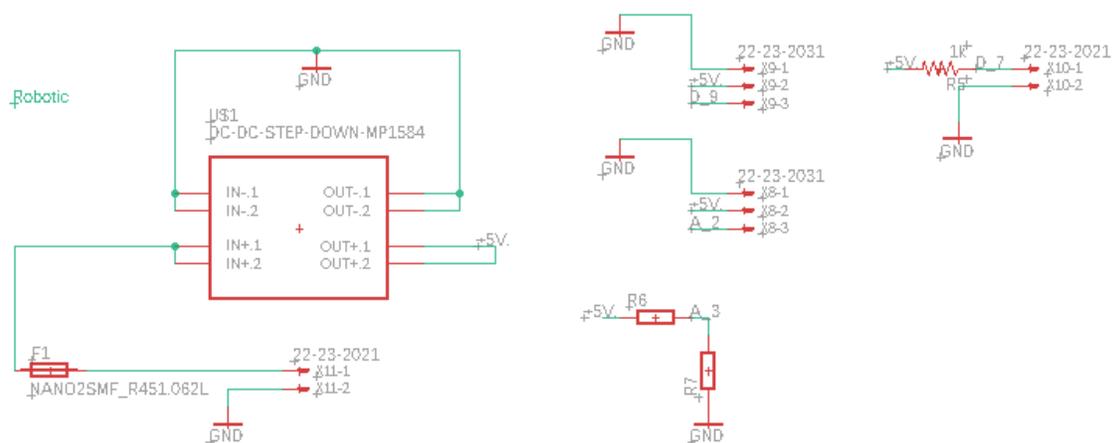


Figura 8. Izquierda: Regulador tipo Step-down a 5V
Derecha: Pines de conexión de sensor y control de batería.

Los elementos de la figura 8 son extraídos del diseño de la segunda versión del brazo robótico, en la parte izquierda se encuentra un convertor de voltaje tipo Buck de referencia MP1584, este convertor toma el voltaje proporcionado por la batería y asegura una caída de voltaje fija de 5V para alimentar los componentes que lo requieren. Sirve además para proteger el resto del circuito de picos de voltaje o comportamientos inesperados por la fuente de alimentación, puesto que es un fenómeno recurrente en las fuentes DC con baterías de litio. Los pines ubicados en la parte derecha de la figura 8 consisten en los pines de conexión a un sensor EMG para capturar las contracciones musculares del usuario, los pines de conexión del servomotor del brazo robótico, un interruptor de encendido y apagado y finalmente un lector de estado de batería.

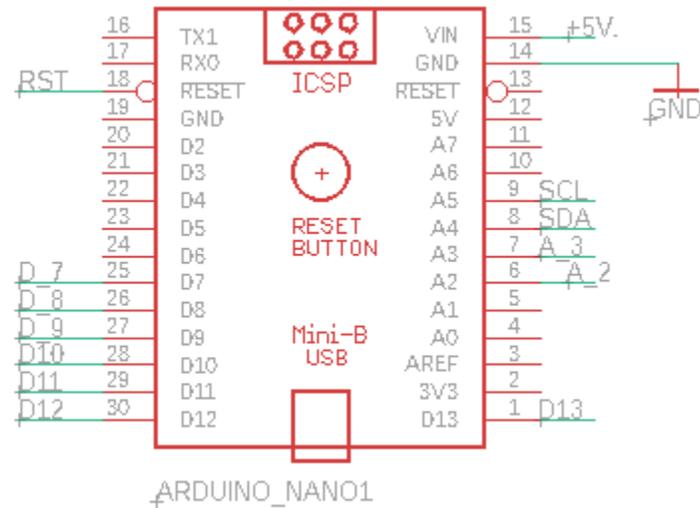


Figura 9. Microcontrolador Arduino Nano

En la figura 9 se observa un microcontrolador Arduino Nano con la ubicación de pines asignados en concordancia con el código cargado. Además, se encuentran indicados los pines de comunicación SPI de la memoria SD y el buffer, como también la asignación de pines para la comunicación I2C del RTC. Finalmente, en la figura 10 se muestra el diseño propuesto para ser impreso en un PCB cuyas dimensiones son 82.6 x 83.8 mm.

Según indicaciones del equipo de producción de la fundación, la tarjeta sería impresa en una máquina fresadora tipo CNC con un solo lado disponible para pistas de conducción, lo que conlleva a un tamaño de tarjeta mayor; las pistas que se encuentran en color rojo en la figura 10 representan las conexiones a realizar con cableado tipo jumper haciendo soldadura en los nodos; esto fue necesario ya que la ubicación de los nodos que debe unir no poseen rutas alternativas de conexión con la condición explicada anteriormente.

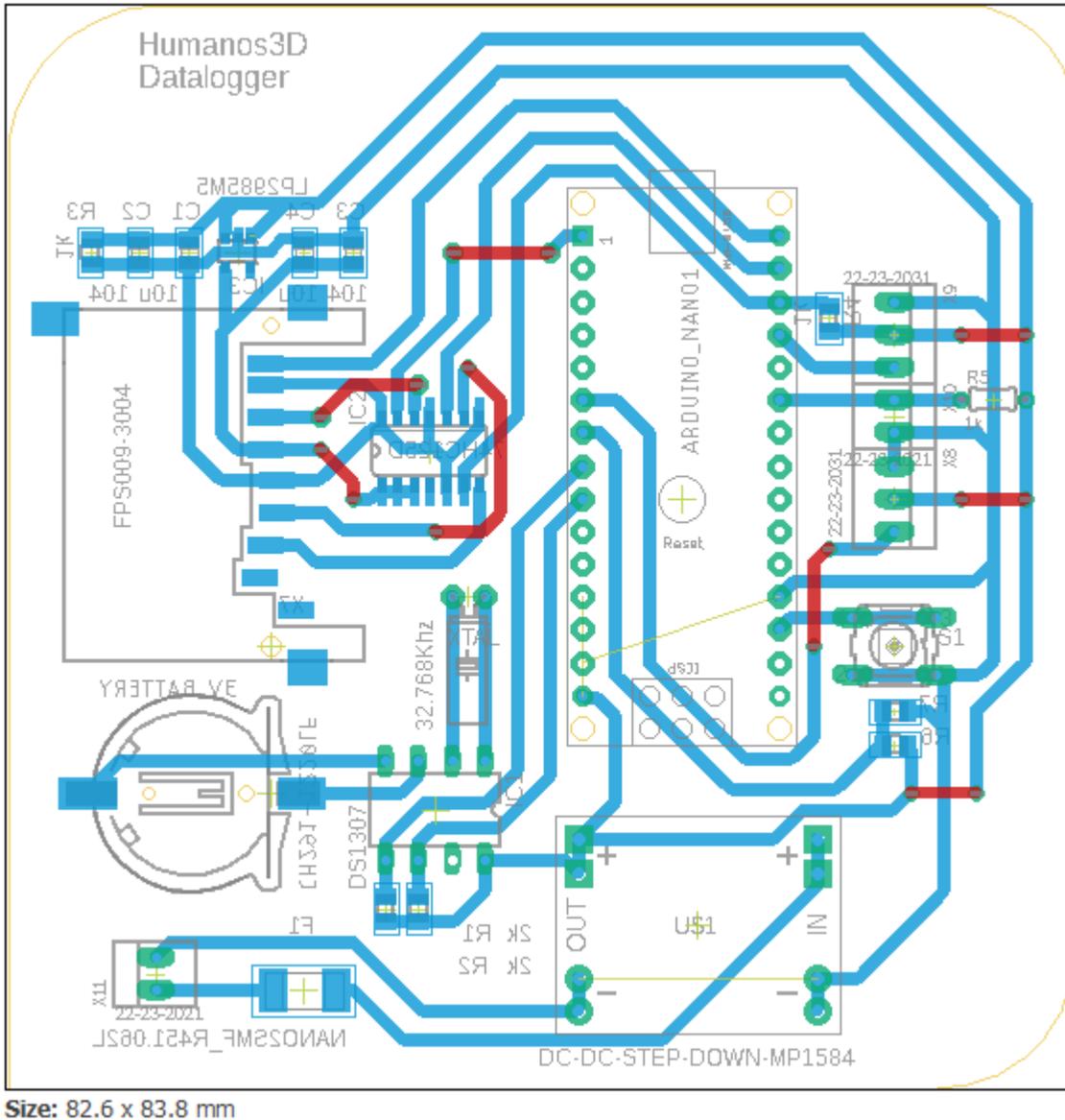


Figura 10. Esquemático final del datalogger en PCB.

La programación del dispositivo Arduino es documentada en el repositorio Github de la fundación, se explican las librerías que se deben descargar e instalar antes de poder compilar y subir el código al microcontrolador. Para la lectura y escritura de los valores de las variables de adquisición en la memoria SD, se almacenan en formato *.txt*, una vez ahí se pueden abrir en un editor de texto básico o Excel para el posterior análisis de los datos.

A la fecha en que se cumple el objetivo de realizar el diseño del dispositivo, su implementación se vio truncada dadas las condiciones sociales que se presentaron, por lo que

el circuito se construyó en protoboard para verificar que el diseño y código propuesto fuesen correctos, por estas mismas razones, los ensayos se realizaron con el personal y practicantes de la fundación. En la figura 11 se muestra un caso de recolección de datos en Excel donde se indica cómo se organizan automáticamente los datos que fueron adquiridos y almacenados en la memoria SD.

	A	B	C	D	E
1	State (bool)	Transient Signal (V)	Battery (V)	Time	Date
2	1	3,2	5	13:48:35	16/03/2020
3	1	3,2	5	13:48:40	16/03/2020
4	1	3,19	5	13:48:46	16/03/2020
5	0	0	5	13:48:53	16/03/2020
6	1	3,19	5	13:48:58	16/03/2020
7	0	0	5	13:49:03	16/03/2020
8	0	0	5	13:50:35	16/03/2020
9	0	0	5	13:50:42	16/03/2020
10	1	3,2	5	13:50:47	16/03/2020
11	0	0	5	13:50:51	16/03/2020
12	1	3,19	5	13:51:22	16/03/2020
13	1	3,2	5	13:51:27	16/03/2020
14	1	3,2	5	13:51:32	16/03/2020
15	1	3,19	5	13:59:51	16/03/2020
16	0	0	5	14:08:21	16/03/2020
17	1	3,19	5	14:12:40	16/03/2020
18	0	0	5	14:20:44	16/03/2020
19	0	0	5	14:21:53	16/03/2020
20	0	0	5	14:31:08	16/03/2020
21	1	3,2	5	14:33:00	16/03/2020
22	0	0	5	14:40:11	16/03/2020
23	0	0	5	14:41:42	16/03/2020
24	0	0	5	14:42:00	16/03/2020
25	1	3,18	5	14:44:51	16/03/2020
26	0	0	5	14:51:22	16/03/2020
27	0	0	5	14:53:47	16/03/2020
28	1	3,2	5	14:54:02	16/03/2020

Figura 11. Datos de hora, fecha, estado y voltajes de señal y batería por almacenados por el datalogger.

En la figura 12 se grafica el estado de la batería y el voltaje que se registró con las diferentes contracciones musculares para la activación del dispositivo en una prueba piloto, los puntos azules y naranjas corresponden a los valores discretos de la batería y el umbral de voltaje alcanzado por el sensor EMG respectivamente; la línea anaranjada corresponde a la línea de tendencia del voltaje calculada con una media móvil de 8 periodos, es decir, cada ocho muestras se calcula el promedio de datos obteniendo así información sobre el voltaje consumido por el dispositivo. La misma línea de tendencia se aplica para el estado de batería,

sin embargo, la muestra al ser tomada en un lapso corto, el voltaje de estas no varía debido al regulador MP1584.

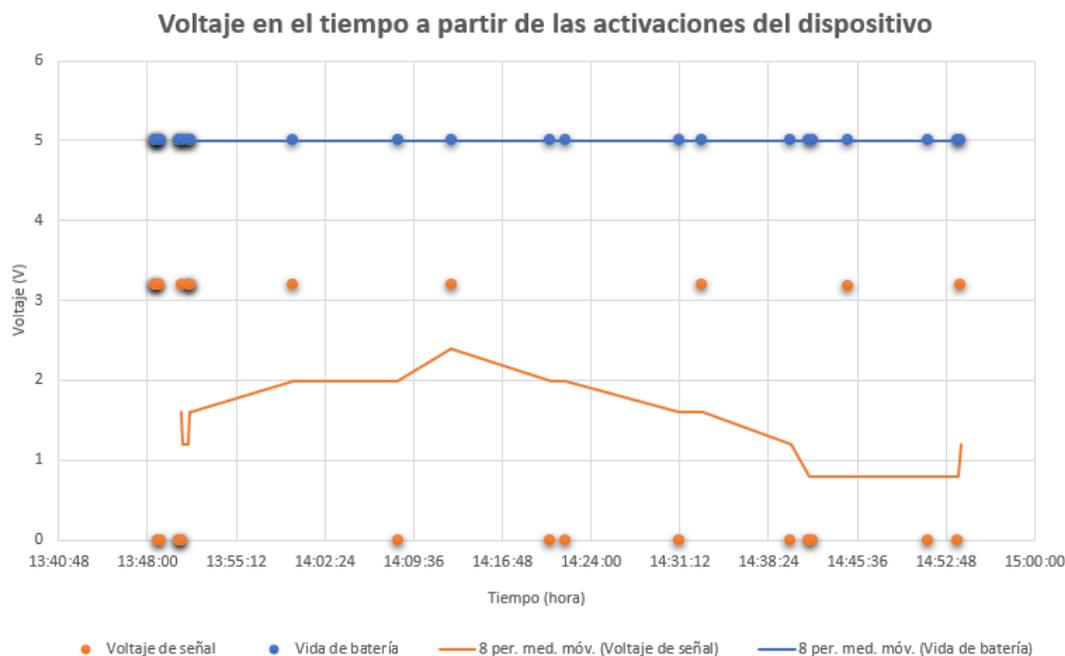


Figura 12. Gráfico de voltaje en el tiempo a partir de las activaciones del dispositivo.

Esto permite identificar la eficiencia de la alimentación del dispositivo e identificar un posible sobredimensionamiento de las baterías implementadas, como uno de los análisis a realizar con la información recopilada. Una vez finalizado el diseño del datalogger se espera un retorno a la normalidad luego de las dificultades dadas por la pandemia para hacer una implementación efectiva de este dispositivo en beneficiarios de la fundación, esta implementación se realiza como voluntariado por fuera del trabajo propuesto dentro de los objetivos definidos para la práctica por motivos de tiempo, sin embargo, el diseño como tal fue realizado exitosamente.

4.2. Diseño electrónico para la tercera versión del brazo robótico

Debido a la dificultad de implementar la toma de datos para un reconocimiento de antecedentes de la versión actual del brazo robótico con el datalogger diseñado, se procedió

directamente a la especificación de componentes y requisitos electrónicos de una nueva versión a partir de las necesidades explicadas en la metodología.

4.2.1. Requisitos electrónicos y tipos de componentes

Para la activación del dispositivo por parte del usuario se decidió implementar el mismo proceso de activación por contracción muscular con el sensor de electromiografía no invasivo de las versiones anteriores, mostrado en la figura 2. Para separar los componentes electrónicos de la prótesis entre el usuario y el dispositivo mecánico, y así no depender de la conexión de los cables de audio del sensor, como se disponen en la versión anterior, se plantearon inicialmente cuatro protocolos de comunicación inalámbricos para identificar cuál es el adecuado, estos fueron: comunicación bluetooth, comunicación por módulo de radiofrecuencia (RF de 433MHz), comunicación bluetooth de baja energía (BLE) y comunicación Wifi. Para elegir uno de estos protocolos se comparó el ancho de banda que emplean, la cantidad de usuario y saturación de las bandas por el uso de otros dispositivos cotidianos y la calidad de la señal en relación con el tipo de información que se requiere enviar.

Para establecer un dispositivo emisor y otro receptor, inicialmente se evaluaron las especificaciones de un módulo RF de 433MHz, sin embargo, este fue descartado ya que el rango de aplicación se encuentra sobredimensionado para el alcance del dispositivo propuesto, con un alcance de aproximadamente 300 metros [20], en el que un usuario se encuentra a menos de un metro de distancia para su brazo robótico. Bajo el mismo fundamento, las comunicaciones IoT tipo SigFox y Lora fueron igualmente descartados, por lo que quedó como posible elección un protocolo bluetooth BLE o de red Wifi.

Teniendo en consideración el costo de implementación de uno de estos protocolos y el lenguaje de programación utilizado en la fundación para sus dispositivos, fue considerada una implementación por Arduino; sin embargo, para esto es requerida la adición de un módulo de comunicación inalámbrica wifi o BLE a los microcontroladores Arduino existentes en la fundación para la versión actual. Luego de realizar una comparación de especificaciones técnicas y de precio con la adición de los módulos, se propuso una

alternativa con dos microcontroladores llamados ESP8266 y ESP32-WROOM-32, que se muestran en la figura 13.



Figura 13. Dispositivos SoC elegidos para comunicación inalámbrica. Izquierda: ESP32-WROOM-32 Derecha: ESP8266.

El ESP32-WROOM-32 es un microcontrolador con un módulo Wifi y Bluetooth con un rango de frecuencia de 2.4 GHz ~ 2.5 GHz, que permite una variedad de aplicaciones con un consumo de corriente en modo de reposo *sleep mode* menor a 5 μ A, lo que lo hace apropiado para aplicaciones de electrónica portátil y con batería [21], además cuenta con la capacidad suficiente para activar un par de servomotores. El ESP8266 posee también los módulos mencionados a una frecuencia de 2.4 GHz, el cual puede funcionar en aplicaciones independientes o como esclavo de un microcontrolador huésped [22], cuenta además con otros protocolos y capacidades como un conversor analógico-digital, modulación PWM, comunicación SPI, I2C, entre otros. Sus dimensiones son de 24.8mm x 14.3mm, lo que lo hace idóneo para ser acoplado al dispositivo de interacción con el usuario. Es así como se definió el ESP8266 como el encargado de adquirir, procesar y enviar la señal EMG por medio de comunicación inalámbrica, y el ESP32-WROOM-32 como receptor y actuador de la señal en el interior de la pieza del brazo robótico.

Finalmente, la ventaja de emplear este par de tarjetas de desarrollo es que se pueden comunicar por un protocolo de comunicación llamada ESP-NOW creado por Espressif el cual permite transmitir información de un dispositivo con módulo Wifi a otro sin necesidad de conexión a una red [23]. En el protocolo ESP-NOW los datos de la aplicación, en este caso la señal de contracción muscular, son encapsulados en la estructura que se muestra en

la figura 14: se encabeza el mensaje con la identificación MAC del dispositivo la cual debe estar contenida en todas las tarjetas que se deseen comunicar entre sí, seguido de un código de categoría, un identificador de organización y un valor aleatorio de 4 bytes usado para prevenir ataques de retransmisión, luego de esto se coloca el contenido de hasta 255 bytes con los datos a enviar y finaliza el mensaje con un FCS, el cual verifica la integridad o posibles errores en la secuencia de información recibida [24].



Figura 14. Formato de encapsulación de datos del protocolo de comunicación ESP-NOW. [24]

Para la apertura y cierre de la mano del dispositivo se decidió emplear dos servomotores de referencia MG92B con un torque de 3.5 kg, en la sección 4.2.4 se especifica la colocación de estos en el dispositivo.

4.2.2. Códigos implementados

Previo a la programación de cada tarjeta por separado, fue necesario identificar cuál es su identificación MAC (Media Access Control) empleando código proporcionado por el repositorio del desarrollador Espressif [25]. Este consiste en un serial de seis cifras almacenado en espacios de memoria en formato hexadecimal, que debe asignarse en el código de ambas tarjetas para permitir establecer la comunicación únicamente entre estas dos.

Como se explicó en la sección anterior, el ESP8266 fue elegido para enviar la señal EMG, sin embargo, por la forma en que está impresa la tarjeta no es posible conectarla directamente a un computador por medio de un puerto micro-USB, como es habitual en las tarjetas de desarrollo. Para poder quemar el dispositivo con nuevo código fue necesario

realizar el montaje que se muestra en la figura 15 con la ayuda de un Arduino Uno para establecer comunicación serial. Una vez cargado el código, se ajustó la disposición de los pines GPIO al sensor.

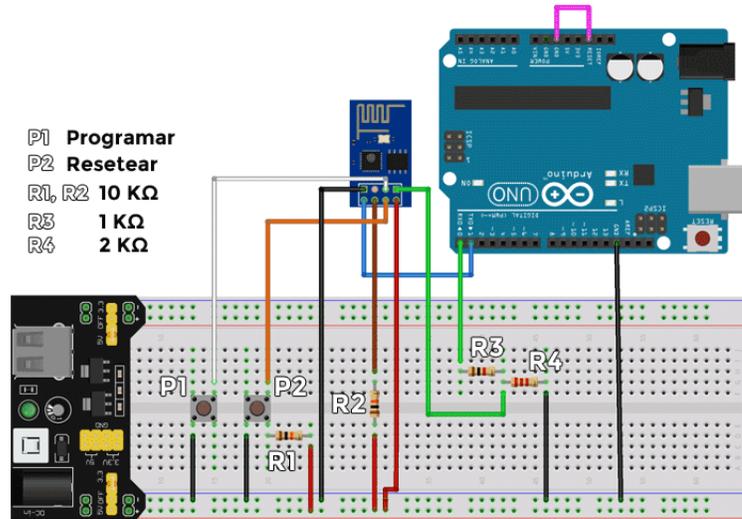


Figura 15. Montaje en protoboard para programar el ESP8266. [26]

En una primera aproximación con la adquisición y procesamiento de la señal EMG, se quiso implementar la misma estructura de código y filtros empleados en la versión anterior del brazo robótico, sin embargo esto presentó un mayor inconveniente puesto que los filtros empleados requieren de una función llamada *analogWrite()*, la cual no se encuentra construida dentro del ESP8266. Es por esto por lo que se creó un código completamente nuevo para esta sección.

Para hacer una adecuada adquisición de la señal se asigna un registro de tiempo por medio de la función *micros()*, y se hace una lectura analógica de uno de los pines del microcontrolador, conectándose a la salida del amplificador de instrumentación del sensor. Se estableció una frecuencia de muestreo de 500 Hz con una conversión ADC a partir de una resolución de 10 bits en un rango de 3.3 V, donde finalmente se realizó una envolvente a la señal. Para no tener en consideración variaciones de voltaje insignificantes dentro de la señal se estableció una línea base dentro de la envolvente a partir de la cual los valores adquiridos son cero. Teniendo en cuenta el ruido proporcionado por fuentes se aplicó un filtro eliminador de banda tipo Notch habilitado para 60 Hz o 50 Hz, este es aplicado a la señal para poder

visualizarla en la interfaz de Arduino en un computador conectado a un tomacorriente, al momento de estar haciendo una calibración. Es así como se obtuvo la señal que se observa en la figura 16, la cual corresponde a un ensayo con uno de los voluntarios, quien realizó una contracción muscular con el sensor ubicado en la zona anterior del antebrazo.

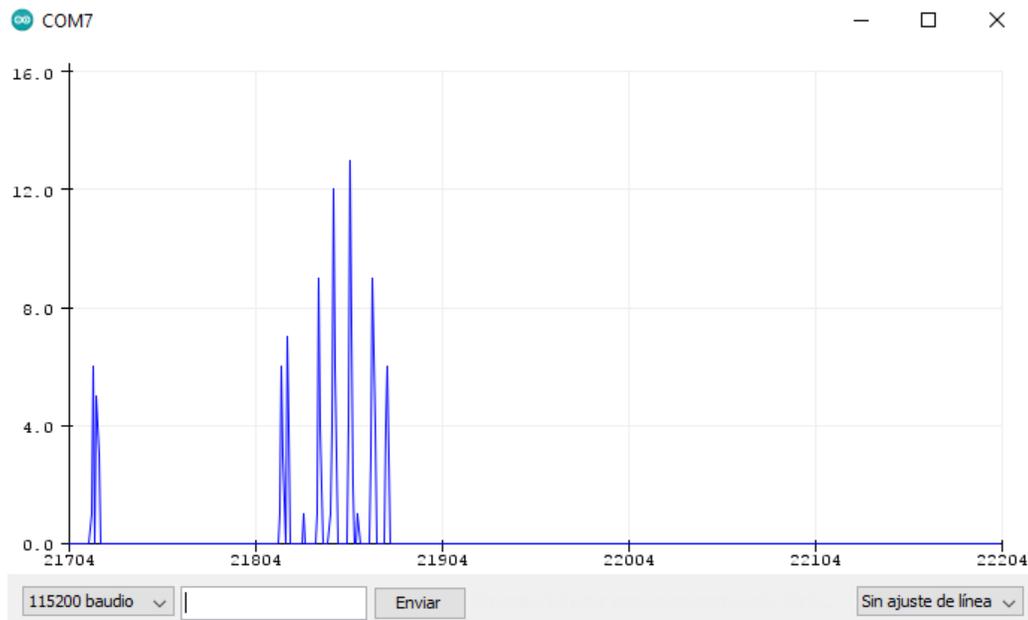


Figura 16. Señal EMG procesada y visualizada en el monitor serial de Arduino IDE.

En la figura 17 se muestran las etapas de adquisición y filtrado de la señal empleada en la versión anterior del brazo robótico, es así como se evidencia una mejora significativa en el procesamiento de la señal, con una adquisición más refinada de las contracciones musculares que permiten un mejor discernimiento de los movimientos del usuario. En el momento de hacer pruebas cualitativas con el nuevo código fue posible discernir en la interfaz de Arduino contracciones voluntarias del músculo donde estaba ubicado el sensor, movimientos involuntarios del brazo en momentos como ajustes de la correa de soporte, rotaciones de muñeca e incluso el movimiento de los dedos.

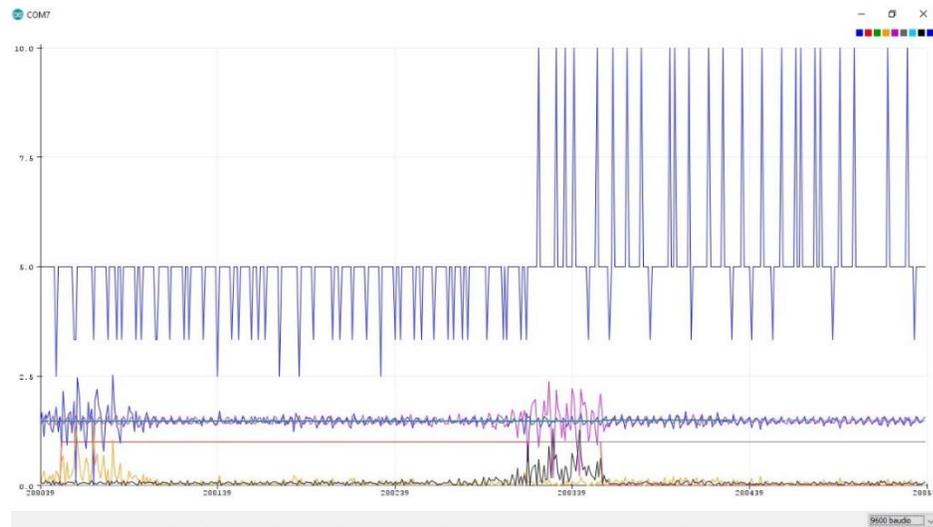


Figura 17. Señal EMG procesada y visualizada en el monitor serial de Arduino IDE para la versión anterior del brazo robótico. [27]

Con señales obtenidas como las de la figura 16, se estableció un valor de 4.0 como umbral de discernimiento entre una contracción muscular voluntaria y otro tipo de movimientos del brazo, a partir de este valor se confirma el envío de la señal desde el ESP8266 al ESP32.

Dada la forma en que se obtienen los picos de voltaje con una contracción muscular, donde una sola contracción del músculo se ve representada en cinco o seis picos de voltaje diferentes, la señal continuamente está cruzando el umbral establecido, algo que el código en una primera instancia representaría como múltiples contracciones. Para ajustar esto se crearon unas ventanas de muestreo de la señal de 300 milisegundos, las cuales inician su conteo cada vez que el umbral de contracción muscular es superado; si el conteo de la ventana no supera los 300 milisegundos no se considera finalizada la contracción muscular. Esta solución permitió realizar dos correcciones críticas para comprender el estado de la señal: la primera es la situación previamente mencionada, y la segunda corresponde al ruido generado por el sensor cuando no está en un contacto adecuado con la piel o está al aire, evento que se ve representado por una señal ruidosa con picos de voltajes prolongados y de alta frecuencia. De manera que los actuadores del brazo no se van a mover por motivos diferentes a una contracción voluntaria por parte del usuario.

Eventualmente al momento de una contracción voluntaria, el código determina la condición de movimiento de los servomotores del brazo cuando la señal ha pasado una última vez por el umbral establecido y ha transcurrido el tiempo de una ventana de muestreo sin ningún nuevo evento. Para esta versión se creó una posición de sujeción y otra de cierre de la mano, eventos que se van alternando con cada nueva contracción.

4.2.3. Seguridad y condiciones de ambiente

La familia de normas técnicas para la seguridad y rendimiento de equipos eléctricos médicos IEC 60601, comprende setenta normas diferentes que abarcan la compatibilidad electromagnética, sistemas electrónicos y ámbitos de seguridad, dentro de la cual la norma IEC 60601-1-6 y IEC 60601-1-9 especifican respectivamente los requerimientos básicos de seguridad y desempeño en estándares de usabilidad y los requisitos para el diseño ecológico consciente.

Aunque la nueva versión del brazo robótico no clasifica como equipo médico, sino como dispositivo de asistencia para personas con discapacidad en miembro superior, los parámetros establecidos en dicha norma sirvieron de sustento para verificar la seguridad de los componentes electrónicos implementados, en la que se concluye que para el uso de los elementos que se describen en la siguiente sección, estos deben de tener los certificados de uso y distribución verificados por los proveedores de componentes electrónicos y tecnología. Por lo que, para efectos de la difusión de los diseños proporcionados por la fundación a través de la comunidad de código abierto, se debe garantizar la advertencia en el uso de los mismos componentes descritos en los repositorios para asegurar una adecuada replicación del modelo.

4.2.4. Prototipo y evaluación de posibles soluciones

En la figura 18 se muestra el esquemático del circuito para la adquisición y envío de la señal, este es alimentado por una batería tipo LiPo de 3.7V y 1500 mAh, seguido por un convertor de voltaje tipo Buck asegurando una protección contra picos de voltaje y regulación a 3.3 V, para alimentar a los demás elementos del circuito. Se muestra además la

configuración de pines del sensor OYMotion con el ESP8266 y un interruptor de encendido y apagado.

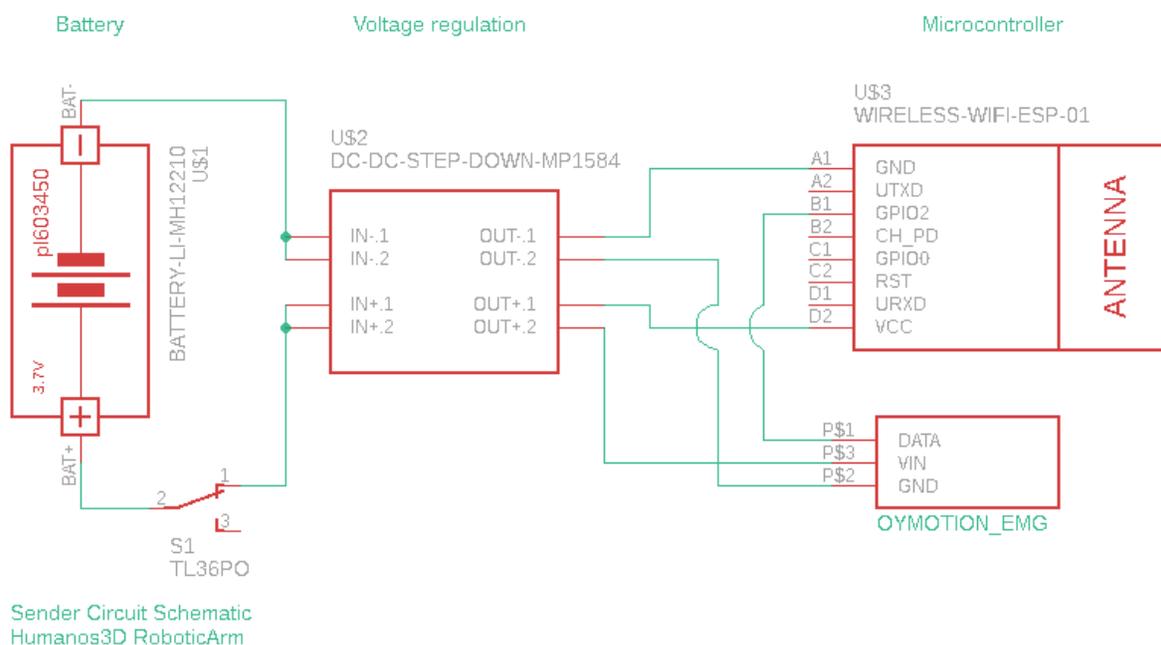


Figura 18. Esquemático del circuito de adquisición y envío de señal EMG.

Para albergar este circuito se diseñó la carcasa que se observa en la figura 19, cuyas dimensiones son 65 mm x 47 mm x 10.5 mm. En la figura 19.a. se muestra la sección anterior de la caja y en la figura 19.b. se muestra la parte superior de la caja desde una proyección ortogonal. El agujero rectangular colocado en el medio de la carcasa, como se ve en la figura 19.a, está destinado para un encaje ajustado al sensor OYMotion, el cual debe estar en contacto directo con la piel del usuario; los dos agujeros elipsoidales a los lados de este son diseñados para acoplar la banda de sujeción al brazo que el sensor trae integrado. Debajo del sensor se colocó un encaje para la placa con el amplificador de instrumentación.

En la figura 19.b, se encuentran los encajes para colocar el ESP8266, regulador de voltaje y batería, los cuales son dispuestos aprovechando la profundidad de la carcasa. El diseño tiene los bordes suavizados y agujeros en sus cuatro esquinas que permiten acoplarlo cubriendo el circuito; toda la carcasa es elaborada en impresión 3D y las fijaciones fueron realizadas con silicona industrial para protección de los puntos sensibles de soldadura.

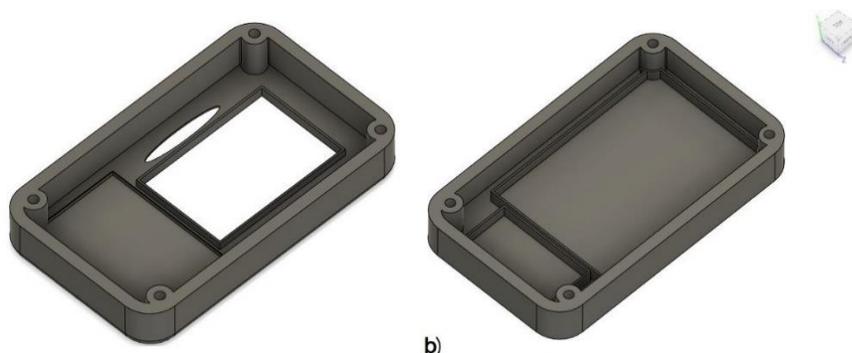


Figura 19. Carcasa para el circuito EMG y de envío de señal inalámbrica diseñado en Fusion360. Izquierda: Vista ortogonal de parte superior. Derecha: Vista ortogonal de parte inferior

En la figura 20 se muestra el esquemático del circuito que se alberga dentro del dispositivo de asistencia para la apertura y cierre de la mano. Consiste en un porta batería para dos pilas Li-Ion de 3.7 V y 1800 mAh de alimentación; en el medio se observan los componentes de regulación de voltaje conformados por un regulador lineal de voltaje L7805 que proporciona 5V y un convertor tipo Buck que regula el voltaje a 3.6V, cada uno con sus respectivos capacitores de desacople. Seguido a esto se muestra el ESP32 el cual es alimentado a 3.6 V e indica los pines asignados para enviar las diferentes posiciones de torque al par de servomotores, que se muestran en la parte inferior del esquemático.

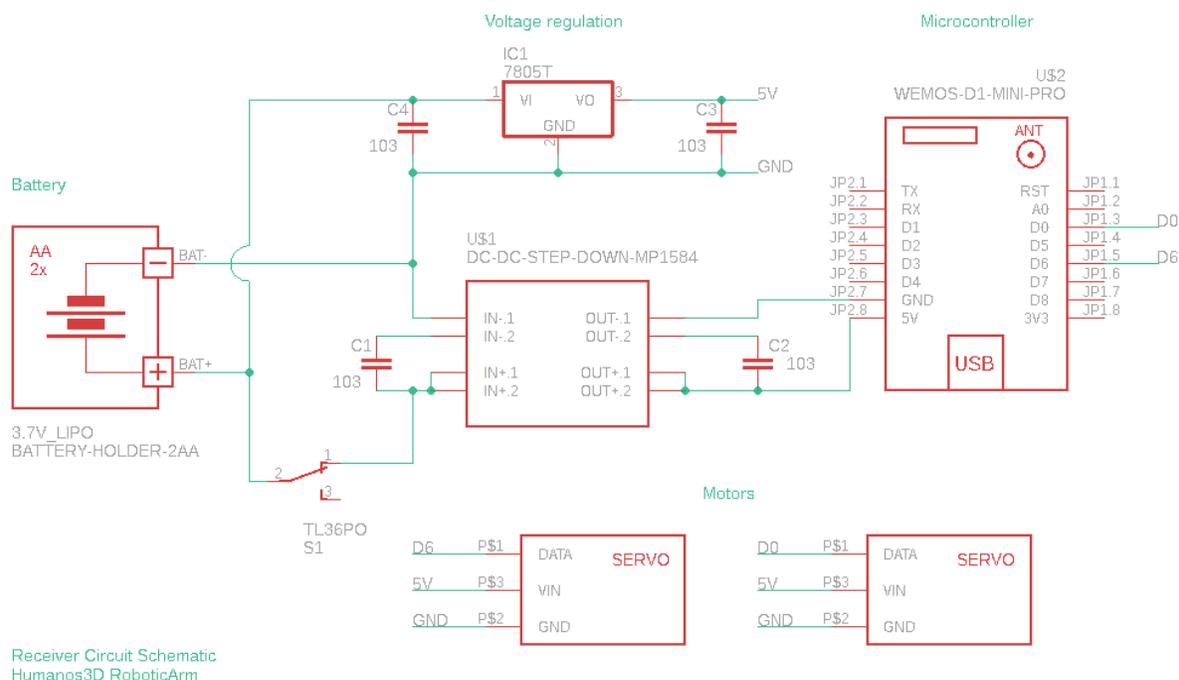


Figura 20. Esquemático del circuito de recepción de la señal y activación de la mano.

Finalmente, en la figura 21 se muestra una fotografía del circuito soldado en una tarjeta universal.

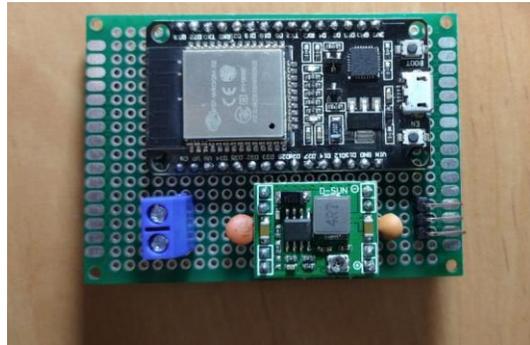


Figura 21. Circuito soldado de recepción de la señal y activación de la mano.

4.2.5. Replicabilidad

Dado que la fuerza en la contracción muscular varía entre personas y el dispositivo está ideado para beneficiarios con malformaciones o amputaciones, el umbral de detección de contracciones debe de ser ajustado para cada usuario. Este ajuste es posible hacerlo directamente sobre el código de Arduino con la ayuda del monitor serial de la interfaz de Arduino IDE como se vio en la figura 16. El procedimiento para esto se realiza a través de una serie de pruebas con el usuario con el sensor colocado en su extremidad y el ESP32 conectado a un computador; por medio de la activación en el código de una variable definida como “*Calibrate*”, se habilita la visualización de la señal para identificar el umbral de ajuste. La prueba consiste en pedirle al usuario hacer un total de seis contracciones del músculo donde tiene colocado el sensor, se visualizan los distintos umbrales medios alcanzados y a partir de estos datos se promedia el valor a definir en el código, este valor ha sido asignado a una variable en las declaraciones iniciales del código para permitir un fácil y único ajuste, seguido a esto se carga el código actualizado a la tarjeta.

Un segundo método disponible que facilita la replicabilidad de este diseño es a partir de la técnica de calibración utilizada para la versión anterior, donde por medio de arquitectura MVC, se tiene una interfaz para la calibración empleando un software libre llamado QT Creator [28], este sigue un proceso de calibración alternativo y compatible con la versión

actual, donde se adquiere el valor promedio de las contracciones realizadas por el usuario para la definición del umbral de activación.

4.2.6. Implementación mecánica

Para la implementación del circuito diseñado en un dispositivo mecánico se identificaron algunos inconvenientes con el modelo empleado en la versión anterior, tales como movimientos con rigidez y restricciones para el agarre de objetos, principalmente en el retorno de la mano a una posición inicial con los dedos estirados, donde la recuperación se dificulta con el uso repetitivo del mecanismo. Es por este motivo que se cambió el diseño a un dispositivo llamado “*MyPO*”, un diseño de código abierto con posibilidad de ajustes y modificaciones en impresión 3D realizado por la fundación Po Paraguay [29].

Al igual que su contraparte el *ArmPo v3*, este brazo está diseñado para personas con amputaciones transradiales cortas y largas, cuenta en su interior con espacio para un servomotor que controla el dedo índice y medio, y un segundo servomotor que controla el dedo anular y meñique. En la zona de la muñeca contiene un soporte en donde se colocó el circuito que controla estos motores. La diferencia entre este modelo y el diseño propuesto en este proyecto radica en los componentes electrónicos empleados y la lógica que constituyen al código que permite la activación de los servomotores. En la figura 22 se muestra la extremidad de la prótesis con una vista del interior de la palma, con la ubicación de ambos servomotores, la dirección del cableado y la ubicación del circuito en la zona de la muñeca.

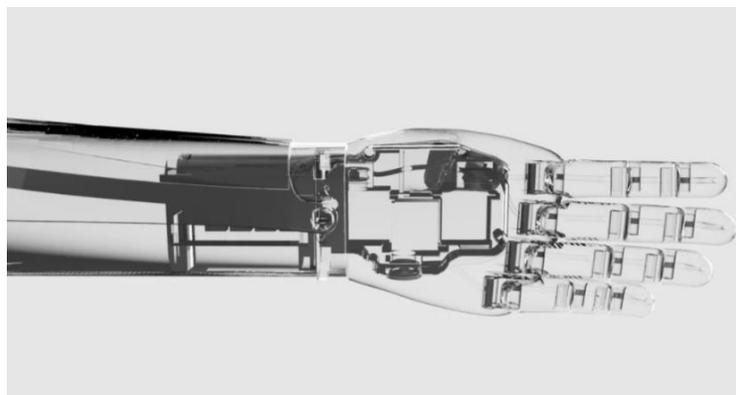


Figura 22. Interior del dispositivo *MyPo*. [29]

El cambio a este modelo representó una mejora en el movimiento de apertura y cierre de la mano con un mecanismo soportado por los dos servomotores.

4.3. Dispositivo de asistencia “Brazo Céfire”

Trabajando en conjunto con David Throught, ingeniero mecánico y voluntario de la fundación, se elaboró el diseño basado en una pinza industrial, esta pinza tiene un movimiento de apertura y cierra por medio de un servomotor controlado por un botón táctil capacitivo. A continuación, se muestran los planos del dispositivo por piezas, luego el dispositivo ensamblado y finalmente el esquemático del circuito. El diseño fue ideado y realizado en Autodesk Fusion360 por David Throught, luego a este se le hicieron adaptaciones y correcciones para ajustar los componentes electrónicos para la activación del dispositivo.

4.3.1. Diseño mecánico

En la figura 23 se observa la cabeza del dispositivo que permite asir objetos, en su vista frontal se observa una serie de agujeros triangulares en la parte superior de la pinza con el propósito de brindar flexibilidad al material, tiene además un arco en su zona media para permitir la sujeción de utensilios escolares. Este objeto es impreso en filamento TPU (thermoplastic polyurethane) ya que da un acabado flexible y blando para la sujeción de objetos livianos como prendas de ropa y hojas de papel.

En la parte inferior de la pinza se puede detallar una zona dispuesta para el amarre de un cable de nylon, este cable es atado al servomotor que acciona el cierre de la pinza y se encuentra ubicado en el brazo del dispositivo. En la vista superior de la figura 23 se observan 3 agujeros, cuyo propósito es de amarrar un cordón elástico que realiza la apertura de la pinza para recuperar su posición inicial, luego de haber sido tensionado por el accionamiento del cable de nylon.

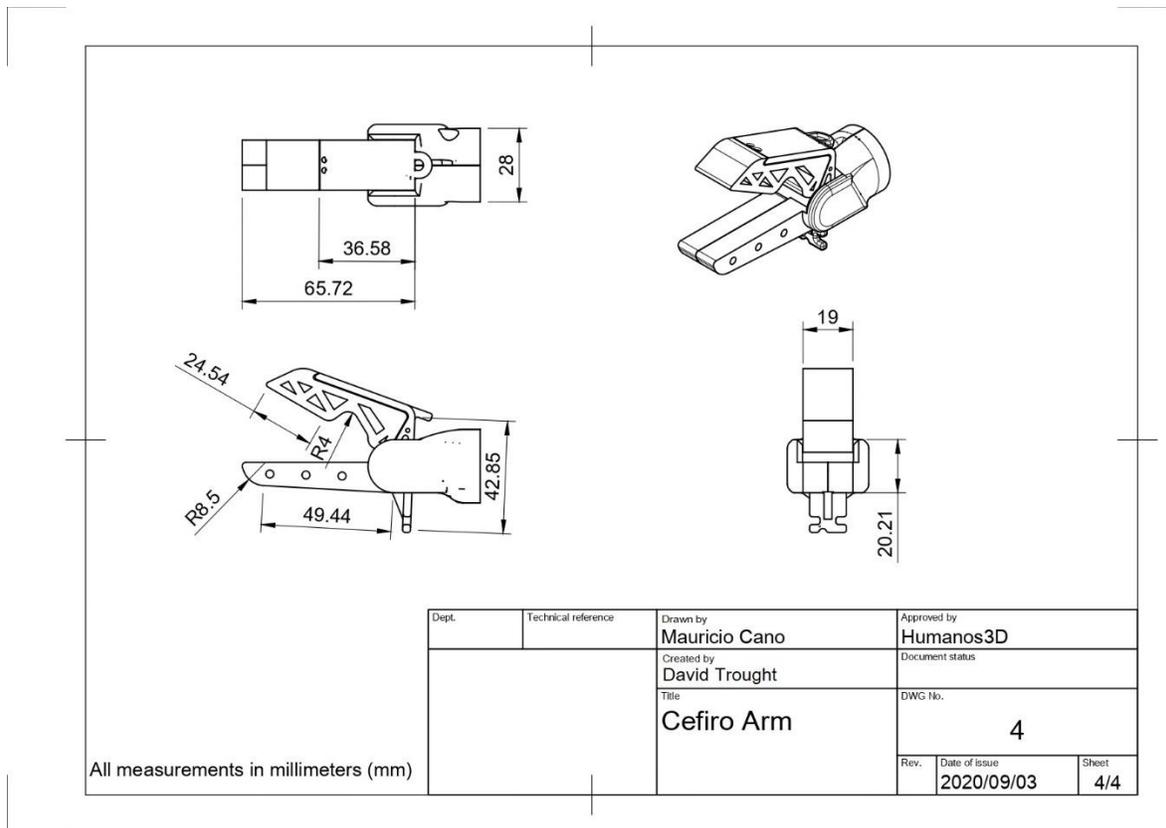


Figura 23. Dibujo de la pinza de agarre del dispositivo con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal.

La figura 24 muestra el brazo del dispositivo con los espacios destinados para la ubicación de los componentes electrónicos, en la zona inferior izquierda de la vista frontal se encuentra el conducto que conecta con la cabeza de la pinza y los cables de nylon, seguido a esto se ubica el engranaje acoplado al servomotor. El servomotor se ubica en el perfil rectangular de la figura y junto a este es colocado el microcontrolador; al otro lado de la pared que separa al microcontrolador de la zona media del brazo se coloca el botón capacitivo, esta es el área con la que entra en contacto el dedo del beneficiario.

Los demás agujeros de la pieza son utilizados para unirla con la pieza de cobertura que encierra al brazo, utilizando una serie de pines impresos en 3D; la pieza de cobertura tiene la misma silueta que la figura 24 y es donde la batería del circuito es colocada, la cual se encuentra aislada para proteger de cualquier tipo de contacto.

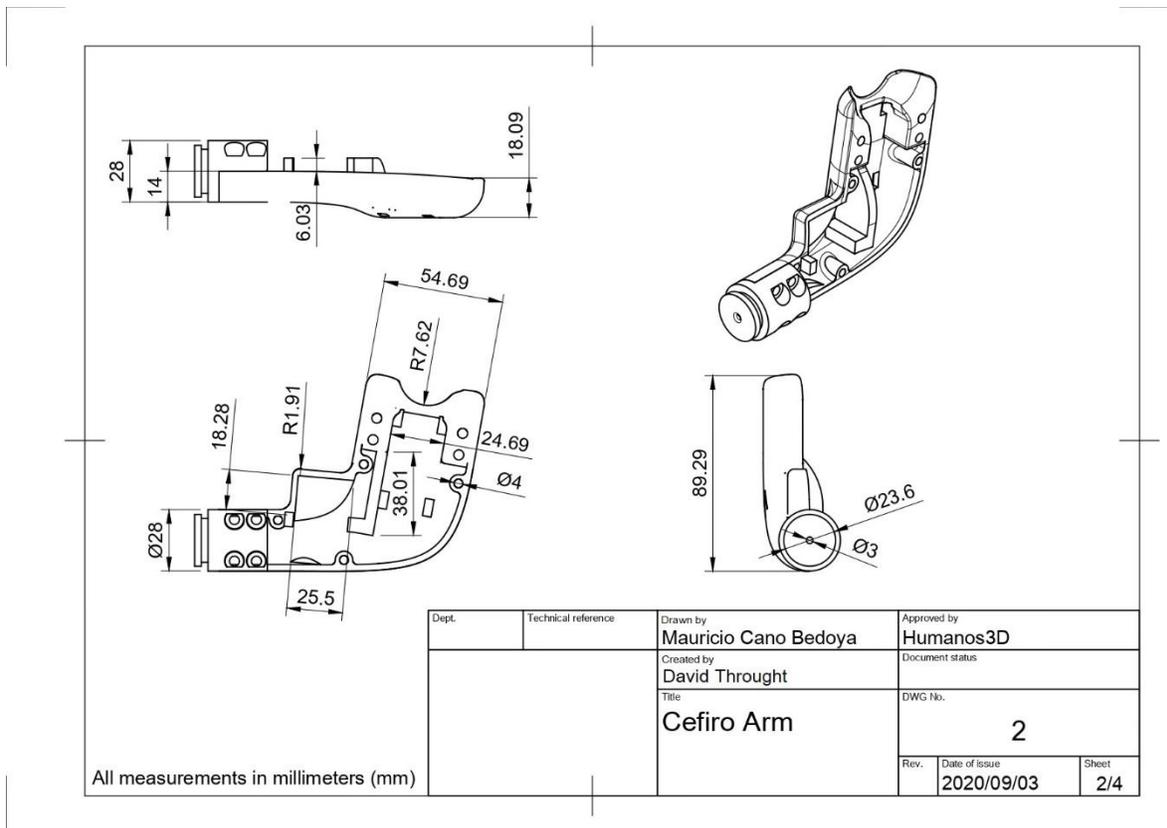


Figura 24. Dibujo del brazo del dispositivo con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal

En la figura 25 se muestra el plano del socket del dispositivo con sus respectivas medidas, esta pieza es también impresa en TPU puesto que entra en contacto directo con el brazo del usuario, por lo que debe ser blando, flexible y cómodo. El socket posee un agujero en su interior que permite el acceso del dedo al botón capacitivo del circuito; las extensiones que se encuentran en la parte inferior de la pieza se colocaron para unirla con la pieza anterior con cuatro tornillos comunes, pueden ser metálicos o impresos en 3D para disminuir el peso total del dispositivo.

A los lados del socket se observan 3 agujeros cuyo propósito es permitir un amarre con cuerdas de velcro, estas cuerdas de velcro sujetan todo el dispositivo y van unidas a una camisa modificada para asemejar la forma de un sujetador de hombro, la silueta de este sujetador se observa en la figura 27.

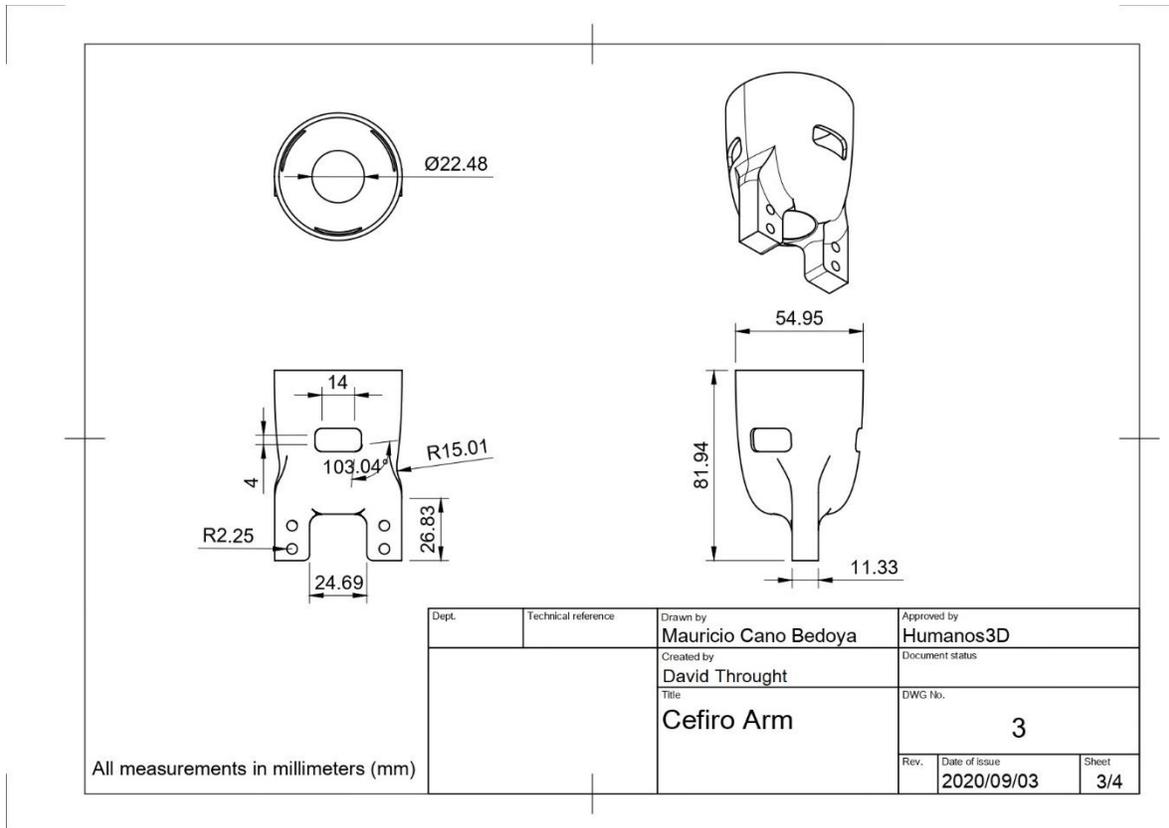


Figura 25. Dibujo del socket del dispositivo con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal.

En la figura 26 se muestra el plano con las vistas del dispositivo ensamblado, la pinza presenta una inclinación al colocarse en el cuello del brazo para la sujeción de objetos, sin embargo, esta pieza puede rotar y fijarse en una posición diferente con ayuda del otro brazo. Esta pieza tiene esta forma puesto que en una segunda versión de este dispositivo se pueda desarrollar una automatización de la rotación de la pinza controlada también por el microcontrolador encargado de la apertura y cierre. Finalmente, en la figura 27 se muestra una renderización del dispositivo en conjunto con un soporte de hombro modificado para actuar como el arnés de sujeción del dispositivo, para elaborarlo se modificó un traje de neopreno dando la forma que se observa en la figura.

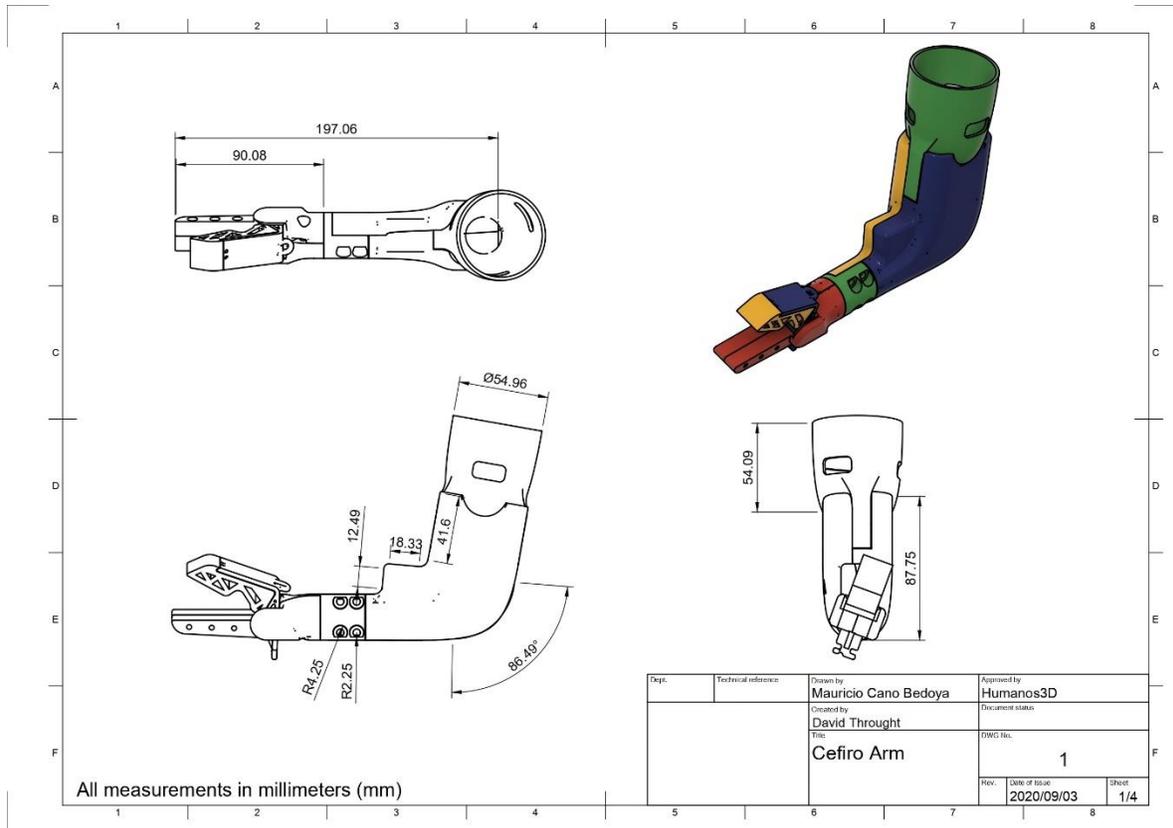


Figura 26. Dibujo del dispositivo ensamblado con vista frontal, lateral, superior y proyección ortogonal.



Figura 27. Renderización en Fusion360 del dispositivo completo.

4.3.2. Diseño electrónico

En la figura 28 se muestra el esquemático del circuito de control del brazo, el cual está alimentado por una batería LiPo de 3.7V y 1500mAh que cuenta con protección a sobrecarga, sobredescarga y sobre corriente. En caso de descargarse la batería, el dispositivo cuenta con un cargador USB-JST de 3.7V que se conecta directamente al brazo por medio de un conector *jst*. Esto facilita la recarga del dispositivo puesto que no es necesario remover la batería del interior del brazo para hacer esto, similar a un dispositivo móvil. Al lado del puerto de carga se colocó un interruptor de encendido y apagado de dos pines.

Como microcontrolador se utilizó un Arduino Beetle puesto que se requieren pocos puertos GPIO para el diseño propuesto, además de ser de tamaño pequeño; a este se conecta un servomotor de referencia MG92B, el cual fue elegido igualmente por sus dimensiones y torque suficiente para sujetar objetos livianos. Finalmente, se empleó un botón capacitivo TTP223 que envía un estado lógico de alto o bajo a través de un pin I/O hacia el Arduino.

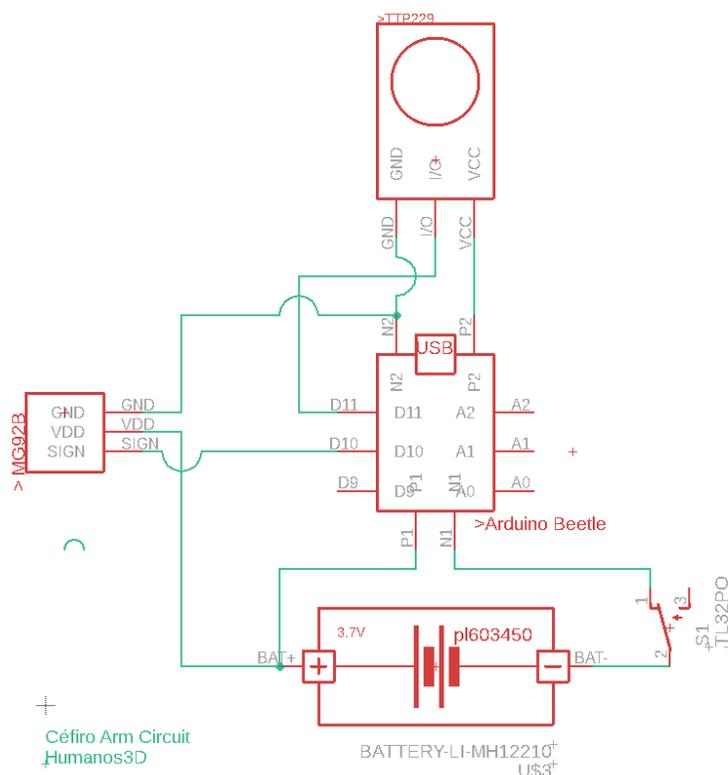


Figura 28. Esquemático del circuito para el dispositivo Céfiro.

La programación del microcontrolador en el IDE de Arduino cuenta con dos versiones con un principio de funcionamiento diferente: el primer código cierra completamente la pinza cuando el dedo se presiona sobre el botón capacitivo y mantiene esta posición mientras el dedo esté colocado, luego recupera su posición inicial al alejar el dedo del botón; el segundo código coloca la pinza en posición abierta o cerrada cada vez que el dedo se desliza sobre el botón, y en caso de dejar el dedo posicionado sobre el sensor, la pinza va a mantenerse en el último estado que se encuentre. Esto se decidió para permitir al usuario decidir con cuál de estas dos modalidades encuentra mayor comodidad para agarrar objetos y para mantenerlos sujetos durante periodos extendidos. En los anexos de este informe se encuentra una ficha técnica elaborada como prototipo para los dispositivos electrónicos de asistencia que la fundación va a entregar en futuras donaciones y se encuentran ambos códigos. Asimismo, en el repositorio Github de la fundación se subieron los códigos y una detallada explicación del proceso de elaboración y funcionamiento del dispositivo, siguiendo así el propósito del manejo *Open Source* de los proyectos de la fundación.

Un prototipo de este dispositivo fue construido y se realizó una visita del beneficiario a la fundación acompañado con su familia, en este espacio se hizo una prueba satisfactoria de la utilidad y comodidad del diseño propuesto. Se verificó que la ubicación de los componentes electrónicos tal como se especificó en la figura 24 fuesen acertados, reflejado en el dominio natural del dispositivo para hacer el movimiento de apertura y cierre de la pinza. Se decidió utilizar el primer código como principio de funcionamiento, puesto que lo encontraba más natural al momento de sostener objetos. En cuanto a la ubicación del servomotor, se observó que es posible ajustar su posición en el interior de la carcasa para permitir en un diseño posterior la eliminación del borde pronunciado del medio de la pieza.

4.4. Aspecto social de la práctica

En consideración de que esta práctica académica se desarrolló dentro de la modalidad de práctica social, existen otras responsabilidades y actividades que caben mencionarse en el presente informe.

A comienzos del 2020 la fundación tuvo como propósito la entrega de sesenta dispositivos de asistencia personalizados de manera gratuita a sus beneficiarios, para lo que se asignó al equipo de trabajo, incluyendo a practicantes, la responsabilidad completa de todas las etapas de producción. Este proceso incluye la toma presencial de medidas y datos de beneficiarios, la asignación de los modelos mecánico u electrónico dependiendo del tipo de amputación, la edición, preparación e impresión de los archivos *STL* con las piezas correspondientes a la prótesis y el proceso de elaboración de estas, el cual consiste en trabajos de lijado, ensamblaje, calibración y pintado, trabajando en conjunto con el programa de voluntariado que recibe a estudiantes universitarios y a extranjeros. Para garantizar el correcto flujo de trabajo en la línea de producción de la fundación, también se asumieron responsabilidades en el mantenimiento y reparación de las seis impresoras disponibles, puesto que todos los dispositivos son elaborados a partir de impresión 3D; estas labores consistieron tanto en la limpieza como el conocimiento, verificación, reemplazo y reparación de los componentes mecánicos y electrónicos de cada impresora, como lo son termocuplas, extrusores, motores de pasos, pantallas y tarjetas madre.

Además, en el plazo del desarrollo de esta práctica Enable Medellín se embarcó en un proceso de reestructuración de la fundación que incluyó un cambio de enfoque en misión, visión y nombre, al mismo tiempo que hubo un cambio de espacio físico para el desarrollo de actividades por parte del equipo de producción. Por lo que se dio una activa participación en cada una de las etapas de este proceso, desde la redacción de la misión y visión hasta el traslado e instalación del nuevo lugar de trabajo para lo que hoy es Humanos3D. También, surgió el proyecto denominado “*Clinicas móviles*”, un proyecto que pretende recoger información sobre personas con discapacidades y amputaciones de miembro superior en regiones de Antioquia tales como Briceño, Abejorral, El Bagre, entre otros; para así elaborar para ellos dispositivos de asistencia y llevarlos a su locación. En este proyecto se participó en la elaboración de los dispositivos de asistencia para los beneficiados en las poblaciones de Briceño y El Bagre.

5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En total se realizaron tres diseños electrónicos enfocados en los dispositivos de asistencia, los cuales quedaron debidamente documentados en el repositorio en línea para la futura replicación por parte de la fundación y usuarios de internet interesados en construirlos, como lo fue el caso de ingenieros y aficionados de países como Estados Unidos y Uruguay que se pusieron en contacto con la fundación durante el plazo de esta práctica, interesados en la elaboración del brazo robótico. Los enlaces a esta documentación, que incluyen códigos y esquemáticos, se encuentran incluidos en la sección de anexos.

El sistema datalogger, aunque no pudo hacerse la impresión del PCB y una implementación en usuarios como lo era el propósito inicial, el diseño quedó correctamente validado y detallado para su implementación una vez las condiciones sociales lo permitan. Este sistema es de utilidad para obtener información sobre parámetros de uso del brazo robótico, los cuales son necesarios para realizar modificaciones en el modelo y que por injerencia del diseñador no son fáciles de identificar; de manera que, para el mejoramiento continuo de los modelos en la búsqueda de una prótesis certificada, se recomienda emplear este dispositivo para tener una argumentación sustentada en los datos sobre las decisiones de diseño de la prótesis, teniendo en cuenta la realimentación por parte de los usuarios.

Se logró crear un sistema conformado por dos tarjetas de desarrollo *SoC* que permite la comunicación inalámbrica entre el usuario y su dispositivo de asistencia, controlándolo por contracciones musculares a través de un sensor de actividad electromiográfica. Esto en una primera instancia libera al usuario del uso de cables entre el sensor y la prótesis, facilitando su uso al brindar comodidad. Además, el diseño electrónico permite ser aplicado en otras prótesis para casos que requieran la integración del movimiento mecánico con la activación por actividad muscular, es así como se propone aplicar este diseño en dispositivos de asistencia para amputaciones transhumerales cortas, dado que los modelos mecánicos actuales se han identificado como difíciles de usar, donde la apertura y cierre de la mano de las prótesis requiere un gran esfuerzo por parte del usuario con resultados poco útiles para realizar actividades cotidianas. De manera que es en esta aplicación donde el verdadero potencial de la comunicación inalámbrica desarrollada puede ser evidenciada.

Finalmente, la creación del dispositivo “Brazo Céfiro” permitió usar los conocimientos en electrónica adquiridos en los diferentes cursos del programa de bioingeniería, con el fin de brindar una solución a un caso que repercute en el mejoramiento de la calidad de vida y motricidad de un beneficiario, donde se puso a prueba las aptitudes para el trabajo en equipo local e internacional con la ayuda de voluntarios desde el extranjero. Es por esto por lo que se hace un especial agradecimiento a David Throught, ingeniero mecánico y voluntario, que en conjunto con el equipo de producción de la fundación se logró dar un diseño mecánico satisfactorio.

Nota: Esta práctica académica fue realizada en medio de la contingencia sanitaria debido a la situación de salud pública declarada a nivel mundial como pandemia, ocasionada por el virus *Covid-19*. Es por esto por lo que algunas de las actividades de campo no se realizaron como fueron planteadas inicialmente.

6. REFERENCIAS

- [1] Economía y Negocios. (30 de Mayo de 2019). Discapacitados: 3 de cada 10 han recibido pago por un trabajo. *El Tiempo*, pág. 1. Recuperado el 16 de Febrero de 2020, de <https://www.eltiempo.com/economia/sectores/censo-de-poblacion-los-discapitados-en-colombia-son-el-7-1-y-pocos-tienen-empleo-fijo-369348>

- [2] Ministerio de Salud y Protección Social Oficina de Promoción Social. (2018). *Sala de Situación de las Personas con Discapacidad (PCD)*. Colombia: Ministerio de Salud. Recuperado el 16 de Febrero de 2020, de <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PS/sala-situacional-discapacidad-junio-2018.pdf>

- [3] Medellín, e-NABLE. (16 de Febrero de 2020). *enablemedelin*. Obtenido de <https://enablemedellin.com/es/sobre-nosotros/>

- [4] Yousef Haik, T. S. (2011). *Engineering Desing Process* (Vol. Second Edition). United States Of America: Cengage Learning.

- [5] Buchanan, J. (2018). *Kwawu Arm 2.0 – Prosthetic – Socket Version*. Obtenido de <https://www.thingiverse.com/thing:2841281>

- [6] E-nable Medellín/Humanos3D. (16 de Febrero de 2020). *Publicación*. Obtenido de Instagram: https://www.instagram.com/p/B8kGx_dpsaJ/

- [7] DRRobot, «Gravity: Analog EMG Sensor by OYMotion,» DFRobot, 2018. [En línea]. Available: <https://www.dfrobot.com/product-1661.html>. [Último acceso: 1 Septiembre 2020].

- [8] Zapata, M. (9 de Diciembre de 2019). *Create And Order The PCB Design_V2*. Enable Medellín - Github: https://github.com/enable-medellin/robotic-arm/wiki/Create-And-Order-The-PCB-Design_V2
- [9] Botwell, M. (2019). *Kinetic Finger*. Obtenido de <https://www.thingiverse.com/thing:1737001>
- [10] Kuswanto, D. (2019). *Cre-012 Infinite-Arm-Low-Cost Prosthetic Arm for Shoulder Disarticulation – iDIG (Integrated Digital Design Laboratory)*. Obtenido de <https://www.thingiverse.com/thing:3803412>
- [11] Munro, N. (2019). *No Insurance Optimized Pro* Obtenido de <https://hub.enable.org/s/wiki/page/view?title=NIOP+Project>
- [12] Poparaguay. *ArmP0 v3* (2018). Obtenido de <https://www.thingiverse.com/thing:2803120>
- [13] Unlimbited, T. *The UnLimbited Arm v2.1* (2016). Obtenido de <http://enablingthefuture.org/team-unlimbited-arm/>
- [14] Medellín, e-NABLE. (2019). *Distance Sensing Arm Prosthetic Prototype*. Obtenido de <https://github.com/enable-medellin/Distance-Sensing-Arm-Prosthetic-Prototype>
- [15] The Economist. (5 de Septiembre de 2013). 3D printing scales up. *The economist*, 2 Recuperado el 18 de febrero de 2020, de <https://www.economist.com/technology-quarterly/2013/09/05/3d-printing-scales-up>
- [16] Masood, S. (2014). *Advances in Fused Deposition Modeling*. Elsevier, Comprehensive Materials Processing, 69-91

- [17] Secot, «Malformaciones congénitas del miembro superior,» de *Manual de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, Madrid, Editorial médica panamericana S.A., 210, pp. 696-697.
- [18] Division of birth defects and developmental disabilities, «Centers for Disease Control and Prevention - Birth Defects surveillance manual,» 1 November 2019. [En línea]. Available: <https://www.cdc.gov/ncbddd/birthdefects/surveillancemanual/chapters/chapter-4/chapter4-5.html>. [Último acceso: 15 September 2020].
- [19] PoParaguay, «MyPO (Myo & PO) 2.0,» Thingiverse, 30 Junio 2017. [En línea]. Available: <https://www.thingiverse.com/thing:2409406>. [Último acceso: 23 Agosto 2020].
- [20] F. Ellinger, *Radio Frequency Integrated Circuits and Technologies*, Berlin: Springer, 2008.
- [21] Espressif Systems, «Overview of ESP32-WROOM-32,» de *ESP32-WROOM-32 Datasheet*, Espressif Inc., 2019, pp. 1-3.
- [22] Espressif Systems, «Overview of ESP8266EX » de *ESP8266EX Datasheet*, Espressif Inc., 2020, pp. 1-2.
- [23] Espressif Systems, «Espressif ESP-NOW,» Espressif Systems (Shanghai), 2020. [En línea]. Available: <https://www.espressif.com/en/products/software/esp-now/overview>. [Último acceso: 3 Septiembre 2020].
- [24] Espressif Systems, «ESP-NOW Docs and API,» Espressif Systems (Shanghai), 2020. [En línea]. Available: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/api->

- reference/network/esp_now.html?highlight=espnow. [Último acceso: 25 Mayo 2020].
- [25] Espressif Systems, «Arduino-ESP32 Github,» Espressif Systems (Shanghai), 2020. [En línea]. Available: <https://github.com/espressif/arduino-esp32>. [Último acceso: 20 Julio 2020].
- [26] L. d. Valle, «Guía para configurar un ESP-01, el modulo wifi basado en ESP8266,» Programarfacil, 2017. [En línea]. Available: <https://programarfacil.com/podcast/como-configurar-esp01-wifi-esp8266/>. [Último acceso: 15 Junio 2020].
- [27] Humanos3D, «Robotic Arm v2 Calibración de EMG,» Humanos3D, 22 Julio 2020. [En línea]. Available: <https://github.com/Humanos3D/RoboticArmV2Espanol/wiki/Calibraci%C3%B3n-de-EMG-Version-2>. [Último acceso: 29 Julio 2020].
- [28] Humanos3D, «Robotic Arm v2 Calibración de EMG,» Humanos3D, 22 Julio 2020. [En línea]. Available: <https://github.com/Humanos3D/RoboticArmV2Espanol/wiki/Calibraci%C3%B3n-de-EMG-Version-2>. [Último acceso: 29 Julio 2020].
- [29] PoParaguay, «PO,» PoParaguay, [En línea]. Available: <https://po.com.py/>. [Último acceso: 17 Septiembre 2020].

ANEXOS

Anexo 1. Código de Datalogger: Disponible el 29 de noviembre de 2020

https://github.com/Humanos3D/RoboticArmV3/blob/main/DataLoggerArmV2_Uno.ino.ino

Anexo 2. Código para dirección MAC de dispositivos: Disponible el 19 de noviembre de 2020

https://github.com/Humanos3D/RoboticArmV3/blob/main/MAC_address.ino

Anexo 3. Código para enviar la señal desde el ESP8266: Disponible el 19 de noviembre de 2020

<https://github.com/Humanos3D/RoboticArmV3/blob/main/EMGSenderFinal.ino>

Anexo 4: Código para recibir la señal desde el ESP32-WROOM-32: Disponible el 19 de noviembre de 2020

<https://github.com/Humanos3D/RoboticArmV3/blob/main/EMGReceiverFinal.ino>

Anexo 5: Enlace a repositorio para información de “El céfiro”: Disponible el 9 de noviembre de 2020 <https://github.com/Humanos3D/El-Cefiro>

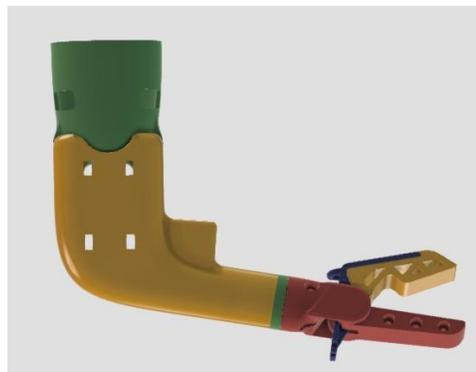
Anexo 6: Enlace a repositorio para información del “Robotic Arm V3”: Disponible el 19 de noviembre de 2020 <https://github.com/Humanos3D/RoboticArmV3>

Anexo 7: Hoja de datos (datasheet) para “El céfiro”

Dispositivo Céfiro

El Céfiro es un dispositivo de asistencia electrónico e impreso en 3D personalizado para un miembro superior, el cual permite la sujeción de objetos cotidianos a través de la interacción del usuario con un sensor táctil.

Incluye el dispositivo y una prenda de ropa modificada para su montaje y uso.



Característica	Descripción
Dimensiones	132 mm x 195.6 mm x 42.1 mm 53 mm (diámetro superior)
Socket	51 mm (diámetro inferior) 59.3 mm altura
Material de estructura	PLA + TPU
Peso	180g
Tensionado	Cable fibra de Nylon de 1.15 g/cm ³
Especificaciones electrónicas	Descripción
Fuente de alimentación	5.0 V / ~500 mA
Batería	LiPo 3.7V / 1000mAh , provee circuito de protección y recarga.
Cargador	USB 3.7V con JST Plug Servomotor MG92B
Motor	Torque: 3.5 kg Velocidad: 3.1kg/60° (5.0 V)
Microcontrolador	Arduino Beetle DFR0282
Sensor	Botón capacitivo TTP229

