



UNIVERSIDAD ESPECIALIZADA DE LAS AMERICAS

Facultad de Biociencias y Salud Pública

Escuela de Biociencias

Trabajo de Grado para optar por el Título de Licenciados

en

Ingeniería Biomédica

Proyecto de Innovación Tecnológica

Desarrollo de un Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano

Presentado por:

Benítez González , Adelaida Esther 8-901-2414

Díaz, Dustin 8-910-200

Asesor:

Magister Samuel Ortega

Panamá, 2019

DEDICATORIA

A nuestros padres y abuelos que nos han brindado todo su apoyo, cariño y palabras para seguir luchando por nuestras metas y sueños. Estuvieron en cada momento velando por nuestros estudios, por nuestra salud, y han brindado su tiempo para darnos consejos, algunos regaños y palabras de motivación en momentos de tristezas y de alegrías de los cuales estamos completamente seguros que lo han hecho con todo el amor del mundo para formarnos como seres integrales en la sociedad

Adelaida
Dustin

AGRADECIMIENTO

Principalmente a Dios por habernos ayudado y guiado a lo largo de nuestra carrera profesional.

A nuestros padres, abuelos, demás familiares, amigos y docentes, que nos han apoyado y ayudado a lo largo de este trayecto permitiéndonos crecer como profesionales y poder llegar a obtener nuestro título de Ingeniería Biomédica.

“La gratitud, como ciertas flores, no se da en la altura y mejor reverdece en la tierra buena de los humildes”.

Adelaida
Dustin

RESUMEN

Desarrollo de un Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano

El prototipo rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano, tuvo como finalidad diseñarse para facilitar el tratamiento de rehabilitación de personas con discapacidad motora causada por un accidente cerebrovascular mediante materiales tecnológicos accesibles, siendo también de bajo costo.

Este prototipo permite que se realicen los movimientos de flexión y extensión de los dedos de la mano, exceptuando el dedo pulgar como un sistema de rehabilitación de manera automatizada.

Palabras Claves: Terapia restrictiva, accidente cerebrovascular, microcontrolador, Arduino nano, rehabilitación, servo motores.

ABSTRACT

The purpose of this prototype of hand-held rehabilitation therapist (ICI) through an Arduino nano microcontroller was to serve people with motor disabilities caused by a stroke by means of accessible technological materials, but also of low cost. .

This prototype allows the movements of flexion and extension of the fingers of the hand, except the thumb as an automated rehabilitation system.

Key words: Restrictive therapy, stroke, microcontroller, nano arduino, rehabilitation, servo motors.

INDICE GENERAL

DEDICATORIA
AGRADECIMIENTO
RESUMEN
ABSTRACT
INTRODUCCIÓN

	Página
CAPÍTULO I: ASPECTOS GENERALES DEL PROYECTO	
1.1. Planteamiento del Problema	2
1.1.1. Antecedentes	2
1.2. Problema de Investigación	7
1.3. Justificación	8
1.4. Objetivos	9
1.4.1. Generales	9
1.4.2. Específico	9
CAPITULO II: MARCO TEÓRICO	
2.1. Marco Teórico:	12
I. Patología:	12
2.1.1. Accidente Cerebrovascular	12
2.1.1.1. Concepto	12
2.1.1.2. Tipos	13
2.1.1.3. Efectos secundarios	14
2.1.1.4. Etapas	15
II. Discapacidad Motora	
2.1.2. Concepto	16
III. Rehabilitación:	
2.1.3. Concepto	18
2.1.3.1. Objetivo de la Rehabilitación	19

2.1.3.2.	Rehabilitación de las extremidades superiores	19
2.1.3.3.	Movimientos para la rehabilitación de la mano	20
IV.	Terapia restrictiva inducida (CIT)	21
2.1.4.1.	Descubrimiento y concepto de la terapia restrictiva	21
V.	Extremidades Superiores:	21
2.1.5.1.	Fisiología de la mano	22
2.1.5.1.1.	La mano humana	22
2.1.5.1.2.	Anatomía osteoarticular	22
2.1.5.1.3.	Articulaciones	26
2.1.5.1.4.	Articulaciones de la mano	28
VI.	Descripción de la mecánica de la mano	30
2.1.6.	Conceptos matemáticos y diseño	34
VII.	Tecnología	37
2.1.7.1.	Concepto de Arduino	37
2.1.7.2.	Característica del Arduino	37
2.1.7.3.	Lenguaje del Arduino y como se programa	38
2.1.7.4.	¿Cómo se puede adquirir el software?	38
 CAPITULO III: MARCO METODOLÓGICO		
3.1.	FASE I: Elaboración de Especificaciones	40
3.1.1	Población Objetivo	40
3.1.2	Participantes	40
3.1.3	Especificaciones del equipo	40
3.2.	FASE II: Diseño conceptual	41
3.3.	Variables	42
3.4.	Retos Tecnológicos	43

3.5. FASE III: Diseño Preliminar	43
3.6. Procedimiento	44
3.7. Instrumentos y/o técnicas de recolección de datos y/o materiales y/o equipos y/o insumos y/o infraestructura que se va a realizar	44
3.8. Dispositivos y Materiales utilizados:	44
3.9. FASE IV: Diseño de detalles	46
3.9.1. Descripción del diseño del prototipo	46
3.9.2. Lógica de la Programación	46
3.9.3. Niveles de Prueba	47
3.9.4. Configuración del Arduino Nano y servo motores	47
3.9.4.1 Programación del Arduino Nano	48
3.9.5. Modelado Físico - Matemático del Prototipo	50
CAPITULO IV: ANÁLISIS DE RESULTADOS:	
4.1. Resultados de los cálculos matemáticos:	57
4.2. Tecnologías de Rehabilitación en Panamá	59
4.3. Movimiento de rehabilitación de la mano	59
4.4. Puntos de Flexión de la mano	60
4.5. Presupuesto de gastos	61
4.6. Resultado final del diseño	62
CONCLUSIONES	64
LIMITACIONES	65
RECOMENDACIONES	66
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67
ANEXOS	72
INDICE DE CUADROS	79
INDICE DE ANEXOS	80

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, se puede observar que en la población existen diversas problemáticas para tratar la rehabilitación de personas que padecen de patologías motoras provocadas a raíz de sufrir algún accidente cerebrovascular. Estos pacientes que sufren de patologías como la pérdida de movilidad de la mano causados por secuelas de un accidente cerebrovascular, muchas veces requieren un tratamiento de rehabilitación continua, por lo que un médico rehabilitador determinará las pautas para realizar dicha rehabilitación y le dará las indicaciones a seguir al fisioterapeuta sobre la rutina de movimientos que deben realizarse al paciente para que este pueda ir recuperando en un tiempo no determinado la mayor movilidad posible de la mano afectada.

Muchos tratamientos para las terapias de rehabilitación son realizadas mediante la presencia de un fisioterapeuta. Sin embargo, gracias a los últimos avances tecnológicos es posible utilizar medidas alternas que reduzcan la necesidad de la presencia de un experto en el área de rehabilitación durante el proceso de terapia, logrando así realizar la tarea de rehabilitación y al mismo tiempo permitir al experto mayor disponibilidad en caso de alguna otra situación que se presente en cualquier momento.

La elaboración de este prototipo rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano, se centra en desarrollar una solución tecnológica a través del diseño de un prototipo práctico y accesible para la rehabilitación en pacientes que sufren alteraciones en la capacidad motora como consecuencias de algún accidente cerebrovascular.

El presente trabajo se ha dividido en 4 capítulos:

En el primer capítulo se realiza la problemática siendo lo que enfrentan aquellas personas que han sufrido secuelas de algún accidente cerebrovascular.

En el segundo capítulo se verá el marco teórico el cual lector podrá comprender las áreas que abarcó el desarrollo de este prototipo en la investigación de antecedentes.

En el tercer capítulo se explica la metodología utilizada para la elaboración el prototipo rehabilitador de mano, recolección de información para su diseño y su confección.

En el capítulo cuarto se hace referencia a los resultados obtenidos luego de la elaboración del prototipo, como lo son los movimientos finales.

CAPÍTULO I

CAPÍTULO I: ASPECTOS GENERALES DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. Planteamiento del problema:

Este prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva a través de un microcontrolador Arduino nano tiene como propósito ayudar a las personas que han quedado con secuelas en la mano por un accidente cerebrovascular, mediante un enfoque tecnológico, como lo vemos en los siguientes antecedentes.

1.1.1. Antecedentes:

A nivel internacional se han desarrollado una serie de investigaciones en cuanto al desarrollo de prototipos, como exoesqueletos para manos y dedos con la finalidad de facilitar el proceso de agarre y manipulación de objetos de parte de las personas. Para la elaboración de este proyecto con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano, se ha realizado una serie de investigación basada en artículos elaborados a nivel mundial en referencia al desarrollo del mismo, y aunque son muchos los estudios realizados a nivel internacional, a nivel nacional son pocos los trabajos desarrollados con relación al tema del proyecto.

En el artículo sobre el “Exoesqueleto para Rehabilitación del dedo Índice” publicado en el 2012, se establece una propuesta para la construcción de un exoesqueleto que sirva en el proceso rehabilitación del dedo índice. Durante el proceso de diseño de este prototipo se tomaron en cuenta diferentes conocimientos fisiológicos, anatómicos y biomecánicos para lograr cumplir la tarea con el mayor grado de efecto posible. Este proyecto logro construir un mecanismo que servirá como apoyo para la rehabilitación del dedo índice de la mano. El mecanismo en cuestión permite realizar de manera sencilla tanto la flexión como la extensión del dedo índice; y con la debida atención de un experto, permitirá realizar el proceso de rehabilitación de manera más sencilla.

Otro artículo titulado “Home-based hand rehabilitation with a robotic glove in hemiplegic patients after stroke: a pilot feasibility study”, publicado también en el

2012, se establece evidencia de la factibilidad de la implementación de un programa de rehabilitación para personas que han sufrido de accidentes cerebrovasculares mediante el uso del guante de rehabilitación denominado Gloreha Lite. Se encontró el dispositivo era bien tolerado por los pacientes y no mostro efectos dañinos para sus usuarios. En cuanto a los resultados, se encontró que los pacientes, en su mayoría, mejoraron su capacidad de movimiento de la mano, mientras que una minoría no mejoró, pero tampoco empeoro en su capacidad de movimiento.

En el artículo “Rehabilitation robots” publicado en el 2015 se proporciona una visión sobre el uso emergente de los robots en el área de la rehabilitación en especial de aquellos de los afectados por accidentes cerebrovasculares y otros impedimentos neurológicos. En este artículo se analiza el uso de robots en la restauración del movimiento de las extremidades superiores y de la mano, causados por accidentes cerebrovasculares, tomando en cuenta la efectividad de este método de rehabilitación. Los autores enumeran las diferentes formas en que se han utilizado los robots para rehabilitación en la actualidad, mencionando entre ellos los exoesqueletos y las interfaces cerebro-computadora. (Huang, 2015)

El documento titulado “Parameter Estimation Techniques for a Rehabilitation Hand Exoskeleton” publicado en el 2014 explican el estudio de las diferentes técnicas usadas para la estimación u obtención de parámetros para el diseño y construcción de un exoesqueleto de mano para rehabilitación. Aquí se establecieron diferentes opciones para el sistema de control, de entre ellos se decidió utilizar sensores de torque y velocidad. Los métodos propuestos fueron comprobados por varios ejemplos de simulación. (Ivanescu, 2014)

El artículo sobre “An Original Classification of Rehabilitation Hand Exoskeletons” publicado en el 2016 muestra una gran cantidad de información relacionada con el diseño y construcción de exoesqueletos de mano para

rehabilitación. Se puede encontrar información de todo tipo relacionada con la producción de estos esqueletos, contribuyendo así con una guía general para el diseño de nuevos esqueletos de mano rehabilitadores, llevando ventajas y desventajas de ciertos diseños. (Troncossi, 2016, 20)

Por último en el artículo titulado “Rehabilitación en accidente cerebrovascular” publicado en el 2013 por la revista medline plus, se presenta toda la información necesaria para tener una idea básica sobre los accidentes cerebrovasculares y los métodos de rehabilitación usualmente usados para las personas que han sufrido de estos. Se hace énfasis en los diferentes factores que posiblemente causarían que las personas sufran uno de estos accidentes. (Medline plus, 2013)

En el artículo publicado en el 2010 por la revista Dialnet, titulado “Exoesqueleto para potenciar las capacidades Humanas y apoyar la rehabilitación”, realizado por Manuel Alejandro y Felipe Rodríguez se encuentra detallado una investigación más profunda de diversos prototipos desarrollados a nivel internacional en cuanto a la Rehabilitación de los dedos, estos son:

Ju Wang, Jiting Li, Yuru Zhang y Shuang Wang presentan un exoesqueleto con cuatro grados de libertad para la rehabilitación del dedo índice. El dispositivo puede generar movimiento bidireccional (flexión-extensión) para todas las articulaciones del dedo y es ajustable para varios tamaños de mano. Se utilizan sensores de fuerza Flexiforce y encoders junto al motor de DC para medir la posición angular. La información recibida de los sensores, se utiliza para realizar el control del exoesqueleto y evaluar y analizar los efectos de la rehabilitación. (Chávez, 2010, p.64).

Andreas Wege, Konstantin Kondak, y Günter Hommel, desarrollaron un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano, empezando con la construcción de un prototipo mecánico de cuatro grados de libertad, el cual es movido por una

unidad actuadora y recibe información a través de sensores de efecto hall en cada articulación de la estructura; por medio de ecuaciones trigonométricas y conociendo la longitud de cada segmento, calculan los ángulos correspondientes a cada falange. también utilizan sensores de fuerza resistivos en las partes superior e inferior de las falanges y sensores mioeléctricos para medir la actividad de algunos músculos de interés. (Chávez, 2010, p.64)

Por su lado, Bobby L. Shields y otros autores, en el documento “An anthropomorphic hand exoskeleton to prevent astronaut hand fatigue during extravehicular activities”, presentan un prototipo, también con fines médicos, pero esta vez con un enfoque preventivo. El exoesqueleto mecánico para la mano, es diseñado para encajar en la mano enguantada de un astronauta y contrarrestar la rigidez del traje espacial presurizado. Los movimientos de la mano se monitorean con un arreglo de sensores de presión ubicados entre el exoesqueleto y la mano y, por medio de un microcontrolador, se aplican los comandos del controlador a un arreglo motor controlado por PWM. (Chávez, 2010, p.64)

otros prototipos, se construyen con la finalidad de crear ambientes virtuales con los cuales se pueda interactuar. En esta área, Tatsuya Koyama, Ikuo Yamano, Kenjiro Takemura y Takashi Maeno, proponen una nueva metodología para sistemas maestro-esclavo, usando realimentación pasiva de fuerza, en su artículo “Multifingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation”. Construyen un exoesqueleto maestro para la mano que cuenta con tres dedos de cuatro grados de libertad (GdL) cada uno (doce GdL en total). Utilizan realimentación de fuerza y un algoritmo de control que usa embragues electromagnéticos y elementos elásticos. Su funcionamiento se basa en conmutar entre un control de fuerza y un control de posición, y esta conmutación depende directamente de si se está en contacto con un objeto. Con el exoesqueleto construido y la estrategia de control implementada, se diseña un

sistema de realidad virtual para la mano. Se usan platos de acrílico, potenciómetros y ejes de acrílico como componentes de enlace, sensores de ángulo y elementos elásticos respectivamente. (Chávez, 2010, p.64)

Por esta misma línea, se encuentra el exoesqueleto propuesto por Panagiotis Stergiopoulos, Philippe Fuchs y Claude Laugeau, quienes introducen un exoesqueleto de mano que permite una extensión y flexión completas de los dedos índice y pulgar. Aplica una realimentación bidireccional, y ofrece tres GdL para el dedo índice y cuatro GdL para el pulgar. Utilizan motores de corriente directa, cables de transmisión y sensores de fuerza, para medir la potencia de los actuadores y la capacidad de fuerza de la mano. El mecanismo se diseñó para ser usado junto con un brazo aptico (relativo al tacto) comercial de seis GdL, con el fin de permitir la simulación de fuerzas externas. (Chávez, 2010, p.64)

El artículo “The rutgers master II—new design forcefeedback glove”, escrito por Mourad Bouzit, Grigore Burdea y George Popescuy Rares Boian, describe la construcción de otro exoesqueleto tipo guante que interacciona con un ambiente virtual 3D en tiempo real; se instrumentó usando actuadores neumáticos (servo válvulas neumáticas), sensores de efecto hall para medir el ángulo y sensores de infrarrojo. Para el procesamiento de la información, utilizaron una placa Pentium a 233 Hz, 16 canales de entrada, 8 canales de salida, bus PC104 para la comunicación de los sensores y una interfaz RS232 para comunicación con el computador. (Chávez, 2010, p.64)

También con un énfasis en la realidad virtual, el exoesqueleto expuesto por B. H. choi y H. R. choi en el artículo “A semi-direct drive hand exoskeleton using ultrasonic motor”, consiste en un guante para sentir objetos en ambientes virtuales usando motores ultrasónicos, sensores de fuerza y sensores para el movimiento

angular, convirtiendo la señal de los sensores de fuerza al torque que debe generar el motor. (Chávez, 2010, p.64)

Por su parte, Josep Amat y otros autores, en su artículo “Virtual exoskeleton for telemanipulation”, combinan la realidad virtual con un exoesqueleto real, creando un sistema con comunicación hombre-máquina basado en visión. Este sistema, está diseñado para que un computador o una unidad de control puedan ver y seguir la posición de las manos de una persona, y la intención es que dicho sistema sea utilizado como un exoesqueleto virtual para tareas simples de telemanipulación, donde se tienen hasta cinco grados de libertad, tres para la ubicación de la muñeca y dos para la orientación del actuador. (Chavez, & Rodriguez Asfur, 2010)

Actualmente no se ha encontrado evidencia de que en Panamá se haya o se esté desarrollando algún proyecto relacionado con el tema de un prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano.

1.2. Problema de Investigación

En la actualidad, a nivel Nacional hay muchas personas de escasos recursos, mayormente personas de tercera edad, que han sufrido un accidente cerebrovascular y han quedado con pérdida de movilidad en la mano. Muchas veces no pueden ir a un centro de rehabilitación o no pueden pagar la asistencia de un fisioterapeuta para poder llevar sus tratamientos para tratar de recuperar parte del movimiento de la mano según lo que le dicte el médico rehabilitador. Estas personas con estas patologías tienden, también, a sentirse apartados, deprimidos o inservibles ya que no pueden hacer las cosas por ellos mismos. Al reconocer esta situación que enfrenta las personas que han sufrido algún accidente cerebrovascular como el derrame cerebral específicamente, surge la

necesidad de buscar la manera de diseñar un prototipo que permita la rehabilitación de mano para un paciente que ha sufrido un accidente cerebrovascular y ha quedado con afectaciones en la de movilidad de la mano ya sea derecha o izquierda, para que así este paciente logre obtener una rehabilitación de manera cómoda, rápida, sea accesible y a bajo costo. También dará asistencia al fisioterapeuta al implementar la tecnología diseñada para sus pacientes bajo, los cuales podrá supervisar y realizar otras tareas mientras su paciente hace la rehabilitación.

1.3. Justificación

El desarrollo de este prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano, toma su importancia, ya que beneficiará a las personas que padecen de una discapacidad motora en la mano causada por un accidente cerebrovascular y han quedado con poca movilidad y debilidad al sujetar objetos en sus extremidades superiores, específicamente con la mano.

La experiencia que ha direccionado al desarrollar este prototipo es la visualización de familiares cercanos que han padecido de afectaciones como consecuencia de haber sufrido un derrame cerebral.

Los pacientes, luego de sufrir pérdidas en la capacidad de movilidad en la mano a causa de un accidente cerebrovascular, principalmente las personas de tercera edad se les hace difícil el acercarse a un lugar de atención para la rehabilitación, por lo que este sería un medio viable de atención en el hogar para las personas que tienen esta problemática.

Este proyecto busca llegar a todo tipo de población, incluyendo a las personas de escasos recursos, siendo un prototipo económico.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General:

Sintetizar los conocimientos de la ingeniería biomédica en el diseño de un prototipo rehabilitador de mano con terapia restrictiva inducida (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano, de bajo costo para la rehabilitación de personas con discapacidad motora en la mano causada por un accidente cerebrovascular.

1.4.2. Objetivos Específicos:

Análisis matemático y físico para el diseño del prototipo de rehabilitador de mano con terapia restrictiva inducida (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano.

Elaborar un diseño esquemático del prototipo rehabilitador de mano.

Elaborar un diseño de la estructura del exoesqueleto del prototipo rehabilitador de mano.

Identificar los dispositivos electrónicos adecuados para el diseño del prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano.

Desarrollar la programación del Microprocesador que comandara el prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano.

Evaluar la funcionalidad del prototipo en cuanto al movimiento de flexión y extensión de la mano.

CAPÍTULO II

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO:

En este capítulo se podrá comprender las áreas que abarcó el desarrollo de este prototipo en la investigación de antecedentes con referencia a las diversas definiciones y campos que se han considerado.

2.1. Marco Teórico:

I. Patología o enfermedad a investigar:

2.1.1. Accidente Cerebrovascular:

2.1.1.1. Concepto:

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) se entiende por Accidente Cerebro Vascular (ACV) “un síndrome clínico de desarrollo rápido debido a una perturbación focal de la función cerebral de origen vascular y de más de 24 horas de duración”. “Sus consecuencias dependerán del lugar y el tamaño de la lesión. Otras denominaciones para este cuadro son los términos ataque cerebral, stroke o ictus” (CHILE, 2007).

Otro concepto sobre un accidente cerebrovascular según un artículo publicado por la revista de medline plus, el 2013 titulada “**Rehabilitación en Accidente Cerebrovascular**” es el siguiente:

“No es más que la obstrucción brusca de una arteria, la cual causa una disminución del flujo sanguíneo al cerebro, ocasionando la aparición de síntomas neurológicos secundarios a la falta de oxígeno...” (PEREIRA, 2013).

En la revista neurológica Argentina, volumen 28 – N°2, publicada en el 2013 con el tema de “**Accidentes Cerebrovasculares en la Policlínica Bancaria: Registro de 1600 Eventos Consecutivos**”, mencionan que una enfermedad cerebrovascular es uno de los desórdenes neurológicos más estudiados, en donde la epidemiología ha hecho enormes contribuciones. Constituye la primera

causa de discapacidad y ocupa el segundo lugar como causa de muerte; un tercio de estas últimas ocurren en países desarrollados y dos tercios en aquellos en vías de desarrollo. (Roberto Rotta Esalante, 2003)

2.1.1.2. Tipos:

En un artículo publicado en el 2013 titulado “**La rehabilitación en accidente cerebrovascular**” mencionan que existen dos tipos de accidentes cerebrovasculares estos son:

- ✚ Los isquémicos o trombóticos
- ✚ Los hemorrágicos o derrame cerebral

En donde la cual se expresa la siguiente diferencia:

La diferencia entre estos es que La enfermedad cerebrovascular isquémica representa el 85% de los casos y se produce por la disminución del metabolismo energético secundario a una disminución del aporte sanguíneo, este puede ser transitorio o irreversible cuando se produce el infarto cerebral por una excesiva duración e intensidad del trastorno energético... (PEREIRA, 2013).

Esto indica que mayormente las personas que llegan a sufrir de un accidente cerebrovascular isquémico tienen menos posibilidad de vida que los que sufren un accidente cerebrovascular hemorrágico.

La hemorrágica representa el 15% de los ACV y los síntomas son secundarios al daño del tejido cerebral que se produce por la ruptura de la arteria y la posterior colección de sangre dentro del cerebro (hemorragia intraparenquimatosa), dentro de las cavidades del sistema ventricular cerebral (hemorragia intraventricular) o en el espacio subaracnoideo (hemorragia subaracnoidea)... (PEREIRA, 2013).

Las personas que llegan a sufrir de un accidente cerebrovascular hemorrágico y hayan sobrevivido, dependiendo del grado de extensión que hayan presentado

pueden ser tratadas mediante la rehabilitación, pero teniendo claro que será en un tiempo prolongado según el tratamiento.

Esto muestra que Los accidentes cerebrovasculares del tipo isquémico puede causar daño cerebral permanente. Mientras que Las personas que sobreviven a un derrame cerebral necesitan volver a aprender las habilidades que perdieron...” (MEDLINE, 2017).

2.1.1.3. Efectos secundarios:

En el artículo sobre la rehabilitación después de un ataque cerebrovascular publicado en la revista MEDLINE PLUS del 2017 muestra que:

“Los efectos del ataque cerebral dependen del área del cerebro dañada” (MEDLINE, 2017).

Entre los diversos tipos de discapacidades que pueden ser causados por un accidente cerebrovascular se mencionan los siguientes:

- “Parálisis o problemas de control del movimiento”(MEDLINE, 2017).
- “Dolor u otros problemas con los sentidos” (MEDLINE, 2017).
- “Problemas para usar o entender lo que se le dice” (MEDLINE, 2017).
- “Alteraciones emocionales” (MEDLINE, 2017).

“La recuperación de un ataque cerebral involucra a varios profesionales de la salud. El objetivo es ayudar a los sobrevivientes de un ataque cerebral a ser lo más independiente posible y a tener la mejor calidad de vida que se pueda” (MEDLINE, 2017).

En el punto de parálisis o problemas de control de movimiento se establece la dificultad para poder sujetar por sus propias fuerzas algún objeto, pero para poder llegar a que la persona vuelva a recuperar parte de su movimiento debe someterse a una serie de tratamientos, lo cual conllevará tiempo y con esto entra la rehabilitación de la parte del cuerpo afectado, siendo una pierna, un brazo o una mano.

2.1.1.4. Etapas:

En un artículo publicado por la revista MEDLINE PLUS en el 2013 titulado la **“Rehabilitación después de un ataque cerebrovascular”** también mencionan que para la rehabilitación de la mano o cualquier otra área afectada deben llevarse a cabo los siguientes tres periodos:

2.1.1.4.1. “Periodo agudo: se le brinda al paciente Terapia ocupacional para adquirir autonomía elemental en cama” (PEREIRA, 2013).

2.1.1.4.2. “Periodo subagudo: va acompañado de recuperación motora en los casos favorables, por lo que marcara el inicio de la fase de trabajo activo por parte del paciente para la recuperación de fuerza y coordinación”... (PEREIRA, 2013). “En la cual se ve la Cinesiterapia y se continua con las movilizaciones pasivas, progresando a movimientos activos-asistidos de lado paretico y potenciación muscular” (PEREIRA, 2013).

2.1.1.4.3. “Periodo de estado: La recuperación a partir de este momento será relativa, de manera que el esfuerzo terapéutico ya no ira encaminado a la recuperación del déficit perdido sino a la adaptación (PEREIRA, 2013).

En el período subagudo en el que se encuentre el paciente, se podrá realizar la rehabilitación mediante las diversas tecnologías existentes, ya no solo sería la

terapia asistida por un especialista de la terapia, si no que tendrá el apoyo de una herramienta con fácil utilidad como lo vendría siendo el Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a desarrollarse.

II. Discapacidad motora:

2.1.2. Concepto:

La Organización Mundial de la Salud, define la discapacidad de la siguiente manera:

“Un término general que abarca las deficiencias, las limitaciones de la actividad y las restricciones de la participación de las personas en la sociedad” (OMS, 2016).

La Organización Mundial de la Salud expresa que:

Problemas que afectan a una estructura o función corporal; las limitaciones de la actividad son dificultades para ejecutar acciones o tareas, y las restricciones de la participación son problemas para participar en situaciones vitales; es de inferir que el termino discapacidad, es amplio, pues incluye carencias en las funciones corporales, puesto que al ser privado al humano de una o varias funciones ya sean de tipo anatómico, sensorial o motora, le impediría poder realizar normal o cotidianamente actividades al no poseer todas sus capacidades completa (OMS, 2016).

Existen diferentes tipos de discapacidad, entre esos la discapacidad física motora o diversidad funcional motora. En esta se concentra el enfoque de nuestro proyecto, la cual se puede definir como la disminución o ausencia de las funciones motoras o físicas (ausencia o alteración del movimiento; de una mano, brazo, pierna, pie; la totalidad o parcialidad de estos), disminuyendo el desenvolvimiento normal diario.

El tratar con personas que han sufrido un episodio de accidente cerebro vascular específicamente un derrame cerebral el cual se produce cuando las células cerebrales mueren debido al flujo sanguíneo inadecuado. Cuando se interrumpe el flujo sanguíneo, las células cerebrales se privan de suministros vitales de oxígeno y nutrientes y allí es en donde se produce el bloqueo de una arteria. Un ataque cerebral hemorrágico o derrame está causado por la explosión de un vaso sanguíneo en el cerebro que causa hemorragia dentro o alrededor del cerebro.

Según estudios realizados en Estados Unidos en el 2012 por Liaison se ha comprobado que:

Más de 700000 personas sufren de ataque cerebral cada año, y aproximadamente dos tercios de estos sobreviven y requieren de rehabilitación. Las metas de la rehabilitación son ayudar a los sobrevivientes a volverse tan independientes como sea posible y a lograr la mejor calidad de vida posible (Liaison, 2012).

La rehabilitación no está destinada a curar en su totalidad los efectos que haya causado algún ataque cerebral, ya que no revierte el daño cerebral, la rehabilitación puede sustancialmente ayudar a las personas a alcanzar el mejor resultado posible, pero a largo plazo.

Por lo tanto, se pretende diseñar un prototipo en donde el usuario pueda realizar sus tratamientos de rehabilitación de manera cómoda, fácil y práctica para que pueda ser llevada a cabo en todo lugar.

Los mecanismos de este prototipo están diseñados con el propósito a mejorar las destrezas motoras de las personas que no tengan la capacidad de sostener un utensilio o una taza por ejemplo.

III. Rehabilitación:

2.1.3. Concepto:

En una publicación de un artículo sobre los Instrumentos de evaluación funcional de la discapacidad en la rehabilitación publicado en la revista médica de CHILE SCIELO muestra la especialidad médica de la rehabilitación como núcleo de actuación en el diagnóstico, evaluación, prevención y tratamiento de las enfermedades incapacitantes en todos los grupos de edad para así llevar a la independencia funcional del individuo afectado por una discapacidad.

Otro artículo publicado en el 2018 referente a la medicina y rehabilitación, la Dra. Solangel Hernández define la rehabilitación como:

“Un proceso global y continuo de duración limitada y con objetivos definidos, encaminados a promover y lograr niveles óptimos de independencia física y las habilidades funcionales de las personas con discapacidades” (Tápanes, 2018).

De esta manera se puede lograr una rehabilitación efectiva y contribuir también al “Ajuste psicológico, social, vocacional y económico que le permitan llevar de forma libre e independiente su propia vida” (Tápanes, 2018).

Esto permite hacer énfasis en:

La rehabilitación es un proceso complejo que resulta de la aplicación integrada de muchos procedimientos para lograr que el individuo recupere su estado funcional óptimo, tanto en el hogar como en la comunidad en la medida que lo permitan la utilización apropiada de todas sus capacidades residuales (Tápanes, 2018).

Tápanes (2018), muestra la rehabilitación como un medio principal para tratar las enfermedades incapacitantes. En la actualidad se utilizan métodos para la terapia, que son empleados por un médico rehabilitador ya sea mediante fármacos o ejercicios físicos como la terapia manual a través del fisioterapeuta y

electroterapia. Sus objetivos terapéuticos se dirigen a facilitar, mantener o devolver el mayor grado de capacidad funcional e independencia posibles. (Tapanès, 2018)

2.1.3.1. Objetivo de la Rehabilitación:

En la revista médica de Chile SCIELO en la cual se publicó un artículo en el 2001 sobre los Instrumentos de evaluación funcional de la discapacidad en la rehabilitación Paolinelli (Carlo Paolinelli G, 2001) expresa lo siguiente:

El objetivo fundamental de la rehabilitación es disminuir al máximo posible los grados de discapacidad y minusvalía que presenta una persona como consecuencia de una deficiencia... llevándolo a una máxima independencia funcional y una óptima participación e integración en la vida social y económica (Carlo Paolinelli G, 2001).

2.1.3.2. Rehabilitación de las extremidades superiores:

Para la rehabilitación para las extremidades superiores, entre esas la mano, se utilizan algunas técnicas como las siguientes:

2.1.3.2.1. El entrenamiento robótico

2.1.3.2.2. La estimulación eléctrica funcional

2.1.3.2.3. Entrenamiento sensoriomotor

2.1.3.2.4. Ingeniería motora

2.1.3.2.5. Terapia de espejo

2.1.3.3. Movimientos para rehabilitación de la mano:

De manera resumida la mano está compuesta por la muñeca, el dedo pulgar, el dedo índice, el dedo medio, dedo anular y el meñique.

La rehabilitación explícitamente para los dedos de la mano se da en dos fases que son flexión y extensión de los dedos y sería de la siguiente manera:

2.1.3.3.1. Fase A: Extensión de los dedos de la mano: se extienden los dedos por completo

2.1.3.3.2. Fase B: Flexión de los dedos de la mano: con la mano extendida, realizar cierre de los dedos, como si se fuese hacer un puño.

Figura N°1: A-Representa el movimiento de Extensión de los dedos de la mano, B- Representa el movimiento de flexión de los dedos de la mano.



Fuente: (Carlo Paolinelli G, 2001)

Se realizará este movimiento de manera consecutiva según el tiempo que lo determine el fisioterapeuta.

El movimiento que realizará el Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva inducida (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano será el de Flexión y extensión de los dedos de manera consecutiva y de forma coordinada, en la cual únicamente se rehabilitaran el dedo índice, el dedo medio, el dedo anular y el dedo meñique.

IV. Terapia restrictiva Inducida (CIT):

2.1.4.1. Descubrimiento y concepto de la terapia restrictiva:

En un artículo publicado en el 2012 por la revista Mexicana de Neurociencia titulado “Descripción de la terapia de restricción inducida: aplicabilidad en el contexto clínico”, la autora Dra. Arlette Doussoulin menciona lo siguiente sobre el CIT:

“CIT fue derivada desde las investigaciones de neurociencia conductual básica realizadas en primates por el Dr. Edward Taub, en los años 1970 y 1978...”(Arlette, 2012)

2.1.4.2. Objetivo de la terapia restrictiva:

“Restaurar la función del brazo y mano paréticos,...ha demostrado inducir un reorganización cortical en el cerebro, permitiendo a los pacientes con secuelas por ACV mejorar sus funciones motoras” (Arlette, 2012).

2.1.4.3. En qué consiste la terapia restrictiva inducida (CIT):

La terapia restrictiva consiste en lo siguiente:

“Limitar el movimiento de la extremidad superior no afectada y realizar un entrenamiento intensivo con la extremidad superior afectada”. (Valiente, 2017)

V. Extremidades superiores:

Las extremidades superiores del cuerpo humano son los dos brazos compuestas por sus manos y dedos.

2.1.7.5. Fisiología de la Mano:

Las manos son la herramienta principal de interacción que posee el ser humano con el mundo a su alrededor. Estos órganos permiten la manipulación, de maneras diversas, de los objetos que se pueden encontrar en los alrededores, facilitando la realización de tareas. Su estructura y anatomía, junto a su localización en el cuerpo, les han permitido a los seres humanos (y al resto de los homínidos) la habilidad de usar herramientas, facilitando así la sobrevivencia de estos.

2.1.7.5.1. La mano humana:

Es el órgano terminal de la extremidad superior considerada en el ser humano como una de las más importantes del cuerpo, lo que indica que:

“Por su riqueza funcional, brinda la posibilidad de ser un segmento efector, sensitivo, permite realizar múltiples movimientos y acciones necesarias para la supervivencia y relación con el medio ambiente” (Burgos, 2010).

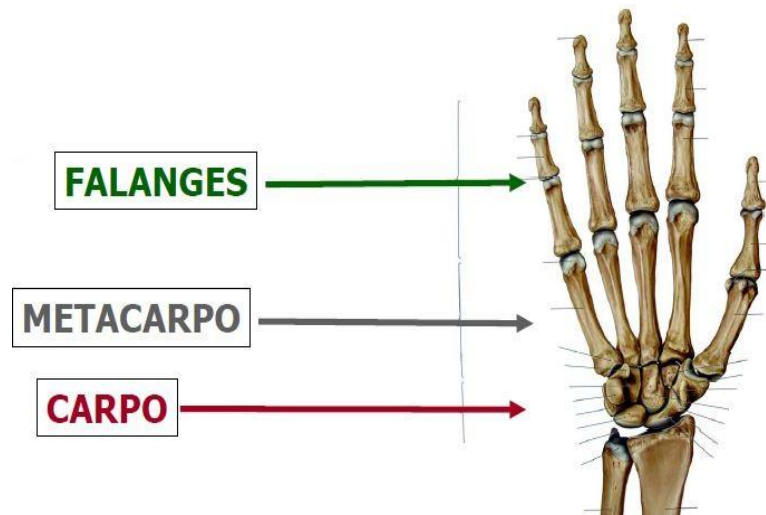
Las manos forman parte de las extremidades superiores del cuerpo humano, conectadas al antebrazo por medio de la muñeca. Esta articulación posee una estructura la cual le permite poseer un ángulo de movimiento que varía entre los 70 a los 90 grados durante el momento de flexión. La muñeca (carpo), junto a la palma (metacarpo) y los dedos (falanges), son las tres partes básicas en las que se puede dividir la mano.

2.1.7.5.2. Anatomía Osteoarticular:

La mano humana está compuesta por 27 huesos: la muñeca (carpo) cuenta con 8, la palma (metacarpo) tiene 5 y los dedos (falanges) poseen los 14 restantes. Gracias a las diferentes interacciones entre los diferentes huesos de la mano, se

le considera a esta como una articulación compuesta, aunque generalmente la gente piensa en ella como una articulación sencilla.

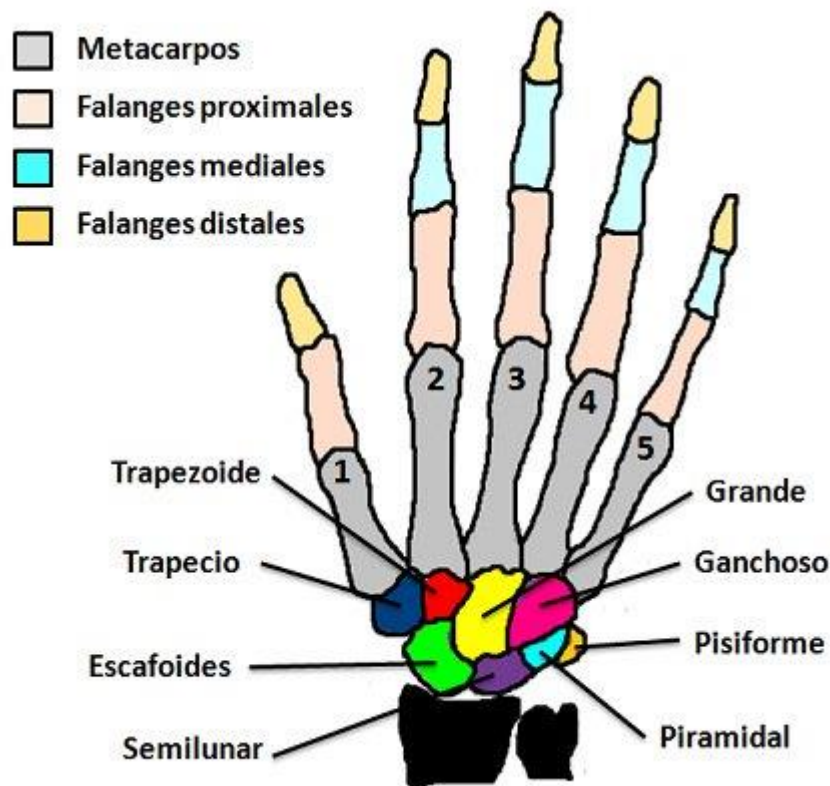
Figura N°2: Anatomía de la mano humana



Fuente: (Burgos, 2010).

Huesos de la muñeca (carpo): La muñeca está compuesta por 8 huesos, también conocidos como los huesos carpianos, estos por su parte están divididos entre dos grupos de 4, siendo conocidos como los huesos proximales y los huesos distales. Esta división se establece dependiendo de la posición de los huesos carpianos entre la palma(metacarpo) y el antebrazo, los huesos proximales siendo aquellos que entran en contacto con el antebrazo y los huesos distales aquellos que encajan junto con los metacarpianos. De esta forma se tiene que los huesos proximales son: el escafoides, el semilunar, el piramidal y el pisiforme. Mientras que los huesos distales son: el trapecio, el trapecoide, el grande y el ganchoso.

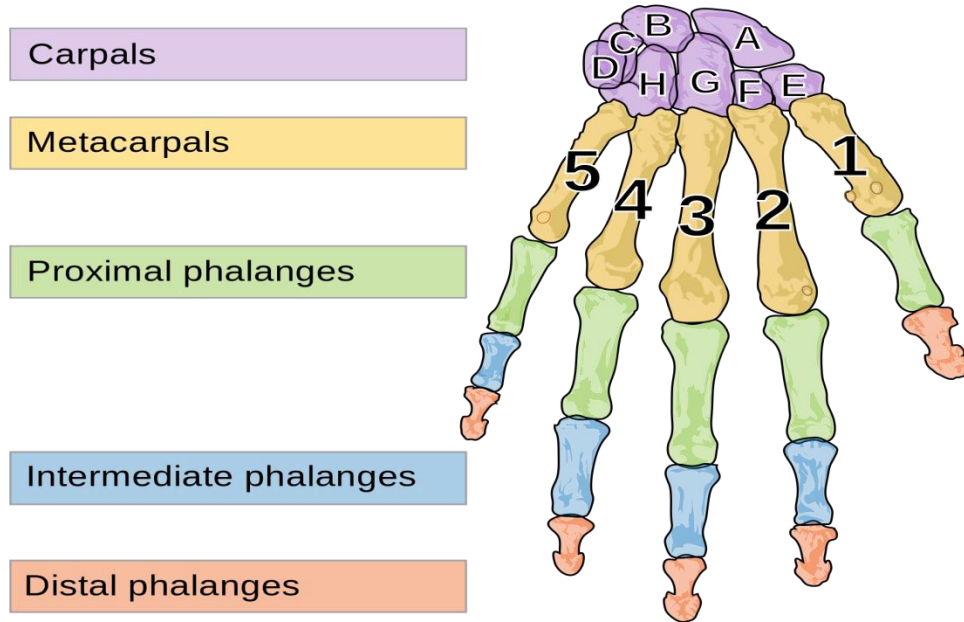
Figura N°3: Huesos de la muñeca- carpo



Fuente: (Burgos, 2010).

Huesos de la palma (metacarpo): La palma está compuesta por 5 huesos, los cuales simplemente se conocen como los metacarpianos. Los metacarpianos son huesos que son delgados y ligeramente alargados, y están formados por 3 partes principales, la epífisis o cabeza, la diáfisis o cuerpo y la metáfisis que es la parte que realiza la unión entre la epífisis y diáfisis. La posición de los metacarpianos se da y enumera basándose en su posición relativa con los dedos y los huesos de la muñeca (carpo).

Figura N°4: Huesos de la Palma- metacarpo

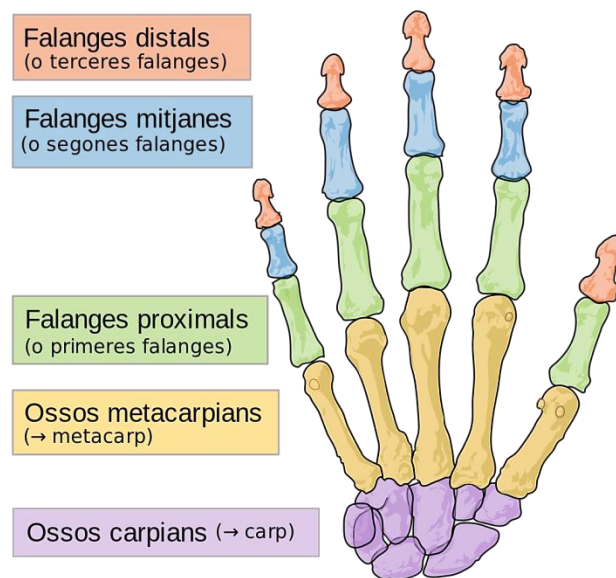


Fuente: (Burgos, 2010).

- Primer metacarpiano: Se localiza en el dedo pulgar y el hueso trapecio.
- Segundo metacarpiano: se encuentra entre el dedo índice y el hueso trapezoide.
- Tercer metacarpiano: se encuentra entre el dedo corazón y el hueso grande.
- Cuarto metacarpiano: se encuentra entre el dedo anular y el hueso ganchoso.
- Quinto metacarpiano: se encuentra entre el dedo meñique y el hueso ganchoso.

Huesos de los dedos (falanges): Cada mano posee 5 dedos, en los cuales se encuentra 14 huesos en cada una. Esos 14 huesos están divididos consiguientemente en 3 huesos por cada dedo, con excepción en el dedo pulgar el cual solo posee dos huesos. Estos huesos también son conocidos como falanges distales, medias o proximales dependiendo de su posición dentro del dedo.

Figura N°5 : Huesos de los dedos-Falanges



Fuente: (Burgos, 2010).

2.1.7.5.3. Articulaciones:

Una articulación es la conexión hecha entre los diferentes huesos que conectan el esqueleto en un sistema funcional. Esta conexión se realiza mediante el contacto entre huesos, cartílago-hueso dientes-hueso. Las articulaciones están construidas para permitir diferentes grados y tipos de movimientos, los cuales permiten la realización de las diferentes acciones necesarias para el movimiento. Basándose en sus características anatómicas y estructurales, se pueden clasificar las articulaciones en tres tipos principales:

Articulaciones fibrosas: Este tipo de articulaciones no poseen líquido sinovial entre sus uniones permitiendo poco o ningún movimiento y manteniéndose unidas por un tejido conectivo fibroso. Las articulaciones fibrosas se pueden clasificar consiguientemente en suturas (compuesto por un tejido conectivo delgado; solo encontrado en el cráneo), sindesmosis (conectado por ligamentos permitiendo movilidad limitada) y membranas interóseas (se encarga de las conexiones de huesos largos y permite una movilidad leve).

Articulaciones cartilagosas: Estas articulaciones comparten ciertas características con las articulaciones fibrosas, en el sentido de que carecen de líquido sinovial entre sus uniones permitiendo poco o ningún movimiento. Como su nombre lo indica las conexiones de estas articulaciones están realizadas por cartílagos, sean estos por cartílago hialino o fibrocartílagos. Existen dos tipos de articulaciones cartilagosas; Las sincondrosis (están compuesta por el cartílago hialino y solo se pueden encontrar durante el periodo de crecimiento de las personas, ya que al completar el crecimiento estas se solidifican y convierten en una articulación ósea) y la sínfisis (los extremos de los huesos se encuentran recubiertos por cartílago hialino y conectado por fibrocartílagos).

Articulaciones sinoviales: Este tipo de articulaciones, a diferencia de las articulaciones cartilagosas y fibrosas, poseen la capacidad de moverse de manera libre. Esta capacidad la brinda la cavidad sinovial, la cual es un espacio entre los huesos de las articulaciones en donde se puede encontrar el líquido sinovial. El líquido sinovial es un líquido viscoso el cual reduce la fricción entre los tejidos durante los momentos de movimiento. Los huesos que forman parte de estas articulaciones están recubiertos por cartílago hialino (también conocido como cartílago articular) el cual les brinda una superficie lisa facilitando así la movilidad.

Las articulaciones también pueden ser clasificadas por sus características funcionales, específicamente el grado de movimiento que posee cada articulación. Tomando esta información en consideración, las articulaciones se pueden clasificar de manera funcional en:

Sinartrosis: Es una articulación inmóvil (ejemplo: articulaciones craneales).

- Anfiartrosis: Son articulaciones con poco movimiento.
- Diartrosis: Articulaciones con un gran nivel de movimiento (todas las diartrosis son articulaciones sinoviales).

2.1.7.5.4. Articulaciones de la Mano

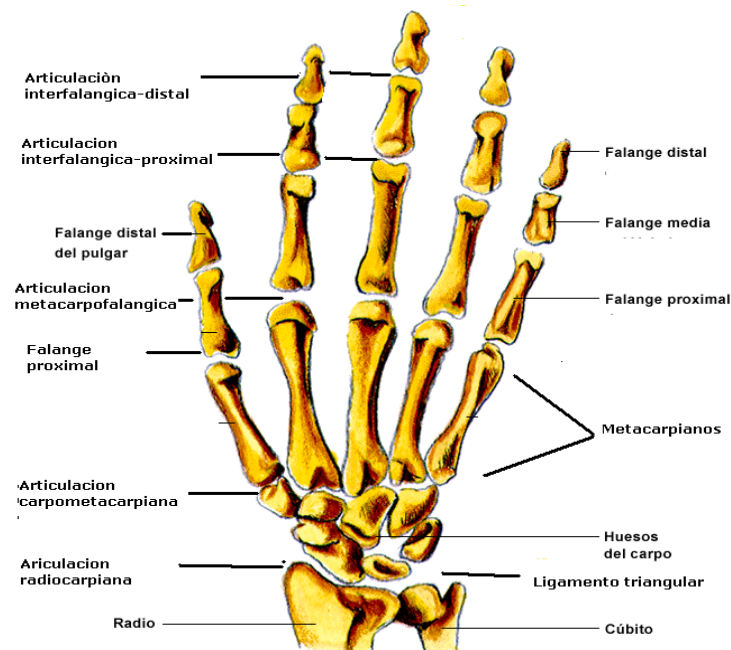
La mano humana está compuesta por articulaciones sinoviales lo cual le brinda a la misma un rango de movimiento amplio permitiendo de tal manera la realización de amplios movimientos articulares. Las articulaciones sinoviales encontradas dentro de la mano son:

- 2.1.7.5.4.1. Articulación interfalángica (AI): Esta articulación se encuentra entre las falanges de los dedos y proporciona el movimiento de flexión hacia la palma de la mano (movimiento del cerrado de la mano). Existen dos tipos de articulaciones interfalángicas dependiendo de su posición en los dedos.
- 2.1.7.5.4.2. Articulación interfalángica proximal (AIP): articulación entre las falanges proximales y medias.
- 2.1.7.5.4.3. Articulación interfalángica distal (AID): articulación entre las falanges medias y distales.

2.1.5.2.4.4. Articulación metacarpofalángica (AM): La articulación metacarpofalángica se encuentra entre los huesos metacarpianos y las falanges proximales. El movimiento realizado por esta articulación es mas limitado que el hecho por la articulación interfalángica, incluso impidiendo la realización de algunos movimientos cuando la mano se encuentra en posición de puño (o mano cerrada).

2.1.5.2.4.5. Articulación intercarpal (AIC): Esta articulación une los diferentes huesos en el carpo de la mano.

Figura N°6 : Articulaciones de la mano



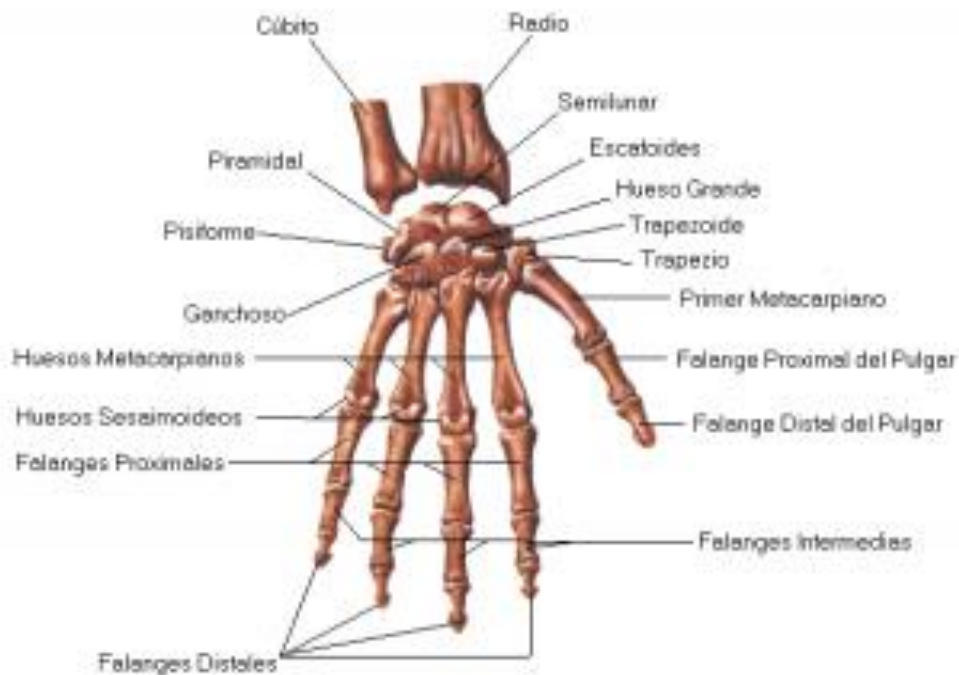
Fuente: (Burgos, 2010).

VI. Descripción Mecánica de la mano:

La mano humana se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges, se conecta a la muñeca a través de la palma y

está dotada de veinte GDL (grados de libertad) accionados por cerca de cuarenta músculos, La estructura ósea de la mano se muestra en la siguiente figura:

Figura N°7 : Estructura Ósea de la mano



Fuente: (Burgos, 2010).

Cada dedo está compuesto por tres falanges (Distal, Intermedia y proximal), a excepción del dedo pulgar que solo tiene dos (Distal y Proximal).

En la siguiente imagen pueden observar el esquema del dedo índice con sus falanges y articulaciones:

Figura N°8: Estructura Ósea de la mano



Fuente: (Burgos, 2010)

De acuerdo a estudios de biomecánica de la mano y de medidas antropométricas, en la tabla 1 se presenta las características del dedo índice cuyo aspecto es muy similar a los demás dedos.

Cuadro N°1: Articulaciones y límites de la mano humana

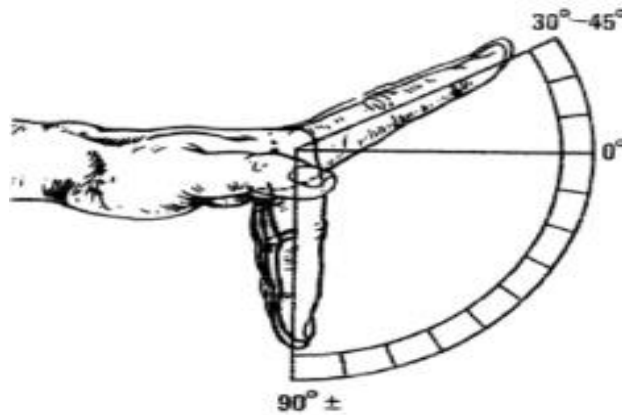
PARTE	ARTICULACIONES	DOF	ÁNGULO FLEXIÓN EXTENSIÓN	ÁNGULO ABDUCCIÓN ADUCCIÓN
DEDOS	DIP	1	60	
	PIP	1	100	
	MCP	2	90	60
PULGAR	IP	1	85	
	MCP	2	50	
	CMC	2	120	45

Fuente: (López, 2013)

La mano por tener los dedos, tienen numerosos movimientos en los cuales interviene las articulaciones falángicas entre ellas los metacarpos:

A. "Flexión-extensión metacarpofalángica: el arco total de movimiento es de 120° a 135° y está dividido en 90° para la flexión y 30° a 45° para la extensión" (López, 2013)

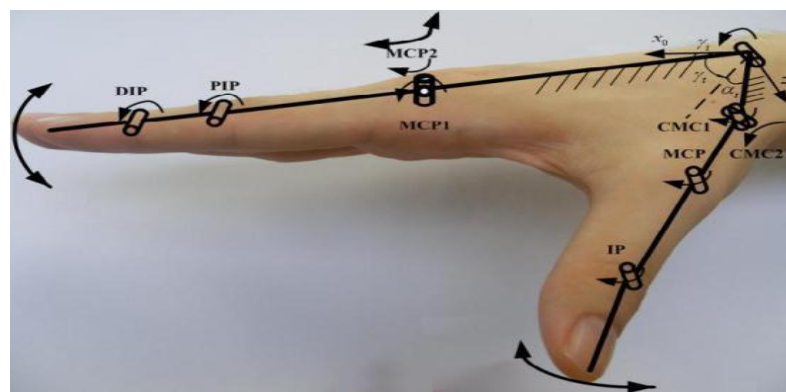
Figura N°9 : Flexión-extensión metacarpofalángica



Fuente: (López, 2013)

En la siguiente figura, se muestra un diagrama estructural de la mecánica de movimiento general para los dedos de la mano:

Figura N°10 : Diagrama estructural de la mecánica de movimiento general para los dedos de la mano



Fuente: (López, 2013)

Donde:

- Distal Interphalangeal es el significado de DIP

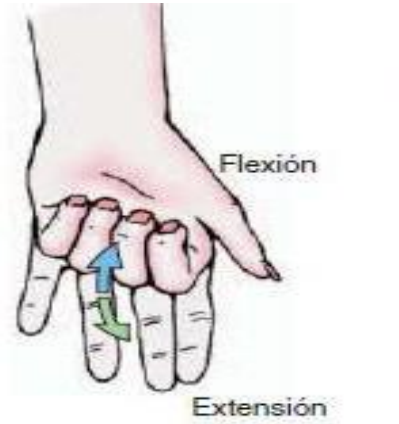
- Metacarpophalangeal es el significado MCP
- Proximal Interphalangeal es el significado PIP

El Dr. Oscar Viván (Burgos, 2010) considera que:

Para la transmisión de movimientos en las articulaciones de manos (...), normalmente se utilizan mecanismos que permitan flexionar o tensionar las falanges en los dedos. Considerando que un mecanismo es un dispositivo que transforma un movimiento y una fuerza de entrada en otra de salida. Entre estos mecanismos están la transmisión por barras, motores instalados en cada articulación y transmisión por polea (Burgos, 2010).

En nuestro caso utilizaremos el mecanismo de transmisión por barras el que consta de un motor que por medio de engranes permite generar y distribuir la fuerza necesaria para el movimiento de flexión y extensión de los dedos de la mano en las articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas como se muestra en la siguiente figura:

Figura N°11 : Flexión y extensión de la los dedos



Fuente: (Carlo Paolinelli G, 2001)

2.1.6. Conceptos Matemáticos y Diseño:

Uno de los factores más complejos al momento de diseñar cualquier tipo de equipo, es la estructuración matemática. Para poder realizar estos modelados se necesitan amplios conocimientos de diferentes técnicas y aptitudes matemáticas. Un ejemplo de un modelado matemático relacionado para el diseño de exoesqueletos de mano es el establecido por Mircea Ivanescu, Dorin Popescu, Mircea Nitulescu y Nirvana Popescu dentro de su artículo investigativo “Parameter Estimation Techniques for a Rehabilitation Hand Exoskeleton”, publicado en octubre del año 2014.

Para establecer el modelo matemático, y el diseño general del dispositivo, se necesita tomar en cuenta en si cual es el objetivo del mismo, siendo este la producción de un efecto rehabilitante en la mano del paciente. Ivanescu, Popescu, Nitulescu y Popescu (2014) afirman que “Para obtener un efecto de rehabilitación exitoso, la estructura mecánica debe permitir que el dedo llegue a las posiciones de un dedo saludable”. En su investigación Ivanescu, Popescu, Nitulescu y Popescu proponen la siguiente tabla en la que establecen parámetros simplificados sobre la estructura mecánica de un dedo.

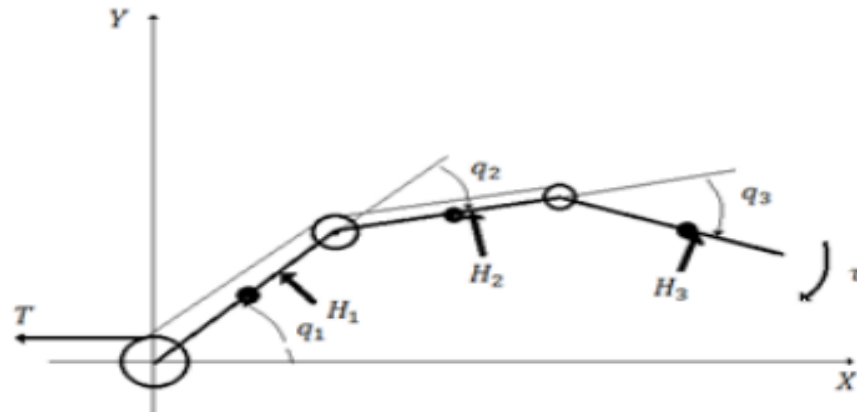
Cuadro #2: Parámetros mecánicos de un dedo por

Articulación	AID	AIP	AM
Ángulo (q) (rad)	1.40	1.74	1.50
Torque (τ) (N m)	0.17	0.30	0.30
Longitud (m)	0.018	0.025	0.042

Fuente: (Ivanescu, Popescu, Nitulescu y Popescu , 2014)

Usando información recolectada Ivanescu, Popescu, Nitulescu y Popescu han desarrollado el siguiente modelado matemático, buscando la simplificación del desarrollo de exoesqueletos para rehabilitación de manos futuros. Se considera la configuración de un dedo como la presentada en la siguiente figura:

Figura N°12: Diagrama según el eje X y Y para la flexión y extensión de los dedos



Fuente: (Ivanescu, Popescu, Nitulescu y Popescu , 2014)

Para Ivanescu, Popescu, Nitulescu y Popescu (2014):

La posición de los dedos es definida por los ángulos q_1, q_2, q_3 y los parámetros mecánicos son:

- $J = \text{diag} (J_1, J_2, J_3)$ – matriz de los momentos de inercia,
- $B = \text{diag} (b_1, b_2, b_3)$ – matriz de los coeficientes de viscosidad,
- $C = \text{diag} (c_1, c_2, c_3)$ – matriz de coeficientes de rigidez.

Se asume la realimentación de las fuerzas en las articulaciones como (H_1, H_2, H_3) y denotamos con (τ) el torque producido por el sistema de actuación. Las fuerzas H_i representan las resistencias en el sistema (Pacientes de Accidentes Cerebro vascular mueven el dedo en los ejercicios de rehabilitación). Se define

$$q = J_{k1}^T(q_1)q_1 + J_{k2}^T(q_2)q_2 + J_{k3}^T(q_3)q_3 \quad (1)$$

$$H = J_{k1}^T(q_1)H_1(q_1) + J_{k2}^T(q_2)H_2(q_2) + J_{k3}^T(q_3)H_3(q_3) \quad (2)$$

la coordenada generalizada de cada dedo y la fuerza resistente equivalente en la superficie del dedo, respectivamente, donde $J_{Ki}, i = 1, 2, 3$ representa la matriz Jacobiana la cual es determinada por la configuración de agarre de las falanges.

La energía cinética es definida como

$$T_k = J_1 \frac{\dot{q}_1^2}{2} + J_2 \frac{\dot{q}_2^2}{2} + J_3 \frac{\dot{q}_3^2}{2} \quad (3)$$

y el potencial de energía como

$$V_g = \sum m_i g h_i \quad (4)$$

El modelo matemático es obtenido de las ecuaciones (1)-(4) por las ecuaciones de Lagrange como

$$J \ddot{q} + b \dot{q} + c q + g(q) = \tau + H \quad (5)$$

donde $g(q)$ corresponde a la gravedad; J es el momento de inercia equivalente y los coeficientes de viscosidad y rigidez se definen como:

$$b\dot{q} = J_{k1}^T(q_1)b_1\dot{q}_1 + J_{k2}^T(q_2)b_2\dot{q}_2 + J_{k3}^T(q_3)b_3\dot{q}_3 \quad (6)$$

$$cq = J_{k1}^T(q_1)c_1q_1 + J_{k2}^T(q_2)c_2q_2 + J_{k3}^T(q_3)c_3q_3 \quad (7)$$

En aplicación de rehabilitación, el efecto de J es causado por el exoesqueleto y sistema de actuación. En (5) se utiliza la equivalente de J que concentra el efecto de la estructura mecánica de la falange, sistema de transmisión y actuación. Definimos mediante J el dominio de los componentes de inercia admisibles del sistema, $J \in J$. El componente de inercia de un dedo i puede ser calculado como

$$J_i = J_{i,ex} + J_{i,tr} + (J_{i,m} + J_{i,w})r^2 \quad (8)$$

$$J = \sum J_i = \sum (J_{i,ex} + J_{i,tr} + (J_{i,m} + J_{i,w})r^2) \quad (9)$$

donde $J_{i,ex}$, $J_{i,tr}$, $J_{i,m}$, $J_{i,w}$ denotan los componentes de inercia del exoesqueleto de dedo, sistema de transmisión, motor y rueda espiral, respectivamente y r representa el cociente de transmisión. Para los valores estándares de estos parámetros, el dominio J es

$$J \in [5 \cdot 10^{-5}; 30 \cdot 10^{-5}] \text{kg.m}^2 \quad (10)$$

Ivanescu, Popescu, Nitulescu y Popescu establecen con este modelado matemático las bases para el diseño de su exoesqueleto.

VII. Tecnología:

2.1.7.1. Concepto de Arduino:

En la guía de usuario de Arduino publicado por Rafael Henríquez en el 2013 define Arduino como

“Una plataforma de prototipos electrónica de código abierto (open-source) basada en hardware y software flexibles y fáciles de usar”. (Henriquez, 2013).

El Arduino es básicamente una placa con un microcontrolador, el cual posee ciertas características.

2.1.7.1.1. Características del Arduino:

- a) Velocidad del reloj u oscilador
- b) Tamaño de palabra
- c) Memoria: SRAM, Flash, EEPROM, ROM, etc..
- d) I/O Digitales
- e) Entradas Analógicas
- f) Salidas analógicas (PWM)
- g) DAC (Digital to Analog Converter)
- h) ADC (Analog to Digital Converter)
- i) Buses
- j) UART
- k) Otras comunicaciones.

“Arduino puede sentir el entorno mediante la recepción de entradas desde una variedad de sensores y puede afectar a su alrededor mediante el control de luces, motores y otros artefactos”. (Henriquez, 2013)

2.1.7.1.2. Lenguaje del Arduino y como se programa:

“El microcontrolador de la placa se programa usando el Arduino Programming Language (basado en Wiring) y el Arduino Development Environment (basado en Processing)”. (Henriquez, 2013)

2.1.7.1.3. Como se puede adquirir el Software:

“El software se puede descargar gratuitamente. Los diseños de referencia del hardware (archivos CAD) están disponibles bajo licencia open-source, por lo que eres libre de adaptarlas a tus necesidades”. (Henriquez, 2013).

CAPÍTULO III

CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO

3.1. FASE #1: Elaboración de Especificaciones:

3.1.1 Población Objetivo:

Este proyecto tiene como población objetivo a las personas que presentan discapacidad motora como pérdida de movilidad en la mano o problemas de control de movimiento en la mano causado por un accidente cerebrovascular y servirá de apoyo a fisioterapeutas y fisiólogos que trataran a los pacientes que padecen discapacidad motora en la mano.

3.1.2 Participantes:

Especialistas en fisioterapia y personas que presentan discapacidad motora como problemas de control de movimiento en la mano causado por un accidente cerebrovascular.

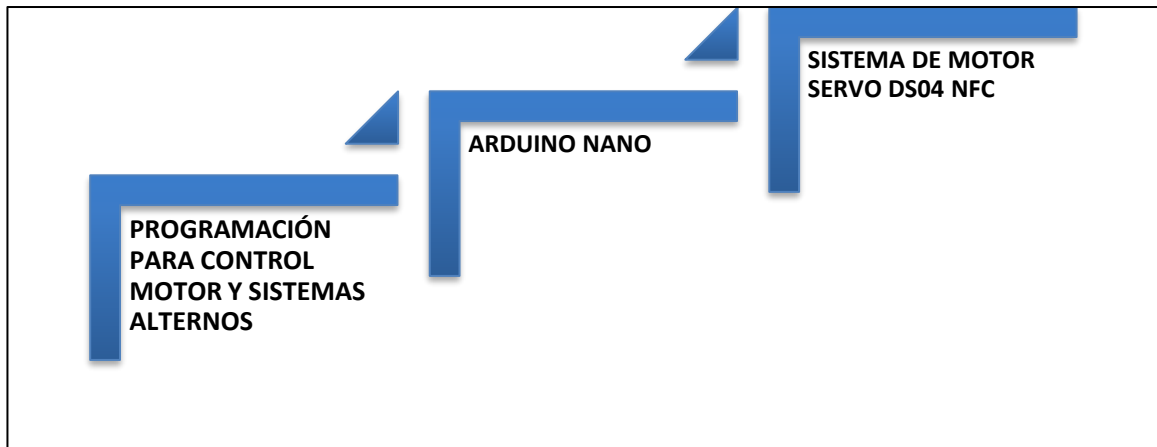
3.1.3 Especificaciones del equipo:

Este prototipo diseñado para ser similar a un exoesqueleto de la mano para rehabilitación ha conllevado una serie de estudios matemáticos y anatómicos, para poder identificar los tipos de materiales a utilizarse, principalmente lo que fueron las especificaciones del motor, así como la programación del microcontrolador. Este prototipo nos permite realizar movimientos de flexión y extensión de los siguientes dedos de la mano: dedo índice, dedo medio, dedo anular y dedo meñique; Exceptuando el dedo pulgar. Consiste en un movimiento básico consecutivo, el cual permitirá que el paciente realice su terapia de rehabilitación de la mano para un tiempo no determinado pueda ir recuperando parte de la movilidad de la mano o el control de esta.

3.2. FASE II: Diseño Conceptual:

En el siguiente diagrama, se detalla el proceso de un sistema simplificado del diseño usado en el prototipo realizado:

Diagrama N°1: Sistema simplificado del diseño conceptual del prototipo



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Una descripción más amplia de este sistema sería el siguiente:

1. El Arduino Nano: es el microcontrolador principal para el funcionamiento de este prototipo, ya que lleva la programación con los comandos adecuados y precisos para el control del motor y los sistemas auxiliares del prototipo.
2. La programación en Arduino para control de los motores servos DS04-NFC: Fue realizado en el software de Arduino que es un IDE, entorno de desarrollo integrado (siglas en inglés de Integrated Development Environment). Es un programa informático compuesto por un conjunto de herramientas de programación. El IDE de Arduino es un entorno de programación que ha sido empaquetado como un programa de aplicación; es decir, consiste en un editor de código, un compilador, un depurador y un

constructor de interfaz gráfica (GUI). Además incorpora las herramientas para cargar el programa ya compilado en la memoria flash del hardware. Este software será el que contendrá los comandos que interpretará el microcontrolador para el control del servo motor incorporado.

3. Motor servo DS04-NFC: Este motor es quien lleva la dirección del movimiento que se desea realizar (flexión y extensión), al sistema de ejes conectados a la estructura principal del prototipo.

3.3. Variables:

Las variables consideradas a nivel del prototipo:

CuadroN°3: Variables consideradas en la rehabilitación del paciente con el prototipo rehabilitador diseñado

Variable	Definición conceptual	Definición operacional
Terapia Restrictiva	Es aquella que consiste en Limitar el movimiento de la extremidad superior no afectada y realizar un entrenamiento intensivo con la extremidad superior afectada.	Realizar movimiento de flexión y extensión en el dedo índice, dedo anular, dedo meñique y dedo medio, exceptuando el dedo pulgar; Siendo estos las extremidades afectadas por un ACV.
Tecnología Arduino nano	El Arduino Nano es una pequeña y completa placa basada en el ATmega328 (Arduino Nano 3.0) o el ATmega168 en sus versiones anteriores (Arduino Nano 2.x) que se usa conectándola a una protoboard. Tiene más o menos la misma funcionalidad que el Arduino Uno, pero con una presentación diferente	Pequeña placa o microprocesador que contendrá la programación con los comandos necesarios para el funcionamiento del motor, LCD y controles de mando del prototipo diseñado.

Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

3.4. Retos Tecnológicos:

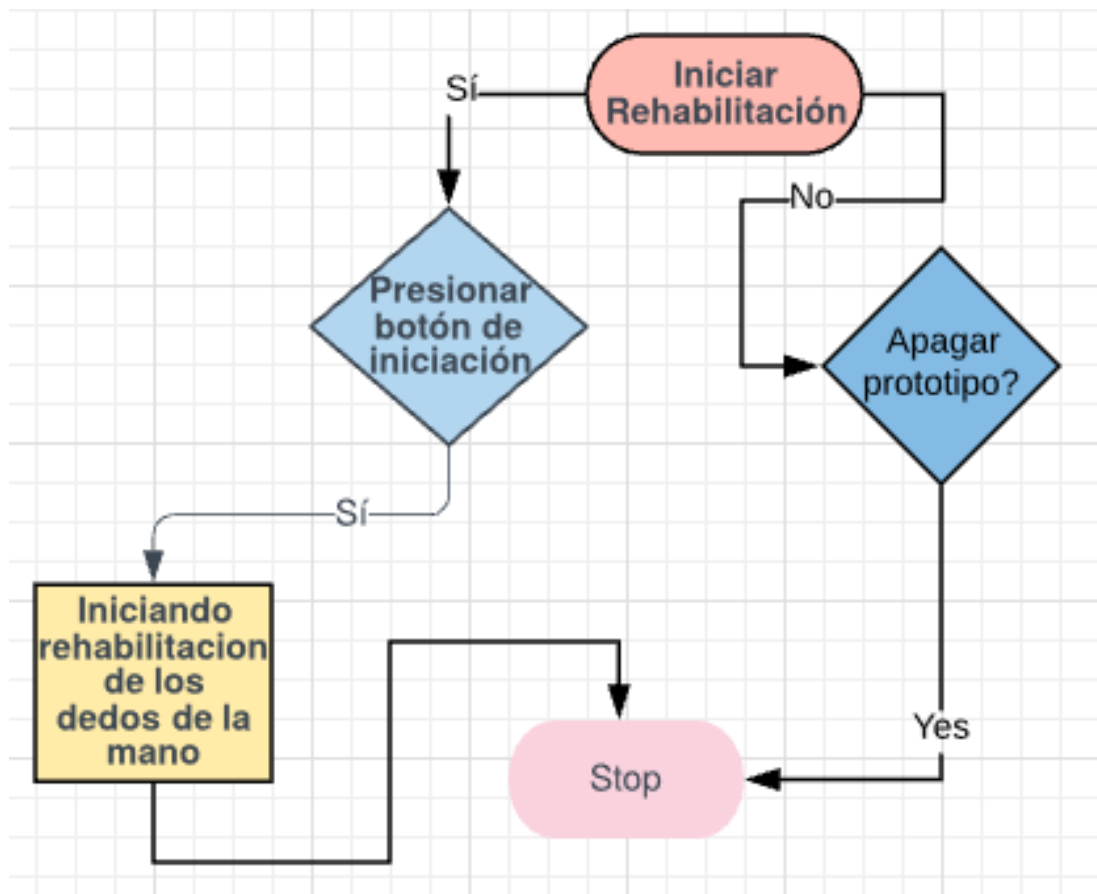
3.4.1. Uno de los retos tecnológicos más difíciles de implementar durante el desarrollo del prototipo, ha sido controlar la cantidad de repeticiones y el tiempo mediante la programación elaborada en Arduino.

3.4.2. Otro reto ha sido el control del prototipo mediante una aplicación en el celular, del cual más adelante se detallará.

3.5. FASE III: Diseño Preliminar de funcionamiento del prototipo:

3.5.1. Diagrama de Flujo:

Diagrama N°2



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

3.6. Procedimiento:

Primeramente se realizó una revisión profunda de antecedentes bibliográficos sobre el tipo de rehabilitación para las personas que presentan discapacidad motora como parálisis o problemas de control de movimiento en la mano causado por un derrame cerebral, investigamos la enfermedad, el mecanismo que conlleva esta rehabilitación, y luego nos enfocamos en los diversos prototipos de exoesqueletos de la mano que han diseñado en otros países, y se utilizaron como guía para el diseño de este prototipo.

3.7. Instrumentos y/o técnicas de recolección de datos y/o materiales y/o equipos y/o insumos y/o infraestructura que se va a realizar:

La técnica de investigación implementada, para certificar el funcionamiento en los pacientes ha sido observacional no participante. Ya que realizamos estudios desde información externa (fuentes bibliográficas y publicaciones de otros autores), sin entrar en contacto directo con los pacientes.

3.7.1. Observación no participante:

Se llevó a cabo mediante revisiones de fuente bibliográficas.

3.8. Dispositivos y materiales utilizados:

3.8.1. Equipos:

Los recursos necesarios para el diseño y desarrollo del sistema informático y electrónico son los siguientes:

3.8.1.1. Hardware:

- 2 computadora Portátil HP
- Dispositivo Móvil (Celular)

3.8.1.2. Software:

- Software de Arduino.
- Windows 8 de 64 bit
- ISIS Proteus

3.8.1.3. Materiales:

- De campo:
 - Microcontrolador Arduino nano
 - Servo motores DS04-NFC
 - Rollo de estaño
 - Cautil de soldadura
 - Cable USB
 - Lamina de acrílico
 - Engranés
 - abrazaderas
 - Guante
 - Pantalla LCD 16x2
 - Interruptores
 - Tornillos y tuercas de calibre 6
 - 2 LEDs
- Recursos Humanos:
 - Autores del prototipo-tesis.

3.9. Asesores del prototipo-tesis

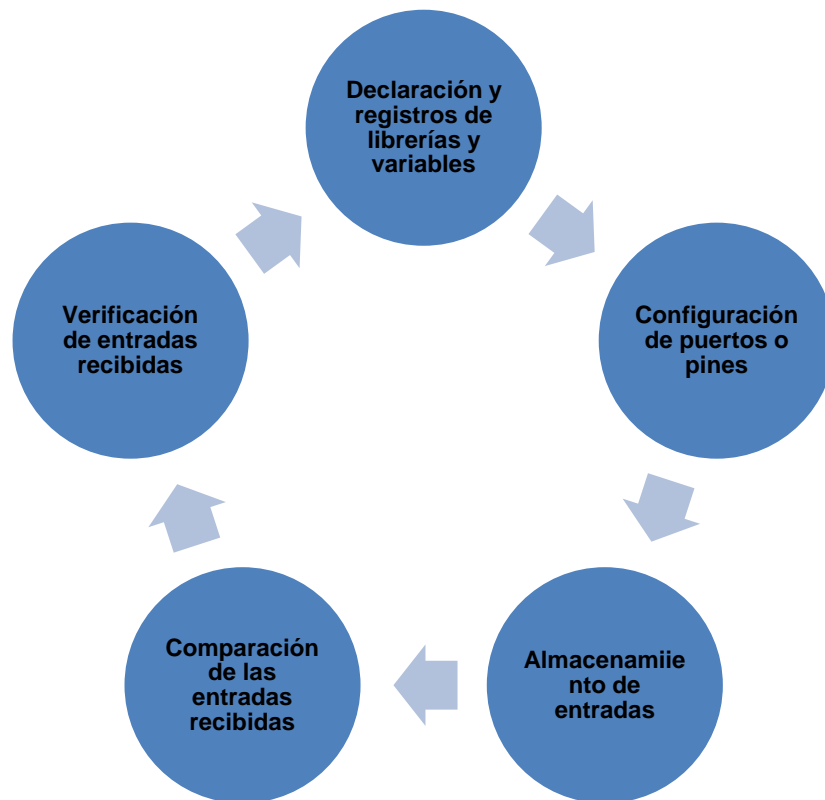
3.10. FASE # IV: Diseño de detalles:

3.10.1. Descripción del diseño del prototipo:

El prototipo diseñado requiere de elementos que permitan al usuario realizar movimientos de flexión y extensión de la mano con la incomodidad posible y de manera automática. Para realizar estas acciones se escogieron componentes electrónicos diseñados específicamente para estas funciones como un servo motor y un microcontrolador Arduino. Estos componentes electrónicos están colocados en una estructura de acrílico la cual estará adherida al guante y entrará en contacto con el paciente para su debido funcionamiento.

3.10.2. Lógica de la Programación:

Diagrama N°3: Lógica de la programación



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

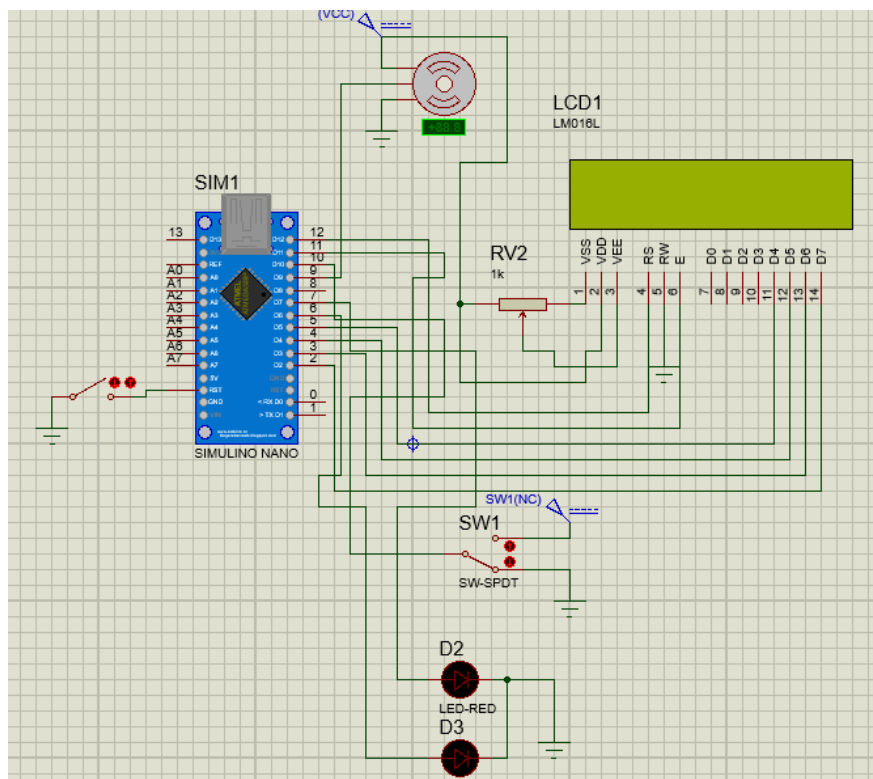
3.10.3. Niveles de Prueba:

En esta fase de la investigación para el desarrollo del prototipo se realizan pruebas unitarias de integración por parte del desarrollador o programador (autores del prototipo) y luego pruebas funcionales o de aceptación.

Las mismas se realizan para detectar los errores o fallas entre los componentes o en la implementación de estos.

3.10.4. Configuración del Arduino Nano y los componentes del prototipo:

Figura N°13: configuración del Arduino nano y servo motor



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

3.10.4.1. Programación del Arduino Nano:

```

#include <LiquidCrystal.h>
#include <Servo.h>

Servo servo;
int pos = 0;

const int rs = 12, en = 11, d4 = 5, d5 = 4, d6 = 3, d7 = 2;
LiquidCrystal lcd(rs, en, d4, d5, d6, d7);

const int boton = 10;
const int verde = 6;
const int rojo = 7;
int botons = 0;
void setup() {
  lcd.begin(16, 2);

  lcd.setCursor(0, 0);
  lcd.print("Bienvenidos a");
  lcd.setCursor (0,1);
  lcd.print("Rhand");
  delay (1500);
  lcd.clear();
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print ("Estatus:");
  lcd.setCursor (0,1);
  lcd.print ("Detenido");
  delay (1500);
  servo.attach(9);
}

```

```

pinMode(boton, INPUT);
pinMode(verde, OUTPUT);
pinMode(rojo,OUTPUT);
}

void loop() {
  botons = digitalRead(boton);
  if (botons == HIGH) {
    digitalWrite(verde, HIGH);
    digitalWrite(rojo, LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print ("Estatus:");
    lcd.setCursor (0,1);
    lcd.print ("En Marcha");
    for (pos = 0; pos <= 180; pos += 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees
      servo.write(pos);
      delay(6);
    }
    for (pos = 180; pos >= 0; pos -= 1) { // goes from 180 degrees to 0 degrees
      servo.write(pos);
      delay(6);
    }
  }
  else{
    digitalWrite(rojo, HIGH);
    digitalWrite(verde,LOW);
    lcd.clear();
    lcd.setCursor(0,0);

```

```

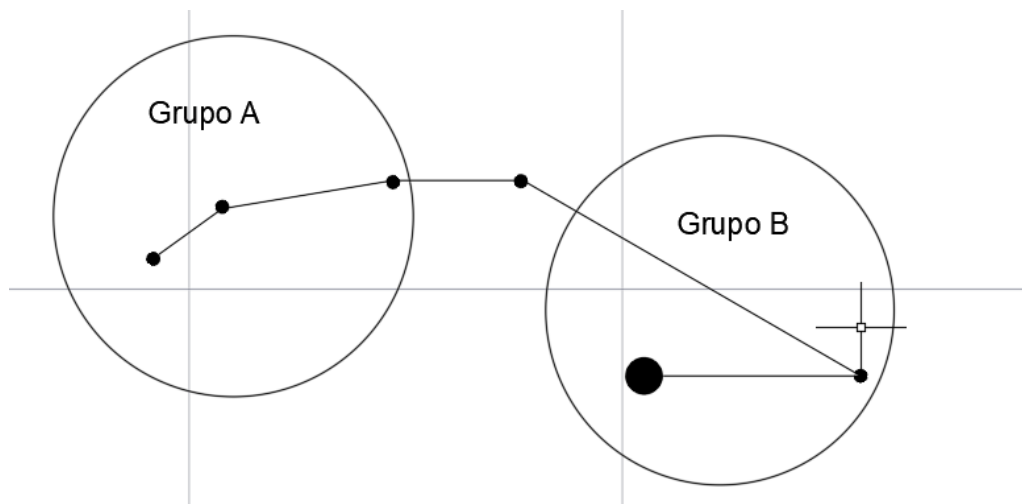
lcd.print ("Estatus:");
lcd.setCursor (0,1);
lcd.print ("Detenido");
servo.write(90);
}
}

```

3.10.5. Modelado Físico – Matemático del Prototipo:

El modelado físico – matemático de este prototipo requirió la amplia investigación de diferentes conceptos y temas variados relacionados al tema, con la finalidad de darle un soporte científico al desarrollo del proyecto. En la figura N°14 se puede apreciar un bosquejo de uno de los perfiles del prototipo.

Figura N°14: Bosquejo de perfil del prototipo



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Se aprecia en dicha figura como el prototipo esta dividido en segmentos, los cuales se pueden separar en dos grupos funcionales principales, **Soporte (Grupo A)** y **Movimiento (Grupo B)**. Estos dos grupos trabajan de manera conjunta para realizar la función del prototipo, siendo este la realización de una terapia rehabilitadora a la mano de pacientes que han sufrido de ataques cerebro vasculares y que han desarrollado como consecuencia de ello trastornos los cuales afectan el control y movilidad de la(s) mano(s), provocando atrofia muscular al área afectada.

El diseño del segmento de soporte, desde ahora referido como Grupo A, fue estableció mediante la utilización de información bibliográfica recolectada de diferentes fuentes cuyo enfoque principal era la estructuración y explicación de las acciones realizadas por la mano humana desde una perspectiva biomecánica, además de utilizar los conocimientos adquiridos sobre la anatomía de esta. Gracias a los datos recolectados fue posible establecer una posición que se asemeje a la realizada por una mano humana en estado de reposo, tomando en cuenta el futuro movimiento que se realizara para poder moverse dentro los ángulos del arco de movimiento metacarpofalángica.

Ya habiendo establecido la posición que tendrá el exoesqueleto de la mano, se prosiguió a establecer el largo de los diferentes segmentos que formaran el prototipo dentro del Grupo A. Esta información fue generada mediante la utilización de estudios en los cuales se han medido el largo de las falanges de los dedos de personas tanto de género masculino como femenino, en combinación con medidas que se realizaron por el equipo de proyecto, buscando así un tamaño promedio y funcional en base a la posición que tendrá cada segmento del Grupo A en el exoesqueleto. El tamaño de cada segmento se puede apreciar en los cuadros #4, 5, 6 y 7, siendo las medidas de las falanges las Piezas #1 (falange distal), #2 (falange media y #3 (falange proximal).

Cuadro N°4: Medidas para estructura del Dedo Meñique

Meñique	Ancho	Largo	Cantidad de agujeros
Pieza #1	1 cm	3 cm	1 agujero
Pieza #2	1 cm	4 cm	3 agujeros
Pieza #3	1 cm	3 cm	1 agujero
Pieza #4	1 cm	5 cm	3 agujeros
Pieza #5	1 cm	5 cm	1 agujero
Pieza #6	1 cm	9 cm	2 agujeros
Pieza #7	1cm	5 cm	2 agujeros

Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Cuadro N°5: Medidas para estructura del Dedo Meñique

Anular	Ancho	Largo	Cantidad de agujeros
Pieza #1	1 cm	2 cm	1 agujero
Pieza #2	1 cm	4 cm	3 agujeros
Pieza #3	1 cm	3 cm	1 agujero
Pieza #4	1 cm	5 cm	3 agujeros
Pieza #5	1 cm	5 cm	1 agujero
Pieza #6	1 cm	9 cm	2 agujeros
Pieza #7	1cm	5 cm	2 agujeros

Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Cuadro N°6: Medidas para estructura del Dedo Medio

Medio	Ancho	Largo	Cantidad de agujeros
Pieza #1	1 cm	2.5 cm	1 agujero
Pieza #2	1 cm	3 cm	3 agujeros
Pieza #3	1 cm	3 cm	1 agujero
Pieza #4	1 cm	4.5 cm	3 agujeros
Pieza #5	1 cm	5 cm	1 agujero
Pieza #6	1 cm	9 cm	2 agujeros

Pieza #7	1cm	5 cm	2 agujeros
----------	-----	------	------------

Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Tabla #7 : Medidas para estructura del Dedo Índice

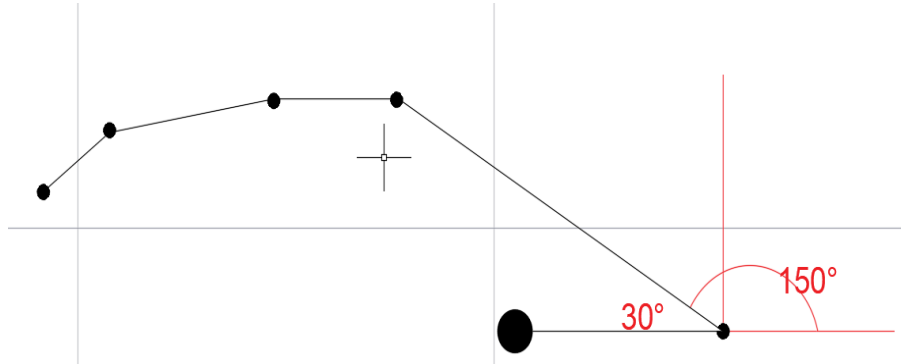
Índice	Ancho	Largo	Cantidad de agujeros
Pieza #1	1 cm	2 cm	1 agujero
Pieza #2	1 cm	4 cm	3 agujeros
Pieza #3	1 cm	3 cm	1 agujero
Pieza #4	1 cm	5 cm	3 agujeros
Pieza #5	1 cm	5 cm	1 agujero
Pieza #6	1 cm	9 cm	2 agujeros
Pieza #7	1cm	5 cm	2 agujeros

Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

El diseño del segmento de movimiento, desde ahora referido como Grupo B, tomo en cuenta variados conceptos de físicos y matemáticos, entre ellos uno de los conceptos más importantes durante el proceso del desarrollo del prototipo fue el concepto de **Grados de libertad** (DOF según sus siglas en ingles). El concepto de Grados de libertad se refiere al número de puntos en movimiento que se requieren para generar una acción determinada dentro de un sistema. Usando este concepto en combinación con los diferentes conocimientos adquiridos a lo largo de la carrera y el desarrollo de este proyecto, además de comparaciones con fuentes bibliográficas sobre diferentes exoesqueletos que se han desarrollado a lo largo de los últimos años, se pudo simplificar el diseño del prototipo hasta el punto de que fuera más sencillo de fabricar, contralar y aun realizar la tarea deseada. El resultado de este proceso fue el determinar que para poder completar el movimiento deseado solo se necesitara un DOF, el cual es el eje principal generador de movimiento en el sistema. Este eje rotatorio obtendrá su capacidad de generación cinética por medio de un motor (DS04 NFC) el cual será controlado por medio de programación para que ejerza la fuerza en las direcciones necesarias y así completar las fases de flexión y extensión.

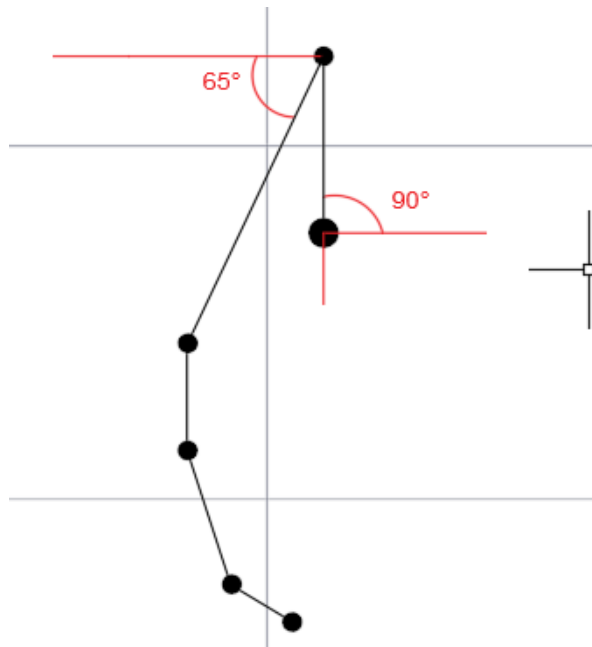
El prototipo posee un extensor (Pieza #6, Cuadros #4, 5, 6 y 7) que conecta los Grupos A y B el cual se encarga de direccionar el Grupo A, a las posiciones deseadas usando el impulso ofrecido por el Grupo B.

Figura N°15: Angulaciones en momento de extensión, reposo



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Figura N°16: Angulaciones en momento de flexión, Movimiento



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Como aparece en la figura N°15, este extensor de manera ideal se encontrar a un ángulo de 150° (30° equivalente) con respecto al eje x del brazo de palanca (Pieza #7, Cuadros#4, 5, 6 y 7) durante el inicio de la fase de flexión o reposo y en la figura N°16, se puede ver el brazo de palanca a un ángulo de 90° con respecto al eje y, el extensor a un ángulo de 65° con respecto al eje -x durante el fin de la fase de flexión o el principio de la fase de extensión.

El brazo de palanca del eje se detendrá al llegar a los 90° grados de posición con respecto al eje x. En este punto siguiendo la programación establecida, el prototipo entrara en la fase de extensión, la cual regresara la mano a su posición de reposo original, repitiendo este ciclo repetidamente dependiendo de las especificaciones del periodo de terapia establecida por el experto.

Usando como base información ya establecida por diferentes estudios sabemos que la mano humana pesa un promedio de 0.7kg, este peso general sumado a el peso de los elementos que conforman parte del exoesqueleto del prototipo, 0.5kg, nos da que el valor del peso que el eje debe vencer para poder realizar un movimiento (sumatoria de pesos= 1.3kg) en su punto de partida para generar la flexión deseada.

Para que el prototipo logre realizar la fase de extensión, la perspectiva física del proyecto sufre un cambio, el punto generador de fuerza pasa de ser el eje y el brazo de palanca de este (Pieza #5), al extensor (Pieza #6).

CAPÍTULO IV

CAPÍTULO IV: ANÁLISIS DE RESULTADOS

4.1. Resultados de los cálculos matemáticos:

Cálculos:

****Estos cálculos se realizarán tomando medidas desde un punto de vista ideal.***

4.1.1. Inicio de fase de flexión (salida de reposo):

- Datos:
 - P=Peso de oposición: 1.3 kg
 - M=Torsión de motor y eje (Par motor): 5.5kg/cm
 - Ángulos: 150° (equivalente 50°)
 - B= Brazo de Palanca= 5cm

El peso o fuerza de oposición se encuentra con un ángulo de 150° del eje x (Figura N°15), trazando una línea perpendicular al este eje tenemos nuestro punto base para guiarnos y sacar nuestras coordenadas de fuerza. Con esta información y usando los conceptos de torque tenemos que nuestra sumatoria de fuerza sería la siguiente:

$$T = P * \sin 150 * B$$

$$T = (1.3kg) * \sin 150^\circ * (5cm)$$

$$T = 3.25 kg/cm$$

$$\mathbf{M > T}$$

Como la fuerza de torsión necesaria para mantener en equilibrio el sistema es de 3.25 kg/cm, lo cual es menor que la fuerza de torsión generada por el motor, se crea el movimiento deseado.

4.1.2. Inicio de fase de extensión (regreso a reposo):

- Datos:
 - P=Peso de oposición: 1.3 kg
 - M=Torsión de motor y eje (Par motor): 5.5kg/cm
 - Ángulos: 65°
 - E= Extensor= 9cm

El peso o fuerza de oposición se encuentra con un ángulo de 30° del eje x (Figura N°16), trazando una línea que cree los 90° en referencia al ángulo del extensor, tenemos nuestro punto base para guiarnos y sacar nuestras coordenadas de fuerza. Con esta información y usando los conceptos de torque tenemos que nuestra sumatoria de fuerza sería la siguiente:

$$T = P * \cos 65^\circ * E$$

$$T = (1.3kg) * \cos 65^\circ * (9cm)$$

$$T = 4.94 kg/cm$$

$$M > T$$

Como la fuerza de torsión necesaria para mantener en equilibrio el sistema es de 4.94 kg/cm, lo cual es menor que la fuerza de torsión generada por el motor, se crea el movimiento deseado y se logra completar el ciclo de funcionamiento.

4.2. Tecnologías de Rehabilitación en Panamá:

En base a las investigaciones realizadas a nivel nacional, los centros de rehabilitación como por ejemplo el Instituto de Medicina Física y rehabilitación es el único que cuenta con equipos aptos para la rehabilitación de las personas con discapacidad, sin embargo, estos equipos son enfocados para trabajar otras zonas de cuerpo como lo son las extremidades inferiores.

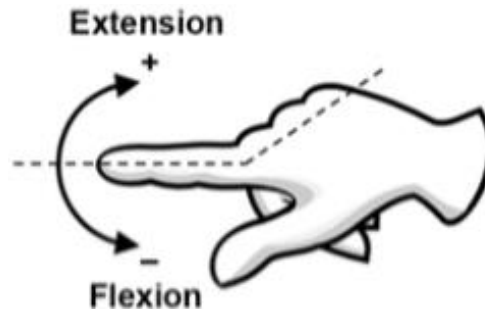
Las zonas de extremidades superiores normalmente son trabajadas mediante ejercicios de rehabilitación inducidos por los fisioterapeutas, por lo que este prototipo desarrollado permitirá que el fisioterapeuta no tenga que realizar mucho esfuerzo y que el paciente se sienta más cómodo en su rehabilitación.

Los resultados de recuperación del paciente pueden ser variantes, ya que dependerá del nivel de afectación que haya sufrido. El tiempo y desempeño del paciente por su recuperación es quien definirá los resultados positivos de su rehabilitación.

4.3. Movimiento de rehabilitación de la mano:

Existen diversos movimientos de tratamientos para la mano como el de abducción y aducción, Flexión y extensión. En este prototipo se implementó únicamente el movimiento de flexión y extensión de los dedos de la mano; siendo de la siguiente manera:

Figura N°17: Movimientos – flexión extensión – aducción abducción

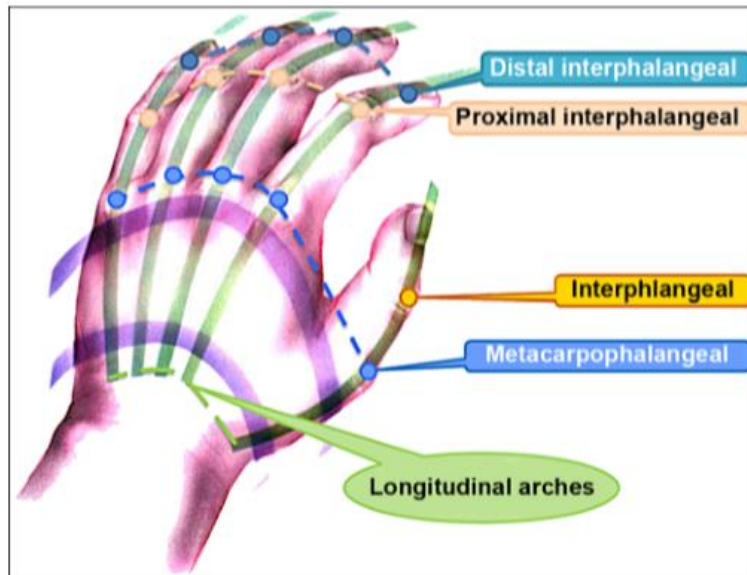


Fuente: (Carlo Paolinelli G, 2001)

4.4. Puntos de Flexión de la mano:

Ante el desarrollo del prototipo determinamos los puntos clave para la flexión de los dedos de la mano, mostrados en la siguiente figura:

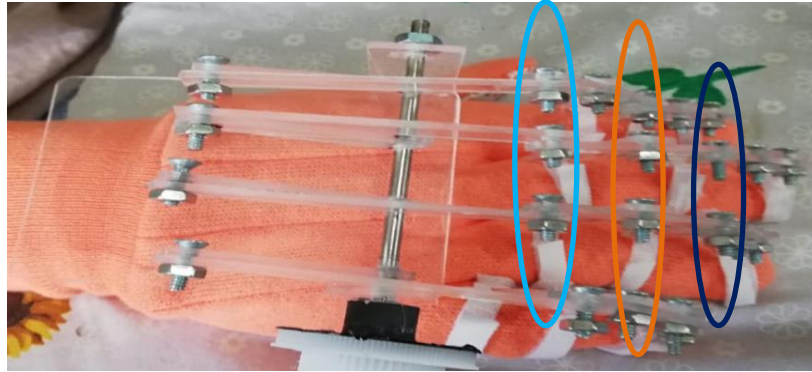
Figura N°18: Puntos de flexión de la mano



Fuente: (Burgos, 2010).

Estos puntos de flexión, son esenciales conocerlos ya que se implementaron en la estructura del prototipo. En la siguiente figura se muestra parte de la estructura del prototipo desarrollado, con los puntos de flexión identificados.

Figura N°19: Puntos de flexión del prototipo



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

4.5. Presupuestos de gastos:

Para la adquisición de los materiales, se hizo una inversión de B/. 63.55, desglosados en el siguiente cuadro:

Cuadro N°8: Gastos realizados en el desarrollo del prototipo rehabilitador de mano

METERIALES	PRECIO
1 Servo motor	17.87
1 LCD 16 X 2	10.00
1 Arduino nano	17.34
2 Led	0.55
Guante de algodón	2.99
Lámina de Acrílico	5.00
Cajita para circuito	Reciclada
36 Tornillos y 36 tuercas de calibre 6	8.00

1 Switch de encendido y apagado	0.50
1 Potenciómetro	0.30
4 resistencias de 1 K	1.00

Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

4.6. Resultado final del diseño:

En la figura N°20 se puede observar el diseño final, como resultado de las investigaciones realizadas para llevar a cabo este prototipo rahabilador de mano.

Figura N°20: Diseño final del prototipo rehabilitador de mano con terapia restrictiva (CIT) a través de un microcontrolador Arduino nano



Fuente: (Adelaida Benitez, Dustin Diaz, 2018)

Se ha comprobado mediante el modelado matemático presentado en el capítulo 3, a partir desde el punto 3.9.5, que el prototipo es capaz de realizar el movimiento de flexión y extensión de una mano con peso normal, sin ningún problema y de manera automatizada.

Las pruebas solo no fueron realizadas con una mano de madera, la cual tenía las dimensiones y el peso similar al de una mano normal y en nosotros los desarrolladores del prototipo.

No se realizaron pruebas con otras personas distintas a nosotros, ya que por las leyes de bioética no se puede hacer pruebas en personas hasta que no se tenga aprobación de médicos especializados.

CONCLUSIONES

Con el desarrollo de este proyecto, se puede concluir que este diseño presentado tendrá la función de realizar aptos movimientos de flexión y extensión, como proceso de rehabilitación para las personas que padecen efectos secundarios luego de un derrame, por ejemplo.

Este dispositivo será de fácil acceso para estas personas, ya que es portátil y de bajo costo; además que podrán realizar su rehabilitación desde la comodidad de su casa.

LIMITACIONES

Estas fueron a las limitaciones que han surgido en el desarrollo de este prototipo:

- La adquisición de algunos dispositivos en electrónicas nacionales, ya que todos se han debido comprar mediante internet por lo que deben ser pedidos a tiempo para que no afectaran en la elaboración del prototipo.
- Dificultad en adquirir apoyo por parte de especialistas en el área conocedoras de este tema para poder desarrollar el diseño y construcción de este prototipo.
- Pocas herramientas en la universidad, para trabajar en metal o en plástico durante el diseño de la estructura del prototipo.
- El prototipo solo realiza un solo movimiento de rehabilitación (Flexión y extensión), de los tantos movimientos que puede realizar la mano para rehabilitación.

RECOMENDACIONES

- Para futuras versiones de este prototipo se puede implementar otros movimientos de rehabilitación.
- Que la universidad brinde mayor apoyo en contribuciones de herramientas necesarias y especialistas conocedores de la materia para que se desarrollen mejores diseños y sean investigaciones de mayor alcance y mayor ventaja para la comunidad.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- (2012). *ExoFinger: Wearable robotic hand for Finger Rehabilitation*.
- (2014). *System Integration and Control of Finger Orthosis for Post Stroke Rehabilitation*. MALASYA: ELSIEVER.
- Khan Academy. (2018). Retrieved from <https://es.khanacademy.org/science/biology/principles-of-physiology/body-structure-and-homeostasis/a/tissues-organs-organ-systems>
- A.D.A.M. (2017, Abril 18). *Medline Plus*. Retrieved from <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000433.htm>
- A.Salman1, A. a. (2015). LOW COST DEXTEROUS TELEOPERATION HUMANOID ROBOTIC HAND WITH WEARABLE REMOTE CONTROLLER. *LOW COST DEXTEROUS TELEOPERATION HUMANOID ROBOTIC HAND WITH WEARABLE REMOTE CONTROLLER*.
- ABC, D. (n.d.). *Definición ABC - Portabilidad*. Retrieved from <https://www.definicionabc.com/tecnologia/portabilidad.php>
- AENOR, A. E. (2007). *Productos de Apoyo para personas con Discapacidad - Clasificación y Terminología - UNE-EN-ISO 9999*. Madrid, España: AENOR.
- Andalucía, J. d. (2009). *Catálogo de Productos de Apoyo para las TIC* . España: Consejería de Innovación, Ciencia y Empresa .
- Arduino. (2017, Abril). *Arduino*. Retrieved from <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction#>
- Arduino. (2017, Abril). *Arduino Mega*. Retrieved from <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mega-2560-rev3>
- Arlette, D. (2012). Descripción de la Terapia de restricción Inducida: Aplicabilidad en el contexto clínica. *Revista Mexicana de Neurociencia*, 224.

- Barraga, N. C. (1992). *Desarrollo senso-perceptivo*. Córdoba. Argentina.
- Burgos, C. A. (2010). *DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS ROBOTICA DE MANO*. Colombia.
- Carlo Paolinelli G, P. G. (2001). Instrumento de evaluación funcional de la discapacidad en la rehabilitación. *SCIELO-Revista médica de CHILE*, https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?pid=S0034-98872001000100004&script=sci_arttext&tlng=pt.
- Carlos Pereda, M. Á. (2003). *La inserción laboral de las personas con discapacidad*.
- Cengiz Tezel*, K. K. (2017). *Implementation of a Humanoid Robotic Hand* . ISTANBUL: INTERNATIONAL JOURNAL OF ENGINEERING SCIENCE AND APPLICATION .
- CHILE, M. D. (2007). *AATAQUE CEREBROVASCULAR ISQUEMICO DEL ADULTO (15 AÑOS Y MÁS)*. CHILE: SERIES GUÍAS CLINICAS MINSAL.
- Ciego, P. L. (n.d.). *Tienda Tiflotécnica*. Retrieved from <http://www.patronatoluzdelciego.org/Copia%20de%20Copia%20de%20Copia%20de%20200/21/osCommerce21.htm>
- EEUU, B. N. (2017, octubre 4). *Recuperación de un ataque cerebral*. Retrieved mayo 24, 2018, from MEDLINE PLUS: <https://medlineplus.gov/spanish/strokerehabilitation.html>
- Escala, H. (2017, Mayo 09). Inclusión del sistema braille a las tecnologías existentes. (B. Guerrero, Interviewer)
- Flex Sensor Data Sheet*. (n.d.). Retrieved 2018, from Flex Sensor Data Sheet
- Henriquez, R. (2013). *Guía de usuario para arduino*. Córdoba: Universidad de Córdoba.
- Herrador, R. E. (2009, Noviembre 13). *Guía de Usuario de Arduino*. Retrieved from http://www.uco.es/aulasoftwarelibre/wp-content/uploads/2010/05/Arduino_user_manual_es.pdf
- Iberomericana, L. F. (n.d.). *La Fundación Cátedra Iberomericana*. Retrieved from http://fci.uib.es/Servicios/libros/articulos/di_nasso/Historia.cid220290

- Kang Li, M., & Ming-Chen, I. (2011). *Development of finger motion capturing device based on optical linear encoder*. Singapore.
- Koon, R. (2014). *IMPACTO TECNOLÓGICO EN LAS PERSONAS CON DISCAPACIDAD*. Retrieved from http://www.repositoriocdpd.net:8080/bitstream/handle/123456789/363/Pon_KoonRA_ImpactoTecnologicoPersonas_2000.pdf?sequence=1
- Korhan Kayisli*‡, C. T. (2017). *Design and Implementation of a Tank Rescue Robot Controlled with Android Software*.
- Liaison, O. o. (2012, junio). *National Institute of neurological Disorders and stroke*. Retrieved mayo 16, 2018, from Rehabilitación posterior al ataque cerebral: https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/rehabilitacion_posterior_al_ataque_cerebral.htm#1
- López, D. G. (2013). *árcos y ángulos de movimientos*. MEXICO: Universidad Nacional Autónoma de México.
- Maldonado, M. (2017, Mayo 22). Tecnologías actuales para la discapacidad visual. (B. Guerrero, Interviewer)
- Manuel Alejandro Chavez, F. R. (2010). Exoesqueleto para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *DIALNET*, 64.
- Martínez, M. (2017, Mayo 12). Problemáticas que presentan las personas con discapacidad visual. (B. Guerrero, Interviewer)
- Md Akhlaqor Rahmana, A. A.-J. (2012). System Integration and Control of Finger Orthosis for Post Stroke Rehabilitation. *ELSIEVER*.
- Morgan Quigley1, C. S. (2014). *Mechatronic design of an integrated robotic hand*.
- Morgan Quigley1, C. S. (n.d.). *Mechatronic design of an integrated robotic hand*.
- OMS, O. M. (2001). *Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud*. España: Instituto de Mayores y Servicios Sociales.
- OMS, O. M. (2014, Agosto). *Ceguera y discapacidad visual*. Retrieved from <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs282/es/>

- OMS, O. M. (2017, Abril). *Discapacidades*. Retrieved from <http://www.who.int/topics/disabilities/es/>
- ONCE, G. d. (2013, Diciembre 23). *SIGNOGRAFÍA BÁSICA*. Retrieved from <http://www.once.es/new/servicios-especializados-en-discapacidad-visual/braille/documentos/DOCUMENTO%20TECNICO%20B2%20SIGNOGRAFIA%20BASICA%20%20V1.pdf>
- PEREIRA, U. T. (2013). REHABILITACIÓN EN ACCIDENTE CEREBROVASCULAR . *MedLineplus*, 2.
- Prometec. (2016). *SHIELD ETHERNET Y SD CARD*. Retrieved from <https://www.prometec.net/sdcard/#>
- Rehabilitation, A. E.-c. (2006). *An EMG-controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation*. CHICAGO: EEE.
- Ricaldoni, J. A. (2015). *La definición de la visión humana*. Retrieved from <https://medium.com/espanol/la-definici%C3%B3n-de-la-visi%C3%B3n-humana-f0d32e5fc8a4>
- Roberto Rotta Esalante, M. L. (2003). ACCIDENTE CEREBROVASCULAR EN LA POLICLINICA BANCARIA: REGISTRO 1699 EVENTOS CONSECUTIVOS. *REVISTA NEUROLOGICA ARGENTINA*, 2.
- S.C. Enriquez, Y. N. (2014). *SISTEMA ROBOTICO DE TIPO EXOESQUELETO PARA REHABILITACION DE LA MANO* . VALENCIA.
- Scientific, F. (n.d.). *Freedom Scientific*. Retrieved from <https://store.freedomscientific.com/collections/software-products/products/jaws-pro-screenreader>
- SIEGPA, S. d. (2017, Abril). *Contraloría General de la República de Panamá*. Retrieved from <http://www.contraloria.gob.pa/inec/siegpa/indicador.asp?IDROW=090102>
- SIEGPA, S. d. (2017, Abril). *Contraloría General de la República de Panamá*. Retrieved from Tipo de Discapacidad: Ceguera; Cobertura Geográfica: Nacional.:

<http://www.contraloria.gob.pa/inec/sieghpa/indicador.asp?IDROW=04010410>

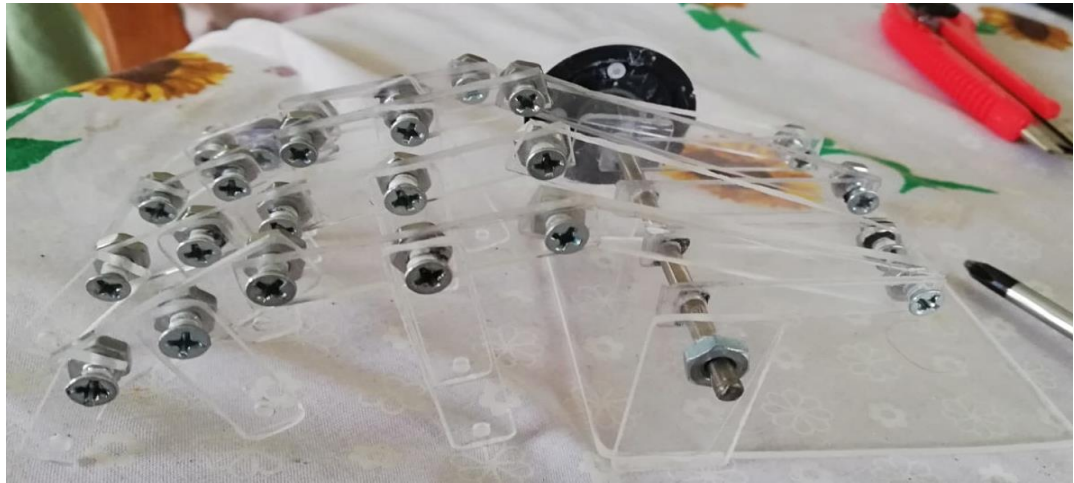
- Tápanes, D. S. (2018, mayo 16). *MEDICINA DE REHABILITACIÓN*. Retrieved mayo 2018, 2018, from Conceptos básicos en rehabilitación.: <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion/temas.php?idv=615>
- TecnoAccesible. (2017, Abril). Retrieved from <http://www.tecnoaccesible.net/content/22-productos-de-apoyo-para-la-comunicaci%C3%B3n-y-la-informaci%C3%B3n>
- TecnoAccesible. (2017, Abril). Retrieved from <http://www.tecnoaccesible.net/content/22-12-productos-de-apoyo-para-dibujo-y-escritura>
- TecnoAccesible. (2017, Abril). Retrieved from <http://www.tecnoaccesible.net/content/22-12-21-dispositivos-port%C3%A1tiles-para-toma-de-notas-en-braille>
- TecnoAccesible. (n.d.). *TecnoAccesible*. Retrieved from <http://www.tecnoaccesible.net/category/tecnolog%C3%ADa/ordenador/ordenador-personal/anotador-braille>
- Tomizuka, J. B. (2011). *A Gait Rehabilitation Strategy Inspired by an Iterative Learning Algorithm* *. California: The International Federation of Automatic Control.
- Valdez, L. (n.d.). *Discapacidad Visual*. Retrieved from <http://www.educar.ec/noticias/visual.pdf>
- Valiente, L. I. (2017). Terapia Inducida por restricción en parálisis cerebral infantil. A propósito de un caso. *Universidad de Zaragoza*, 1.
- Y. Narváez, O. A. (2014). *DISEÑO DE UN DISPOSITIVO NEUMÁTICO PARA REHABILITACION DE MANO MEDIANTE FUNDA TERMORETRACTIL*.

ANEXOS

ANEXOS

- I. Primeras estructuras de prueba para el prototipo rehabilitador de mano con terapia restrictiva a través de un microcontrolador Arduino nano:

Figura N°1 de anexo: Primera estructura elaborada en acrílico, del Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva inducida a través de un microcontrolador Arduino nano.



Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°2 de anexos: Primera estructura de prueba diseñada y realizando pruebas de movilidad adecuada y medidas para para cada dedo.



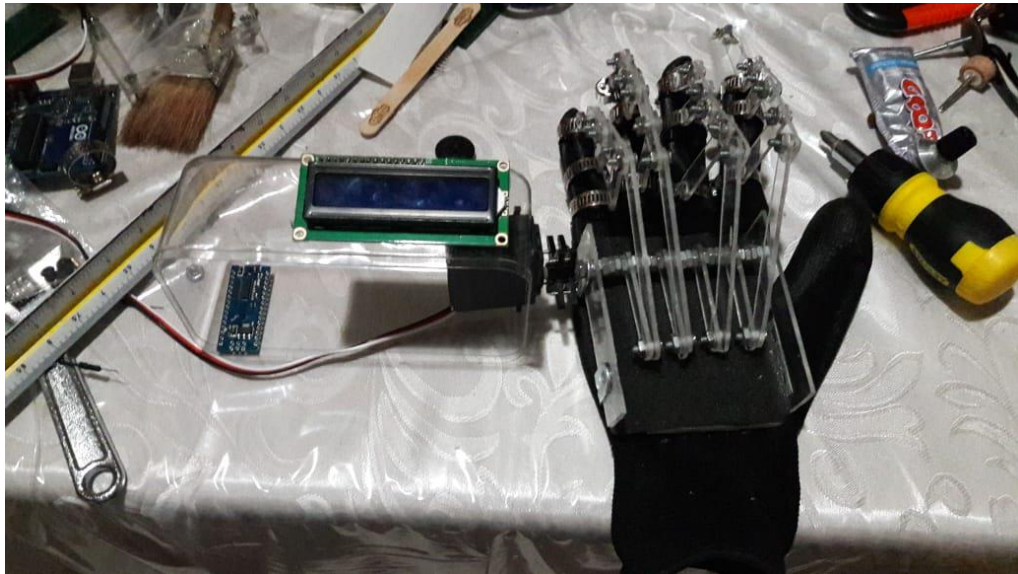
Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°3 de anexos- Segunda estructura elaborada en acrílico, del Prototipo Rehabilitador de mano con terapia restrictiva inducida a través de un microcontrolador Arduino nano con el guante y con las abrazaderas en cada dedo.



Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°4 de anexos: Armado de la caja con alguno de los dispositivo del prototipo.



Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

II. Herramientas y materiales utilizados

Figura N°5 de anexos: Dremel para corte de los acrílicos



Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°6 de anexos: Guante de algodón utilizado para jardinería



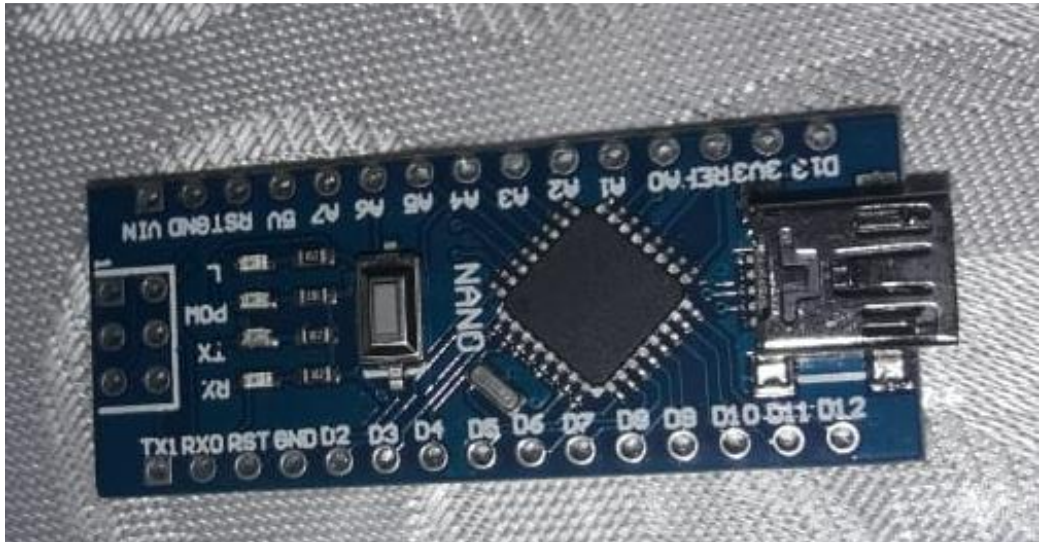
Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°7 de anexos: Sistema de motor servo DS04 NFC



Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°8 de anexos: microcontrolador Arduino nano



Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°9 de anexos: abrazaderas para sujetar la estructura con los dedos de la mano.



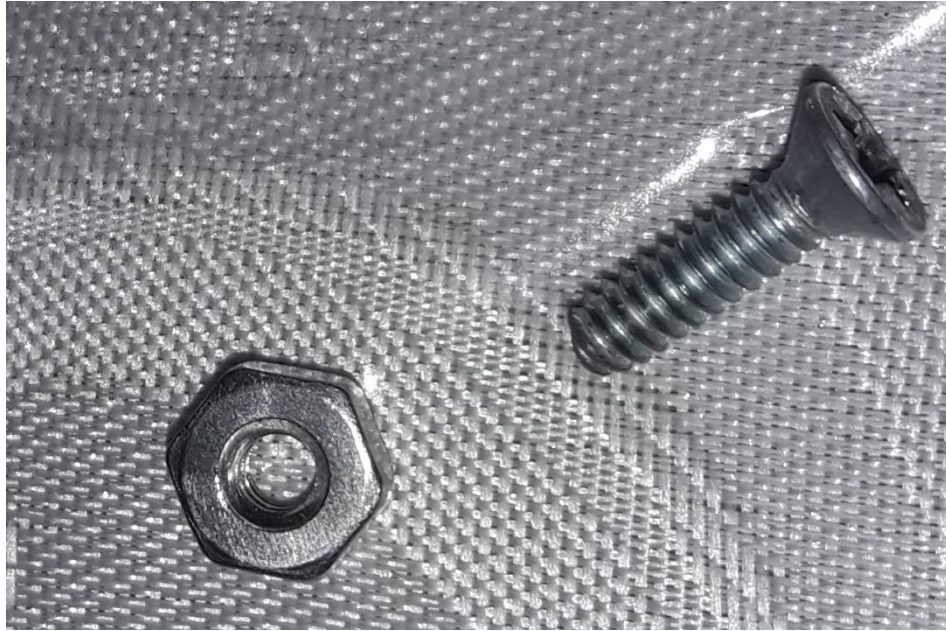
Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°10 de anexos: Pantalla LCD para indicaciones de iniciación del Prototipo.



Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

Figura N°11 de anexos: tornillos con sus tuercas para apretar las estructuras de cada dedo de la mano



. Fuente: Fotografía tomada por Adelaida Benítez y Dustin Díaz

III. Ficha Técnica del servo motor DS04-NFC:

Features:

1. Servo model used: DS04-NFC
2. Torsion: 5.5 kg/cm (at 4.8 V)
3. Speed: 0.22SEC/60 (at 4.8 V)
4. Working voltage: 4.8V-6V
5. Working temperature: 0C -60C
6. Current: < 1000mA
7. Weight: 38g
8. Size: 7.4 x 1.7cm

Descriptions:

1. Input 50HZ square wave signal, and then control high level pulse continuance time of signal period, it can control the speed, reversing and the rotation, and stop.
2. A high level pulse continuance time is corresponding with one speed.
3. High level is 1~1.5milliseconds, servo is turning (1 milliseconds was turned fastest, more close to 1.5milliseconds more slow, when 1.5 milliseconds servo stop)
4. High level is 1.5 ~ 2 milliseconds, servo is reversed (when 1.5 milliseconds, servo stop, more close to 2 milliseconds reverse faster, when 2 milliseconds, reverse fastest)
5. This servo has adjustable potentiometer (need to open the shell to get it), set high level pulse in 1.5milliseconds, observe whether stop. if not, adjust potentiometer till it stop, then get zero setting.
6. Zero setting aim: multiple servo is at the same pulse width and speed

Include:

1. Servo x 1
2. Wheel x 1

INDICE DE CUADROS

	Página
Cuadro N°1 Articulaciones y Límites de la mano Humana	31
Cuadro N°2 Parámetros mecánicos de un dedo	34
Cuadro N°3 Variables consideradas en la Rehabilitación del paciente	42
Cuadro N°4 Medidas para estructura del dedo Meñique	52
Cuadro N°5 Medidas para estructura del dedo Anular	52
Cuadro N°6 Medidas para estructura del dedo medio	52
Cuadro N°7 Medidas para estructura del dedo Índice	53
Cuadro N°8 Gastos realizados en el desarrollo del prototipo	61

INDICE DE FIGURAS

	Página
Figura N°1 Movimiento de Flexión y extensión de los dedos de la mano	20
Figura N°2 Anatomía de la mano	23
Figura N°3 Huesos de la muñeca – Carpo	24
Figura N°4 Huesos de la Palma de la mano	25
Figura N°5 Huesos de los dedos de la mano – Falanges	26
Figura N°6 Articulaciones de la mano	29
Figura N°7 Estructura ósea de la mano	30
Figura N°8 Estructura ósea de la mano	31
	Página
Figura N°9 Flexión - Extensión Metacarpofalángica	32

Figura N°10	Diagrama estructural de la mecánica del movimiento General para los dedos de la mano	32
Figura N°11	Flexión y extensión de los dedos	33
Figura N°12	Diagrama según el eje X y Y para la flexión y extensión de los dedos	35
Figura N°13	Configuración del Arduino nano y servo motor	47
Figura N°14	Bosquejo de perfil del prototipo	50
Figura N°15	Angulaciones en momento de extensión – reposo	54
Figura N°16	Angulaciones en momento de flexión-Movimiento	54
		Página
Figura N°17	Movimiento de Flexión – extensión	60

Figura N°18	Puntos de Flexión de la mano	60
Figura N°19	Puntos de Flexión del Prototipo	61
Figura N°20	Diseño final del Prototipo	62