



DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FUERZA DE LA MANO

Autores:

PAOLA ANDREA CASTIBLANCO MORENO

JOHANN SEBASTIAN KLINGE MORA

UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

BOGOTÁ D.C

2017



DISPOSITIVO DE MEDICIÓN DE FUERZA DE LA MANO

Autores:

PAOLA ANDREA CASTIBLANCO MORENO

JOHANN SEBASTIAN KLINGE MORA

Director:

Ing. OSCAR FERNANDO AVILÉS SÁNCHEZ PhD

Co-Director:

Ing. MAURICIO FELIPE MAULEDOUX MONROY PhD

UNIVERSIDAD MILITAR NUEVA GRANADA

FACULTAD DE INGENIERÍA

INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

BOGOTÁ D.C

2017

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a los profesores del programa de ingeniería en mecatrónica que participaron en nuestra formación como profesionales, brindándonos capacidades investigativas, analíticas y humanas.

También agradecemos al Ing. Oscar Avilés PhD y al Ing. Mauricio Mauledoux PhD por su guía y apoyo al desarrollo de este trabajo.

Agradecemos a nuestros compañeros que estuvieron con nosotros en este proceso de formación profesional, generando capacidad de trabajo en equipo, formando grandes amistades y el valor de escuchar y analizar ideas para los proyectos.

DEDICATORIA

Dedicamos este trabajo a nuestros padres y hermanos que gracias a su apoyo incondicional pudimos avanzar y no desistir en el camino hacia nuestra meta como ingenieros.

Dedicamos este trabajo de manera especial a la super abuela Celina Scioville de Klinge y Andres Esteban Castiblanco por estar con nosotros día y noche en nuestro proceso de formación.

Índice general

Índice general	III
Índice de figuras	V
Índice de cuadros	VII
RESUMEN	1
1 INTRODUCCIÓN	2
1.1. Planteamiento del problema	3
1.2. Justificación	3
1.3. Antecedentes	3
1.4. Objetivos	11
1.5. Organización del documento	12
2 LA MANO HUMANA	13
2.1. Sistema oseó	14
2.2. Sistema articular	14
2.3. Sistema muscular	15
3 ENFERMEDADES DE LA MANO	20
3.1. Enfermedades Nerviosas	20
3.2. Enfermedades Degenerativas	23
4 DISEÑO DEL DISPOSITIVO	27
4.1. Sensor	27
4.2. Mecanismo para pasar la fuerza de los dedos al sensor	32
4.3. Tamaño de la mano	34
4.4. Diseño y construcción	34
5 DISEÑO DE INTERFAZ DE USUARIO	37
5.1. Visualización de datos y conexión con la tarjeta embebida	37
5.2. Almacenamiento de datos	38
5.3. Adquisición de datos y prueba de la interfaz	39
5.4. Implementación dispositivo interfaz	40
CONCLUSIONES	45
TRABAJOS FUTUROS	46
Bibliografía	47
Bibliografía	47
A DATASHEET FLEXIFORCE A301	49

Índice de figuras

1.1. Esquema de Sistema	4
1.2. Interfaz de Usuario	4
1.3. Prototipo Final	5
1.4. Árbol de Objetivos	6
1.5. Vista diseño dispositivo	6
1.6. Interfaz Gráfica	6
1.7. Esquema del Dispositivo	7
1.8. Esquema vista frontal	7
1.9. ArmAssist	8
1.10. Orientación de la Mano	9
1.11. Esquema dispositivo	9
1.12. Esquema Propuesto en la Patente	10
1.13. Producto Comercializado	10
1.14. Pruebas del HEXXOR	11
1.15. HandSOME	11
2.1. Mano humana	13
2.2. Sistema oseo de la mano humana	14
2.3. Sistema articular de la mano humana	15
2.4. Sistema muscular de la mano, plano superficial	16
2.5. Sistema muscular de la mano, plano medio	16
2.6. Vistas anterior y posterior del antebrazo	17
2.7. Taxonomía de agarre de la mano	18
2.8. Manipulación objeto plano	19
2.9. Manipulación objeto cuadrado	19
2.10. Manipulación objeto circular	19
3.1. Mano en Garra	20
3.2. Ubicación nervio radial	21
3.3. Esclerosis Múltiple	22
3.4. Ictus	22
3.5. Nervio Mediano	23
3.6. Ubicación túnel del carpo	24
3.7. Osteoartritis	24
3.8. Fractura en Pulgar	25
3.9. Enfermedad de Quervain	26
3.10. Contractura Isquémica de Volkmann	26
4.1. Arquitectura Sistema	27
4.2. Máquina para calibración de los sensores	28
4.3. Circuito de acondicionamiento de señal para el Flexiforce	28
4.4. Gráfica sensor 1	30
4.5. Gráfica sensor 2	31
4.6. Gráfica sensor 3	31

4.7. Gráfica sensor 4	32
4.8. Gráfica sensor 5	32
4.9. Grafica de esfuerzo contra deformación de un material	33
4.10. Bosquejo resorte Flexiforce	33
4.11. Diseño espacio sensor	34
4.12. Diseño mecanismo del resorte sensor	35
4.13. Superficie de apoyo de la mano	35
4.14. Dispositivo ensamblado para los dedos índice, corazón, anular y meñique	36
4.15. Dispositivo para la mano izquierda y derecha	36
4.16. Mecanismo ajustable para las manos	36
5.1. Ejemplo interfaz de usuario en MATLAB	37
5.2. Interfaz de usuario, medidor de fuerza	38
5.3. Conexión tarjeta embebida con potenciómetro	39
5.4. Lectura mano izquierda con datos guardados en Excel	39
5.5. Lectura mano derecha con datos guardados en Excel	40
5.6. Lazo de conexión	40
5.7. Gráfica fuerza vs voltaje sensor 1	41
5.8. Gráfica fuerza vs voltaje sensor 2	41
5.9. Gráfica fuerza vs voltaje sensor 3	41
5.10. Gráfica fuerza vs voltaje sensor 4	42
5.11. Gráfica fuerza vs voltaje sensor 5	42
5.12. Dispositivo medidor de fuerza de los dedos de la mano	43

Índice de cuadros

- 4.1. Datos sensor 1 29
- 4.2. Datos sensor 2 29
- 4.3. Datos sensor 3 29
- 4.4. Datos sensor 4 30
- 4.5. Datos sensor 5 30
- 4.6. Tabla medidas de las falanges y metacarpiano de cada dedo 34

- 5.1. Datos de fuerza (N) de los dedos dependiendo de la posición 43
- 5.2. Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 1 43
- 5.3. Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 2 43
- 5.4. Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 3 43
- 5.5. Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 4 44

RESUMEN

Este trabajo de grado comprende el planteamiento, diseño y construcción de un dispositivo medidor de fuerza en los dedos de las manos, con el fin de medir la evolución de la fuerza en pacientes que han sufrido algún tipo de enfermedad que afecte directamente la fuerza de la mano. Para eso se realizó un estudio de las principales enfermedades que afectan a la mano y sus tratamientos, para conocer que metodología seguir para el diseño del dispositivo. En los parámetros a tener en cuenta antes del diseño están: los distintos tamaños de las manos, el uso en mano izquierda y derecha y que sensores son los mejores para la aplicación. Después del diseño del dispositivo se realizó su construcción mediante impresión 3D, esto con el fin de lograr mayor detalle en el dispositivo. Se realizaron distintas pruebas en usuarios y se compararon los resultados de mediciones de fuerzas de publicaciones anteriores.

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

En la actualidad es posible realizar un diagnóstico temprano sobre la mayoría de las enfermedades que producen la pérdida de fuerza en la mano, estas se pueden producir por accidentes, lesiones o condiciones congénitas. Cuando se trata de lesiones en el sistema óseo o muscular, en los casos más extremos es necesario la intervención quirúrgica para solucionar el problema seguido de un tratamiento a base de terapia física; o cuando se trata de problemas ocasionados por el sistema nervioso del cuerpo la mayoría de procesos de rehabilitación se realiza por medio de terapia física exclusivamente.

Cuando se realiza una rehabilitación física, una manera de saber el avance del paciente es realizando la medición de fuerza en su mano durante todo el proceso, para saber si se ha logrado avanzar o no. En la actualidad existen dispositivos que ayudan en la rehabilitación y miden la recuperación de los movimientos y la fuerza, sin embargo, estos no realizan un seguimiento de la evolución de la fuerza recuperada.

Para iniciar el diseño de un dispositivo que mida la fuerza en la mano, se debe tener en cuenta la fisionomía de la mano, además de los principales tipos de agarre que usamos, esto para realizar un diseño que se adapte a distintos pacientes, de fácil uso y que entregue mediciones precisas.

En el desarrollo de este trabajo se busca realizar el diseño y la construcción de un dispositivo capaz de medir la fuerza de los dedos de la mano en pacientes que se encuentren en proceso de rehabilitación y almacenarlos con el fin de realizar un seguimiento de su mejoría.

1.1. Planteamiento del problema

Los accidentes y enfermedades en la vida son etapas por las cuales el ser humano no está exento de pasar. Un ejemplo de esto, es la pérdida en la movilidad y fuerza de la mano, ya sea por nacimiento, accidentes, enfermedad o movimientos repetitivos.

Esto conlleva a una intervención médica que bien puede abarcar desde una inmovilización, hasta una cirugía, dependiendo de la gravedad del problema. Sin embargo, existe siempre una fase de recuperación por la cual el paciente debe pasar sin importar cual haya sido su tratamiento [1].

Hoy en día esta fase se lleva a cabo por medio de procesos médicos como terapia física, remedios paliativos, entre otros métodos; y a través del diagnóstico de un especialista se define el progreso del paciente [2]. Por esto ¿no sería más eficiente tener un dispositivo medidor de fuerza, que permita generar una cuantificación del progreso de una rehabilitación?

1.2. Justificación

El proceso de rehabilitación para la recuperación de la movilidad y fuerza en los dedos de la mano se realiza siguiendo un plan de fisioterapia. Para el especialista es importante conocer la evolución del paciente durante su tratamiento, pues son ellos los que determinan la cantidad de tiempo e intensidad necesaria que se debe emplear en la fisioterapia según la lesión o enfermedad. Esto tiene desventajas para el proceso de rehabilitación, debido a que puede resultar insuficiente o por el contrario excesivo, generando secuelas para el paciente, desperdicio de tiempo y elevación de costos tanto para este como para la entidad prestadora del servicio.

La forma más fiable de comprobar el avance real en una terapia física es cuantificar la fuerza que realiza la mano, con el fin de llevar una medida matemática de la recuperación, y determinar si el tratamiento que se lleva a cabo si efectivo o es necesario cambiarlo.

Por tal motivo es importante diseñar e implementar un dispositivo que mejore la eficiencia en un proceso de rehabilitación, teniendo un modelo realimentado con resultados objetivos que aseguren la recuperación óptima, generando una ganancia tanto para el paciente como para la entidad médica.

1.3. Antecedentes

A lo largo del tiempo, se han desarrollado distintos trabajos relacionados con la medición de fuerzas de la mano y de los dedos en procesos de rehabilitación debido a distintos problemas de salud. Lo que más se ha trabajado en investigación es todo lo referente a la rehabilitación de movilidad y fuerza después de un accidente cerebro vascular, a continuación, se muestra un listado de algunas de estas tecnologías emergentes en medición y rehabilitación de fuerzas de mano.

1.3.1. Instrumento de medición de fuerza de dedos para escaladores de alto rendimiento

En el 2014, en el Instituto Tecnológico de Buenos Aires se presentó un trabajo final de pregrado, donde se realizó el diseño, desarrollo y puesta en marcha de un instrumento de medición de fuerza de los dedos de la mano en escaladores de alto rendimiento, buscando una medición del rendimiento del escalador y conocer sobre la efectividad de los ejercicios de fortalecimiento, utilizando componentes de fácil acceso en el mercado.

En la figura 1.1 [3], los desarrolladores plantearon un esquema del sistema.

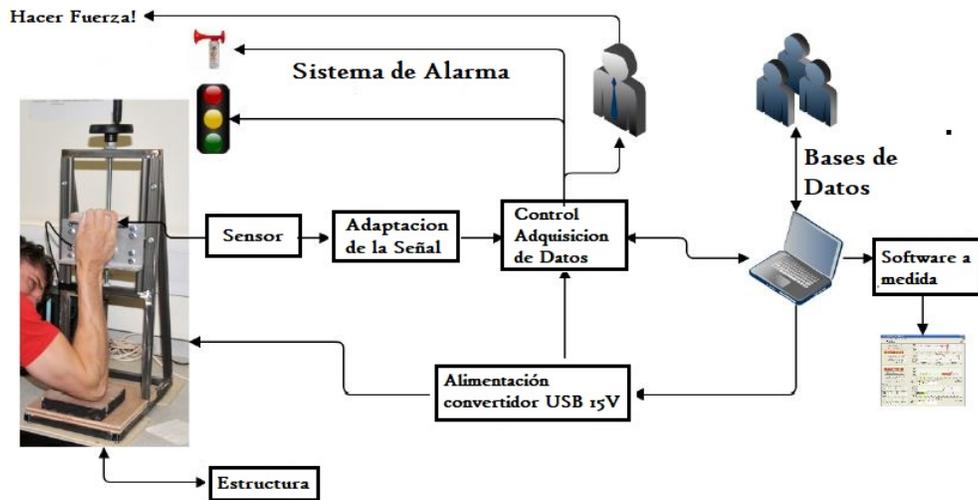


Figura 1.1: Esquema de Sistema

El desarrollo del software se realizó en dos etapas: una que maneja los distintos periféricos a utilizar, y otra que se encarga de la interacción con el usuario y su comunicación con el primer nivel de programación.

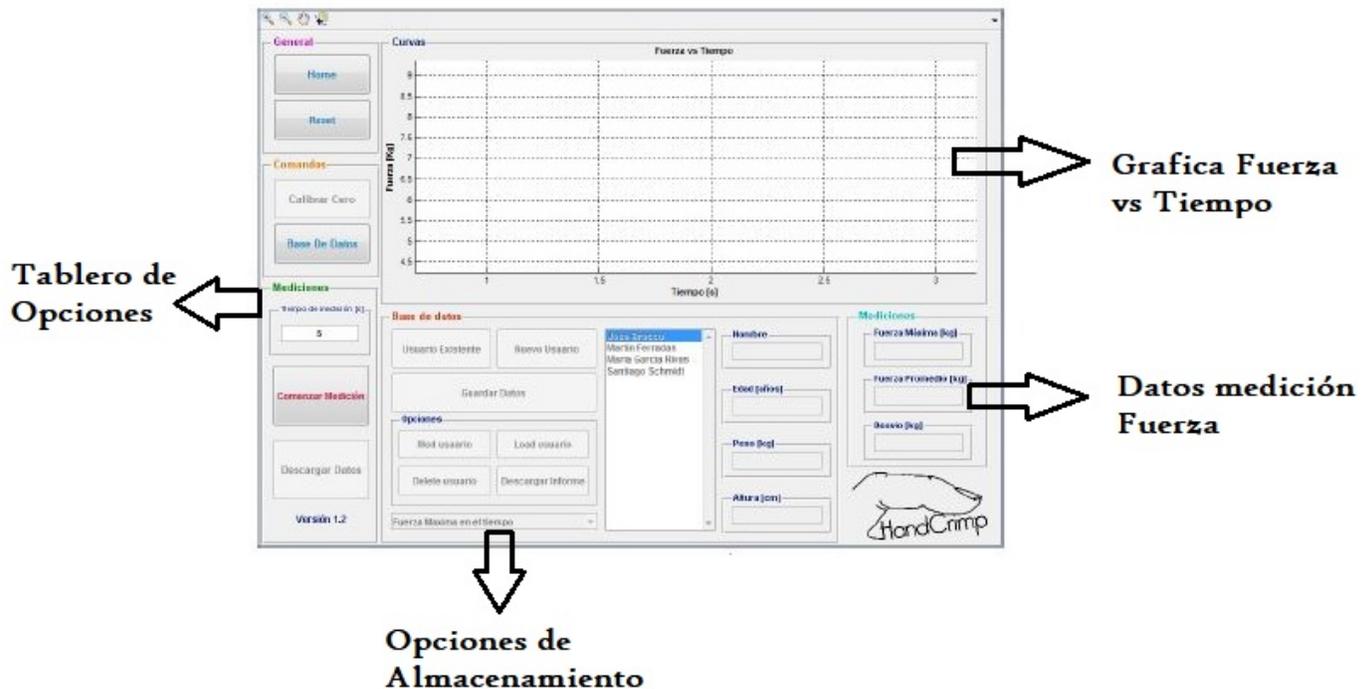


Figura 1.2: Interfaz de Usuario

En la figura 1.3 [3] se observa el ensamblaje de un prototipo listo para pruebas. Para la prueba de la máquina se contactó con un escalador profesional que seguía un riguroso régimen de entrenamiento, el realizo cuatro ejercicios, y en el intervalo de cada ejercicio realizo una medición de fuerza, esto con el fin de realizar la comparación de la fuerza en cada caso.[3]



Figura 1.3: Prototipo Final

1.3.2. Diseño de un dispositivo de apoyo en terapia pasiva para rehabilitación motora de mano y muñeca

En el 2011 en la universidad de Quindío, se llevó a cabo un trabajo final de pregrado, donde se presentó el diseño de un dispositivo semiautomático para la rehabilitación pasiva, teniendo en cuenta la biomecánica de las articulaciones de la mano y muñeca del paciente, a quien se le realiza una estimulación de sus articulaciones basando se en las restricciones mecánicas de la mano.

Su construcción se realizó con el fin de atender la rehabilitación de patologías más comunes en la mano como lo son: la artritis y la artrosis. Se tuvo en cuenta la población objetivo para obtener medidas para cada parte de la mano, se hicieron pruebas en pacientes de diez años y en pacientes con estaturas de 1.6 a 1.9 m, con el fin de sacar las distancias mínimas y máximas que debe tener el dispositivo en la ubicación de los dedos, además se realizan experimentos para determinar la fuerza que puede realizar la mano ante diferentes ángulos de ubicación, para saber cuál debe ser la capacidad máxima que debe tener el dispositivo.

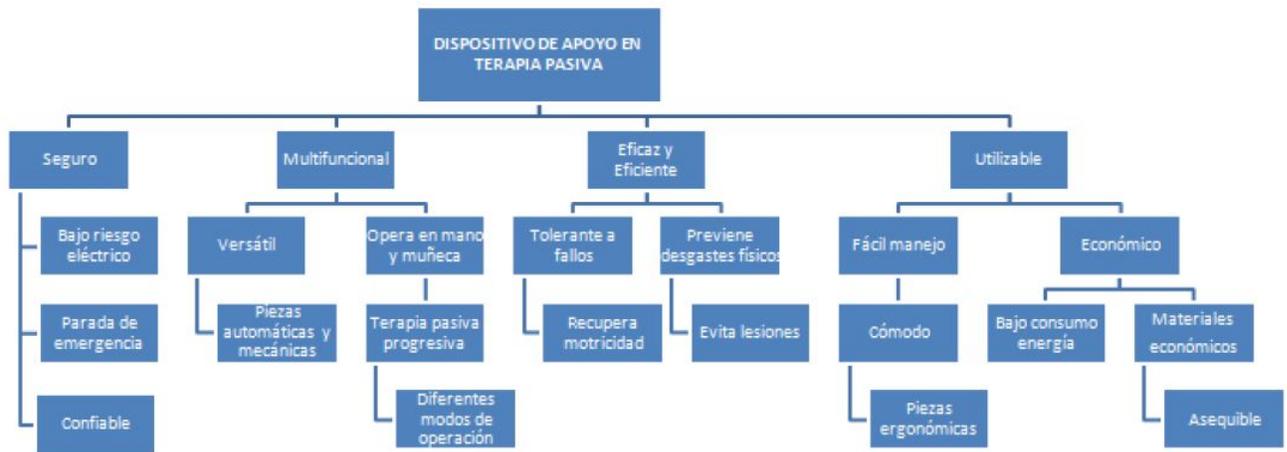


Figura 1.4: Árbol de Objetivos

Para la implementación se realizaron especificaciones técnicas del producto, entre las que se encuentran: dimensiones, materiales, peso, alimentación, morfología de los pacientes, fuerza requerida seguridad, comunicación del dispositivo, componentes necesarios, rangos de movimiento, actuadores, manejo del dispositivo, condiciones externas, usos y durabilidad. Con los datos obtenidos realizaron una comparación entre los posibles componentes a adquirir mediante la generación de alternativas en cuanto al hardware utilizado. En la figura 1.5 [4] se observa el resultado del proceso de diseño.

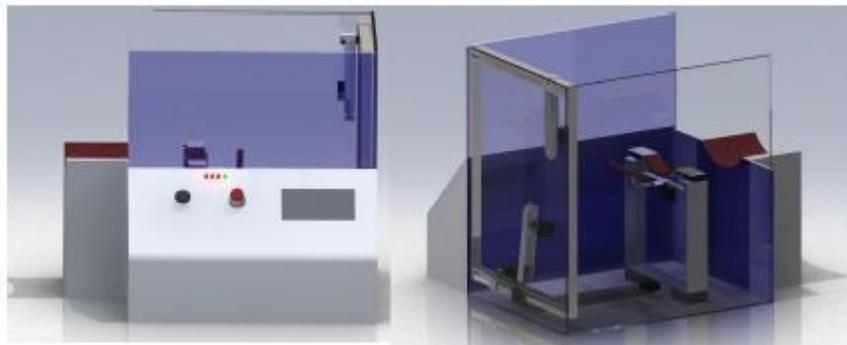


Figura 1.5: Vista diseño dispositivo



Figura 1.6: Interfaz Gráfica

Para realizar el proceso de validación del dispositivo, se realizaron encuestas a posibles usuarios del dispositivo, mostrando factores como simplicidad en su uso, comodidad del diseño y la disposición a usarlo. [4]

1.3.3. Dispositivo de rehabilitación de mano en garra y procedimiento de utilización de mismo

Este es un dispositivo de ayuda en la rehabilitación de personas con problemas de «Mano en Garra», posee un registro de patente ante la oficina española de patentes y marcas con fecha de concesión de 01 de abril de 2015 desarrollado en la universidad de Burgos en España.

Este dispositivo permite tener un mejor control del esfuerzo realizado sobre los tendones de la mano, además de la medición de las cargas y fuerzas que se trabajan en cada sesión. Para su funcionamiento no es necesario que el especialista realice el movimiento del paciente con sus manos, sino que se limita a programar el dispositivo.

En los procesos de rehabilitación actuales, no existe un dispositivo mecánico que realice una correcta terapia pasiva; básicamente consiste de repeticiones sucesivas de un ejercicio, así que la debe realizar un profesional de la salud capacitado, el objetivo de este desarrollo es construir un dispositivo autónomo que se encarga de reproducir estos movimientos de forma independiente que muestre las fuerzas trabajadas y, que el especialista no deba realizar ningún tipo de esfuerzo muscular.[5]

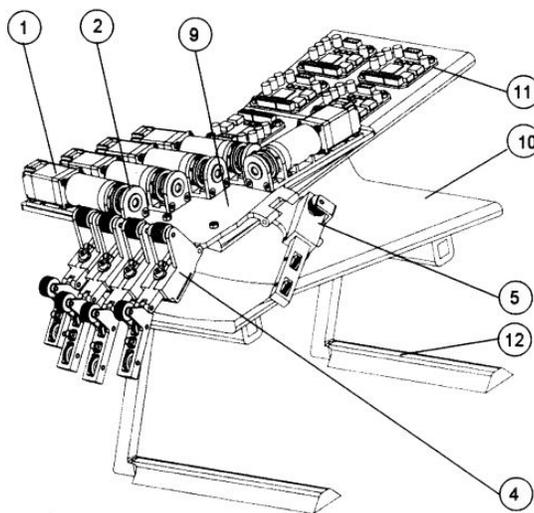


Figura 1.7: Esquema del Dispositivo

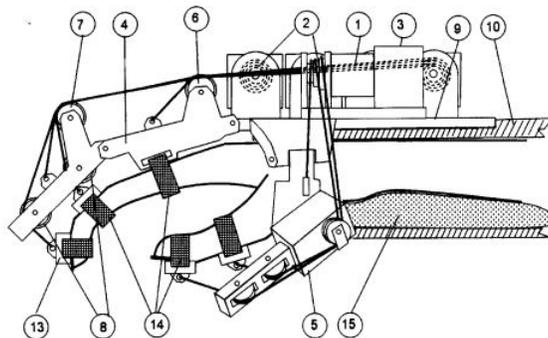


Figura 1.8: Esquema vista frontal

En las figuras anteriores se muestra el esquema del dispositivo teniendo como componentes:

1. Motorreductores eléctricos
2. Poleas motrices
3. Soporte motorreductor con polea motriz
4. Mecanismos extensores para dedos largos
5. Mecanismo extensor para el pulgar
6. Polea principal del mecanismo extensor
7. Polea Secundaria del mecanismo extensor
8. Polea simple del mecanismo extensor
9. Placa de soporte metálica
10. Férula de material termoestable
11. Controlador de cada motorreductor
12. Apoyo del dispositivo a mesa
13. Abrazadera
14. Cinta abrazadera tipo velcro
15. Almohadilla de silicona

1.3.4. ArmAssist

Tecnalia es una empresa española dedicada a la investigación, desarrollo e innovación, con una división de salud dedicada a rehabilitación física de pacientes con distintas enfermedades, posee más de 100 patentes en su historia entre la que se encuentra el dispositivo ArmAssist con registro de patente número EP16382312.3 con el nombre «Portable device for upper limb rehabilitation».[6]

El sistema consiste de un dispositivo robótico móvil con un software gamificado para tele rehabilitación, está enfocado a pacientes que han sufrido ictus (enfermedad que afecta el suministro de sangre en el cerebro y genera parálisis), y se encuentran en proceso de rehabilitación. Se conecta al usuario mediante una prótesis que capta los movimientos, los cuales se reflejan en una interfaz gráfica conectada a un videojuego que muestra la actividad física realizada y la evolución en la rehabilitación, se trabajan parámetros de fuerza, movimiento y autonomía en los movimientos del antebrazo, muñeca y mano del paciente. Los ejercicios pueden ser de evaluación o entrenamiento y gracias a su reducido tamaño el dispositivo puede ser trasladado al hogar de cada paciente para realizar la rehabilitación en casa.[7]



Figura 1.9: ArmAssist

1.3.5. Acondicionamiento de señales de un sistema de medición de fuerza multiaxial de siete grados de libertad para aplicaciones medicas mediante PSoC

Este trabajo de la Universidad Autónoma de México presenta una metodología para el acondicionamiento de señales de sensores de tipo resistivo (Flexiforce A301), para su implementación en un dispositivo palmar de siete grados de libertad. Este dispositivo se encarga de medir las fuerzas de agarre generadas por el arco principal de la palma de la mano [8].

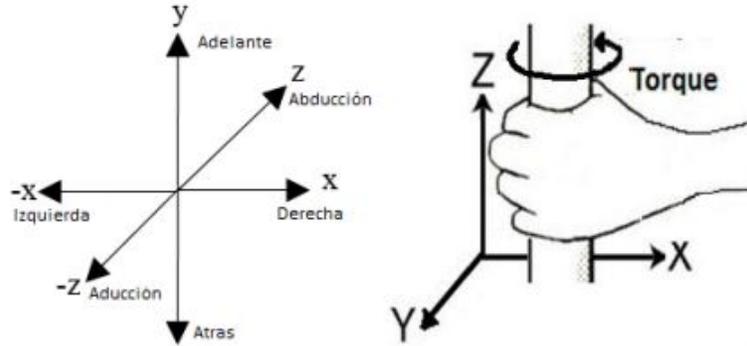


Figura 1.10: Orientación de la Mano

El diseño consiste en una celda de medición donde se ubican los sensores que reciben la información, y se transmite desde el exterior a través de una palanca.

El sistema PSoC (Programable System on Chip) usado fue el CY8CKIT001 de la compañía CYPRESS y mediante comunicación UART se logró la conexión entre el acondicionamiento de los sensores con la computadora personal.[8]

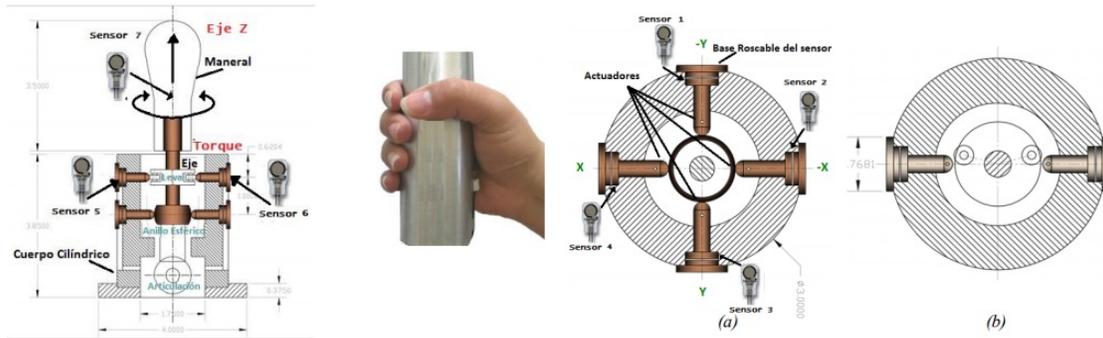


Figura 1.11: Esquema dispositivo

1.3.6. Universal wrist and finger orthopedic instrument

Este dispositivo cuenta con publicación de patente número CN 202892812 del 24 de abril de 2012 desarrollado en China. Consiste en un dispositivo ortopédico de muñeca y mano tipo órtesis, el cual posee un soporte para cada dedo y la muñeca; puede usarse en la mano derecha e izquierda, se utiliza para el fortalecimiento de los tendones de la mano. El dispositivo tiene un ajuste de fuerza que se realiza cambiando la posición de los resortes.[9][10]

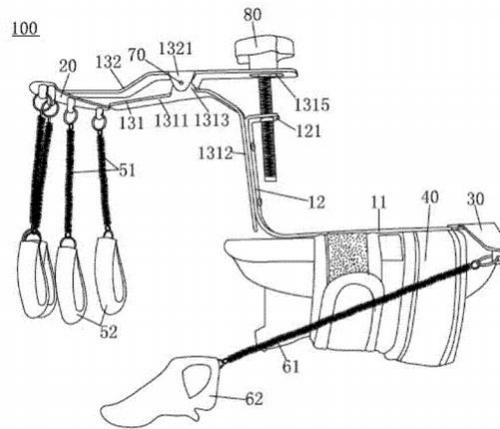


Figura 1.12: Esquema Propuesto en la Patente



Figura 1.13: Producto Comercializado

1.3.7. Hexxor

En el 2010 en la Universidad Católica de América en Washington DC, fue desarrollado un dispositivo llamado HEXORR (Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot). Su diseño y construcción se realizó con el fin de ayudar en la rehabilitación de pacientes que han sufrido accidentes cerebro vasculares, quedando con problemas de mano hemipléjica, lo que provoca dificultad para realizar movimientos y fuerzas con la mano.

HEXORR es un dispositivo exoesqueletico de dos componentes modulares para que los dedos y el pulgar funcionen de forma independiente, el robot controla las articulaciones y las trayectorias cinemáticas de la mano además de controlar y medir la fuerza que puede realizar la mano, para posteriormente realizar estudios comparativos. Se han realizado pruebas en pacientes con problemas en la función motora de sus manos y después de su uso se ha evidenciado una notable mejora en los movimientos de la mano.[11]



Figura 1.14: Pruebas del HEXXOR

1.3.8. HandSOME

El Hand SOME o Hand Spring Operated Movement Enhancer realizado en la Universidad Católica de América en el año 2011, es un exoesqueleto de mano portable para la rehabilitación después de accidentes cerebro vasculares, ayuda al paciente usando cuerdas elásticas que aplican torque a las articulaciones de los dedos. El dispositivo es ajustable a diferentes tamaños de manos.



Figura 1.15: HandSOME

El Hand SOME ayuda al paciente a recuperar la capacidad de agarre funcional de la mano, gracias a los enlaces que mejoran la coordinación de los dedos, el torque ajustable y su portabilidad lo que hace que sea un dispositivo con el que se puede trabajar desde casa. [12]

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diseñar y construir un dispositivo para medición de fuerza de la mano, con el fin de evaluar el progreso en rehabilitación física y comprobar el éxito de la misma.

1.4.1.1. Objetivos Específicos

1. Determinar los parámetros de diseño del dispositivo con base en la biomecánica de la mano humana y su taxonomía de agarre.
2. Diseñar y construir un dispositivo de medición de fuerza, teniendo en cuenta las características biomecánicas de la mano humana en función del tamaño y la geometría.

3. Desarrollar una interfaz de usuario que permita la visualización de datos y facilite la interacción entre el paciente y el Dispositivo Medidor de Fuerza.

1.5. Organización del documento

El documento se organizó en 4 capítulos, los cuales son:

1. Capítulo 1, La mano humana: En este capítulo se habla de una introducción de la mano su anatomía y la manipulación de objetos.
2. Capítulo 2, Enfermedades de la mano: En este capítulo se habla de las enfermedades de la mano que afectan la fuerza de la mano, se divide en enfermedades degenerativas y nerviosas.
3. Capítulo 3, Diseño del dispositivo: En este capítulo se habla de los parámetros a tener en cuenta para el diseño del dispositivo, los elementos usados y la construcción del mismo.
4. Capítulo 4, Diseño de interfaz de usuario: En este capítulo se habla del desarrollo de la interfaz, la adquisición de datos, la implementación del dispositivo con la interfaz y las pruebas realizadas.

Capítulo 2

LA MANO HUMANA

La mano humana, es una de las partes más importantes del cuerpo, puesto que la disposición anatómica de esta permite realizar múltiples actividades, entre las cuales una de las más representativas es el poder de agarrar objetos. La mano también puede adecuarse a una posición dependiendo de la necesidad o acción a ejecutar.

No obstante, esta tiene la disposición de brindar un soporte, debido a la capacidad de dar información de un objeto como la textura, la temperatura entre otros, gracias a sus cualidades receptoras.

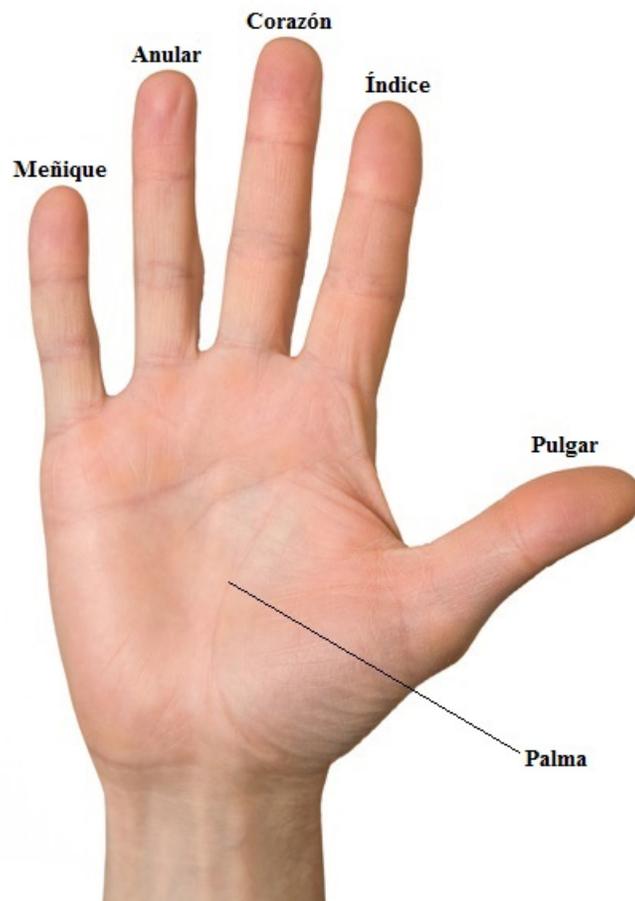


Figura 2.1: Mano humana

En la figura 2.1 se observa que la mano esta conformada por 5 dedos, donde su función principal es el sujetar objetos y una palma para soporte de dicho objeto, esta acción es llamada «capacidad de prensión», la cual consiste en la apertura completa de los dedos y así mismo el cierre de estos sobre la palma o el objeto.[13]

La mano como una estructura compleja esta conformada por diversos sistemas, los cuales son:

1. Sistema oseo
2. Sistema articular
3. Sistema muscular

2.1. Sistema oseo

La mano humana esta compuesta por diversos huesos que se encargan de darle una estructura, forma y rigidez, que en su totalidad conforman 27; tiene 14 huesos que hacen parte de los dedos, 5 huesos metacarpianos y 8 huesos que sirven de puente entre esta y el antebrazo.[14]

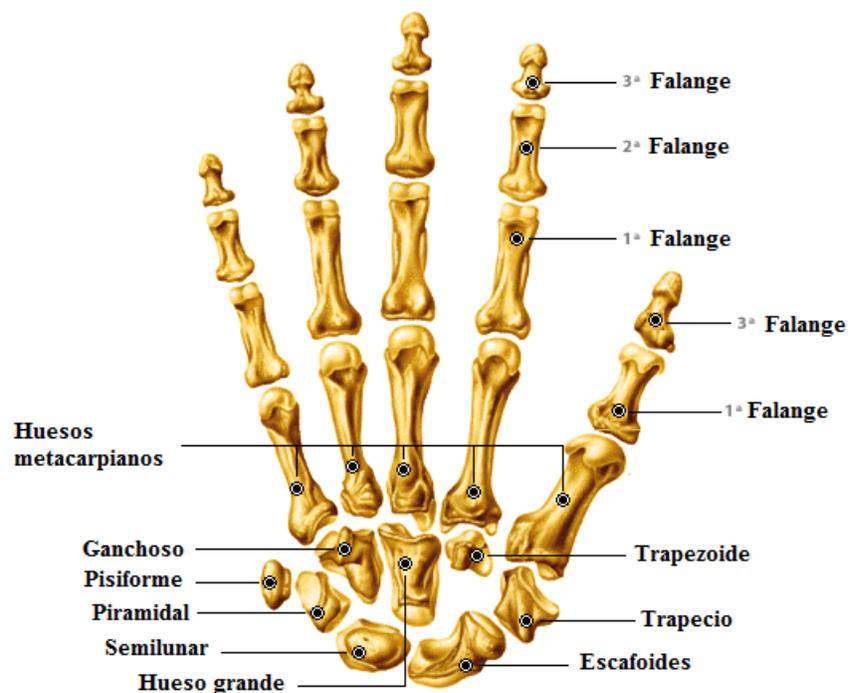


Figura 2.2: Sistema oseo de la mano humana

En la figura 2.2 se puede evidenciar que los 14 huesos que conforman los dedos están divididos en falanges, las cuales son llamadas proximales al cual le corresponde la falange 1, las medias corresponden a la falange 2 y las distales a la falange 3. Los dedos índice, corazón, anular y meñique están conformados por las 3 falanges, y el pulgar por 2 falanges la proximal y la distal.

2.2. Sistema articular

El sistema articular constituye puntos de apoyo entre un hueso y otro, permitiendo el movimiento, como también de mantener fijo un hueso o limitando el movimiento del mismo.

La mano, esta compuesta principalmente por 3 diferentes articulaciones y un fuerte ligamento, como se observa en la figura 2.3. Estas articulaciones son llamadas:

1. Carpometacarpianas (CMC), se encuentra ubicada entre el carpo y los metacarpianos
2. Metacarpofalángicas (MF), se sitúa entre los metacarpianos y las falanges proximales de cada dedo
3. Interfalángica (IF), se ubica entre las falanges proximal, media y distal para los dedos índice, corazón, anular y meñique, en el caso del pulgar la articulación esta entre las falanges proximal y distal.

El ligamento transverso profundo del metacarpo (4) impide que las cabezas de los metacarpianos de los dedos se separen o junten, dándole estabilidad a la mano, como se observa este ligamento está ausente en el pulgar permitiéndole mayor libertad de movimiento que los otros dedos.[15]

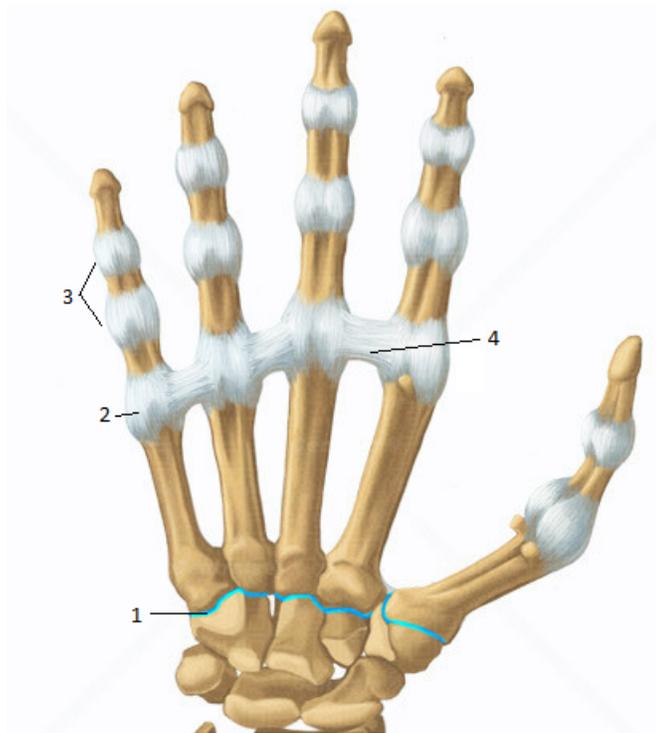


Figura 2.3: Sistema articular de la mano humana

2.3. Sistema muscular

La mano se puede considerar como el efector final del cuerpo humano, ya que tiene la capacidad de agarrar objetos gracias a los movimientos de flexión ejercidos por los músculos de cada uno de los dedos. Los dedos índices, corazón, anular y meñique poseen los mismos movimientos (contracción y extensión).

El pulgar, se encuentra en oposición con los otros dedos, teniendo movimientos diferentes tales como la capacidad de rotación sobre la cara palmar de los otros dedos y el desplazamiento hacia la palma en dos direcciones al mismo tiempo.

En la mano, se encuentran primordialmente 2 tipos de músculos, los extrínsecos que son aquellos que nacen en el antebrazo y los intrínsecos que nacen en esta.

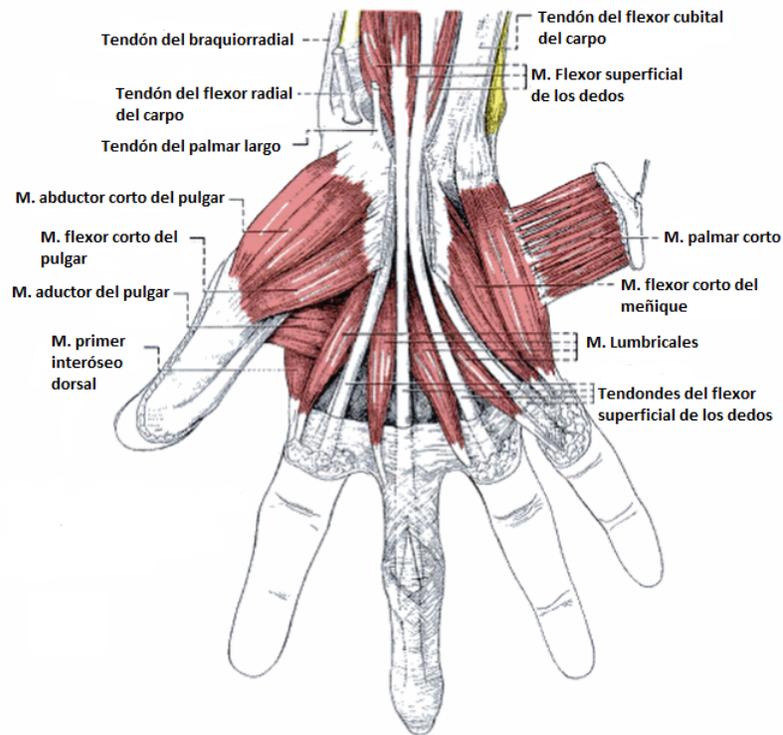


Figura 2.4: Sistema muscular de la mano, plano superficial

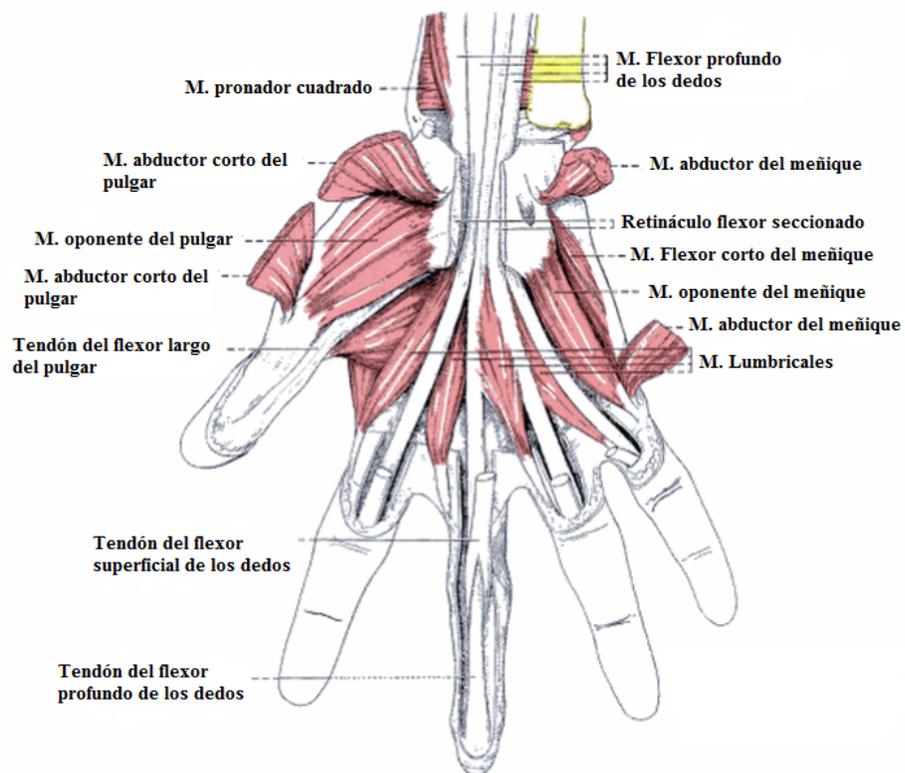


Figura 2.5: Sistema muscular de la mano, plano medio

En los músculos extrínsecos se tienen básicamente dos grupos, un grupo está conformado por los dedos índice, corazón, anular y meñique y el otro por el pulgar. Para el primer grupo, está el músculo flexor profundo de los dedos que se observa en la figura 2.5 [16] y el flexor superficial de dedos que se evidencia en la figura 2.4 [16] los cuales son los encargados de la flexión de los dedos, estos músculos nacen en la parte anterior del antebrazo, y los músculos extensores de los dedos que nacen en la parte posterior del antebrazo y se encargan de la extensión de estos.

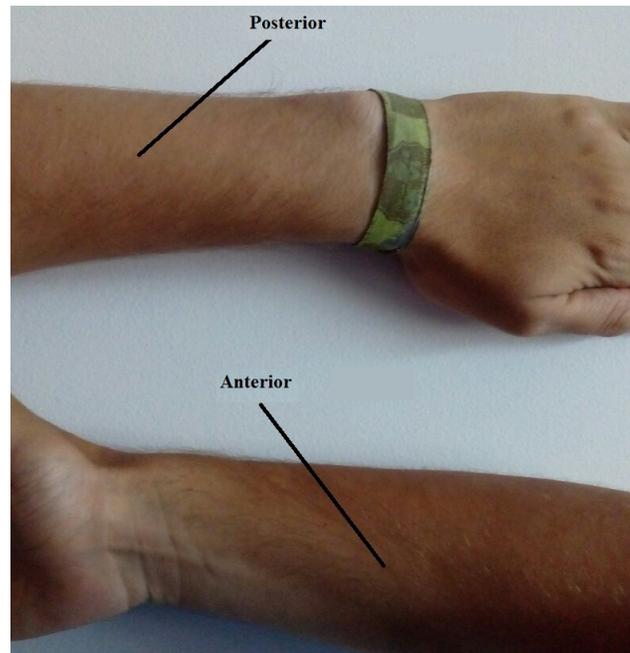


Figura 2.6: Vistas anterior y posterior del antebrazo

El músculo flexor superficial y el flexor profundo de los dedos al salir del túnel del carpo dan origen cada uno a 4 tendones como se observa en la figura 2.5, los tendones del flexor superficial van sujetos a la falange media de cada dedo encargándose del movimiento de las articulaciones MF y la IF proximal, y los tendones del flexor profundo están sujetos a la falange distal, realizando la acción del movimiento de la articulación IF media. Los extensores de los dedos dan origen a 4 tendones que se abren en forma de abanico dirigiéndose a cada dedo y realizando la extensión de las articulaciones IF.

El segundo grupo, perteneciente al pulgar, se conforma principalmente por 3 músculos que nacen en la parte posterior del antebrazo: el flexor largo del pulgar, da origen a un tendón que se acopla a la falange distal realizando la flexión de las articulaciones MF y IF; el extensor corto del pulgar, se inserta en la base de la falange proximal ejerciendo la extensión de la articulación MF y el extensor largo del pulgar, se adhiere a la falange distal ejecutando el movimiento de extensión de las articulaciones IF y MF del pulgar.

El pulgar, es el único dedo que tiene la capacidad de alejarse o acercarse a la línea de referencia de los dedos, conocidos como abducción y aducción respectivamente. La abducción se realiza por dos músculos el abductor corto y abductor largo, y la aducción es ejercida por el aductor del pulgar.

En los músculos intrínsecos, también se evidencian dos grupos: El primer grupo, se compone por los dedos índice, corazón, anular y meñique; tiene dos clases de músculos los lumbricales que se observan en la figura 2.5 y los interóseos que ayudan al movimiento de extensión de los dedos, además de esto, los interóseos actúan en el movimiento de acercar o alejar los dedos entre ellos. El meñique tiene 3 músculos que le dan una capacidad de movimiento mayor sobre los otros dedos, los cuales son el abductor del meñique, flexor corto del meñique y el oponente del meñique.

El pulgar como se nombró anteriormente tiene el aductor y abductor corto, también, posee dos músculos que son el flexor corto del pulgar y el músculo oponente, este último le da la capacidad al pulgar de acercarse a la palma hacia delante y lateralmente.[16]

Manipulación de objetos

Como se nombró anteriormente, la manipulación de objetos es la cualidad más representativa de la mano, también conocida como prensión. Esto se debe a la acción de los músculos que intervienen en la flexión y extensión de los dedos. Esta manipulación es una adaptación a la forma de los objetos, ya sea plano, cuadrado hasta de forma circular o derivados[17], estos agarres pueden ser de poder, que son aquellos que necesitan de estabilidad y seguridad, o los de precisión que son los que requieren de destreza y sensibilidad como se ve en la figura 2.7.[18]

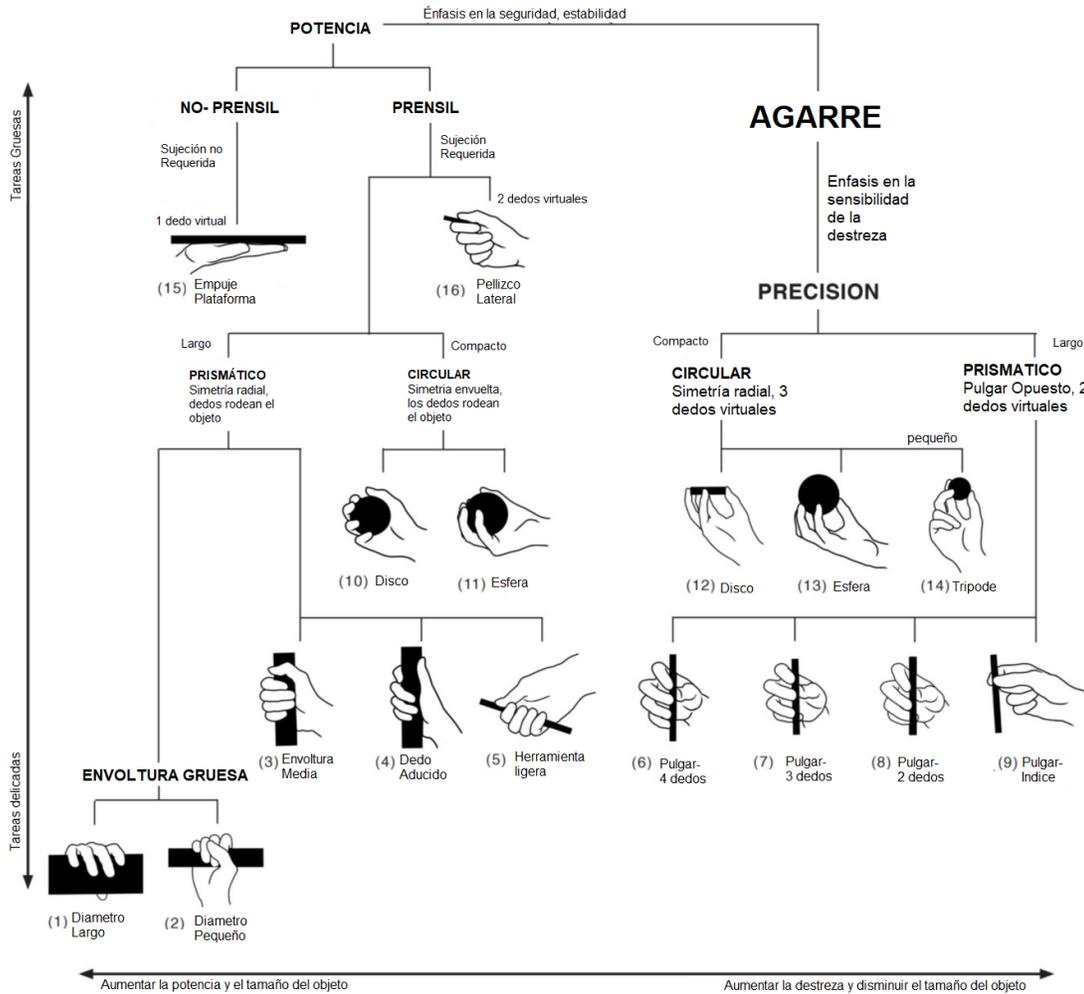


Figura 2.7: Taxonomía de agarre de la mano

En los agarres de poder, la mano usa una flexión de los dedos para rodear el objeto con fuerza y en los de precisión se usa una configuración de los dedos dependiendo de la acción a realizar, se puede observar unos ejemplos a continuación.

- En los objetos planos, la mano se extiende completamente sobre estos.
- En los de forma cuadrada, circular o derivados, la mano opta por una posición cóncava¹ en la cual pueda sujetar el objeto.

¹La concavidad de la mano varía dependiendo del tamaño del objeto



Figura 2.8: Manipulación objeto plano



Figura 2.9: Manipulación objeto cuadrado

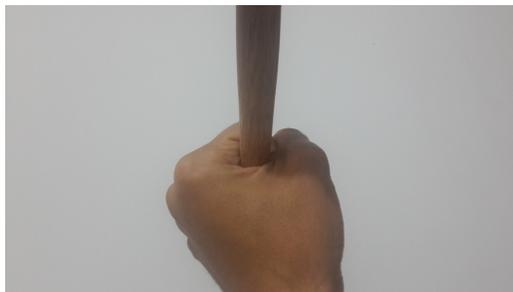


Figura 2.10: Manipulación objeto circular

Capítulo 3

ENFERMEDADES DE LA MANO

3.1. Enfermedades Nerviosas

3.1.1. Disfunción del nervio cubital "Mano en Garra"

Es una afectación que ocasiona dedos curvos o doblados. Esto da la apariencia a la mano de la garra de un animal, puede ser un trastorno congénito o se puede desarrollar por la lesión en un nervio. Entre los síntomas más comunes se encuentran:

- Sensaciones anormales en dedo meñique y parte del dedo anular.
- Pérdida de coordinación de los dedos.
- Entumecimiento.
- Dolor.
- Hormigueo, Ardor.
- Debilidad y torpeza de la mano.

El tratamiento de esta enfermedad depende de la causa, puede incluir cirugías, uso de férulas o terapia para estirar los dedos.[19]



Figura 3.1: Mano en Garra

3.1.2. Neuropatía del nervio radial

Este es un problema con el nervio radio radial, que está ubicado en la parte posterior del brazo. El daño de este nervio lleva a problemas con el movimiento, sensibilidad y fuerza de la parte posterior del brazo o la mano. Sus principales síntomas son:

- Sensaciones anormales (mano y antebrazo, el "lado del pulgar", dedos más próximos al dedo pulgar).
- Dificultad para extender el brazo a la altura del codo.

- Dificultad para flexionar la mano hacia atrás en la muñeca, o sostener la mano.
- Entumecimiento, disminución de la sensibilidad, hormigueo o ardor.
- Dolor.

Esta afectación se presenta cuando hay:

- Lesiones
 - Parálisis de la muleta
 - Fractura de humero
 - Constricción prolongada de la muñeca
 - Compresión del nervio durante sueño profundo
- Presión prolongada sobre el nervio

El tratamiento de esta enfermedad depende de la gravedad del daño, en los casos más severos es necesario realizar una intervención donde se extirpan masas que puedan estar ejerciendo presión sobre el nervio, y en casos menos graves se puede manejar con el uso de férulas y fisioterapia.[20]



Figura 3.2: Ubicación nervio radial

3.1.3. Esclerosis Múltiple

La esclerosis múltiple es una enfermedad del sistema nervioso que afecta a la médula ósea y al cerebro, es una lesión de la vaina de mielina (el material que recubre las células nerviosas), esto hace que los mensajes entre el cuerpo y el cerebro sean más lentos o sean bloqueados. Los principales síntomas de la esclerosis son:

- Alteración de la vista
- Debilidad Muscular
- Problemas de coordinación y equilibrio
- Problemas con el pensamiento y la memoria

Al generar debilidad muscular, las personas afectadas pierden la fuerza en su cuerpo, principalmente en sus extremidades. Actualmente no se conoce la cura para esta enfermedad, por lo que es tratada mediante fisioterapia para ayudar a retrasar el proceso y controlar los síntomas.[21]



Figura 3.3: Esclerosis Múltiple

3.1.4. Ictus

El ictus proviene del latín y significa golpe o ataque, hace referencia a un accidente cerebro vascular, que se produce cuando existe una alteración en la irrigación sanguínea al cerebro y a otras estructuras del cerebro. Los síntomas de un ictus se presentan en la mayoría de ocasiones de un modo subido y violento, generalmente causado por golpes en la cabeza[22], existen dos tipos de ictus: la hemorragia cerebral y el ictus isquémico[23]. Los principales síntomas que se presentan son:

- Pérdida de fuerza o sensibilidad en brazos y/o piernas
- Dificultad para hablar o comprender el lenguaje
- Alteración en la visión
- Problemas de Equilibrio
- Parálisis Facial

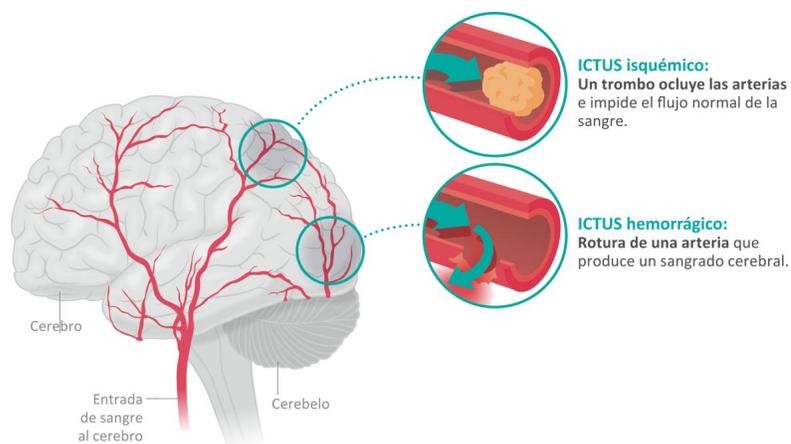


Figura 3.4: Ictus

3.2. Enfermedades Degenerativas

3.2.1. Túnel del carpo

El túnel carpiano es un canal en la cara anterior de la muñeca y el ligamento anular del carpo, por donde pasan los tendones encargados de la flexión de los dedos y el nervio mediano. El síndrome del túnel del carpo es una enfermedad que se produce en el nervio mediano. Cuando existe un aumento de la presión dentro del túnel se puede producir la lesión del nervio, esto se debe a que este canal es muy estrecho y si se reduce su espacio, aumenta la presión en su interior provocando el daño. Esta compresión se puede dar por múltiples causas y no se ha identificado ninguna enfermedad asociada. Es común que se relacione esta enfermedad con la realización de maniobras manuales repetitivas o traumatismos locales.[24]

Los principales síntomas son:

- Dolor en la región de la muñeca y antebrazo, asociado a la sensación de calambres y hormigueos en los dedos pulgar, índice y medio.
- Torpeza para agarrar objetos
- Problemas con los movimientos finos de los dedos
- Atrofia en el músculo por debajo del pulgar
- Agarre débil
- Debilidad en las manos

Si no se realiza el tratamiento de forma oportuna se puede presentar debilidad y atrofia en los músculos de la mano y torpeza en la manipulación de objetos.

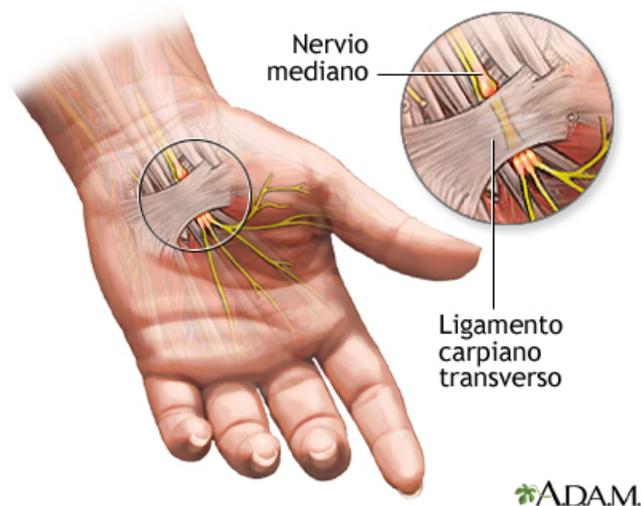


Figura 3.5: Nervio Mediano



Figura 3.6: Ubicación túnel del carpo

Para su tratamiento se puede sugerir:

- Evitar dormir sobre las muñecas
- Uso de una férula
- Tratamientos de frío y calor
- En casos extremos es necesario intervenir quirúrgicamente donde se corta el ligamento que está ejerciendo presión[25]

3.2.2. Osteoartritis o Artrosis de Mano

La artritis significa "Articulación Inflamada" puede afectar a cualquier articulación del cuerpo, incluyendo los huesos de la mano. Las formas más comunes de artritis de mano son la artrosis, la artritis postraumática y la artritis reumatoide. La artrosis es una enfermedad articular degenerativa en la que el cartílago liso que cubren las superficies óseas de las articulaciones se desgasta.

Una articulación se conforma por dos superficies óseas recubiertas de cartílago liso que encajan de tal manera que se deslizan cuando los huesos se mueven, cuando estas superficies se desgastan y no coinciden se crea una artrosis. La artrosis puede causar rigidez, dolor, deformidad, inflamación y debilidad para agarrar objetos lo que produce pérdida de fuerza en la mano.

El tratamiento se realiza para aliviar los síntomas, el calor ayuda a aliviar el dolor de las articulaciones, se considera la cirugía cuando la mano pierde su capacidad funcional y ninguna terapia de resultado.[26]



Figura 3.7: Osteoartritis

3.2.3. Fracturas de Mano

Cuando alguno de los huesos de la mano se quiebra, se produce una fractura, puede ser ocasionada por algún tipo de lesión o accidente, una caída sobre ella o un golpe directo la puede quebrar. Las fracturas pueden ser de tipo: no desplazada, desplazada, conminuta o fractura abierta. Dependiendo del sitio donde se produzca la lesión, puede romper ligamentos o tendones que podrían generar pérdida de fuerza en la mano a largo plazo.[27]



Figura 3.8: Fractura en Pulgar

3.2.4. Enfermedad de Quervain

Enfermedad de Quervain o también llamada tendinitis de Quervain, afecta a los tendones (tejidos gruesos y flexibles que conectan el musculo con el hueso) que se extienden por la cara dorsal del dedo pulgar. Se presenta más en deportistas que practiquen tenis y golf, también por alzar a un niño de manera constante. Los principales síntomas son:[28]

- Dolor en la cara dorsal del pulgar al cerrar el puño
- Entumecimiento entre los dedos pulgar e índice
- Hinchazón en la muñeca
- Rigidez al mover el dedo pulgar o la muñeca

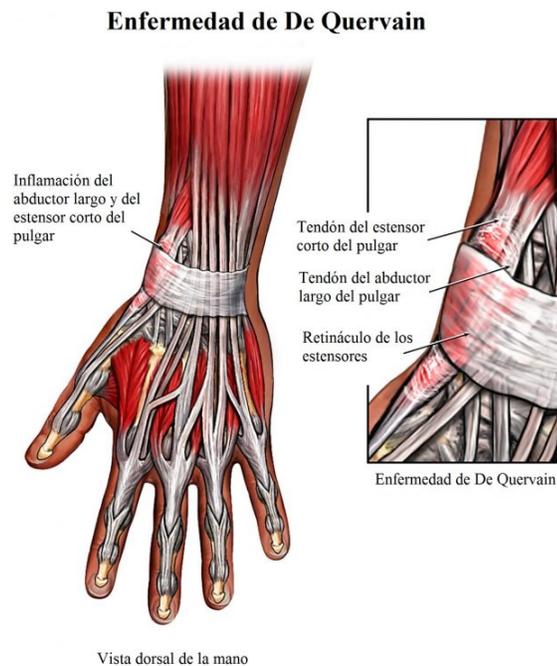


Figura 3.9: Enfermedad de Quervain

3.2.5. Contractura Isquémica de Volkmann

Es una deformidad de la mano y muñeca, es causado cuando se interrumpe el flujo sanguíneo en el antebrazo, se puede presentar por algún tipo de traumatismo en el brazo, lesión por aplastamiento o fractura generando que los vasos sanguíneos se compriman y disminuya el flujo de sangre. Si esta falta es prolongada puede provocar daños en nervios y músculos provocando que se acorten y se vuelvan rígidos. Cuando el musculo se acorta, tira de la articulación y no permite su correcto movimiento, por esta razón se llama contractura.

Debido a que los músculos se ven gravemente afectados, generan grandes deformaciones en la mano y la muñeca. En los casos más graves de esta contractura se pierde movilidad, fuerza y autonomía del brazo, muñeca y mano.[29]



Figura 3.10: Contractura Isquémica de Volkmann

Capítulo 4

DISEÑO DEL DISPOSITIVO

El dispositivo debe tener una estructura sólida, debido a que tiene que soportar el peso de la mano, debe ser portable para que se pueda transportar y poner en cualquier lugar, y de fácil mantenimiento para cambiar piezas por desgaste en el tiempo o ruptura de las mismas.

El funcionamiento del dispositivo consta de una estructura como se ve en la figura 4.1, donde cada etapa se explicara acontinuación.

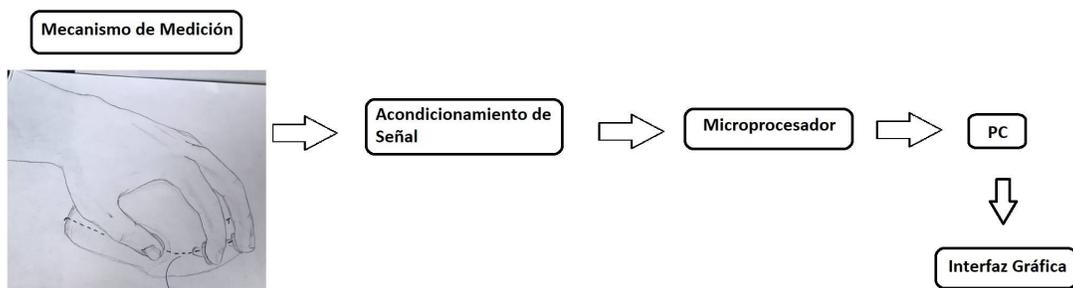


Figura 4.1: Arquitectura Sistema

Para empezar el diseño del dispositivo se tuvieron en cuenta los siguientes aspectos:

- El sensor que se va emplear para medir los datos de fuerza de los dedos de la mano.
- El mecanismo por el cual se va transportar la fuerza de los dedos al sensor.
- El tamaño de la mano.

4.1. Sensor

El sensor es un instrumento que se encarga de transformar magnitudes físicas a una señal eléctrica, estos sensores pueden ser tipo inductivo, capacitivo y resistivo.

Para el diseño del dispositivo se usó un sensor de tipo resistivo, estos sensores varían su resistencia dependiendo de la deformación que presenten como lo son las galgas extensiométricas, los cambios de temperatura a los que estén sometidos como los RTD, un desplazamiento angular como lo son los potenciómetros, entre muchos otros. Entre los diferentes tipos de los sensores resistivos se escogió las galgas.

4.1.1. Sensor flexiforce

Este sensor es una galga extensiométrica, su principio de funcionamiento es la variación de su resistencia cuando se somete a un esfuerzo mecánico, para explicar su funcionamiento se considera un hilo metálico de longitud ℓ , sección trasversal A y su resistividad ρ , para hallar el valor de la resistencia R como se presenta en la ecuación 4.1

$$R = \rho \frac{\ell}{A} \tag{4.1}$$

La variación de la resistencia se ve delimitada, por la aplicación de una fuerza en dirección longitudinal, donde las magnitudes de longitud y sección transversal se ven afectadas cambiando dependiendo de la carga aplicada[30]. En el caso del sensor flexiforce, cuando no tiene carga este presenta un valor de resistencia elevado, que al aplicar cargas este valor va disminuyendo.[31]

4.1.1.1. Caracterización del sensor

En la caracterización del sensor hay que tener en cuenta que su comportamiento es lineal, evitando una linealización del mismo. Para obtener la caracterización del sensor, se realiza un montaje en una máquina especialmente diseñada para la calibración de los mismos.

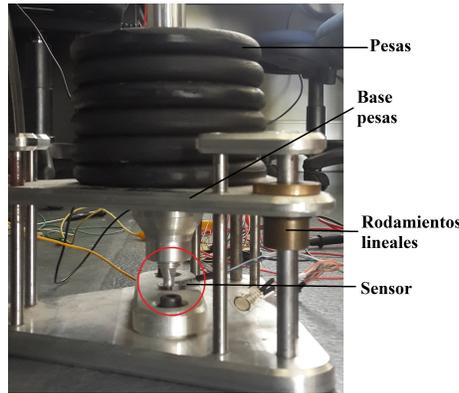


Figura 4.2: Máquina para calibración de los sensores

En la figura 4.2, se observa que en el círculo rojo se hace el montaje del sensor, al cual se le va agregando cargas verticales (discos) en la parte superior de la maquina asegurando la transmisión del peso sobre este, de esta manera varia la resistencia. Para que la caracterización sea correcta el sensor debe conectarse a un circuito para acondicionar la variación de la resistencia y transformarla en voltaje, el circuito se puede observar en la figura 4.3.[32]

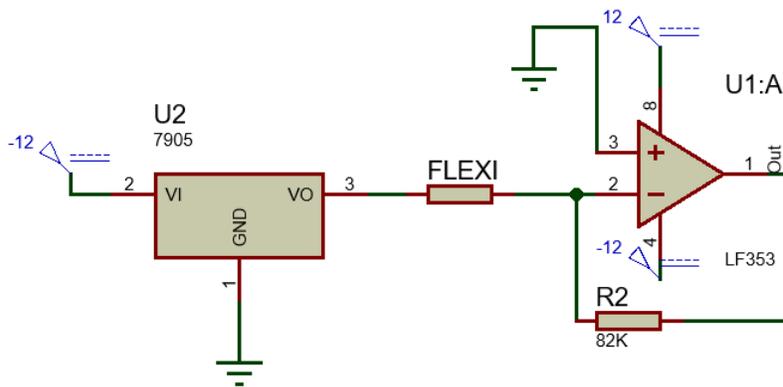


Figura 4.3: Circuito de acondicionamiento de señal para el Flexiforce

Para el dispositivo se realizó la caracterización de 5 sensores flexiforce correspondientes a los 5 dedos de la mano, obteniendo los siguientes valores de voltaje en función del peso aplicado:

Cuadro 4.1: Datos sensor 1

Peso (kg)	Voltaje subida (v)	Voltaje bajada (v)
1,671	1,69	1,81
2,78	2,22	2,3
3,921	3,29	3,15
5,108	3,88	3,95
6,197	4,9	4,85
7,343	5,7	5,51
8,437	6,24	6,26
9,541	6,93	6,99
10,644	7,5	7,71
11,787	8,24	8,34
12,959	8,6	8,6

Cuadro 4.2: Datos sensor 2

Peso (kg)	Voltaje subida (v)	Voltaje bajada (v)
1,671	1,68	2,8
2,78	2,96	3,76
3,921	4,12	4,67
5,108	5,09	5,52
6,197	5,71	6,16
7,343	6,44	6,73
8,437	7,18	7,37
9,541	7,77	7,87
10,644	8,41	8,52
11,787	9,08	9
12,959	9,78	9,78

Cuadro 4.3: Datos sensor 3

Peso (kg)	Voltaje subida (v)	Voltaje bajada (v)
1,671	1,8	2,28
2,78	2,6	3,2
3,921	3,69	3,93
5,108	4,28	4,61
6,197	4,88	5,15
7,343	5,63	5,71
8,437	6,2	6,15
9,541	6,76	6,67
10,644	7,3	7,16
11,787	7,8	7,69
12,959	8,23	8,23

Cuadro 4.4: Datos sensor 4

Peso (kg)	Voltaje subida (v)	Voltaje bajada (v)
1,671	1,34	1,75
2,78	2,48	2,64
3,921	2,98	3,37
5,108	3,68	3,87
6,197	4,4	4,6
7,343	4,87	5,23
8,437	5,53	5,6
9,541	6,1	6,17
10,644	6,8	6,81
11,787	7,47	7,48
12,959	8,1	8,1

Cuadro 4.5: Datos sensor 5

Peso (kg)	Voltaje subida (v)	Voltaje bajada (v)
1,671	1,56	1,89
2,78	2,3	2,7
3,921	3,05	3,41
5,108	3,65	4
6,197	4,12	4,29
7,343	4,8	4,74
8,437	5,21	5,19
9,541	5,7	5,65
10,644	6,03	6,11
11,787	6,55	6,7
12,959	7,23	7,23

Con los datos de cada uno de los sensores se realizo una grafica para rectificar la linealidad del sensor y, observar que mantega el mismo comportamiento al momento de poner el peso como al retiralo.

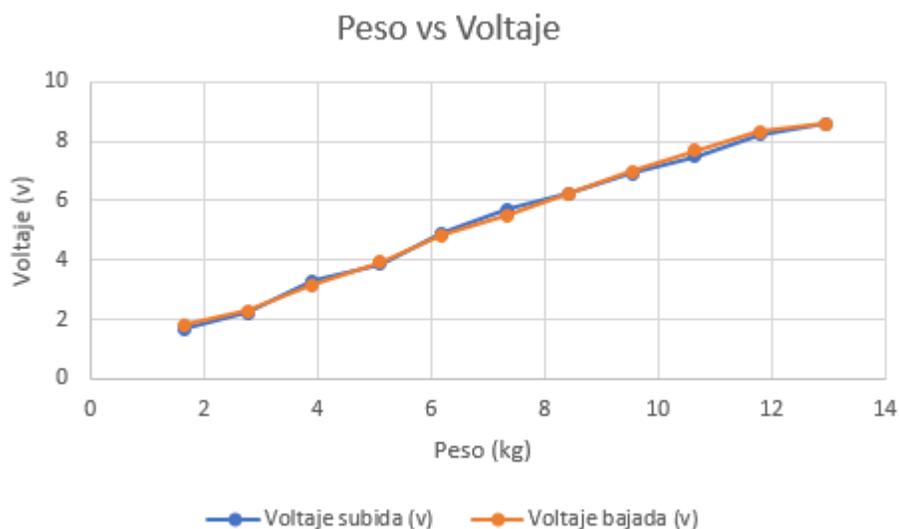


Figura 4.4: Gráfica sensor 1

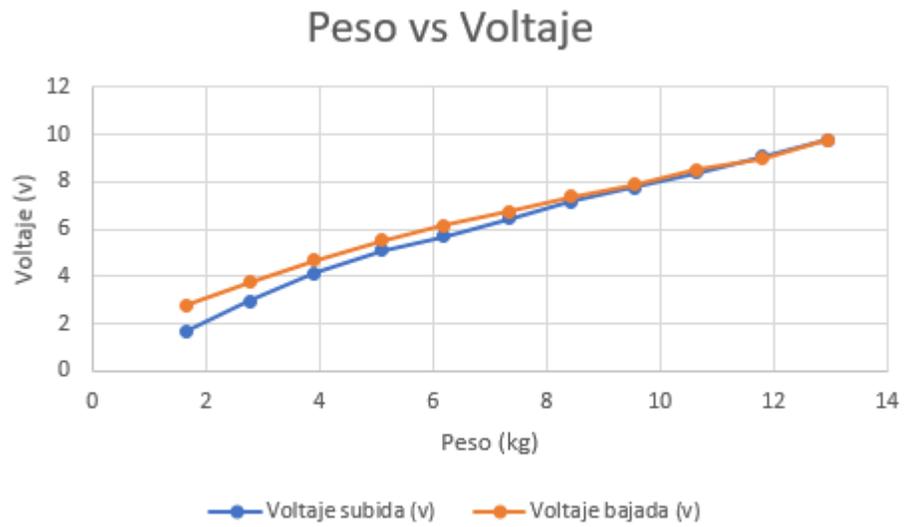


Figura 4.5: Gráfica sensor 2

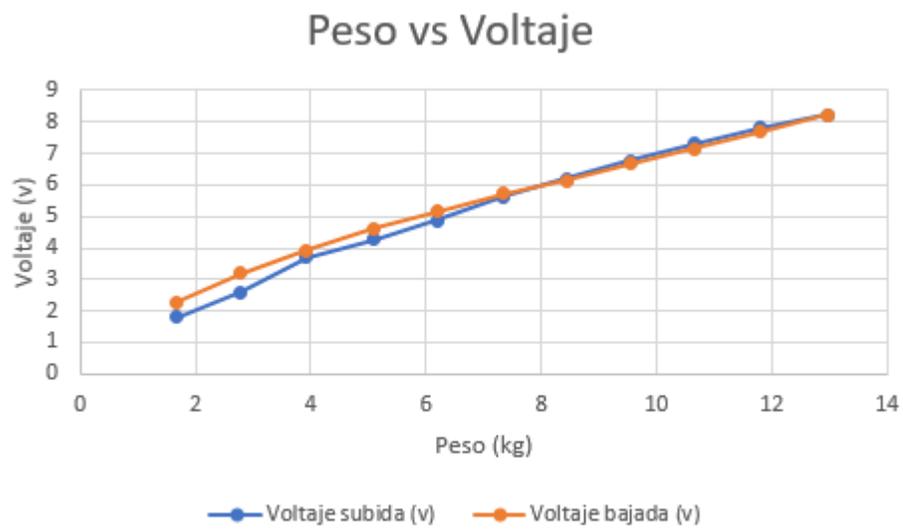


Figura 4.6: Gráfica sensor 3

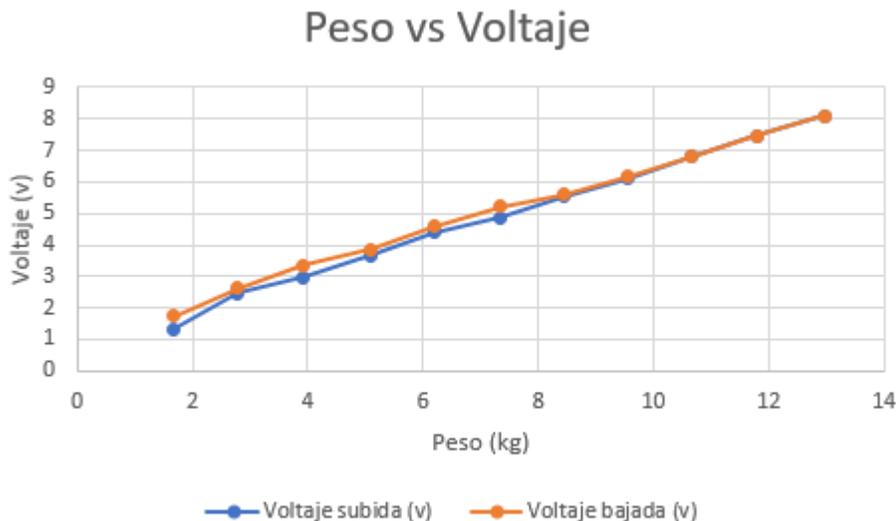


Figura 4.7: Gráfica sensor 4

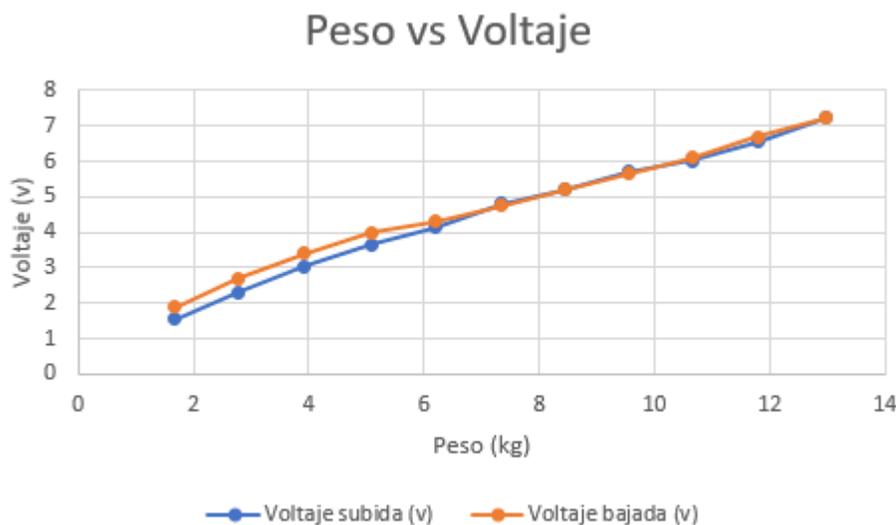


Figura 4.8: Gráfica sensor 5

Como se observa en las graficas los sensores efectivamente tienen un comportamiento lineal; pero tienen variaciones mínimas al momento de retirar el peso, lo que indica que la histéresis tiende a ser pequeña casi cero. Con este proceso se conoce el comportamiento del sensor a distintas cargas.

4.2. Mecanismo para pasar la fuerza de los dedos al sensor

El mecanismo tiene que pasar la fuerza de manera lineal al sensor, es decir, la fuerza que ejerce el dedo no debe disminuir ni aumentar al llegar al sensor, sino todo lo contrario esta carga ejercida debe permanecer constante, por este motivo se busca un objeto donde su comportamiento sea directamente proporcional a la fuerza aplicada.

En el entorno diario se encuentran objetos como resortes, bandas elásticas entre otros que cumplen la condición de proporcionalidad regidos por la ley de Hooke representada en la ecuación 4.2, donde F representa la

fuerza aplicada, k es la constante de proporcionalidad y ΔX es el desplazamiento que tuvo el objeto ante la carga ejercida.

$$F = -k\Delta X \tag{4.2}$$

Sin embargo, esta ley está sometida a una condición; que el objeto sometido a la fuerza no sobrepase el límite elástico de este, ya que si lo hace no regresara a su posición o estado de reposo y perderá su característica de proporcionalidad como se evidencia en la figura 4.9.[33]

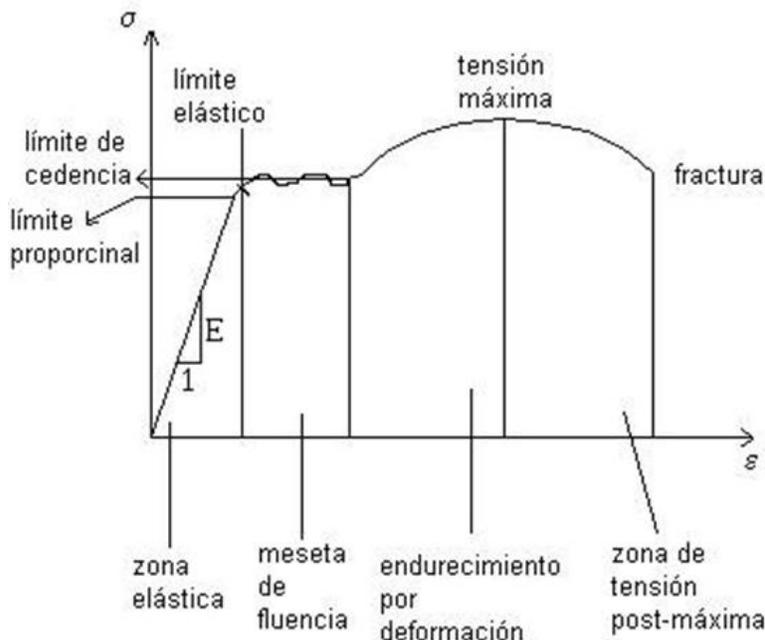


Figura 4.9: Grafica de esfuerzo contra deformación de un material

Para el mecanismo se decidió usar un resorte o muelle, en vez de una banda elástica gracias a sus características mecánicas como: rigidez y capacidad de deformación (volver a su punto de reposo). Para esto es necesario dejar un extremo del resorte contra el sensor dejando ese punto estático, y el otro extremo con capacidad de contraerse hacia el flexiforce como se ve en la figura 4.10.

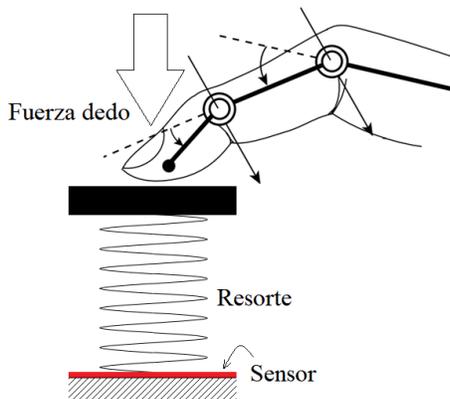


Figura 4.10: Bosquejo resorte Flexiforce

4.3. Tamaño de la mano

El tamaño de la mano juega un papel importante en el diseño del dispositivo, ya que no todas las personas tienen el mismo tamaño de la mano, debido a la genética, edad y género. Por esta razón se han realizado varios estudios y se ha llegado a un promedio de medidas de las falanges que se evidencia en la tabla 4.6[34]. Con esto se da cuenta que es necesario diseñar un sistema que sea ajustable a diferentes tamaños de manos.

Cuadro 4.6: Tabla medidas de las falanges y metacarpiano de cada dedo

Dedo	Falange distal (mm)	Falange media (mm)	Falange proximal (mm)	Metacarpiano (mm)
Pulgar	21.67±1.6	0	31.57±3.13	46.22±3.94
Índice	15.82±2.26	22.38±2.51	39.78±4.94	68.12±6.27
Corazón	17.4±1.85	26.33±3	44.63±3.81	64.6±5.38
Anular	17.3±2.22	25.65±2.29	41.37±3.87	58±5.06
Meñique	15.96±2.45	18.11±2.54	32.74±2.77	53.69±4.36

4.4. Diseño y construcción

Una vez estudiados los aspectos anteriores se procede a diseñar el cad del dispositivo en el software SOLIDWORKS, que brinda un soporte para diseño de piezas completo. El dispositivo se diseño para que se pueda tomar lecturas en ambas manos.

4.4.1. Diseño del espacio del sensor

En este diseño se tubo encuentra las dimensiones del sensor que aparecen en el datasheet, y la superficie donde se le ejerce fuerza para que varíe su resistencia, en la figura 4.11 se puede evidenciar como sobresale un círculo en el espacio donde va el sensor, este permite soportar mejor el area donde se le aplica la fuerza al sensor.

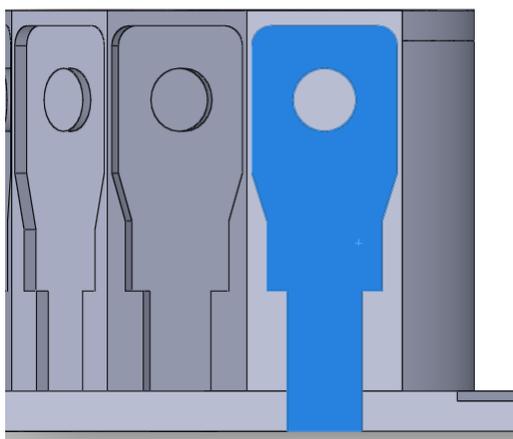


Figura 4.11: Diseño espacio sensor

4.4.2. Diseño mecanismo del resorte sensor

Para el diseño del mecanismo, se realizaron dos piezas importantes, una pieza en la cual el dedo pueda reposar de manera comoda (1) y pueda empujar el resorte (2), y la otra pieza, es un tope(3) (la cabeza del tope tiene el diametro del area del sensor donde se le aplica la fuerza), que va al final del resorte para que transmita mejor la fuerza ejercida por el dedo. (Vease figura 4.12)

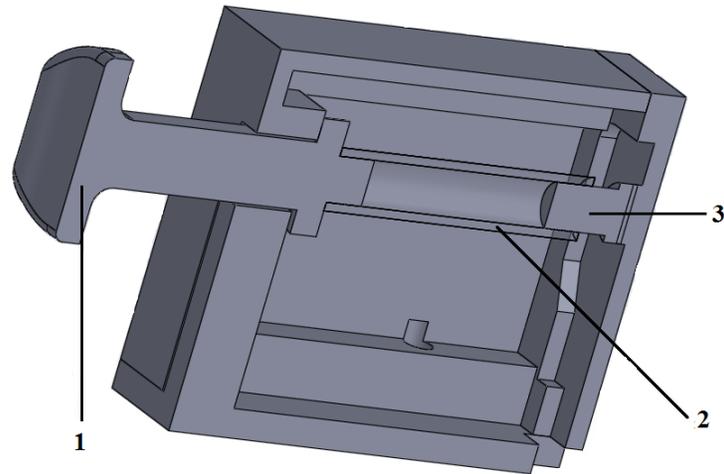


Figura 4.12: Diseño mecanismo del resorte sensor

4.4.3. Mecanismo ajustable para diferentes tamaño de manos

Este mecanismo se basa en la base de las sillas de escritorio que pueden subir y bajar dependiendo de la altura de la persona, en este caso es para cambiar la altura a la que se encuentra la mano, el sistema se hizo con una tuerca en la superficie donde esta apoyada la mano y un tornillo.

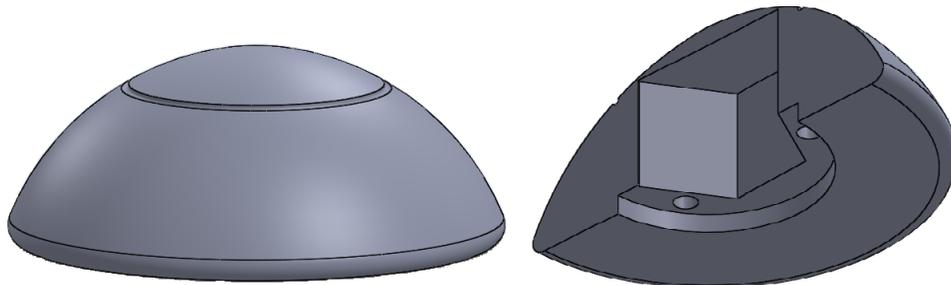


Figura 4.13: Superficie de apoyo de la mano

4.4.4. Construcción

El dispositivo se imprimió en una impresora 3D debido a su complejo diseño, que dificultaba el mecanizado de este por los métodos normales. En las siguientes figuras se puede observar como quedó el dispositivo y la versatilidad para las dos manos en la que la caja del pulgar se puede cambiar de posición, y se va poder observar el funcionamiento del mecanismo ajustable para las manos.

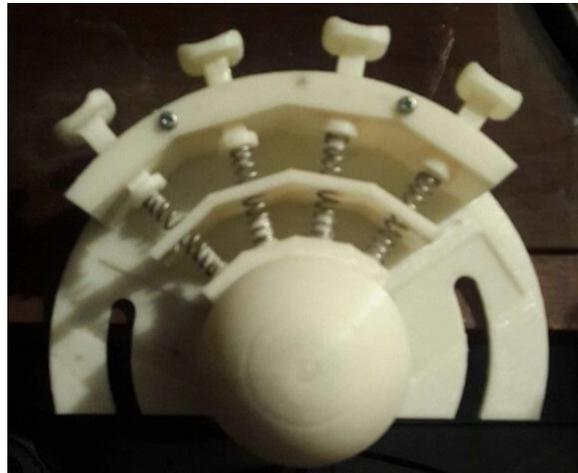


Figura 4.14: Dispositivo ensamblado para los dedos índice, corazón, anular y meñique



Figura 4.15: Dispositivo para la mano izquierda y derecha



Figura 4.16: Mecanismo ajustable para las manos

Capítulo 5

DISEÑO DE INTERFAZ DE USUARIO

Una interfaz de usuario es un medio de comunicación entre dos o más sistemas, en la cual se pueden observar las acciones que se están realizando, estados de un proceso y manipulación del mismo, por medio de diversos ítems que la componen como imágenes, botones, indicadores, ventanas entre muchos otros.[35]

El diseño de la interfaz, es un factor significativo, debido a que tiene que ser amigable y entendible por el usuario que la manipula, por tal motivo es importante desarrollarla en un software que brinde estas condiciones y permita una buena manipulación de sus componentes.

En la figura 5.1 observamos un ejemplo de una interfaz gráfica desarrollada en el GUIDE de MATLAB, la cual permite una interacción sencilla y con las herramientas necesarias para el ingreso y procesamiento de datos.

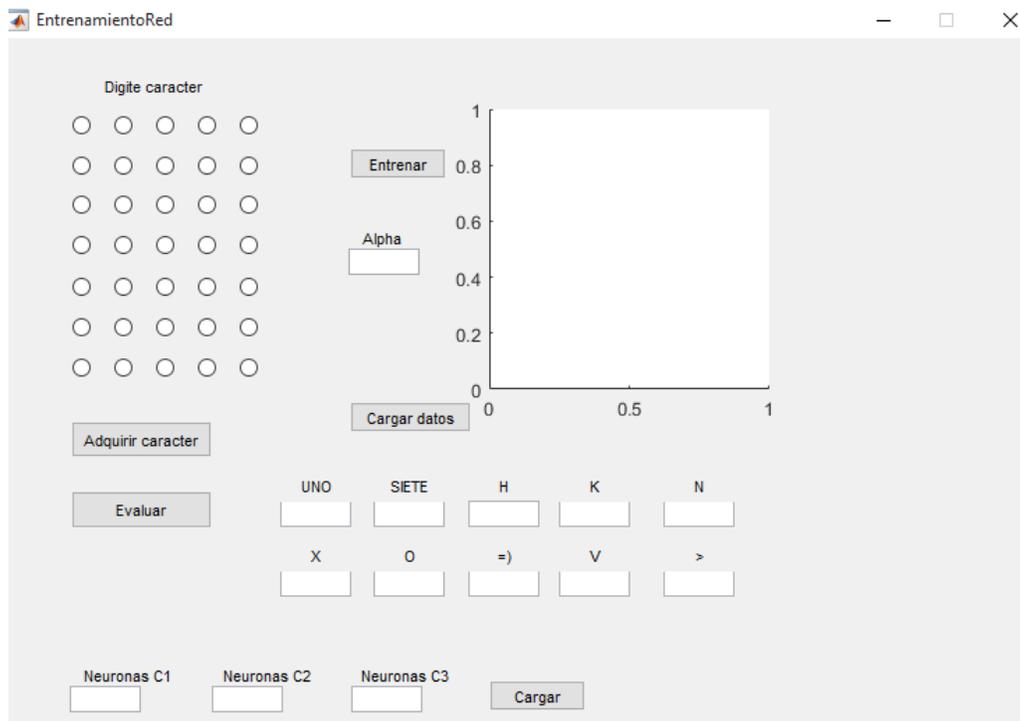


Figura 5.1: Ejemplo interfaz de usuario en MATLAB

5.1. Visualización de datos y conexión con la tarjeta embebida

El desarrollo de la interfaz se realizó en el software MATLAB, por su facilidad de programación, comunicación con la tarjeta embebida ARDUINO y su complemento para diseños de GUI (Graphic User Interface). En

el diseño de la interfaz de usuario se tuvo en cuenta la necesidad de visualizar el valor de fuerza de cada dedo, la conexión con la tarjeta embebida y el almacenamiento de datos.

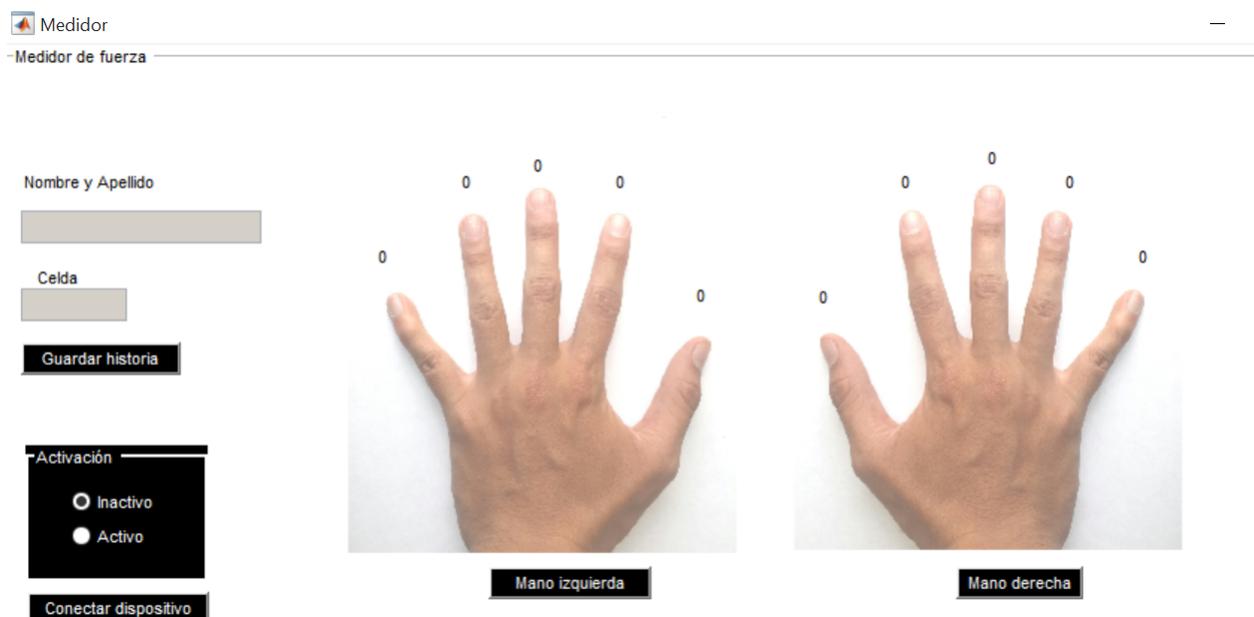


Figura 5.2: Interfaz de usuario, medidor de fuerza

En la figura 5.2, se puede observar que sobre cada dedo de ambas manos aparecen ceros, que van a cambiar por el dato recibido de la tarjeta embebida, estos se van a visualizar en la mano que se haya seleccionado.

Para la conexión con la tarjeta embebida se creó un botón, este se puede observar en la parte inferior izquierda de la interfaz de usuario, que al dar clic sobre él, procede a conectar con la tarjeta embebida y en la interfaz aparece «Dispositivo conectado», para indicar al usuario que la conexión fue exitosa y la interfaz esta lista para recibir los datos.

5.2. Almacenamiento de datos

El almacenamiento de los datos obtenidos por el dispositivo son importantes, ya que si se quiere llevar un historial de una persona en diferentes espacios de tiempo, es necesario, almacenar los datos en una plataforma diferente a la interfaz de usuario, por lo que se optó realizar un botón en el cual se pueda guardar los datos en un documento Excel. Para poder guardar los datos en el documento Excel se necesita una información básica como lo es el nombre, la celda y la hoja.

Para cada uno de los datos necesarios para crear el documento Excel se añadió un ítem en la interfaz que permitiera obtener dicha información. En la figura 5.2, se evidencian 2 ítems en la parte superior izquierda (textbox), uno es para escribir el nombre de la persona que va a tomar una muestra de la fuerza de sus dedos, y otro para escribir la celda en la que desee guardar los datos, también, se observa un botón «Guardar historia», para guardar los datos adquiridos de la tarjeta embebida, en un documento Excel.

El archivo Excel se creará con el nombre de la persona (si ya existe sobrescribirá el documento), los datos se guardarán en la hoja especificada que será la mano que se haya seleccionado y los datos aparecerán desde la celda que se ingresó.

5.3. Adquisición de datos y prueba de la interfaz

La adquisición de datos, se hizo primero conectando un potenciómetro polarizado a 5v a la tarjeta embebida como se observa en la figura 5.3, para tomar el valor de 0 a 5v y así poder visualizar los datos en la interfaz.

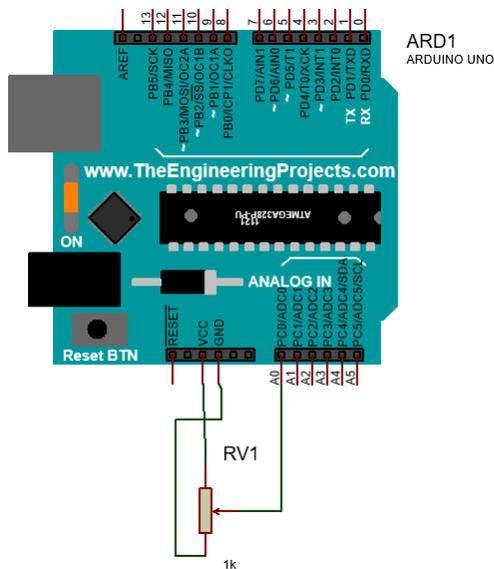


Figura 5.3: Conexión tarjeta embebida con potenciómetro

Una vez hecha la conexión, se procede a conectar la tarjeta embebida con el PC, para poder probar la interfaz de usuario previamente diseñada.

Primero, se da clic en el botón «Conectar dispositivo», para enlazar la tarjeta embebida con la interfaz de usuario, hecha la conexión se llenan los datos del usuario, y se selecciona la mano izquierda, se hace el proceso para empezar adquirir datos ¹ (dar clic en «Activo» y luego en «Inactivo»), posteriormente, se da clic en «Guardar historia» y como se observa en la figura 5.4 los datos en la interfaz corresponden a los del archivo Excel. El mismo procedimiento se realiza para la mano derecha, tal como se muestra en la figura 5.5. Las letras en Excel son las iniciales del nombre de cada dedo.

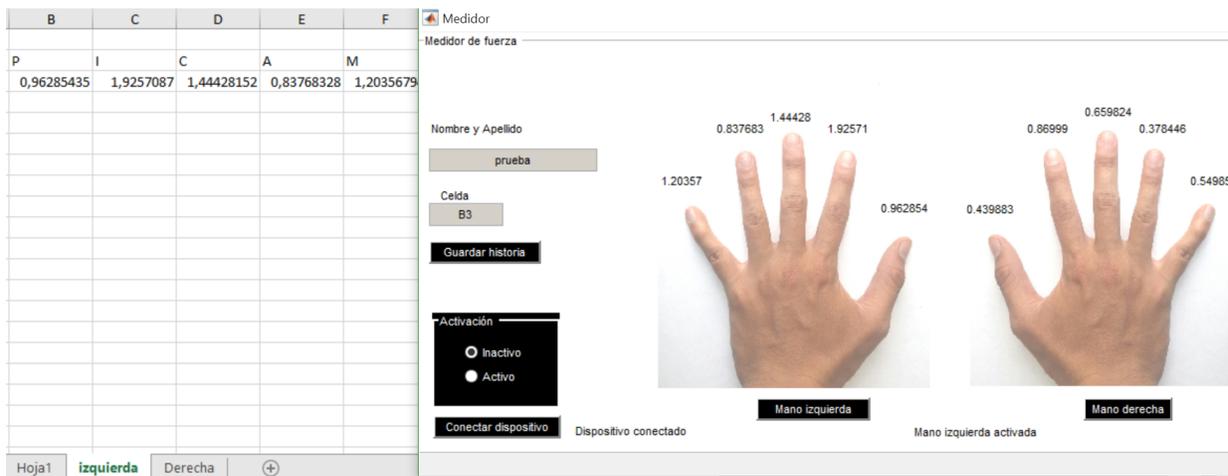


Figura 5.4: Lectura mano izquierda con datos guardados en Excel

¹El dato adquirido se uso para los dedos y fue multiplicado por diferentes valores en cada dedo, esto para ambas manos.



Figura 5.5: Lectura mano derecha con datos guardados en Excel

Como se evidencia la prueba de la interfaz fue exitosa, se pudo visualizar y almacenar los datos adquiridos por la tarjeta embebida. Ahora se puede probar la interfaz con el dispositivo de medición de fuerza en los dedos.

5.4. Implementación dispositivo interfaz

La implementación del dispositivo y la interfaz se hace a través de conexiones como se muestra en la figura 5.6, para poder visualizar los datos entregados por el sensor en la interfaz gráfica de usuario.

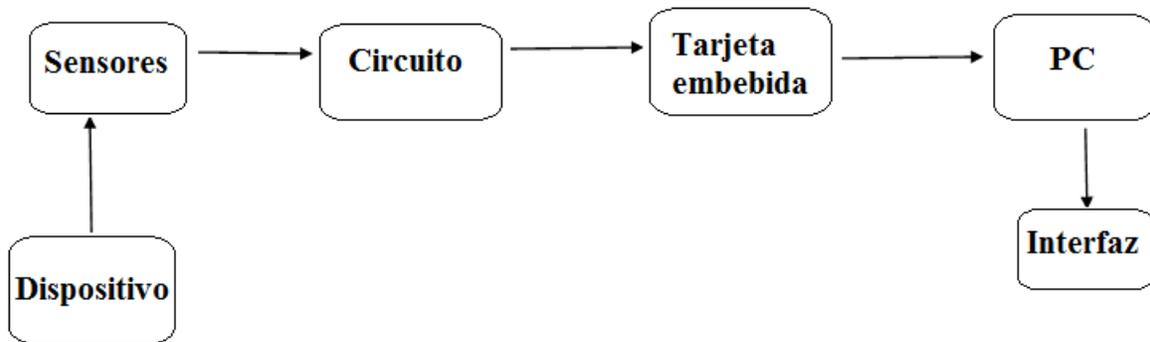


Figura 5.6: Lazo de conexión

Previamente se realizó la caracterización de los sensores, donde se obtuvo un voltaje en función del peso que se les aplico, ahora con esos datos se va sacar la ecuación de cada sensor para determinar la fuerza en función del voltaje, para eso se multiplico el peso (Kg) por la gravedad ($\frac{m}{s^2}$) para saber la fuerza (N), hecho eso, se hizo la gráfica de cada sensor para determinar la ecuación de la fuerza.

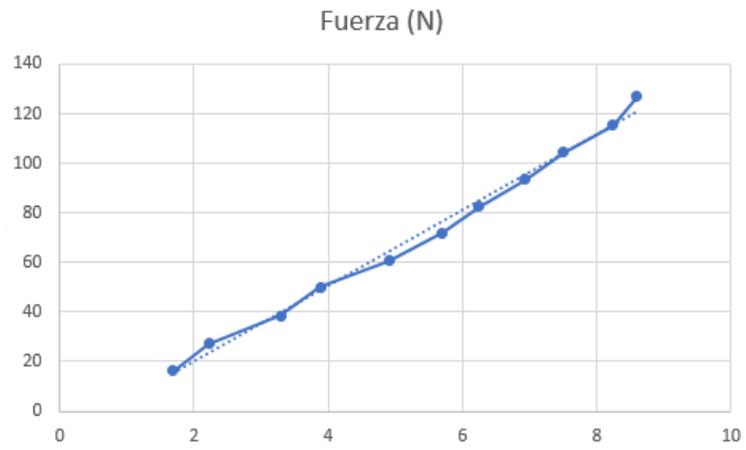


Figura 5.7: Gráfica fuerza vs voltaje sensor 1

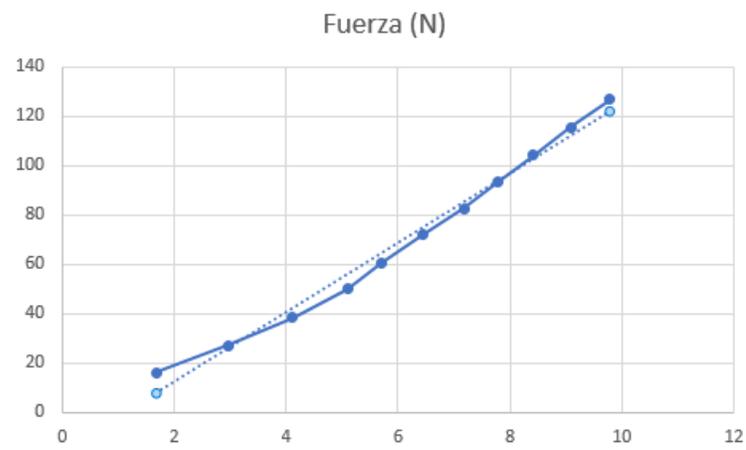


Figura 5.8: Gráfica fuerza vs voltaje sensor 2

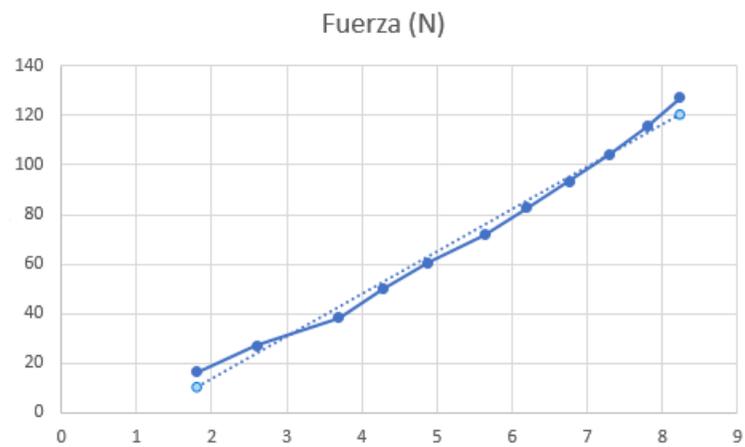


Figura 5.9: Gráfica fuerza vs voltaje sensor 3

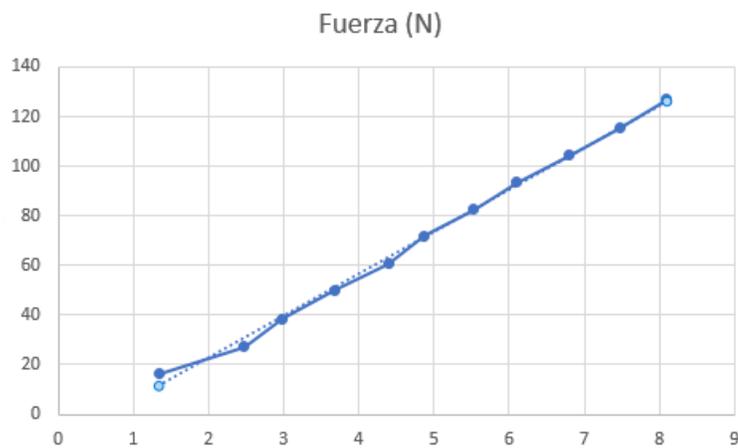


Figura 5.10: Gráfica fuerza vs voltaje sensor 4

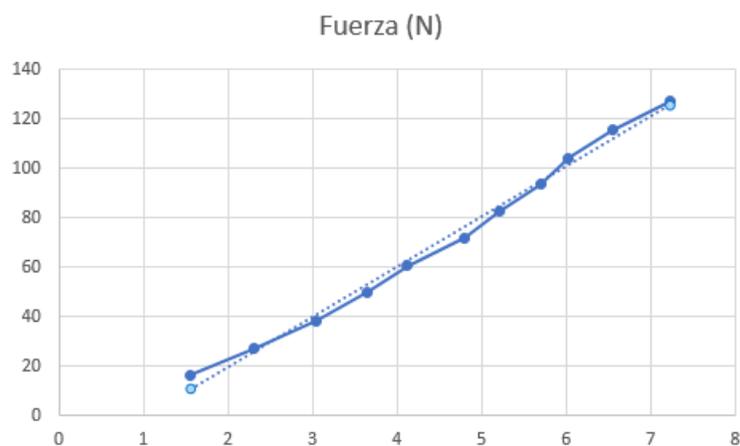


Figura 5.11: Gráfica fuerza vs voltaje sensor 5

En las gráficas se trazo la línea de tendencia para conocer la pendiente y el punto de corte de la ecuación y se obtuvieron las siguientes ecuaciones donde F es la fuerza y v es el voltaje del sensor (las ecuaciones corresponden a cada sensor respectivamente):

$$F = 15,294v - 10,676 \quad (5.1)$$

$$F = 14,108v - 15,784 \quad (5.2)$$

$$F = 17,105v - 20,393 \quad (5.3)$$

$$F = 16,972v - 11,314 \quad (5.4)$$

$$F = 20,224v - 20,676 \quad (5.5)$$

Una vez conocida la ecuación se procede a programarla en la interfaz, para poder visualizar el valor correspondiente de la fuerza de cada dedo. Para rectificar el valor de la fuerza se compara con un estudio realizado para conocer los valores de fuerza de cada dedo dependiendo de la posición a la que este.[36]

Cuadro 5.1: Datos de fuerza (N) de los dedos dependiendo de la posición

Medición	Empuje	Presión	Tirón	Lateral	Chuck	Palmar	Agarre
Media (N)	45.95	43.05	60.09	80.93	79.75	54.16	370.671
Desviación Estándar (N)	17.8	18.43	25.24	28.15	28.96	18.84	117.729
Coef de Variación (%)	38.7	42.8	42.01	34.79	36.31	34.78	31.761

En el caso del dispositivo se hace una fuerza en donde el dedo está casi a 90 grados con respecto al antebrazo y la palma que corresponde a «Tirón» de la tabla 5.1 [36].

Datos experimentales medidor de fuerza

Para probar el funcionamiento y la lectura de fuerza del dispositivo, se realizó pruebas a 4 personas en donde se obtuvieron los siguientes datos²:



Figura 5.12: Dispositivo medidor de fuerza de los dedos de la mano

Cuadro 5.2: Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 1

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	30.9	27.42	32.06	26.4	22.3
Derecha	31.5	28.31	34.1	27.46	24.2

Cuadro 5.3: Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 2

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	39.5	33.2	30.9	31.5	28.9
Derecha	35.4	30.07	28.94	29.41	26.84

Cuadro 5.4: Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 3

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	30.9	25.98	25.35	25.72	23.21
Derecha	31.35	27.12	28.24	26.3	23.56

²Los datos en las tablas están en Newtons (N)

Cuadro 5.5: Datos fuerza de la mano izquierda y derecha de persona 4

Mano	Pulgar	Índice	Corazón	Anular	Meñique
Izquierda	27.36	21.98	21.36	21.73	19.45
Derecha	35.84	33.89	34.1	36.39	29.21

Como se observa los datos obtenidos por el dispositivo son cercanos a la desviación estándar de «Tirón» de la tabla 5.1. Las pruebas anteriores se realizaron en personas sin ningún tipo de afectación en la mano por lo que los valores obtenidos tienen relación con el estudio antes mencionado. Gracias a esto se concluye que el dispositivo entrega lecturas confiables.

CONCLUSIONES

- El estudio de la biomecánica de la mano humana es importante, ya que gracias a eso se pueden establecer parámetros de diseño como tamaño, versatilidad y tipo de agarre, para un dispositivo que cumpla una función específica, como aporte a la movilidad, fortalecimiento y medición de fuerza.
- El diseño del dispositivo se acopla a la diversidad que hay en los tamaños de las manos adultas y su capacidad de flexión de los dedos, para realizar una cómoda medición de fuerza de los dedos.
- El diseño de una interfaz usuario es importante, ya que permite visualizar los datos y controlar procesos de un sistema, para poder hacer un control y registro de la actividad.
- La medición de fuerza de los dedos es un factor importante, ya que permite medir la capacidad de agarre que tiene la mano hacia un objeto, ya que si se tiene una buena fuerza se va poder realizar más actividades, puesto que se tiene cabida a sujetar objetos pesados.

TRABAJOS FUTUROS

El dispositivo de medición de fuerza de los dedos de la mano, sirve como apoyo a fisioterapeutas, ortopedistas y fisiatras, para evaluar la recuperación de un paciente que haya tenido una enfermedad o fractura en la mano de manera objetiva, ya que puede cuantificar el proceso de recuperación en función de la fuerza y no de manera subjetiva como lo es sólo al recuperar la movilidad de esta.

El dispositivo también sirve para que las personas que practican algún deporte como gimnasio, calistenia y escalar, puedan medir la fuerza que han adquirido con el tiempo y puedan evaluar si el tipo de entrenamiento es el indicado o no.

Bibliografía

- [1] C. y Traumatología. (2017) Lesiones de muñeca y mano. [Online]. Available: <http://www.columnaytraumatologia.com/lesiones-y-tratamientos/traumatologia-general-y-deportiva/lesiones-muneca-y-mano.html>
- [2] F. Salinas Duran, L. H. Lugo Agudelo, and R. Restrepo Arbelaez, *Rehabilitación en Salud*, 2nd ed. Universidad de Antioquia, 2008.
- [3] J. M. Bracco, M. E. Ferradas, and M. M. Garcia Rivas, “Instrumento de medición de fuerza de dedos para escaladores de alto rendimiento,” 2014.
- [4] R. D. Diaz Bautista and A. Vargas Lopez, “Diseño de un dispositivo de apoyo en terapia pasiva para rehabilitación motora de mano y muñeca,” 2011.
- [5] J. Ruiz Calvo, M. Preciado Calzada, M. Barriocanal Izquierdo, D. Ruiz Diez, A. Martínez Martínez, and J. V. Martín Fraile, “Dispositivo de rehabilitación de mano en garra y procedimiento de utilización del mismo,” Patent 2 506 990, 2015. [Online]. Available: http://www.ubu.es/sites/default/files/portal_page/files/es-2506990_b2.pdf
- [6] Tecnia. (2017) Portafolio de Patentes. [Online]. Available: <http://www.tecniaventures.com/portfolio-de-patentes/#EP15382450>
- [7] (2011) Los pacientes que han sufrido ictus podrán rehabilitarse a través de un robot asistencial. [Online]. Available: <https://www.tecnia.com/es/salud/noticias/pacientes-sufrido-ictus-rehabilitarse-robot.htm>
- [8] R. Martínez, P. Cornelio, G. Aguila, B. Gonzalez, O. Sandoval, I. Herrera, and R. Montao, “Acondicionamiento de señales de un sistema de medición de fuerza multiaxial de siete grados de libertad para aplicaciones médicas mediante PSoC,” may 2014.
- [9] nn, “Universal wrist and finger orthopedic instrument,” Chinese Patent CN202 892 812U, 2012. [Online]. Available: <https://patentimages.storage.googleapis.com/pdfs/f6c6128a3decea9efb9f/CN202892812U.pdf>
- [10] (2017) Interhome Store. [Online]. Available: https://es.aliexpress.com/store/product/Hand-PHYSIOTHERAPY-REHABILITATION-Training-Equipment-Dynamic-Wrist-and-finger-Orthosis-for-HEMIPLEGIA-Patients-Tendon-repair/1924754_32489627638.html?ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_0_1
- [11] C. Schabowsky, S. Godfrey, R. Holley, and P. Lum, “Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Robot,” *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2010. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2920290/pdf/1743-0003-7-36.pdf>
- [12] E. Brokaw, B. Lian, R. Holley, and P. Lum, “Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME): A Portable Hand Exoskeleton For Stroke Rehabilitation,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, 2011.
- [13] A. I. Kapandji, *Fisiología articular*, 6th ed. Editorial medica panamericana, 2006, vol. 1.
- [14] M. Carter and T. Weber, *Hand reflexology: key to perfect health*. Prentice Hall Pr, 1999.
- [15] “Huesos y articulaciones del carpo y la mano,” in *Aclad. Video atlas de anatomía humana*. [Online]. Available: <http://es.aclandanatomy.com.ezproxy.umng.edu.co:2048/multimediaplayer.aspx?multimediaid=11053871>

- [16] M. Latarjet and A. R. Liard, *Anatomía humana*, 4th ed. Editorial medica panamericana, 2004.
- [17] L. A. A. López, “Biomecánica y patrones funcionales de la mano,” *Morfología*, vol. 4, no. 1, 2012. [Online]. Available: <https://revistas.unal.edu.co/index.php/morfologia/article/viewFile/31373/31379>
- [18] M. Cutkosky and R. Howe, *Human Grasp Choice nad Robotic Grasp Analysis*, 1990. [Online]. Available: <https://pdfs.semanticscholar.org/ca88/dcb29af5e62656feb7f6f1277b6cb1d7ecc.pdf>
- [19] M. ADAM. (2016, Sep.) Mano en garra. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003169.htm>
- [20] C. DAM. (2017, May) Neuropatía del nervio radial. [Online]. Available: <https://www.clinicadam.com/salud/5/000790.html>
- [21] MedlinePlus. (2017) Esclerosis múltiple. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000737.htm>
- [22] QuironSalud. (2017) Que es ictus. [Online]. Available: <https://www.quironsalud.es/ictus-madrid>
- [23] I. Plaza. (2017) Que es un ictus. [Online]. Available: <https://www.svneurologia.org/libro20ictus20capitulos/cap1.pdf>
- [24] MedlinePlus. (2017, May) Síndrome del túnel carpiano. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000433.htm>
- [25] (2017) Síndrome túnel carpiano. Clínica Universidad de Navarra. [Online]. Available: <http://www.cun.es/enfermedades-tratamientos/enfermedades/sindrome-tunel-carpiano>
- [26] (2014) Artrosis de la mano, osteoartritis. American Society for Surgery of the Hand. [Online]. Available: <http://www.assh.org/handcare/espanol/artrosis-de-la-mano-osteoarthritis>
- [27] (2015) Fractura de mano. Allina Health. [Online]. Available: <https://www.allinahealth.org/mdexp/sd0735g.htm>
- [28] MedlinePlus. (2016, May) Tendinitis de quervain. [Online]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000537.htm>
- [29] (2017, May) Contractura isquémica de volkmann. Clínica DAM Madrid. [Online]. Available: <https://www.clinicadam.com/salud/5/001221.html>
- [30] R. P. Areny, *Sensores y acondicionadores de señal*. Marcombo, 2004.
- [31] tekscan, “Flexiforce sensor.” [Online]. Available: <https://www.tekscan.com/product-group/embedded-sensing/force-sensors>
- [32] E. Mejía and O. F. Avilés, “Dispositivo para medir presión en la interfaz muñon.”
- [33] D. Giancoli, *Física, principios con aplicaciones*, 6th ed. Perason educación, 2006.
- [34] O. B. Gutiérrez, A. Almagia, P. Lizana, and E. Olave, “Biometric aspects of the hand,” *International Journal of Morphology*, vol. 30, 2012.
- [35] Alegs, “Interfaz gráfica de usuario.” [Online]. Available: <http://www.alegsa.com.ar/Dic/gui.php>
- [36] A. DiDomenico, “Finger force capability: measurement and prediction using anthropometric and myoelectric measures,” Master’s thesis, Virginia Polytechnic Institute, 1999.

Apéndice A

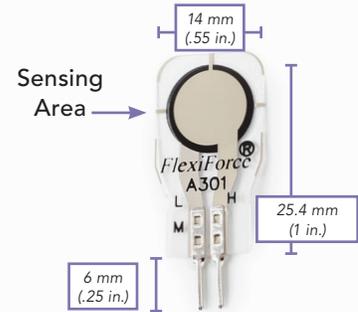
DATASHEET FLEXIFORCE A301

FlexiForce™

Standard Model A301

The A301 design is optimized for high volume manufacturing and is ideal for embedding into products and applications. This sensor is available in low and high quantities off-the-shelf, ideal for an easy proof of concept. The A301 can be used with our test & measurement, prototyping, and embedding electronics, including the OEM Development Kit, FlexiForce Quickstart Board, and the ELF™ System*. You can also use your own electronics, or multimeter.

Actual size of sensor



BENEFITS

- Small size is ideal for prototyping and integration
- Available with Enhanced Stability Series (ESS) pressure sensitive ink for high-temperature and high-humidity environments.
- Thin and flexible
- Easy to use

PHYSICAL PROPERTIES

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	25.4 mm (1 in.)**
Width	14 mm (0.55 in.)
Sensing Area	9.53 mm (0.375 in.) diameter
Connector	2-pin Male Square Pin
Substrate	Polyester
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

✓ **ROHS COMPLIANT**

* Sensor will require an adapter/extender to connect to the ELF System. Contact your Tekscan representative for assistance.

**Length does not include pins, please add approximately 6 mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 32 mm (1.25 in.).

STANDARD FORCE RANGES

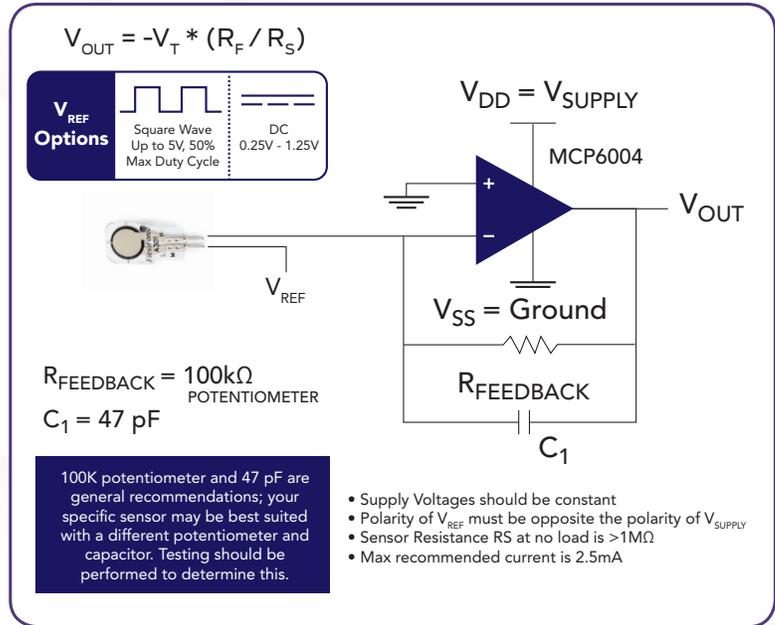
(as tested with circuit shown)

- 4.4 N (0 - 1 lb)
- 111 N (0 - 25 lb)
- 445 N (0 - 100 lb)

In order to measure higher forces, apply a lower drive voltage (-0.5 V, -0.25 V, etc.) and reduce the resistance of the feedback resistor (1kΩ min.) To measure lower forces, apply a higher drive voltage and increase the resistance of the feedback resistor.

Sensor output is a function of many variables, including interface materials. Therefore, Tekscan recommends the user calibrate each sensor for the application.

Recommended Circuit



	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3% of full scale	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5%	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5 % of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5µsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Time required for the sensor to respond to an input force

- Force reading change per degree of temperature change = 0.36%/°C (±0.2%/°F)



ISO 9001 & 13485



PURCHASE TODAY ONLINE AT
WWW.TEKSCAN.COM/STORE



+1.617.464.4283

1.800.248.3669

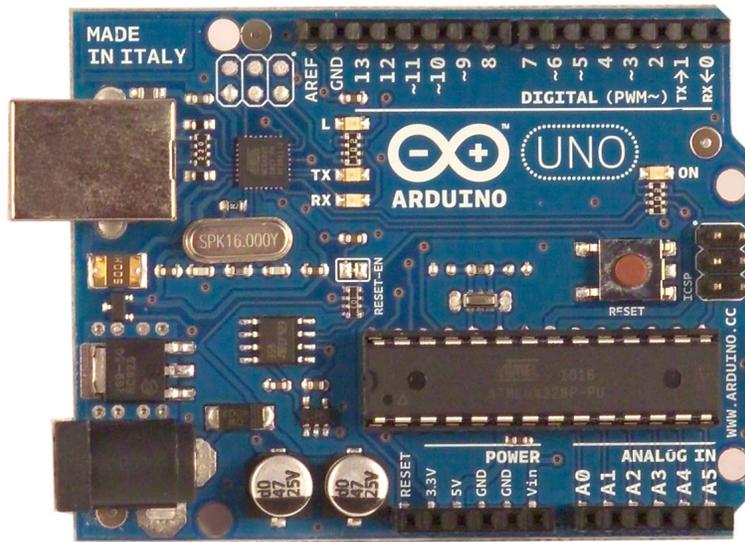
info@tekscan.com

www.tekscan.com/flexiforce

Apéndice B

DATASHEET ARDUINO UNO

Arduino UNO



Product Overview

The Arduino Uno is a microcontroller board based on the ATmega328 ([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started. The Uno differs from all preceding boards in that it does not use the FTDI USB-to-serial driver chip. Instead, it features the Atmega8U2 programmed as a USB-to-serial converter.

"Uno" means one in Italian and is named to mark the upcoming release of Arduino 1.0. The Uno and version 1.0 will be the reference versions of Arduino, moving forward. The Uno is the latest in a series of USB Arduino boards, and the reference model for the Arduino platform; for a comparison with previous versions, see the [index of Arduino boards](#).

Index

Technical Specifications

Page 2

How to use Arduino
Programming Environment, Basic Tutorials

Page 6

Terms & Conditions

Page 7

Environmental Policies
half sqm of green via Impatto Zero®

Page 7



radiospares

RADIONICS



Technical Specification

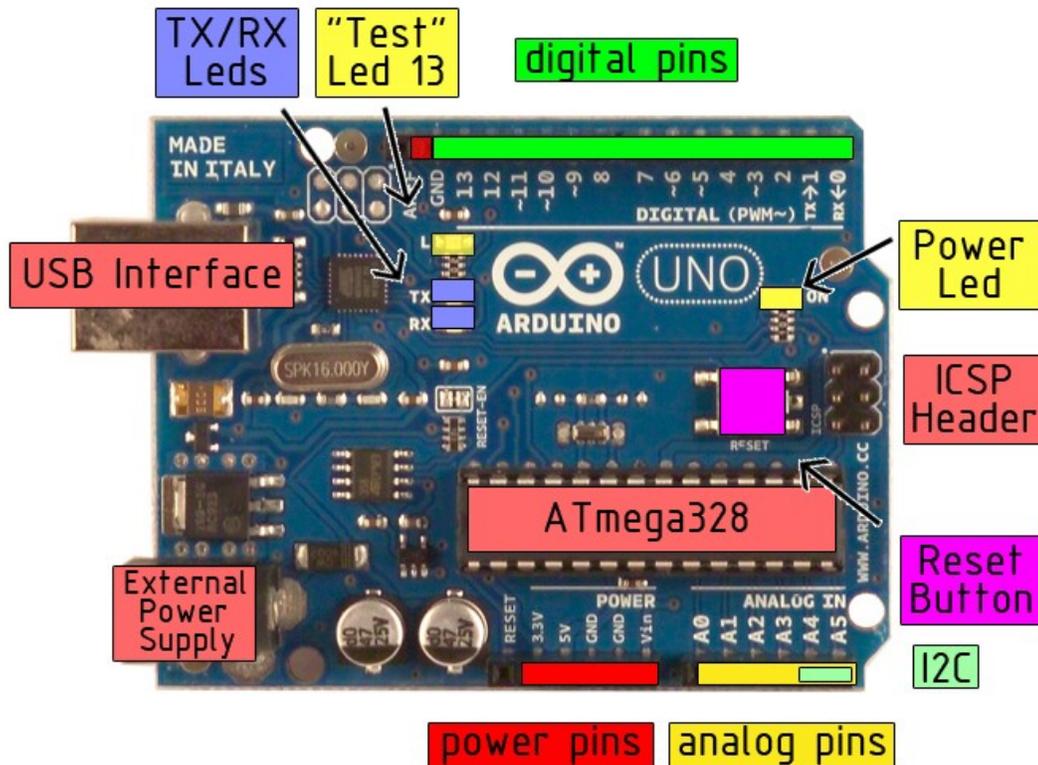


EAGLE files: [arduino-duemilanove-uno-design.zip](#) Schematic: [arduino-uno-schematic.pdf](#)

Summary

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Clock Speed	16 MHz

the board



radiospares

RADIONICS



Power

The Arduino Uno can be powered via the USB connection or with an external power supply. The power source is selected automatically.

External (non-USB) power can come either from an AC-to-DC adapter (wall-wart) or battery. The adapter can be connected by plugging a 2.1mm center-positive plug into the board's power jack. Leads from a battery can be inserted in the Gnd and Vin pin headers of the POWER connector.

The board can operate on an external supply of 6 to 20 volts. If supplied with less than 7V, however, the 5V pin may supply less than five volts and the board may be unstable. If using more than 12V, the voltage regulator may overheat and damage the board. The recommended range is 7 to 12 volts.

The power pins are as follows:

- **VIN.** The input voltage to the Arduino board when it's using an external power source (as opposed to 5 volts from the USB connection or other regulated power source). You can supply voltage through this pin, or, if supplying voltage via the power jack, access it through this pin.
- **5V.** The regulated power supply used to power the microcontroller and other components on the board. This can come either from VIN via an on-board regulator, or be supplied by USB or another regulated 5V supply.
- **3V3.** A 3.3 volt supply generated by the on-board regulator. Maximum current draw is 50 mA.
- **GND.** Ground pins.

Memory

The Atmega328 has 32 KB of flash memory for storing code (of which 0,5 KB is used for the bootloader); It has also 2 KB of SRAM and 1 KB of EEPROM (which can be read and written with the [EEPROM library](#)).

Input and Output

Each of the 14 digital pins on the Uno can be used as an input or output, using [pinMode\(\)](#), [digitalWrite\(\)](#), and [digitalRead\(\)](#) functions. They operate at 5 volts. Each pin can provide or receive a maximum of 40 mA and has an internal pull-up resistor (disconnected by default) of 20-50 kOhms. In addition, some pins have specialized functions:

- **Serial: 0 (RX) and 1 (TX).** Used to receive (RX) and transmit (TX) TTL serial data. These pins are connected to the corresponding pins of the ATmega8U2 USB-to-TTL Serial chip .
- **External Interrupts: 2 and 3.** These pins can be configured to trigger an interrupt on a low value, a rising or falling edge, or a change in value. See the [attachInterrupt\(\)](#) function for details.
- **PWM: 3, 5, 6, 9, 10, and 11.** Provide 8-bit PWM output with the [analogWrite\(\)](#) function.
- **SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK).** These pins support SPI communication, which, although provided by the underlying hardware, is not currently included in the Arduino language.
- **LED: 13.** There is a built-in LED connected to digital pin 13. When the pin is HIGH value, the LED is on, when the pin is LOW, it's off.



radiospares

RADIONICS



The Uno has 6 analog inputs, each of which provide 10 bits of resolution (i.e. 1024 different values). By default they measure from ground to 5 volts, though is it possible to change the upper end of their range using the AREF pin and the [analogReference\(\)](#) function. Additionally, some pins have specialized functionality:

- **I²C: 4 (SDA) and 5 (SCL)**. Support I²C (TWI) communication using the [Wire library](#).

There are a couple of other pins on the board:

- **AREF**. Reference voltage for the analog inputs. Used with [analogReference\(\)](#).
- **Reset**. Bring this line LOW to reset the microcontroller. Typically used to add a reset button to shields which block the one on the board.

See also the [mapping between Arduino pins and Atmega328 ports](#).

Communication

The Arduino Uno has a number of facilities for communicating with a computer, another Arduino, or other microcontrollers. The ATmega328 provides UART TTL (5V) serial communication, which is available on digital pins 0 (RX) and 1 (TX). An ATmega8U2 on the board channels this serial communication over USB and appears as a virtual com port to software on the computer. The '8U2 firmware uses the standard USB COM drivers, and no external driver is needed. However, on Windows, an *.inf file is required..

The Arduino software includes a serial monitor which allows simple textual data to be sent to and from the Arduino board. The RX and TX LEDs on the board will flash when data is being transmitted via the USB-to-serial chip and USB connection to the computer (but not for serial communication on pins 0 and 1).

A [SoftwareSerial library](#) allows for serial communication on any of the Uno's digital pins.

The ATmega328 also support I2C (TWI) and SPI communication. The Arduino software includes a Wire library to simplify use of the I2C bus; see the [documentation](#) for details. To use the SPI communication, please see the ATmega328 datasheet.

Programming

The Arduino Uno can be programmed with the Arduino software ([download](#)). Select "Arduino Uno w/ ATmega328" from the **Tools > Board** menu (according to the microcontroller on your board). For details, see the [reference](#) and [tutorials](#).

The ATmega328 on the Arduino Uno comes preburned with a [bootloader](#) that allows you to upload new code to it without the use of an external hardware programmer. It communicates using the original STK500 protocol ([reference](#), [C header files](#)).

You can also bypass the bootloader and program the microcontroller through the ICSP (In-Circuit Serial Programming) header; see [these instructions](#) for details.

The ATmega8U2 firmware source code is available . The ATmega8U2 is loaded with a DFU bootloader, which can be activated by connecting the solder jumper on the back of the board (near the map of Italy) and then resetting the 8U2. You can then use [Atmel's FLIP software](#) (Windows) or the [DFU programmer](#) (Mac OS X and Linux) to load a new firmware. Or you can use the ISP header with an external programmer (overwriting the DFU bootloader).



radiospares

RADIONICS



Automatic (Software) Reset

Rather than requiring a physical press of the reset button before an upload, the Arduino Uno is designed in a way that allows it to be reset by software running on a connected computer. One of the hardware flow control lines (DTR) of the ATmega8U2 is connected to the reset line of the ATmega328P via a 100 nanofarad capacitor. When this line is asserted (taken low), the reset line drops long enough to reset the chip. The Arduino software uses this capability to allow you to upload code by simply pressing the upload button in the Arduino environment. This means that the bootloader can have a shorter timeout, as the lowering of DTR can be well-coordinated with the start of the upload.

This setup has other implications. When the Uno is connected to either a computer running Mac OS X or Linux, it resets each time a connection is made to it from software (via USB). For the following half-second or so, the bootloader is running on the Uno. While it is programmed to ignore malformed data (i.e. anything besides an upload of new code), it will intercept the first few bytes of data sent to the board after a connection is opened. If a sketch running on the board receives one-time configuration or other data when it first starts, make sure that the software with which it communicates waits a second after opening the connection and before sending this data.

The Uno contains a trace that can be cut to disable the auto-reset. The pads on either side of the trace can be soldered together to re-enable it. It's labeled "RESET-EN". You may also be able to disable the auto-reset by connecting a 110 ohm resistor from 5V to the reset line; see [this forum thread](#) for details.

USB Overcurrent Protection

The Arduino Uno has a resettable polyfuse that protects your computer's USB ports from shorts and overcurrent. Although most computers provide their own internal protection, the fuse provides an extra layer of protection. If more than 500 mA is applied to the USB port, the fuse will automatically break the connection until the short or overload is removed.

Physical Characteristics

The maximum length and width of the Uno PCB are 2.7 and 2.1 inches respectively, with the USB connector and power jack extending beyond the former dimension. Three screw holes allow the board to be attached to a surface or case. Note that the distance between digital pins 7 and 8 is 160 mil (0.16"), not an even multiple of the 100 mil spacing of the other pins.



radiospares

RADIONICS



How to use Arduino



Arduino can sense the environment by receiving input from a variety of sensors and can affect its surroundings by controlling lights, motors, and other actuators. The microcontroller on the board is programmed using the [Arduino programming language](#) (based on [Wiring](#)) and the Arduino development environment (based on [Processing](#)). Arduino projects can be stand-alone or they can communicate with software on running on a computer (e.g. Flash, Processing, MaxMSP).

Arduino is a cross-platform program. You'll have to follow different instructions for your personal OS. Check on the [Arduino site](#) for the latest instructions. <http://arduino.cc/en/Guide/HomePage>

Linux Install

Windows Install

Mac Install

Once you have downloaded/unzipped the arduino IDE, you can Plug the Arduino to your PC via USB cable.

Blink led

Now you're actually ready to "burn" your first program on the arduino board. To select "blink led", the physical translation of the well known programming "hello world", select

**File>Sketchbook>
Arduino-0017>Examples>
Digital>Blink**

Once you have your sketch you'll see something very close to the screenshot on the right.

In **Tools>Board** select

Now you have to go to **Tools>SerialPort** and select the right serial port, the one arduino is attached to.

```
int ledPin = 13; // LED connected to digital pin 13

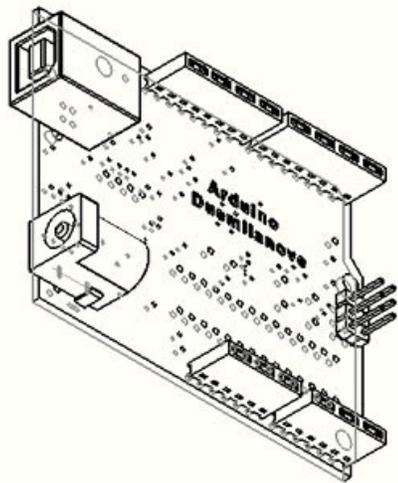
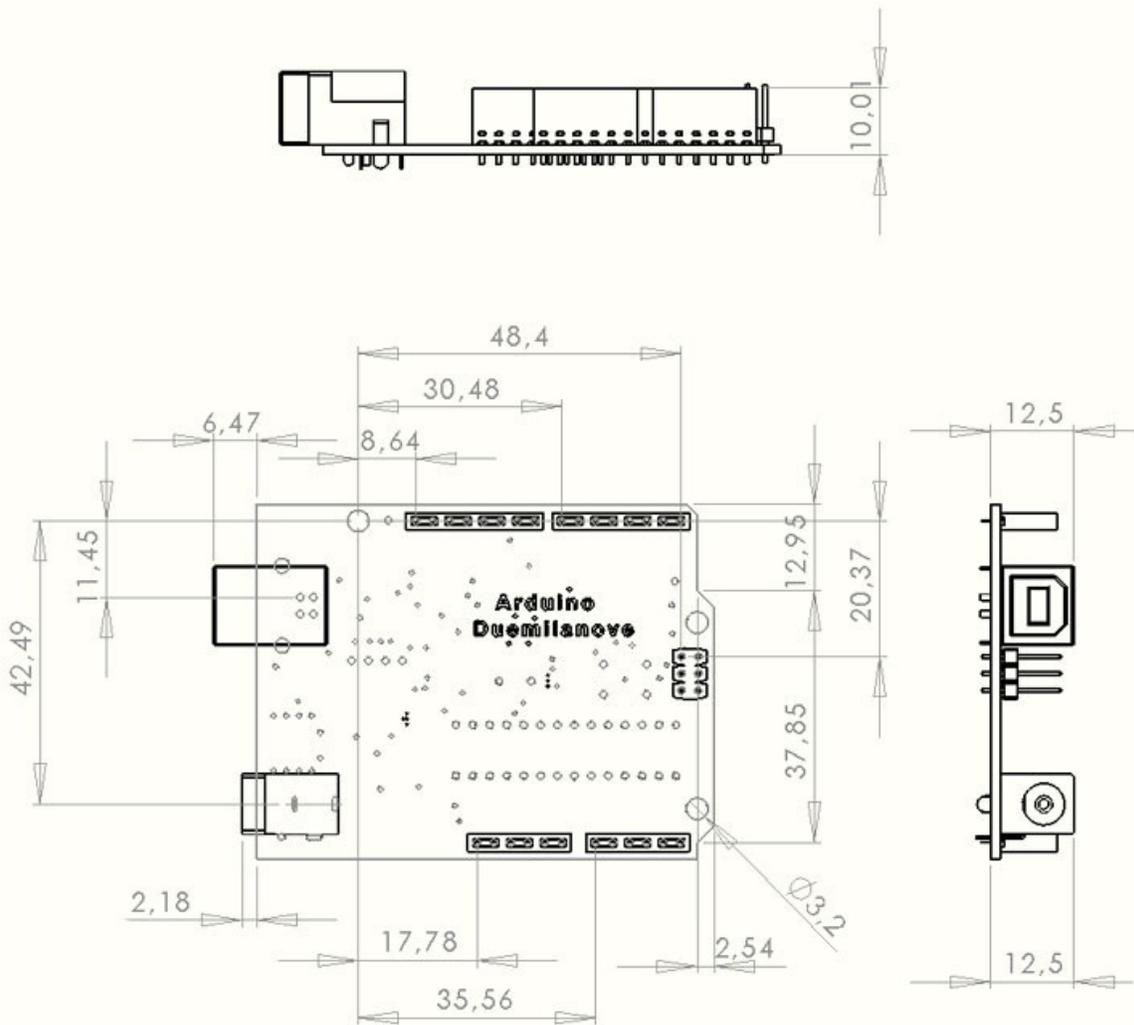
// The setup() method runs once, when the sketch starts
void setup() {
  // initialize the digital pin as an output:
  pinMode(ledPin, OUTPUT);
}

// the loop() method runs over and over again,
// as long as the Arduino has power
void loop()
{
  digitalWrite(ledPin, HIGH); // set the LED on
  delay(1000);                // wait for a second
  digitalWrite(ledPin, LOW);  // set the LED off
  delay(1000);                // wait for a second
}
```

Press Compile button (to check for errors) Upload TX RX Flashing Blinking Led!



Dimensioned Drawing



radiospares RADIONICS



Terms & Conditions



1. Warranties

1.1 The producer warrants that its products will conform to the Specifications. This warranty lasts for one (1) years from the date of the sale. The producer shall not be liable for any defects that are caused by neglect, misuse or mistreatment by the Customer, including improper installation or testing, or for any products that have been altered or modified in any way by a Customer. Moreover, The producer shall not be liable for any defects that result from Customer's design, specifications or instructions for such products. Testing and other quality control techniques are used to the extent the producer deems necessary.

1.2 If any products fail to conform to the warranty set forth above, the producer's sole liability shall be to replace such products. The producer's liability shall be limited to products that are determined by the producer not to conform to such warranty. If the producer elects to replace such products, the producer shall have a reasonable time to replacements. Replaced products shall be warranted for a new full warranty period.

1.3 EXCEPT AS SET FORTH ABOVE, PRODUCTS ARE PROVIDED "AS IS" AND "WITH ALL FAULTS." THE PRODUCER DISCLAIMS ALL OTHER WARRANTIES, EXPRESS OR IMPLIED, REGARDING PRODUCTS, INCLUDING BUT NOT LIMITED TO, ANY IMPLIED WARRANTIES OF MERCHANTABILITY OR FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE

1.4 Customer agrees that prior to using any systems that include the producer products, Customer will test such systems and the functionality of the products as used in such systems. The producer may provide technical, applications or design advice, quality characterization, reliability data or other services. Customer acknowledges and agrees that providing these services shall not expand or otherwise alter the producer's warranties, as set forth above, and no additional obligations or liabilities shall arise from the producer providing such services.

1.5 The Arduino™ products are not authorized for use in safety-critical applications where a failure of the product would reasonably be expected to cause severe personal injury or death. Safety-Critical Applications include, without limitation, life support devices and systems, equipment or systems for the operation of nuclear facilities and weapons systems. Arduino™ products are neither designed nor intended for use in military or aerospace applications or environments and for automotive applications or environment. Customer acknowledges and agrees that any such use of Arduino™ products which is solely at the Customer's risk, and that Customer is solely responsible for compliance with all legal and regulatory requirements in connection with such use.

1.6 Customer acknowledges and agrees that it is solely responsible for compliance with all legal, regulatory and safety-related requirements concerning its products and any use of Arduino™ products in Customer's applications, notwithstanding any applications-related information or support that may be provided by the producer.

2. Indemnification

The Customer acknowledges and agrees to defend, indemnify and hold harmless the producer from and against any and all third-party losses, damages, liabilities and expenses it incurs to the extent directly caused by: (i) an actual breach by a Customer of the representation and warranties made under this terms and conditions or (ii) the gross negligence or willful misconduct by the Customer.

3. Consequential Damages Waiver

In no event the producer shall be liable to the Customer or any third parties for any special, collateral, indirect, punitive, incidental, consequential or exemplary damages in connection with or arising out of the products provided hereunder, regardless of whether the producer has been advised of the possibility of such damages. This section will survive the termination of the warranty period.

4. Changes to specifications

The producer may make changes to specifications and product descriptions at any time, without notice. The Customer must not rely on the absence or characteristics of any features or instructions marked "reserved" or "undefined." The producer reserves these for future definition and shall have no responsibility whatsoever for conflicts or incompatibilities arising from future changes to them. The product information on the Web Site or Materials is subject to change without notice. Do not finalize a design with this information.



Environmental Policies



The producer of Arduino™ has joined the Impatto Zero® policy of LifeGate.it. For each Arduino board produced is created / looked after half squared Km of Costa Rica's forest's.



radiospares

RADIONICS

