



Concepción, Diseño y Validación De Un Sistema Para La Estimación De La Fuerza En Miembro Superior Durante Movimiento De Flexión

Nicolás Trujillo Alfonso

Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica
Programa de Ingeniería Biomédica
Universidad Antonio Nariño
Bogotá, Colombia
2020

Concepción, Diseño y Validación De Un Sistema Para La Estimación De La Fuerza En Miembro Superior Durante Movimiento De Flexión

Nicolás Trujillo Alfonso

Trabajo Integral de Grado presentado como requisito para optar al título de:
Ingeniero biomédico

Director:
Ing. Sebastian Jaramillo Isaza PhD

Universidad Antonio Nariño
Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica
Programa de Ingeniería Biomédica
Bogotá, Colombia
2020

Nota de Aceptación

Firma del presidente del Jurado

Firma del Jurado 1

Firma del Jurado 2

Bogotá D.C. _____

Este libro va dedicado mi familia quienes han sido mi mayor apoyo en el transcurso de mi carrera, mi hermano por ser mi inspiración en todo momento y mis padres por ser fuente de fortaleza y ser tan incondicionales.

Somos fruto de lo que cosechamos, a veces estamos desesperados, nos atormentamos, nos retamos, nos culpamos, nos caemos y nos levantamos, la vida es un sin fin de ires y venires, en ocasiones duele y cuesta bastante, el miedo en pensar que será, el futuro tan incierto de aquellos que luchamos y saber si seremos capaces de alcanzar el éxito, si no es así, quiero saber, la vida vale la pena vivirla sin riesgos? espero no sea así, crecemos y nos damos cuenta de muchas cosas, sin embargo lo único que quiero dejar es algo bueno para este mundo incierto y lleno de dudas, quiero dar algo bueno para aquellos que luchan a pesar de las dificultades y lo logran.

Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a Dios, porque siempre con fe todo es posible, independiente de la fe que se tenga, cada quien es capaz de solucionar sus problemas poniendo en su corazón un poco de paz y oración a partir de Dios.

Quiero agradecer a mis padres, quienes han sido mi mayor apoyo durante mi vida profesional, que en todo momento estuvieron ahí para mi, aconsejandome siempre que tenía alguna dificultad, independiente de los problemas que se tengan que afrontar y siempre han luchado y trabajado para yo alcanzar mis logros. A mi hermano, quien es el ser que más admiro como profesional, porque también me reta y motiva continuamente, además de su apoyo incondicional durante toda circunstancia.

A todos mis compañeros y amigos que hicieron parte de este proceso, que estuvimos en los mejores y peores momentos de cada uno, por su apoyo, consejos, por retornos día a día a ser mejores, espero hoy y siempre sigan creciendo y se conviertan en mejores profesionales cada día. Especial agradecimiento a Erika Giselle Bedoya Arce, Andrea Catalina Plazas Molano, Monica del Pilar Ladino Yagüe, Giovanni Hernandez, Maria Jose Galindo y Hector Cruz, quienes fueron mis compañeras de carrera y aunque este triunfo no lo compartamos juntos, lo celebramos porque lo cumplimos. Agradecer a mis mejores amigas que también me han apoyado durante el transcurso de mi carrera Dana Alejandra Charry Contreras y Natalia Beltran.

Por último agradecer a cada uno de los ingenieros que hicieron parte de este proceso académico, especialmente al ingeniero Mario Enrique Duarte quien nos acompañó en el transcurso de la carrera y compartimos muchos momentos de alegría, al ingeniero Andrés Ruiz quien aportó conocimientos para la realización de este proyecto y especialmente al ingeniero Sebastián Jaramillo quien me acompañó durante todo este proceso como el director de Tesis de este trabajo de grado, quien fue paciente conmigo y siguió a pesar de todas las dificultades, a cada uno de ellos y a todos les agradezco y los llevaré siempre en mi con sus conocimientos y enseñanzas.

Resumen

En el mercado existen diferentes herramientas de rehabilitación y biomecánica pero generalmente los costos de estas suelen ser bastante altos, lo que dificulta la accesibilidad para distintos profesionales en la rama de la salud que estén interesados en estimar valores de fuerza durante actividades musculares. Entre estas se pueden encontrar las máquinas isocinéticas, que van desde dinamómetros para medir la fuerza realizada en el agarre, hasta dispositivos supremamente sofisticados que permiten sesiones de terapia y entrenamiento para sujetos que lo requieran, siendo muy demandadas en el campo de la fisioterapia y para deportistas de alto nivel. Lo que hace que la implementación de estos dispositivos sea de gran relevancia debido a que permiten identificar valores de fuerza que son requeridos para realizar distintas actividades necesarias en la vida cotidiana del ser humano, por lo que la pérdida o deficiencia de esta capacidad impide una calidad de vida en muchas personas, principalmente el riesgo en adultos mayores quienes son los más vulnerables.

El presente proyecto propone la concepción, diseño y validación de un dispositivo para estimar los valores de fuerza durante el movimiento de flexión, a partir de una celda de carga su respectiva calibración y acondicionamiento con el módulo HX711, además de permitir un fácil manejo al usuario a partir de una interfaz gráfica y permita almacenar los datos para realizar las pruebas de validación que demuestren que el dispositivo es fiable a partir del software de Matlab y Arduino. La interfaz gráfica facilita el manejo del dispositivo para el usuario, cuenta con tres modos de operación como lo son la calibración para visualizar la gráfica de ajuste lineal, el modo de operación para estimación de fuerza el cual permite visualizar y almacenar los datos obtenidos al realizar la flexión de codo y el modo de operación de terapia que permite al usuario realizar terapias específicas, todo realizado con el comando guide de Matlab. Una vez obtenidos los valores de fuerza realizadas en los sujetos de prueba se obtuvo valores de fuerza similares a los consultados en la literatura, además de realizar distintas pruebas para poder determinar que el dispositivo funciona de manera fiable a partir de la exactitud y la precisión. Durante el transcurso del proyecto se consideró que el uso de otros dispositivos permitiría una mejora en la estimación de estos valores de fuerza, además de que se concibe una mejora en el dispositivo de manera que permita un movimiento más amplio, además que los resultados obtenidos durante la validación coincidían con lo consultado con la literatura para poder ser implementado este dispositivo en el laboratorio de biomecánica.

Palabras clave: Dispositivo isocinetico, Fuerza, Protocolo, Validación, Flexión.

Abstract

There are different rehabilitation and physiotherapy or training tools on the market, but their costs are often quite high, making accessibility difficult for different health professionals who are involved in estimating strength values during muscle activities. Among these you can find tools such as isokinetic machines, ranging from dynamometers to measure the force made in the grip, to supremely sophisticated devices that allow therapy and training sessions for subjects who require these highly required in the field of physiotherapy and for high level athletes. What makes the implementation of these devices of great relevance because it allows to identify strength values that are required to carry out different activities required in the daily life of the human being, so the loss or deficiency of this capacity prevents quality of life in many people, mainly the risk in older adults who are the most vulnerable.

The present project proposes the conception, design and validation of a device to estimate the force values during the flexing movement, from a load cell, its respective calibration and conditioning with the HX711 module, in addition to allowing easy handling for the user. from a graphical interface and allow the data to carry out the respective tests that demonstrate that the device is functional from the Matlab and Arduino software. The graphical interface facilitates the handling of the device for the user, it has three modes of operation such as the child of the calibration to visualize the linear adjustment graph, the operation mode to detect the force which allows to visualize and store the data affected by the perform elbow flexion and therapy mode of operation that allows the user to perform specific therapies, all done with the Matlab guide command. Once you have obtained the force values made on the test subjects, obtain force values similar to those consulted in the literature, in addition to carrying out different tests to determine the device that works with optimal conditions. During the course of the project, the use of other devices will be considered, which would allow an improvement in the activation of these force values, in addition to an improvement in the device being conceived in a way that allows a broader movement, in addition to the validation results were the optimal ones to be able to implement this device in the biomechanics laboratory.

Keywords: Isokinetic device, Force, Protocol, Validation, Flex

Tabla de contenidos

Agradecimientos	9
Resumen	11
Abstract	13
Lista de Figuras	19
Lista de Tablas	19
Introducción	19
1 Introducción	21
1.1 Estado del Arte	23
1.2 Planteamiento del problema	25
1.3 Objetivos	26
1.3.1 Objetivo General	26
1.3.2 Objetivos Específicos	26
2 Marco Teórico	27
2.1 Biomecánica	27
2.1.1 Biomecánica del brazo	27
2.2 Anatomía Musculo-Esquelética	28
2.2.1 Unidades motoras	29
2.2.2 Fibras musculares	30
2.2.3 Contracción muscular	31
2.3 Fuerza	32
2.4 Fuerza y tipo de contracción muscular	32
2.4.1 Fuerza estática	32
2.4.2 Fuerza dinámica	32
2.5 Fuerza en relación a movilización de resistencias	33
2.5.1 Fuerza máxima	33
2.5.2 Fuerza explosiva	33
2.5.3 Fuerza resistencia	34
2.5.4 Test de fuerza	35

2.6	Dispositivos biomecánica deportiva	35
2.6.1	Máquina o modelo isocinético	36
3	Metodología	39
3.1	Diseño de dispositivo isocinético	40
3.1.1	Requerimientos y especificaciones técnicas	40
3.1.2	Selección de materiales	41
3.1.3	Construcción Mecánica	45
3.2	Programación	48
3.3	Acondicionamiento y Calibración	50
3.3.1	Metrología	52
3.4	Interfaz Gráfica	53
3.5	Pruebas y Validación	53
3.5.1	Aspectos Éticos	54
3.6	Verificación diseño de dispositivo	57
3.7	Análisis de precisión y calibración del dispositivo	57
3.8	Verificación funcionamiento interfaz gráfica	62
3.9	Análisis y validación de la adquisición de datos del dispositivo	65
	Trabajos Futuros y Perspectivas	70
4	Anexos	77
4.1	Anexo A: Gráficas de Desviación Estandar	77
4.2	Anexo B: Consentimiento Informado	85
	Bibliografía	86

Lista de Figuras

2-1	Análisis y modelamiento biomecánico del músculo esquelético. Tomado de [56].	28
2-2	Activación contracción muscular. Tomado de [59].	28
2-3	Estructuras relacionadas durante la contracción muscular. Tomado de [62].	29
2-4	Unidades Motoras y su estructura, tomado de [64].	29
2-5	Reclutamiento de fibras musculares. Tomado de [56].	30
2-6	Activación contracción muscular. Tomado de [66].	31
2-7	Tipos de fuerza. Tomado de [4].	34
2-8	Maquinas isocinéticas. Tomada de [74].	36
3-1	Esquema Metodología	39
3-2	Módulo HX711 esquema electrónico. Tomado de Datasheet de SparkFun.	44
3-3	Materiales Electrónicos Seleccionados	44
3-4	Medidas antropométricas de miembro superior [96].	46
3-5	Diseño terminado Modelo isocinetico. Imagen de autor.	46
3-6	Distancia entre la celda y el punto de inserción con la ortesis. Imagen de autor.	47
3-7	Diseño completo terminado Modelo isocinetico. Imagen de autor.	48
3-8	Librerías Instaladas de Arduino y Módulo HX711. Imagen de autor.	49
3-9	Llamado de funciones y objetos de Arduino y Módulo HX711. Imagen de autor.	50
3-10	Objetos de lectura para calibración de 1 Kg. Imagen de autor.	51
3-11	Conversión de Datos en Voltaje. Imagen de autor.	52
3-12	Calibración de celda de carga con pesas patrón. Imagen de autor.	52
3-13	Pruebas de aceptación y funcionamiento del dispositivo	54
3-14	Diagrama de flujo Protocolo funcionamiento de dispositivo. Imagen de autor.	56
3-15	Dispositivo diseñado, prototipo basado en sus modificaciones y resultado final.	57
3-16	Gráfica de calibración del dispositivo Peso (Kg)/Voltaje (V).	58
3-17	Herramienta para calcular regresión lineal.	59
3-18	Gráfica de ajuste lineal a partir de la herramienta <i>Basic Fitting</i> .	59
3-19	Gráfica de ajuste lineal a partir de las funciones <i>polyfit</i> y <i>polyval</i> .	60
3-20	Datos obtenidos por cada parametro (de 1 Kg a 15 Kg) con la ecuación (3-6).	60
3-21	Primer pantalla interfaz gráfica.	63
3-22	Segunda pantalla interfaz gráfica.	63
3-23	Pantalla interfaz gráfica para medición de Fuerza.	64
3-24	Segunda pantalla interfaz gráfica para medición de Fuerza.	64

3-25 Datos Paciente 1 brazo derecho.	65
3-26 Datos Paciente 2 brazo derecho.	66
3-27 Datos Paciente 4 brazo derecho.	66
3-28 Datos Paciente 3, medidas en brazo derecho e izquierdo.	67
4-1 Gráfica Función de Gauss para medición de 1 Kg.	77
4-2 Gráfica Función de Gauss para medición de 2 Kg.	77
4-3 Gráfica Función de Gauss para medición de 3 Kg.	78
4-4 Gráfica Función de Gauss para medición de 4 Kg.	78
4-5 Gráfica Función de Gauss para medición de 5 Kg.	79
4-6 Gráfica Función de Gauss para medición de 6 Kg.	79
4-7 Gráfica Función de Gauss para medición de 7 Kg.	80
4-8 Gráfica Función de Gauss para medición de 8 Kg.	80
4-9 Gráfica Función de Gauss para medición de 9 Kg.	81
4-10 Gráfica Función de Gauss para medición de 10 Kg.	81
4-11 Gráfica Función de Gauss para medición de 11 Kg.	82
4-12 Gráfica Función de Gauss para medición de 12 Kg.	82
4-13 Gráfica Función de Gauss para medición de 13 Kg.	83
4-14 Gráfica Función de Gauss para medición de 14 Kg.	83
4-15 Gráfica Función de Gauss para medición de 15 Kg.	84
4-16 Consentimiento Informado.	85

Lista de Tablas

3-1	Aspectos técnicos de dispositivos para medición de fuerza y para flexión de codo tomados de [67], [68] y [69].	40
3-2	Cuadro comparativo entre la celda de carga, el motor DC y la electromiografía.	42
3-3	Parámetros técnicos Celda de carga. Tomados de Datasheet 3134- MicroLoad-Cell (0-20kg), CZL635.	43
3-4	Parámetros técnicos Módulo HX711. Tomado de Datasheet de SparkFun Módulo HX711.	43
3-5	Datos antropométricos para miembro superior de población Colombiana en Percentiles. Tomados de [99].	45
3-6	Conexión entre la celda de carga y el módulo HX711	47
3-7	Conexión entre el módulo HX711 y el Arduino MEGA	48
3-8	Tabla del cálculo de error diseñada a partir de la gráfica y los valores obtenidos durante la calibración.	61
3-9	Fuerza Máxima durante las pruebas.	68
3-10	Torque realizado en el dispositivo a partir de la Fuerza Máxima.	68

1 Introducción

La actividad física y deportiva se ha convertido hoy en día en algo de gran impacto en la vida cotidiana del ser humano, por lo que el entrenamiento físico permite llevar un estado de vida mucho más saludable, reduciendo la condición a enfermedades cardiovasculares, además de que permite mejorar las condiciones sociales y permite brindar una mejora en la salud psicológica en aquel que realice este tipo de actividades a diario [1, 2, 3].

La falta de adaptación tecnológica en el país ha sido uno de los inconvenientes más grandes y más si se trata sobre tecnología en el área clínica, incluyendo tecnologías adaptadas en temas deportivos y de entrenamiento, lo que impide una mayor adaptabilidad e interés en la investigación respecta a este tipo de tecnologías [4]. Entre este tipo de tecnologías se encuentran dispositivos de rehabilitación, que en el campo médico permiten la mejora en la calidad de vida de las personas que tengan algún tipo de discapacidad o deficiencia, no solo buscando la mejora de esta, si no permitiendo la capacidad de entrenar y mejorar alguna condición del individuo. Algunos de estos dispositivos sirven para realizar terapias y/o cuantificar parámetros, permitiendo así al médico terapeuta poder trabajar en conjunto con estos dispositivos, en busca de la mejora y reducción de la lesión o discapacidad del paciente [5, 6, 7].

La importancia de la estimación de parámetros biomecánicos como lo son la fuerza, la elasticidad, la resistencia, entre otros; permite poder llevar un control y reconocimiento si existe una mejora o incremento de esta capacidad, que suele ser importante en casos de lesiones como bursitis, fracturas o tendinitis y enfermedades como ACV [8, 9], que impiden la capacidad de realizar actividades diarias, relacionadas con las ya mencionadas con anterioridad, esto facilita un control ante estos eventos y permitiendo visualizar por parte de médicos y terapeutas evaluar si existe una mejora para poder diseñar estrategias de terapias más efectivas, además de la importancia de cuantificar estos valores para planear rutinas personalizadas y llevar registros individualizados de las pacientes [10], para esto existen distintos dispositivos como lo son los isocinéticos que permiten realizar todo lo mencionado con anterioridad [11, 12].

Los transductores son considerados dispositivos que permiten convertir a partir de energía mecánica, eléctrica o hidráulica y responder a partir de esta energía, suministrando una energía de diferente naturaleza, por lo que se pueden comprender como actuadores que permiten trabajar a partir de la energía brindada [13]. En la ingeniería de rehabilitación estos

dispositivos permiten la capacidad de poder diseñar herramientas y dispositivos que permitan la identificación de lesiones o enfermedades para detectar una mejoría en el tratamiento, o realizar alguna mejora en el funcionamiento del individuo debido a sus lesiones [14, 15, 16], entre estos podemos encontrar sensores y actuadores, como las galgas extensiométricas.

Sabiendo que el grupo de Bioingeniería de la Facultad de Ingeniería Mecánica, Electrónica y Biomédica de la Universidad Antonio Nariño no cuenta con algún dispositivo capaz de realizar la estimación de parámetros de fuerza, el presente proyecto busca utilizar los conocimientos básicos para realizar el diseño de un dispositivo de rehabilitación biomecánica en miembro superior para estimación de la fuerza durante el movimiento de flexión.

Para el desarrollo del proyecto se buscaron diferentes modelos de dispositivos para la medición de fuerza en el campo de rehabilitación y biomecánica y a partir de ahí se empezó a investigar más a fondo sobre sus componentes para el diseño y construcción del dispositivo, de esta manera se toma la celda de carga como el transductor para realizar las mediciones de fuerza, con ayuda del microcontrolador Arduino ATMEGA 2560 y el software Matlab para la programación de la interfaz gráfica y la comunicación con la celda de carga, se realiza la calibración y el acondicionamiento con ayuda del módulo HX711 para obtener datos más precisos y poder determinar el margen de error que tiene el dispositivo, una vez completo el diseño completo se procede a realizar la validación del dispositivo con la toma de datos con unos sujetos de prueba (4 personas) y así determinar que el diseño del prototipo cumple con las funciones acordadas.

Se obtuvo el prototipo de un dispositivo que sea transportable, cómodo y permita la medición de fuerza, con una interfaz gráfica que permita un trabajo y fácil acceso a un usuario como médico fisioterapeuta o entrenador deportivo para su uso, dentro de los resultados se obtuvo una precisión alta permitiendo que el dispositivo sea funcional, además de que a partir de la validación se puede considerar que cumple con los requerimientos necesarios para su manejo.

1.1. Estado del Arte

Los dispositivos para cuantificar fuerza han existido desde hace mucho tiempo, empezando por Isaac Newton quien fue el inventor del dinamómetro, un dispositivo capaz de medir la fuerza o la deformación formada en el dispositivo a partir de la ley de Hooke, que han ido evolucionado con el pasar de los años y adaptándose a nuevas herramientas y aplicaciones [17]. Uno de los nuevos retos o aplicaciones que se ha ido implementando en el transcurso de los años han sido dispositivos capaces de cuantificar la fuerza generada por una persona, determinada por distintos factores y permitiendo el diseño de herramientas mejorando continuamente.

La fuerza como uno de los parámetros principales en el campo de biomecánico suele ser usado en distintas ramas que se despliegan de acá como punto de referencia, desde la ingeniería y la rehabilitación, a partir de estímulos de fuerza que permiten la creación de dispositivos que realizan actividades a partir de estos como robots capaces de realizar terapias de rehabilitación en el miembro superior [18] para controlar la fuerza y movimientos, hasta exoesqueletos que permiten ampliar la capacidad de fuerza ejercida [19, 20], en salud ocupacional al identificar cuales problemáticas puede traer un trabajo o actividad realizada en el campo laboral [21], en biomecánica permite identificar nuevos conceptos y herramientas que permitan comprender la funcionalidad y distintos riesgos que puede padecer una persona [22, 23] y en fisioterapia para poder determinar si existe alguna mejora en la capacidad de una persona y así poder realizar terapias que le permitan una mejora al paciente [24, 25].

Estos dispositivos de medición de fuerza han tenido un incremento en el diseño, construcción y validación de su funcionalidad, donde sus aplicaciones parten desde la biomecánica comenzando con equipos que permiten cuantificar los valores de fuerza de una persona [26, 27] y van avanzando hasta llegar a equipos sofisticados que permiten una mejora de alguna capacidad, lesión o enfermedad que padezca alguna persona [28], como equipos que permitan el control automático de robots y exoesqueletos brindando una mejora en la movilidad de la persona [29, 30], o equipos que permitan realizar algún tipo de terapia y así poder realizar una rehabilitación a esa persona dependiendo del tipo de deficiencia, lesión o enfermedad que padezca [31, 32]. Muchos de estos dispositivos pasan por pruebas de validación, que permiten identificar si su funcionamiento es el adecuado y cumple con parámetros estándares con los que debe cumplir [33].

Entre algunos de estos dispositivos se pueden encontrar diseños que abarcan áreas de la biomecánica deportiva, como lo son pedales para el cálculo de fuerza ejercido por un pie durante ciclismo [34], hasta guantes que permiten el cálculo de la fuerza durante la brazada durante nado libre [35], en el campo educativo se encuentran dispositivos como las plataformas piezoeléctricas que permiten una mejora en la identificación de la marcha [36], y más

comúnmente se encuentran dispositivos rehabilitadores, que a partir de la fuerza permiten ejercer una acción de terapia o mejora como lo son los modelos ortésicos rehabilitadores y exoesqueletos [37, 38, 39].

1.2. Planteamiento del problema

La fisioterapia es aquella rama de la salud que se encarga de conocer y dar solución a todos los problemas relacionados con lesiones físicas, permitiendo así el entrenamiento y terapia de las mismas, para mejorar y/o restaurar las capacidades físicas del individuo, además de ir de la mano con la biomecánica y la ingeniería de rehabilitación, que en conjunto permiten la creación de herramientas que faciliten a los profesionales realizar estas actividades [40, 41].

La población Colombiana en su mayoría es sedentaria, lo que al no realizar ninguna actividad física, incrementa las posibilidades de sufrir de alguna enfermedad crónica, en especial en los adultos mayores [42, 43, 44, 45], además de que el efecto de terapias de entrenamiento permiten una mejora en la calidad de vida en estos pacientes [46] lo que implica un costo alto para el estado y las entidades de salud [47].

Hoy en día existen diferentes herramientas tecnológicas que permiten la identificación de parámetros de fuerza para sesiones de entrenamiento y/o de rehabilitación, sin embargo el costo de estos dispositivos se considera alto (entre 2000 a 10000 USD), lo que impide el fácil acceso a estas máquinas para poder trabajar con ellas [48, 49, 50], al igual que por su tamaño impide la movilidad del dispositivo a algún lugar, impidiendo una fácil accesibilidad a él. Por lo tanto al diseñar un dispositivo como estos permitirá no solo realizar la identificación de la fuerza, sino también se podrá realizar sesiones de entrenamiento las cuales contribuyan a una mejora o rehabilitar algún tipo de lesión, debido a esto su accesibilidad como ya antes se dijo es mínima, dando la posibilidad de que se creen dispositivos de este tipo a un bajo costo y permitiendo mejor accesibilidad a este tipo de tecnologías.

Esto con el fin de que esta propuesta de investigación permitirá fortalecer y desarrollar una nueva línea de investigación en el programa de Ingeniería Biomédica en la Universidad Antonio Nariño y hacer un aprovechamiento eficiente y efectivo de los recursos con los que cuenta el programa.

¿Es posible construir y diseñar un dispositivo de bajo costo capaz de realizar la estimación de medidas de fuerza en miembro superior durante movimiento de flexión de codo?

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

Construir un prototipo que permita cuantificar la fuerza desarrollada en el complejo brazo-antebrazo durante movimientos de flexión.

1.3.2. Objetivos Específicos

1. Definir y seleccionar las características técnicas que debe tener un sistema de estimación de la fuerza para miembro superior
2. Diseñar un prototipo funcional que permita estimar los valores de fuerzas desarrollados en el complejo humero-radial/humero-cubital, durante un movimiento de flexión
3. Examinar la precisión en la adquisición de datos estimando la incertidumbre y los errores relativos de las mediciones
4. Establecer los protocolos de medición y la interfaz gráfica del sistema para la estimación y almacenamiento de los parámetros de interés.
5. Validar la medición de parámetros de fuerza en sujetos sanos.

2 Marco Teórico

En este capítulo se abordarán los conceptos fundamentales mencionados durante el transcurso del desarrollo del trabajo, lo que sustenta el proyecto, por lo que se abordan aspectos referentes a la biomecánica y anatomía del brazo y los conceptos relacionados a fuerza, además de entrar en contexto con los distintos dispositivos que existen para cuantificar fuerza.

2.1. Biomecánica

Sus comienzos se dan a partir de la Kinesiología, que aborda el estudio de la anatomía y las bases en mecánicas del movimiento humano, como en el deporte, la danza o actividades adaptadas, tratando de explicar los conocimientos sobre la estructura y función del sistema músculo esquelético del hombre [51]. La biomecánica es una disciplina que estudia los fenómenos cinemáticos y mecánicos de todo ser vivo, en la cual se desempeña en distintas áreas de aplicación como en la medicina, el deporte y la ergonomía, además de que a partir de las tecnologías y las ciencias biomédicas permita determinar patologías y resolver problemas que provocan condiciones físicas, aplicando estos conocimientos a la estructura y función del sistema de locomoción humana habitualmente [52, 53]. Generalmente se le relaciona con puntos de aplicación de fuerza, con relación a los puntos articulares y dirección a las fuerzas resultantes [54]. Además de ser un área de aplicación que no solo va enfocado en disciplinas como la biología, la medicina y la fisioterapia, si no en término de ergonomía como para crear herramientas adaptativas a las necesidades humanas en un puesto de trabajo, o en el caso de la ingeniería biomédica desde la concepción y desarrollo de herramientas que permitan identificar todas las características ya mencionadas, como el flujo de sangre o poder determinar la fuerza aplicada en ciertos músculos o articulaciones [55, 56].

2.1.1. Biomecánica del brazo

El brazo tiene un mecanismo que cuenta con 7 GDL (Grados de Libertad), asociados con 7 movimientos, cuenta con tres articulaciones en total, el hombro que puede realizar abducción-aducción, flexión-extensión y rotación interna-externa (3 GDL), el codo que puede realizar flexión-extensión y pronación-supinación (2 GDL) y la muñeca que puede realizar flexión-extensión y desviación (2 GDL) [57]. Los análisis cinemáticos permiten una identificación de la fuerza, velocidad aceleración [58, 59].

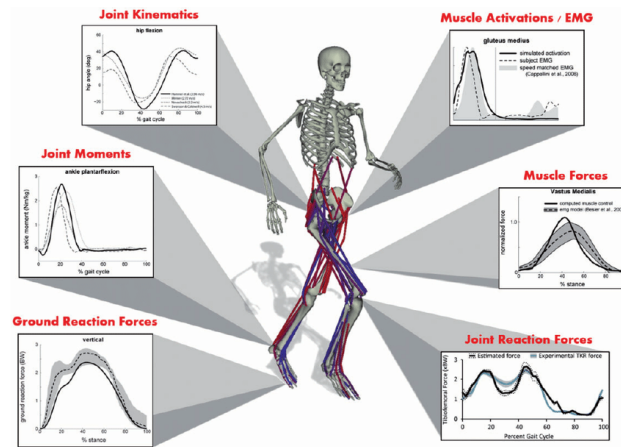


Figura 2-1: Análisis y modelamiento biomecánico del músculo esquelético. Tomado de [56].

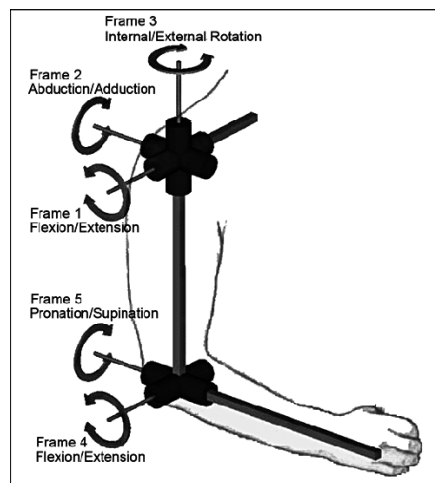


Figura 2-2: Activación contracción muscular. Tomado de [59].

2.2. Anatomía Musculo-Esquelética

El músculo esquelético está compuesto por las fibras musculares individuales, agrupándose entre 10 a 20 formando lo que se le conoce como fascículo. Los músculos están formados por un conjunto de fascículos, rodeado por una fina capa de tejido conjuntivo llamado epimisio. La respuesta de cada uno de los músculos variará en sus acciones dependiendo la demanda funcional, los componentes, el número de sarcómeros en serie y la composición, contenido y distribución del tejido conectivo y conjuntivo intramuscular, a partir de la adaptación a las funciones y propiedades que requieran [60, 61]. Existen diversas estructuras que permiten la funcionalidad del músculo esquelético y permitiendo la movilidad del cuerpo humano, entre estas estructuras encontramos las fibras musculares y las unidades motoras, a continuación se hablara sobre estas estructuras [62].

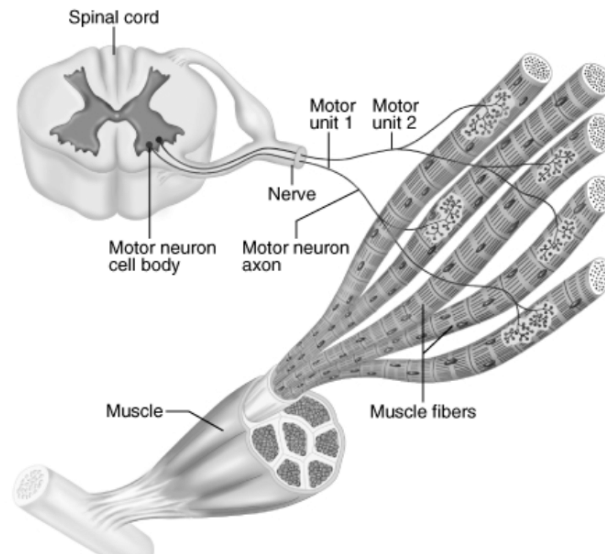


Figura 2-3: Estructuras relacionadas durante la contracción muscular. Tomado de [62].

2.2.1. Unidades motoras

Las motoneuronas son las encargadas de realizar la inervación a partir de los nervios motores del sistema nervioso somático, luego la fibra nerviosa luego de pasar por el músculo se divide en ramificaciones formando una motoneurona α y una fibra nerviosa motora, la estimulación de estas motoneuronas da lugar a una contracción de todas las fibras musculares inervadas por ella. La unión de la motoneurona y las fibras se denomina unidad motora. El tamaño de esta depende de la función del músculo [63, 64].

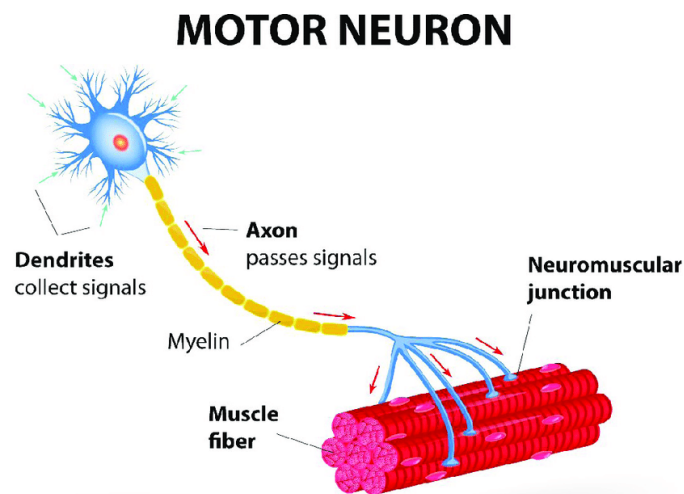


Figura 2-4: Unidades Motoras y su estructura, tomado de [64].

2.2.2. Fibras musculares

La fibra muscular es considerada la unidad biológica o funcional del músculo, siendo la unidad más pequeña del músculo esquelético, su forma se relaciona con la acción que deba realizar, debido a la actina y miosina son las proteínas contráctiles que pueden cumplir óptimamente la función o contracción deseada. Las fibras musculares se dividen en dos tipos:

- **Fibras tipo I:** También conocidas como fibras lentas o rojas o ST (slow-twitch), estas fibras se activan cuando se activan con movimientos lentos, además de su alta resistencia a la fatiga y poca velocidad de contracción (lentas).
- **Fibras tipo II:** También conocidas como fibras rápidas o blancas o FT (fast-twitch), estas pueden ser de dos tipos:
 - **Fibras tipo IIa:** Movimientos lentos y rápidos, desarrollo de fuerza media a alta, se fatigan con relativa rapidez.
 - **Fibras tipo IIb:** Gran obtención de energía anaeróbica, activación en movimientos de gran velocidad y gran desarrollo de fuerza, fatiga rápida y gran velocidad de contracción. Los músculos posturales o tónicos, son los encargados de mantener el cuerpo contra la gravedad (como los pectorales, los bíceps, los músculos dorsales, músculos lumbares iliacos, entre otros), tienen un predominio respecto a la cantidad de fibras de contracción lenta, y los músculos fásicos, responsables de la producción de fuerza muscular (como el trícep, glúteo medio y mayor, tibial anterior, oblicuo abdominal, trapecio, entre otros), están compuestos predominantemente por fibras de contracción rápida [60].

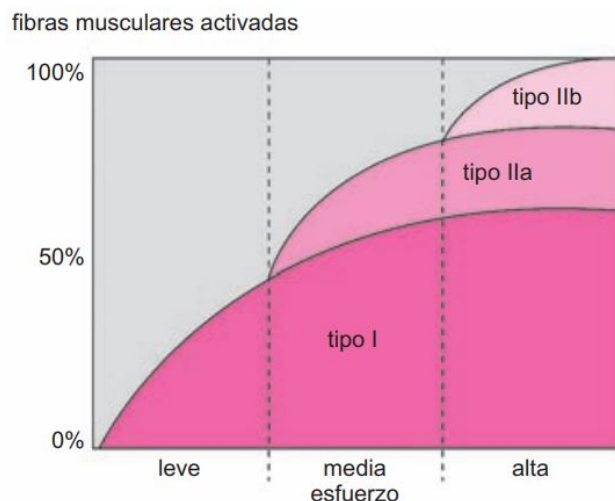


Figura 2-5: Reclutamiento de fibras musculares. Tomado de [56].

En los músculos fusiformes las fibras musculares son paralelas al eje longitudinal del músculo, lo que permite que se puedan acortar mucho, la capacidad para acortarse es proporcional a la longitud de la fibra y la máxima longitud a la que se puede acortar es del 50 %.

2.2.3. Contracción muscular

La contracción muscular consiste en el proceso que un músculo realiza una acción o movimiento en contra de una resistencia u oponerse ante una carga, este proceso comienza por estructuras que convierten la energía en ATP en movimiento hasta llegar a las fibras musculares [4].

El músculo está constituido por dos conjuntos de filamentos, los filamentos delgados contienen actina y los filamentos gruesos contienen miosina. La contracción muscular es producida cuando los dos conjuntos se deslizan entre ellos, de manera que acortan el sarcómero, está requiere ser controlada de manera efectiva al momento de producir fuerza para realizar movimientos programados, al haber estimulación a través de los nervios, esto causa la liberación de cationes de calcio del retículo sarcoplasmático, de manera que los cationes de calcio controlan la iniciación de contracción muscular, actuando sobre los filamentos delgados (actina) y/o los filamentos gruesos (miosina). La regulación ligada a miosina ocurre por el enlazamiento directo de cationes calcio a las cadenas ligeras de la miosina; o por la fosforilación. [65].

Teniendo en cuenta esto el músculo es una estructura contráctil, permitiendo al cuerpo humano realizar distintos movimientos, dado como resultado a que está ligado al movimiento del sistema fascial (tejido conjuntivo) [61, 66].

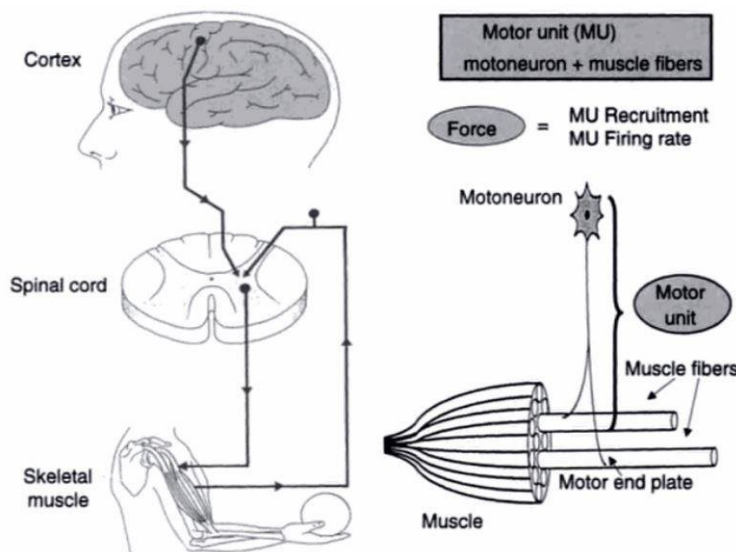


Figura 2-6: Activación contracción muscular. Tomado de [66].

2.3. Fuerza

La fuerza es la manifestación del aparato locomotor, conformado por distintos elementos fisiológicos mencionados con anterioridad, que se ven influenciados por diferentes factores como el entrenamiento, sección transversal del músculo, tipo de contracción muscular, tipo de fibras musculares, sexo, edad y estado de fatiga [67]. Además es uno de los factores de rendimiento más esenciales en las prácticas deportivas, así como en diferentes disciplinas que requieran de actividades motrices, siendo un factor primordial en la vida cotidiana de las personas, para su desarrollo y adaptabilidad en el campo que se encuentre y desee desempeñarse en el transcurso de su vida [68]. Existen dos conceptos relacionados con fuerza los cuales deben de diferenciarse que son:

- **Strength:** Se refiere a la producción de la fuerza, respecto a su causa u origen.
- **Force:** Hace referencia al resultado de la producción de fuerza, o manifestación de fuerza.

Asimismo es necesario destacar las distintas clasificaciones que pueden existir que pueden ser por:

2.4. Fuerza y tipo de contracción muscular

Esta fuerza está basada en los tipos de contracción muscular, que se dan gracias a la función de las fibras musculares, gracias a la función de las proteínas actina-miosina. Sin embargo la relación entre la tensión muscular que se genera y el tipo de resistencia, lo que determinará los distintos tipos de contracciones que pueden generar dos tipos de fuerza:

2.4.1. Fuerza estática

Es aquella que está dada por una contracción isométrica, generando un aumento de las fibras musculares pero sin ningún cambio de longitud, es decir que se produce una tensión estática debido a que el producto entre la fuerza y la distancia recorrida es nula. Es así que la fuerza externa e interna son iguales, siendo la resultante de ambas igual a cero.

2.4.2. Fuerza dinámica

Es aquella que está dada por una contracción isotónica, generando un aumento de las fibras musculares con un cambio de longitud, que puede ser por acortamiento o alargamiento de la longitud de la estructura muscular dando como resultado:

- **Fuerza dinámica concéntrica:** Se da cuando existe acortamiento de las fibras musculares, lo que supone que la fuerza muscular interna supera la fuerza externa.

- **Fuerza dinámica excéntrica:** Se da cuando existe alargamiento de las fibras musculares, lo que supone que la fuerza externa supera la fuerza muscular generada.

2.5. Fuerza en relación a movilización de resistencias

Este tipo de fuerzas hace referencia a la relación que existe entre las resistencias a vencer o la fuerza externa y la tensión muscular generada, lo que determinan distintos tipos de contracciones musculares y el movimiento de dichas resistencias ocasionando una relación entre carga y velocidad de ejecución de movimientos, dando lugar a otro tipo de clasificación más común y generales en el ámbito deportivo.

2.5.1. Fuerza máxima

Es la mayor expresión de fuerza neuromuscular que se puede presentar ante una resistencia dada. Puede ser estática cuando la resistencia máxima es insuperable y dinámica cuando si existe desplazamiento en la resistencia o fuerza externa. Es necesario recalcar que algunos autores llegan a clasificar la fuerza máxima dinámica como **fuerza máxima concéntrica** cuando la resistencia se desplaza una vez o ligeramente y **fuerza máxima excéntrica** cuando aquella fuerza desplaza la resistencia en sentido a la fuerza que realiza sujeto.

Es importante saber que la fuerza máxima depende de tres factores importantes como la sección transversal del músculo o hipertrofia, la coordinación intermuscular o la intervención en tiempo de los distintos músculos que participan en un esfuerzo o acción y la coordinación intramuscular o el grado de intervención coordinada de las diferentes unidades motoras de un grupo muscular, basado en la activación de unidades motoras y las fuentes energéticas para dichos movimientos.

Cuando la representación de fuerza no alcanza su máximo a esta se le conoce como **fuerza submáxima**, que incluso puede ser estática o dinámica y se representa de manera porcentual sobre la fuerza máxima. Además tiene una relación entre intensidad y duración del esfuerzo.

2.5.2. Fuerza explosiva

Es conocida como fuerza-velocidad se caracteriza por generar una alta velocidad de contracción ante una resistencia, de este modo la carga a sobrepasar determinará el valor de fuerza o velocidad del movimiento. El tipo de fibras musculares implicadas en la acción son las fibras musculares blancas, rápidas o tipo II, siendo de gran predominancia a diferencia de las fibras lentas o tipo I.

En la fuerza explosiva se establece una directa importancia a los elementos elásticos de las fibras musculares, permitiendo la aparición de otros tipos de fuerzas, siendo el ciclo de alargamiento-acortamiento un eje principal de acción. De aquí salen dos nuevos tipos de fuerza:

- **Fuerza explosivo-elástica:** Es aquella fuerza que almacena el músculo al momento de ser sometida a un estiramiento, transformando la energía en cinética.
- **Fuerza explosivo-elástico-reactiva:** Se produce una reducción en el ciclo de estiramiento y acortamiento, la acción que permite a los tejidos el reflejo de estiramiento, aumentando la siguiente contracción en términos de velocidad.

2.5.3. Fuerza resistencia

Consiste en la capacidad de soportar la fatiga al realizar esfuerzos musculares, que pueden ser tener una corta o larga duración, por lo tanto es una combinación entre la intensidad de carga y duración del esfuerzo.

Así mismo, la fuerza de resistencia de corta duración intenta superar la fatiga ante intensidades superiores al 80 % de una repetición máxima, las de media duración están situadas entre el 20 % y 40 % de una repetición máxima y las de larga duración manifiestan esfuerzos por debajo del 20 % de una repetición máxima.

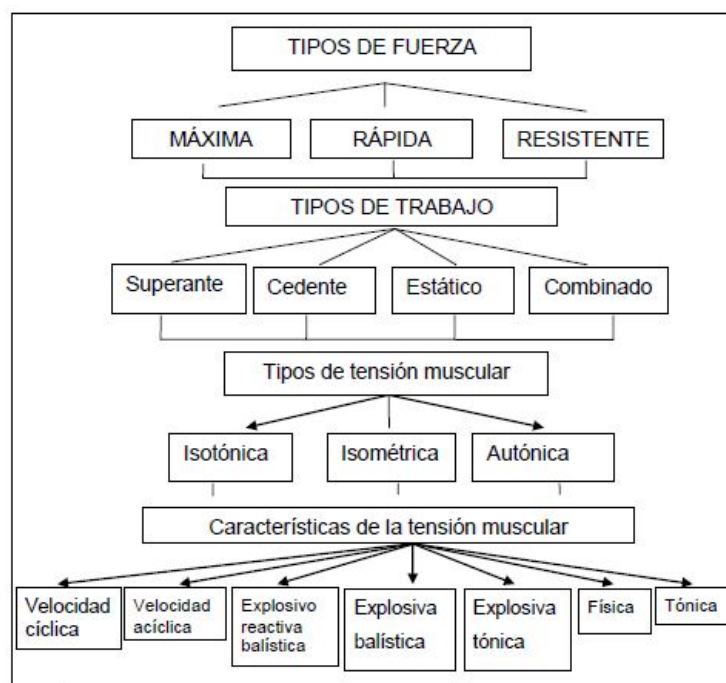


Figura 2-7: Tipos de fuerza. Tomado de [4].

2.5.4. Test de fuerza

Los test de fuerza son aquellos que se realizan adecuadamente para poder determinar los valores de fuerza, pero para esto se deben tener en consideración al momento de realizar la acción la clasificación de la fuerza, para esto es necesario tener en cuenta algunos aspectos como:

- El tipo de fuerza implicada y cómo se realizará la medición o que método se realizara para medir.
- Si durante la medición de la fuerza existe alguna resistencia variable o no y si existe algún desplazamiento o no.
- Las articulaciones y segmentos involucrados durante la ejecución de la acción o fuerza.
- Las características deportivas así como la demanda de fuerza implicada, para mayor eficacia y rendimiento.
- Tener en cuenta el diseño de programas de entrenamiento.

Es necesario tener en cuenta la diferencia entre test de laboratorio y test de campo, el cual difieren en que el test de laboratorio se lleva a cabo en un ambiente controlado, y en los test de campo es difícil controlar el ambiente (aspectos como humedad y temperatura), asimismo los instrumentos de medición no tienen la misma precisión que los de laboratorio.

2.6. Dispositivos biomecánica deportiva

Estas herramientas han contribuido en gran medida en el desarrollo de instrumentos que permiten la identificación de parámetros biomecánicos en el ámbito deportivo, contribuyendo a los deportistas de alto rendimiento en sus capacidades de entrenamiento, para una continua mejora, a partir de un *feedback* para su ejecución deportiva, además de contribuir a una disminución en patologías que afectan en los deportes y mejorando la calidad de vida de los deportistas [69, 70].

Las principales herramientas se clasifican en:

- Análisis cinemático del movimiento, generalmente las variables analizadas son aceleración, velocidad y desplazamiento.
- Análisis cinético del movimiento, las variables suelen ser fuerza, momento y presión generada por el cuerpo humano en un medio.

Entre estos se pueden encontrar:

- **CRONOSCOPIO:** Conocido usualmente como cronómetro, funciona para medir tiempo, entre estos encontramos:
 - Plataformas de contacto: Usualmente son empleadas para registrar el tiempo de vuelo y la altura alcanzada en un salto vertical, funcionan a partir de transductores piezoeléctricos.
 - Fococélulas: Mide el tiempo a partir de un infrarrojo.
- **ELECTROGONIOMETRÍA:** Los electrogoniómetros son transductores que se colocan sobre alguna articulación y permite conocer la posición angular.
- **ELECTROMIOGRAFÍA:** Es un proceso en el cual se analiza la actividad eléctrica efectuada en un músculo durante una contracción.
- **DINAMOGRAFÍA:** Es una técnica usual para medir la fuerza durante una acción determinada, obtiene información sobre las cargas, empezó a ser empleada en la biomecánica deportiva a partir de 1960. Entre estas herramientas destacan los transductores de deformación como las galgas extensiométricas, transductores extensométricos como las celdas de carga, dinamómetros y las plataformas de fuerza.

2.6.1. Máquina o modelo isocinético

Es una herramienta de ejercicio y medición que utiliza los principios de la isocinética, para obtener datos de la capacidad muscular [71, 72].



Figura 2-8: Maquinas isocinéticas. Tomada de [74].

Además de eso cuentan con las siguientes características:

- Funcionan muy bien a bajas velocidades
- No son capaces de reproducir a muy altas velocidades en movimientos articulares como en técnicas explosivas como golpes o lanzamientos
- Si se aplica mucha fuerza, ofrece gran resistencia
- Acomodan la resistencia (aumenta o disminuye) a una velocidad angular constante

Este aparato permite que el individuo contraiga los músculos con la mayor fuerza posible en todos los puntos del rango de movimiento, además de obtener información del incremento de la fuerza muscular y el rendimiento máximo de la persona, permitiendo una valoración cuantitativa y cualitativa de la función muscular [73, 74].

3 Metodología

En el presente capítulo son expuestas las fases llevadas a cabo en el desarrollo de este proyecto, es decir, del diseño y validación del dispositivo para medición de fuerza en miembro superior durante movimiento de flexión, estas son:

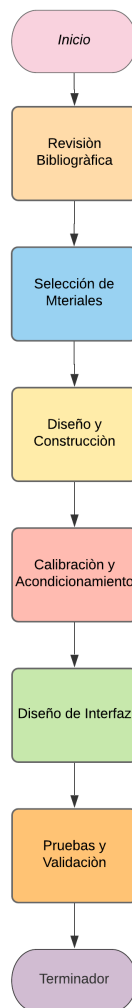


Figura 3-1: Esquema Metodología

Las cuales se amplían en los siguientes apartados.

3.1. Diseño de dispositivo isocinético

En esta sección se describe el proceso que se realizó para el diseño del dispositivo para medir fuerza. Lo primero que se tuvo en cuenta fue en base a qué diseños se iba a tener en cuenta para realizar la medición, por lo cual se optó de primera mano realizar una búsqueda previa sobre dispositivos para medición de fuerza, donde se encontró que para la medición de fuerzas existen distintos tipos de test, sin embargo en alguno de estos test se realizan pruebas con dispositivos electrónicos como máquinas isocinéticas o dinamómetros digitales los cuales permiten realizar distintos tipos de medición de fuerza [73].

Además de tener en cuenta que el dispositivo que se iba a realizar iba a ser para miembro superior y se va a trabajar respecto al movimiento de flexión de codo, por lo que existen varios músculos involucrados en esta acción que son: **bíceps braquial como el agonista, tríceps braquial o braquial anterior como el antagonista, el braquiorradial o supinador largo, el pronador redondo, palmar mayor y braquial como sinergista**, por lo cual se decidió por solo considerar el músculo agonista y antagonista de la flexión de codo que en este caso serían el **bíceps braquial y tríceps braquial**, en este caso para el complejo humero-radial/humero-cubital. A partir de la revisión bibliográfica se revisaron distintos modelos de dispositivos, para permitir tener una visión más apta de qué elementos serían necesarios para la construcción de este. Desde aquí se buscan los materiales electrónicos y las piezas para construcción que cumplan con los requerimientos biomecánicos básicos para el dispositivo en miembro superior:

3.1.1. Requerimientos y especificaciones técnicas

Lo primero a tener en cuenta es que requerimientos debe cumplir un dispositivo como este, por lo que a partir de la literatura se observó algunas características principales con las que cuentan en común estos dispositivos [75, 76, 77], como se muestra en la siguiente tabla:

Requerimientos Biomecánicos	Requerimientos de Dispositivos
Adaptabilidad al sujeto	Soporte de cargas pesadas
Rango de movimiento	Soportar la fuerza ejercida
Diseño ergonómico	Liviano
Posición del brazo	Portátil o transportable

Tabla 3-1: Aspectos técnicos de dispositivos para medición de fuerza y para flexión de codo tomados de [67], [68] y [69].

Además de cumplir con requerimientos como validez o fiabilidad [78]. Teniendo en cuenta algunos aspectos biomecánicos se pueden mencionar sobre estos:

- **Adaptabilidad al sujeto:** Es importante que pueda adaptarse a distintos sujetos, por lo que para esto se toma en cuenta aspectos de diseño como que sea ajustable, que pueda cambiar de brazo, o que siga una medida en común [76].
- **Posición:** Al realizar un movimiento de flexión se sabe que la amplitud de este movimiento varía entre $140 - 145^\circ$, pero para obtener un valor de fuerza más estable se recomienda que el movimiento se realice entre el brazo y el antebrazo a 90° de distancia [79], también la posición de la mano que puede afectar estos valores, por lo que se recomienda que la mano se encuentre en posición boca arriba [80].
- **Rango de movimiento:** Debe tener un rango de movimiento amplio donde permita verificar que si realiza dicho movimiento, teniendo en cuenta la posición que se va a adaptar el dispositivo este rango de movimiento estará entre $0 - 90^\circ$ [77].
- **Ergonomía:** Que sea cómodo para el usuario y permita realizar el movimiento sin perturbaciones que no sean naturales [77].

Considerando estas recomendaciones técnicas y específicas se procede a la selección de materiales y realizar bocetos del diseño, con el fin de consolidar la información y llevar a cabo la idea en concreto, en comparación a distintos diseños de ortesis para miembro superior y que permita el movimiento de flexión, como las ortesis flexo dinámicas [81, 82].

Además de esto también se encontró algunas especificaciones que pueden ser importantes al momento de seleccionar con qué herramientas se va a trabajar para el dispositivo [69]:

- El costo económico, ya que supone el acceso a estos mismos.
- El tiempo para entrenamiento y funcionamiento de estas herramientas, si es de alta complejidad su uso.
- La dificultad de instrumentar al sujeto que usará el dispositivo, de manera que interfiera negativamente a la ejecución del dispositivo.

3.1.2. Selección de materiales

Existen estudios donde se diseñan dispositivos para medir fuerza a partir de distintos sensores piezoeléctricos como las galgas extensiométricas [83, 84], lo que permite reconocer que existen equipos de medición de fuerza diseñados a partir de distintos sensores y transductores, entre estos se encuentran dispositivos que funcionan a partir de celdas de carga, ya sean de compresión, deformación elástica, inclusive el uso de dinamómetros isocinéticos, que a partir de celdas de carga se diseña un dispositivo que permite la medición como los dinamómetros [85, 86], también se encuentran dispositivos que funcionan a partir de motores DC, siendo este el más común en el mercado [87], su funcionamiento se da a partir de la cuantificación de la velocidad angular permitiendo al dispositivo realizar la conversión a partir de distintas

herramientas como lo pueden ser encoders para convertir estos datos en valores de fuerza, y la electromiografía a partir de señales musculares para el reconocimiento de la actividad eléctrica del músculo a partir de electrodos [69], siendo estos los que contienen más información muscular para realizar la medición y estimación de fuerza.

Dispositivo	Calibración y Acondicionamiento	Operabilidad	Costo	Datos
Celda de Carga	Sencilla	Sencilla	Bajo	Operables
Motor DC	Compleja	Sencilla	Bajo	Operables
Electromiografía	Compleja	Media	Alto	Operables complejos

Tabla 3-2: Cuadro comparativo entre la celda de carga, el motor DC y la electromiografía.

Teniendo en cuenta la tabla **3-2**, se puede determinar que en términos de costo los más económicos para trabajar son la celda de carga y el motor DC, para la calibración y el acondicionamiento entre la celda de carga es mucho más sencilla en comparación con los otros dos [88, 89] y en operabilidad el uso es más complejo para la electromiografía debido al ruido y los datos que se obtienen, además de que los datos de los tres de manera cruda permiten ser tratados de manera que permita una cuantificación de fuerza, ya sea en valores de % como lo es en el caso de la electromiografía, o en valores cuantificables como en velocidad o peso..

Tomando en cuenta su gran utilidad en el área de ingeniería de rehabilitación, se optó por seleccionar la celda de carga como transductor para realizar la medición de la celda de carga, además de sus especificaciones técnicas que hacen sencillo trabajar con estas, al igual que su acondicionamiento y calibración permitiendo mayor facilidad de manejo, es importante recalcar que igualmente existen diferentes dispositivos que ya se han usado con este, permitiendo hacerse una idea de cómo trabajar con él y cómo realizar el diseño del mismo [90, 86].

Celda de Carga

Las celdas de carga cuentan con un máximo valor de esfuerzo que pueden ser capaces de soportar, debido a que no hay información concreta sobre el peso máximo que puede alzar un brazo al realizar un movimiento de flexión de codo, se observa que en distintos estudios hacen referencia a los valores de fuerza para el Bíceps oscila entre $75N$, con una fuerza resistiva de $20N$, soportando una fuerza máxima de $150N$, por sección muscular, además el bíceps y el tríceps braquial al ser músculos fusiformes en relación de la fuerza máxima que un músculo puede desarrollar con el corte transversal, se obtiene casi para todos el mismo valor aproximado de $80 - 100N/cm^2$ [91, 63] y torque un equipo que soporta $18N * m$ para un peso de $1Kg$ [92]. Por lo que se optó por trabajar con una celda de carga de $20Kg$ la cual

sea capaz de soportar la fuerza realizada por los sujetos de prueba, sin que esta se deforme. En el Datasheet se encuentra una fórmula con la cual permite realizar el cálculo de fuerza de manera analógica como se visualiza en la ecuación (3-1).

$$Fuerza = A \times Medida(mV/V) + B(Offset) \quad (3-1)$$

Tabla 3-3: Parámetros técnicos Celda de carga. Tomados de Datasheet 3134- MicroLoadCell (0-20kg), CZL635.

Celda de Carga 20 Kg	
Capacidad	20Kg
Material	Aleación de aluminio
Tipo de celda de carga	Galga extensiométrica
Precisión	0.05 %
Salida Nominal	$1.0 \pm 0,15mV/V$
Voltaje de alimentación	5V
Salida Zero	$\pm 0.1mV$
Rango de temperatura	$20 \sim 50^{\circ}C$

Tabla 3-4: Parámetros técnicos Módulo HX711. Tomado de Datasheet de SparkFun Modulo HX711.

Especificaciones técnicas Modulo HX711	
Voltaje de Operación	5V
Consumo de corriente	$< 10mA$
Resolución de conversión A/D	24bits
Frecuencia de lectura	80Hz
Voltaje de entrada diferencial	$\pm 40mV$
PGA integrado de ganancia programable	32, 64y128
Dimensiones	30mm * 21mm * 10mm

Módulo HX711

Por lo cual para el acondicionamiento de la celda de carga se decidió por comprar un módulo HX711, que consiste en un transmisor entre la celda de carga y un microcontrolador que permitirá adquirir la información, que teniendo en cuenta conocimientos previos se eligió como tarjeta de adquisición de datos el microcontrolador Arduino ATMEGA2560, además de permitir un gran manejo y facilidad con Matlab [93, 94]. Es importante recalcar que el módulo HX711 posee internamente un conversor Analógico/Digital de 24 bits de precisión, se encarga de la lectura del puente de Wheatstone formado por la celda de carga para realizar

la amplificación. Se comunica con el microcontrolador por medio de un protocolo de tipo serial mediante 2 pines (Clock y Data), permitiendo que su uso sea aún más sencillo en comparación a otro tipo de circuitos de acondicionamiento, gracias a su fácil adaptación con la celda de carga.

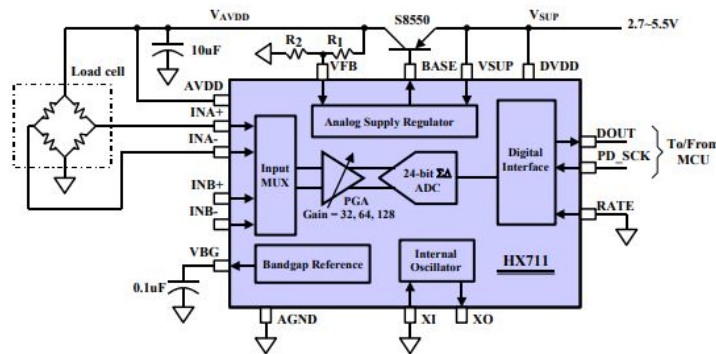
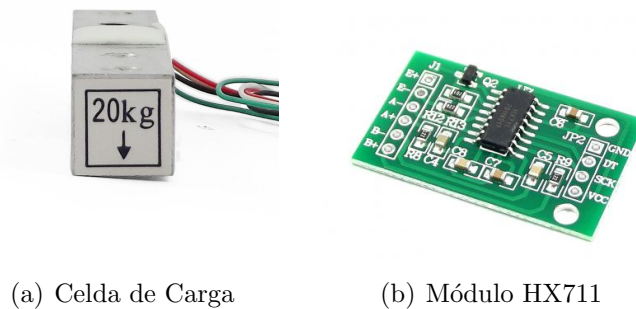
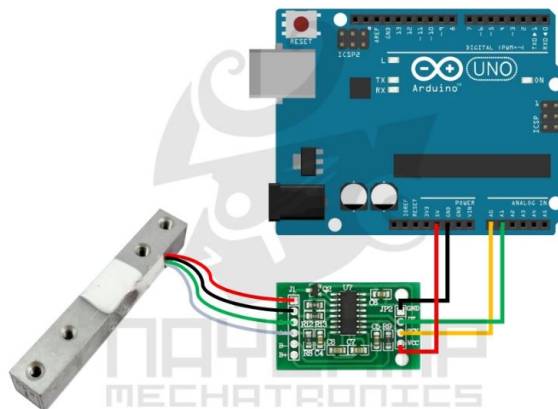


Figura 3-2: Módulo HX711 esquema electrónico. Tomado de Datasheet de SparkFun.



(a) Celda de Carga

(b) Módulo HX711



(c) Conexión Módulo HX711 y Celda de Carga

Figura 3-3: Materiales Electrónicos Seleccionados

3.1.3. Construcción Mecánica

Una vez definidos los materiales con los que se trabajara se opta por comenzar a realizar el diseño del dispositivo, para lo cual se tuvieron en cuenta muchos modelos empleados en distintos estudios como órtesis para codo o miembro superior [95, 96, 92, 73, 97, 98]. Al momento de realizar el diseño del dispositivo se tuvo en cuenta el uso de materiales óptimos como barras de metal y tubo de PVC. Comenzando se optó para la base del brazo diseñar el modelo de una órtesis, por lo que fue necesario tener en cuenta aspectos antropométricos, para determinar las medidas adecuadas que permitan que el dispositivo sea adaptable y tenga una mayor utilidad en la población de estudio como se ve en la Figura 3-4 y la Tabla 3-5 [96, 99, 95].

Modelo Ortésico

Una vez consultado los datos antropométricos se realiza el diseño de un modelo ortésico para movimiento flexor del codo con tubo de PVC teniendo en cuenta los valores consignados en la Tabla 3-5, esto permite que cumpla con las especificaciones biomecánicas ya mencionadas anteriormente como el rango de movimiento y adaptabilidad. Para esto se optó por cortar por la mitad dos piezas de PVC con un diámetro aproximado de 11 cm, una de las piezas se unió directamente con un codo de PVC del mismo diámetro, también cortado por la mitad, la pieza que vendría a ser para el antebrazo está unida por dos tornillos, permitiendo así la movilidad del brazo para realizar la flexión de codo. Al dispositivo se realizan modificaciones que permitan un diseño ergonómico más apto como el ajuste para el miembro superior con correas de velcro y cortes en la parte axilar para acomodación de cualquier brazo, para no limitar el estudio para diestros o zurdos permitiendo una mayor accesibilidad al dispositivo.

Tabla 3-5: Datos antropométricos para miembro superior de población Colombiana en Percentiles. Tomados de [99].

Antropometría	Mujeres (cm)		Hombres (cm)	
	P5	P95	P5	P95
Estatura	146.7	166.2	158	179.3
Largo alcance anterior asimiento	61.0	71.6	66.1	77.2
Longitud palma de la mano	8.4	10.1	9.3	11.3
Longitud mano	15.4	18.1	16.8	20
Longitud hombro - codo	20.9	35	23	37.1
Longitud codo - mano	27.7	42.9	29.8	45
Perímetro brazo flexionado	23.5	33.8	27	35.6
Perímetro antebrazo	20.9	26.9	24	29.9
Ancho de codo	5.5	6.7	6.2	7.4

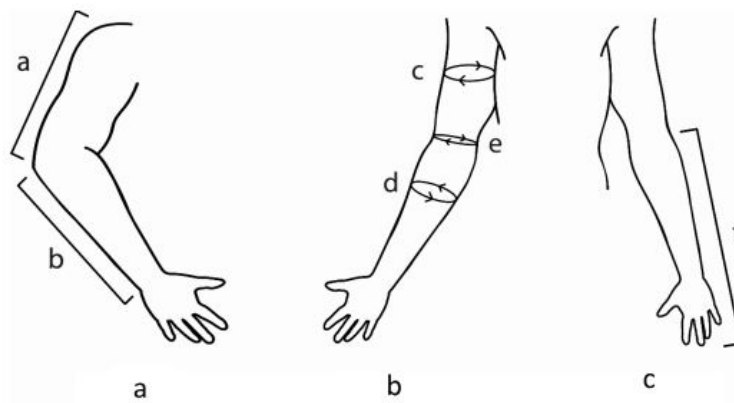


Figura 3-4: Medidas antropométricas de miembro superior [96].

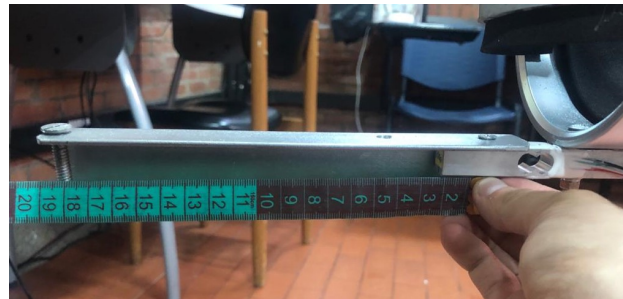


Figura 3-5: Diseño terminado Modelo isocinetico. Imagen de autor.

Abajo de la órtesis se encuentra un tipo de palanca con una platina de metal que permitirá la flexión de la celda de carga y realizar un esfuerzo en ella para poder deformarla, permitiendo que exista un diferencial de voltaje en la celda y transmitiendo esos valores al microcontrolador. Debido a las propiedades mecánicas de la celda de carga su movimiento impedirá realizar el movimiento de flexión por completo, sin embargo como el test busca medir la fuerza resistiva, este dispositivo es adecuado para medir este tipo de fuerza que va en contra de una resistencia o esfuerzo mayor al generado por el sujeto de prueba.



(a) Medida tomada con celular



(b) Medida de palanca

Figura 3-6: Distancia entre la celda y el punto de incerción con la ortesis. Imagen de autor.

Base

Para la base capaz se buscaba que fuera capaz de soportar el prototipo, además de soportar cargas grandes como las pesas patrón con las que se trabajarán más adelante, además de que fuera fácil de transportar para que fuera más accesible a cualquier paciente, a diferencia de otros dispositivos, por lo cual se optó por el uso de una base en forma de trípode hecha con aluminio, la cual permitiría que fuera liviano para ser transportable, pero gracias a sus patas permite un gran soporte consistente.

Por último se realizan las conexiones necesarias entre la celda, el módulo y el microcontrolador como se observa en las Tablas 3-6 y 3-7, para esto se sueldan Jumpers con la celda de carga, así permitiendo un mayor alcance entre la celda y el microcontrolador y se aislé del sujeto de prueba. Además se realizan las modificaciones necesarias para que tenga un soporte rígido y en cuanto a estética.

Tabla 3-6: Conexión entre la celda de carga y el módulo HX711

Celda De Carga	Módulo HX711
Cable Rojo	Pin E+
Cable Negro	Pin E-
Cable Verde	Pin A-
Cable Blanco	Pin A+

Tabla 3-7: Conexión entre el módulo HX711 y el Arduino MEGA

Módulo HX711	Arduino MEGA
Pin GND	Pin GND
Pin DT	Pin A1
Pin SCK	Pin A0
Pin VCC	Pin 5V

**Figura 3-7:** Diseño completo terminado Modelo isocinetico. Imagen de autor.

3.2. Programación

Para la adquisición de datos y los programas para calibración y medición se realizó a partir de códigos libres encontrados en la GitHub en el lenguaje de programación de Matlab, gracias a su fácil comunicación entre Matlab y Arduino, por lo que fue necesario realizar la descarga e instalación de librerías especiales de Arduino y Matlab para el manejo del módulo HX711 que cuenta con funciones específicas.

En la GitHub se encuentra toda la información correspondiente para hacer uso y manejo de la librería, los pasos a seguir para su instalación fueron:

1. Descargar la librería correspondiente de Matlab y Arduino para la interconexión entre el microcontrolador y el software MATLAB Support Package Arduino Hardware.
2. Descargar la librería que se va a utilizar del Módulo HX711, esta librería la escogerá dependiendo la función y el Arduino con el que disponga, en este caso como se va a trabajar con el Arduino Mega2560, se puede descargar la librería 'basic_HX711' o la 'advanced_HX711', en este caso se utilizó la básica debido a que su funcionalidad nos permitirá trabajar con las funciones necesarias.
3. Luego de tener todas las librerías instaladas es necesario tomar el .zip que se descargó con la librería y descomprimirlo en la carpeta de trabajo en Matlab.
4. Se utilizó el comando en el Command Window de MATLAB: 'sepath('Carpeta de trabajo de Matlab, comunmente $C : /Users/Documents/MATLAB$ '), al momento de realizar el comando utilizar listArduinoLibraries, para confirmar que si se encuentra la librería instalada.

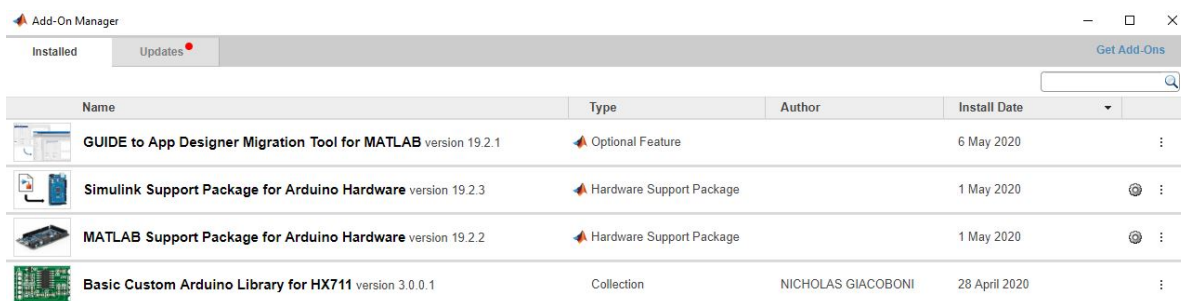


Figura 3-8: Librerías Instaladas de Arduino y Módulo HX711. Imagen de autor.

Una vez instalada la librería, es importante seguir las recomendaciones que están en el manual de usuario de la librería, aquí van a explicar paso a paso cómo realizar la calibración y crear las funciones adecuadas o trabajas con las que ya están diseñadas en la interfaz. Para comenzar el programa y que funcione se trabajó con los siguientes objetos con los que cuenta la librería de Matlab como se muestra a continuación.

- 'arduinsetup', con este comando se realizó la configuración inicial para que trabaje el objeto de arduino con la librería del módulo HX711.
- 'a=arduino('COM7','Mega2560')', con este comando se creó el objeto de arduino y se le específico con que puerto y tipo de tarjeta de Arduino se trabajaría.

- 'LoadCell=addon(a,'basicHX711/basic_HX711','D2','D3')', en este comando se creó el objeto de arduino con la librería, además se configuraron los dos puertos de entrada al Arduino, siendo D2 el puerto de datos o DT y siendo D3 el puerto de reloj SCK.
- 'read_HX711(LoadCell)', este comando permitirá realizar la lectura en crudo del módulo con la celda.

Durante la programación solo se tomarán en cuenta tres cifras significativas al momento de realizar la adquisición de datos.

```
a=arduino('COM7','Mega2560')
%listArduinoLibraries
LoadCell=addon(a,'basicHX711/basic_HX711',{'D2','D3',})
```

Figura 3-9: Llamado de funciones y objetos de Arduino y Módulo HX711. Imagen de autor.

3.3. Acondicionamiento y Calibración

Una vez diseñado y construido el dispositivo isocinético es importante realizar el acondicionamiento de la celda de carga, para que exista un valor de ganancia y digitalización de los datos obtenidos para luego poder ser tratados por el software Matlab.

Es importante para la calibración de este equipo, en sí de la celda de carga, tener en cuenta las unidades físicas que se medirán con este dispositivo y el peso máximo que soporta la celda de carga, para esto se tuvo en cuenta la realización de un programa el cual permite la recolección de los datos que serían: **peso conocido, voltaje, fuerza y torque** [100, 101, 102]. Sin embargo antes de realizar la calibración del dispositivo era necesario realizar el acondicionamiento de la celda de carga y para esto se utilizó un módulo HX711, que consiste en un transmisor entre la celda de carga y un microcontrolador, que en este caso sería el Arduino ATMEGA 2560. Por lo que el módulo HX711 cuenta con 3 tipos de ganancias, configuradas por dos canales, en el canal A tiene ganancia de 128 y 64, mientras que el canal B tiene una ganancia de 32, sin embargo la librería de Arduino permite configurar qué ganancia se desea trabajar al momento de construir el objeto de Arduino, predeterminada su ganancia es de 128. Para este paso es importante llevar a cabo tener valores de referencia para ser calculados y así el dispositivo funcione de manera adecuada. Para esto se llevaron a cabo los siguientes pasos:

1. Se llamó el objeto de calibración 'cal=calibration(cantidad_muestras,peso_conocido)'.
2. Luego se realizó el taraje, que hace referencia a la medición de la celda de carga sin ningún peso, siendo la medida de referencia con la función 'cal.tare_weight=tare(objeto_de_calibracion,objeto_celda)'.

3. Luego se realizó la medición del factor de escala que para esto usa la ecuación, donde P = Resultado de lectura, P_t =Peso conocido y T =Tara, este factor de escala se halló poniendo el peso conocido que se quiso medir, con la función ‘cal.scale_factor=scale(cal,LoadCell)’.
4. Una vez obtenido el valor de escala, se puede verificar una lectura con la función ‘weight=get_weight(cal,LoadCell)’, como en la ecuación.
5. Por último existen dos funciones que permitirán el cálculo del promedio y la desviación estándar del peso conocido, ‘[Average Std.Dev]=stat(cal,LoadCell,Muestras)’ y ‘plot_data(cal,LoadCell,Muestras,Peso_Conocido)’ para sacar la función de Gauss.
6. Se repitió el proceso para cada peso conocido de 1kg hasta 15 kg.

```

%Calibración
cal=calibration(70,3000)
cal.tare_weight=tare(cal,LoadCell)% Tara sin peso
cal.scale_factor=scale(cal,LoadCell)% Factor de escala
weight=get_weight(cal,LoadCell,10)
[Average Std_Dsv]=stat(cal,LoadCell,100)
plot_data(cal,LoadCell,100,1000)

```

Figura 3-10: Objetos de lectura para calibración de 1 Kg. Imagen de autor.

$$f_{escala} = \frac{P - T}{P_t} \quad (3-2)$$

$$W = \frac{P - T}{f_{escala}} \quad (3-3)$$

Para la calibración se requieren de pesas patrón, a partir del código funcional diseñado como se puede ver en la figura 3-12, para obtener el valor de escala ya mencionado en la ecuación (3-2).

Después de haber tomado todos los datos, con la función read_HX711(LoadCell), se realiza la conversión de los datos, teniendo en cuenta la tabla 3-4, en la cual nos especifica que el módulo HX711 tiene 24 bits de resolución, para realizar la conversión de datos como se muestra en la ecuación (3-4).

$$Voltaje = \frac{read}{(2^{24})} * \times 5V = \frac{read}{16777216} * \times 5V \quad (3-4)$$

```
--  
% voltaje=[0 0 0 0 0 0 0 0 0 0];  
for i=1:1:101  
    read(i)=read_HX711(LoadCell);  
    voltaje(i)=read(i)/16777216*5; %conversor de 24 bits = 2^24  
    i=i+1;  
end  
%
```

Figura 3-11: Conversión de Datos en Voltaje. Imagen de autor.



Figura 3-12: Calibración de celda de carga con pesas patrón. Imagen de autor.

3.3.1. Metrología

Para este proceso de calibración es importante tener en cuenta ciertos aspectos que deben tenerse en cuenta al momento de realizar la calibración. En el datasheet de la celda se puede encontrar que trabaja con una precisión del 0.05%. Una vez obtenidos todos los resultados se procede a realizar el cálculo de la desviación estándar, el error relativo y el error absoluto, para así poder determinar los valores de precisión y exactitud del dispositivo [103].

Pesas patrón

Las pesas patrón son aquellas que con las que se realizó la calibración, para esto se utilizaron pesas de 1 Kg hasta llegar a los 15 Kg, que fue el peso indicado para el dispositivo, estas pesas deben cumplir con ciertos requerimientos necesarios como su material, para que sus

valores sean los correctos porque estas van a ser las que nos permitirán comparar los valores relacionados con el dispositivo que se construyó [104]. Por lo que para cada una de las pesas patrón se confirmó que cumpliera con el valor correcto, con ayuda de una balanza en estado de calibración. También es importante reconocer que al no realizar una adecuada ubicación de las pesas patrón podría variar e inferir entre los valores obtenidos durante esta etapa, por lo que la platina tiene una abertura en la cual se ponían las pesas patrón, siendo este mismo donde iba conectado al modelo ortésico, como se observa en la Figura 3-12.

Repetitividad

De esto depende que los resultados sean congruentes y el dispositivo sea fiable. Para esto es necesario realiza las lecturas de varias muestras para poder determinar rangos de exactitud y precisión. Gracias al objeto de calibración se realizó la lectura de 100 muestras por cada una de las pesas patrón relacionado. Este valor de respetabilidad suele ser representado con la función de Gauss [105]. Además de eso es pertinente repetir la calibración durante varios días o realizar varias repeticiones durante el mismo día, sin embargo se realizó la repetición durante 3 días en los cuales se esperó que cumpliera con parámetros similares ambientales, con una temperatura promedio de 18°.

Aspectos ambientales

Según las especificaciones técnicas de la celda de carga se sabe que su margen de trabajo está entre -20 a $55^{\circ}C$, lo que teniendo en cuenta la temperatura en Bogotá suele variar, lo que puede afectar la calibración al momento de ser realizada, sin embargo se encontró un rango de temperatura entre 9 a $19^{\circ}C$.

3.4. Interfaz Gráfica

Para el diseño de la interfaz gráfica se utilizó el comando `guide` de matlab, en el cual a partir de distintas funciones para llamado, botones, poner imágenes, todo esto se realizó teniendo en cuenta las especificaciones que debe cumplir una interfaz gráfica para que sea llamativa y su manejo sea sencillo [106, 107], en esta misma se puede identificar las especificaciones del Dispositivo, así mismo indica paso a paso para poder realizar las mediciones, poder visualizar la curva de calibración y poder realizarla nuevamente si se desea, entre otras opciones que se implementaron.

3.5. Pruebas y Validación

Una vez completa toda la fase de diseño y con el montaje completo, se procede a la validación de este dispositivo, En esta fase se busca poder determinar si el dispositivo es apto y cumple

con las características requeridas anteriormente, por lo cual para este apartado se realizan las mediciones de fuerza con 4 sujetos de prueba, se le realizarán sesiones con 3 mediciones por sujeto en las cuales se identificara que las mediciones coinciden por sujeto. Para esto se utilizaron los códigos funcionales y se verificó que los datos son lógicos respecto a lo consultado en la literatura. Además de calcular el índice de error que tienen las mediciones durante cada prueba y cuál será el valor máximo a obtener entre sujetos como se puede ver en la figura **3-13**.



Figura 3-13: Pruebas de aceptación y funcionamiento del dispositivo

Se diseñó el diagrama de flujo en el cual se explica cómo se realiza todo el proceso de manejo y medición de fuerza para el usuario como se observa en la figura **3-14**.

3.5.1. Aspectos Éticos

Para realizar las pruebas con los sujetos de prueba es importante seguir la declaración de Helsinki, en las cuales nos indica todos los procesos éticos a nivel clínico investigativo que se deben de seguir al momento de realizar pruebas con humanos. Este al no ser un dispositivo de alto riesgo y que no implica alguna intervención invasiva, no cuenta con un riesgo grande, ni con un grupo vulnerable, además de que busca promover la salud, se diseñó un consentimiento informado para cada uno de los sujetos en el cual se le indicaba todo el procedimiento a seguir durante las pruebas, además del acta de confidencialidad que habría al momento de

aceptar ser parte de este proyecto como se puede ver en el Anexo **4-16** [108].

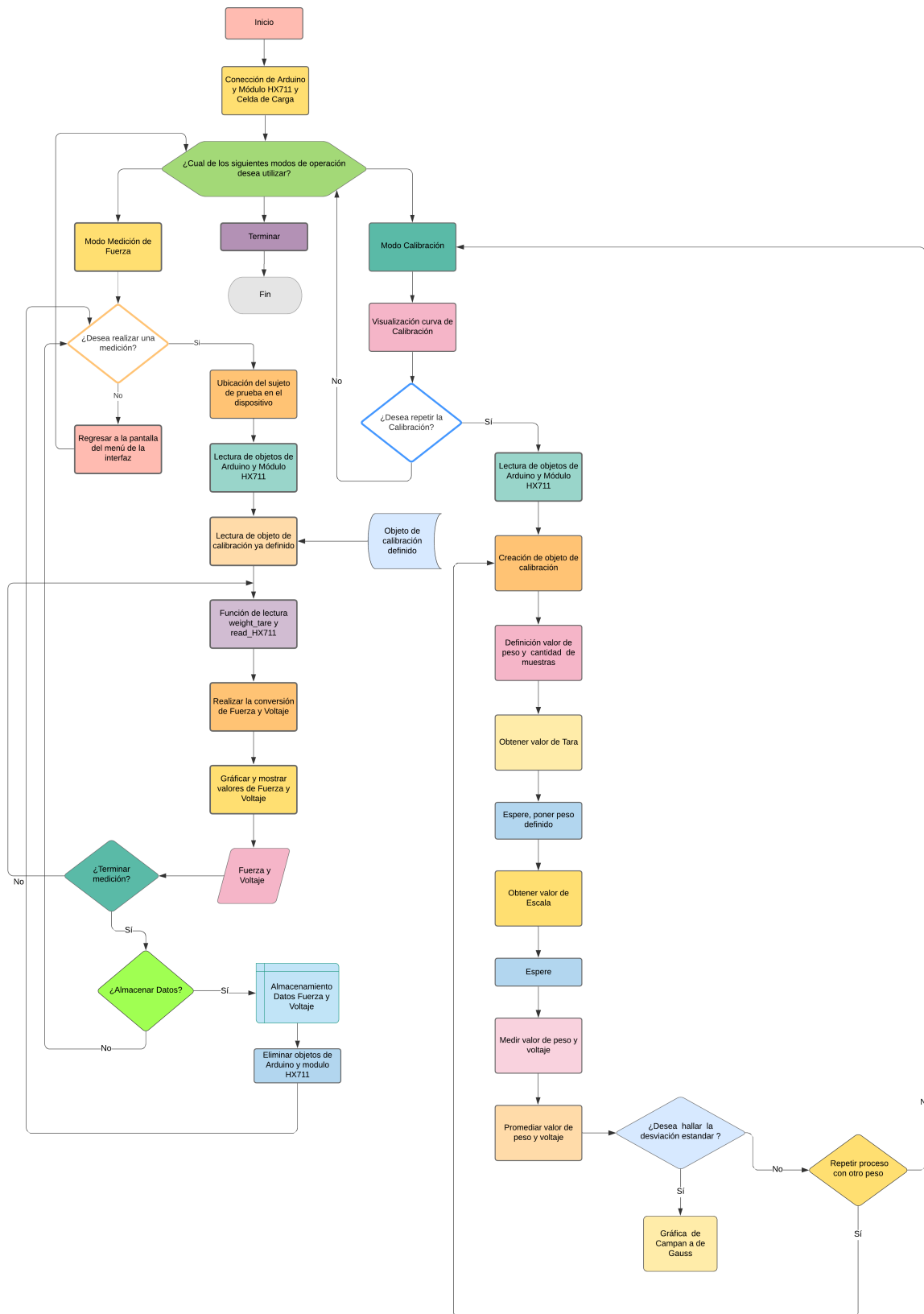


Figura 3-14: Diagrama de flujo Protocolo funcionamiento de dispositivo. Imagen de autor.

chapterResultados y Discusión

En este capítulo se exponen los resultados obtenidos mediante cálculos y gráficas que se obtuvieron en la etapa de calibración, además de los resultados obtenidos durante el diseño de la interfaz y de los datos de validación el dispositivo. Al realizar la adquisición de datos se observó que el dispositivo cumplía con las especificaciones requeridas y es capaz de realizar la estimación de fuerza en el miembro superior.

3.6. Verificación diseño de dispositivo

Una vez construido el primer diseño del dispositivo se tuvieron en cuenta varias consideraciones, debido a que al ser transportable y contar con una base en forma de trípode, hacia al dispositivo algo inestable al momento de realizar la calibración, capaz que no era lo suficiente fuerte como para soportar cargas tan fuertes, por lo que se optó por hacer mejoras y se le insertaron dos tornillos más permitiendo que el agarre entre la palanca y la ortesis fuera más estable, además de reforzar las bases de las patas y e introducir una barra de acero dentro de la estructura para permitirle mayor resistencia.



(a) Prototipo inicial

(b) Dispositivo diseño final

Figura 3-15: Dispositivo diseñado, prototipo basado en sus modificaciones y resultado final.

3.7. Análisis de precisión y calibración del dispositivo

Con el dispositivo ya diseñado se realizó la fase de calibración, teniendo las librerías descargadas y usando los comando que tiene la librería para realizar la calibración paso a paso, se obtuvieron los valores de calibración para cada peso, para esto se tomaron las muestras

de 100 datos y se calculó el promedio y la desviación estándar, además de obtener gráfica de la función de Gauss, para así poder determinar la precisión del dispositivo y así tener la distribución normal. Además al momento de obtener el valor de calibración y su promedio, se realizó el mismo procedimiento para obtener el valor de voltaje que arrojaba la lectura del módulo con la misma cantidad de muestras, para poder determinar su gráfica como se muestra en la figura **3-16**, todos estos comandos fueron desarrollados en el entorno de Matlab.

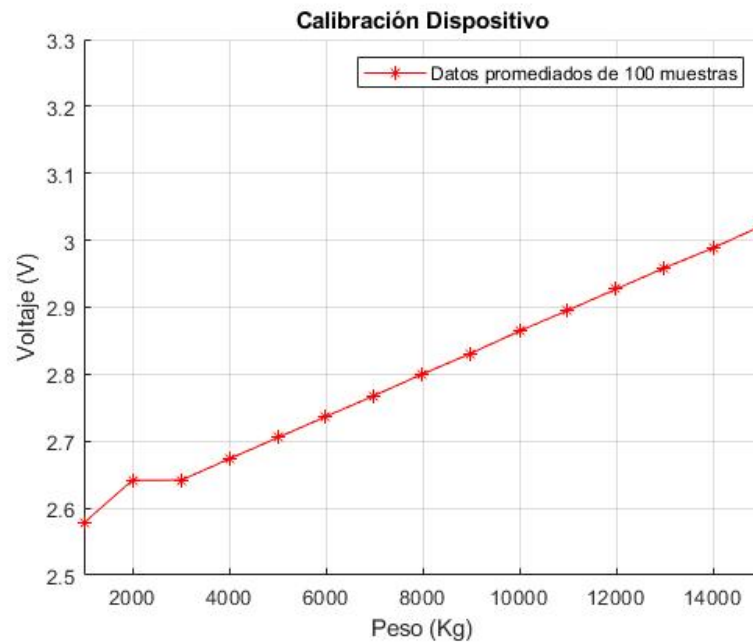


Figura 3-16: Gráfica de calibración del dispositivo Peso (Kg)/Voltaje (V).

Se puede observar que la gráfica es casi completamente lineal, sin embargo existe un pequeño desfase en las primeras mediciones, esto puede ser debido por dos cosas: La primera por la posición de los pesos, que por algún error y no colocar el peso en el punto indicado, puede causar una variación en el dispositivo, además la cantidad de muestras, debido a que en las últimas tomas fue necesario realizar una mayor lectura de muestras para que la precisión fuera mayor.

Luego de obtener la gráfica de calibración se procede a realizar el ajuste lineal para poder determinar la ecuación de la curva de calibración del dispositivo, como se puede ver en la siguiente imagen. Para esto existen dos métodos para realizar el ajuste lineal:

1. Graficando la curva de calibración y en Tools seleccionar la opción Basic Fitting, en la cual se puede realizar el ajuste y seleccionar su configuración y mostrarnos valores como la ecuación de la gráfica y seleccionar puntos específicos de la gráfica y determinar su valores de medida en la función, permitiendo así más fácilmente realizar el cálculo del error absoluto como se ve en la imagen **3-19**.

- Con la función *polyfit* para realizar la regresión lineal para calcular la función de la gráfica de calibración con los datos ya obtenidos, y la función *polyval* para definir una nueva función con el ajuste y poder graficarla como se ve en la imagen **3-19**.

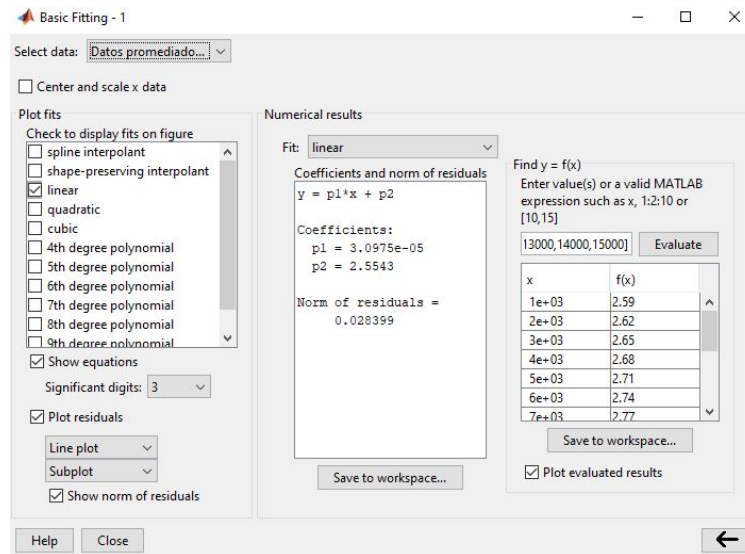


Figura 3-17: Herramienta para calcular regresión lineal.

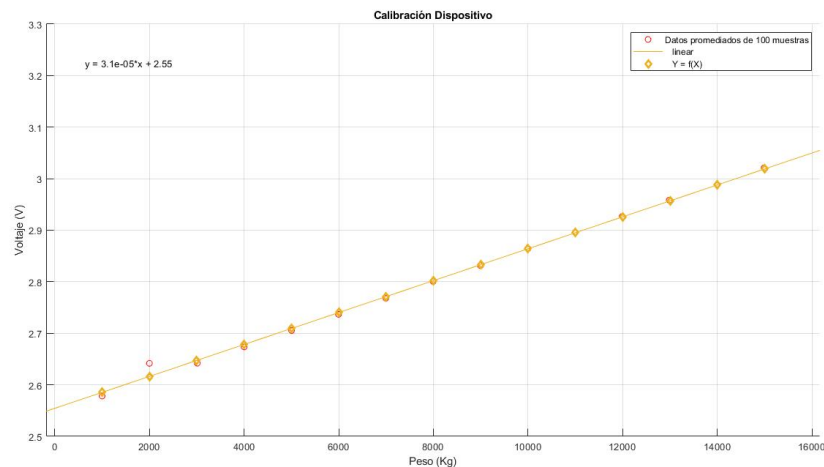


Figura 3-18: Gráfica de ajuste lineal a partir de la herramienta *Basic Fitting*.

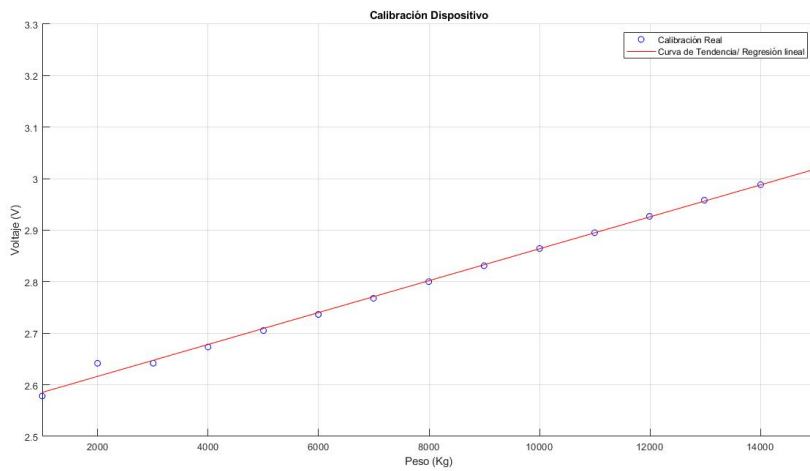


Figura 3-19: Gráfica de ajuste lineal a partir de las funciones *polyfit* y *polyval*.

Luego de obtener la ecuación de la función de ajuste (3-5), se puede calcular el valor del error absoluto y relativo como se observa en la ecuación (3-6), sabiendo que $EA=Error\ Absoluto$, $ER=Error\ Relativo$, $VM=Valor\ Medido$ y $VR=Valor\ Real$.

$$f(x) = 3.0975x \times 10^{-5} + 2.5543 \quad (3-5)$$

$$\begin{aligned} EA &= VM - VR \\ ER &= EA/VR * 100 \end{aligned} \quad (3-6)$$

error_relativoKG =	error_absolutoKG =
0.0470	0.4701
0.0508	1.0167
0.3587	10.7612
0.0225	0.9011
0.0699	3.4949
-0.0601	-3.6053
-0.0812	-5.6809
-0.0633	-5.0667
-0.0579	-5.2090
0.0040	0.3972
-0.0354	-3.8982
-0.0946	-11.3570
-0.1426	-18.5326
0.0010	0.1375
-0.1044	-15.6645

(a) Error Relativo

(b) Error Absoluto

Figura 3-20: Datos obtenidos por cada parametro (de 1 Kg a 15 Kg) con la ecuación (3-6).

En relación a los valores obtenidos se construye la tabla donde se pueden observar los datos y poder determinar distintas conjeturas.

Pesas Patrón	Error Absoluto (Kg)	Error Relativo (%)
1 Kg	0.47	0.047
2 Kg	1.017	0.058
3 Kg	10.761	0.358
4 Kg	0.901	0.023
5 Kg	3.495	0.069
6 Kg	3.605	0.06
7 Kg	5.681	0.081
8 Kg	5.067	0.063
9 Kg	5.209	0.058
10 Kg	0.397	0.004
11 Kg	3.898	0.035
12 Kg	11.357	0.946
13 Kg	18.532	0.142
14 Kg	0.1375	0.001
15 Kg	15.664	0.104

Tabla 3-8: Tabla del cálculo de error diseñada a partir de la gráfica y los valores obtenidos durante la calibración.

Usando las ecuaciones (3-6), se obtuvo que el porcentaje de incertidumbre para cada uno de los datos fue menor al 20 % y la exactitud fue menor al 0.1 % como se puede observar en la Tabla 3-8.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos durante la calibración, como se puede observar en la figura 3-19 y 3-18, y los valores obtenidos con la ecuación del error relativo (3-6) anotados en la figura 3-20 que la precisión obtuvo un valor menor al 20 %, lo que nos permite reconocer que el módulo aunque tiene un valor de exactitud muy cercano como se puede observar en los anexos 4-1 a 4-15 y en la tabla 3-8 demostrando que la exactitud de los datos y el valor del error absoluto obtenido según la ecuación fue muy pequeña, sin embargo no siempre suele ser muy preciso al momento de tomar gran cantidad de datos, aunque su valor no es tan grande esto incrementa la incertidumbre, siendo significativamente relevante en comparación a otros dispositivos, teniendo una fiabilidad no tan alta debido a esto.

3.8. Verificación funcionamiento interfaz gráfica

Para el diseño de la interfaz se buscó que fuera bastante accesible, además de ser llamativa, para que su uso fuera de gran agrado para quien lo utilizara. El uso de la interfaz comienza con el primer programa como que se muestra en la figura **3-21**, aquí se observa que tiene tres botones:

- El botón introducción permite ver una breve introducción del dispositivo, este funciona a partir de un togglebutton, que su función es similar a la de un botón común, sin embargo al momento de presionarlo este no cambiará de estado hasta que se vuelva a presionar, permitiendo que el usuario pueda observar la introducción y esconderla enseguida si desea.
- El botón Dispositivo cierra la pantalla que está en funcionamiento y abre una nueva pantalla en la cual se puede observar una descripción breve de los materiales y de la construcción del dispositivo.
- Por último el botón Comenzar permite ingresar a una nueva pantalla para poder escoger cual va a ser el modo de operación con el cual desea trabajar el usuario.

Una vez entra a la nueva pantalla como se observa en la figura **3-22**, se encuentra una breve explicación de los tres modos de operación con los que cuenta el dispositivo, que estos son:

- Medición de Fuerza, en el cual permite realizar la toma de muestras de medida de Fuerza y luego poder almacenar esos datos y graficarlos.
- Calibración, permite la visualización de la gráfica de calibración del dispositivo y su respectivo ajuste, además de permitir al usuario realizar nuevamente la calibración.
- Terapia, en el cual el usuario puede acceder para aprender más y consultar modos de terapias con los que cuenta el equipo, dependiendo del tipo de lesión que se requiera tratar.

Es importante recalcar que todas las pantallas cuentan con un botón para regresar a la pantalla anterior y otro para salir.



(a) Interfaz Inicial



(b) Botón Introducción

Figura 3-21: Primer pantalla interfaz gráfica.

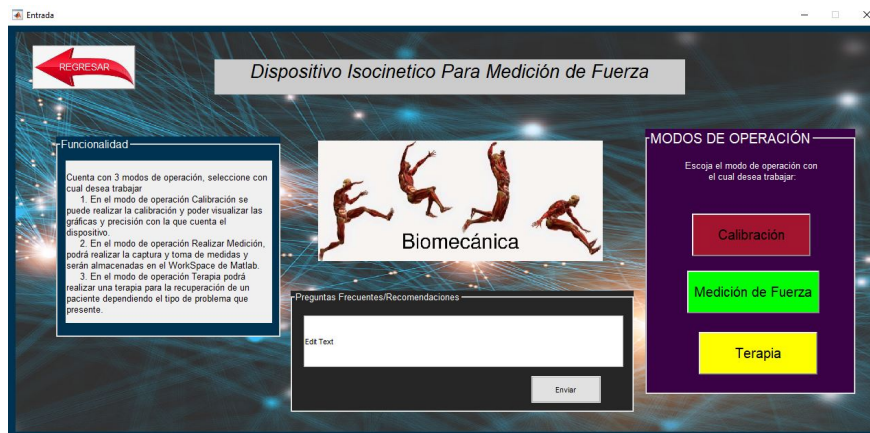


Figura 3-22: Segunda pantalla interfaz gráfica.

Al seleccionar el modo de operación de Medición de Fuerza, aparecerá una primer pantalla, la

cual nos dará las recomendaciones necesarias antes de realizar las mediciones, como la acomodación del sujeto y verificación de correcciones, una vez se seleccione que se realizaron todas las tareas permitirá el acceso para realizar las mediciones dando click en el botón comenzar, de lo contrario no permitirá continuar si no cumple con alguna de las recomendaciones, como se ve en la figura 3-23.



Figura 3-23: Pantalla interfaz gráfica para medición de Fuerza.

Una vez ingresado aparecerá una pantalla, la cual va realizar la conexión con Arduino, es importante primero realizar la verificación de que si está conectado, aquí se crearán los objetos de la librería ya mencionados y una vez dando click en comenzar permitirá calcular los valores de fuerza, voltaje y el torque, además de que podrá visualizar una gráfica que muestre el comportamiento de este, una vez desee terminar la medición, se da click en pausa y se podrán almacenar los datos obtenidos.



Figura 3-24: Segunda pantalla interfaz gráfica para medición de Fuerza.

En el modo de operación calibración se puede observar la gráfica de calibración y además permitiendo realizar una nueva calibración, aquí se llamará los objetos de Arduino y del

módulo HX711, además de la nueva creación de objetos de calibración, para la nueva medición de calibración, se deberán seguir los pasos que indique, cómo esperar mientras realiza la tara y luego en qué momento poner el peso para poder sacar el factor de escala, una vez obtenido el nuevo objeto de calibración podrá almacenar este nuevo objeto y ser reemplazado y podrá observar el promedio, la desviación estándar y la función de gauss si lo desea.

3.9. Análisis y validación de la adquisición de datos del dispositivo

Durante esta etapa se obtuvieron los datos de registro de fuerza para determinar si el dispositivo es funcional. Se observó en primera instancia que al ser tan estático los datos que se obtenían que tenían una limitación, por lo que al diseño del dispositivo se le puso un tornillo para que permita realizar el movimiento de flexión un poco más amplio y las mediciones sean más consistentes. En las dos primeras pruebas se optó por tomar muestras durante un rango de 10 segundos, en el cual el paciente se acomoda y solicitó que realice la fuerza para el movimiento de flexión de codo, se realizaron 3 muestras y los resultados obtenidos se pueden visualizar en las Figuras 3-25 y 3-26.

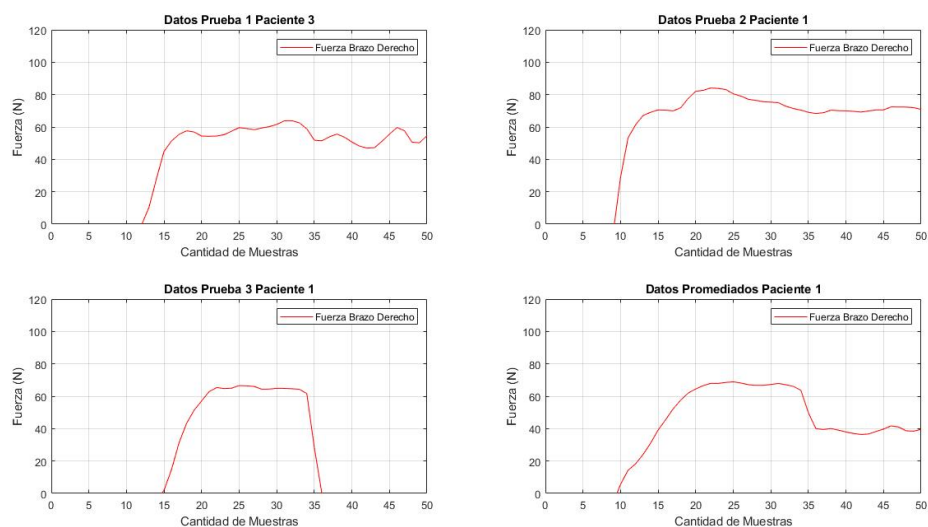


Figura 3-25: Datos Paciente 1 brazo derecho.

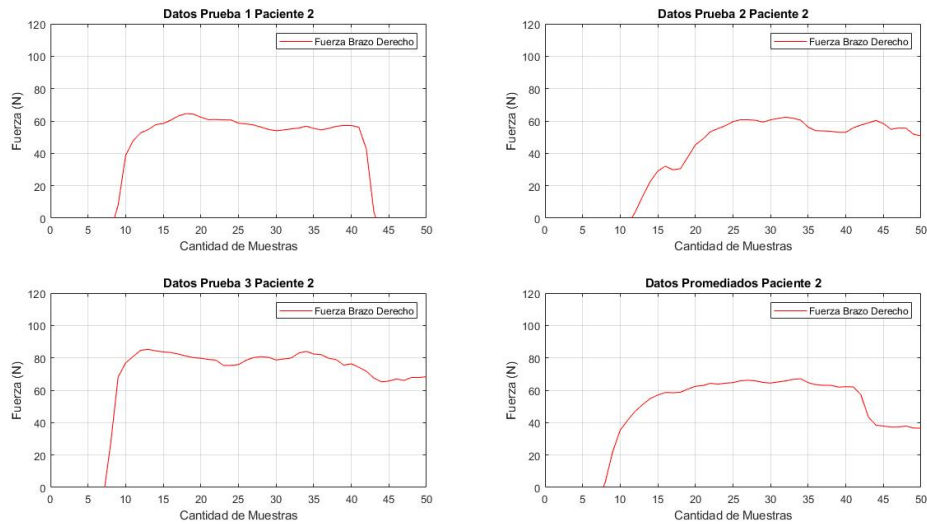


Figura 3-26: Datos Paciente 2 brazo derecho.

En la tercer prueba al sujeto se le realiza el mismo procedimiento, sin embargo se realiza la medición para ambos brazos y poder determinar aspectos importantes como se observa en la Figura 3-28.

Por último al cuarto sujeto se le realiza el mismo procedimiento pero variando la cantidad de tiempo entre 15 segundos aproximadamente como se observa en la Figura 3-28..

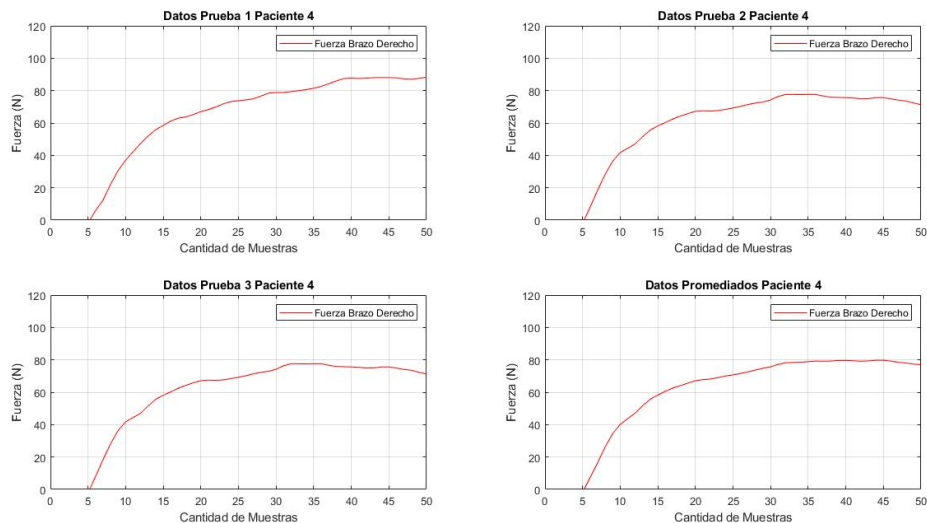


Figura 3-27: Datos Paciente 4 brazo derecho.

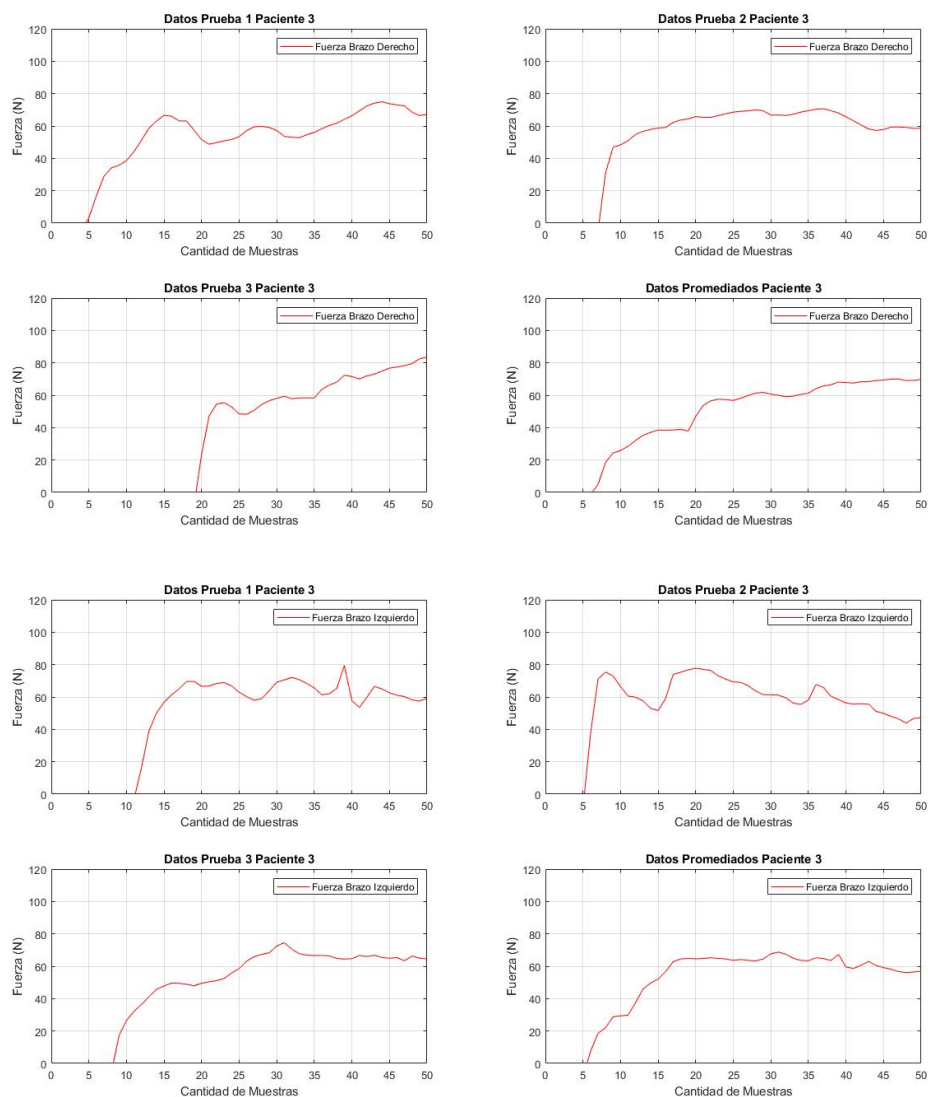


Figura 3-28: Datos Paciente 3, medidas en brazo derecho e izquierdo.

Según las gráficas se observa que el dispositivo cumple con las medidas adecuadas, debido a que sus muestras van cercanos a valores similares a los consultados en la literatura (60 N - 120 N), en consideración que los pacientes de prueba no realizan ninguna actividad física [109], por lo que sus valores se encuentran entre 60 N a 100 N aproximadamente.

Además se analiza en el tercer sujeto que la fuerza realizada en el brazo derecho e izquierdo no contiene una diferencia significativa como se encuentra en la literatura; sin embargo, se identifica que la fuerza realizada en el brazo derecho (siendo el brazo dominante del sujeto), contiene valores de fuerza un poco más altos.

Aunque se esperaba que el dispositivo captará medidas mayores a los 120 N o alrededor de

este valor, esto puede ser posible debido a que los sujetos de prueba no realizan ningún tipo de acondicionamiento físico, lo que nos lleva a pensar que la capacidad de la fuerza por parte de la celda de carga no fue llevada al límite por lo mencionado anteriormente.

Por último se puede observar que en relación a valores entre hombres y mujeres se puede identificar que si existe una diferencia, debido a que las mujeres no cuentan con la misma cantidad de fibras musculares, haciendo que no cuenten con la misma capacidad de fuerza a diferencia de los hombres que sí fueron capaces de superar los 60 N, como se ve en la gráfica **3-25** y **3-28** en comparación con el sujeto de pruebas 2 [109].

De manera cuantitativa se puede percibir que los valores de fuerza en la mayoría de los casos a medida que iban incrementando la cantidad de pruebas se le solicitaba de manera frecuente al sujeto que realizará más fuerza por lo que alcanzaba valores de fuerza superiores a los anteriores como en el caso del sujeto 3 **3-28**, pero en ocasiones como en el caso del sujeto 4 a causa de la cantidad de tiempo puede haber un menor rendimiento a medida que pasan las pruebas ya que el sujeto dice que al ser expuesto a un poco más de tiempo le causo algo de cansancio y fatiga como se puede observar en la figura **3-27**.

Sujetos de Prueba	Fuerza Máxima (N)			
	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Promedio
Sujeto 1	66.88	84.07	64.9	71.95
Sujeto 2	64.58	61.6	85.2	70.46
Sujeto 3	74.1	70.65	83.57	76,1
Sujeto 4	88.91	77.61	77.64	81.39

Tabla 3-9: Fuerza Máxima durante las pruebas.

Para el cálculo del torque del equipo estos valores fueron multiplicados por el 0.18 que equivale a los 18 cm entre la palanca y la celda de carga, obteniendo valores como los que se muestran a continuación.

Sujetos de Prueba	Torque del Dispositivo (N.m)			
	Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Promedio
Sujeto 1	12.04	15.13	11.68	12.95
Sujeto 2	11.62	11.09	15.33	12.68
Sujeto 3	13.34	12.71	15.04	13.7
Sujeto 4	16	13.97	13.98	14.65

Tabla 3-10: Torque realizado en el dispositivo a partir de la Fuerza Máxima.

También se observan ciertas perturbaciones en ciertas gráficas como en los datos del paciente

1 y 3 principalmente, esto puede deberse a la mala acomodación del sujeto, sobre esfuerzos durante la medición, entre otros parámetros que pudieran distorsionar las señales, sería recomendable poder realizar un suavizado en estas mismas. Cabe resaltar que por estas mismas perturbaciones no es tan óptimo realizar un promediado entre distintas mediciones, además de que el tiempo donde comienza a realizar puede variar, otros factores como el cansancio y la acomodación y hasta la motivación pueden afectar los resultados tanto de manera positiva como negativa.

Cabe resaltar que la validez y fiabilidad del dispositivo está determinada también por los valores de precisión y exactitud ya mencionados en la anterior sección, por lo que se puede determinar que sus valores si cumplen con los aspectos necesarios de validez respecto a su funcionamiento [110].

Trabajos Futuros y Perspectivas

Siendo un trabajo tan amplio el abordado en este proyecto de investigación, existen diversas investigaciones y análisis que pueden desarrollarse en conjunto con algunas ramas de investigación anexas como la fisioterapia y la educación deportiva que permiten entender mejor estos conocimientos, a continuación se enuncian algunos de estos:

- Es importante mencionar que aunque el dispositivo es de un menor costo gracias a sus materiales, se considera que sería interesante realizar mejoras, como poder aprovechar un soporte más cómodo, además realizar un anclaje con el diseño de una silla y así sea más fácil la adaptación con el sujeto de prueba, también diseñar mejoras que permitan que el dispositivo sea más adaptable en distintas personas, debido a que al tomar en consideración las medidas antropométricas de la población colombiana estas pueden variar teniendo rangos de longitud del brazo más largos o más cortos, haciendo que el dispositivo no sea accesible para todos.
- También se propone la mejora del diseño con una estructura que permita realizar la flexión de brazo completa, con base en esto se desea poder complementar el cálculo de fuerza del dispositivo con un sensor inercial como el acelerómetro para el cálculo de la aceleración durante el movimiento de flexión.
- Buscar apoyo de otras especialidades como el campo de medicina fisioterapia y educación en deporte, con el propósito de obtener una mejor comprensión de los resultados obtenidos.
- Poder trabajar con nuevas herramientas que permitan mejorar la identificación de parámetros relacionados con fuerza, como lo son los electrogoniómetros, acelerómetros, y hasta los motores DC comúnmente usados en los dispositivos isocinéticos.

Para la culminación de este proyecto investigación se han contemplado dos perspectivas importantes que aporten crecimiento profesional, estas se plantean a continuación:

- Someter a una publicación tipo artículo y/o presentación oral en un evento de divulgación científica indexado.
- Divulgación del conocimiento en el uso del dispositivo para los estudiantes interesados en esta línea de investigación.

Conclusiones

En primer lugar, dando respuesta a la pregunta de investigación, si fue posible diseñar un dispositivo capaz de realizar la medición de la fuerza para miembro superior en movimiento de flexión de codo, así como el diseño de una interfaz que permita el manejo más sencillo del dispositivo. Sin embargo, sería interesante poder realizar mejoras estructurales en el dispositivo que permitan una mayor adaptabilidad a las personas del común, o hasta poder trabajar con otro tipo de sensores y transductores que permitan combinarse para así cuantificar otros parámetros relacionados con la fuerza. Todo esto debido que aunque se esperaba cumplir con ciertas especificaciones técnicas ya mencionadas, se pudo observar aunque efectúa con ciertos requerimientos, igual contaba con limitaciones de movilidad debido a la celda de carga, sin contar que algunos aspectos como la estabilidad del dispositivo al realizar el movimiento podía variar en diferentes ejes y puede ser causal de perturbaciones al momento de ejercer la fuerza como se puede apreciar en las pruebas obtenidas en los sujetos de prueba 1, 2 y 3 **3-25,3-26 y 3-28**.

Según los objetivos planteados en el proyecto, se diseñó exitosamente un prototipo de un dispositivo capaz de realizar la medición de la fuerza en miembro superior, a partir de los datos entregados por el dispositivo fueron analizados en el entorno de Matlab a partir de una interfaz gráfica creada por este mismo. Sin embargo en el transcurso hubo dificultades como la interconexión del dispositivo con el arduino a partir de Matlab y la interfaz gráfica, pero los datos obtenidos obtuvieron un buen tratamiento, gracias a las librerías descargadas de Matlab y por los objetos de calibración que permitieron calcular los valores adecuados para la medición.

Durante la calibración se pudo observar que el sistema es exacto gracias al cálculo del error absoluto y siendo de bajo costo esto es favorable, pero su precisión está dentro de un rango de tolerancia admisible para trabajar con este tipo de aplicaciones, por lo que sería interesante poder ver cómo trabaja la celda con otro acondicionamiento, o poder trabajar con otro tipo de sensor o transductor que permitan valores de precisión más altos, al igual que realizar el análisis de otros dispositivos que permiten la cuantificación de fuerza para una mejora del diseño, también sería pertinente realizar una mayor cantidad de pruebas de repetitividad para rectificar la fiabilidad del dispositivo y trabajar con pesas patrón que contengan su debido certificado.

La sincronización entre entorno de Matlab y Arduino, además de las librerías del módulo HX711, ligadas a la interfaz gráfica diseñada fue totalmente funcional, permitiendo obtener datos coherentes con lo consultado, además de permitir el uso de herramientas como la interfaz gráfica que mejoran el entorno para el manejo de dispositivos para usuarios. Sería pertinente diseñar terapias específicas que permitan una mejora en el sujetos que tengan distintas afectaciones como temblor patológico o busca una mejora en la movilidad.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos durante la validación, se puede determinar que el dispositivo cumple con los valores indicados por la literatura, indicando que es efectiva su funcionalidad, además de que los rangos de valores de fuerza normales se encuentran entre 60 N a 90 N aproximadamente para sujetos de prueba que no realicen ningún tipo de actividad física, en relación a esto se espera que la medición para sujetos de prueba que si realizan actividad física constante, si varían estos resultados siendo más grandes comparados con estos, además se quiso identificar la diferencia entre un brazo y otro, permitiendo entender que en definitiva como lo mencionan fuentes bibliográficas no existe una diferencia en relación entre un brazo u otro, sin embargo comparando la fuerza realizada por el paciente 3 como se puede ver en la figura **3-28**, se ve que su brazo dominante siendo el derecho, obtiene valores un poco más altos que el izquierdo. También se pudo determinar que la diferencia de sexo va a ser una variable que afecta la medición, ya que una mujer tendrá valores de fuerza más pequeños que un hombre, todo esto se da por la cantidad de fibras musculares con las que cuenta una mujer, que van a ser en menor proporción que un hombre, como se ve con el sujeto de pruebas 2 en la figura **3-26**, además sería de gran ayuda poder realizar clasificaciones a partir de la edad ya que según lo consultado en la literatura se puede observar que un adulto mayor generalmente sus índices de fuerza van disminuyendo, o realizar clasificaciones biomecánicas como edad, sexo, si realiza actividad física, entre otras, además de tomar valores antropométricos que permitan una mejora en la cuantificación de torque entre otros.

Respecto a los datos obtenidos se puede observar que existe una perturbación durante la medición de la fuerza en los sujetos de prueba 1, 2 y 3, esto puede deberse debido a la posición del brazo del sujeto de prueba, la falta de estabilidad del modelo ortésico que puede deberse a su ajuste puede tener movilidad en otros ejes respecto al sagital. Además que el sujeto de prueba 4 obtuvo una fatiga al momento que iba incrementando las pruebas, esto puede deberse a la cantidad de esfuerzo realizada por determinado tiempo y cantidad de pruebas, sin contar con que al realizar una fuerza de resistencia esto puede ver un factor de fatiga más grande durante este test, además de que sería importante realizar un seguimiento para ver si otros factores externos también pudieron influir en este, como entrenamiento previo, cansancio, entre otros.

Por último se puede considerar que los resultados obtenidos de medición de fuerza, que en

función a un sujeto que padezca de alguna discapacidad o lesión, permitirá llevar un control por parte del médico fisioterapeuta, al obtener estas medidas y poder ver a partir de terapias si existe alguna mejoría en el sujeto, además el tratamiento de estos datos también permiten trabajar con herramientas alternas para la mejora de alguna capacidad, como lo es en el caso de la electroestimulación que permite una rehabilitación además de que dependiendo sus parámetros permite un incremento en la cantidad de fibras musculares que activará, o poder realizar el diseño para el manejo de un brazo robótico como se ve en diferentes estudios aplicados a la ingeniería de rehabilitación, a partir de la estimación de los valores de fuerza.

4 Anexos

4.1. Anexo A: Gráficas de Desviación Estandar

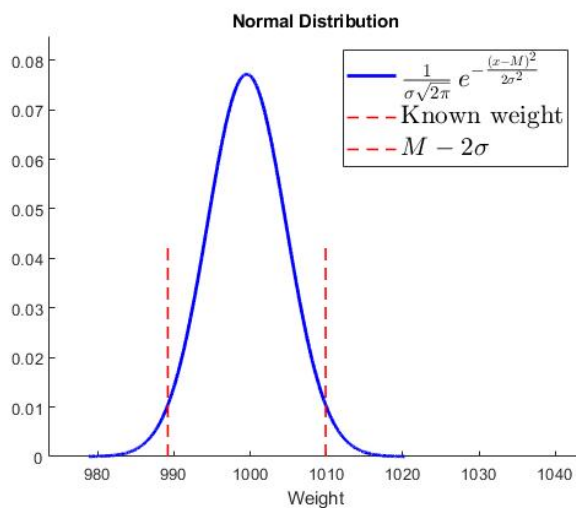


Figura 4-1: Gráfica Función de Gauss para medición de 1 Kg.

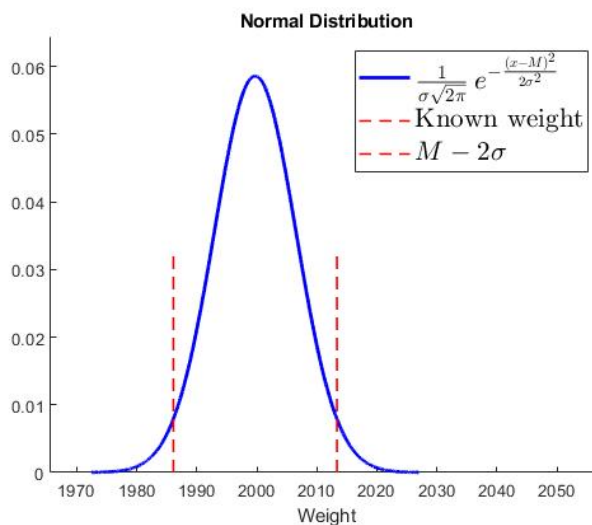


Figura 4-2: Gráfica Función de Gauss para medición de 2 Kg.

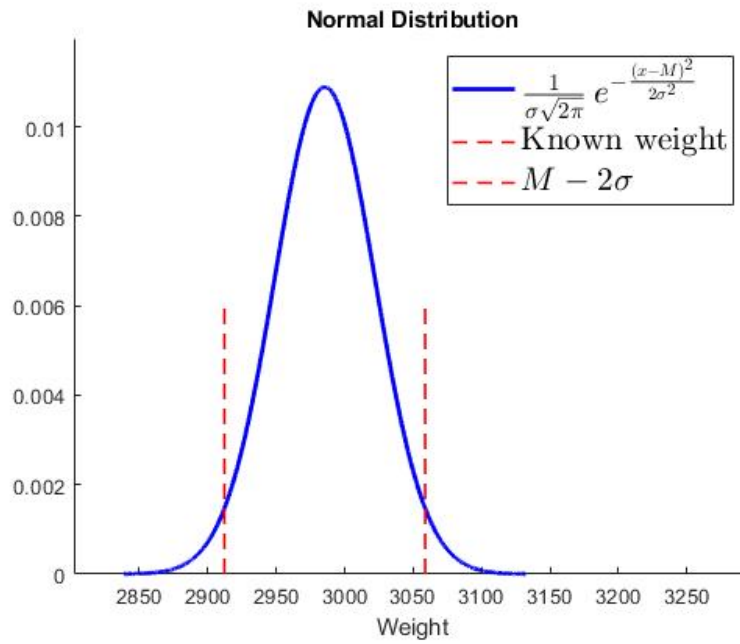


Figura 4-3: Gráfica Función de Gauss para medición de 3 Kg.

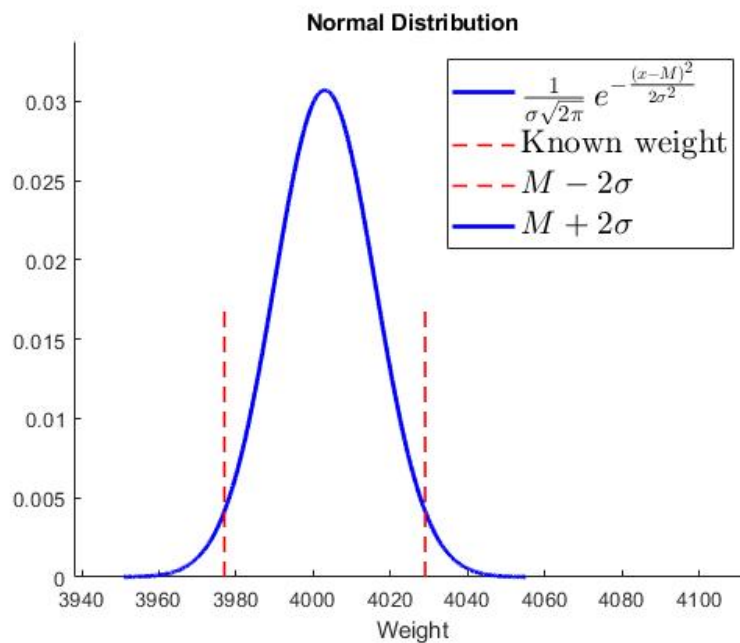


Figura 4-4: Gráfica Función de Gauss para medición de 4 Kg.

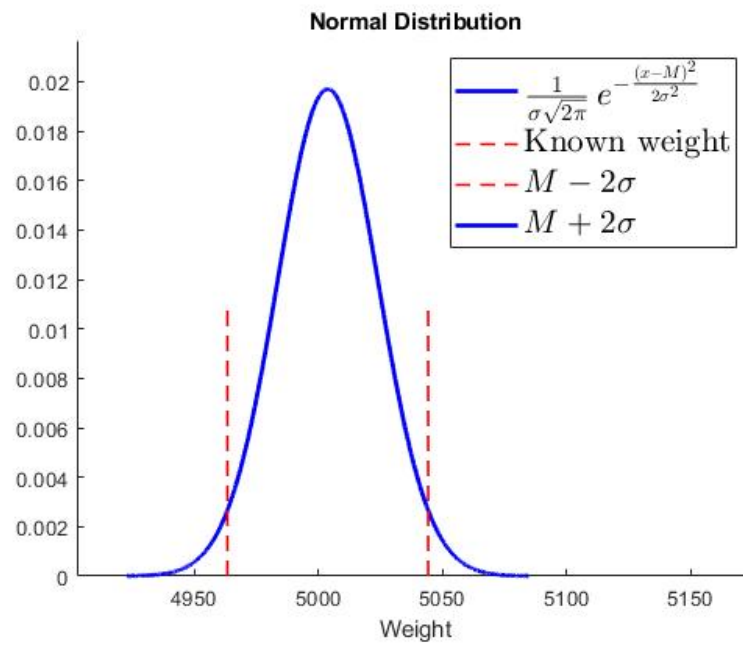


Figura 4-5: Gráfica Función de Gauss para medición de 5 Kg.

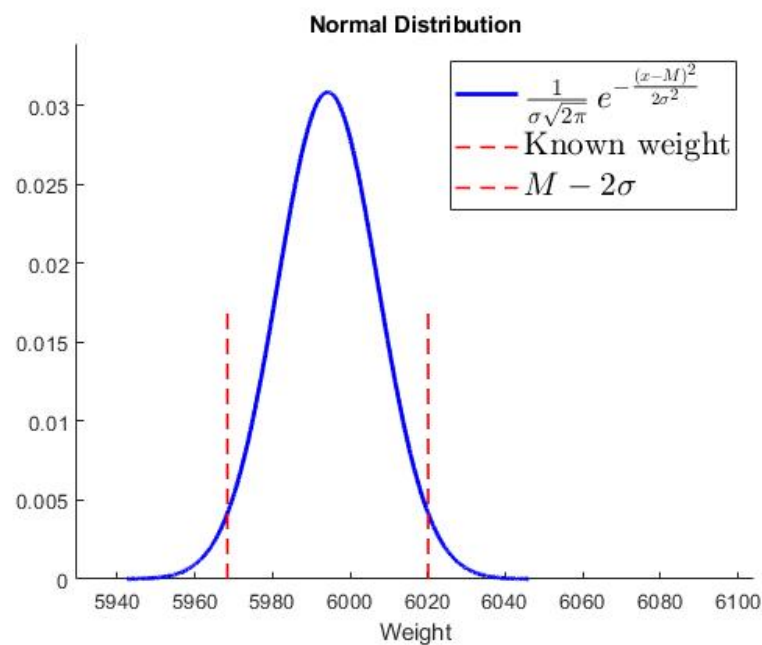


Figura 4-6: Gráfica Función de Gauss para medición de 6 Kg.

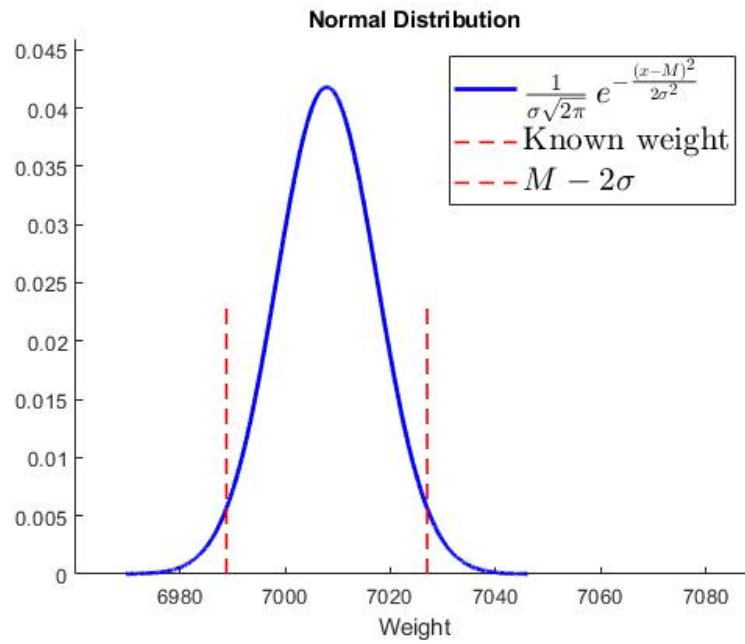


Figura 4-7: Gráfica Función de Gauss para medición de 7 Kg.

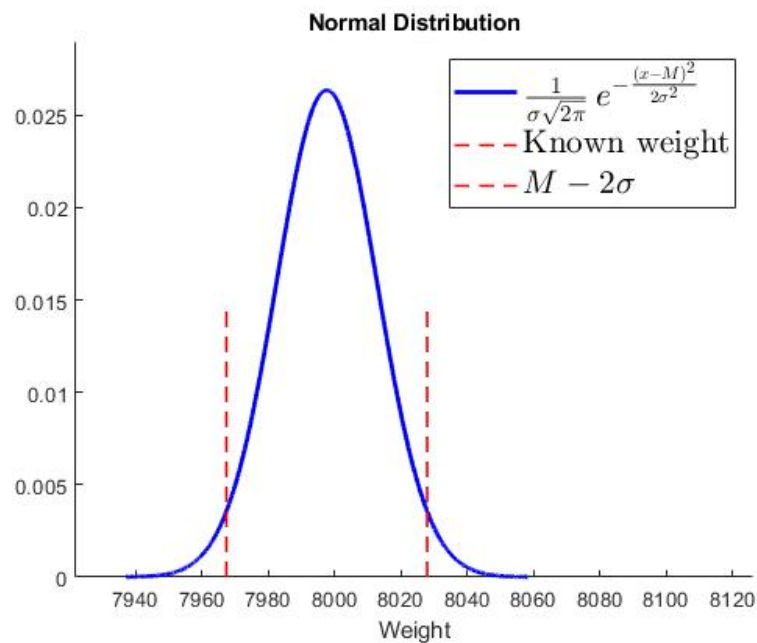


Figura 4-8: Gráfica Función de Gauss para medición de 8 Kg.

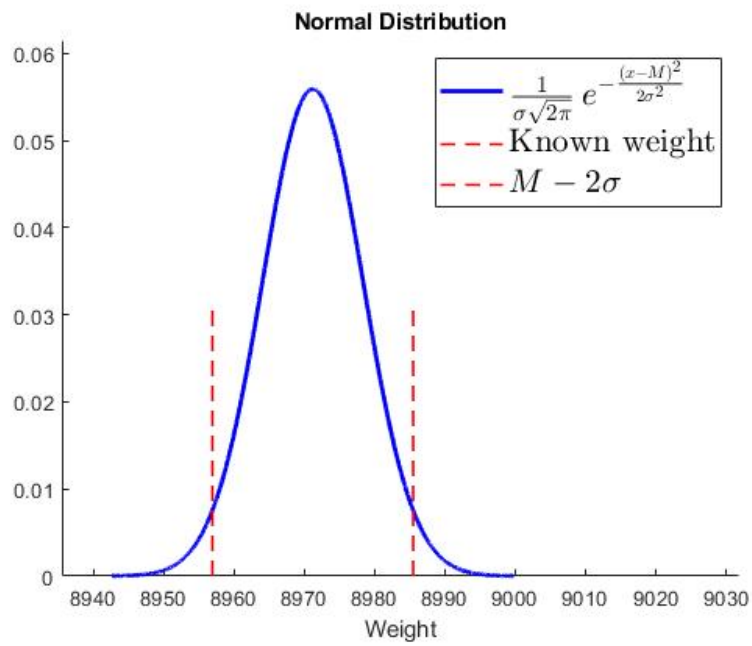


Figura 4-9: Gráfica Función de Gauss para medición de 9 Kg.

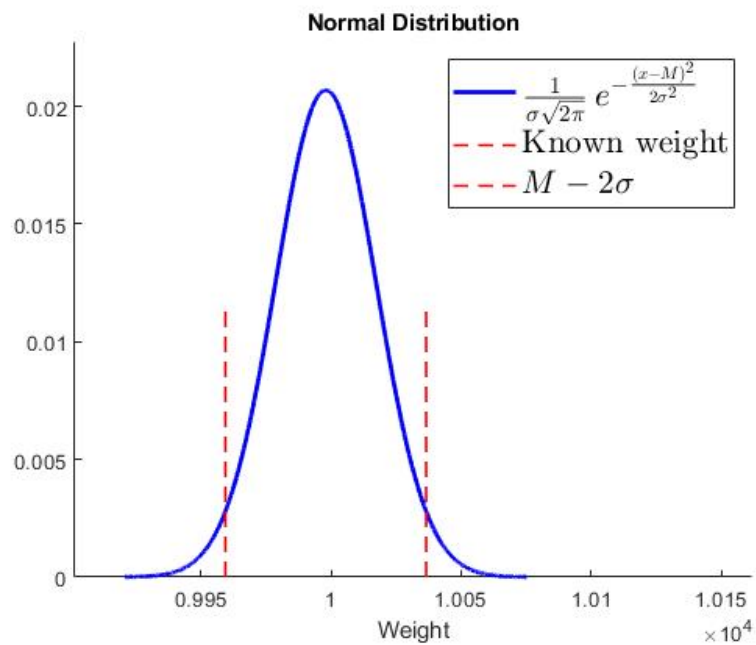


Figura 4-10: Gráfica Función de Gauss para medición de 10 Kg.

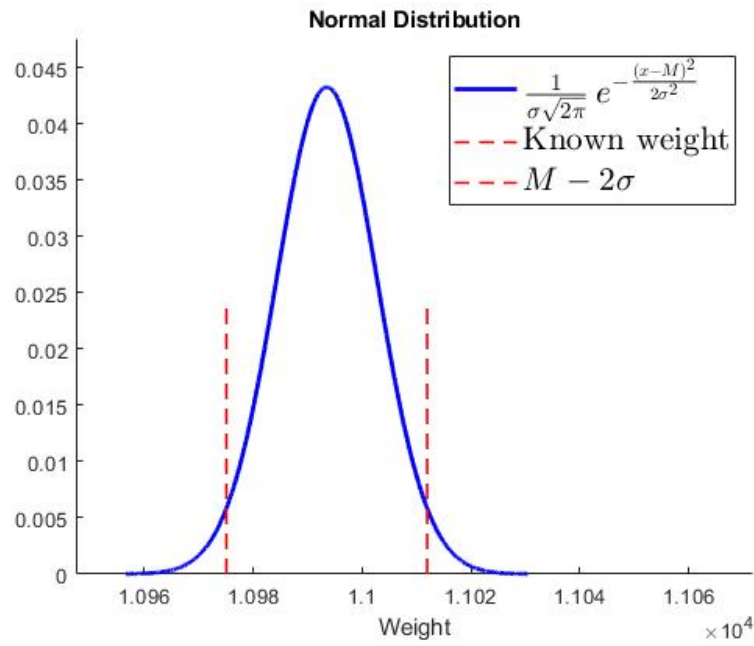


Figura 4-11: Gráfica Función de Gauss para medición de 11 Kg.

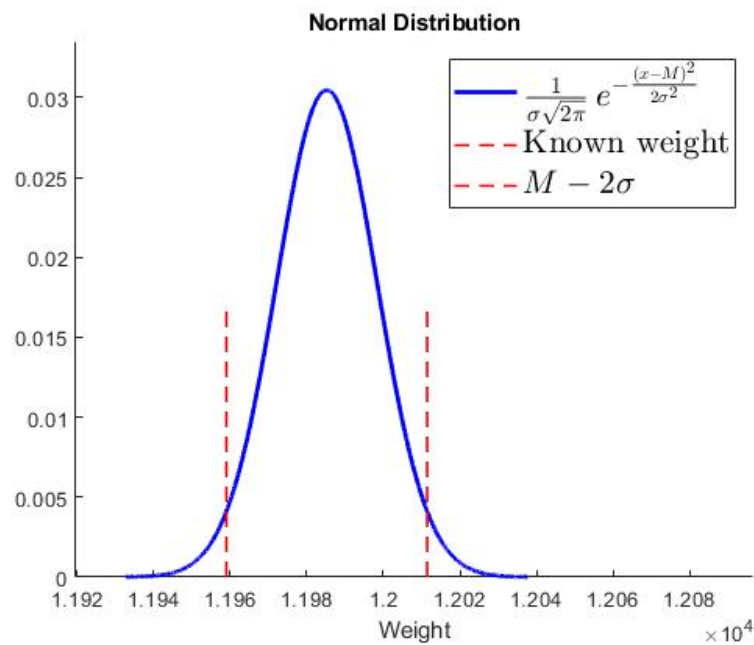


Figura 4-12: Gráfica Función de Gauss para medición de 12 Kg.

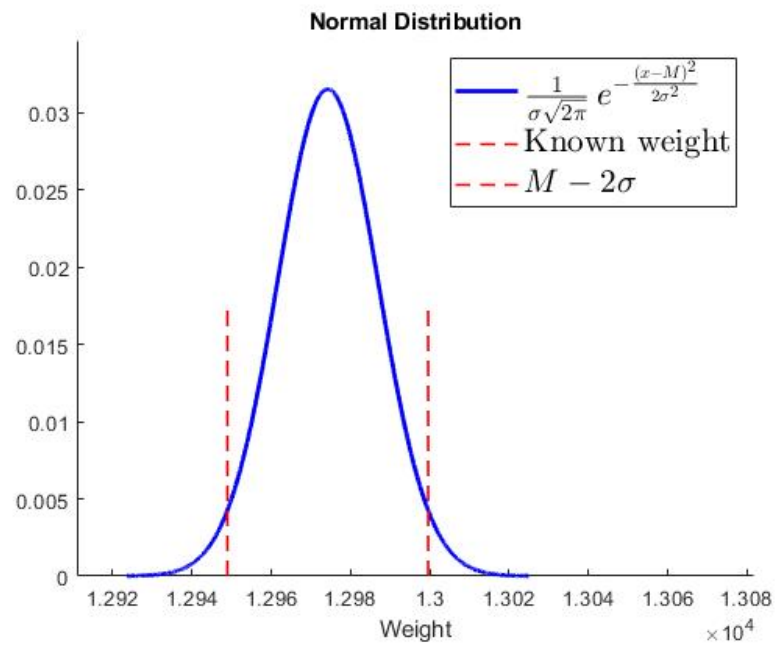


Figura 4-13: Gráfica Función de Gauss para medición de 13 Kg.

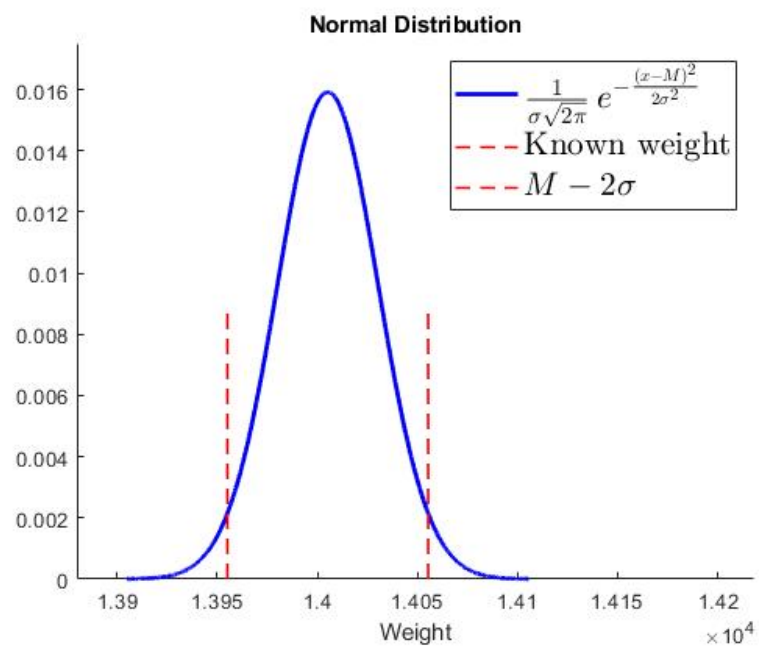


Figura 4-14: Gráfica Función de Gauss para medición de 14 Kg.

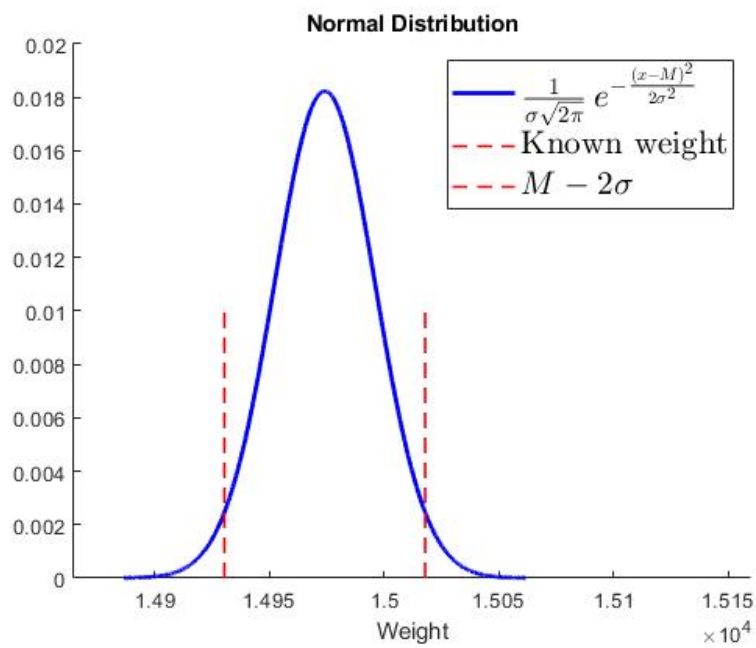


Figura 4-15: Gráfica Función de Gauss para medición de 15 Kg.

4.2. Anexo B: Consentimiento Informado

Logo de la Universidad Antonio Nariño (UAN) con el lema "Una Universidad con Presencia Nacional y Vocación Regional".

FACULTAD INGENIERÍA ELECTRÓNICA, BIOMÉDICA Y MECÁNICA
CONSENTIMIENTO INFORMADO

Ciudad: _____
Fecha: _____

YO _____ identificado con cedula de ciudadanía _____ de _____ manifiesto que se me ha explicado la naturaleza y el propósito del presente estudio, el cual consiste en realizar unas pruebas de fuerza en miembro superior entorno a una interfaz grafica y un dispositivo biomecánico para la cuantificación de estos valores. Que este trabajo es desarrollado por el estudiante Nicolás Trujillo Alfonso estudiante de Ingeniería Biomédica de la Universidad Antoni Nariño.

Pongo en conocimiento que mi participación en este estudio ha sido de carácter libre y voluntaria y entiendo que los datos obtenidos serán utilizados para ser expuestos en jornadas de propagación del conocimiento sin vulnerar mis derechos fundamentales ni mi buena imagen.

Manifiesto que he sido informado que los datos obtenidos en el presente estudio serán usados para uso investigativo, con posible divulgación científica y de igual manera mis datos no serán suministrados a terceros, de manera que al firmar la presente acta manifiesto estar de acuerdo para el uso y manipulación exclusivo de los mismos.

Firma del encargado
C.C.

Firma del sujeto de prueba
C.C.

Figura 4-16: Consentimiento Informado.

Bibliografía

- [1] Sergio Humberto Barbosa Granados and Ángela María Urrea Cuéllar. Influencia del deporte y la actividad física en el estado de salud físico y mental: una revisión bibliográfica. *Katharsis*, (25):155–173, 2018.
- [2] Samuel Durán, Hugo Sánchez, Macarena Valladares, Antonio López, Pablo Valdés Baidilla, and Tomás Herrera. Actividad física y perfil de estilos de vida promotores de la salud en adultos mayores chilenos. *Revista médica de Chile*, 145(12):1535–1540, 2017.
- [3] Leonel Russell González, Jorge Pensado Delgado, and Arles Javier Ortega Parra. El papel de la actividad física y el deporte como medios para el desarrollo de salud psicológica de jóvenes universitarios. *Actividad física y desarrollo humano*, 7(1), 2017.
- [4] Dufary Alegría Rivera. *La electroestimulación neuromuscular y su aplicación en el desarrollo de la fuerza en el deporte [recurso electrónico]*. PhD thesis, 2012.
- [5] Esther Alicia Amate. La rehabilitación en américa latina: Temas de actualidad. *Boletín de la Oficina Sanitaria Panamericana (OSP)*; 104 (2), feb. 1988, 1988.
- [6] Rory A Cooper. *Rehabilitation engineering applied to mobility and manipulation*. CRC Press, 1995.
- [7] Brad E Dicianno, James Joseph, Stacy Eckstein, Christina K Zigler, Eleanor J Quinby, Mark R Schmeler, Richard M Schein, Jon Pearlman, and Rory A Cooper. The future of the provision process for mobility assistive technology: a survey of providers. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 14(4):338–345, 2019.
- [8] Luis Alfonso Zarco, Freddy González, and Juliana Coral Casas. Tratamiento actual del ataque cerebrovascular isquémico (acv) agudo. *Universitas Médica*, 49(4):467–498, 2008.
- [9] Ángel Arias Cuadrado. Rehabilitación del acv: evaluación, pronóstico y tratamiento. *Galicia Clínica*, 70(3):25–40, 2009.
- [10] Jaroslaw Kabacinski, Michal Murawa, Krzysztof Mackala, and Lechoslaw Bogdan Dworak. Ratios de fuerza de rodilla en deportistas femeninas de competición-ciencias del ejercicio. *PubliCE*, 2019.

-
- [11] Dae-Hee Lee, Jin-Hyuck Lee, Sung-Eun Ahn, and Min-Ji Park. Efecto del tiempo después de la ruptura del ligamento cruzado anterior sobre la propiocepción y la estabilidad postural-ciencias del ejercicio. *PubliCE*, 2019.
- [12] Lina María Serrano Santamaría and Víctor Hugo Arboleda Serna. Efectividad del método de ejercicio pilates sobre la fuerza muscular en personas sanas. una revisión narrativa. *VIREF Revista de Educación Física*, 9(2):13–19, 2020.
- [13] Ramón Pallás Areny. transductores bioeléctricos. *Introducción a la bioingeniería*, 1988.
- [14] Juan Jose Raygoza Panduro. *Sistema electrónico para el análisis y rehabilitación de lesiones en el ligamento cruzado anterior*. PhD thesis, Universidad Autónoma de Madrid, 2005.
- [15] Jorge Almarío Chaparro, Leonardo Elías Ordóñez Ordóñez, Néstor Ricardo González Marín, Oscar Felipe Rodríguez Hernández, Isidro Rodríguez Pinzón, Edgardo Alfonso Granados Osorio, Pablo Rodrigo Restrepo Torres, Arturo Morales Rey, and Yamile Jaime Claro. Dispositivo auditivo totalmente implantable en niños: una opción de rehabilitación auditiva. *Acta de Otorrinolaringología & Cirugía de Cabeza y Cuello*, 40(2):100–106, 2012.
- [16] Víctor Lobo Granado et al. Diseño mecatrónico y sensorización de un dedo de un dispositivo de rehabilitación de mano. 2018.
- [17] Palacios Montero, Nicol Dayhana, Whitney Torres Villalba, et al. Fabricación de un dinamómetro para medir fuerzas cortantes en torno.
- [18] Aitziber Mancisidor, Asier Zubizarreta, Itziar Cabanes, and Pablo Bengoa. Control de fuerza con compensación no lineal y estimación de fuerza del robot haptico uhp.
- [19] Ricardo López, Hipólito Aguilar, Sergio Salazar, Rogelio Lozano, and Jorge A Torres. Modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidad inferior con dos grados de libertad. *Revista iberoamericana de automática e informática industrial*, 11(3):304–314, 2014.
- [20] R López, J Torres, S Salazar, and R Lózano. Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(1):13–28, 2014.
- [21] Paula Camila Ramírez Muñoz and Adriana Angarita Fonseca. Fuerza de agarre en trabajadores sanos de manizales. *Revista colombiana de rehabilitación*, 8(1):109–118, 2009.

- [22] Andrés Torres Velásquez, Christian Andrés Díaz León, Luisa Fernanda García Muriel, and María Luisa Toro Hernandez. El aporte de la biomecánica y la ingeniería en rehabilitación en la ingeniería biomédica de la eia-ces. *Revista Ingeniería Biomédica*, 1(2):10–13, 2007.
- [23] Francisco Ayala, Pilar Sainz de Baranda, Mark de Ste Croix, and Fernando Santonja. Validez y fiabilidad de los ratios de fuerza isocinética para la estimación de desequilibrios musculares. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 47(176):131–142, 2012.
- [24] Ramón Ceres, Miguel Ángel Mañanas, and José María Azorín. Interfaces y sistemas en rehabilitación y compensación funcional para la autonomía personal y la terapia clínica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 8(2):5–15, 2011.
- [25] Andreas Skiadopoulos and Konstantinos Gianikellis. Problemas músculo-esqueléticos en los fisioterapeutas. *Fisioterapia*, 36(3):117–126, 2014.
- [26] José Iván Alfonso Mantilla. Herramientas tecnológicas para el estudio e intervención de la biomecánica en el deporte de alto rendimiento: una mirada desde fisioterapia. *Revista Iberoamericana de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 8(3):67–78, 2019.
- [27] Antonio Millán-Sánchez, Juan Carlos Morante Rábago, and Aurelio Ureña Espa. The middle blocker in volleyball: A systematic review. 2019.
- [28] E Rocon, AF Ruíz, JM Belda-Lois, JC Moreno, Jose L Pons, R Raya, and R Ceres. Diseño, desarrollo y validación de dispositivo robótico para la supresión del temblor patológico. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, 5(2):79–92, 2008.
- [29] Aaron Suberviola Zuñiga. *Control de un exoesqueleto mediante señales emg (electromiográficas)*. PhD thesis, Universidad del País Vasco-Euskal Herriko Unibertsitatea, 2019.
- [30] Tadej Petric, Luka Peternel, Jun Morimoto, and Jan Babic. Assistive arm-exoskeleton control based on human muscular manipulability. *Frontiers in neurorobotics*, 13:30, 2019.
- [31] Diego Hernán Esquivel, Juan Pablo Martinez, Mauricio Miloqui, Alejandro Sartorio, and Pedro Lopez. Dispositivo indicador de carga de peso y actividad muscular para pacientes en recuperación post acv/indicator device for weight loading and muscle activity for patients in recovery post acv. *Brazilian Journal of Development*, 5(4):3198–3211, 2019.

-
- [32] Eduardo Barragan Parada and Nathalia Andrea Calderon Lesmes. *Design And Construction Of A Device That Facilitates The Stretching Of Plantar Flexors Muscles In The Therapy Of Rehabilitation For Patients With Spastic Hemiplegia*. PhD thesis, Universidad Industrial de Santander, Escuela De Ing. Mecanica, 2018.
- [33] Gregory D Myer, Kevin R Ford, Jane Khoury, Paul Succop, and Timothy E Hewett. Desarrollo y validación de una herramienta de predicción basada en lo clínico para identificar a las atletas femeninas en alto riesgo para la lesión del ligamento cruzado anterior—revista de entrenamiento deportivo. *Revista de Entrenamiento Deportivo*, 30(4), 2016.
- [34] Juan Sebastian Osorio Valencia, Sebastián Gómez Cardona, and Sebastián Restrepo Mejía. Diseño y construcción de un pedal de bicicleta basado en sensores piezorresistivos para determinar la fuerza resultante. *Revista Ingeniería Biomédica*, 1(2):55–60, 2007.
- [35] Maria Teresa De Ossa Jiménez and Catalina Granados Acevedo. Diseño y construcción de un medidor de la fuerza durante la brazada de natación en estilo libre. *Revista ingeniería Biomédica*, 3(6):56–63, 2009.
- [36] María Camila Thorp Flórez et al. Diseño de un dispositivo de suspensión de peso corporal en una banda sin fin para evaluar la marcha de pacientes en el laboratorio integrado de análisis de movimiento de una institución universitaria de educación superior. B.S. thesis, Ingeniería Biomédica, 2019.
- [37] Larisa Dunai, Ismael Lengua, Guillermo Peris Fajarnes, and Beatriz Defez Garcia. Diseño de un exoesqueleto de extremidades inferiores. *DYNA Ingeniería e Industria*, 94(3):297–303, 2019.
- [38] José Segnini, Daniel Vaca, and Mary Vergara. Diseño de órtesis activa para autorehabilitación de codo. *Revista Ibérica de Sistemas e Tecnologías de Informação*, (30):325–340, 2020.
- [39] Edison Javier Gómez Díaz. Diseño y construcción de una prótesis biomecánica para personas con amputación transtibial. B.S. thesis, 2020.
- [40] Tomás Gallego Izquierdo et al. *Bases teóricas y fundamentos de la fisioterapia*. Ed. Médica Panamericana, 2007.
- [41] Margin Martínez Matheus and Adriana Ríos Rincón. La tecnología en rehabilitación: una aproximación conceptual. *Revista Ciencias de la Salud*, 4(2), 2006.
- [42] John Fredy Ramírez Villada. Promoción de la salud y prevención de la enfermedad en el adulto mayor desde una perspectiva investigativa integradora. *Hallazgos*, 10(20), 2013.

- [43] José A Vidarte-Claros, Consuelo Vélez-Álvarez, and José H Parra-Sánchez. Niveles de sedentarismo en población de 18 a 60 años. manizales, colombia. *Revista de Salud Pública*, 14:417–428, 2012.
- [44] Maria Teresa Varela, Carolina Duarte, Isabel Cristina Salazar, Luisa Fernanda Lema, and Julián Andrés Tamayo. Actividad física y sedentarismo en jóvenes universitarios de colombia: prácticas, motivos y recursos para realizarlas. *Colombia Médica*, 42(3):269–277, 2011.
- [45] Margareth Lorena Alfonso-Mora, José Armando Vidarte-Claros, Consuelo Vélez-Álvarez, and Carolina Sandoval-Cuéllar. Prevalencia de sedentarismo y factores asociados, en personas de 18 a 60 años en tunja, colombia. *Revista de la Facultad de Medicina*, 61(1):3–8, 2013.
- [46] Igor Cigarroa, Rodrigo Barriga, Camila Michéas, Rafael Zapata-Lamana, Claudio Soto, and Tomas Manukian. Efectos de un programa de ejercicio de fuerza-resistencia muscular en la capacidad funcional, fuerza y calidad de vida de adultos con enfermedad renal crónica en hemodiálisis. *Revista médica de Chile*, 144(7):844–852, 2016.
- [47] Beatriz Sánchez Herrera, Karina Gallardo Solarte, Luz Alexandra Montoya Restrepo, María Victoria Rojas Martínez, Sonia Solano Aguilar, and Luz Dalila Vargas. Carga financiera del cuidado familiar del enfermo crónico en la región andina de colombia. *Revista Ciencias de la Salud*, 14(3):339–350, 2016.
- [48] Daniel Alejandro Ponce Saldías, Daniel Martins, Carlos Martin, Fabíola Da Silva Rosa, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, and Ari Digiácomo Ocampo Moré. Desarrollo de un prototipo a escala de dinamómetro isocinético.
- [49] Daniel Ponce Saldias, Carlos Alberto Martin, Daniel Martins, Mário César de Andrade, and LHW Laboratório de Hardware. Conceitualização e análise crítica dos dinamômetros isocinéticos. *Brazilian Journal of Biomechanics*, 12(23):57–66, 2011.
- [50] Juan Pedro Caraça-Valente and África López-Illescas. Isodepor: sistema para la interpretación de una máquina de isocinéticos. *Colección ICD: Investigación en ciencias del deporte*, (27), 2011.
- [51] Gustavo Ramón Suárez. Biomecánica deportiva. *Biomecánica deportiva y control del entrenamiento*, 4:15, 2009.
- [52] Juan Manuel Perdomo Ogando, Pegudo Sánchez, Agustín Gerónimo, and Tania Esther Capote Dominguez. Premisas para la investigación biomecánica en la cultura física. *Revista Cubana de Educación Superior*, 37(2):104–114, 2018.

- [53] Jose Antonio Lopez Calbet, J Jiménez, and R Arteaga. Factores estructurales determinantes de la fuerza muscular: métodos de estudio. *Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración. Análisis cinético de la marcha, natación, gimnasia rítmica, badminton y ejercicios de musculación*, pages 27–55, 1999.
- [54] MARCOS Gutiérrez Dávila. *Biomecánica deportiva: bases para el análisis*. Editorial Síntesis, 1998.
- [55] Acero José et al. *Biomecánica deportiva y control del entrenamiento*, volume 4. Funámbulos Editores, 2009.
- [56] Joy P Ku, Jennifer L Hicks, Trevor Hastie, Jure Leskovec, Christopher Ré, and Scott L Delp. The mobilize center: an nih big data to knowledge center to advance human movement research and improve mobility. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 22(6):1120–1125, 2015.
- [57] Carlos F Rodríguez, Juan C Botero, and Hugo Quintero. Aplicación de la teoría de robots manipuladores a la biomecánica del brazo humano1. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 4(4):51–57, 2007.
- [58] Octavio Diaz-Hernandez. Un análisis cinemático del brazo humano para biomecánica. 09 2014.
- [59] Hussein A Abdullah, Cole Tarry, Rahul Datta, Gauri S Mittal, and Abderrahim Mohamed. Dynamic biomechanical model for assessing and monitoring robot-assisted upper-limb therapy. *Journal of rehabilitation research and development*, 44(1):43, 2007.
- [60] Viviane Balisardo Minamoto. Classificação e adaptações das fibras musculares: uma revisão. *Fisioterapia e pesquisa*, 12(3):50–55, 2005.
- [61] María Ángeles Cardero Durán. Lesiones musculares en el mundo del deporte.[muscular injuries in the world of the sport]. *E-balonmano. com: Revista de Ciencias del Deporte*, 4(1):13–19, 2008.
- [62] Saleh Ahmed, Shamim Ahmad, Md Omar Faruque, and Md Rashedul Islam. Emg signal decomposition using wavelet transformation with respect to different wavelet and a comparative study. In *Proceedings of the 2nd International Conference on Interaction Sciences: Information Technology, Culture and Human*, pages 730–735, 2009.
- [63] Antje Hüter-Becker, H Schewe, and Wolfgang Heipertz. *Fisiología y teoría del entrenamiento*. Editorial Paidotribo, 2006.
- [64] Cecilia Berlin and Caroline Adams. *Production ergonomics: Designing work systems to support optimal human performance*. Ubiquity Press, 2017.

- [65] Raúl Padrón. El mecanismo molecular de la regulación de la contracción muscular. *Archivos Venezolanos de Farmacología y Terapéutica*, 27(1):2–4, 2008.
- [66] Julian David Atkinson. *Computational modelling techniques to determine patellofemoral joint loads*. PhD thesis, Stellenbosch: Stellenbosch University, 2018.
- [67] PR García. Fuerza, su clasificación y pruebas de valoración. *Revista de la Facultad de Educación, Universidad de Murcia*, pages 2–10, 2007.
- [68] Xavier Aguado Jódar, Ignacio Grande Rodríguez, and José Luis López Elvira. Consideraciones sobre conceptos y clasificaciones de la fuerza muscular desde el punto de vista mecánico. *Colección ICD: Investigación en ciencias del deporte*, (21), 2011.
- [69] Pedro Pérez Soriano and Salvador Llana Belloch. la instrumentación en la biomecánica deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise*, 2(II):26–41, 2007.
- [70] Iván Chulvi Medrano. Fundamentos biomecánicos de los dispositivos para el entrenamiento de fuerza:: una revisión. *Scientia: revista multidisciplinar de ciencias de la salud*, 16(1):26–39, 2011.
- [71] MA Nerin, JA Montaña, L Carrasco, and J Martínez. Evaluación isocinética de la musculatura flexoextensora de la rodilla en universitarios: estudio preliminar. *Revista de Trauma, Ortopedia y Deporte. N°24. P*, pages 24–31, 2007.
- [72] F Huesa Jiménez, J García Díaz, and J Vargas Montes. Dinamometría isocinética. *Rehabilitación*, 39(6):288–296, 2005.
- [73] Daniel Alejandro Ponce, Carlos Alberto Martin, Daniel Martins, and Mário César de Andrade. Conceitualização e análise crítica dos dinamômetros isocinéticos. 2013.
- [74] Fabíola da Silva Rosa, Daniel Alejandro Ponce Saldias, Daniel Martins, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, Ari Digiácomo Ocampo Moré, and Carlos Martin. Conceptual design of isokinetic dynamometer: Modeling and simulation. 2013.
- [75] F Ayala, P Sainz de Baranda, M De Ste Croix, and Fernando Santonja. Fiabilidad absoluta de las medidas isocinéticas para estimar la función muscular. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 13(52):799–830, 2013.
- [76] R Gutiérrez, PA Niño-Suarez, OF Aviles-Sanchez, F Vanegas, and J Duque. Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. In *Memorias del 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Cusco, Perú*, 2007.

- [77] Pablo Andrés Uriza Antorveza. *Diseño e implementación de un exoesqueleto para asistir en la rehabilitación de los movimientos de extensión y flexión del codo humano*. PhD thesis, Uniandes, 2013.
- [78] Christian Alex Campos Jara, Iker Javier Bautista González, Luis Javier Chiroso Ríos, Ignacio Martín Tamayo, Antonio Eduardo Lopez Fuenzalida, and Ignacio Jesús Chiroso Ríos. Validación y fiabilidad del dispositivo haefni health system 1.0 en la medición de la velocidad en el rango isocinético. *Cuadernos de Psicología del Deporte*, 14(2):91–98, 2014.
- [79] Olga Lucía Hincapié. Elaboración de estándares de la fuerza de agarre en individuos sanos entre 20 y 70 años residentes en la localidad de usaquén, bogotá. *Revista Colombiana de Rehabilitación*, 6(1):5–20, 2007.
- [80] T Rousselon, J Chervin, M Vercoutère, and E Masméjean. Patología del codo y rehabilitación. *EMC-Kinesiterapia-Medicina Física*, 28(1):1–17, 2007.
- [81] GC Arce. Ortesis de miembros superiores. *Clasificación, funciones, prototipos, características, Indicaciones [Internet]*. Lima, Perú: Medicina de rehabilitación, 2005.
- [82] Gerardo Daniel Vaca Carranco. *Diseño de órtesis activa para rehabilitación de codo*. PhD thesis, Pontificia Universidad Católica del Ecuador Sede Ibarra, 2019.
- [83] Vanessa Montoya-Leal and Vera Z Pérez. Valoración cuantitativa para la reincorporación ocupacional. *Revista Salud Uninorte*, 32(2):319–336, 2016.
- [84] Jean Carlo Salazar Cortés. Diseño e implementación de un sensor de fuerza de 6 grados de libertad. Master’s thesis, Universitat Politècnica de Catalunya, 2011.
- [85] A Cervieri, André Felipe Schneider, M Zaro, and Marco Aurélio Vaz. Adaptação do braço mecânico do dinamômetro isocinético cybex (modelo norm) para medições de flutuações de força. In *VII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 1999.
- [86] Otniel Portillo Rodríguez, Javier Gálvez Castillo, Jorge Rodríguez Arce, Oscar Sandoval-González, and Rigoberto Martínez Méndez. Mango instrumentado para la medición fuerza máxima sostenida de la mano.
- [87] Eleftherios Kellis and Vasilios Baltzopoulos. Isokinetic eccentric exercise. *Sports medicine*, 19(3):202–222, 1995.
- [88] Christian Salamea Palacios and Santiago Luna Romero. Calibración automática en filtros adaptativos para el procesamiento de señales emg. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*, 16(2):232–237, 2019.

- [89] Montserrat Gil-Martínez, Ricardo Martín Marín, and Carlos Elvira Izurrategui. Estrategias de identificación de un motor dc desde aplicación software sobre pc.
- [90] Cristian Alejandro Vergara and PhD Carlos Francisco Rodríguez. Control de fuerza para una plataforma stewart con aplicación a la rehabilitación.
- [91] E López-Vidriero, M Manzano, C Molano, M Corrales, D Collado, L Arráez, and M Rodosky. Evaluación biomecánica de la carga final de la tenodesis de bíceps. 2008.
- [92] Pablo David Tapia Moran. Prototipo compacto de codo con movimientos integrados de flexión-extensión y pronosupinación: diseño mecánico. B.S. thesis, 2017.
- [93] José Ricardo Valencia Ramírez and Juan Antonio Sánchez Márquez. Desarrollo de una balanza electrónica a base de un sensor de presión resistivo y/o un sensor de peso acoplado a un microcontrolador arduino. *Jóvenes en la ciencia*, 4(1):2992–2997, 2018.
- [94] Diego Lopez Pulache. Sistema domótico para mejorar el confort al realizar actividades para personas con discapacidad de locomoción utilizando tecnología arduino y android. *Innovacion en ingeniería*, 2(1), 2016.
- [95] Juan Francisco Ayala-Lozano, Guillermo Urriolagoitia-Sosa, Beatriz Romero-Angeles, Christopher René Torres-San Migue, Luis Antonio Aguilar-Pérez, and Guillermo Manuel Urriolagoitia-Calderón. Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, 17(1):79–90, 2015.
- [96] Johnny Marcelo Revelo Burbano. Prototipo rehabilitador pasivo de codo para asistencia en actividades de fisioterapia. B.S. thesis, 2017.
- [97] José Froilán Perugachi Perugachi. Prototipo rehabilitador isocinético pasivo de rodilla. B.S. thesis, 2016.
- [98] Daniel Alejandro Ponce Saldías, Daniel Martins, Carlos Martin, Fabíola Da Silva Rosa, Carlos Rodrigo de Mello Roesler, and Ari Digiácomo Ocampo Moré. Desarrollo de un prototipo a escala de dinamómetro isocinético. *Ingeniare. Revista chilena de ingeniería*, 23(2):196–207, 2015.
- [99] Jairo Estrada, Jesús Antonio Camacho, María Teresa Restrepo, and Carlos Mario Parra. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana 1995. *Facultad Nacional de Salud Pública*, 15(2), 1998.
- [100] Baihaqi Siregar, Dina Fadhillah, Ulfi Andayani, Heru Pranoto, Fahmi Fahmi, et al. Simulation of waste transport monitoring based on garbage load capacity using load cell. In *2017 International Conference on ICT For Smart Society (ICISS)*, pages 1–7. IEEE, 2017.

-
- [101] Nicolás Cortes-Torres, Andrés F Duque Montenegro, Angie K Guasca Gallardo, et al. Methodology for calibration and data processing in an experimental assembly of green roofs.
- [102] Jorge Luis Muñoz Solorzano, Julian Andres Criollo Hernandez, et al. Instrumentación de datos de la fuerza vs desplazamiento en el dispositivo desarrollado para el estudio de suelos no drenados en campo abierto.
- [103] Antonio Creus Solé. *Instrumentos industriales: su ajuste y calibración*. Marcombo, 2009.
- [104] Jordi Riu, Ricard Boqué, Alicia Maroto, and F Xavier Rius. Trazabilidad en medidas físicas mediante calibración directa: calibración de una balanza. *Técnicas de Laboratorio-Barcelona-*, pages 732–735, 2001.
- [105] Luis Enrique Llamosa, Luis G Meza Contreras, and Marcela Botero Arbelaez. Estudio de repetibilidad y reproducibilidad utilizando el método de promedios y rangos para el aseguramiento de la calidad de los resultados de calibración de acuerdo con la norma técnica ntciso/iec 17025. *Scientia et technica*, 1(35), 2007.
- [106] P Moya and STEPHANIE Vásquez. *Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca*. PhD thesis, Tesis, Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Sangolquí, 2014.
- [107] Cesar Humberto Guzmán Valdivia, José Luis Carrera Escobedo, Andrés Blanco Ortega, Marco Antonio Oliver Salazar, and Fabio Abel Gómez Becerra. Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: Tobibot. *Ingeniería mecánica, tecnología y desarrollo*, 5(1):255–264, 2014.
- [108] Asociación Médica Mundial. Declaración de helsinki. *Relaciones Internacionales*, 2009.
- [109] FL De Koning, RA Binkhorst, JA Vos, and MA Van't Hof. The force-velocity relationship of arm flexion in untrained males and females and arm-trained athletes. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 54(1):89–94, 1985.
- [110] Iker Javier Bautista González et al. *Diseño y validación de una escala de percepción de la velocidad para monitorizar la intensidad en el entrenamiento de la fuerza*. Universidad de Granada, 2013.