



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO



FACULTAD DE INGENIERÍA

SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA MEDICIÓN
DE FUERZA DE PINZA EN LA MANO Y
MOVIMIENTO ARTICULAR DE LA MUÑECA

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRA EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA.

PRESENTA:

RUTH MONTES DE OCA ARMEAGA

TUTOR ACADÉMICO:

DR. RIGOBERTO MARTÍNEZ MÉNDEZ

TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO.

ENERO DE 2017

Resumen

Esta tesis presenta el desarrollo de una herramienta propuesta para ayudar a los especialistas médicos en la evaluación la mano en pacientes con problemas de motricidad, apoyándose en la prueba funcional *Motricity Index (MI)*, con la cual se evalúa la coordinación y fuerza de los músculos de la mano al sostener un cubo con los dedos índice y pulgar, es decir, al realizar el agarre de pinza.

La herramienta que se desarrolló consiste en un cubo instrumentado que mide la fuerza y el temblor que aplica el paciente al realizar el agarre de pinza en la prueba *MI*. El cubo tiene unas dimensiones de 3.5 cm por lado y es capaz de medir en un rango desde 0 hasta 19.13 kgf.

Para obtener la información del cubo instrumentado, se diseñó un programa que permite guardar las mediciones de la fuerza y temblor, y desplegar los valores máximos y promedio de las diferentes etapas de la prueba funcional realizada por el paciente.

Para complementar el proyecto, se realizaron pruebas a 73 alumnos de ambos sexos de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEM), con lo que se obtuvieron los valores máximos y promedios de la fuerza al realizar la prueba *MI*, además se midió la frecuencia y amplitud en aceleración del temblor durante la prueba.

Los resultados obtenidos son similares a los reportados en la literatura para un tipo de muestra con características físicas similares al utilizado en este trabajo. Se obtuvo que la fuerza máxima para la población masculina fue de $6,3 \pm 2,3$ kgf y para la población femenina fue de $4,8 \pm 1,9$ kgf. En el caso del temblor, se encontró que los hombres presentaron una frecuencia promedio de $11,1 \pm 2,8$ Hz con una

II

amplitud de $20,7 \pm 13,7$ mg, y las mujeres tuvieron una frecuencia de $10,4 \pm 3,8$ Hz con una amplitud de $14,1 \pm 13,3$ mg.

Se puede concluir que el dispositivo desarrollado es factible para ser utilizado en conjunto con la prueba *MI* y otras pruebas que requieran de la medición de la fuerza de pinza y del temblor. Además, dado que con este dispositivo se pueden obtener datos de la aceleración y velocidad angular, mediante la aplicación de algoritmos y otros sensores auxiliares, no cubiertos en esta tesis, en un trabajo futuro se podría evaluar el movimiento articular de la mano.

Índice general

| | |
|--|-----------|
| Resumen | I |
| Índice de figuras | VI |
| Índice de tablas | IX |
| 1. Introducción | 1 |
| 1.1. Planteamiento del problema | 1 |
| 1.2. Justificación | 3 |
| 1.3. Meta de ingeniería | 4 |
| 1.4. Objetivos | 4 |
| 1.5. Alcances y limitaciones | 4 |
| 1.6. Contenido del trabajo | 5 |
| 2. Antecedentes | 6 |
| 2.1. Marco teórico | 6 |
| 2.1.1. Breve resumen den sobre la evolución de la mano | 7 |
| 2.1.2. Conceptos anatómicos de la mano | 8 |
| 2.1.3. Motricidad de la mano | 10 |
| 2.1.4. Patologías que afectan a la motricidad en la mano | 15 |
| 2.1.5. Temblor | 17 |
| 2.2. Estado del arte | 19 |
| 2.2.1. Evaluación de la mano | 19 |
| 2.2.2. Técnicas cualitativas para la evaluación de la mano | 22 |
| 2.2.2.1. Action Research Arm Test (ARAT) | 24 |
| 2.2.2.2. Box and Block Test (BBT) | 25 |
| 2.2.2.3. Chedoke-McMaster Stroke Assessment (CMSA) | 26 |
| 2.2.2.4. Frenchay Arm Test (FAT) | 27 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 2.2.2.5. | Jebsen Hand Function Test (JHFT) | 28 |
| 2.2.2.6. | Motor Assessment Scale (MAS) | 29 |
| 2.2.2.7. | Motricity Index (MI) | 29 |
| 2.2.2.8. | Nine-Hole Peg Test (NHPT) | 31 |
| 2.2.3. | Técnicas cuantitativas para la evaluación de la mano . . . | 32 |
| 2.2.3.1. | Jamar Digital/Hydraulic Pinch Gauge | 35 |
| 2.2.3.2. | Pinch-Gauge B&L | 36 |
| 2.2.3.3. | Digital Pinch/Grip Analyser MIE | 36 |
| 2.2.4. | Proyectos relacionados con la evaluación de la mano | 37 |
| 3. | Desarrollo del dispositivo | 45 |
| 3.1. | Requisitos de diseño | 46 |
| 3.2. | Selección de sensores | 48 |
| 3.3. | Diseño del sistema | 52 |
| 3.3.1. | Circuito electrónico | 53 |
| 3.3.2. | Diseño del cubo | 62 |
| 3.3.3. | Funcionamiento del cubo | 64 |
| 3.4. | Firmware y software | 65 |
| 3.4.1. | Programa del microcontrolador | 65 |
| 3.4.2. | Software de interpretación de datos | 68 |
| 4. | Pruebas experimentales | 74 |
| 4.1. | Pruebas del sistema | 74 |
| 4.1.1. | Frecuencia de muestreo | 74 |
| 4.1.2. | Nivel de ruido en las señales | 76 |
| 4.2. | Calibración de sensores | 79 |
| 4.2.1. | Pruebas con dinamómetro | 82 |
| 4.2.2. | Pruebas con el acelerómetro | 85 |
| 4.3. | Pruebas en sujetos sanos | 86 |
| 4.3.1. | Protocolo de pruebas | 87 |
| 4.3.1.1. | Criterios de inclusión | 87 |
| 4.3.1.2. | Criterios de exclusión | 88 |
| 4.3.1.3. | Criterios de eliminación | 88 |
| 4.3.1.4. | Instrumentos | 89 |
| 4.3.1.5. | Equipo | 89 |

| | |
|---|------------|
| <i>ÍNDICE GENERAL</i> | V |
| 4.3.1.6. Instalaciones | 89 |
| 4.3.1.7. Procedimiento de la prueba | 89 |
| 4.3.1.8. Consideraciones | 90 |
| 5. Resultados | 92 |
| Discusiones y conclusiones | 107 |
| Apéndice A | 113 |
| Apéndice B | 115 |
| Apéndice C | 121 |
| Apéndice D | 140 |
| Apéndice E | 142 |
| Apéndice F | 144 |
| Bibliografía | 146 |

Índice de figuras

| | |
|---|----|
| 2.1. Vista palmar de los huesos de la mano y la muñeca. | 9 |
| 2.2. Prensión bilateral. | 11 |
| 2.3. Movimientos de no prensión. | 11 |
| 2.4. Tipos de agarre completo. | 12 |
| 2.5. Tipos de agarre de pinza: pinza de punta, pinza tridigital y pinza lateral. | 12 |
| 2.6. Ejemplo de una fractura en la mano. | 15 |
| 2.7. Mano de un paciente que padece artritis. | 16 |
| 2.8. Ejemplos de deformaciones que afectan a la motricidad de la mano, como es el dedo martillo y la deformidad de cuello de cisne. | 16 |
| 2.9. Arterias que se presionan en la prueba Allen. | 20 |
| 2.10. Herramientas empleadas en la prueba <i>ARAT</i> | 24 |
| 2.11. Paciente llevando a cabo la prueba <i>BBT</i> | 26 |
| 2.12. Herramientas empleadas en el <i>NHPT</i> | 32 |
| 2.13. Grupo de monofilamentos Semmes-Weinstein. | 33 |
| 2.14. Partes de un goniómetro. | 33 |
| 2.15. <i>BTE</i> , un ejemplo de un dinamómetro isocinético. | 34 |
| 2.16. <i>Jamar Digital Pinch Gauge</i> y <i>Jamar Hydraulic Pinch Gauge</i> | 35 |
| 2.17. <i>Pinch-Gauge B&L</i> | 36 |
| 2.18. <i>Digital Pinch/Grip Analyser MIE</i> | 36 |
| 2.19. <i>Tactile sensor</i> | 37 |
| 2.20. <i>Rutgers Master II Glove</i> | 38 |
| 2.21. <i>Pinch grip sensor</i> | 39 |
| 2.22. Movimientos realizados al usar el <i>Music Glove</i> | 40 |
| 2.23. Manipulación del <i>iBox</i> para aplicar el agarre de pinza y el agarre completo | 41 |

| | |
|--|----|
| 2.24. Exoesqueleto para asistir el dedo índice. | 41 |
| 2.25. <i>Finger Tactile Pressure Sensing System</i> | 42 |
| 3.1. Comparación de tamaño entre celda de carga evaluada y cubo. . . | 48 |
| 3.2. Sensor FSR 402. | 49 |
| 3.3. Curva de relación de fuerza-resistencia del FSR. | 50 |
| 3.4. Conexión básica del FSR. | 51 |
| 3.5. MPU-6050. | 52 |
| 3.6. Módulo HC-05. | 54 |
| 3.7. Microcontrolador PIC18F4520. | 55 |
| 3.8. Diagrama del flujo de información entre sensores, microcontrolador y módulo bluetooth. | 56 |
| 3.9. Primer prototipo del circuito en protoboard. | 56 |
| 3.10. Cargador TP4056 para pila LiPo. | 57 |
| 3.11. Diagrama eléctrico de la primera tarjeta. | 59 |
| 3.12. Diagrama eléctrico de la segunda tarjeta. | 60 |
| 3.13. Tarjetas PCB obtenidas con el método de planchado. | 61 |
| 3.14. Conexión de tarjetas PCB del sistema. | 61 |
| 3.15. Primer prototipo del cubo. | 62 |
| 3.16. Modelo y prototipo final del cubo. | 63 |
| 3.17. Sistema armado. | 64 |
| 3.18. Diagrama de flujo del programa en el microcontrolador. | 66 |
| 3.19. Diagrama de flujo del programa de interrupción recepción serial. . | 67 |
| 3.20. Diagrama de flujo del programa de la interrupción del timer. . . . | 68 |
| 3.21. Diagrama preliminar en GUI de Matlab. | 69 |
| 3.22. Pantalla principal del programa en Matlab. | 70 |
| 3.23. Pantalla que se muestra al comenzar prueba. | 70 |
| 3.24. Estructura de la matriz donde se guarda las mediciones obtenidas durante la prueba. | 71 |
| 3.25. Tabla de los valores de fuerza máximos para las diferentes etapas de la prueba. | 72 |
| 3.26. Tabla de los valores de frecuencia y amplitud máximos del temblor. | 73 |
| 4.1. Comprobación de la frecuencia de muestreo. | 75 |
| 4.2. Señales obtenidas por los canales del ADC. | 75 |

| | |
|--|-----|
| 4.3. Señal obtenida por el FSR sin carga. | 76 |
| 4.4. Medidor de Fuerza Digital <i>AFG</i> acoplado a un Soporte Manual de Ensayo. | 77 |
| 4.5. Señal obtenida por el FSR con carga constante. | 78 |
| 4.6. Gráfica que muestra el comportamiento de la función del sensor del índice. | 81 |
| 4.7. Gráfica que muestra el comportamiento de la función del sensor del pulgar. | 81 |
| 4.8. Gráfica que muestra el comportamiento del acelerómetro en el eje X en la prueba estática. | 85 |
| 4.9. Distancia necesaria entre el borde de la mesa y el sujeto, y ubicación del cubo en la mesa. | 91 |
| 4.10. Etapas de la prueba funcional <i>MI</i> | 91 |
| 5.1. Etapas del <i>MI</i> : <i>sujeta</i> (a), <i>eleva</i> (b) y <i>agarra</i> (c) | 93 |
| 5.2. Identificación de las etapas de la prueba funcional | 94 |
| 5.3. Pantalla del programa que permite la segmentación manual de la prueba | 96 |
| 5.4. Pantalla donde se muestra los puntos seleccionados para segmentar | 96 |
| 5.5. Gráfica donde se muestran las señales de fuerza de ambos dedos | 97 |
| 5.6. Espectros en frecuencia de las señales de aceleración de la etapa denominada <i>fuerza máxima</i> | 98 |
| 5.7. Espectros en frecuencia de las señales de aceleración de la etapa denominada <i>eleva</i> | 99 |
| 5.8. Diagramas de caja de la fuerza máxima para la mano dominante y la mano no dominante | 103 |
| 5.9. Diagramas de caja de la fuerza promedio para la mano dominante y la mano no dominante | 104 |
| 5.10. Diagramas de caja de la frecuencia máxima en el <i>Eje x</i> para la mano dominante y la mano no dominante | 105 |

Índice de tablas

| | |
|---|-----|
| 2.1. Valores máximos y mínimos del agarre de pinza reportados en la literatura. | 13 |
| 2.2. Frecuencia al día de cada tipo de agarre. | 15 |
| 2.3. Escala modificada de Fahn-Tolosa-Marin para evaluar el temblor. | 18 |
| 2.4. Escala <i>Medical Research Council</i> | 21 |
| 2.5. Características de pruebas funcionales empleadas para la evaluación de la mano. | 23 |
| 2.6. Escala para el <i>Action Research Arm Test</i> | 25 |
| 2.7. Escala del <i>CMSA</i> para el <i>Activity Inventory</i> | 27 |
| 2.8. Escala del <i>CMSA</i> para el <i>Impairment Inventory</i> | 27 |
| 2.9. Comparación de las escalas <i>MRC</i> y <i>MI</i> | 30 |
| 2.10. Obtención de la calificación del <i>Motricity Index</i> | 31 |
| 2.11. Tiempo normal en realizar el <i>NHPT</i> | 32 |
| 4.1. Características de las señales de los sensores FSR con carga constante | 79 |
| 4.2. Desviación estándar de los sensores FSR. | 83 |
| 4.3. Error absoluto y relativo de los sensores FSR. | 84 |
| 4.4. Características de las señales del acelerómetro | 86 |
| 4.5. Características técnicas del cubo instrumentado | 86 |
| 5.1. Características fisiológicas de la muestra | 93 |
| 5.2. Orden de los valores de fuerza guardados en el vector r | 97 |
| 5.3. Orden de los valores de frecuencia guardados en el vector r | 99 |
| 5.4. Valores máximos y promedios de la mano dominante | 101 |
| 5.5. Valores máximos y promedios de la mano no dominante | 102 |
| 5.6. Medianas de las FMx, FM y FP de la suma de fuerzas de ambos dedos para todas las etapas de la prueba | 106 |

| | |
|---|-----|
| 5.7. Comparación de las características físicas y valores de fuerza de agarre de pinza. | 108 |
| 5.8. | 141 |

Capítulo 1

Introducción

En este documento se describe la instrumentación de un cubo que se emplea en la prueba funcional llamada *Motricity Index (MI)*, la cual se utiliza para evaluar la mano de personas con problemas motrices. El cubo instrumentado permite medir la fuerza que aplica el paciente al realizar el agarre de pinza, además de medir el temblor de la mano durante la prueba *MI*.

En el presente documento se dan conocer los conceptos básicos y de diseño del dispositivo, las pruebas de calibración del sistema y se describe el protocolo de pruebas en sujetos sanos, así como los resultados obtenidos en la población de muestra.

1.1. Planteamiento del problema

De acuerdo a estudios realizados por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), en México existen 5 739 270 personas que tienen alguna discapacidad [1], de las cuales el 30.7% tiene problemas para utilizar las manos y los brazos [2]. Además, el 40.7% de la población con discapacidades son adultos mayores, grupo que se estima crecerá de un 10% a un 25% en las siguientes tres décadas, lo que significará un crecimiento en la población que sufre de discapaci-

dades motrices, debido a que la vejez se encuentra ligada con el padecimiento de discapacidades [1].

Las personas que presentan problemas motores, requieren una evaluación tanto de la disfunción motora como del progreso en su rehabilitación al utilizar un determinado tratamiento. Por tal razón, los médicos especialistas obtienen un diagnóstico aplicando exámenes físicos y neurológicos, apoyándose en herramientas como son: técnicas cualitativas (pruebas funcionales) y cuantitativas (dinamómetros, goniómetros y aestesiómetros) [3, 4].

De acuerdo con Sunderland et al. [5] el empleo de las pruebas funcionales y los dinamómetros permiten una evaluación integral de la mano debido a que, con las primeras se obtiene información de la destreza y habilidad de la mano para realizar actividades cotidianas (comer, vestirse, aseo personal), en cambio, con los dinamómetros se puede conocer la magnitud de la fuerza aplicada en la mano para sostener algún objeto [6].

Generalmente, los médicos especialistas emplean las pruebas funcionales, ya que la mayoría de éstas no requieren herramientas costosas y son fáciles de aplicar en el consultorio. Sin embargo, la desventaja es que son cualitativas y los resultados pueden variar de una evaluación a otra dependiendo de la experiencia del aplicador de la prueba.

Para tratar de minimizar este problema se suelen emplear dispositivos de medición que aporten datos cuantitativos, tales como los dinamómetros para medir la fuerza. El problema de ésta práctica es que ahora el médico emplea más tiempo para evaluar a los pacientes porque debe realizar primero la prueba funcional y después la medición de fuerza (o viceversa), además, requiere más herramientas. Por otro lado, los datos obtenidos (cualitativos y cuantitativos) muchas veces no están correlacionados implícitamente ya que se obtienen de dos pruebas diferentes en momentos diferentes, y por tanto no se sabe que fuerza se aplicó durante la tarea funcional. En el estado del arte no se encuentran dispositivos comerciales o prototipos que permitan obtener dicha información durante las pruebas funcionales.

Como solución a la problemática planteada, en este trabajo se presenta una propuesta para que los médicos especialistas puedan realizar ambas evaluaciones (cualitativa y cuantitativa) simultáneamente, por medio de la instrumentación de un cubo empleado en una de las pruebas más comúnmente usadas.

La prueba funcional elegida es la denominada Motricity Index (*MI*), la cual es fácil y de rápida aplicación (dura menos 5 minutos), no requiere algún entrenamiento especial para utilizarla y además, facilita la evaluación de pacientes con problemas cerebrovasculares [7, 8].

1.2. Justificación

La creación de un dispositivo como el que se propone en este trabajo de tesis podría ayudar en la evaluación de problemas motrices de la mano, originados debido a enfermedades patológicas, fracturas y problemas del sistema nervioso, que es para lo que comúnmente se emplea la prueba (*MI*) [7].

El uso del dispositivo propuesto permitiría obtener simultáneamente valores cuantitativos de fuerza y temblor de la mano bajo evaluación y correlacionarlos directamente con la prueba funcional cualitativa (*MI*). Esto ayudaría al personal médico especialista, no sólo a obtener más y mejores datos para realizar un diagnóstico o seguimiento, sino que también reduciría el tiempo de la prueba al realizar ambas mediciones simultáneamente.

Por otro lado, dado que el dispositivo propuesto tiene la capacidad de adquirir señales de aceleración y velocidad angular, se podrían utilizar estas señales para determinar la posición del cubo en el espacio tridimensional y con ello, mediante otros sensores o algoritmos no descritos en este trabajo de tesis, determinar parcialmente el movimiento articular de la mano.

1.3. Meta de ingeniería

Diseñar y desarrollar un dispositivo electrónico que permita cuantificar la fuerza y el temblor en la mano durante la aplicación de la prueba funcional *MI*, con lo cual se disminuirá el tiempo de evaluación de la mano y se obtendrá información extra para complementar el diagnóstico médico.

1.4. Objetivos

El objetivo general de este proyecto de tesis es instrumentar el cubo comúnmente empleado en la prueba funcional Motricity Index, para medir la fuerza aplicada por el paciente en el agarre de pinza, además del temblor mediante un acelerómetro.

Los objetivos particulares del proyecto son:

- Medir la fuerza aplicada al cubo por los dedos índice y pulgar (fuerza de pinza).
- Obtener la frecuencia y amplitud en aceleración del temblor presentado por el paciente, al realizar la prueba funcional.
- Desarrollar un programa que permita desplegar y analizar los datos obtenidos.

1.5. Alcances y limitaciones

- Diseñar y construir un dispositivo electrónico capaz de medir la fuerza de agarre de pinza de la mano, específicamente pensado para ser usado durante la aplicación de la prueba funcional *Motricity Index*.
- El dispositivo también será capaz de adquirir señales de aceleración aplicada al cubo con el objetivo de ayudar en el análisis del temblor de la mano mientras se aplica la prueba funcional *Motricity Index*.
- Desarrollar una interfaz simple que permita guardar y analizar los datos de fuerza y aceleración .

- Realizar pruebas preliminares del dispositivo en sujetos sanos y jóvenes (20 a 39 años).
- El tamaño del cubo podría ser mayor al tamaño estándar debido a limitaciones en la tecnología usada por motivos de disponibilidad y costo.

1.6. Contenido del trabajo

El presente documento está compuesto por 5 capítulos, el primer capítulo presenta las generalidades, objetivos y limitaciones del proyecto de investigación.

En el segundo capítulo, con el objetivo de familiarizar al lector con el tema, se describen conceptos básicos sobre la motricidad de la mano y las patologías que la afectan. Además, se explican las técnicas empleadas para evaluar la motricidad de la mano, principalmente del agarre de pinza.

El tercer capítulo presenta el trabajo de diseño del dispositivo, incluyendo la selección de los elementos electrónicos empleados, además, se describe el programa que se desarrolló para desplegar la información adquirida durante las sesiones de la prueba funcional.

En el capítulo cuatro se describen las pruebas que se emplearon para evaluar la funcionalidad del dispositivo, además, se explican las pruebas que se realizaron en personas sanas y el protocolo implementado para llevarlas a cabo.

En el capítulo cinco se muestran los resultados obtenidos usando el sistema, al aplicar la prueba funcional *MI* en personas sanas.

Finalmente se presentan las conclusiones del trabajo seguidas por los apéndices.

Capítulo 2

Antecedentes

El presente capítulo contiene conceptos básicos para familiarizar al lector sobre la evaluación de la mano, por lo cual está dividido en dos partes, en la primera sección se realiza una descripción sobre el funcionamiento de la mano y las patologías que afectan su motricidad.

En la segunda parte del capítulo se dan a conocer las técnicas y dispositivos convencionales usados por los especialistas para la evaluación del miembro superior del cuerpo, además, se presentan algunos proyectos que se han desarrollado tanto para la evaluación como para la rehabilitación del paciente.

2.1. Marco teórico

La estructura del cuerpo humano es el resultado de la evolución del hombre a través de la historia debido a cambios del estilo de vida, como por ejemplo la alimentación e implementación de nuevas actividades para su supervivencia (agricultura, pesca, etc.) [9].

En el caso de la mano, su evolución ha permitido que el ser humano sea capaz de realizar movimientos precisos, manipular objetos y realizar tareas complicadas como escribir, esculpir, pintar, entre otros [10].

La mano, en cuanto a anatomía y funcionalidad, se estudia como un miembro superior del cuerpo, su control se apoya del uso de la muñeca, codo y hombro. Para poder sujetar objetos emplea los dedos y la palma, donde el dedo pulgar permite la manipulación de objetos gracias a su función de oposición con los demás dedos [11].

A continuación se ahonda sobre el funcionamiento de la mano, los tipos de agarre que permite su estructura y las patologías que la aquejan.

2.1.1. Breve resumen den sobre la evolución de la mano

Charles Bell escribió: "La mano humana está bellamente formada, sus acciones son tan poderosas, tan libres y, sin embargo, tan delicadas, que no se piensa en su complejidad como instrumento; la utilizamos de la misma manera que respiramos: de manera inconsciente" [9].

Lo cual resulta cierto, la mano es indispensable pero poco valorada por el ser humano hasta que se presentan patologías que afectan su funcionamiento [9].

Se considera al *australopithecus* como el ancestro más directo del hombre, el cual es responsable de la evolución de la mano, gracias a que comenzó a caminar erguido; facultad que le permitió emplear las manos no solo para transportarse entre las ramas de los árboles sino también para usar herramientas [9].

Debido a que la mano se utilizó como un instrumento para realizar funciones distintas a la locomoción, la corteza cerebral del ser humano cuenta con áreas que corresponden a la capacidad sensorial y motora de la mano [9,10].

Los acontecimientos más importantes en la estructura y evolución de la mano son [12]:

- Desarrollo de manos con cinco dedos, con lo que mejora la motricidad de los dedos en comparación con los predecesores.
- Transformación de las garras a uñas.
- Desarrollo de almohadillas táctiles de alta sensibilidad en los dedos.

El aspecto fundamental de la evolución de la mano fue el desarrollo del dedo pulgar oponible con la capacidad de girar 45° alrededor de su eje longitudinal, aspecto que permitió mayor versatilidad en la mano para manipular objetos y herramientas. Además, es gracias al pulgar que el hombre tiene la habilidad casi única de asir objetos entre los dedos índice y pulgar, acción que se denomina agarre de pinza [10, 12].

Con el fin de vislumbrar la complejidad de la mano se describe en la siguiente sección se describen las diferentes partes que la componen.

2.1.2. Conceptos anatómicos de la mano

La mano está compuesta de 27 huesos asociados a piel, nervios, articulaciones y músculos [12].

La **piel** es el recubrimiento de protección de los huesos y músculos, además, ésta cuenta receptores que permiten una alta sensibilidad táctil, principalmente en el área palmar [3, 12].

Los **nervios** transportan los impulsos nerviosos, mandados desde el cerebro a todo el cuerpo, para regular las actividades corporales, además de permitir los movimientos voluntarios [3, 13].

Se le denomina **articulación** al punto de unión entre dos huesos, hueso y cartílago, o también, diente y hueso. Las articulaciones mantienen juntos a los huesos y les permiten movimiento y flexibilidad [14].

Los **músculos** contribuyen a la posición del cuerpo, la producción de movimientos, generación de calor al contraerse, además, almacenan y movilizan sustancias (sangre, bilis, enzimas, gametos, orina y alimentos) a través del organismo gracias a su contracción y relajación [14].

Un estudio de anatomía cinética de la mano muestra que se requiere el control

de más de 40 músculos para controlar el biomecánismo y destreza de la mano. Generalmente, cada dedo cuenta con 6 músculos que controlan su movimiento, a excepción del dedo índice que cuenta con un músculo adicional [3].

Los **huesos** permiten el sostén de los miembros del cuerpo y la protección de órganos internos [14]. En el caso de los huesos de la mano se pueden dividir principalmente en carpianos, metacarpianos y falanges, estas últimas se dividen a su vez en proximales, medias y distales (Figura 2.1). La estructura ósea de la mano está constituida por 8 huesos en el carpo, cinco en el metacarpo y tres en cada falange, a excepción del pulgar que solo cuenta con 2 falanges [15].

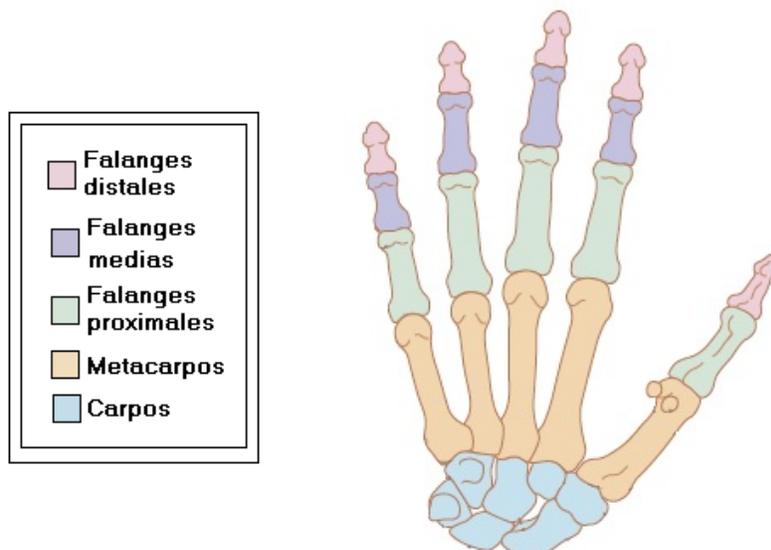


Figura 2.1: Vista palmar de los huesos de la mano y la muñeca [6].

La mano se compone de partes móviles y semifijas. La parte semifija presenta poca movilidad entre los huesos y articulaciones, la conforman los dos metacarpos y la primera fila de los carpos. La parte móvil está compuesta por los ejes de los dedos, es decir, por las falanges medias, distales y proximales [16].

La biomecánica de la mano le permite al ser humano realizar movimientos delicados y precisos, los cuales forman parte de la motricidad fina. En el siguiente apartado, se definen los conceptos de motricidad fina y gruesa; haciendo hincapié en la primera debido a que es el movimiento más empleado por el hombre en la vida diaria.

2.1.3. Motricidad de la mano

El ser humano tiene la capacidad de mover una o varias partes de su cuerpo de manera voluntaria, a esta habilidad se le denomina motricidad, la cual se clasifica en gruesa y fina [17].

La **motricidad gruesa o global** es la que implica movimientos amplios y el uso simultáneo de varias partes del cuerpo, algunos ejemplos son caminar, pararse, sentarse, etc. La motricidad requiere del control del equilibrio y depende del tono muscular, es decir, la contracción parcial, pasiva y continua de los músculos [17, 18].

A diferencia de la motricidad gruesa, la **motricidad fina** permite realizar movimientos precisos y ligeros con el cuerpo, principalmente con las manos y los dedos (algunas veces se utilizan los dedos de los pies). Las acciones de agarrar y manipular se realizan gracias a la motricidad fina, dichas acciones requieren de una coordinación visomanual y destreza [17, 18].

El agarre o prensión de la mano es un movimiento que permite sostener un objeto con la palma y los dedos [16, 19].

El agarre se emplea como un indicador del correcto funcionamiento fisiológico de la mano y brazo, debido a que se requiere del óptimo funcionamiento de la cadena cinética formada por los huesos y articulaciones de la mano, muñeca y brazo. Para implementar el agarre de la mano, se realiza lo siguiente [16, 19, 20]:

- Abrir la mano.
- Cerrar los dedos sobre el objeto.
- Aplicar fuerza de prensión en los dedos para sostener el objeto.
- Abrir la mano para liberar el objeto.

Uno de los primeros en clasificar el agarre fue Napier en 1956, quien lo dividió en: agarre de fuerza, agarre de precisión, agarre de gancho y agarre combinado [21].

Una clasificación más reciente del agarre ha sido la propuesta por Tuncay (2014), quien divide a la prensión en: prensión bilateral, no prensión, agarre completo y agarre de pinza [3].

La **prensión bilateral** (Figura 2.2) permite sostener objetos con las superficies de ambas manos [21].



Figura 2.2: Prensión bilateral [3].

La **no prensión** (Figura 2.3) consiste en emplear la mano como una base para aplicar fuerza con la extremidad superior, como por ejemplo el agarre de gancho, el uso de la mano extendida para empujar objetos, el uso de los dedos para aplicar presión. También se le denomina así a la acción de marcar el número en un teléfono usando los dedos [3].



Figura 2.3: Movimientos de no prensión [3].

El **agarre completo** (Figura 2.4), también conocido como agarre de fuerza, consiste en sujetar objetos con la palma y los dedos de la mano. Incluye los típicos agarres esféricos, cilíndricos, palmares y de potencia [3, 21].

La fuerza aplicada en el agarre completo es proporcional a algunas características físicas del ser humano, como son: altura, peso, edad y género [20]. Incluso, las horas de sueño influyen en el agarre completo, lo cual se mostró en el estudio realizado por Damn et al. [22], donde se observó la relación entre el sueño y las funciones físicas de hombres mayores de 65 años, obteniéndose valores de fuerza más débiles en personas que duermen menos de 6 horas y más de 8 horas.

Los valores de máximos fuerza en este tipo de agarre se pueden encontrar en personas dentro del rango de edad de 20 a 40 años. La fuerza del agarre completo decrece con el aumento de la edad, por la presencia de desordenes musculoesqueléticos y neurológicos [20].



Figura 2.4: Tipos de agarre completo [3].

El **agarre de pinza o agarre de precisión** permite sostener objetos con los dedos de una sola mano. En la Figura 2.5 se muestran los 3 tipos de agarre de pinza que existen, los cuales son: pinza de punta, pinza tridigital y pinza lateral [3,21].

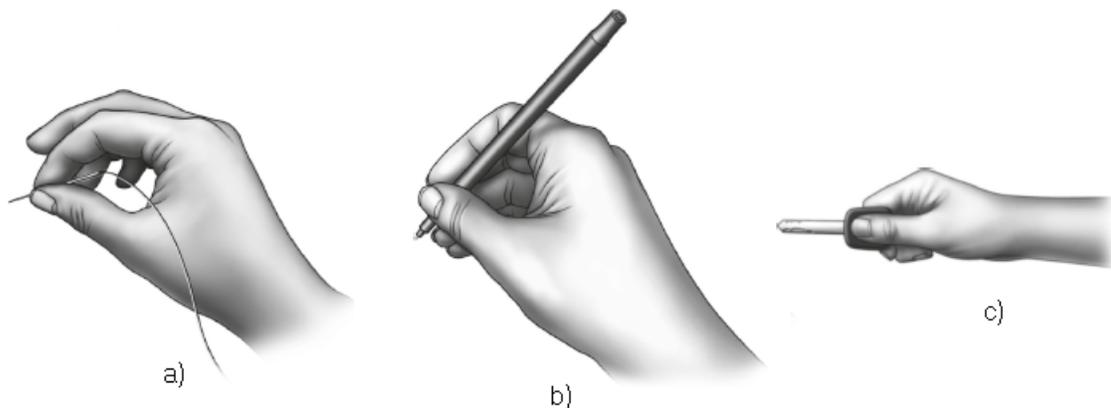


Figura 2.5: Tipos de agarre de pinza: pinza de punta (a), pinza tridigital (b) y pinza lateral (c) [3].

La **pinza de punta** consiste en sostener un objeto entre las puntas del dedo pulgar y de un segundo dedo; se considera que los bebés comienzan a utilizar este agarre desde los 9 meses de edad. La **pinza tridigital** permite agarrar un objeto con tres dedos, ya sea empleando las puntas o toda la extensión de los dedos.

Finalmente, **la pinza lateral** se define como el agarre de un objeto entre la yema del pulgar y el borde lateral de cualquiera de los demás dedos [18, 21].

Se han realizado diversos estudios sobre la fuerza máxima del agarre en personas sanas para obtener el valor normal de una población determinada en diferentes rangos de edad, algunos de ellos se muestran en la Tabla 2.1, donde se observa que el rango de fuerza del agarre de pinza oscila de 0.8 a 16.329 kgf [23, 24].

En los resultados mostrados en la Tabla 2.1 se notan algunos valores extremos, lo cual se puede deber al uso de dispositivos analógicos, cuya óptima lectura dependerá de la experiencia del aplicador de la prueba. Otros factores que influyen para la obtención de valores de fuerza más óptimos son la posición del cuerpo, la posición del dinamómetro, la correcta calibración del dinamómetro, el uso de un protocolo estandarizado y el empleo de instrucciones claras [20, 25].

| AUTOR | AÑO | RANGO DE EDAD | FUERZA MÍNIMA (kgf) | FUERZA MÁXIMA (kgf) |
|-------------------|------|---------------|---------------------|---------------------|
| Mathiowetz et al. | 1985 | 20 - 94 | 1.814 | 16.329 |
| Mathiowetz et al. | 1986 | 6 - 19 | 1.814 | 14.061 |
| Yim et al. | 2003 | 7 - 12 | 0.998 | 3.221 |
| Lorenzo et al. | 2007 | 18 - 65 | 5.57 | 8.91 |
| Puh | 2009 | 20 - 79 | 5.5 | 11.2 |
| Werle et al. | 2009 | 18 - 96 | 0.8 | 13.7 |
| Angst et al. | 2010 | 18 - 85 | 3.1 | 10.4 |
| Kim et al. | 2011 | 20 - 24 | 5.91 | 6.87 |
| Nilsen et al. | 2011 | 20 - 94 | 3.059 | 9.177 |
| Shim et al. | 2012 | 13 - 77 | 3.8 | 7.4 |

Tabla 2.1: Valores máximos y mínimos del agarre de pinza reportados en la literatura [23, 25–33].

En algunos estudios [23, 25, 30, 32] se observa que la población que comprende el rango de 20 a 39 años presenta los mayores valores de fuerza en las pruebas, incluso Mathiowetz et al. [25] comentó que después de los 39 años se observa una disminución de los valores de fuerza. Sin embargo, la *American Society of Hand Therapists (ASHT)* considera que el agarre de pinza decrece en el rango de edad de 55 a 65 años, además, considera que los factores que influyen en el agarre de pinza son el peso, estatura, tamaño de brazos, etc. [20].

En general la fuerza máxima aplicada depende del tipo de agarre, el género, la edad, el uso de la mano dominante, la oposición del dedo pulgar, la posición de los dedos que no se emplean en el agarre de pinza, la posición de la muñeca, brazo y codo, además de las instrucciones de las pruebas de fuerza. Otro dato importante que influye en los resultados de la medición de la fuerza del agarre de pinza es la dimensión del objeto que se está sosteniendo, esto fue estudiado por Imrhan y Rahman, quienes encontraron que la fuerza máxima que se mide al realizar un agarre de pinza en un objeto de 2 a 9.2 cm es de 11.1 kgf, valor que va decreciendo al aumentar el tamaño del objeto [34].

Sin embargo, usualmente el ser humano no emplea una fuerza mayor de 9 kgf al realizar agarres de pinza en las actividades cotidianas, como se demuestra en estudios [35,36] sobre la medición de fuerza aplicada por el ser humano para abrir frascos de medicamento, tapas de recipientes, aerosoles, abrir cajas, levantar tazas, subir un cierre y escribir, donde observaron que la fuerza mínima empleada fue de 0.306 kgf al escribir con un lápiz y la máxima fuerza fue de 9.054 kgf para levantar la tapa de un contenedor.

De los primeros movimientos que realiza el ser humano es el agarre completo, el cual se presenta desde recién nacido como un reflejo que será controlado aproximadamente a los 6 meses de edad, y será hasta los 9 meses cuando un bebé empleará el agarre de pinza al querer sostener diversos objetos con sus manos guiado por su curiosidad. El agarre completo y el de pinza, se van perfeccionando entre el primer y segundo año de edad, gracias a actividades como poner pequeños objetos en un contenedor, insertar clavijas en huecos, construir torres con cubos, manipular plastilina, etc. [17,18].

En España [37] se realizó un estudio sobre la frecuencia de uso de los diferentes tipos de agarre en las actividades cotidianas de la vida diaria (preparación de comida, comer, aseo personal, limpieza, orden de la casa y desplazamiento, etc.), en este se concluye que el agarre de pinza es la función que más aplica el hombre en la vida diaria. En la Tabla 2.2 se emplea la clasificación de Tuncay [3] para mostrar los resultados obtenidos en el trabajo de la *Universitat Jaume I de Castellón*.

Derivado de los datos presentados hasta aquí, se puede inferir que la mano

| AGARRE | % FRECUENCIA |
|-------------------------|---------------|
| Completo | 18.3 % |
| Pinza | 62.4 % |
| No prensión | 16 % |
| Total de agarres | 96.7 % |
| Sin analizar | 3.3 % |

Tabla 2.2: Frecuencia al día de cada tipo de agarre [37].

es un elemento muy importante del ser humano ya que la utiliza en diversas actividades de la vida diaria, por lo que, en caso de presentar algún problema en las manos, la autonomía del sujeto quedaría comprometida. En el siguiente apartado se mencionan las enfermedades más comunes que afectan la motricidad fina del hombre.

2.1.4. Patologías que afectan a la motricidad en la mano

Las diferentes patologías que disminuyen la capacidad motriz de la mano se pueden clasificar en: traumas, condiciones inflamatorias, enfermedades neurológicas y malformaciones [15,38].

Los **traumas**, incluyen heridas de punción y mutilación en la mano, que provocan daños en huesos, articulaciones, nervios, ligamentos y hasta arterias. Algunos ejemplos de traumas son: roturas tendinosas, fracturas en huesos (Figura 2.6) y lesiones en ligamentos [38].



Figura 2.6: Ejemplo de una fractura en la mano, la cual está señalada con un círculo rojo [6].

Las **condiciones inflamatorias** se refieren a la hinchazón de ligamentos y articulaciones, algunos ejemplos de enfermedades que provocan dichos padecimientos son: artritis (Figura 2.7), síndrome del canal de Guyón, síndrome del túnel carpiano, tendinitis, tenosinovitis de Quervain, etc. [4,38].



Figura 2.7: Mano de un paciente que padece artritis [6].

Las **enfermedades neurológicas** son trastornos que se presentan en el cerebro, la médula espinal y los nervios de todo el cuerpo. Las patologías de origen neurológico más conocidas son las provocadas por lesiones en los ganglios basales, tejido nervioso ubicado en el hemisferio cerebral, debido a que su principal función es la iniciación e integración del movimiento en el ser humano. Algunos ejemplos de este tipo de enfermedad son: atrofia multisistémica, distonía, distrofia muscular distal, enfermedad de Huntington, esclerosis múltiple, Parkinson, etc. [4,39].

Las **malformaciones** pueden presentarse por origen congénito, también como resultado de traumas (fracturas, luxaciones y laceraciones) y enfermedades degenerativas como la artritis. Las malformaciones más comunes son dedo martillo (Figura 2.8.a), deformidad de cuello de cisne (Figura 2.8.b) y deformidad en ojal [4, 40].

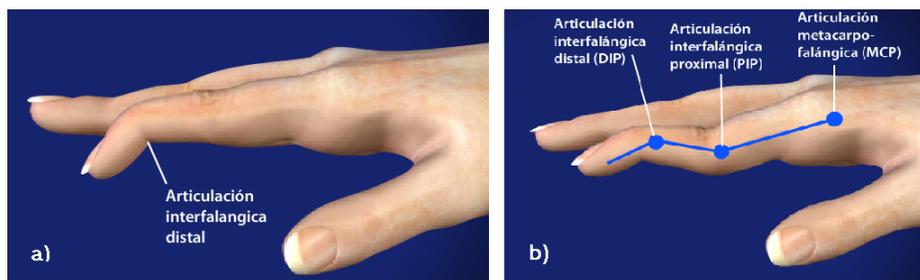


Figura 2.8: Ejemplos de deformaciones que afectan a la motricidad de la mano, como es el dedo martillo (a) y la deformidad de cuello de cisne (b) [41].

2.1.5. Temblor

Por otro lado, el temblor es un movimiento rítmico que se puede presentar en cualquier parte del cuerpo y generalmente no es voluntario, sin embargo, su mayor incidencia se presenta en las manos. El temblor no es considerado una enfermedad sino un síntoma de enfermedades neurológicas (Parkinson, distonía, etc.) y enfermedades metabólicas (diabetes, insuficiencia renal, hipertiroidismo, déficit de vitamina B12, etc.) [42–44]. Debido a la importancia diagnóstica del temblor, es importante considerar su evaluación junto con la motricidad de la mano.

El temblor también puede originarse por la privación de sueño, estrés, fatiga y consumo de sustancias estimulantes, como son la cafeína, el alcohol, la nicotina y drogas [44, 45].

Existen diversas formas de clasificar el temblor, ya sea tomando en cuenta la parte del cuerpo afectada, o midiendo la frecuencia y amplitud del movimiento. Sin embargo, Grimaldi y Manto proponen la siguiente clasificación del temblor [42, 46]:

- **Temblor fisiológico** (8-12Hz), se presenta en personas sanas en los miembros superiores del cuerpo, además, su amplitud es pequeña (menos de 1 cm) por lo que no se percibe tan fácilmente a simple vista. Existe también otro tipo de temblor fisiológico denominado *exacerbado*, el cual presenta mayor amplitud y es más visible que el temblor fisiológico. Además el temblor fisiológico exacerbado se presenta por consumo de drogas o cafeína, y en otros casos es una consecuencia de la fatiga muscular.
- **Temblor de reposo** (3-6Hz), ocurre cuando existe ausencia de movimiento en alguna parte del cuerpo.
- **Temblor postural** (4-12Hz), se observa cuando se mantiene estática alguna parte del cuerpo en contra de la fuerza de gravedad.
- **Temblor cinético** (2-7Hz), aparece cuando se realiza un movimiento voluntario con alguna extremidad del cuerpo.
- **Temblor cerebeloso** (2-10Hz), es una combinación de temblor postural y cinético que se presenta por problemas en el cerebelo.
- **Temblor isométrico** (variable), se presenta al contraer un músculo para sostener un objeto rígido.

- **Temblor ortostático** (13-18Hz), se puede observar en las piernas y el tronco al estar de pie, e incluso al contraer los músculos.
- **Temblor distónico** (4-9Hz), puede presentarse de manera postural o cinética al padecer distonía.

Algunas formas más comunes de evaluar la presencia de temblor en las personas consiste en mantener las manos en paralelo con el suelo, solicitar que el paciente toque su nariz con el dedo índice e incluso dibujar una espiral denominada de Arquímedes. En el caso de padecer temblor, los médicos especialistas identifican y evalúan el temblor apoyándose con el uso de electromiógrafos, acelerómetros, giroscopios, sistemas de rastreo y hasta videos para calificar las características que describen al temblor que son: distribución (simetría/asimetría), amplitud, estimación de la frecuencia, aumento o reducción de contracciones voluntarias [42, 46].

Una de las escalas más utilizadas para calificar el temblor es la desarrollada por Fahn, Tolosa y Marin en la cual se califica la amplitud del fenómeno, como se muestra en la Tabla 2.3 [42, 47].

| ESCALA | DESCRIPCIÓN DE LA AMPLITUD DEL TEMBLOR |
|--------|--|
| 0 | Sin temblor |
| 1 | Leve (amplitud <0.5 cm), puede ser intermitente. |
| 2 | Moderado (amplitud <2 cm), puede ser intermitente. |
| 3 | Marcado (amplitud de 1-2 cm). |
| 4 | Severo (amplitud >2 cm). |

Tabla 2.3: Escala modificada de Fahn-Tolosa-Marin para evaluar el temblor [42].

Se puede resumir este apartado mencionando que la función motriz de la mano se puede ver afectada por diferentes patologías como son: traumas, condiciones inflamatorias, enfermedades neurológicas y malformaciones, etc. Debido a la enorme gama de orígenes de mal funcionamiento de la mano es muy importante contar con herramientas que permitan evaluar correctamente el funcionamiento de la mano y con base en ello, los médico puedan realizar diagnósticos más certeros y rápidos. En el siguiente apartado se mencionan las principales herramientas con las que cuentan los especialistas para evaluar la mano.

2.2. Estado del arte

Para realizar la evaluación de la mano, los especialistas se basan en diversas herramientas, algunas proporcionan datos cualitativos y otras cuantitativos, a continuación se mencionan las más representativas.

2.2.1. Evaluación de la mano

Cuando un médico especialista (terapia física, neurología, traumatismo, reumatología, geriatría, enfermedades neuromusculares, ortopedia, etc.) realiza una evaluación de la mano, la literatura le recomienda que lleve a cabo una serie de pasos, como son: la obtención del historial del paciente, examinación física, evaluación del rango de movimiento, evaluación vascular y neurológica [3, 6, 48].

Con el **historial del paciente** se obtiene la información suficiente para realizar un diagnóstico tentativo, por lo cual se requiere conocer la condición general del paciente, además de las enfermedades sistémicas y problemas cardiovasculares que padece. Después de realizar el historial, el médico especialista deberá ser capaz de comprender la enfermedad que aqueja del paciente, así como los problemas físicos y/o psicológicos que padece o padecerá el paciente [3, 6].

La **examinación física** está compuesta por la observación, inspección y palpación. En el caso de la mano, las etapas de **observación** e **inspección** deben incluir una revisión de la homogeneidad del color de la piel y uñas, presencia de hematomas, edemas, cicatrices de antiguas heridas o cirugías, malformaciones congénitas, y también, se debe advertir si el paciente presenta una movilidad limitada en la mano [3, 6].

La **palpación** consiste en determinar la presencia de alta temperatura, tumores, nódulos, además, se observa si al presionar la mano hay cambios del color de la piel o si el paciente presenta dolor [3, 6].

La **evaluación del rango de movimiento** (*ROM*, por sus siglas en inglés de *Range of Movement*) permite conocer el arco de movimiento que se presenta en una articulación o en una serie de articulaciones, por lo que se mide en grados [3, 49, 50]. El *ROM* se apoya en la goniometría, la cual es una técnica aplicada a la medicina que permite "la medición de ángulos creados entre las articulaciones y los huesos del cuerpo" [49]. La herramienta con la que se mide el *ROM* se denomina goniómetro universal [3, 50].

El *ROM* se usa para determinar si existe pérdida del movimiento pasivo y/o activo, lo cual afecta de forma parcial o total el funcionamiento de la mano [3, 49].

Los movimientos activos son los que realiza el paciente con su misma fuerza, en cambio, los movimientos pasivos se refieren a la libertad de movimiento que tiene una articulación cuando se aplica una fuerza externa [3].

En la **evaluación del sistema vascular** se evalúa la circulación de la sangre en la mano utilizando la prueba *Allen*. La prueba consiste en comprimir las arterias ulnar y radial en periodos de 5 a 15 segundos de forma alternada y simultánea, como se muestra en la Figura 2.9. Mientras se presionan las arterias, se le solicita al paciente que cierre y abra la mano varias veces hasta que esta se encuentre pálida, el especialista debe medir el tiempo en que tarda en recuperar su color para determinar si hay buena o mala circulación en la mano [3].

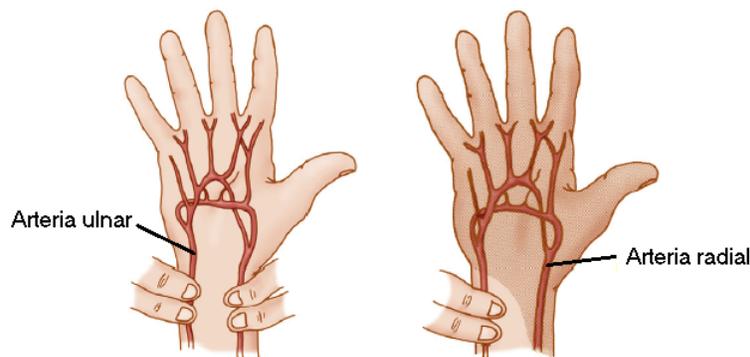


Figura 2.9: Arterias que se presionan en la prueba Allen [3].

En la **examinación neurológica** se evalúa la función sensorial de la mano, la fuerza de los músculos y la función motora. Suele apoyarse de dos tipos de técnicas, las cualitativas y cuantitativas.

Las técnicas cualitativas son las denominadas pruebas funcionales, con las que se puede obtener información sobre la destreza del paciente para realizar actividades de la vida diaria. En el caso de las técnicas cuantitativas se refiere a los instrumentos que otorgan una medida puntual de la fuerza, el *ROM* y la sensibilidad táctil de la mano, los cuales son el dinamómetro, el goniómetro, y el aestesiómetro, respectivamente [3, 6].

La **evaluación de la función sensorial** de la mano no solo se limita al tacto suave y la sensación del dolor, también, existen instrumentos que permiten medir la sensibilidad táctil, los denominados aestesiómetros. [3, 6].

La **evaluación de fuerza de los músculos y la de función motora** se encuentran relacionadas entre sí, debido a que al aplicarlas se conoce si el paciente es capaz de realizar los movimientos de flexión, extensión y abducción con los dedos y la muñeca, además, de los agarres de fuerza y precisión [3].

Con el fin de realizar un examen motor a fondo, se pueden calificar los músculos de manera individual o grupal, evaluando la fuerza de los músculos con la escala *Medical Research Council (MRC)*, desarrollada por la institución del mismo nombre que se encuentra en Inglaterra y se encarga de realizar investigación médica. La escala *MRC* se describe en la Tabla 2.4 [3, 51].

| GRADO | ACTIVIDAD MUSCULAR |
|-------|--|
| 5 | Contracciones musculares normales contra resistencia completa |
| 4 | La contracción muscular aún puede mover la articulación en contra la resistencia |
| 3 | La articulación se puede mover sólo en contra la gravedad con la resistencia del examinador completamente eliminada. |
| 2 | El músculo se mueve sólo si se elimina la resistencia de la gravedad. |
| 1 | Sólo se observa un rastro de movimiento o fasciculaciones en el músculo. |
| 0 | No se observa movimiento |

Tabla 2.4: Escala *Medical Research Council* para la evaluación muscular [3].

Para obtener un diagnóstico clínico más completo de la mano, se emplean herramientas auxiliares para respaldar los resultados, como son: radiografías, tomografías, resonancias magnéticas, electrodiagnóstico y pruebas especializadas de laboratorio [6].

2.2.2. Técnicas cualitativas para la evaluación de la mano

Las técnicas cualitativas o pruebas funcionales sirven para calificar la destreza y habilidad de los miembros del cuerpo. En el caso de la evaluación motriz de la mano se pueden encontrar 3 tipos de técnicas: las que emplean herramientas (cubos de madera, vasos, clips, peines, cilindros, etc), las que consisten en cuestionarios y las que se basan en una combinación de las anteriores [52].

Algunos ejemplos de las técnicas cualitativas que emplean herramientas son *Action Research Arm Test*, *Box and Block Test*, *Chedoke-MacMaster Stroke Assessment*, *Frenchay Arm Test*, *Jebsen Hand Function Test*, *Motor Assessment Scale*, *Motricity Index* y *Nine-Hole Peg Test*. En la Tabla 2.5, se describe el tipo de herramientas que emplean, el tiempo de duración de la prueba y en algunos casos se menciona qué otras extremidades se evalúan además de la mano [8,52–55].

En la mayoría de las pruebas funcionales se intenta que el paciente imite actividades de la vida diaria (*ADL*, por sus siglas en inglés de *Activities of daily living*) como son vestirse, moverse, comer, higiene personal, etc., ya sea con el uso de herramientas o simplemente con la implementación de cuestionarios que ayudan a evaluar la calidad de vida, donde se pueden incluir secciones que permiten medir el temblor, como por ejemplo [46]:

- ***Clinical Tremor Rating Scale***, fue desarrollada por Fahn, Tolosa y Marin en 1988, quienes consideraron necesario calificar la autonomía del paciente en *ADL*, además de determinar si el paciente presenta temblor en el cuerpo. La prueba dura de 30-90 minutos y está compuesta por un cuestionario y la implementación de una serie de actividades como escribir, dibujar y sostener vasos con agua. Para realizar la prueba sólo se requiere un lápiz, papel y vasos de plástico [42].

- ***The Unified Parkinson Disease Rating Scale***, la cual fue diseñada por Fahn, Elton y miembros del *UPDRS Development Committee* en 1987) para evaluar a pacientes que padecen Parkinson, calificando el efecto del medicamento que consumen, el funcionamiento de su sistema motor al realizar algunas *ADL* como son el habla, salivación, deglución, escritura, manipulación de utensilios, cortar la comida, vestirse, girarse en la cama y tender la cama. La prueba puede tardar en aplicarse de 40-60 minutos [42, 46].

En general, las pruebas funcionales son consideradas *instrumentos de medición* aceptables, los cuales cumplen con los requisitos de confiabilidad, validez, declaración de propósitos, criterios de equipo, instrucciones de administración, puntuación e interpretación. En los siguientes apartados se describen las pruebas funcionales mostradas en la Tabla 2.5, para conocer tanto su origen como sus características principales [6].

| PRUEBA FUNCIONAL | DURACIÓN DE LA PRUEBA | PARTES DEL CUERPO | HERRAMIENTAS |
|--|-----------------------|-------------------------------------|--|
| Action Research Arm Test (ARAT) | 6-30 min | Brazo mano | Cubos de madera, pelota de cricket, 2 tubos, vasos, arandelas, cronómetro, etc. |
| Box and Block Test (BBT) | 2-5 min | Mano brazo | Cubos de madera, caja y cronómetro |
| Chedoke-MacMaster Stroke Assessment (CMSA) | 45-60 min | Brazo hombro mano muñeca pierna pie | Jarra de café, teléfono, pasta de dientes, cuchillo, tenedor, vaso con agua, lentes, chaqueta, camisa con botones, toalla, regla, lápiz y bolsa de plástico. |
| Frenchay Arm Test (FAT) | 3 min | Brazo mano | Lápiz, papel, vaso con agua, cilindro (12 mm de diámetro por 5 cm de largo), peine, ropa y gancho de ropa. |
| Jebsen Hand Function Test (JHFT) | 15-45 min | Mano | Papel, lápiz, clips, tarjetas de 3 x 5 in y latas. |
| Motor Assessment Scale (MAS) | 15-60 min | Brazo mano | Cuchara, lápiz, tazas, taburete, objetos cilíndricos, etc. |
| Motricity Index (MI) | 5 min | Brazo mano pierna | Cubo de madera de 2.5 x 2.5 cm |
| Nine-Hole Peg Test (NHPT) | 5 min | Dedos de la mano | Tablero de madera o plástico con 9 agujeros de 10 mm de diámetro, 9 clavijas de 7 mm de diámetro y un cronómetro. |

Tabla 2.5: Características de pruebas funcionales empleadas para la evaluación de la mano [8, 52–55].

2.2.2.1. Action Research Arm Test (ARAT)

Su primera aparición se dio en 1981 por Lyle, quien lo diseñó para evaluar a pacientes que padecen hemiplejía, pero gracias al estudio realizado en 2005 por Platz se definió como una prueba funcional capaz de medir la limitación del movimiento en el brazo. Sin embargo, fue hasta 2008 que Yozbatiran, Der-Yeghiaian y Cramerse estandarizaron el procedimiento y las herramientas empleadas en la prueba [54].

La prueba *ARAT* se utiliza principalmente para cambios en la función lumbar y permite calificar 19 movimientos de las extremidades superiores, clasificándolos en movimiento grueso, agarre completo, agarre de pinza de punta, tridigital y lateral [8, 54].

En la prueba se le pide al paciente que realice actividades como peinarse o sostener objetos con la mano como son cilindros, un vaso con agua, cubos de madera, pelotas de cricket, etc., herramientas que se pueden ver en la Figura 2.10 [52]. Se le dará al paciente una calificación de 0 a 3, tomando en cuenta los criterios que se muestran en la Tabla 2.6. La calificación total de la prueba puede ser de 0 a 57.

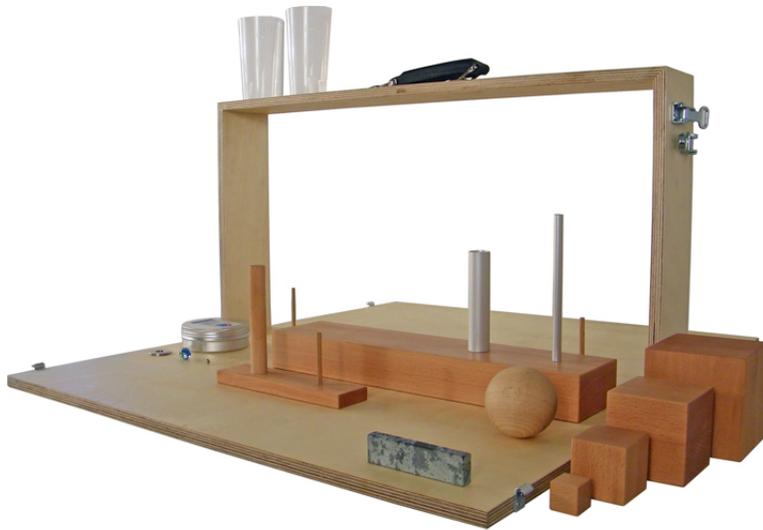


Figura 2.10: Herramientas empleadas en la prueba *ARAT* [56].

| CALIFICACIÓN | DESCRIPCIÓN |
|--------------|-------------------------------------|
| 0 | No hay movimiento posible |
| 1 | Tarea realizada parcialmente |
| 2 | Tarea realizada, pero anormalmente. |
| 3 | Tarea realizada normalmente. |

Tabla 2.6: Escala para el *Action Research Arm Test* [52].

Todas las actividades que realiza el sujeto las realiza sentado, sobre una silla estándar y sin reposabrazos. El sujeto debe mantener durante toda la prueba su espalda pegada en el respaldo de la silla, los pies en contacto con el piso y las piernas en el frente de la silla. Además, la posición de los objetos sobre la mesa se encuentra estandarizada junto con la distancia entre el sujeto y el borde de la mesa, la cual debe ser de 15 cm [57].

2.2.2.2. Box and Block Test (BBT)

La prueba *Box and Block Test* fue desarrollada por Jean Hyres y Patricia Buhler en 1957, para evaluar la destreza manual unilateral de personas con parálisis cerebral, sin embargo, la versión actualmente empleada se le debe a Mathiowetz, Volland, Kashman, y Weber, quienes estandarizaron las dimensiones del material y el procedimiento de la prueba en 1985 [24, 54].

La *BBT* requiere de una caja de madera de 53.7 x 25.4 x 8.5 cm, la cual deberá tener una tabla que divida en dos el interior de la caja, además, se necesitan 150 cubos de madera de 2.5 cm por lado, que se colocarán con una distribución aleatoria en una de las divisiones de la caja (Figura 2.11). En la prueba se le pide al paciente que se sienta con sus manos ubicadas a los lados de la caja y se le solicita mover los cubos, de uno en uno, a la división que no tiene ningún cubo [24, 54, 55].

La puntuación de la *BBT* se da al contabilizar el número de cubos que logró mover el paciente en 60 segundos con cada una de las manos [55]. Los valores normales para adultos de 40 a 75 años constituyen un rango de 61.3 a 83 cubos por minuto, observándose mejores puntuaciones en los rangos de edad de 40 a 44 años en el caso de los hombres, y en las mujeres se obtuvo mayor destreza manual en el grupo de 45 a 49 años [24, 55].



Figura 2.11: Paciente llevando a cabo la prueba *BBT* [58].

2.2.2.3. Chedoke-McMaster Stroke Assessment (CMSA)

Fue desarrollada en 1993 por Moreland, Gowland, Van Hullenaar y Huijbregts, quienes dividieron su prueba en dos partes, uno denominado *Impairment Inventory* y otro llamado *Activity Inventory*. En el primero se evalúa la presencia y severidad de impedimentos físicos, en cambio, en el *Activity Inventory* se miden los cambios en las funciones físicas, determinando si el paciente requiere asistencia para las ADL o es completamente independiente [54, 59].

La *CMSA* se emplea para personas con problemas cerebrovasculares y/o neurológicos, para ello se realiza una serie de actividades con las que se evalúa la etapa de recuperación del control postural y la función motora gruesa del brazo, la mano, el pie y la pierna [59].

En el *Activity Inventory* se le solicita al paciente que realice acciones como caminar, vestirse, utilizar objetos de la vida cotidiana como un cuchillo, un tenedor, un teléfono, un vaso, etc. En cada actividad se le dará un puntaje de 1 a 7, como se muestra en la Tabla 2.7, siendo 100 la máxima calificación obtenida en el *Activity Inventory* [59].

| CALIFICACIÓN | GRADO DE DEPENDENCIA |
|--------------|--------------------------|
| 1 | Total asistencia |
| 2 | Máxima asistencia |
| 3 | Moderada asistencia |
| 4 | Mínima asistencia |
| 5 | Supervisión |
| 6 | Independencia modificada |
| 7 | Completa independencia |

Tabla 2.7: Escala del *CMSA* para el *Activity Inventory* [55].

En el *Impairment Inventory* también se emplea la puntuación de 1 a 7, evaluación que es correspondiente a las etapas de la recuperación motora, como se muestra en la Tabla 2.8, obteniéndose 6 como puntuación mínima y 42 como máxima puntuación [8, 59].

| CALIFICACIÓN | DESCRIPCIÓN DE LA RECUPERACIÓN MOTORA |
|--------------|---|
| 1 | Parálisis flácida. |
| 2 | Espasticidad presente y se siente una resistencia al movimiento pasivo |
| 3 | Espasticidad marcada pero con presencia de movimiento voluntario dentro de los patrones sinérgicos. |
| 4 | Disminuye la espasticidad. |
| 5 | La espasticidad disminuye pero es evidente por la presencia de movimientos rápidos en los extremos del rango. |
| 6 | Coordinación y patrones de movimiento con casi normales. |
| 7 | Movimiento normal. |

Tabla 2.8: Escala del *CMSA* para el *Impairment Inventory* [55].

2.2.2.4. Frenchay Arm Test (FAT)

La prueba *FAT* permite calificar la destreza y control de las extremidades superiores, principalmente para pacientes con problemas neurológicos. Esta prueba es inicialmente descrita en 1986 por Parker, Wade y Langton Hewer [54].

En la prueba se le pide al paciente que se siente frente a una mesa con las manos en su regazo para posteriormente realizar algunas actividades con el brazo/mano afectado, la cuales son las siguientes [24, 54]:

- Utilizar una regla para dibujar una línea, la cual debe sostenerse firmemente.
- Sostener un cilindro (12 mm de diámetro y 5 cm de largo) a una altura de 30 cm y a 15 cm del borde de la mesa.
- Sostener un vaso con agua a una altura de 15 a 30 cm de la mesa, para finalmente tomar un poco de agua sin derramarla.
- Colocar ropa en una base fija (10 mm de diámetro, 15 cm de largo y una base de 10 cm) que está a una distancia de 10-30 cm del borde de la mesa, utilizando una pinza de ropa.
- Peinarse el cabello de arriba hacia abajo en cada lado de la cabeza.

La puntuación de la prueba *FAT* consiste en calificar al paciente por cada actividad realizada o fallida, siendo uno el valor de las acciones realizadas. Por lo tanto, la calificación máxima a obtener es de 5 [24, 54].

La prueba ha sido criticada por especialistas quienes consideran que el *FAT* no es muy sensible para calificar la rehabilitación de los pacientes, sin embargo, es utilizada regularmente porque es una prueba corta y fácil de usar, la cual no provoca fatiga al paciente [54].

2.2.2.5. Jepsen Hand Function Test (JHFT)

La *JHFT* fue desarrollada en 1969 por Parker, Wade y Langton Hewer, y sirve para calificar la habilidad de la mano para realizar actividades diarias al solicitarle al paciente que realice 7 diferentes tareas que consisten en [8, 52, 54]:

- Escribir una oración de 24 letras.
- Girar tarjetas de 7.6 cm x 12.7 cm, simulando que se cambia de página.
- Recoger pequeños objetos comunes (monedas, clips, tapas de botellas, etc.) y colocarlos en un envase.
- Apilar fichas.
- Simular que se está comiendo.
- Mover latas vacías.
- Mover latas que pesen 0.45 kg.

Para calificar la prueba será necesario sumar el tiempo en que tarda el paciente en realizar cada una de las tareas, donde el tiempo máximo para realizar cada tarea es de 120 segundos [8].

2.2.2.6. Motor Assessment Scale (MAS)

La prueba *MAS* fue diseñada por Carr, Shepherd, Nordholm y Lynne en 1985, la cual permite calificar el grado de mejora que presenta un paciente que sufre de problemas cerebrovasculares, evaluando diferentes áreas motoras al realizar las siguientes actividades [54, 60]:

- Supinación al acostarse de lado.
- Supinación al sentarse al borde de una cama.
- Mantenerse sentado.
- Sentarse y pararse.
- Caminar.
- Función motora del brazo.
- Movimientos de la mano.
- Actividades manuales de mayor dificultad.

En su versión original se tenía una categoría que evaluaba el tono muscular, en el cual se calificaba la mucha o poca actividad motora, sin embargo se eliminó en las pruebas de validación debido a que era difícil calificar esa sección [60].

En el *MAS* se le solicita al paciente que realice 3 veces cada tarea de la prueba y solo se toma en cuenta la calificación más alta que haya obtenido. Cada actividad se evalúa de 0 a 6, donde 6 significa que se tiene un óptimo comportamiento motor [54, 60].

2.2.2.7. Motricity Index (MI)

La prueba *MI* fue propuesta en 1980 por Demeurisse para evaluar la funcionalidad general motora del cuerpo. Esta prueba se basa en el estudio de 31 movimientos de las extremidades superiores e inferiores [61].

Los movimientos que se califican para las extremidades superiores son la abducción del brazo, la flexión del codo y el agarre de pinza. En el caso de los miembros inferiores, se califican los movimientos de flexión de cadera, extensión de rodilla y la dorsiflexión de tobillo [7,61].

La prueba *MI* emplea 2 tipos de escalas, una para calificar el agarre de pinza y otra para evaluar los brazos, la cadera y las piernas. Ambas evaluaciones se basan en la escala *MRC*, cuya relación en el puntaje se muestra en la Tabla 2.9 [7].

| GRADO MRC | ESCALA MRC | ESCALA DEL <i>MI</i> PARA EL AGARRE DE PINZA | ESCALA DEL <i>MI</i> PARA PARA OTROS MOVIMIENTOS |
|---|------------|--|--|
| No hay movimiento | 0 | 0 | 0 |
| Palpable contracción | 1 | 11 | 9 |
| Movimiento sin gravedad | 2 | 19 | 14 |
| Movimiento en contra la gravedad | 3 | 22 | 19 |
| Movimiento en contra la gravedad y la resistencia del aplicador | 4 | 26 | 25 |
| Normal | 5 | 33 | 33 |

Tabla 2.9: Comparación de las escalas *MRC* y *MI* [7].

Para la evaluación del agarre de pinza se emplea un cubo de madera de 2.5 cm, el cual debe sostener el paciente con los dedos índice y pulgar, por lo que se califica de la siguiente forma [8]:

- **0:** No hay movimiento
- **11:** Comienza a llevar a cabo la prehensión.
- **19:** Toma el cubo pero no lo mantiene contra la gravedad.
- **22:** Agarra el cubo y lo sostiene contra la gravedad.
- **26:** Agarra el cubo y lo sostiene ante un tirón débil (una mano es más débil).
- **33:** Agarra el cubo y lo sostiene ante un tirón débil (ambas manos).

La prueba *MI* debe aplicarse en ambos lados del cuerpo y el puntaje de los miembros inferiores y superiores se deben sumar como se observa en la Tabla 2.10, el puntaje máximo que se puede obtener es de 100 [7,8,61].

| ÁREA A EVALUAR | CÁLCULO DE CALIFICACIÓN |
|----------------------------------|--|
| Puntuación del brazo | [abducción del brazo + flexión del codo + agarre de pinza]+1 |
| Puntuación de la pierna | [flexión de cadera + extensión de rodilla + la dorsiflexión de tobillo]+1 |
| Puntuación de un lado del cuerpo | [Pierna+Brazo]/2 |

Tabla 2.10: Obtención de la calificación del *Motricity Index* [7].

Sunderland et al. realizó una investigación para determinar que prueba funcional es más sensible para detectar la recuperación de pacientes con problemas cerebrovasculares, obteniendo una mejor calificación la prueba *MI* en comparación con la *Nine-Hole Peg Test*, *Motor Club Assessment* y *Frenchay Arm Test* [5].

Posteriormente Collin y Wade encontraron que el uso de la *MI* facilita la evaluación del sistema músculo-esquelético con pacientes que hayan sufrido accidentes cerebrovasculares debido a que la prueba es fácil y rápida de aplicar (dura menos 5 minutos), no requiere algún entrenamiento especial para utilizarla y se puede incorporar en exámenes neurológicos que empleen el sistema *MRC* [7, 8].

Bohannon demostró que la prueba *MI* puede emplearse como un indicador válido para evaluar las extremidades superiores, encontrando una correlación de Pearson de 0.81 entre la prueba del agarre de pinza y el uso de un dinamómetro Jamar para el agarre completo. Además, obtuvo un valor de 0.968 del alfa de Cronbach, lo cual demuestra la fiabilidad de la prueba funcional [62].

2.2.2.8. Nine-Hole Peg Test (NHPT)

La *NHPT* sirve para medir la destreza de los dedos, donde se emplea un tablero con 9 clavijas, en las cuales se encuentran ubicados unos agujeros (ver Figura 2.12). El paciente debe quitar las clavijas una por una, colocándolas en un recipiente, posteriormente debe volverlas a acomodar en el tablero. La prueba se debe realizar con cada una de las manos, midiendo el tiempo en que tarda el paciente en realizar la tarea [55].



Figura 2.12: Herramientas empleadas en el *NHPT* [63].

La calificación del paciente dependerá del tiempo en que este tarda en realizar la actividad con cada mano. En la Tabla 2.11 se muestra el tiempo en que una persona sana se tarda en llevar a cabo la prueba, datos reportados por Mathiowetz et al. [64]. Otra puntuación alternativa indica que se debe contabilizar el número de clavijas colocadas en 50 a 100 segundos, el resultado se expresa como el número de clavijas colocadas por segundo [54].

| | Mano derecha | Mano izquierda |
|---------------|---------------|----------------|
| Hombre | 19 segundos | 20.6 segundos |
| Mujer | 17.9 segundos | 19.6 segundos |

Tabla 2.11: Tiempo normal en realizar el *NHPT* [54, 64].

2.2.3. Técnicas cuantitativas para la evaluación de la mano

Las técnicas cuantitativas permiten calificar de manera objetiva la mano por medio de instrumentos de medición como son los aestesiómetros, los goniómetros y los dinamómetros.

El **aestesiómetro** permite medir la sensibilidad de la mano, el ejemplo más simple es el monofilamento Semmes-Weinstein que se muestra en la Figura 2.13. Generalmente, la medición de la sensibilidad se emplea en pacientes que padecen neuropatías, síndromes de compresión, laceraciones, diabetes, etc. [65].



Figura 2.13: Grupo de monofilamentos Semmes-Weinstein [6].

El monofilamento es una fibra de nylon, la cual al presionarse sobre la piel debe corresponder a una determinada fuerza que puede estar dentro del rango de 4.5mgf - 300gf. Para utilizar el monofilamento, se debe colocar de forma perpendicular sobre la piel, posteriormente el especialista le pregunta al paciente si siente que el monofilamento está tocando alguna parte de su cuerpo. El uso del aestesiómetro resulta controversial, porque para realizar la prueba se requiere la participación voluntaria del paciente [3, 6, 65].

Los **goniómetros** sirven para medir los ángulos del sistema osteoarticular, principalmente se emplean para medir el *ROM*, estos instrumentos pueden ser analógicos y digitales [49].

Un goniómetro está compuesto por 3 partes, un cuerpo, un brazo fijo y un brazo móvil. El cuerpo es parecido a un transportador con una escala de 0-180° o de 0°-360°, además, el cuerpo está unido a los dos brazos como se muestra en la Figura 2.14. para utilizar el goniómetro, el especialista debe asegurarse de alinear el brazo fijo a la superficie corporal que se va a medir [50].

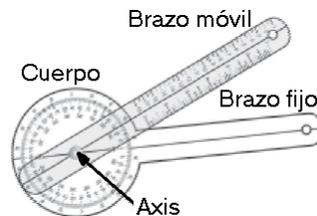


Figura 2.14: Partes de un goniómetro [50].

Los **dinamómetros** son dispositivos que permiten medir la fuerza de tracción y compresión. El primer dinamómetro fue desarrollado por Issac Newton, quien basó su funcionamiento en la ley de Hooke. El dispositivo estaba compuesto por un resorte el cual se deformaba de manera proporcional a la fuerza que se le aplicaba al instrumento [66, 67].

En la práctica médica se pueden encontrar dinamómetros de tipo isocinético e isométrico, dependiendo de la forma en que se realizan los movimientos. Los primeros miden la fuerza en un lapso de tiempo, donde se considera importante mantener una velocidad angular constante. Generalmente, los dinamómetros isocinéticos son sistemas electromecánicos que permiten programar la resistencia, arco de movimiento y la velocidad de los movimientos a realizar, un ejemplo es el *Baltimore Therapeutic Equipment* o *BTE*, que se muestra en la Figura 2.15. El *BTE* tiene su origen en los Estados Unidos en 1995 [38, 68].



Figura 2.15: *BTE*, un ejemplo de un dinamómetro isocinético [6].

Un dinamómetro isométrico permite medir el trabajo muscular estático debido a que hay una ausencia del movimiento articular [68].

Para medir el trabajo muscular del agarre de pinza se requiere la medición de la fuerza necesaria para sostener un objeto. Algunos ejemplos de dinamómetros isométricos comerciales son: *Jamar hydraulic*, *Pinch gauge* y *Digital Pinch/Grip Analyser MIE* [69, 70].

La *American Society of Hand Therapist (ASHT)* recomienda que para realizar una correcta evaluación del agarre con el dinamómetro, se debe tomar en cuenta lo siguiente [71]:

- El dinamómetro debe estar calibrado.
- El examinador debe evitar que el sujeto que este realizando la prueba pueda ver el puntaje que obtiene en la misma.
- El sujeto debe estar sentado.
- El brazo del sujeto que se vaya a evaluar deberá estar con el codo flexionado a 90° , con el antebrazo en posición neutral y la muñeca debe estar posicionada de $15 - 30^\circ$ de extensión.
- Se deben realizar 3 diferentes mediciones con cada mano.
- La duración de cada medición debe ser de al menos 3 segundos.
- Debe haber un descanso de al menos 15 segundos entre cada medición de fuerza.

2.2.3.1. Jamar Digital/Hydraulic Pinch Gauge

Sistema desarrollado en Inglaterra por la compañía *Sammons Preston Royal*, el cual permite la medición de la fuerza del agarre de pinza en libras y kilogramos. El dinamómetro se puede encontrar en dos versiones, con lectura digital o analógica (Figura 2.16), el valor máximo de fuerza que mide es de 27.216 kgf y 20.412 kgf, respectivamente [72].

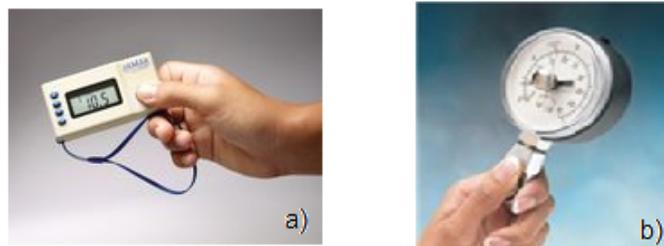


Figura 2.16: *Jamar Digital Pinch Gauge* (a) y *Jamar Hydraulic Pinch Gauge* (b) [73].

2.2.3.2. Pinch-Gauge B&L

El dinamómetro Pinch-Gauge B&L fue desarrollado por la compañía *Preston Corporation* de Estados Unidos. Las unidades de medición que maneja son las libras [74].

Comercialmente, se pueden encontrar con rangos máximos de fuerza de 4.536 kgf, 13.608 kgf y 27.216 kgf [75].



Figura 2.17: *Pinch-Gauge B&L* [75].

2.2.3.3. Digital Pinch/Grip Analyser MIE

Dinamómetro desarrollado por la compañía *MIE Medical Research Limited* de Inglaterra, el cual es capaz de medir la fuerza del agarre de pinza y el agarre completo, además de acoplarse al tamaño de la mano. Su funcionamiento se basa en el empleo de un par de galgas para medir la fuerza aplicada [76].



Figura 2.18: *Digital Pinch/Grip Analyser MIE* [77].

El sistema permite realizar mediciones de fuerza en N, lb y kgf, además, es capaz medir hasta 101.972 kgf [76].

2.2.4. Proyectos relacionados con la evaluación de la mano

En la literatura se pueden encontrar varios proyectos para la evaluación y rehabilitación de la mano, los cuales emplean diferentes tipos de sensores (resistivos de fuerza, de efecto Hall, celdas de carga, etc.) para cuantificar la fuerza aplicada en un agarre, pero incluso han utilizado pistones y guantes hápticos para determinar la destreza manual del paciente [78–83].

A continuación se mencionaran algunos ejemplos de proyectos a nivel prototipo que permiten evaluar fuerza y destreza del agarre de pinza de la mano:

- a) *Tactile sensor* (España, 1999), dispositivo que fue desarrollado para medir la fuerza del agarre de pinza en una mano robótica, utilizando el sensor de fuerza resistivo (*FSR*, por sus siglas en inglés de *Force Sensor Resistor*). Para validar la fuerza medida por el sensor, se colocó el *tactile sensor* en el dedo índice (Figura 2.19) en sujetos de un rango de edad de 20 a 35 años.

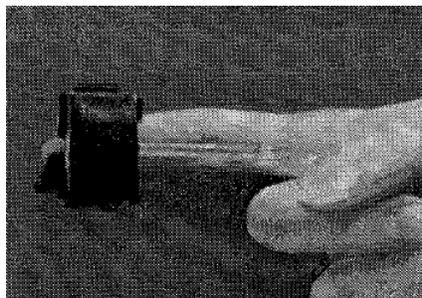


Figura 2.19: *Tactile sensor* [78].

La selección del sensor *FSR* se debió principalmente a su bajo costo y poco peso, sin embargo, fue modificado al adicionarle algunas superficies curvadas y membranas de caucho para asegurar la repetibilidad del dispositivo [78].

Para la calibración del sistema se usó un calibrador de tensión de dinamómetros (AFG100, MECMESIN, 100 x 0.02 N) que se conectó a una tarjeta de adquisición de datos, cuya información era muestreada a 20Hz por medio del software Labview. Para las pruebas de agarre de fuerza se les solicitó a los sujetos que sostuvieran un dinamómetro durante 10 segundos y repitieran la acción 5 veces, obteniéndose valores de fuerza de hasta 3.059 kgf [78].

- b) ***Rutgers Master II Glove*** (Estados Unidos, 2006), es un sistema de tele-rehabilitación que emplea guantes (Figura 2.20), un sistema de rastreo 3D, una cámara y un compresor, además, emplea un software que simula 5 juegos terapéuticos. Los guantes utilizan unos pistones para estimar la fuerza empleada en los dedos al momento en que el paciente juega y la información se despliega en una gráfica de barras [79].



Figura 2.20: *Rutgers Master II Glove* [79].

El sistema muestrea los datos obtenidos a 120 Hz y permite medir el tiempo que dura la prueba y la energía (Joules) aplicada en los juegos terapéuticos [79].

- c) ***Pinch grip sensor*** (Argelia, 2008), desarrollado para cuantificar la fuerza del agarre de pinza, el cual emplea una pinza de 2 cm de largo, 1.8 cm de ancho y 1 cm de alto (ver Figura 2.21). Permite la medición de fuerza gracias al uso un sensor de efecto *hall* (UGN3502, *Allegro Micro-Systems*) y un imán, que se encuentran en las terminales donde se sujeta el dispositivo con los dedos [80].



Figura 2.21: *Pinch grip sensor* [80].

El *pinch grip sensor* tiene una salida lineal, la cual se amplifica, procesa y filtra, para después ser muestreada y digitalizada por una tarjeta comercial de adquisición para computadora personal (DaqBoard 1005, *National Instrument*). El sistema se calibró con el medidor de fuerza comercial Lutron (FG-5000A) con una fuerza de 0 a 3.569 kgf, obteniéndose una correlación de 0.998 [80].

Unas de las mayores ventajas que tiene el *pinch grip sensor* es su bajo costo y su buena correlación entre fuerza aplicada y voltaje. Las desventajas son que debido a su diseño, no es portátil debido a su conexión alámbrica. Además, el resorte que se utiliza en la pinza con el uso pierde sus propiedades elásticas, por lo que debe volverse a calibrar el sistema cada cierto periodo de tiempo y por ende en algún momento deberá reemplazarse [80].

- d) ***Music Glove*** (Estados Unidos, 2011), es un guante (Figura 2.22) que evalúa la destreza manual al jugar un videojuego, donde el usuario debe tocar una guitarra, con lo que se puede calificar la destreza del paciente al realizar el agarre de pinza y el movimiento con los dedos de la mano en oposición con el pulgar [81].

Para el desarrollo del software del sistema se empleó y modificó un juego de computadora *open source* (Frets on Fire), el cual recibía las señales del *Music Glove*, las cuales fueron previamente procesadas por un microcontrolador PIC18F14K50 [81].

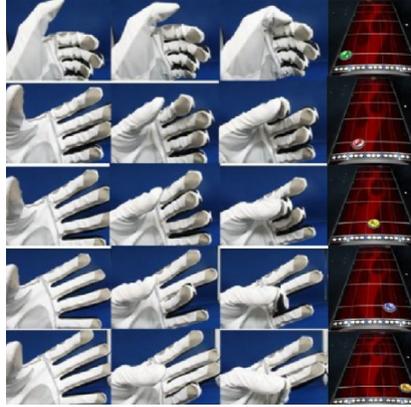


Figura 2.22: Movimientos realizados al usar el *Music Glove* [81].

Las principales ventajas del proyecto son la motivación de la terapia en casa y el uso de música para una más rápida recuperación del paciente, ya que se estimula el cerebro durante la rehabilitación [81].

- e) *iBox* (Francia, 2013), el cual fue desarrollado para el análisis de la manipulación y agarre en pacientes hemiparéticos. El sistema permite medir la fuerza aplicada en un agarre completo y de pinza, además de determinar la aceleración y orientación del movimiento en tiempo real y de manera inalámbrica [82].

El *iBox* es un paralelepípedo, el cual pesa 340 gramos y mide 10.8 cm x 7 cm x 4 cm. Para la adquisición de datos emplea una tarjeta electrónica llamada *Multimodal Interactive Motor Assessment and Training Environment* (MIMATE), el cual contiene una unidad de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés de *inertial measurement unit*) que permite medir aceleraciones, velocidades rotacionales y orientación [82].

La tarjeta MIMATE también permite la transmisión de datos vía bluetooth a una frecuencia aproximada de 100 Hz. Para medir la fuerza aplicada en los 6 lados del prisma emplearon celdas de carga, las cuales son capaces de medir más de 2.0394 kgf [82].

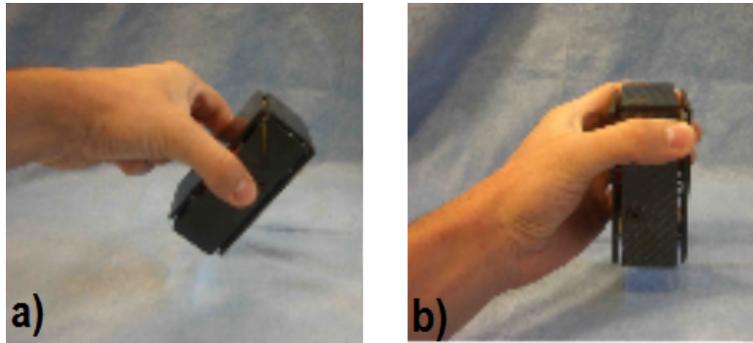


Figura 2.23: Manipulación del *iBox* para aplicar el agarre de pinza (a) y el agarre completo (b) [82].

A los sujetos se les evaluó primero con la prueba funcional FAT, posteriormente se les pidió realizar diferentes actividades de manipulación con el *iBox*, las cuales consistieron en realizar el agarre de pinza y el agarre completo en la parte lateral del *iBox* (en la parte superior y lateral del sistema), como se muestra en la Figura 2.23. Además, se les pidió manipular el *iBox* al rotarlo en su eje central y horizontal [82].

- f) *Tactile transparent finger exoskeleton* (Corea, 2014), consiste en un exoesqueleto (Figura 2.24) desarrollado solo para el dedo índice, el cual es capaz de medir la fuerza aplicada en el dedo gracias a las celdas de carga, con la ventaja de que se pueden sentir los objetos que se tomen con los dedos [83].



Figura 2.24: Exoesqueleto para asistir el dedo índice [83].

Existe en el mercado un sistema que permite cuantificar la fuerza aplicada tanto en agarre completo como en el agarre de pinza, el cual se llama *Finger Tactile Pressure Sensing System* (FPS). El sistema es desarrollado y distribuido

por *Pressure Profile Systems, Inc.*, el cual está diseñado para mejorar ergonómicamente los objetos al cuantificar la interacción objeto-mano [84].

El FPS consiste en un grupo de sensores que se colocan en cada dedo de la mano y en la palma (Figura 2.25), con la particularidad de que se pueden adquirir dependiendo del tamaño de la mano. Los sensores se conectan a un módulo que se le coloca al paciente en la cintura y la información es mandada vía bluetooth a la computadora [84].

La información se muestrea a 50 Hz y es procesada por un software desarrollado por *Pressure Profile Systems, Inc.*, donde se observa la fuerza aplicada al sostener cualquier objeto, siendo 2 kgf el valor máximo de fuerza que puede medir [84].



Figura 2.25: *Finger Tactile Pressure Sensing System* [84].

En este capítulo se han mostrado los pasos a seguir para evaluar la motricidad de la mano, observándose la existencia de diversas técnicas cualitativas y cuantitativas.

Las técnicas cualitativas o pruebas funcionales, consisten en una serie de actividades y/o cuestionarios que califican la capacidad de los pacientes para realizar ADL. Entre ellas destacan la *Box and Block Test*, *Frenchay Arm Test*, *Motricity Index* y *Nine-Hole Peg Test*, debido a que las pruebas duran menos de 5 minutos, por lo que el paciente no se cansa o pierde el interés en la prueba.

Dentro de las técnicas cuantitativas se encuentran los dinamómetros, los cuales permiten medir la fuerza durante el agarre. En el caso del agarre de pinza, se pueden encontrar en el mercado algunos dinamómetros como son: *Jamar hydraulic*, *Pinch gauge* y *Digital Pinch/Grip Analyser MIE*.

Debido a las limitaciones de los equipos técnicos, algunos investigadores han desarrollado proyectos enfocados a medir fuerza o incluso a tener sistemas que permitan la rehabilitación del paciente. Entre los proyectos que destacan para medir la fuerza empleada en el agarre de pinza se encuentran el *iBox* y el *Finger Tactile Pressure Sensing System*, los cuales utilizan una conexión inalámbrica para la transmisión de datos. En el caso del *iBox*, también tiene como ventaja el uso de sensores inerciales, para determinar la referencia de los movimientos.

Desafortunadamente, tanto el *iBox* como el *Finger Tactile Pressure Sensing System*, no alcanzan a medir el valor máximo de fuerza en el agarre de pinza que se encuentra en el estado del arte, el cual es de 16.329 kgf. El *iBox* logra medir hasta 2.0394 kgf y el *Finger Tactile Pressure Sensing System* solo detecta hasta 2 kgf.

Gracias a la diversidad de técnicas cualitativas y cuantitativas, los médicos especialistas pueden seleccionar las técnicas que más les convenga, ya sea porque que se emplean para una determinada patología o porque han probado su eficacia en otros pacientes [5]. Pero, es importante que los médicos no olviden el uso de ambas técnicas (cuantitativas y cualitativas) para evaluar de manera integral al paciente con problemas motrices, midiendo la fuerza y calificando la coordinación de los músculos de la mano.

Existen trabajos sobre la correlación entre dinamómetros y pruebas funcionales [5], sin embargo, no se puede observar de manera directa la relación entre los resultados cuantitativos y cualitativos que se obtienen en la evaluación de la mano. Por esta razón se propone instrumentar herramientas empleadas en pruebas funcionales, para determinar la fuerza aplicada en las diferentes actividades que realiza el paciente en la prueba, incluso se podría obtener mayor información que complementaría el diagnóstico del médico, como es la presencia de temblor

en el paciente al momento de realizar la prueba.

En el siguiente capítulo se describe la selección de la prueba funcional que se emplea en el proyecto, el diseño del dispositivo electrónico y el software que permite guardar y desplegar la información que se obtenga al realizar una prueba funcional.

Capítulo 3

Desarrollo del dispositivo

Como se mencionó al final del capítulo anterior, en este trabajo se propone instrumentar las herramientas empleadas en una prueba funcional del agarre de pinza, para conocer la fuerza que aplica el paciente durante la prueba y además medir el temblor que presenta al realizar el agarre, con lo que se disminuye el tiempo de evaluación (al realizar las técnicas cualitativas y cuantitativas al mismo tiempo). Obteniéndose una herramienta, la cual permita que el médico especialista obtenga mayor información para determinar un diagnóstico y tratamiento para sus pacientes con problemas motrices en la mano.

Debido a lo anterior, fue necesario seleccionar una técnica cualitativa, por lo cual se tomó en cuenta el tipo de agarre que utiliza el ser humano con mayor frecuencia, que es el agarre de pinza (ver sección 2.1.3), para poder delimitar las posibles técnicas que se podían utilizar en el proyecto, como son: *Action Research Arm Test*, *Box and Block Test*, *Chedoke-MacMaster Stroke Assessment*, *Frenchay Arm Test*, *Jebsen Hand Function Test*, *Motor Assessment Scale*, *Motricity Index* y *Nine-Hole Peg Test*. De ellas se seleccionó la prueba funcional *MI* debido a que no requiere algún entrenamiento para usarla, es rápida de aplicar, además es conocida y usada por médicos especialistas de México, como se observó en una encuesta realizada en este mismo proyecto (ver Apéndice A).

La encuesta se aplicó a diez especialistas del Centro de Rehabilitación y Educación Especial (CREE) de Toluca, y se llevo a cabo con el fin de conocer las técnicas que se emplean en con mayor frecuencia para evaluar la mano. Con las respuestas dadas por los médicos especialistas se pudo concluir lo siguiente:

- Las principales causas de pérdida de motricidad es por lesiones de nervios y tendones.
- Cada médico maneja diversos métodos para evaluar la mano, pero principalmente usan la goniometría y la examinación manual muscular.
- Las técnicas que más emplean para calificar el agarre de pinza son el examen muscular y pruebas de prehensión (fina y gruesa).
- Para evaluar la destreza y coordinación de la mano se realizan pruebas donde se simulan actividades de la vida diaria (aseo personal, uso de cubiertos, escritura, etc.).

Con las respuestas obtenidas en el cuestionario se observó que 5 de los 10 especialistas usan el *MI*, sólo que algunos la conocen como *Indice motor*. Al preguntarles si les serviría el dispositivo que permitiera medir el agarre de pinza a realizar una prueba funcional, su respuesta fue afirmativa debido a que la prueba no sería tan subjetiva y se obtendría mayor información para evaluar al paciente.

Es así, que se decidió instrumentar el cubo empleado en la prueba funcional *MI* para obtener tanto la fuerza aplicada en el agarre de pinza, como las aceleraciones para monitorear el temblor en la mano.

En este capítulo se mencionan los aspectos tomados en cuenta para la selección de sensores, el diseño del dispositivo y del firmware y software necesarios para lograr los objetivos de este proyecto.

3.1. Requisitos de diseño

Para instrumentar la herramienta empleada en la prueba funcional *MI*, primero se determinó que tipo de información desea obtener, en este caso son: la fuerza aplicada al realizar el agarre de pinza y el temblor que se presenta al realizar la prueba. Además, se consideró el mejor método para guardar y visualizar la información obtenida durante la prueba. Derivado de lo anterior se propusieron los siguientes requisitos:

- Diseñar y desarrollar un circuito de tamaño tal que quepa en un cubo estándar usado en la prueba *MI* (2.5 cm de cada lado).
- Medición de fuerza en un rango de 0.8 kgf a 16.329 kgf (valores máximos y mínimos de fuerza que se observan en la literatura).
- Sensores inerciales que permitan medir el temblor en un rango de frecuencia de 2 Hz a 18 Hz, que son los rangos típicos de los diferentes tipos de temblores.
- Frecuencia de muestreo de al menos 100Hz para cumplir con el criterio práctico de muestrear al menos a 5 veces el componente frecuencial máximo de la señal de interés [85].
- Sistema portátil e inalámbrico, para facilitar su uso en el ambiente clínico.
- Alimentación que permita realizar por lo menos tres pruebas *MI*, es decir 15 minutos (ver en la Tabla 2.5 de la sección 2.2.2).
- Indicador que avise al usuario cuando la batería está baja o si el circuito está encendido.
- Desarrollo de un circuito electrónico que permita la transmisión de información inalámbrica, para evitar el uso de cables en el cubo, que puedan afectar la prueba.

Por otra parte, también se desarrolló un programa que permite al usuario obtener la información medida por el dispositivo. Este programa debe cumplir con lo siguiente:

- Permitir que el usuario controle el inicio de la prueba.
- Permitir la visualización de la información obtenida con el dispositivo.
- Permitir guardar los datos obtenidos durante la prueba.

Para definir el diseño del circuito a desarrollar, primero se seleccionaron los sensores y a partir de ahí se consideró la adquisición y el procesamiento de la información. En la siguiente sección se describen los sensores empleados para el desarrollo del circuito.

3.2. Selección de sensores

Para la medición de fuerza se determinaron las características más importantes para la selección de los sensores de fuerza de acuerdo a lo mencionado en el capítulo 2 de esta tesis, las cuales fueron:

- Tamaño menor a 2.5 cm.
- Rango de medición de 0.8 kgf a 16.329 kgf.

En la literatura se observó que generalmente se utilizan celdas de carga y sensores de fuerza (FSR de las siglas en inglés de Force Sensor Resistor) [78, 80].

Las celdas de carga son dispositivos que se emplean en las básculas y generalmente están compuestas por galgas extensimétricas, la señal de salida de las celdas están relacionadas de manera proporcional con el peso o fuerza aplicada sobre ella [86].

La celda de carga, fue el primer sensor que se consideró para emplearlo en el proyecto, en específico la celda llamada FC22 de la marca RoHS, la cual cumplía con los rangos de medición requeridos y era accesible, sin embargo, el tamaño era muy grande (altura de 2.5 cm y un diámetro de 2.6 cm). Por lo que al usarse la celda, se emplearía todo el espacio del cubo, como se observa en la Figura 3.1, y solo mediría la fuerza de uno de los dedos empleados en el agarre de pinza. Debido a lo anterior, al final se descartó su uso.



Figura 3.1: Comparación de tamaño entre celda de carga evaluada y cubo empleado en la prueba MI.

Por otra parte, los sensores FSR permiten medir la fuerza aplicada sobre su área activa, obteniendo una variación de resistencia, la cual va disminuyendo si la

fuerza ejercida sobre el sensor aumenta [87]. La FSR que se analizó fue la de la marca *Interlink Electronics*, el cual se puede encontrar en dos versiones el Modelo 402 *short* (Figura 3.2.a) y el Modelo 402 (Figura 3.2.b). De acuerdo al fabricante, el FSR puede medir un rango de fuerza de 0.02 kgf a 10 kgf, como se muestra en la curva de relación fuerza-resistencia (Figura 3.3) [88], sin embargo, a pesar de que la hoja de datos especifica ese rango, existe un estudio con el cual se pudieron medir rangos de fuerza de hasta 30 kgf con sensores de la misma marca [89].

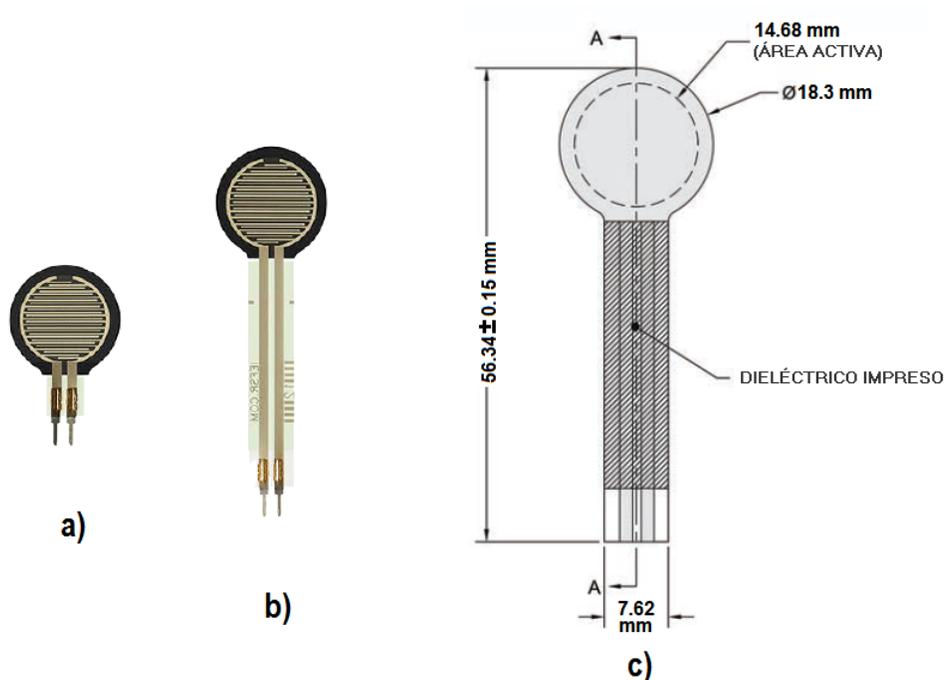


Figura 3.2: Sensor FSR 402, el cual tiene dos presentaciones, el Modelo 402 *short* (a) y Modelo 402 (b), cuyas dimensiones (c) son similares en el área activa y solo difieren en el largo de las terminales [88].

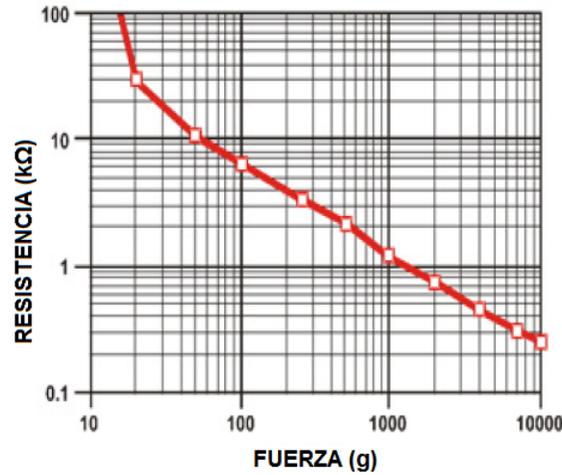


Figura 3.3: Curva de relación de fuerza-resistencia del FSR. [88].

El FSR tiene un ancho de banda de 333 kHz y un diámetro de 18.33 mm, de los cuales solo 14.68 mm es el diámetro del área activa (Figura 3.2.c) [88]. De acuerdo a lo anterior se consideró que el sensor cumple con las características de tamaño y rango de medición, por lo cual se seleccionó el FSR para el desarrollo del proyecto.

El fabricante recomienda que para usar el FSR se debe emplear un divisor de voltaje conectado a un amplificador seguidor como se muestra en la Figura 3.4, donde el voltaje de salida se obtiene con la fórmula 3.1 [88].

$$V_{OUT} = \frac{(R_M)(V)}{R_M + R_{FSR}} \quad (3.1)$$

Donde V_{OUT} es la salida del amplificador, V es el voltaje de alimentación del circuito, R_{FSR} es la resistencia del sensor FSR y R_M es la resistencia que está en serie con el sensor. Para este proyecto, se empleó una resistencia $R_M = 1k\Omega$. Más adelante se detallará el circuito electrónico del dispositivo.

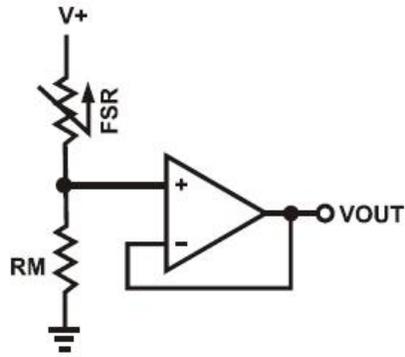


Figura 3.4: Conexión básica del FSR [88].

Por otro lado, se observó que en el estado del arte se emplean generalmente acelerómetros, giroscopios, sistemas de rastreo y cámaras de video para medir el temblor [42]. Siendo los acelerómetros y giroscopios los más usados gracias a su tamaño, facilidad de uso, amplia disponibilidad y bajo costo.

Debido a lo anterior, se consideró que la opción más viable era el uso de los sensores inerciales. Se buscó un módulo que tuviera tanto acelerómetro como giroscopio, el cual haya sido empleado en estudios sobre la detección y medición del temblor. Se seleccionó el MPU-6050, el cual ha sido utilizado para la medición del Temblor Parkinsoniano [90].

El MPU-6050 (Figura 3.5) de la marca InvenSense, es un sistema que contiene un acelerómetro, un giroscopio y un procesador digital de movimiento (DMP), el cual puede encontrarse integrado en una tarjeta que cuenta con un regulador de 3.3V para que el sistema pueda alimentarse a 5V.



Figura 3.5: MPU-6050 [91].

Las características del MPU-6050 son [92]:

- Alimentación de 2.375V - 3.46V.
- Comunicación I^2C .
- Giroscopio con 3 ejes y rango de escala programable (± 250 , ± 500 , ± 1000 , $\pm 2000^\circ/s$), con un ancho de banda de 256 Hz.
- Acelerómetro con 3 ejes y rango de escala programable ($\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$), con un ancho de banda de 260 Hz.

3.3. Diseño del sistema

El dispositivo que se desarrolló en éste proyecto se puede dividir en 3 partes:

- **Adquisición de datos:** compuesta por los sensores de fuerza, sensores inerciales y circuitos electrónicos auxiliares.
- **Procesamiento y adquisición de datos:** son los dispositivos que permiten digitalizar la información, ordenarla y enviarla a la computadora para ser visualizada.
- **Visualización de datos:** el software que permite al usuario adquirir, almacenar y visualizar la información.

En las siguientes secciones se describirá el circuito que se desarrolló para las dos primeras partes, además, se describirá brevemente el software que se empleó para la visualización de los datos obtenidos *MI*.

3.3.1. Circuito electrónico

Tomando como base las características de los sensores elegidos y mencionados en la sección 3.2, se diseñó la etapa de **procesamiento y adquisición de datos**, considerando el número de entradas analógicas y digitales, además de los módulos necesarios para emplear los sensores de fuerza e inerciales, que son el ADC y el I^2C , respectivamente. También, para el diseño del circuito se consideró un sistema portátil e inalámbrico, por lo cual se determinó el tipo de comunicación inalámbrica a utilizar y el método de alimentación del circuito.

Existen diferentes tipos de comunicación inalámbrica, como son ZigBee, WiFi y Bluetooth, por lo que en el mercado existen diferentes módulos que permiten esos tipos de comunicación. Sin embargo, se seleccionó el uso de un módulo Bluetooth debido a que la mayoría de las computadoras actuales ya cuentan con este módulo incluido, además, en comparación con los módulos WiFi, se tiene que los módulos Bluetooth tienen un menor consumo de corriente [93], por lo que la batería se descarga más lento.

Para seleccionar el módulo de Bluetooth, se buscó que fuera pequeño, económico y fácil de conseguir, por lo que se encontraron 2 opciones el RN-42 y el HC-05. El RN-42 utiliza una comunicación *SPI*, rango de bps programable, antena integrada y sus dimensiones son de 13.4 cm x 2.58 cm, además su costo es de \$308.00 pesos [94]. Sin embargo, cuando se realizaron pruebas con el módulo, se presentaron problemas de compatibilidad con el software de la computadora, por lo que se probó el HC-05 el cual tiene unas dimensiones de 1.27 cm x 2.7cm y tuvo un costo de \$170.00 pesos [95].

El módulo HC-05 que se consiguió se encuentra incorporado en una tarjeta con regulador, como se muestra en la Figura 3.6, y se caracteriza por el uso del Protocolo Puerto Serial Bluetooth (*Bluetooth SPP*, por sus siglas en inglés), que permite emular una conexión serial. Otras propiedades del módulo son las siguientes [95]:



Figura 3.6: Módulo HC-05 [95].

- Interface UART (de las siglas en inglés de *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*) con rango de bps programable (9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800).
- Antena integrada.
- Autoconexión al último dispositivo conectado.
- Entradas y salidas de 1.8 a 3.6V.
- Consumo de corriente de 50 mA.

Para lograr obtener información de los sensores y mandar la información vía Bluetooth, se consideró el uso de un microcontrolador, las primeras pruebas se realizaron con un microcontrolador PIC18F4520, sin embargo, al final el programa se mudó al microcontrolador PIC18F2520 con encapsulado SOIC (Figura 3.7), debido a su tamaño más reducido y que cumple con las siguientes especificaciones requeridas para el proyecto:

- 3 entradas para ADC (de las siglas en inglés de *Analog to Digital Converter*), para los sensores FSR y para monitorear el voltaje de la fuente de energía.
- 1 salida digital, para el indicador LED que menciona si la fuente de energía eléctrica se encuentra descargada.
- Módulo de comunicación I^2C para comunicarse con el acelerómetro y giroscopio.
- Módulo de comunicación serial, para controlar el módulo Bluetooth.

- Interrupción por timer para determinar la frecuencia de muestreo del sistema.
- Interrupción por recepción serial para controlar el inicio o final de la adquisición de datos.
- Oscilador interno de 32 MHz.

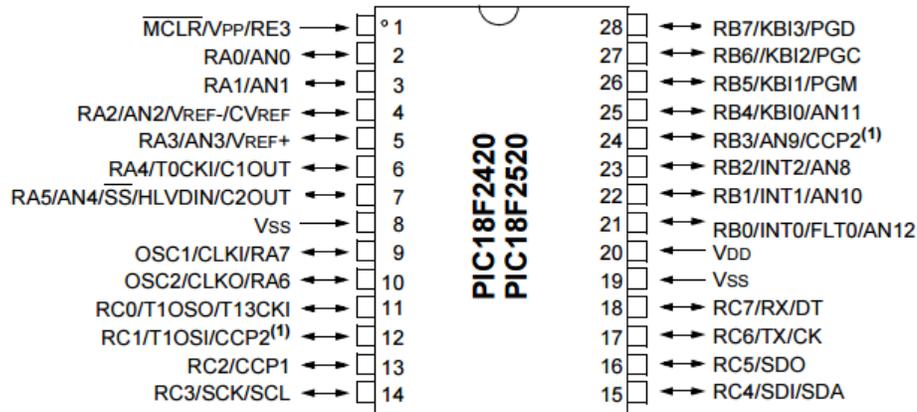


Figura 3.7: Microcontrolador PIC18F4520 [96].

El diagrama que muestra el flujo de información entre los sensores, el microcontrolador y el módulo Bluetooth se observa en la Figura 3.8. Donde el microcontrolador tiene como función el digitalizar y enviar la información obtenida por los sensores.

Se decidió emplear la máxima velocidad emplear la máxima velocidad de comunicación del Bluetooth (115000 bps) con el fin de evitar problemas de comunicación con la PC.

El primer prototipo del circuito se realizó en protoboard, usando solamente los sensores FSR pero empleando un cristal externo como oscilador, amplificadores y el PIC18F4520, como se muestra en la Figura 3.9.

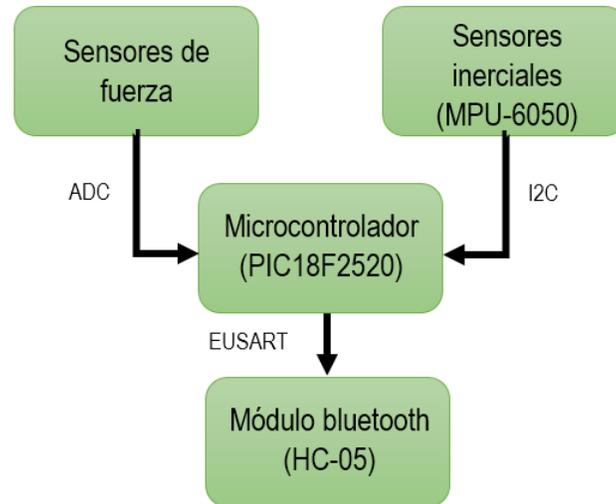


Figura 3.8: Diagrama del flujo de información entre sensores, microcontrolador y módulo bluetooth.

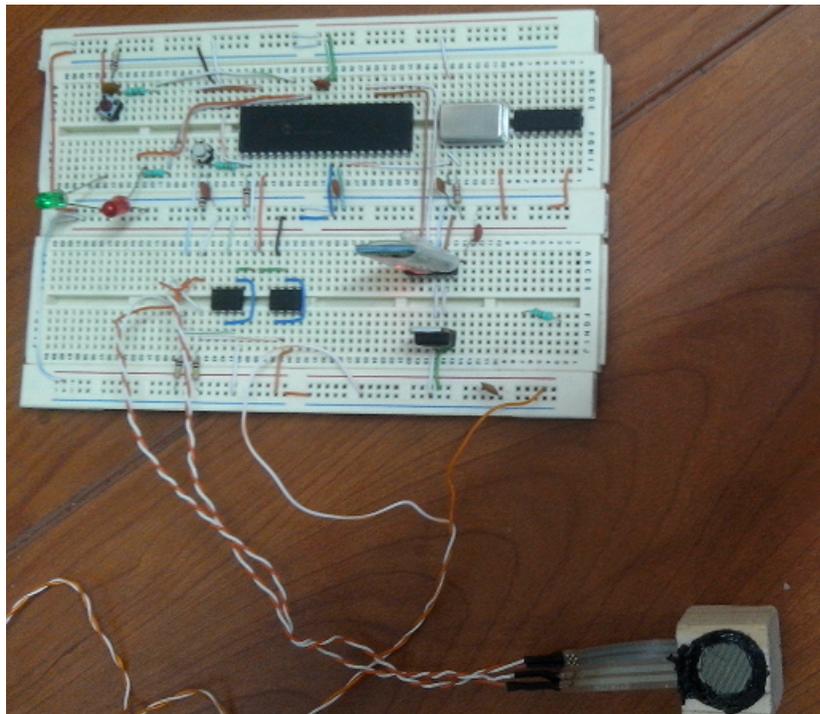


Figura 3.9: Primer prototipo del circuito en protoboard.

Para el siguiente prototipo se añadió el módulo MPU-6050 y se eliminó el uso del cristal externo y amplificadores, para reducir espacio y disminuir el tamaño del

circuito. Por último, se cambió el microcontrolador por otro que contara solo con las características mínimas e indispensables para obtener los datos de los sensores, como ya se mencionó anteriormente.

A partir de este momento se comenzó a definir la fuente de energía eléctrica que se iba a emplear en el circuito, para que éste fuera portátil, además de que no requiriera abrir y cerrar el cubo para cambiar las baterías. Para cumplir con esto, la batería debía ser recargable, de un tamaño menor a 2.5 cm de largo por las reducidas dimensiones del cubo. Se seleccionó una pila LiPo de 3.7V a 130 mA/h, por su tamaño reducido en comparación con la mayoría de las baterías recargables de tipo NiCd y NiMH.

Para mantener un voltaje constante se añadió al circuito un regulador de 3.3 V (XC6206P332), debido a que los sensores inerciales y de fuerza, el microcontrolador y el módulo bluetooth trabajan con ese voltaje de entrada.

Para cargar la batería se utilizó un módulo que cuenta con entrada miniUSB y un circuito TP4056 (Figura 3.10), el cual puede configurarse por el usuario para cargar baterías desde 130 mA hasta 1A, simplemente cambiando una resistencia. Además, se puede cargar la batería empleando cualquier cargador genérico de 5V (como los usados por los teléfonos celulares) o por el puerto USB de las computadoras.

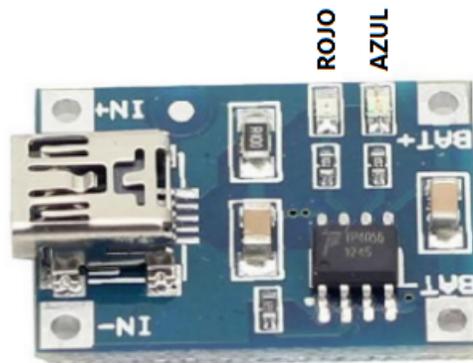


Figura 3.10: Cargador TP4056 para pila LiPo.

El cargador tiene la particularidad de contar con dos indicadores LED, el rojo que significa que la batería se está cargando y el azul indica que la pila se ha cargado completamente. Estas señales fueron utilizadas en el proyecto para permitir que el usuario conozca el estado de la batería cuando se está cargando.

Cuando se tuvieron todos los elementos electrónicos y se hubieron probado en protoboard, se prosiguió con el diseño de la tarjeta PCB en Eagle (*CadSoft*, Estados Unidos). Para que el circuito utilizara menos espacio, éste se dividió en dos partes y por ende en dos tarjetas interconectadas por medio de conectores tipo peine *headers*.

El primer circuito contiene la conexión de un sensor FSR, la conexión de la pila LiPo, el circuito cargador, un regulador de voltaje de 3.3V, la sección de *reset* del PIC y el un switch que permite seleccionar si se desea encender/apagar el sistema o cargar la batería. El diagrama eléctrico se muestra en la Figura 3.11.

El segundo circuito contiene al PIC18F2520, el MPU-6050, el HC-05, la conexión de un sensor FSR y de un LED que indica el estado de la batería cuando se está utilizando el sistema. El diagrama eléctrico se muestra en la Figura 3.12.

Para el diseño del segundo circuito se consideró dejar *headers* macho (5 pines) que permitieran la programación en el circuito del microcontrolador por medio del programador PICKit3.

Se obtuvieron 2 tarjetas con las dimensiones de 3.2 cm por lado, tamaño que no se pudo disminuir principalmente por el tamaño del módulo Bluetooth y por el volumen de todo el conjunto de componentes disponibles para este proyecto. Posteriormente, se elaboraron las tarjetas PCB utilizando el método de planchado, obteniéndose como resultado las tablillas que se muestra en la Figura 3.13.

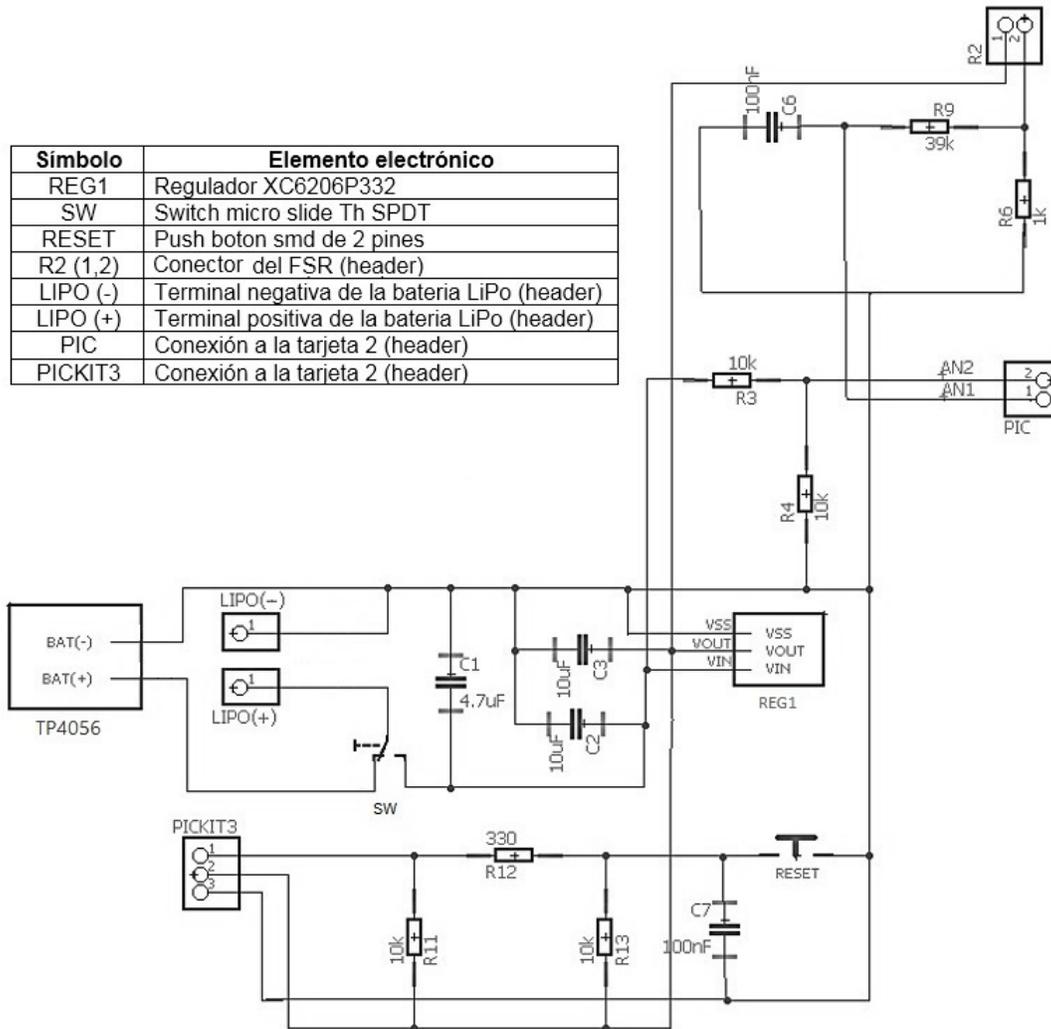


Figura 3.11: Diagrama eléctrico de la primera tarjeta que contiene la tarjeta TP4056, la conexión de un los FSR, la conexión de la batería LiPo y el regulador de 3.3V.

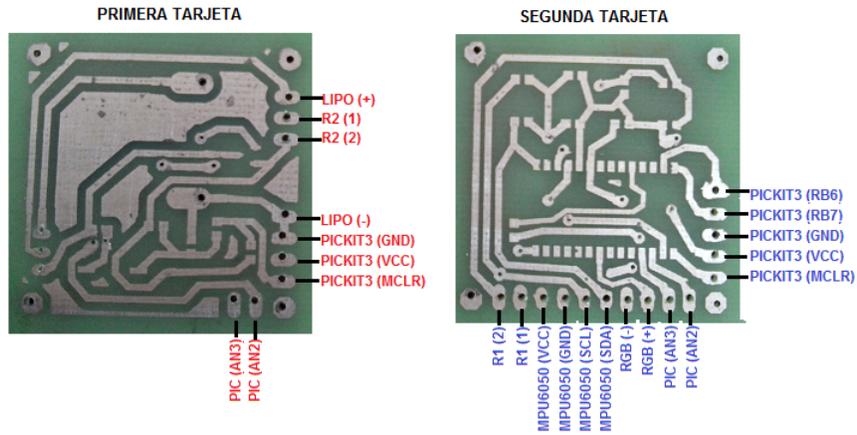


Figura 3.13: Tarjetas PCB obtenidas con el método de planchado.

Finalmente se soldaron todos los dispositivos y se conectaron entre sí las tarjetas, como se puede observar en la Figura 3.14.a, donde se puede constatar el tamaño del circuito (Figura 3.14.b).

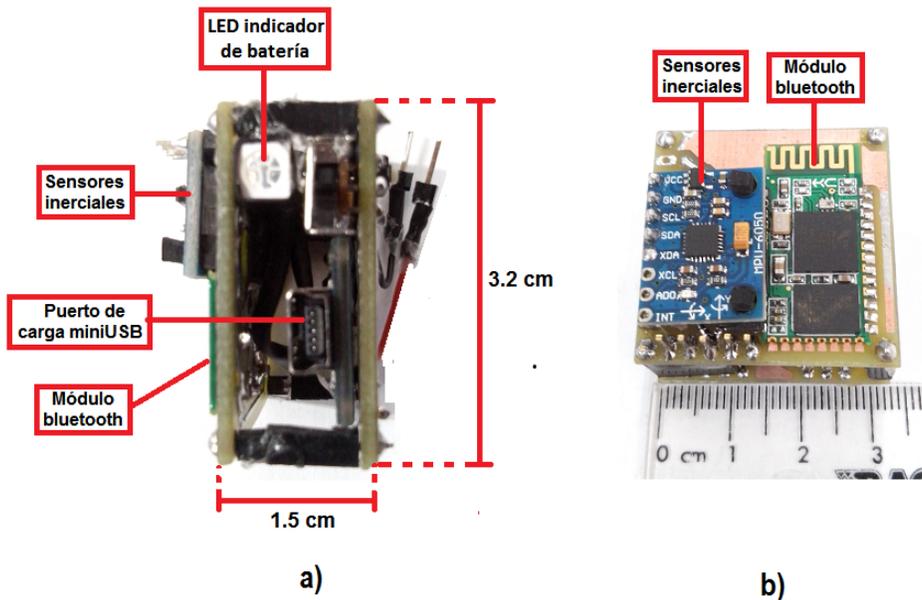


Figura 3.14: Conexión de tarjetas PCB del sistema, con vista de lateral (a) y de frente (b).

3.3.2. Diseño del cubo

El cubo fue desarrollado desde el inicio del proyecto para poder realizar pruebas preliminares con los sensores FSR. El primer prototipo midió 2.5 cm por lado y no era hueco. Para colocar los sensores (FSR Modelo 402) sobre el cubo se consideró necesario asegurar que el sensor sólo tocara la parte central del sensor cuando el usuario realizara la prueba del *MI*. Para ello, se colocó un área circular elevada al centro del cubo, con un diámetro de 2 mm, como se muestra en la Figura 3.15.a.

El primer prototipo del cubo se desarrolló en un software llamado Galaad (Lenoir-Welter, Alemania), el cual permite maquinar piezas en una máquina CNC. El modelo que se obtuvo con el software se muestra en la Figura 3.15.b.

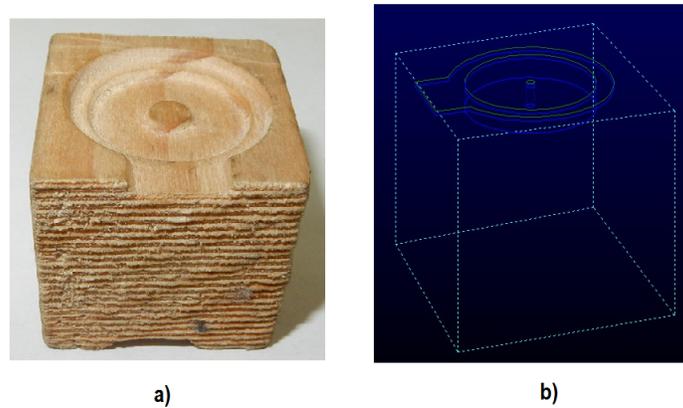


Figura 3.15: Primer prototipo del cubo (a) y modelo desarrollado del mismo en Galaad (b)

Para la versión final del cubo se consideró como mejor opción el uso de una impresora 3D para su construcción, por lo que el modelo del cubo se elaboró en Solidworks (*Dassault Systemes SolidWorks Corp*, Estados Unidos), el cual se muestra en la Figura 3.16. Para el diseño también se tomó en cuenta que el cubo debía tener un área hueca, con las dimensiones 3.3cm x 3.2cm x 3.3cm, para que cupieran los circuitos y la batería. El cubo fue manufacturado con el material llamado acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), el cual tiene una rigidez de 4.2 a 5.3 kg/mm^2 [97] y sus dimensiones finales quedaron de 3.5 cm por lado, como se demuestra en la Figura 3.16.b.

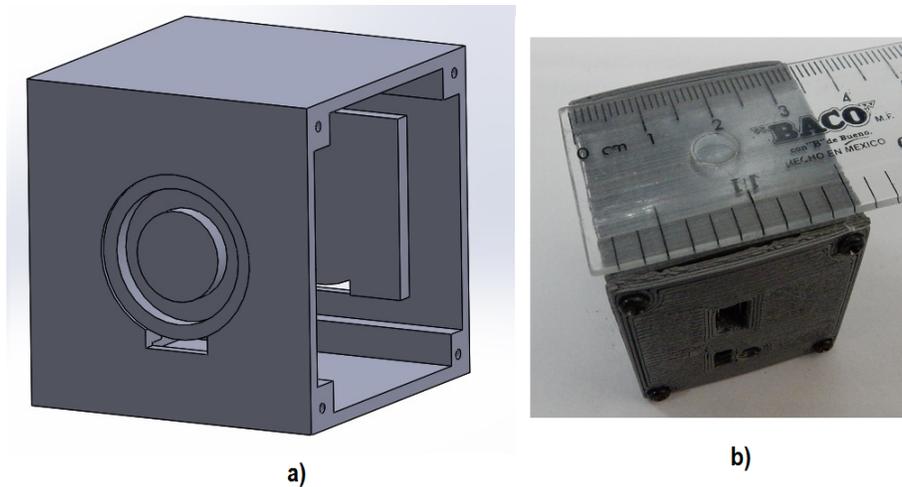


Figura 3.16: Modelo (a) y prototipo final del cubo (b).

La principal problema del diseño del cubo fue su tamaño, debido a que resultó un 40 % más grande del considerado inicialmente. Sin embargo, debido a que en la literatura se menciona que al sostener objetos de un tamaño de 2 a 9.2 cm, se pueden obtener los valores de fuerza máxima en el agarre de pinza (ver sección 2.1.3), se consideró que si la dimensión del cubo instrumentado era mayor al establecido por Demeurisse no afectaría a los resultados obtenidos en la prueba *MI*.

Por otra parte, para el diseño del cubo se deseó asegurar que el paciente presione el área activa de los sensores, por lo cual se adicionó en el cubo un área elevada en la base del sensor. En el primer prototipo el diámetro del área elevada era de 0.5 cm, sin embargo, con el uso se observó que empezó a dañar a los sensores FSR, para evitar esto se aumento el área, quedando de 1 cm de diámetro.

Finalmente, cuando ya se tenía de forma tangible tanto el circuito como al cubo, se armó el sistema, colocando el circuito dentro del cubo (Figura 3.17.a) para iniciar las pruebas (Figura 3.17.b).

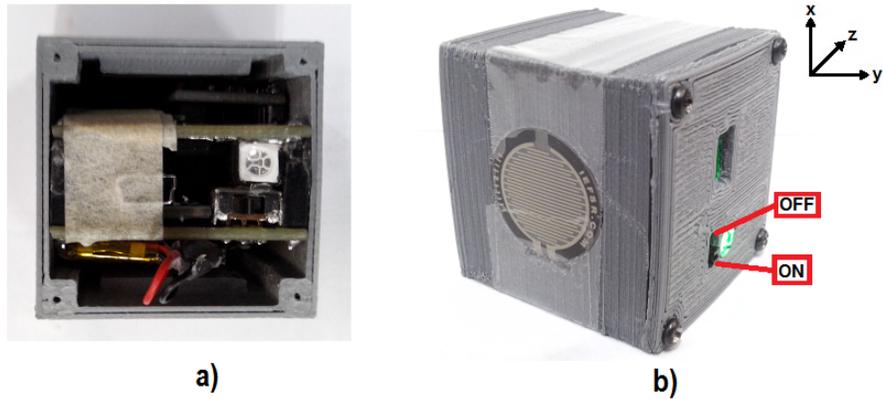


Figura 3.17: Sistema armado donde se ve el cubo con el circuito sin tapa (a) y con tapa (b).

3.3.3. Funcionamiento del cubo

El cubo instrumentado puede presentar diferentes estados, los cuales se pueden distinguir por los colores que emite el LED indicador, los estados son:

- **Encendido:** el LED prende de color verde y el interruptor (switch) está en la posición de encendido (ON).
- **Apagado:** el LED no está encendido el interruptor está en la posición de apagado (OFF).
- **Batería baja:** el LED prende de color verde pero parpadea, y el interruptor está en la posición de encendido (ON), se sugiere al usuario que ponga a cargar la batería del cubo.
- **Cargando batería:** el LED prende de color rojo, el switch está en la posición de apagado (OFF) y el cubo está conectado a un puerto USB de una computadora.
- **Carga completa:** el LED prende de color azul, el interruptor está en la posición de apagado (OFF) y el cubo está conectado a un puerto USB de una computadora. Es cuando el usuario debe desconectar el cubo para volverlo a usar.

La posición del interruptor (switch) para encender y apagar el cubo se muestra en la Figura 3.17.b.

3.4. Firmware y software

El sistema cuenta con dos programas, uno de ellos es el empleado por el PIC para procesar la información y el otro es el que permite la visualización de las mediciones realizadas por el dispositivo. A continuación, se explicará con más detalle su estructura.

3.4.1. Programa del microcontrolador

El programa se realizó en lenguaje de programación C con ayuda del compilador MPLAB C18 de Microchip, empleando las librerías de *usart* y *adc* para configurar la comunicación serial y el convertidor analógico-digital.

El objetivo del programa es la lectura de los sensores y guardar la información cada 10 ms y mandar la información a la computadora, además de monitorear el estado de la batería LiPo. Sin embargo, el programa principal se encarga solo del monitoreo de la batería y de la transmisión de datos como se muestra en la Figura 3.18.

El programa se apoya en dos interrupciones, la de recepción de datos por comunicación serial (Figura 3.19) y la del timer de 16 bits (Figura 3.20). Con el primero se permite que el programa no comience/finalice el muestreo de los sensores de fuerza hasta que se lo solicite la computadora, con lo que se asegura que el especialista tenga el control de la obtención de datos en la prueba funcional.

En el caso de la interrupción del timer, se utiliza para asegurar que cada determinada frecuencia se realice el muestreo de los sensores. Para lo cual se le debe asignar un valor predeterminado al registro del timer, el cual se calcula de la siguiente forma:

$$Valor_{TMR} = 65535 - \frac{(F_{OSC}) * (T)}{(4) * (PSC)} \quad (3.2)$$

Donde $Valor_{TMR}$ es el valor que se asignará al registro del timer para que se ejecute al tiempo deseado, F_{OSC} es la frecuencia del oscilador, PSC se refiere al preescaler que se le asigna al timer y el T es el tiempo que deseamos que tarde en activarse la interrupción.

Sustituyendo valores en 3.2 obtenemos lo siguiente:

$$Valor_{TMR} = 65535 - \frac{(32000000) * (10ms)}{(4) * (256)} = 65222,5 \approx 65223$$

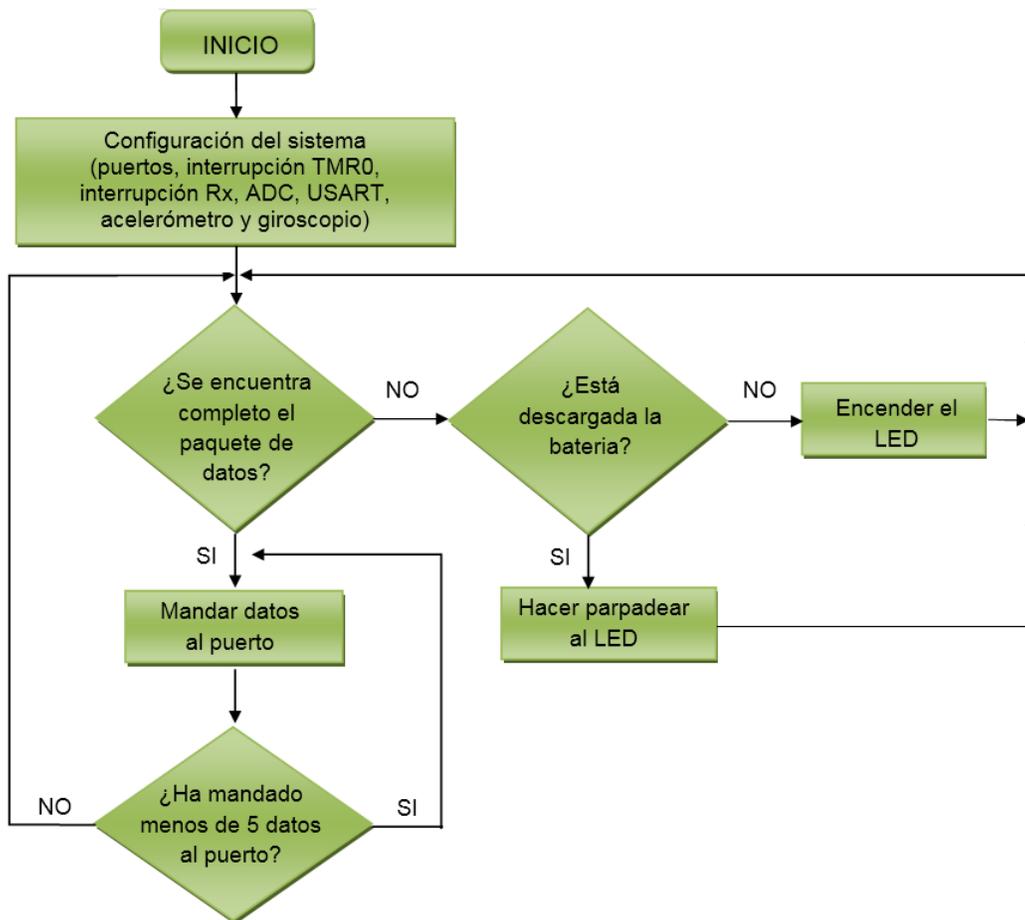


Figura 3.18: Diagrama de flujo del programa en el microcontrolador.

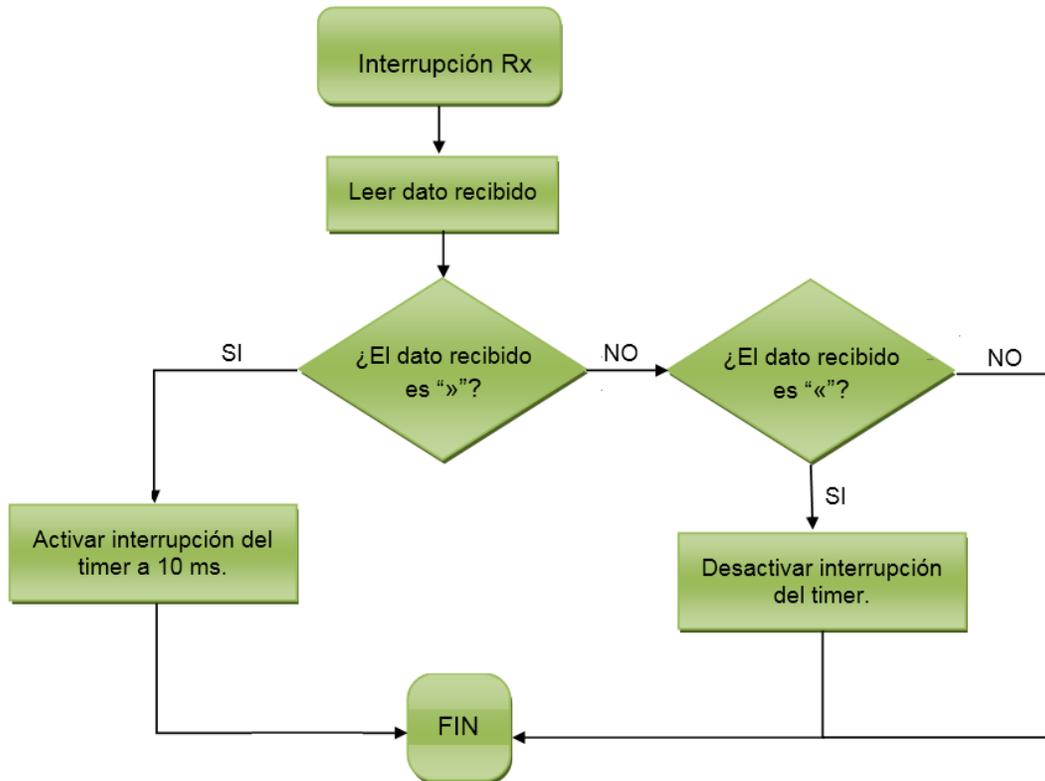


Figura 3.19: Diagrama de flujo del programa de interrupción recepción serial.

Por lo que el valor que se le asigna al timer es de 65223, para que la interrupción se active a 100 Hz. Sin embargo, debido a que el valor del timer que se calculó no fue un número exacto, realmente se transmite información cada 9.984 ms, por lo que existe un pequeño adelanto de 0.016 ms. Sin embargo, para efectos prácticos esta pequeña diferencia es despreciable.

Para mandar los datos se utilizó el formato binario en vez de mandar la información en código ASCII, para disminuir el tiempo de transmisión.



Figura 3.20: Diagrama de flujo del programa de interrupción del timer.

3.4.2. Software de interpretación de datos

Para realizar la interface se decidió emplear Matlab para obtener un programa ejecutable, por lo que en la primera versión utilizó la herramienta GUI (*Graphical Unit Interface*) donde se le permitía al especialista indicar el inicio y final de la prueba.

Se realizó un programa preliminar, cuya pantalla se muestra en la Figura 3.21. El sistema envía paquetes de datos conteniendo 5 muestras cada paquete.

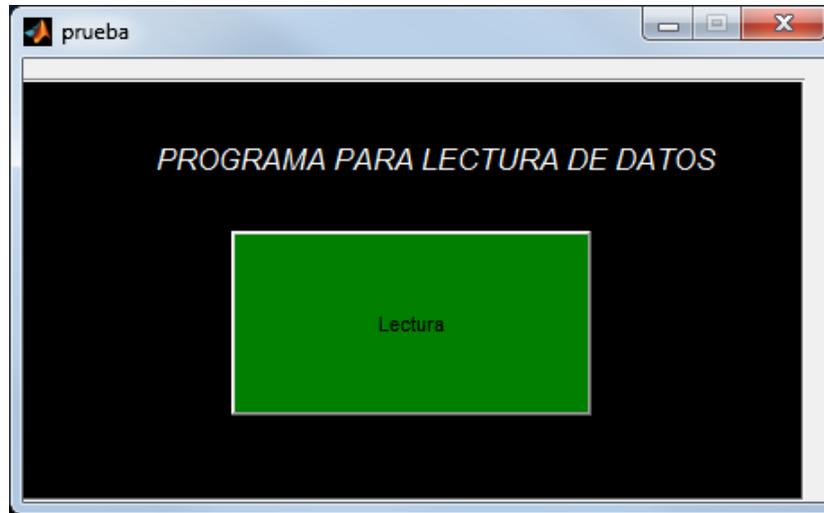


Figura 3.21: Programa preliminar en GUI de Matlab.

El paquete que se recibe en Matlab se traduce en un vector que cuenta con 82 bytes. Cada una de las 5 muestras del paquete está compuesta por 16 bytes y la información que contiene se divide como sigue: sensores de fuerza (4 bytes), acelerómetro (6 bytes) y giroscopio (6 bytes). Al finalizar las 5 mediciones, se presentan 2 últimos componentes en el vector, los cuales son un indicador para determinar si la cadena se encuentra completa.

Con este programa se logró guardar información en un archivo .mat, pero el programa tenía inestabilidades.

Para evitar este problema, se realizó otro programa en Matlab, el cual se describe en el Apéndice C. Este programa permite que el usuario realice una prueba para guardar las mediciones de los sensores y que analice los resultados. Ahora la interfaz es mucho más simple, evitando con esto "congelamientos" del programa. En la pantalla principal se muestran las diferentes opciones que maneja, como se observa en la Figura 3.22.

```

Command Window
El siguiente programa permite leer los datos obtenidos en la
prueba funcional Motricity Index
1. Desea realizar la prueba
2. Desea evaluar una prueba
3. Desea salir del programa
fx Anote el número de la acción que desea hacer:

```

Figura 3.22: Pantalla principal del programa en Matlab.

Si se selecciona la opción 1 del programa (Figura 3.22) para realizar una prueba, se le pregunta al usuario la mano que se va a evaluar y el nombre que le desea dar al archivo .mat que contiene las mediciones de los sensores, para posteriormente dar inicio a la prueba.

Durante la prueba, el usuario observará una gráfica en la pantalla donde se muestra la fuerza aplicada en el agarre de pinza (ver Figura 3.23).

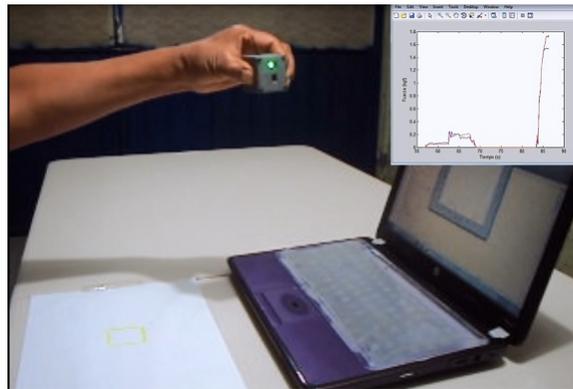


Figura 3.23: Pantalla que se muestra al comenzar prueba.

Al finalizar la prueba, se le pide al usuario que seleccione la ubicación donde desea guardar la información obtenida por los sensores, la cual se guarda en una matriz llamada *sample*, la cual contiene la información como se muestra en la Figura 3.24. También, se muestra la gráfica donde se ven los valores de fuerza de toda la prueba y se le informa al usuario de los valores pico de fuerza máxima que alcanzó el paciente.

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
|-----|--------|--------|--------|--------|--------|---------|----------|---------|---------|
| 820 | 8.2000 | 0.0166 | 0.0188 | 0.9980 | 0.0190 | -0.0708 | -8.2927 | 0.2439 | -0.3659 |
| 821 | 8.2100 | 0.0166 | 0.0189 | 1.0078 | 0.0229 | -0.0640 | -8.7805 | 1.4024 | 0.8537 |
| 822 | 8.2200 | 0.0166 | 0.0189 | 1.0098 | 0.0063 | -0.0630 | -9.5732 | 2.8659 | 1.8293 |
| 823 | 8.2300 | 0.0166 | 0.0189 | 0.9971 | 0.0073 | -0.0757 | -9.8780 | 4.1463 | 2.6220 |
| 824 | 8.2400 | 0.0169 | 0.0189 | 0.9819 | 0.0171 | -0.0825 | -10 | 3.4146 | 1.7683 |
| 825 | 8.2500 | 0.0174 | 0.0191 | 0.9785 | 0.0127 | -0.0747 | -9.6341 | 1.2805 | 0.4878 |
| 826 | 8.2600 | 0.0176 | 0.0189 | 0.9917 | 0.0137 | -0.0835 | -11.5244 | -2.0732 | -0.0610 |
| 827 | 8.2700 | 0.0177 | 0.0189 | 0.9941 | 0.0161 | -0.0903 | -12.9878 | -2.6220 | -0.6098 |
| 828 | 8.2800 | 0.0179 | 0.0191 | 1.0083 | 0.0195 | -0.0806 | -13.9634 | -2.7439 | -1.1585 |
| 829 | 8.2900 | 0.0179 | 0.0191 | 1.0161 | 0.0103 | -0.0747 | -14.6341 | -2.9878 | -0.8537 |
| 830 | 8.3000 | 0.0180 | 0.0193 | 1.0176 | 0.0225 | -0.0503 | -13.1707 | -0.0610 | -1.5244 |
| 831 | 8.3100 | 0.0182 | 0.0195 | 1.0303 | 0.0039 | -0.0425 | -10.1220 | 8.2927 | -2.2561 |

Figura 3.24: Estructura de la matriz donde se guarda las mediciones obtenidas durante la prueba. Cada una de las variables se guardan en las unidades correspondientes (tiempo [s], fuerza [kgf], aceleración [g] y velocidad angular [°/s])

En el caso de que el usuario seleccione la opción 2 del programa (ver Figura 3.22), para analizar los datos obtenidos de una prueba, sólo se le solicita la ubicación del archivo .mat. Esta opción permitirá que el usuario distinga las diferentes etapas de la prueba, que obtenga los valores máximos de fuerza y frecuencia, los cuales se muestran en la pantalla de comandos de Matlab (ver Figuras 3.25 y 3.26). La información obtenida se guarda en un *vector* r que se guarda en el mismo archivo .mat que abrió el usuario. El tratamiento de la información se describirá detalladamente en el Capítulo 4.

```

Fuerza en el dedo índice

t1 =
  ' Prueba '      'Maximo'      'Promedio'
'MI (sujeta) '    [0.6142]      [ 0.2326]
'MI (eleva) '    [0.4771]      [ 0.1554]
'MI (agarra) '   [1.1796]      [ 0.8590]
'Fuerza_Maxima' [3.6384]      [ 3.4454]

Fuerza en el dedo pulgar

t1 =
  ' Prueba '      'Maximo'      'Promedio'
'MI (sujeta) '    [0.3127]      [ 0.1453]
'MI (eleva) '    [0.2141]      [ 0.0933]
'MI (agarra) '   [0.8351]      [ 0.7086]
'Fuerza_Maxima' [5.0136]      [ 4.6694]

Fuerza de ambos dedos

t1 =
  ' Prueba '      'Maximo'      'Promedio'
'MI (sujeta) '    [0.9269]      [ 0.3780]
'MI (eleva) '    [0.6912]      [ 0.2487]
'MI (agarra) '   [2.0148]      [ 1.5675]
'Fuerza_Maxima' [8.6521]      [ 8.1148]

```

Figura 3.25: Tabla de los valores de fuerza máximos para las diferentes etapas de la prueba.

| | | | | | | |
|---------------------------------------|-----------|--------------|-----------|--------------|-----------|--------------|
| Frecuencia en prueba de Fuerza Máxima | | | | | | |
| t1 = | ' Fx ' | ' AmpX ' | ' Fy ' | ' AmpY ' | ' Fz ' | ' AmpZ ' |
| | [10.6061] | [0.0321] | [10.6061] | [0.0103] | [10.6061] | [0.0149] |
| Frecuencia en prueba de MI (sujeta) | | | | | | |
| t1 = | ' Fx ' | ' AmpX ' | ' Fy ' | ' AmpY ' | ' Fz ' | ' AmpZ ' |
| | [10.7143] | [3.0000e-04] | [7.6923] | [5.0000e-04] | [7.9670] | [6.0000e-04] |
| Frecuencia en prueba de MI (eleva) | | | | | | |
| t1 = | ' Fx ' | ' AmpX ' | ' Fy ' | ' AmpY ' | ' Fz ' | ' AmpZ ' |
| | [9.0361] | [0.0038] | [9.0361] | [0.0026] | [10.2410] | [0.0031] |
| Frecuencia en prueba de MI (agarra) | | | | | | |
| t1 = | ' Fx ' | ' AmpX ' | ' Fy ' | ' AmpY ' | ' Fz ' | ' AmpZ ' |
| | [0.0031] | [0.0019] | [2.5180] | [0.0013] | [11.1511] | [0.0019] |

Figura 3.26: Tabla de los valores frecuencia y amplitud máximos del temblor para las diferentes etapas de la prueba.

Capítulo 4

Pruebas experimentales

4.1. Pruebas del sistema

4.1.1. Frecuencia de muestreo

Para comprobar que la frecuencia de muestreo es de 100 Hz y que el sistema no tiene pérdidas en el envío de datos, se introdujo una señal sinusoidal en las dos entradas analógicas del sistema y se analizó la señal obtenida. Las características de la señal introducida fueron las siguientes:

- Frecuencia de 10 Hz.
- V_{pp} de 2.16 V.
- Offset de 1.08 V.

Dado que la frecuencia de la señal de prueba es de 10 Hz, se esperan 10 ciclos de señal durante 1 segundo y cada ciclo debe estar conformado por 10 muestras, lo cual se pudo comprobar como se observa en la la Figura 4.1).

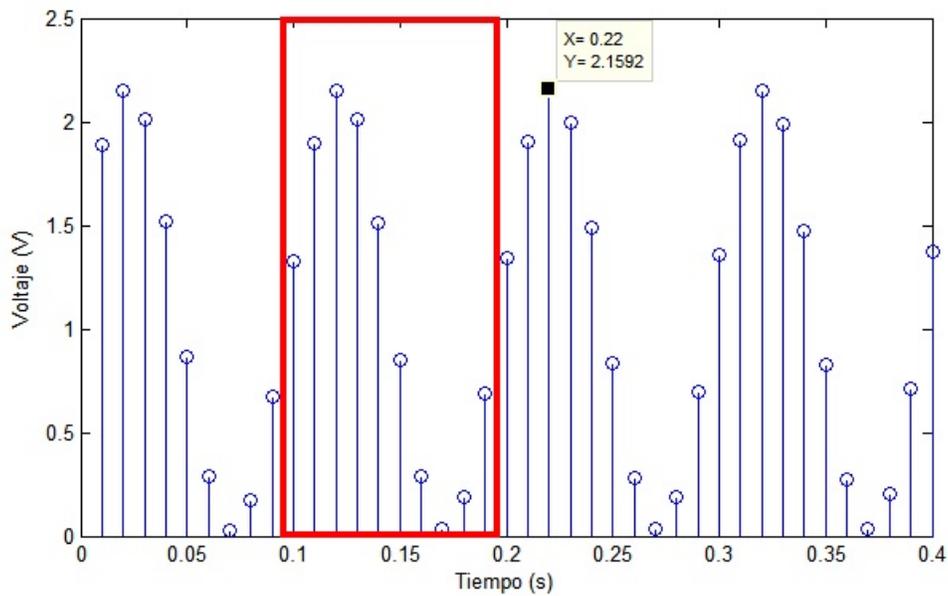


Figura 4.1: Comprobación de la frecuencia de muestreo.

Al observar las señales adquiridas por ambos canales analógicos se puede observar que no hay diferencias apreciables (ver Figura 4.2) en la adquisición de un canal y del otro, además de que no hay pérdidas de datos.

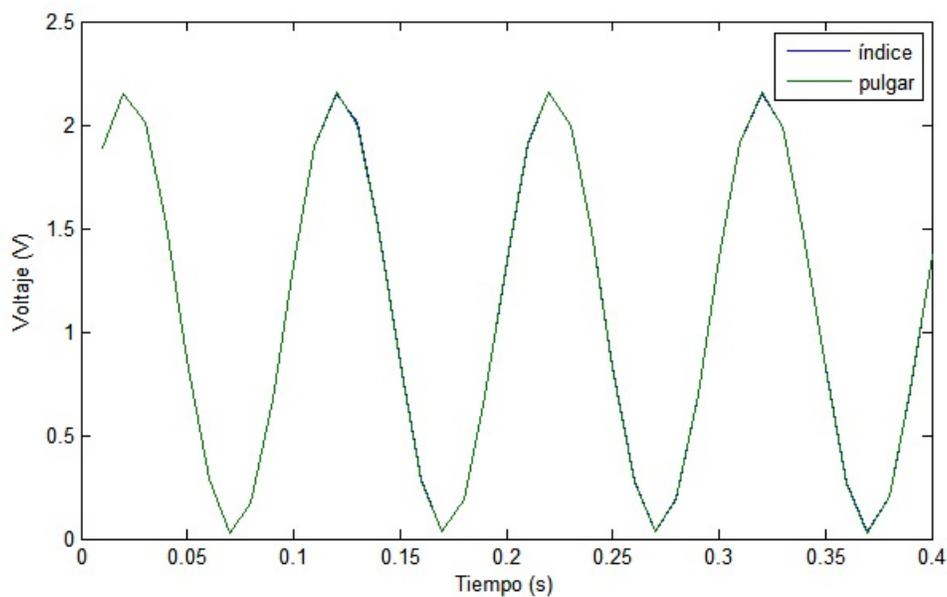


Figura 4.2: Señales obtenidas por los canales del ADC.

4.1.2. Nivel de ruido en las señales

El nivel de ruido en los sistemas electrónicos se mide típicamente utilizando la desviación estándar (SD , por sus siglas en inglés de *standard deviation*), la cual permite cuantificar que tanto se desvían las muestras de la media. La SD cuantifica las señales AC solamente mientras que el cálculo del voltaje RMS (por sus siglas en inglés de *root mean square*) cuantifica la variación en AC y DC. En caso de no existir DC, los valores RMS y SD serán exactamente lo mismo [98].

Para medir el ruido en los sensores FSR se realizaron dos pruebas, en la primera se midió la señal que se obtiene del sensor sin carga. El resultado se puede ver en la Figura 4.3. Se puede verificar visualmente que la señal no presenta variaciones y eso se puede corroborar cuantitativamente ya que el valor RMS para ambas señales es cero.

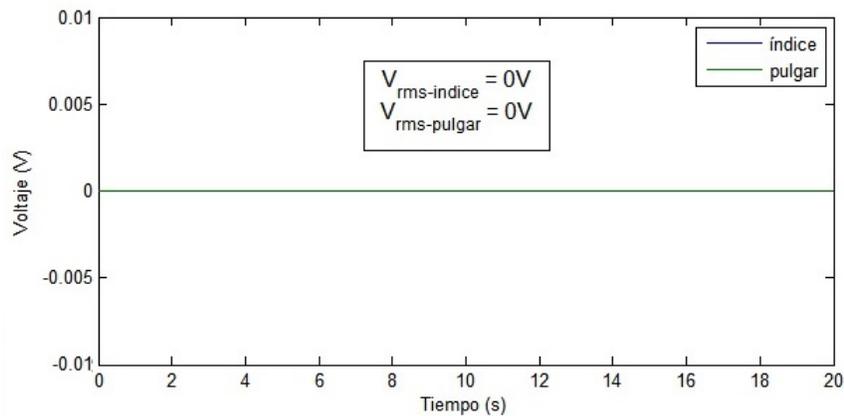


Figura 4.3: Señal obtenida por el FSR sin carga.

La segunda prueba consistió en mantener una carga constante sobre los sensores para observar si los valores de voltaje varían. Para realizar la prueba se empleó un Medidor de Fuerza Digital, Modelo *Advanced* (Mecmesin, Inglaterra), el cual es conocido por sus siglas en inglés como *AFG* (*Advanced Force Gauge*).

El *AFG* permite la medición de fuerza de hasta 10 kgf y cuenta con diferentes aditamentos (placa de compresión, gancho de prueba y varillas de extensión) que se colocan en la parte inferior del medidor, los cuales ayudan a cuantificar la fuer-

za que se aplica al presionar o jalar el aditamento. Para esta prueba se empleó la placa de compresión y la varilla de extensión.



Figura 4.4: Medidor de Fuerza Digital *AFG* acoplado a un Soporte Manual de Ensayo.

El *AFG* se acopló a un Soporte Manual de Ensayo, Modelo MDD (Mecmesin, Inglaterra), el cual permite mover el *AFG* verticalmente por medio de un volante de precisión. En conjunto, ambos dispositivos permiten medir la fuerza aplicada sobre un objeto que se ubique en la base del soporte.

Para realizar la prueba se colocó el cubo sobre la base del soporte, de tal manera que la placa de compresión del *AFG* presione el centro del área activa del sensor FSR, como se muestra en la Figura 4.4. Además, se adicionó otro elemento con forma de semiesférica. La razón para colocar este elemento fue para simular la forma de la yema del dedo.

En la Figura 4.5 se muestran las señales obtenidas por los sensores al aplicarles una fuerza constante de 1 kg durante 20 segundos.

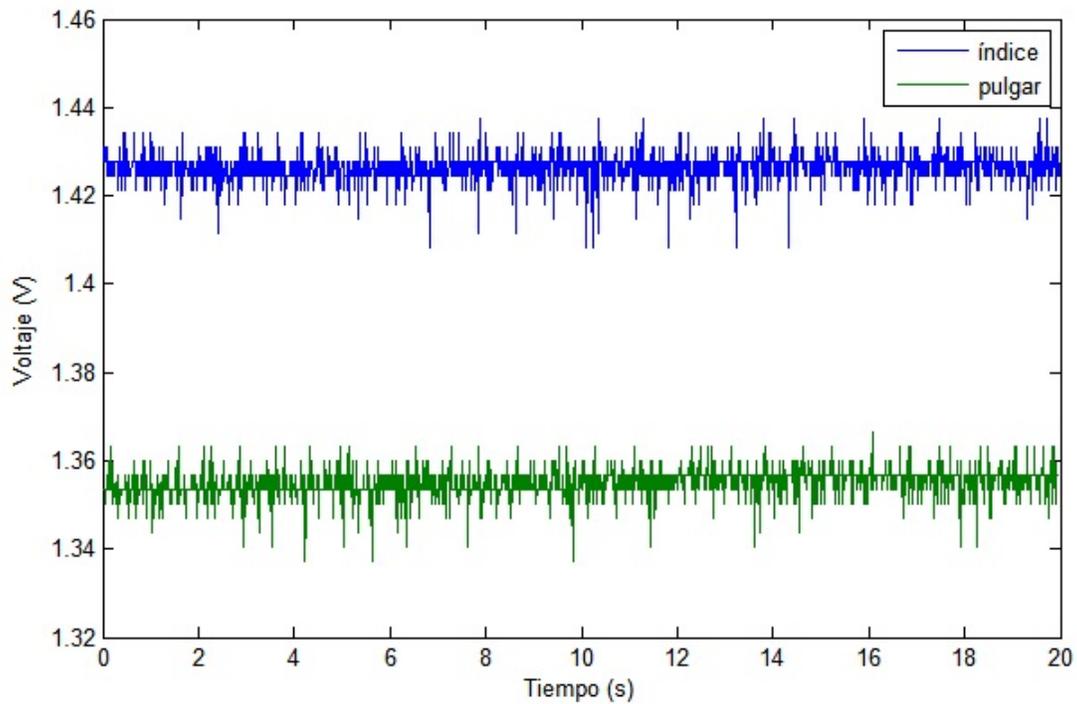


Figura 4.5: Señal obtenida por el FSR con carga constante.

En la Tabla 4.1 se presentan los valores promedio y la desviación estándar de las señales obtenidas, donde se puede observar que a pesar de que se les aplicó la misma fuerza a ambos sensores, cada uno de ellos presenta diferentes voltajes, aunque el nivel de variación de la señal (ruido) [98] es semejante. Derivado de lo anterior, se concluye que es necesario calibrar ambos sensores por separado.

| CARACTERÍSTICAS | SENSOR DEL DEDO ÍNDICE | SENSOR DEL DEDO PULGAR |
|---------------------|---------------------------|---------------------------|
| Promedio | 1.426 V | 1.355 V |
| Desviación estándar | 0.0032 V | 0.0031 V |

Tabla 4.1: Características de las señales de los sensores FSR con carga constante.

4.2. Calibración de sensores

Para calibrar los sensores de fuerza fue necesario obtener la relación voltaje-fuerza, por lo que se empleó el Medidor de Fuerza Digital *AFG* acoplado al Soporte Manual de Ensayo, usando la misma metodología mencionada en la sección 4.1.2. A los sensores FSR se les aplicaron diferentes valores de fuerza en del rango de 0.1 kgf a 10 kgf. De tal forma que para cada valor de fuerza se realizó lo siguiente:

- Se colocó el cubo en la base del Soporte Manual de Ensayo.
- Se bajó la placa de compresión del *AFG* para presionar al sensor FSR hasta que se obtuvo el valor de fuerza que se deseaba aplicar.
- Se inició el programa para guardar la respuesta en voltaje del sensor durante 60 s.
- Al finalizar el programa de adquisición de datos, se guardó la información obtenida en un archivo `.mat`.
- Se levantó la placa de compresión.

La metodología anterior se realizó por duplicado para cada valor de fuerza, por lo que se obtuvieron dos series de datos para cada medición. Los datos obtenidos se promediaron para obtener una relación de fuerza-voltaje, con el fin de calcular una función que represente el comportamiento del sensor FSR. Los valores de relación de fuerza-voltaje que se obtuvieron se muestran en el Apéndice D.

Inicialmente se intentó emplear funciones exponenciales para relacionar la fuerza-voltaje, sin embargo, los datos obtenidos no se ajustaban satisfactoriamente a lo largo de toda la curva exponencial, por lo que se consideró como mejor opción utilizar funciones polinomiales definidas por partes para ajustar mejor los datos. Las funciones que se obtuvieron son:

a) Sensor del dedo índice:

$$F_1(x) = \begin{cases} 0, & \text{si } x \geq 0 \text{ y } x \leq 0,02, \\ 0,1356 * x^3 + 0,0734 * x^2 + 0,3244 * x - 0,0046, & \text{si } x > 0,02 \text{ y } x \leq 1,5482, \\ 11,4097 * x^4 - 86,9016 * x^3 + 252,5448 * x^2 - 326,4134 * x + 158,2521, & \text{si } x > 1,5482. \end{cases} \quad (4.1)$$

b) Sensor del dedo pulgar:

$$F_2(x) = \begin{cases} 0, & \text{si } x \geq 0 \text{ y } x \leq 0,004, \\ -0,2102 * x^4 + 0,962 * x^3 - 0,9127 * x^2 + 0,7466 * x - 0,0023, & \text{si } x > 0,004 \text{ y } x \leq 1,6542, \\ 9,4085 * x^4 - 66,7897 * x^3 + 179,503 * x^2 - 213,1682 * x + 94,8163, & \text{si } x > 1,6542. \end{cases} \quad (4.2)$$

Donde x se refiere al voltaje detectado por el sensor y $F(x)$ es la fuerza equivalente.

Se calculó el coeficiente de determinación (r^2) el cual es una medida estadística de la bondad del ajuste o fiabilidad del modelo estimado a partir de los datos. Un valor de r^2 igual a uno significa que los datos se ajustan perfectamente con el modelo. El valor de r^2 se calculó con la ecuación 4.3 [99].

$$r^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - f_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad (4.3)$$

Donde y_i representa cada uno de los valores de fuerza medidos, \bar{y} es el promedio de ese conjunto de valores y f_i son los puntos calculados con el modelo.

En este caso se obtuvieron valores de $r^2 = 0,9989$ para la función 4.1 y $r^2 = 0,9989$ para la función 4.2, lo cual indica un buen ajuste al estar muy cercanos a 1.

En las Figuras 4.6 y 4.7 se muestra el comportamiento de la señales generadas por las las funciones 4.1 y 4.2, respectivamente.

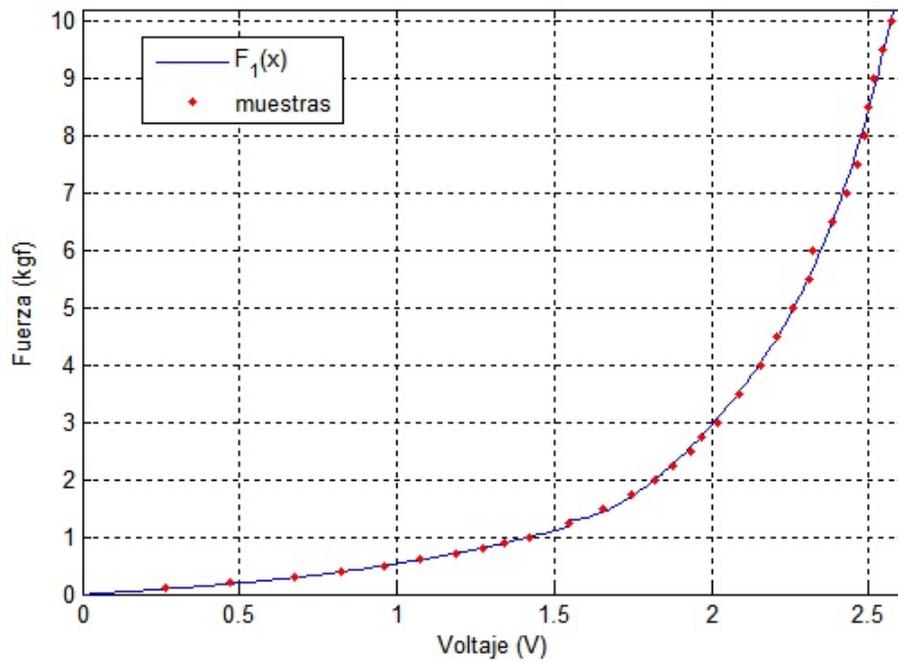


Figura 4.6: Gráfica que muestra el comportamiento de la función del sensor del índice, $r^2 = 0,9989$.

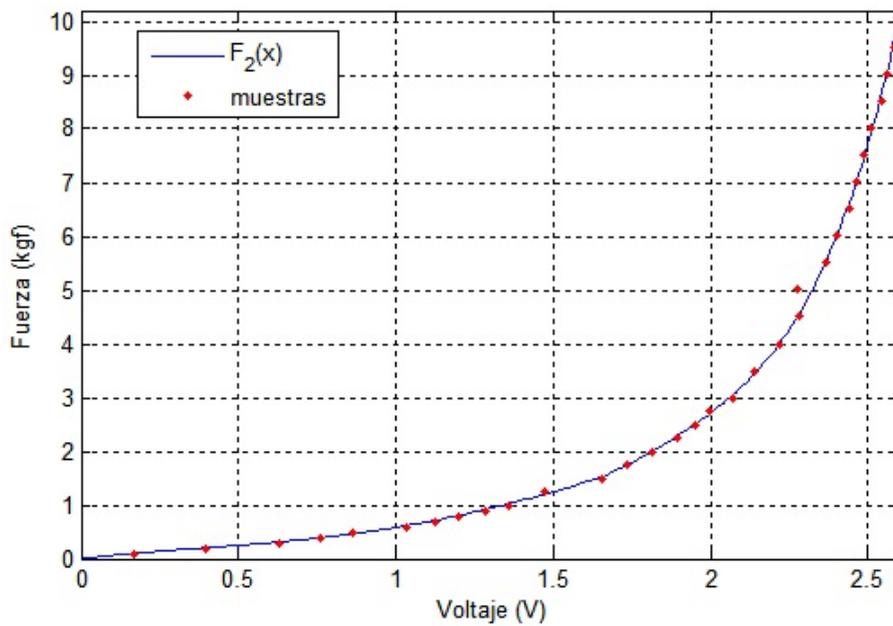


Figura 4.7: Gráfica que muestra el comportamiento de la función del sensor del pulgar, $r^2 = 0,9989$.

4.2.1. Pruebas con dinamómetro

Para determinar la precisión del dispositivo se realizaron 4 mediciones, con una duración individual de 20 s, asegurando que en cada una de esas mediciones se ejerza la misma fuerza sobre el sensor FSR. Los valores de fuerza (en kgf) que se emplearon fueron: 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1, 1.25, 1.5, 1.75, 2, 2.25, 2.5, 2.75, 3, 3.5, 4, 4.5, 5, 5.5, 6, 6.5, 7, 7.5, 8, 8.5, 9, 9.5, 10.

Para calcular la precisión de medición del sistema se utilizó la desviación estándar, la cual es una medida típica de dispersión de datos con respecto a la media. Los resultados se muestran la Tabla 4.2.

Se puede observar que el nivel de dispersión se incrementa en forma directamente proporcional con la fuerza aplicada, esto significa que la precisión disminuye. Se observa en la Tabla 4.2 que la mayor dispersión se tiene para 5.5 kgf y es de ± 0.3192 kgf.

Para determinar la exactitud del sistema se empleó el error absoluto, el cual muestra la diferencia entre el valor exacto y el valor aproximado. Se aplicó la fórmula de error absoluto a todas las muestras obtenidas, después se calculó el promedio para cada uno de los 32 valores de fuerza que se evaluaron. De tal forma que se comparó el valor real de fuerza aplicado en el FSR con el valor medido por el sistema. Adicionalmente, se aplicó el error relativo para determinar el porcentaje de error para cada uno de los valores de fuerza que se evaluó.

Los resultados obtenidos pueden observarse en la Tabla 4.3, donde se puede ver que el mayor error absoluto fue de ± 0.3380 kgf para 6 kgf, sin embargo, fue en 0.2 kgf donde se obtuvo un porcentaje de error mayor de 10.69 % para el sensor del dedo índice. En el caso del sensor del dedo pulgar se encontraron que los valores de error absoluto y relativo son menores que el del sensor índice, por lo que se puede concluir que el sensor del dedo pulgar es más exacto que el otro sensor.

| Medición (kgf) | SD para el sensor del dedo índice (kgf) | SD para el sensor del dedo pulgar (kgf) |
|----------------|---|---|
| 0.1 | 0.0028 | 0.0033 |
| 0.2 | 0.0046 | 0.0026 |
| 0.3 | 0.0113 | 0.006 |
| 0.4 | 0.0078 | 0.0232 |
| 0.5 | 0.0093 | 0.0151 |
| 0.6 | 0.003 | 0.0032 |
| 0.7 | 0.0189 | 0.0042 |
| 0.8 | 0.0038 | 0.0057 |
| 0.9 | 0.0198 | 0.0056 |
| 1 | 0.0072 | 0.006 |
| 1.25 | 0.075 | 0.0137 |
| 1.5 | 0.0364 | 0.0291 |
| 1.75 | 0.0238 | 0.0449 |
| 2 | 0.026 | 0.0238 |
| 2.25 | 0.0315 | 0.0605 |
| 2.5 | 0.0594 | 0.0895 |
| 2.75 | 0.0945 | 0.0414 |
| 3 | 0.1545 | 0.0583 |
| 3.5 | 0.1321 | 0.0416 |
| 4 | 0.1867 | 0.0608 |
| 4.5 | 0.1496 | 0.1288 |
| 5 | 0.1521 | 0.1755 |
| 5.5 | 0.3192 | 0.0988 |
| 6 | 0.0533 | 0.0917 |
| 6.5 | 0.0652 | 0.1317 |
| 7 | 0.2035 | 0.1362 |
| 7.5 | 0.1462 | 0.1413 |
| 8 | 0.0941 | 0.1585 |
| 8.5 | 0.1016 | 0.1577 |
| 9 | 0.1532 | 0.1885 |
| 9.5 | 0.1532 | 0.1872 |
| 10 | 0.1513 | 0.2002 |

Tabla 4.2: Desviación estándar de los sensores FSR.

| Medición (kgf) | Error para sensor del dedo índice | | Error para sensor del dedo pulgar | |
|-------------------|--------------------------------------|-----------------|--------------------------------------|-----------------|
| | Absoluto (kgf) | Relativo (%) | Absoluto (kgf) | Relativo (%) |
| 0.1 | 0.0099 | 9.94 | 0.0033 | 3.32 |
| 0.2 | 0.0214 | 10.69 | 0.0053 | 2.64 |
| 0.3 | 0.0121 | 4.03 | 0.0117 | 3.89 |
| 0.4 | 0.0116 | 2.90 | 0.0231 | 5.78 |
| 0.5 | 0.0091 | 1.82 | 0.0346 | 6.93 |
| 0.6 | 0.0053 | 0.88 | 0.0162 | 2.69 |
| 0.7 | 0.0187 | 2.68 | 0.0124 | 1.77 |
| 0.8 | 0.0066 | 0.82 | 0.0065 | 0.81 |
| 0.9 | 0.0195 | 2.16 | 0.0137 | 1.52 |
| 1 | 0.0065 | 0.65 | 0.0203 | 2.03 |
| 1.25 | 0.0745 | 5.96 | 0.0527 | 4.21 |
| 1.5 | 0.0722 | 4.81 | 0.0235 | 1.57 |
| 1.75 | 0.0377 | 2.15 | 0.0435 | 2.49 |
| 2 | 0.0209 | 1.04 | 0.0211 | 1.05 |
| 2.25 | 0.0268 | 1.19 | 0.0584 | 2.6 |
| 2.5 | 0.0717 | 2.87 | 0.0875 | 3.5 |
| 2.75 | 0.085 | 3.09 | 0.0476 | 1.73 |
| 3 | 0.1466 | 4.89 | 0.0662 | 2.21 |
| 3.5 | 0.1186 | 3.39 | 0.0489 | 1.4 |
| 4 | 0.1722 | 4.31 | 0.0369 | 0.92 |
| 4.5 | 0.1321 | 2.94 | 0.1192 | 2.65 |
| 5 | 0.1263 | 2.53 | 0.1704 | 3.41 |
| 5.5 | 0.2993 | 5.44 | 0.0877 | 1.6 |
| 6 | 0.338 | 5.63 | 0.0680 | 1.13 |
| 6.5 | 0.048 | 0.74 | 0.1323 | 2.04 |
| 7 | 0.2068 | 2.95 | 0.0930 | 1.33 |
| 7.5 | 0.2491 | 3.32 | 0.1348 | 1.8 |
| 8 | 0.2224 | 2.78 | 0.1518 | 1.9 |
| 8.5 | 0.1109 | 1.3 | 0.1419 | 1.67 |
| 9 | 0.2372 | 2.64 | 0.1256 | 1.4 |
| 9.5 | 0.1368 | 1.44 | 0.1499 | 1.58 |
| 10 | 0.1095 | 1.1 | 0.1327 | 1.33 |

Tabla 4.3: Error absoluto y relativo de los sensores FSR.

4.2.2. Pruebas con el acelerómetro

Para comprobar el buen funcionamiento del acelerómetro se realizó una prueba que consistió en colocar el cubo sobre una mesa nivelada y no tocarlo durante un minuto. Con lo cual se debe obtener solamente el 1 g de la gravedad sobre el eje que se encuentra perpendicular con la base de la mesa.

En la Figura 4.8 se muestra el comportamiento del acelerómetro el colocar el eje x de forma perpendicular a la mesa, donde se ve que la señal obtenida mantiene una amplitud mayor de 1. El comportamiento de los otros ejes presentan una amplitud menor de 1 g. Esta diferencia entre el valor real y el medido permite calibrar el acelerómetro en cada uno de sus ejes.

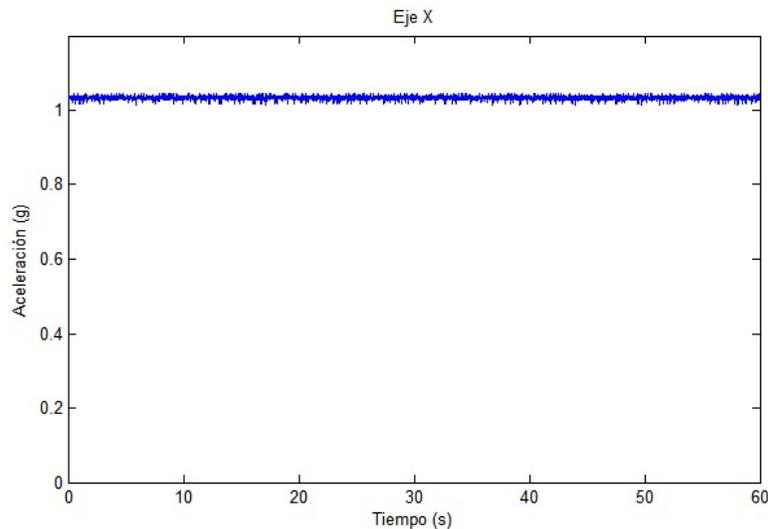


Figura 4.8: Gráfica que muestra el comportamiento del acelerómetro en el eje X en la prueba estática.

Las características de las señales obtenidas por el acelerómetro durante un minuto se muestran en la Tabla 4.4, donde se muestra el nivel de ruido del acelerómetro, el cual es la SD de cada uno de los ejes. Se puede ver que la SD de los 3 ejes es muy pequeña y similar, la cual no excede el valor de 5.7 mg.

| CARACTERÍSTICAS | EJE X | EJE Y | EJE Z |
|-----------------|----------|----------|----------|
| RMS | 1.0337 g | 0.9932 g | 0.9839 g |
| SD | 4.3 mg | 3.2 mg | 5.7 mg |

Tabla 4.4: Características de las señales del acelerómetro.

Tomando en cuenta la información de la sección 4.1, se concluye que se obtuvo un sistema que cuenta con las siguientes características:

| | |
|--|------------------|
| Tamaño | 3.5 cm por lado |
| Peso | 34.6 gramos |
| Duración de batería (transmitiendo datos) | 2 horas |
| Tiempo de carga | 1 hora |
| Rango de medición de fuerza | 0 - 19.13 kgf |
| Rango de medición del acelerómetro | ± 2 g |
| Rango de medición del giroscopio | ± 250 °/s |
| SD para FSR | ± 0.3192 kgf |
| SD para acelerómetro | ± 5.7 mg |
| Máximo porcentaje de error para los FSR | ± 10.69 % |
| Ancho de banda del FSR | 333 kHz % |
| Ancho de banda del acelerómetro | 260 Hz % |
| Ancho de banda del giroscopio | 256 Hz % |

Tabla 4.5: Características técnicas del cubo instrumentado.

4.3. Pruebas en sujetos sanos

Se consideró en el proyecto llevar a cabo pruebas en sujetos sanos para obtener valores normales del agarre de pinza al momento de realizar la prueba funcional *MI* que sirva de referencia para los especialistas que utilicen este dispositivo para evaluar la mano. Para esto fue necesario determinar los criterios del tipo de población que se iba a emplear para el estudio.

Los criterios deben tomar en cuenta los factores que influyen en la capacidad de ejercer mayor o menor fuerza en el agarre de pinza (ver secciones 2.1.3 y 2.1.4), además, de los factores que inducen a las personas a padecer temblor (ver sección 2.1.5). En el caso del temblor, se investigaron las dosis recomendadas para el con-

sumo de cafeína, alcohol y nicotina, así como también el tiempo de vida media de cada una de las sustancias.

Para llevar a cabo de las pruebas de medición de fuerza, se tomaron en cuenta las recomendaciones hechas por la *American Society of Hand Therapist (ASHT)* para realizar una evaluación del agarre de fuerza, las cuales se describen en la sección 2.2.3.

Otro aspecto que debió tomarse en consideración fue la ubicación del cubo instrumentado sobre la mesa, que se consideró que debía ser una posición fija por lo que se investigó el estándar de trabajo de las personas cuando se encuentran laborando sobre una mesa y con el brazo flexionado. En la literatura se comenta que la distancia entre el borde de la mesa y el objeto a tomar debe de ser de 20 cm para las mujeres y 25 cm para los hombres, la cual resulta más cómoda para las personas [100].

Por otra parte, se apoyó en la prueba *ARAT* para determinar la posición del sujeto en la silla y la distancia entre el sujeto y el borde de la mesa, la cual fue de 15 cm porque es la distancia usada en la prueba *ARAT*, la cual se describe en la sección 2.2.2.1.

A continuación se explica el protocolo que se desarrolló para éste proyecto de investigación, donde se definen las características de la muestra de la población que se empleó además del procedimiento de la prueba.

4.3.1. Protocolo de pruebas

4.3.1.1. Criterios de inclusión

- Sujetos cuya edad fluctúe entre los 20 y 39 años.
- Sujetos sanos.

4.3.1.2. Criterios de exclusión

- Que el sujeto padezca patologías que disminuyan la capacidad motriz de su mano, como son: traumas (roturas tendinosas, fracturas en huesos, lesiones en ligamentos, etc.), condiciones inflamatorias (artritis, tendinitis, síndrome del túnel carpiano, etc.), enfermedades neurológicas (atrofia multisistémica, distonía, Parkinson, etc.) o malformaciones (dedo martillo, deformidad del cuello de cisne, deformidad en ojal, etc.).
- Que el sujeto padezca enfermedades metabólicas que originen temblor en la mano (diabetes, insuficiencia renal, hipertiroidismo, etc.).
- Que el sujeto consuma más de 400 mg de cafeína al día (más de 2.94 tazas) o que la última ingesta de cafeína antes de la prueba haya sido en menos de 7 horas [101, 102].
- Que el sujeto fume más de un cigarro al día o que haya consumido su último cigarro en menos de 2 horas antes de la prueba [103, 104].
- La última ingesta de alcohol del sujeto haya sido un día antes de la prueba [105].
- Que el sujeto en caso de ser mujer tenga un consumo de alcohol semanal mayor a 7 bebidas (c/u de 250 ml) [106].
- Que el sujeto en caso de ser hombre tenga un consumo de alcohol semanal mayor a 14 bebidas (c/u de 250 ml) [106].
- Que el sujeto no duerma en promedio de 6 a 8 horas al día.
- Que el sujeto padezca dolor en el brazo, el codo, o en la mano.
- En menos de 6 meses le hayan realizado al sujeto una cirugía en el brazo, codo o mano.

4.3.1.3. Criterios de eliminación

- Que el sujeto decida retirarse antes de finalizar las actividades solicitadas por el aplicador.
- Que sujeto no siga las indicaciones del aplicador al realizar la prueba.
- Que el sistema de adquisición de datos falle o cuando los datos obtenidos no se almacenen correctamente.

4.3.1.4. Instrumentos

- Cuestionario para obtener información sobre las características físicas del sujeto y para seleccionar a los sujetos que cumplan con los criterios solicitados en el protocolo de pruebas (ver en Apéndice B).
- Carta de consentimiento (ver en Apéndice C).
- Prueba funcional *MI*.

4.3.1.5. Equipo

- Cubo instrumentado de 3.5 cm por lado.
- Computadora con módulo bluetooth integrado y con Matlab instalado.

4.3.1.6. Instalaciones

- Silla sin reposabrazos y con altura ajustable.
- Mesa (80 cm x 80 cm x 75 cm).
- Salón.

4.3.1.7. Procedimiento de la prueba

- a) Explicarle al sujeto el objetivo y procedimiento de la prueba.
- b) Solicitarle al sujeto que conteste un cuestionario y firme la carta de consentimiento (ver en Apéndice C).
- c) Pedirle al sujeto que se siente cómodamente en la silla, con los pies pegados al suelo, la cadera y espalda pegadas al respaldo de la silla. Además, las rodillas deben estar flexionadas a 90° y los brazos colocados a los lados del cuerpo. La distancia entre el borde de la mesa y el torso del sujeto debe ser 15 cm de distancia, medidos a partir del esternón (Figura 4.9.a).
- d) Se coloca el cubo frente al sujeto. El cubo se debe encontrar a una distancia del borde de la mesa de 25 cm en caso de ser hombre y en caso de ser mujer la distancia debe ser de 20 cm (Figura 4.9.b).

- e) Para evaluar el agarre de pinza, el sujeto debe flexionar el codo con el antebrazo recargado sobre la mesa, pero dejando el codo sin tocar la misma. Además, la muñeca debe estar posicionada de $15 - 30^\circ$ de extensión.
- f) Se le solicita al sujeto que aplique el agarre de pinza en el cubo durante 5 segundos, cuidando de colocar los dedos índice y pulgar sobre los sensores de fuerza. Sin levantar el cubo, como se muestra en la Figura 4.10.a (esta etapa se va a identificar como *sujeta*).
- g) Pasados los 5 segundos se le pide al sujeto que levante el cubo a la altura del hombro y estirando el brazo, manteniendo el agarre de pinza, como se observa en la Figura 4.10.b (esta etapa se va a identificar como *eleva*).
- h) Después de 5 segundos se le pide al sujeto que intente sostener el cubo mientras el aplicador de la prueba intenta quitárselo, como se muestra en la Figura 4.10.c (esta etapa se va a identificar como *agarra*).
- i) El sujeto dejará el cubo sobre la marca que se encuentra en la mesa y descansará 15 s (Figura 4.10.d).
- j) Sujetar el cubo con la mayor fuerza posible, manteniéndolo elevado a la altura del hombro durante 5 segundos, como se observa en la Figura 4.10.b (a esta etapa la vamos a identificarla como *fuerza máxima*).
- k) Se repiten en dos ocasiones más los pasos de los incisos *f* al *j*.
- l) Repetir los pasos anteriores desde en inciso *f* al *k* con la mano opuesta.
- m) Evaluar el agarre de pinza del sujeto tomando en cuenta el criterio de la prueba funcional *MI* que se muestra en la sección 2.2.2.7.

4.3.1.8. Consideraciones

- En todo momento el sujeto debe mantener la posición solicitada en el inciso *c* de la sección 4.3.1.7.
- En todo momento el aplicador de la prueba se encontrará delante del sujeto.

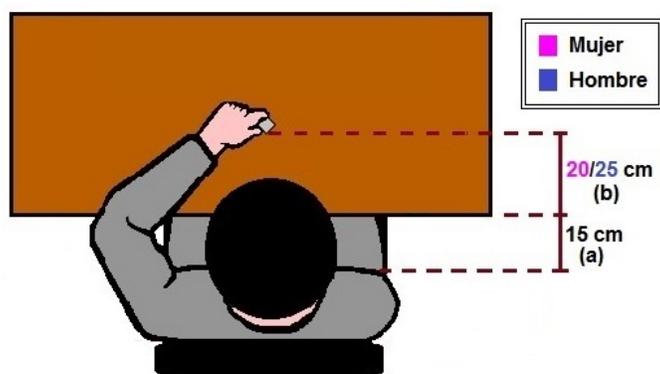


Figura 4.9: Distancia necesaria entre el borde de la mesa y el sujeto (a), y ubicación del cubo en la mesa (b).

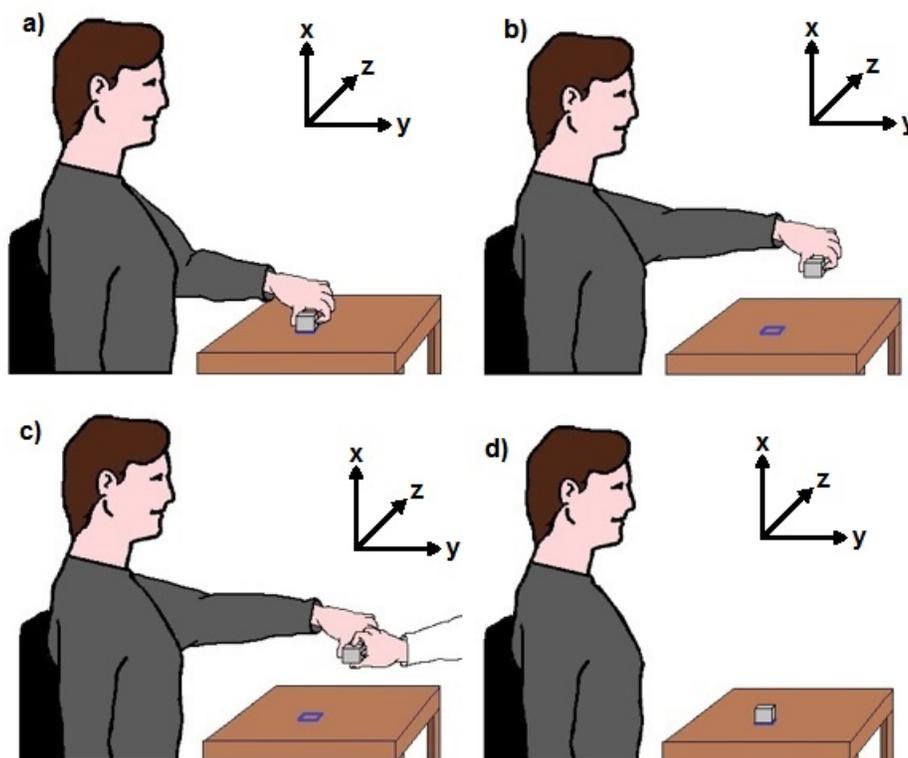


Figura 4.10: Etapas de la prueba funcional *MI*.

En el siguiente capítulo se describen los resultados obtenidos al usar esta metodología.

Capítulo 5

Resultados

En total se realizaron 95 pruebas en alumnos de ambos sexos de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma del Estado de México (UAEM). Las pruebas se realizaron en el laboratorio de Dinámica de Sistemas y en general tuvieron una duración de 10 a 15 minutos, tomando en cuenta el tiempo de descripción de la prueba y la aplicación de la misma.

Tomando en cuenta los criterios de exclusión del protocolo, se invalidó el uso de 22 pruebas, principalmente por la siguientes razones:

- Horas promedio de sueño al día (17 pruebas).
- Lesiones recientes en el brazo (4 pruebas).
- Condiciones inflamatorias (1 prueba).

La muestra que se utilizó para este proyecto y que cumplió con los criterios indicados en el protocolo de pruebas constó de 73 sujetos, cuyas características fisiológicas se describen en la Tabla 5.1.

Es importante mencionar que de todas las pruebas válidas, se reportaron 18 sujetos menores de 20 años. De ellos, 11 eran mujeres de las 26 totales de muestra. Debido a esto se decidió reportar los valores considerandi también esos sujetos.

| | n | Edad (años) | Peso (kg) | Estatura (m) | Dominancia Derecha/Izquierda |
|---------|----|----------------------|-----------------------|---------------------|---------------------------------|
| Mujeres | 26 | 23.6923 \pm 7.0072 | 61.2115 \pm 10.5794 | 1.5935 \pm 0.0573 | 25:1 |
| Hombres | 47 | 24.4681 \pm 5.9155 | 74.5872 \pm 14.356 | 1.7234 \pm 0.0656 | 44:3 |
| Total | 73 | 24.1918 \pm 6.2886 | 69.8233 \pm 14.5647 | 1.6771 \pm 0.0884 | 69:4 |

Tabla 5.1: Características fisiológicas de la muestra.

La prueba duró 2.5 minutos, y consistió en repetir 3 veces la prueba funcional *MI* y la medición de fuerza máxima del agarre de pinza. El cubo instrumentado adquiere la información durante la prueba de los sensores de fuerza FSR, el acelerómetro y el giroscopio.

La prueba se dividió en cuatro partes para ser estudiadas y están identificadas por los términos de: *sujeta*, *eleva*, *agarra* y *fuerza máxima* (ver sección 4.3.1.7). Siendo que las primeras 3 forman parte de la prueba funcional *MI*, las cuales se muestran en la Figura 5.1.

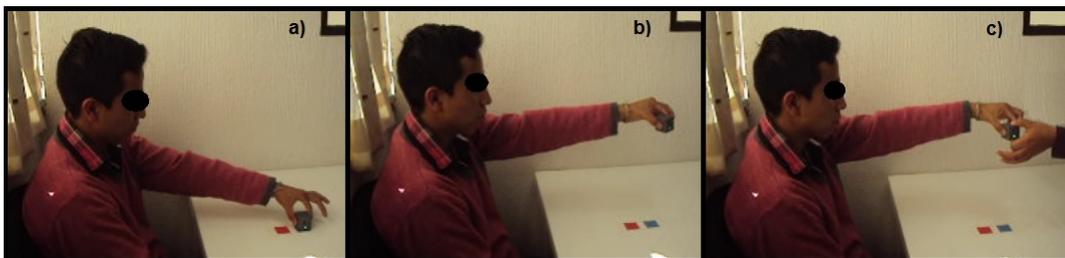


Figura 5.1: Etapas del *MI*: *sujeta* (a), *eleva* (b) y *agarra* (c).

Las señales de fuerza y aceleración que se obtienen durante una sesión se pueden observar en la Figura 5.2, donde se puede identificar que al inicio de cada etapa de la prueba se presenta un pico en la señales de aceleración, principalmente en el eje x.

En la Figura 5.2 se muestran las tres repeticiones de la prueba, las cuales se denotan como Prueba 1, Prueba 2 y Prueba 3; recordando que una prueba está compuesta por las etapas de *sujeta*, *eleva*, *agarra* y *fuerza máxima*, siendo las 3 primeras etapas las que constituyen a la prueba funcional *MI* convencional.

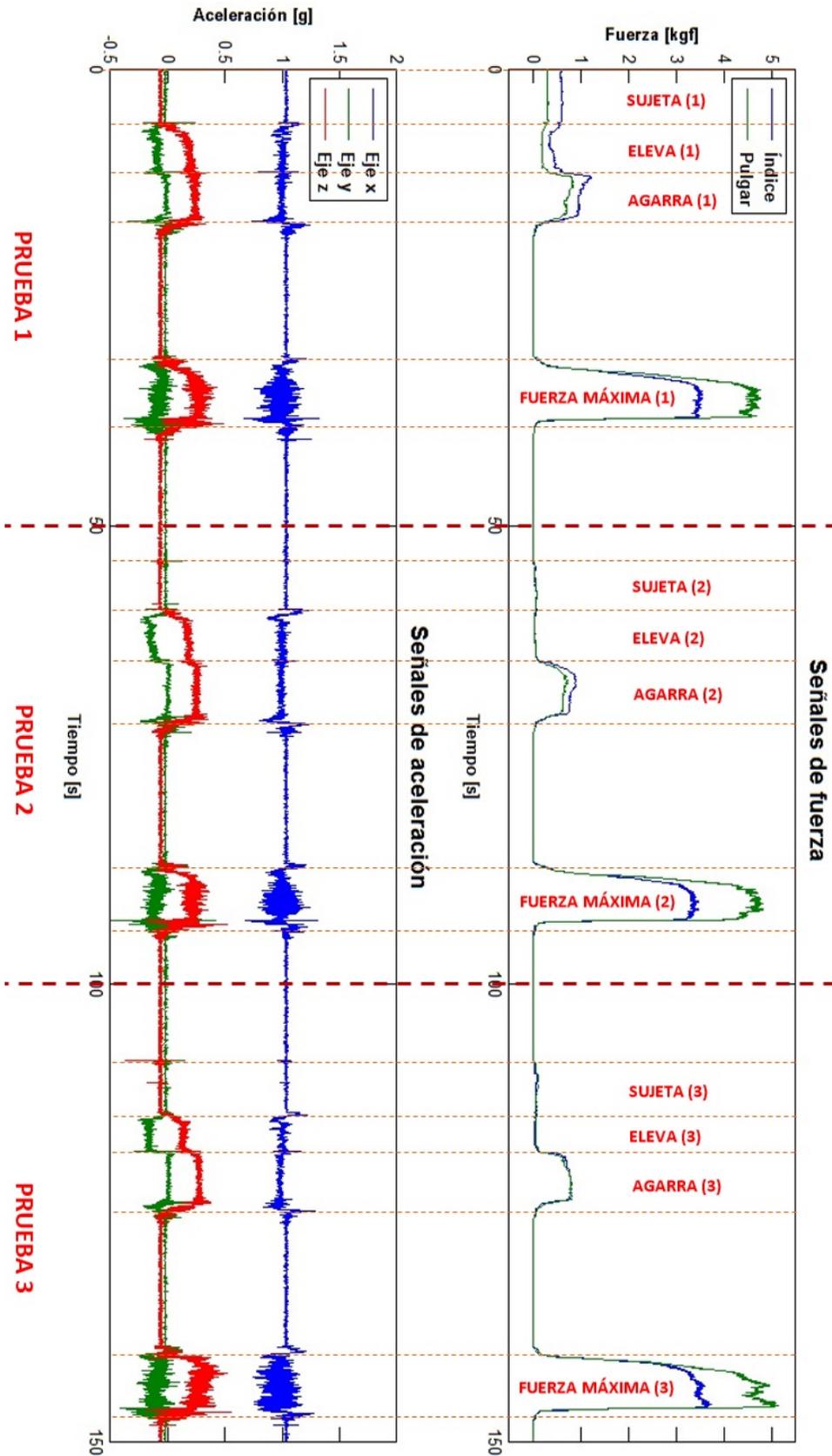


Figura 5.2: Identificación de las etapas de la prueba funcional.

En la Figura 5.2 también puede observarse que en la parte superior se encuentran las mediciones de fuerza de pinza obtenidas por los sensores FSR, donde se identifica la fuerza de cada uno de los dedos que participan en el agarre. Se puede ver en la gráfica que la división entre cada prueba se hace después de cada etapa de *fuerza máxima*, la cual se identifica porque se presentan los valores máximos de fuerza para ambos dedos debido al protocolo de la prueba, donde se solicitaba presionar el cubo con la mayor fuerza posible.

En la parte inferior de la Figura 5.2 se muestran las aceleración que presentó el paciente durante la prueba en cada uno de los ejes del cubo, tomando en cuenta la dirección de los ejes que se describe en la Figura 4.10. Otro aspecto que puede notarse en la gráfica es que se presenta una mayor variación de aceleración en la etapa de *fuerza máxima*, presentándose oscilaciones y picos más grandes en cada uno de los ejes del acelerómetro.

Las señales de fuerza y aceleración que se obtienen después de cada sesión se analizan por medio del programa desarrollado en Matlab (ver Apéndice C), el cual permite la segmentación de las diferentes etapas de la prueba.

La segmentación se realiza de forma manual, por medio de una pantalla en donde se observan las señales de fuerza junto con la señal de aceleración del eje x (Figura 5.3). El usuario se apoya del cursor para seleccionar el inicio y el final de cada etapa de la prueba, por lo que se seleccionan 24 puntos (6 puntos para el *MI* y 2 puntos para la *fuerza máxima*, todo se multiplica por 3, que son las veces que se repiten las etapas).

Al terminar de seleccionar los 24 puntos se debe dar un *ENTER*, para que los puntos se guarden en un vector denominado x . En caso de seleccionar menos de 24 puntos, el programa vuelve a mostrar la primera pantalla (Figura 5.3), para que el usuario seleccione correctamente todos los puntos.

Posteriormente se muestra la pantalla que se observa en la Figura 5.4, donde se gráficas las señales de fuerza, y se indican los segmentos seleccionados por el usuario.

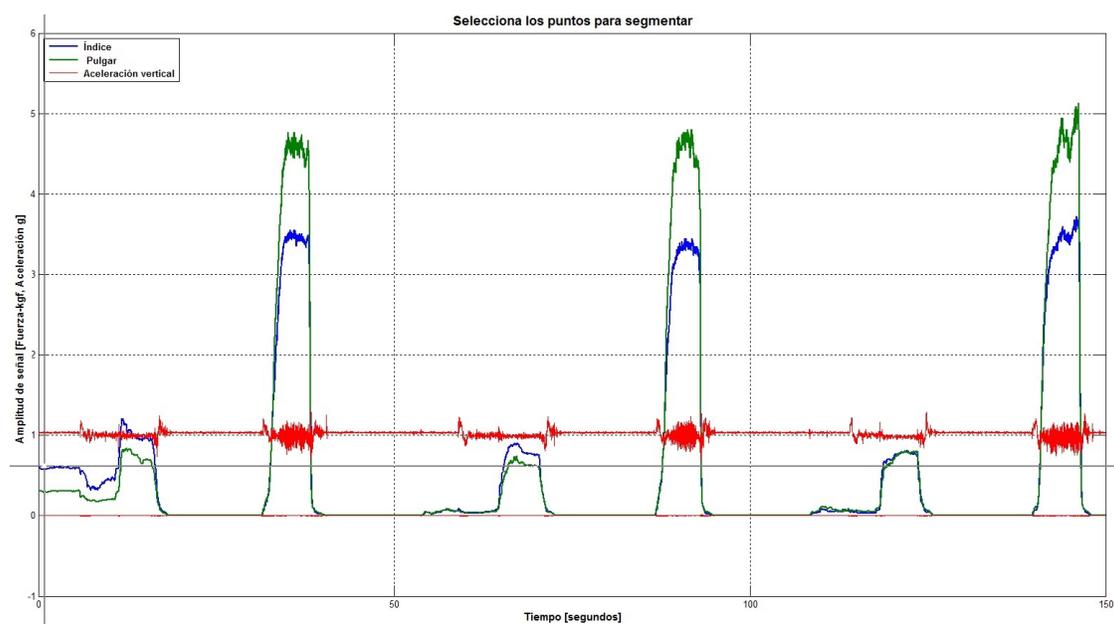


Figura 5.3: Pantalla del programa que permite la segmentación manual de la prueba.

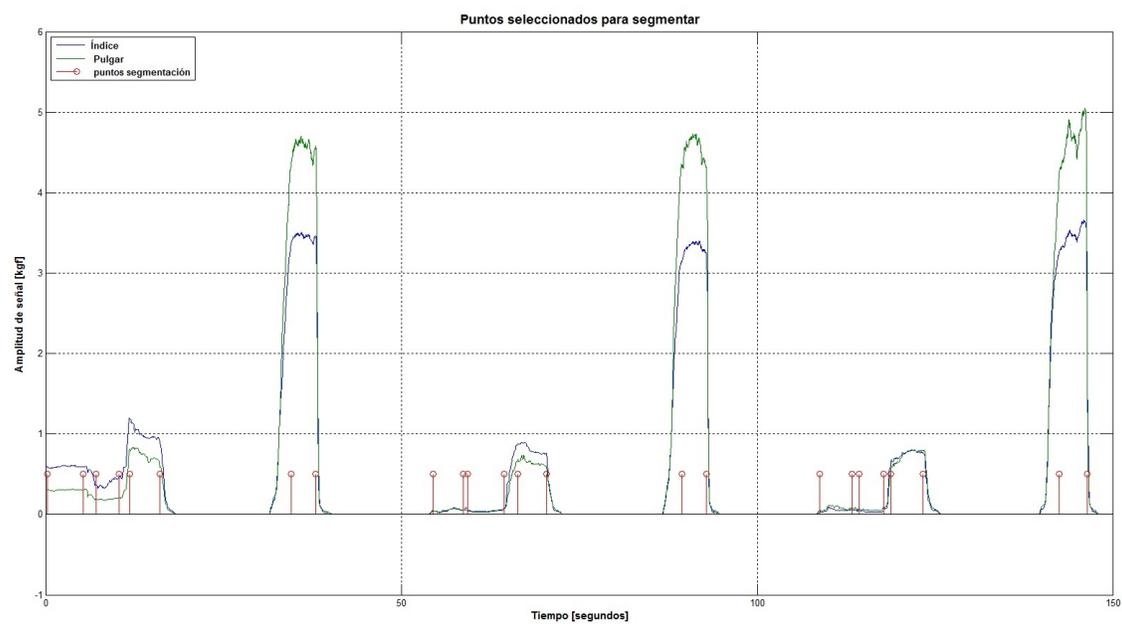


Figura 5.4: Pantalla donde se muestra los puntos seleccionados para segmentar.

Una vez realizado lo anterior, se obtienen matrices para cada sección de la prueba (*sujeta*, *eleva*, *agarra* y *fuerza máxima*) y en cada uno de ellos se concatenan los datos de las 3 repeticiones. Para cada matriz se calculan los valores máximos y los promedios de las señales de fuerza. La información se guarda en un vector denominado r , y mantiene el orden que se muestra en la Tabla 5.2, primero aparecen los valores del dedo índice (8 elementos), luego del pulgar (8 elementos) y finalmente la suma de ambos dedos (8 elementos). Por lo cual, los primeros 24 elementos del vector pertenecen a los valores de fuerza medidos por los sensores FSR.

| <i>Sujeta</i> | | <i>Eleva</i> | | <i>Agarra</i> | | <i>Fuerza máxima</i> | |
|---------------|----------|--------------|----------|---------------|----------|----------------------|----------|
| Valor máximo | Promedio | Valor máximo | Promedio | Valor máximo | Promedio | Valor máximo | Promedio |

Tabla 5.2: Orden de los valores de fuerza guardados en el vector r .

Las señales de fuerza de ambos dedos se grafican en una nueva pantalla, donde al final se muestra en azul el promedio de todas las secciones de la prueba, como se observa en la Figura 5.5.

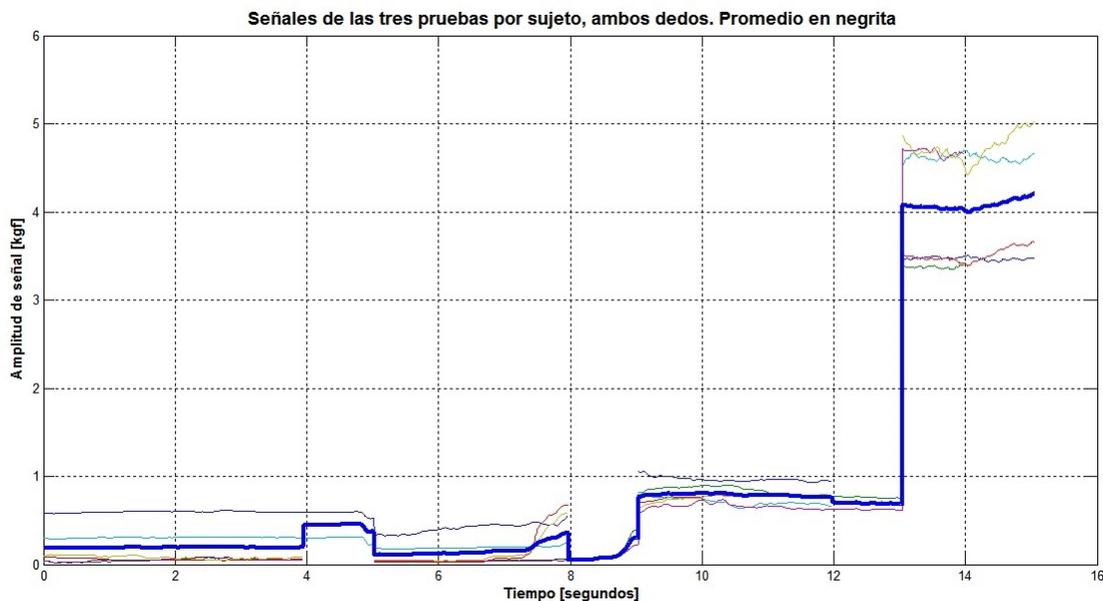


Figura 5.5: Gráfica donde se muestran las señales de fuerza de ambos dedos por cada prueba, y el promedio de todas ellas.

Para las señales de aceleración, solo se analizan las que comprenden las etapas de *eleva* y *fuerza máxima*, debido a su parecido entre ambas y esperándose obtener valores mayores de frecuencia en la etapa de *fuerza máxima*, lo que implica que el sujeto tiende a temblar cuando aplica toda su fuerza al realizar el agarre de pinza sobre el cubo.

Las señales se guardan y concatenan en matrices del mismo tamaño, a las cuales se les aplica una transformada rápida de Fourier para obtener los componentes de frecuencia de la señal. Finalmente, se identifican los valores máximos de cada etapa y para cada uno de los ejes del acelerómetro. Al final, se obtienen dos gráficas para representar el comportamiento de la mano del sujeto en las etapas de *eleva* (Figura 5.6) y *fuerza máxima* (Figura 5.7), donde se marcan los valores máximos de cada eje.

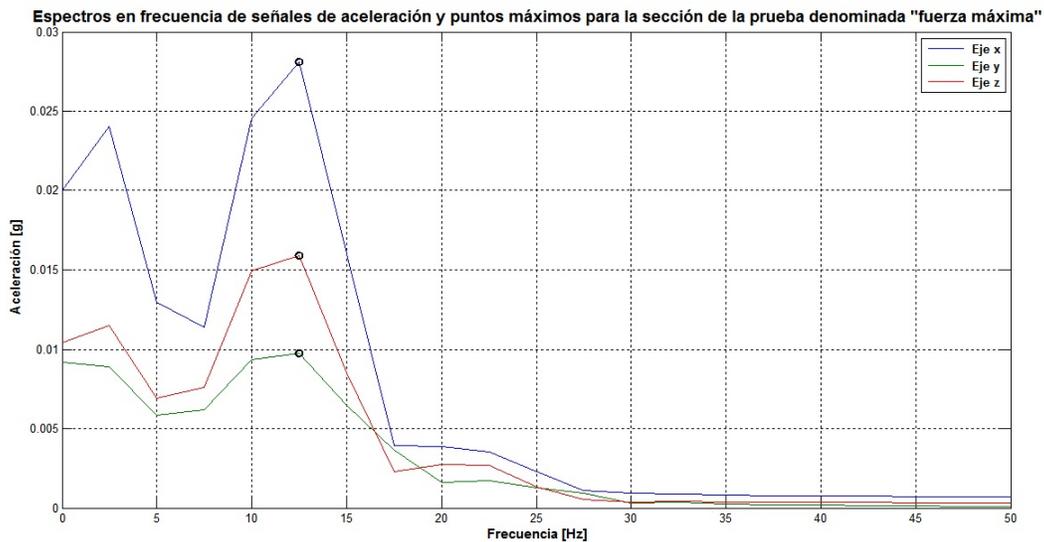


Figura 5.6: Espectros en frecuencia de las señales de aceleración de la etapa denominada *fuerza máxima*.

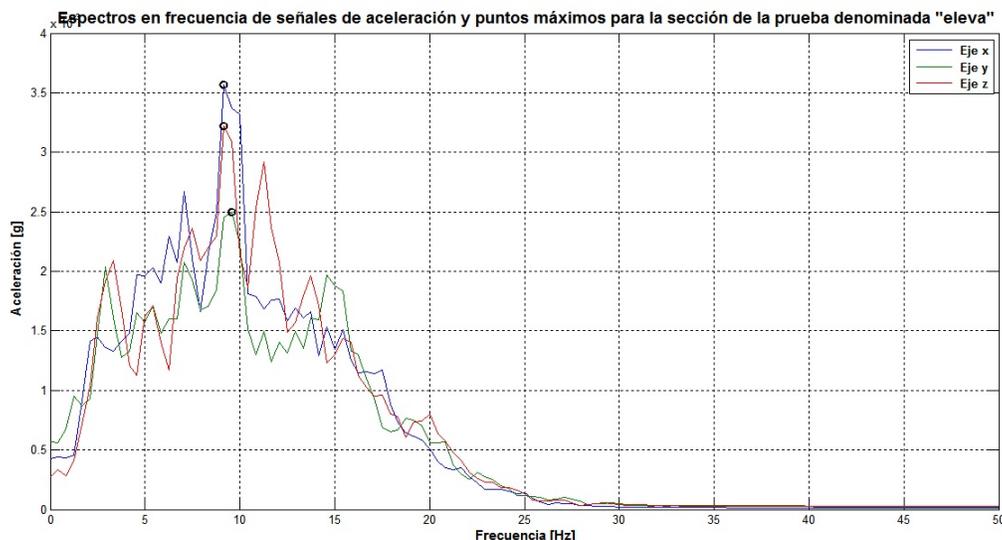


Figura 5.7: Espectros en frecuencia de las señales de aceleración de la etapa denominada *eleva*.

En el vector r se guardan los valores máximos de los espectros de frecuencia de los ejes del acelerómetro, el orden de los datos se muestran en la Tabla 5.3, y se guardan primero la información de la etapa de *fuerza máxima* (6 elementos) y posteriormente los datos de la etapa de *eleva* (6 elementos). La información se guarda en las posiciones del 25 al 36 del vector r .

| Eje x | | Eje y | | Eje z | |
|------------|----------|------------|----------|------------|----------|
| Frecuencia | Amplitud | Frecuencia | Amplitud | Frecuencia | Amplitud |

Tabla 5.3: Orden de los valores de frecuencia guardados en el vector r .

Las 73 pruebas válidas se utilizaron para obtener los valores típicos de fuerza de una población de 17 a 39 años, sin embargo, para obtener los valores típicos de la frecuencia máxima del temblor se usaron solamente 69 pruebas, porque 4 sujetos presentaron desde enfermedades metabólicas hasta exceso de consumo diario de nicotina y cateína, aspectos que influyen en el aumento de temblor en personas sanas.

La información obtenida con el programa de adquisición de datos fue analizada utilizando Excel para obtener los valores máximos y promedios de toda la

población, además se obtuvieron valores para el grupo de mujeres y hombres, los resultados se pueden ver de manera desglosada en las Tablas 5.4 y 5.5. Donde se pueden ver que el valor máximo de fuerza es de $6,3 \pm 2,3$ kgf para los hombres y de $4,8 \pm 1,9$ kgf para las mujeres.

Por otro lado, la frecuencia máxima fue de $11,1 \pm 2,8$ Hz para los hombres, con una amplitud de $20,7 \pm 13,7$ mg. En el caso de las mujeres, la frecuencia máxima de temblor que presentaron en la prueba fue de $10,4 \pm 3,8$ Hz con una amplitud de $14,1 \pm 13,3$ mg

En las Figuras 5.8, 5.9 y 5.10 se muestra la distribución de la muestra para las diferentes etapas de la prueba, para los valores de fuerza y frecuencia de ambos dedos. Donde la mediana se representa por la línea roja que esta en cada caja, la caja azul representa el 50 % de los casos centrales para las diferentes etapas de la prueba y las cruces rojas representan los valores atípicos y los valores máximos y mínimos se representan con las líneas negras paralelas a las cajas (también llamadas bigotes).

Las medianas para las fuerzas (máximas y promedio) y frecuencias máximas de las Figuras 5.8, 5.9 y 5.10 se muestran en la Tabla 5.6. Se puede observar que los valores de fuerza aumentan de la etapa *agarra* a la etapa de *eleva*, y también aumentan de la etapa de *eleva* a la etapa de *fuerza máxima*, sin embargo, la fuerza en la mayoría de los sujetos disminuye de la etapa de *sujeta* a la etapa *eleva*.

| | Motricity Index | | | | | | | | | | | | | |
|-------------|---------------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|----------------|----------------|----------------|--------------------|----------------|-----------------|----------------|----------------------------|----------------|
| | Etapa <i>sujeta</i> | | | | Etapa <i>agarra</i> | | | | Etapa <i>eleva</i> | | | | Etapa <i>fuerza máxima</i> | |
| | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio |
| FDI Mujeres | 0.5511 ±0.4863 | 0.3783 ±0.4043 | 0.4746 ±0.4297 | 0.3003 ±0.3402 | 1.3985 ±0.7487 | 1.0674 ±0.5896 | 1.3985 ±0.7487 | 1.0674 ±0.5896 | 2.3290 ±0.9194 | 1.8615 ±0.757 | 2.3290 ±0.9194 | 1.8615 ±0.757 | 2.3290 ±0.9194 | 1.8615 ±0.757 |
| FDI Hombres | 0.8940 ±0.5356 | 0.626 ±0.4345 | 0.7622 ±0.523 | 0.5184 ±0.4372 | 1.5479 ±0.6207 | 1.1955 ±0.4736 | 1.5479 ±0.6207 | 1.1955 ±0.4736 | 2.9814 ±1.0951 | 2.4876 ±0.9099 | 2.9814 ±1.0951 | 2.4876 ±0.9099 | 2.9814 ±1.0951 | 2.4876 ±0.9099 |
| FDI Total | 0.7719 ±0.5552 | 0.5378 ±0.4379 | 0.6597 ±0.5005 | 0.4407 ±0.399 | 1.4947 ±0.713 | 1.1499 ±0.5532 | 1.4947 ±0.713 | 1.1499 ±0.5532 | 2.7491 ±1.0726 | 2.2646 ±0.9382 | 2.7491 ±1.0726 | 2.2646 ±0.9382 | 2.7491 ±1.0726 | 2.2646 ±0.9382 |
| FDP Mujeres | 0.5481 ±0.5907 | 0.3726 ±0.4674 | 0.4255 ±0.4298 | 0.2845 ±0.3413 | 1.4175 ±0.9993 | 1.0765 ±0.815 | 1.4175 ±0.9993 | 1.0765 ±0.815 | 2.4822 ±0.9194 | 1.062 ±0.8896 | 2.4822 ±0.9194 | 1.062 ±0.8896 | 2.4822 ±0.9194 | 1.062 ±0.8896 |
| FDP Hombres | 0.888 ±0.7083 | 0.6187 ±0.5276 | 0.7408 ±0.667 | 0.4808 ±0.4852 | 1.5775 ±0.817 | 1.1721 ±0.6612 | 1.5775 ±0.817 | 1.1721 ±0.6612 | 3.3301 ±1.2835 | 2.7349 ±1.0499 | 3.3301 ±1.2835 | 2.7349 ±1.0499 | 3.3301 ±1.2835 | 2.7349 ±1.0499 |
| FDP Total | 0.7669 ±0.6758 | 0.5311 ±0.5056 | 0.6285 ±0.5827 | 0.4109 ±0.4209 | 1.5205 ±0.8968 | 1.138 ±0.7108 | 1.5205 ±0.8968 | 1.138 ±0.7108 | 3.0281 ±1.3187 | 2.465 ±1.1041 | 3.0281 ±1.3187 | 2.465 ±1.1041 | 3.0281 ±1.3187 | 2.465 ±1.1041 |
| FAD Mujeres | 1.0992 ±1.0537 | 0.7509 ±0.8595 | 0.9001 ±0.8527 | 0.5848 ±0.6769 | 2.816 ±1.7277 | 2.1438 ±1.3956 | 2.816 ±1.7277 | 2.1438 ±1.3956 | 4.8113 ±1.9171 | 3.8386 ±1.606 | 4.8113 ±1.9171 | 3.8386 ±1.606 | 4.8113 ±1.9171 | 3.8386 ±1.606 |
| FAD Hombres | 1.7819 ±1.2228 | 1.2447 ±0.9518 | 1.503 ±1.174 | 0.9992 ±0.9147 | 3.1254 ±1.4015 | 2.3676 ±1.1138 | 3.1254 ±1.4015 | 2.3676 ±1.1138 | 6.3116 ±2.3038 | 5.2225 ±1.9259 | 6.3116 ±2.3038 | 5.2225 ±1.9259 | 6.3116 ±2.3038 | 5.2225 ±1.9259 |
| FAD Total | 1.5388 ±1.2118 | 1.0688 ±0.9338 | 1.2883 ±1.0714 | 0.8516 ±0.8138 | 3.0152 ±1.5829 | 2.2879 ±1.2474 | 3.0152 ±1.5829 | 2.2879 ±1.2474 | 5.7772 ±2.3156 | 4.7296 ±2.007 | 5.7772 ±2.3156 | 4.7296 ±2.007 | 5.7772 ±2.3156 | 4.7296 ±2.007 |
| | Máximo | Amplitud | Máximo | Amplitud | Máximo | Amplitud | Máximo | Amplitud | Máximo | Amplitud | Máximo | Amplitud | Máximo | Amplitud |
| Fx Mujeres | - | - | - | - | 7.3232 ±3.3029 | 0.0047 ±0.003 | 7.3232 ±3.3029 | 0.0047 ±0.003 | 10.1487 ±3.6317 | 0.0167 ±0.0135 | 10.1487 ±3.6317 | 0.0167 ±0.0135 | 10.1487 ±3.6317 | 0.0167 ±0.0135 |
| Fx Hombres | - | - | - | - | 8.6520 ±2.9224 | 0.0053 ±0.0027 | 8.6520 ±2.9224 | 0.0053 ±0.0027 | 10.9868 ±3.4101 | 0.0242 ±0.0167 | 10.9868 ±3.4101 | 0.0242 ±0.0167 | 10.9868 ±3.4101 | 0.0242 ±0.0167 |
| Fx Total | - | - | - | - | 8.1513 ±3.1155 | 0.0051 ±0.0028 | 8.1513 ±3.1155 | 0.0051 ±0.0028 | 10.6710 ±3.4927 | 0.0214 ±0.0159 | 10.6710 ±3.4927 | 0.0214 ±0.0159 | 10.6710 ±3.4927 | 0.0214 ±0.0159 |
| Fy Mujeres | - | - | - | - | 8.1260 ±3.2518 | 0.0027 ±0.0016 | 8.1260 ±3.2518 | 0.0027 ±0.0016 | 9.4978 ±4.2364 | 0.0084 ±0.009 | 9.4978 ±4.2364 | 0.0084 ±0.009 | 9.4978 ±4.2364 | 0.0084 ±0.009 |
| Fy Hombres | - | - | - | - | 9.4648 ±2.4913 | 0.0031 ±0.0016 | 9.4648 ±2.4913 | 0.0031 ±0.0016 | 9.8602 ±4.7213 | 0.0136 ±0.0179 | 9.8602 ±4.7213 | 0.0136 ±0.0179 | 9.8602 ±4.7213 | 0.0136 ±0.0179 |
| Fy Total | - | - | - | - | 8.9603 ±2.8545 | 0.0030 ±0.0016 | 8.9603 ±2.8545 | 0.0030 ±0.0016 | 9.7237 ±4.5164 | 0.0117 ±0.0153 | 9.7237 ±4.5164 | 0.0117 ±0.0153 | 9.7237 ±4.5164 | 0.0117 ±0.0153 |
| Fz Mujeres | - | - | - | - | 8.2293 ±2.109 | 0.0041 ±0.0028 | 8.2293 ±2.109 | 0.0041 ±0.0028 | 10.4227 ±3.8074 | 0.0141 ±0.0133 | 10.4227 ±3.8074 | 0.0141 ±0.0133 | 10.4227 ±3.8074 | 0.0141 ±0.0133 |
| Fz Hombres | - | - | - | - | 9.7756 ±1.7982 | 0.0044 ±0.0028 | 9.7756 ±1.7982 | 0.0044 ±0.0028 | 10.2216 ±4.3628 | 0.0225 ±0.0175 | 10.2216 ±4.3628 | 0.0225 ±0.0175 | 10.2216 ±4.3628 | 0.0225 ±0.0175 |
| Fz Total | - | - | - | - | 9.1929 ±2.0499 | 0.0043 ±0.0028 | 9.1929 ±2.0499 | 0.0043 ±0.0028 | 10.2974 ±4.1346 | 0.0194 ±0.0165 | 10.2974 ±4.1346 | 0.0194 ±0.0165 | 10.2974 ±4.1346 | 0.0194 ±0.0165 |

Tabla 5.4: Valores máximos y promedios de la mano dominante de: fuerza del dedo índice (FDI), fuerza del dedo pulgar (FDP), fuerza de ambos dedos (FAD), frecuencia del eje x (Fx), frecuencia del eje y (Fy) y frecuencia del eje z (Fz). Los datos están dados en promedio ± SD.

| | Motricity Index | | | | | | Etapa fuerza máxima | |
|-------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|---------------------|----------------|
| | Etapa sujeta | | Etapa agarrar | | Etapa elevar | | Máximo | Promedio |
| | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio | Máximo | Promedio | | |
| FDI Mujeres | 0.5807 ±0.5005 | 0.4 ±0.4201 | 0.5694 ±0.4587 | 0.3261 ±0.3726 | 1.4065 ±0.7365 | 1.0823 ±0.6429 | 2.1614 ±0.7079 | 1.7429 ±0.5711 |
| FDI Hombres | 0.9083 ±0.6162 | 0.6626 ±0.5504 | 0.7725 ±0.7457 | 0.5323 ±0.607 | 1.6526±0.8056 | 1.2910 ±0.6531 | 2.7422 ±0.8898 | 2.2513 ±0.8027 |
| FDI Total | 0.7916 ±0.5875 | 0.5691 ±0.5054 | 0.6788 ±0.6303 | 0.4589 ±0.5011 | 1.5649 ±0.8027 | 1.2166 ±0.6613 | 2.5353 ±0.9168 | 2.0702 ±0.8104 |
| FDP Mujeres | 0.5484 ±0.6112 | 0.3891 ±0.4864 | 0.4421 ±0.4465 | 0.3049 ±0.363 | 1.3645 ±0.8927 | 1.0116 ±0.736 | 2.3948 ±0.8944 | 1.8776 ±0.6994 |
| FDP Hombres | 0.8863 ±0.7769 | 0.6303 ±0.5881 | 0.7152 ±0.8881 | 0.4830 ±0.6318 | 1.5705 ±0.8292 | 1.1686 ±0.6845 | 3.0103 ±1.086 | 2.4535 ±0.9181 |
| FDP Total | 0.766 ±0.7123 | 0.5444 ±0.5426 | 0.6180 ±0.7091 | 0.4195 ±0.5107 | 1.4971 ±0.8841 | 1.1127 ±0.7089 | 2.7911 ±1.0504 | 2.2484 ±0.902 |
| FAD Mujeres | 1.1290 ±1.087 | 0.7891 ±0.8954 | 0.9515 ±0.8989 | 0.6309 ±0.7334 | 2.7710 ±1.6059 | 2.0939 ±1.3739 | 4.5562 ±1.5612 | 3.6205 ±1.2363 |
| FAD Hombres | 1.7946 ±1.3778 | 1.2928 ±1.1288 | 1.4877 ±1.6165 | 1.0153 ±1.2342 | 3.2231 ±1.601 | 2.4596 ±1.325 | 5.7525 ±1.9119 | 4.7048 ±1.692 |
| FAD Total | 1.5576 ±1.2835 | 1.113 ±1.0389 | 1.2967 ±1.3238 | 0.8784 ±1.0077 | 3.0621 ±1.6615 | 2.3293 ±1.3599 | 5.3264 ±1.9073 | 4.3186 ±1.6776 |
| | Máximo | | Máximo | | Máximo | | Máximo | Amplitud |
| | Amplitud | | Amplitud | | Amplitud | | | |
| Fx Mujeres | - | - | - | - | 6.8875 ±3.3158 | 0.0046 ±0.0028 | 9.3425 ±4.2725 | 0.0155 ±0.0125 |
| Fx Hombres | - | - | - | - | 8.6403 ±2.6173 | 0.0052 ±0.0026 | 11.1096 ±2.8285 | 0.0207 ±0.0142 |
| Fx Total | - | - | - | - | 7.9798 ±3.0009 | 0.005 ±0.0027 | 10.4437 ±3.5209 | 0.0187 ±0.0137 |
| Fy Mujeres | - | - | - | - | 8.1905 ±3.0695 | 0.0027 ±0.0017 | 8.9463 ±4.9665 | 0.0088 ±0.0091 |
| Fy Hombres | - | - | - | - | 8.1405 ±3.1613 | 0.0029 ±0.0017 | 9.7213 ±4.5794 | 0.0108 ±0.0133 |
| Fy Total | - | - | - | - | 8.1594 ±3.1044 | 0.0028 ±0.0017 | 9.4293 ±4.7079 | 0.01 ±0.0119 |
| Fz Mujeres | - | - | - | - | 8.3626 ±2.2272 | 0.0039 ±0.0027 | 9.0716 ±4.5099 | 0.0147 ±0.0132 |
| Fz Hombres | - | - | - | - | 9.2045 ±2.3135 | 0.0043 ±0.0027 | 10.3243 ±4.2559 | 0.0213 ±0.0172 |
| Fz Total | - | - | - | - | 8.8873 ±2.3018 | 0.0041 ±0.0027 | 9.8522 ±4.3634 | 0.0188 ±0.0160 |

Tabla 5.5: Valores máximos y promedios de la mano no dominante de: fuerza del dedo índice (FDI), fuerza del dedo pulgar (FDP), fuerza de ambos dedos (FAD), frecuencia del eje x (Fx), frecuencia del eje y (Fy) y frecuencia del eje z (Fz). Los datos están dados en promedio ± SD.

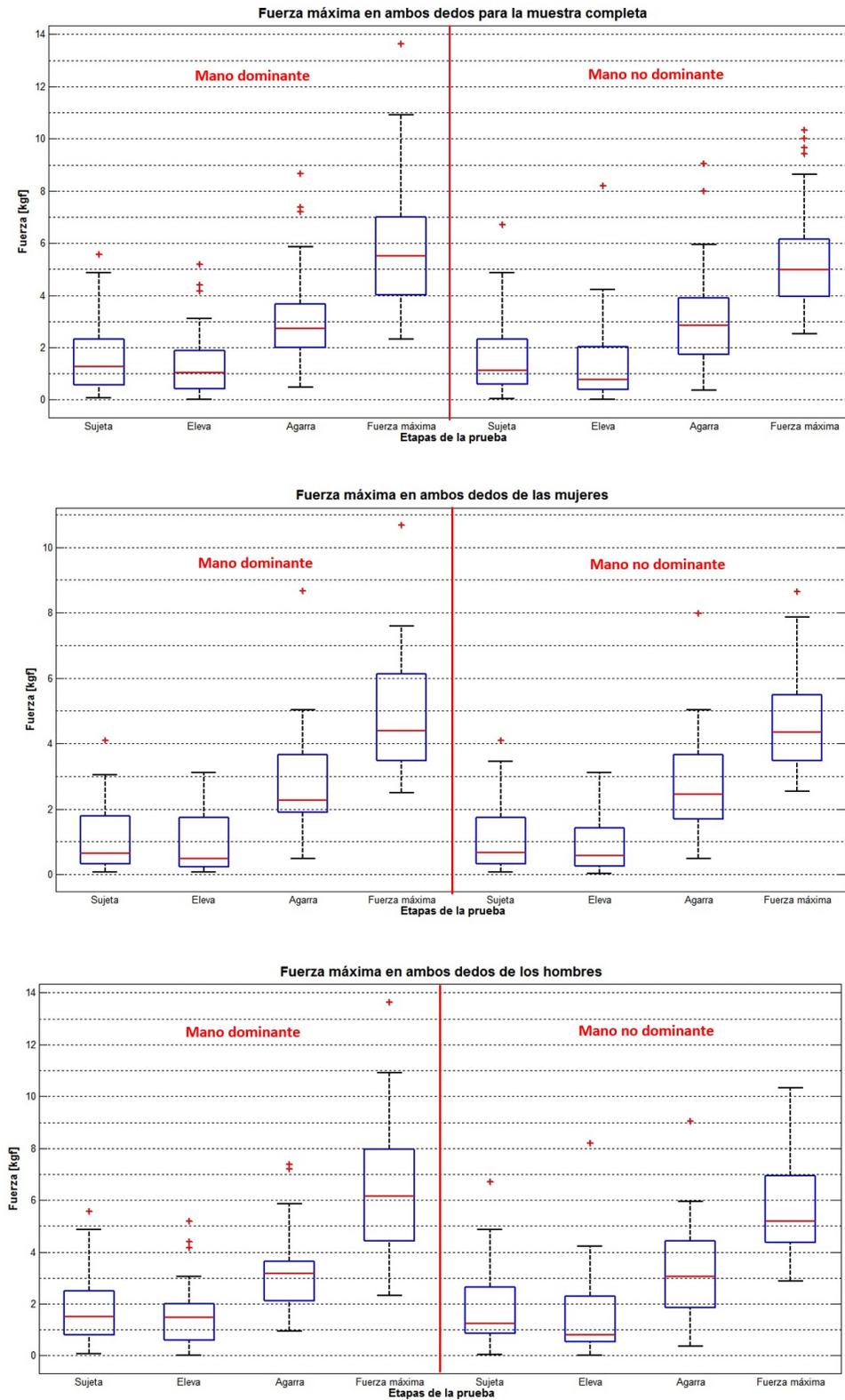


Figura 5.8: Diagramas de caja de la fuerza máxima para la mano dominante y la mano no dominante.

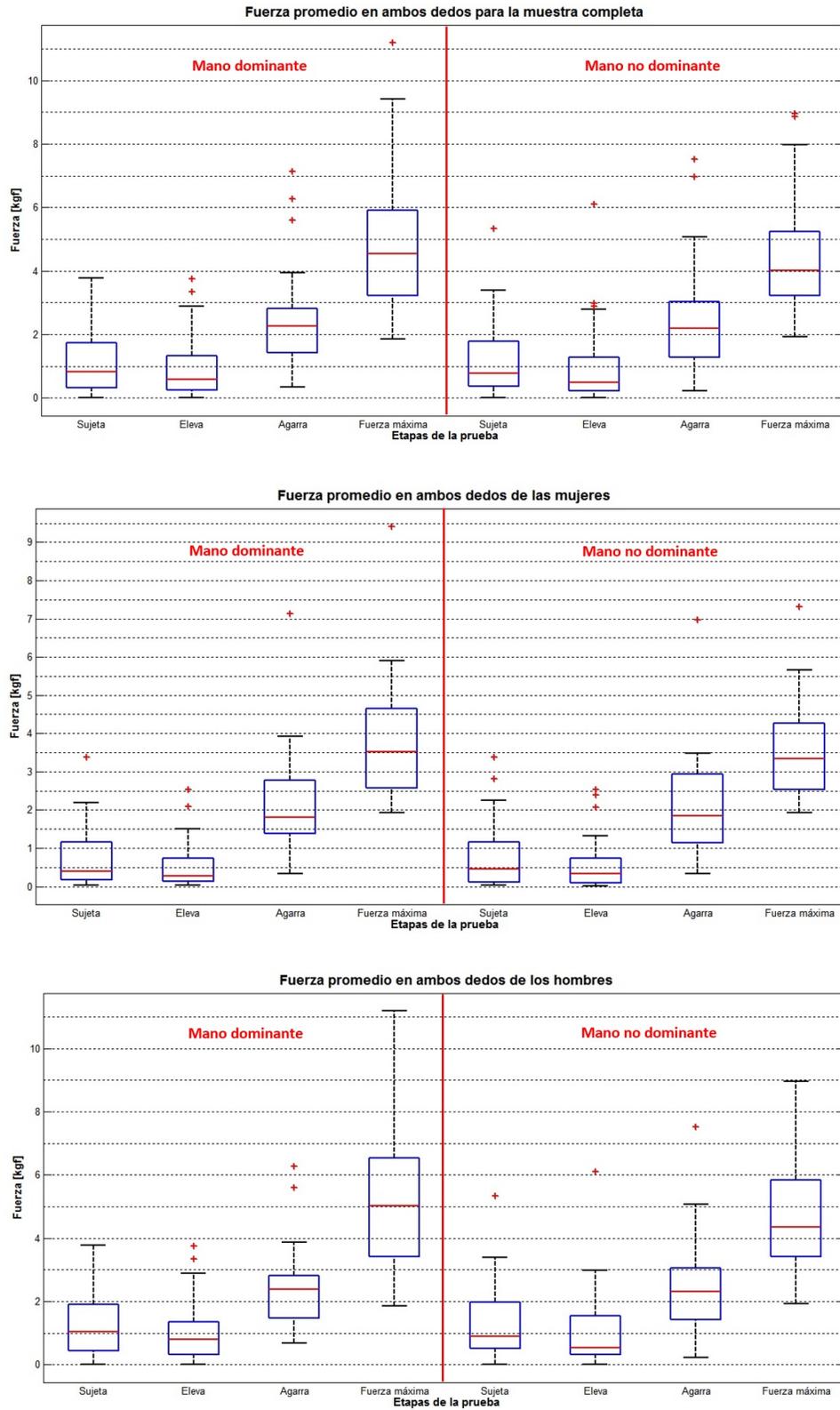


Figura 5.9: Diagramas de caja de la fuerza promedio para la mano dominante y la mano no dominante.

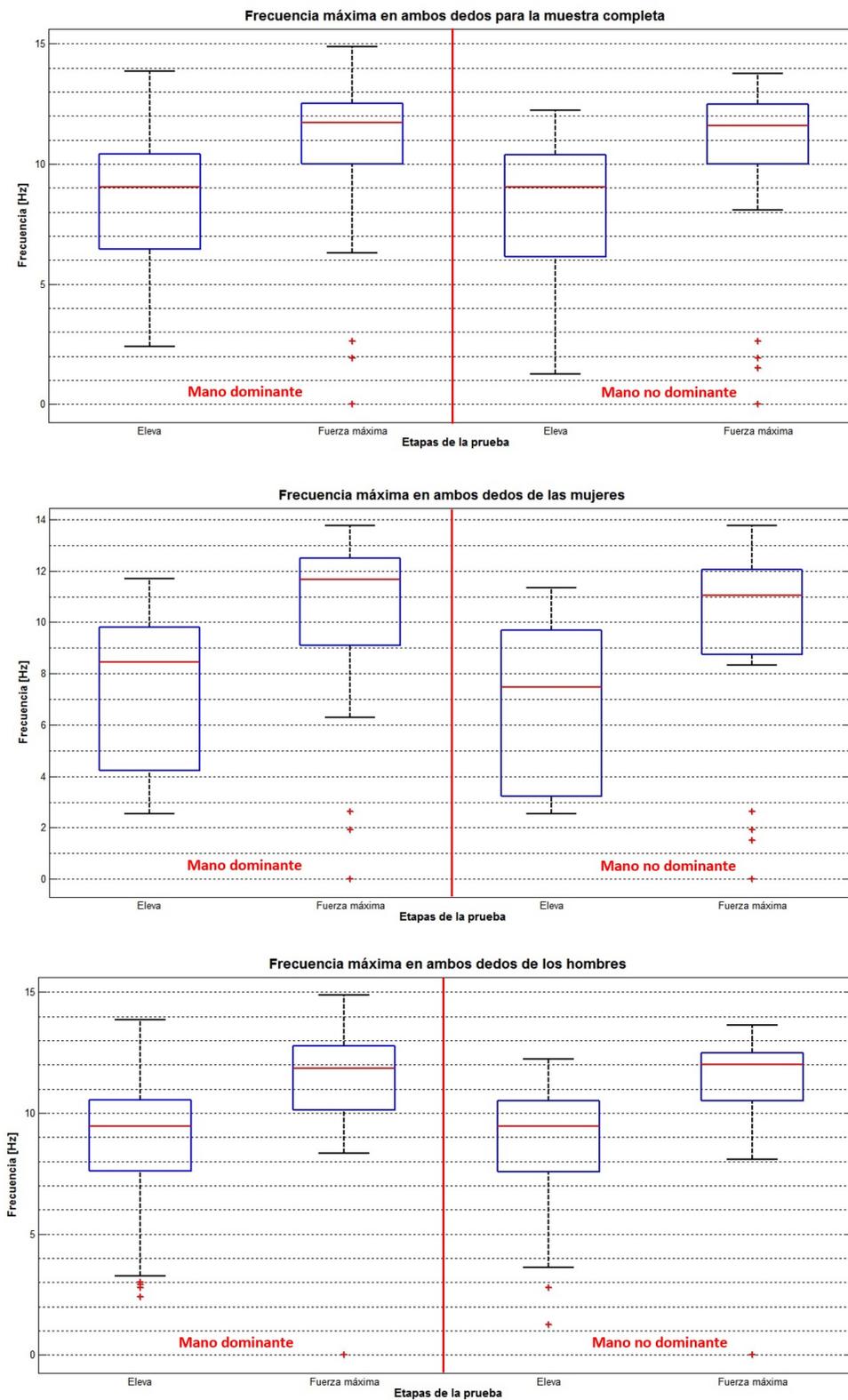


Figura 5.10: Diagramas de caja de la frecuencia máxima en el *Eje x* para la mano dominante y la mano no dominante.

| | Mano dominante | | | | Mano no dominante | | | |
|-------------|----------------|---------------|--------------|----------------------|-------------------|---------------|--------------|----------------------|
| | <i>Sujeta</i> | <i>Agarra</i> | <i>Eleva</i> | <i>Fuerza máxima</i> | <i>Sujeta</i> | <i>Agarra</i> | <i>Eleva</i> | <i>Fuerza máxima</i> |
| FM Mujeres | 0.6421 | 0.4872 | 2.2657 | 4.3872 | 0.6780 | 0.5664 | 2.4530 | 4.3411 |
| FM Hombres | 1.4946 | 1.4642 | 3.1767 | 6.1585 | 1.2367 | 0.8123 | 3.0652 | 5.1831 |
| FM Total | 1.2627 | 1.0492 | 2.7187 | 5.5102 | 1.1370 | 0.7837 | 2.8536 | 4.9866 |
| FP Mujeres | 0.3895 | 0.2702 | 1.8147 | 3.5129 | 0.4536 | 0.34 | 1.8401 | 3.3329 |
| FP Hombres | 1.0320 | 0.8027 | 2.3892 | 5.0243 | 0.8871 | 0.5305 | 2.2993 | 4.3585 |
| FP Total | 0.8173 | 0.5718 | 2.2569 | 4.5364 | 0.7782 | 0.4967 | 2.1875 | 4.0033 |
| FMx Mujeres | - | - | 8.4542 | 11.6543 | - | - | 7.4742 | 11.0598 |
| FMx Hombres | - | - | 9.4444 | 11.8421 | - | - | 9.4444 | 12.0192 |
| FMx Total | - | - | 9.0361 | 11.7143 | - | - | 9.0361 | 11.6071 |

Tabla 5.6: Medianas de las frecuencias máximas en el eje x (FMx), fuerzas máximas (FM) y promedios (FP) de la suma de fuerzas de ambos dedos para todas las etapas de la prueba.

En la siguiente sección se discute y concluye sobre los valores presentados en este capítulo.

Discusiones y conclusiones

A. Discusiones

Se obtuvo un cubo instrumentado que permite obtener los valores de fuerza del agarre de pinza al realizar la prueba funcional *MI* y la prueba de fuerza máxima, además permite detectar el temblor durante su uso. A diferencia de otros dispositivos que existen comercialmente para medir la fuerza y los proyectos encaminados a evaluar el agarre de pinza, el sistema permite obtener valores de fuerza para cada etapa de la prueba funcional *MI*.

En el estado del arte, el proyecto más parecido a este sistema es el *iBox* (ver sección 2.2.4), sin embargo, para emplearlo primero se aplicó una prueba funcional y posteriormente se probó el dispositivo para determinar la posición de la mano al realizar diferentes agarres de fuerza. Comparándolo, podemos ver que el dispositivo desarrollado en esta tesis es 7 veces más pequeño en volumen, casi 10 veces más ligero, tiene un rango mayor de fuerza (2.039 kgf del *iBox* contra 19.13 kgf) y maneja la misma frecuencia de muestreo. Como desventaja, se encuentra que el cubo sólo mide fuerza en dos de sus caras, en vez de las 6 del *iBox*, pero la aplicación en la prueba funcional *MI* es suficiente.

Además del cubo instrumentado se desarrolló un programa que permite guardar la información de fuerza y aceleración obtenidas durante la prueba funcional, y permite que el usuario pueda distinguir la fuerza que se aplica en cada etapa del *MI* y la frecuencia del temblor que presenta el paciente al aplicar la fuerza máxima y al realizar la etapa de *eleva* de la prueba funcional. Dicha información se guarda en un vector para que el usuario observe el comportamiento del paciente

durante la prueba.

A.1 Fuerza

Los resultados de la prueba de medición de fuerza máxima del agarre de pinza para la mano dominante se han comparado con algunas investigaciones descritas en el estado del arte de esta tesis (ver sección 2.1.3), tomando en cuenta solo los valores obtenidos en el rango de edad de 17-39 años. Se encontró que los valores de fuerza máximos obtenidos en esta investigación resultan muy similares al trabajo realizado por Shim et al [32], como se observa en la Tabla 5.7.

Sin embargo, comparando los valores obtenidos en este proyecto con los obtenidos en otras investigaciones [25,28,33] se ha encontrado menor variación en los valores de fuerza de la población femenina que en la masculina, como se muestra en la Tabla 5.7. En la misma tabla también se muestra que se encontraron resultados muy diferentes en el estudio de Werle et al [23]. Sin embargo, el mismo Werle et al menciona en su artículo que sus valores no concuerdan con otros valores reportados en la literatura, por ejemplo el de Mathiowetz et al y enfatiza la importancia de realizar estudios para cada tipo de población.

| Características | | Proyecto | Mathiowetz et al. | Lorenzo et al. | Werle et al. | Kim et al. | Shim et al. |
|-----------------|---------|---------------|-------------------|----------------|---------------|--------------|-------------|
| Edad | | 17 - 39 | 20 - 39 | 18 - 40 | 18 - 39 | 20 - 24 | 20 - 39 |
| Peso (kg) | Mujeres | 50.63 - 71.79 | - | - | 51.8 - 76.4 | 48.7 - 71.24 | - |
| | Hombres | 60.23 - 88.94 | - | - | 66.2 - 89.8 | - | - |
| Estatura (m) | Mujeres | 1.54 - 1.65 | - | - | 1.57 - 1.7 | 1.59 - 1.65 | - |
| | Hombres | 1.66 - 1.79 | - | - | 1.68 - 1.82 | - | - |
| Fuerza (kgf) | Mujeres | 2.89 - 6.73 | 4.29 - 6.42 | 4.41 - 7.48 | 5.64 - 8.04 | 5.56 - 7.41 | 4.35 - 6.45 |
| | Hombres | 3.99 - 8.63 | 6.15 - 10.16 | 6.15 - 9.77 | 8.42 - 11.465 | - | 5.8 - 8.7 |

Tabla 5.7: Comparación de características físicas y valores de fuerza de agarre de pinza [23,25,28,32,33]. Del lado izquierdo se encuentran los valores obtenidos en este trabajo.

Por otro lado, la variación de los valores de fuerza puede darse por las características físicas de la población, como son altura, peso y tamaño de la mano [32]. En la Tabla 5.7 se observa que la muestra utilizada por Werle et al. tiene valores de peso y altura ligeramente mayores que los encontrados en esta investigación. En cambio, en el caso de Kim et al. se observa un parecido con los valores de peso

y altura con los obtenidos en este proyecto.

Sobre la fuerza aplicada en el cubo, al llevar a cabo la prueba funcional *MI*, se observó que no aumentaban los valores de la primera etapa *sujeta* a la segunda etapa *eleva*, lo cual no se esperaba. Se consideró que el problema fue psicológico, debido a que desde un principio se les dijo a los sujetos de prueba que se deseaban obtener los valores de fuerza máximos, entonces su respuestas fue presionar el cubo desde el inicio. Sin embargo, al levantar el cubo se daban cuenta que no era necesario seguir apretando el cubo y resultaba incomodo para ellos el mantener una fuerza mayor a la que usan en la vida diaria para sostener algún objeto.

En el caso de la transición de la etapa de *eleva* a *sujeta*, se observó el aumento de fuerza en todos los sujetos, debido a que debían aplicar mayor fuerza para intentar de retener el cubo.

Los resultados que se deben tomar en consideración para tener un estándar de la fuerza aplicada en el *MI* son la fuerza promedio para cada una de las muestras (hombres y mujeres), debido a que cada muestra tiene un comportamiento distinto.

Otro aspecto que se puede resaltar sobre la información de fuerza obtenida en una prueba, es que se puede obtener la fuerza aplicada por separado de los dedos índice y pulgar, lo cual puede resultar informativo para el especialista, debido a que el usuario puede saber si el paciente no está ejerciendo fuerza en alguno de los dedos.

A.2 Frecuencia

Los resultados referentes a la presencia de temblor arrojaron que de manera lógica, se obtienen mayores frecuencias en la etapa de *fuerza máxima* que en la etapa de *eleva*, las cuales eran etapas muy similares debido a que el sujeto mantiene la misma posición en el cuerpo.

Por otra parte, se observó que en la etapa de *eleva*, en promedio los sujetos solo

presentaron temblor fisiológico, debido a que los valores de frecuencia en promedio no excedía el valor de 12 Hz en ninguno de los 3 ejes (el valor máximo encontrado fue de 11.1 ± 2.8 Hz).

Sin embargo, se encontraron 4 sujetos dentro de las muestras de hombres y mujeres, que presentaron frecuencias mayores de 12 Hz, a pesar de que de acuerdo al cuestionario que se realizó son personas sanas. Sería interesante realizar más análisis a estos sujetos para corroborar si no existe alguna patología subyacente.

B. Conclusiones y trabajo a futuro

El cubo instrumentado se considera una herramienta práctica para los especialistas al momento de evaluar la mano, lo cual se puede sustentar al encontrar valores de fuerza similares obtenidos en otras investigaciones sobre los valores normales de fuerza, pero además tiene la facultad de medir el temblor que presenta el paciente al realizar la prueba funcional *MI*, y en el caso de presentar el paciente una frecuencia mayor a 12 Hz, se le sugeriría al especialista realizar otros estudios para determinar la causa de esa anomalía en los valores de frecuencia del temblor.

El sistema que se obtuvo en esta investigación, que incluye el cubo instrumentado y el programa desarrollado en Matlab, permitirá que los especialistas tengan mayor información para obtener un diagnóstico. Pero además, se podría tener un expediente de cada paciente donde se guarden los datos de cada sesión, para que la información pueda compararse y se determine si el paciente ha mejorado su agarre de fuerza al seguir un determinado tratamiento y terapia.

Por otra parte, se recomienda realizar más pruebas para diferentes rangos de edad y así obtener valores normales de fuerza para cada rango.

Por otra parte, el programa de adquisición e interpretación de datos que se desarrolló en Matlab, puede mejorarse y desarrollarse como un programa ejecutable en GUI, para que pueda correr en cualquier computadora a pesar de no contar

con Matlab.

Se puede concluir entonces, que se ha desarrollado un dispositivo que no existía en el estado del arte y que es capaz de medir la fuerza de pinza, además de la aceleración y velocidad angular. Este dispositivo fue probado con una muestra de sujetos sanos y se obtuvieron valores de referencia para una población de 17 a 39 años. Como trabajo a futuro se sugiere mejorar el software de interfaz y aplicar el dispositivo para evaluar la fuerza de pinza en diferentes tipos de poblaciones y muestras más grandes para obtener valores más representativos.

Apéndice A:

Cuestionario para personal del

CREE

Nombre: _____
Organismo en el que labora: _____
Especialidad: _____
Experiencia: _____

1. ¿Cuáles son las causas que influyen en la pérdida de motricidad en la mano?

2. ¿Cuál es la metodología que emplea para evaluar la mano?

3. ¿Cuáles son las técnicas que utiliza para calificar la fuerza del agarre de pinza?

4. ¿Cuáles son las pruebas funcionales que emplea para evaluar la destreza y coordinación de la mano?

5. ¿Utiliza la prueba funcional *Motricity Index*?
¿Por qué?

6. ¿Cuál es la información extra que le serviría para complementar el diagnóstico de la mano?

7. ¿Le serviría un dispositivo que le permita conocer la fuerza de agarre de pinza al momento de aplicar la prueba funcional?
¿Por qué?

Apéndice B:

Programa para el microcontrolador

```

/*SIN CONTADOR*/
#include <p18f4520.h>
#include <usart.h>
#include <adc.h>
#include <i2c.h>
#include <stdlib.h>
#include <stdio.h>
#include <string.h>
#include <timers.h>
#include <delays.h>

/*Envío de datos (FSR, acelerometro,giroscopio) se habilita con una interrupción RX («: FIN (ALT+174) ,»:INICIO (ALT+175))*/
/*Baudios=115200*/
/*Uso de ADC, canal 0 y canal 1*/
/*Oscilador interno de 8MHz, uso de PLL (32MHz)*/
/*Paquetes de 5 lecturas, cada lectura de 16 bytes*/
/*Detecta paquete completo|

/*Configuración de Bits*/

#pragma config OSC = INTIO7 // Oscillator Selection bits (HS oscillator
#pragma config FCMEN = OFF // Fail-Safe Clock Monitor Enable bit (Fail-Safe Clock Monitor disabled)
#pragma config IESO = OFF // Internal/External Oscillator Switchover bit (Oscillator Switchover mode disabled)

#pragma config PWRT = OFF // Power-up Timer Enable bit (PWRT disabled)
#pragma config BOREN = SBORDIS // Brown-out Reset Enable bits (Brown-out Reset enabled in hardware only (SBORN is disabled))
#pragma config BORV = 3 // Brown Out Reset Voltage bits (Minimum setting)

#pragma config WDT = OFF // Watchdog Timer Enable bit (WDT disabled (control is placed on the SWDTEN bit))
#pragma config WDTPS = 32768 // Watchdog Timer Postscale Select bits (1:32768)

#pragma config CCP2MX = PORTC // CCP2 MUX bit (CCP2 input/output is multiplexed with RC1)
#pragma config PBADEN = ON // PORTB A/D Enable bit (PORTB<4:0> pins are configured as analog input channels on Reset)
#pragma config LPT1OSC = OFF // Low-Power Timer1 Oscillator Enable bit (Timer1 configured for higher power operation)
#pragma config MCLRE = ON // MCLR Pin Enable bit (MCLR pin enabled; RE3 input pin disabled)

#pragma config STVREN = ON // Stack Full/Underflow Reset Enable bit (Stack full/underflow will cause Reset)
#pragma config LVP = ON // Single-Supply ICSP Enable bit (Single-Supply ICSP enabled)
#pragma config XINST = OFF // Extended Instruction Set Enable bit (Instruction set extension and Indexed Addressing mode

#pragma config CP0 = OFF // Code Protection bit (Block 0 (000800-001FFFh) not code-protected)
#pragma config CP1 = OFF // Code Protection bit (Block 1 (002000-003FFFh) not code-protected)
#pragma config CP2 = OFF // Code Protection bit (Block 2 (004000-005FFFh) not code-protected)
#pragma config CP3 = OFF // Code Protection bit (Block 3 (006000-007FFFh) not code-protected)

#pragma config CPB = OFF // Boot Block Code Protection bit (Boot block (000000-0007FFh) not code-protected)
#pragma config CPD = OFF // Data EEPROM Code Protection bit (Data EEPROM not code-protected)

#pragma config WRT0 = OFF // Write Protection bit (Block 0 (000800-001FFFh) not write-protected)
#pragma config WRT1 = OFF // Write Protection bit (Block 1 (002000-003FFFh) not write-protected)
#pragma config WRT2 = OFF // Write Protection bit (Block 2 (004000-005FFFh) not write-protected)
#pragma config WRT3 = OFF // Write Protection bit (Block 3 (006000-007FFFh) not write-protected)

#pragma config WRTC = OFF // Configuration Register Write Protection bit (Configuration registers (300000-3000FFh) not w
#pragma config WRTB = OFF // Boot Block Write Protection bit (Boot block (000000-0007FFh) not write-protected)
#pragma config WRTD = OFF // Data EEPROM Write Protection bit (Data EEPROM not write-protected)

#pragma config EBTR0 = OFF // Table Read Protection bit (Block 0 (000800-001FFFh) not protected from table reads executed
#pragma config EBTR1 = OFF // Table Read Protection bit (Block 1 (002000-003FFFh) not protected from table reads executed
#pragma config EBTR2 = OFF // Table Read Protection bit (Block 2 (004000-005FFFh) not protected from table reads executed
#pragma config EBTR3 = OFF // Table Read Protection bit (Block 3 (006000-007FFFh) not protected from table reads executed

#pragma config EBTRB = OFF // Boot Block Table Read Protection bit (Boot block (000000-0007FFh) not protected from table

/* Configuración automática del Timer0 */

#define BASEFREQ 32000000
#define SCHEDULERFREQ 100 //Hz (350)
#define PSC 256 // Prescaler
#define TOPS 7 // Log2 PSC -1
#define TIMERCLOCK BASEFREQ/4
#define TMROFREQ (TIMERCLOCK/(PSC))
#define DELAYV (0xFFFF-(TMROFREQ/SCHEDULERFREQ))
#define DELAYH (DELAYV>>8)
#define DELAYL (DELAYV & 0xFF)
#if DELAYV < -65535
#error "DELAY TOO BIG CHANGE PSC"
#endif

#define MPU6050 0xD0 //Dirección del dispositivo (para leer es 0xD1)
#define ACCEL_CONFIG 0x1C
#define GYRO_CONFIG 0x1B
#define ACCEL_XOUT_H 0x3B
#define ACCEL_XOUT_L 0x3C
#define ACCEL_YOUT_H 0x3D
#define ACCEL_YOUT_L 0x3E
#define ACCEL_ZOUT_H 0x3F
#define ACCEL_ZOUT_L 0x40
#define GYRO_XOUT_H 0x43
#define GYRO_XOUT_L 0x44
#define GYRO_YOUT_H 0x45
#define GYRO_YOUT_L 0x46
#define GYRO_ZOUT_H 0x47
#define GYRO_ZOUT_L 0x48
#define PWR_MGMT_1 0x6B
#define SMPRT_DIV 0x19
#define INT_ENABLE 0x38
#define SIGNAL_PATH_RESET 0x68

```

```

/*Variables*/

int count; //Cuenta el número de dato dentro del paquete
int i;
int j; //Mandar los datos que se guardaron antes del stop del programa, si se para el programa antes de formar el paquete
int PG; // Aumenta su valor cada vez que se guarda un paquete
int PE; // Es el número de paquete enviado
int sensor1[5];
int sensor2[5];
int acelxh[5];
int acelyh[5];
int acelzh[5];
int giroxh[5];
int giroyh[5];
int girozh[5];

int dato;
int sensor; //Poner como int
char a;
unsigned int vh,vl;
char text[];
char enter[]={"\r\n"};
unsigned int dri2c;
unsigned int dri2cL;

/*Funciones*/

void configuraPIC(void);
void low_ISR(void);
void high_ISR(void);
void openUSART(void);
void openi2c(void);
void send(void);
void usart(unsigned int desp);
void adc(unsigned char channel);
void configacel(void);
void readacel(void);
void writei2c(unsigned char control, unsigned char address, unsigned char dwi2c);
void readi2c(unsigned char control, unsigned char address);
//-----

void configuraPIC(){

    OSCCONbits.IRCF0=1; //8MHz
    OSCCONbits.IRCF1=1;
    OSCCONbits.IRCF2=1;
    OSCTUNEbits.PLEN=1; //PLL activado 32MHz
    TRISA=0b0000000;
    TRISA=0b0000111; // Entradas AN0/AN1/AN2
    TRISD=0;
    PORTA=0;
    PORTB=0;
    PORTD=0;
    ADCON1=0xFF;
    INTCON=0x00;
    RCONbits.IPEN=1; //Enable priority mode interruption
    PIR1=0;
    PIR2=0;
    count=0;
    i=0;
    PG=0;
    PE=0;

//configuracion de las interrupciones

    PIR1bits.RCIF=0; //Limpiar bandera
    IPR1bits.RCIP=0; //Baja prioridad para RX
    PIE1bits.RCIE=1; //Habilitar interrupción de Rx

    INTCONbits.TMR0IF=0; //Limpiar bandera TRM0
    INTCON2bits.TMR0IP=1; //Alta prioridad TMR0
    INTCONbits.TMR0IE=1; // habilita interrupción TRM0
    T0CON=0x07;

    INTCONbits.GIE=1; //Enables all unmasked interrupts
    INTCONbits.PEIE=1; //habilita interrupcion Pefiferica

}

#pragma code high_vector=0x08
void high_interrupt(void)
{
    _asm goto high_ISR _endasm
}
#pragma code //Return to the default code section
#pragma interrupt high_ISR
void high_ISR(void){
    PORTBbits.RBO=1;
    WriteTimer0(DELAYV);
    count++;
    adc(ADC_CH0);
    sensor1[count-1]=sensor;
    adc(ADC_CH1);
    readacel();
}

```

```

    if(count==5)
    { /*Finaliza muestreo y transmisión de datos*/

        PG++;
        count=0;
        j=5;
    }

    INTCONbits.TMR0IF=0;
    PORTBbits.RB0=0;
}

#pragma code low_vector=0x18
void low_interrupt(void)
{
    _asm goto low_ISR _endasm
}
#pragma code //Return to the default code section
#pragma interrupt low_ISR
void low_ISR(void) {

    if(DataRdyUSART()==1)
    {
        a=ReadUSART();
        if(a=='>'){ /*Inicia a muestrear y mandar datos*/
            WriteTimer0(DELAYV);
            TOCONbits.TMR0ON=1;
            PG=0;
            PE=0;
        }

        if(a=='<'){ /*Finaliza muestreo y transmisión de datos*/
            TOCONbits.TMR0ON=0;
            WriteTimer0(DELAYV);
            j=count;
            PG++;
            count=0;
            PORTBbits.RB0=0;
            PORTBbits.RB1=0;
        }
    }
    PIR1bits.RCIF=0;
}

void openusart()
{
    OpenUSART( USART_TX_INT_OFF &
               USART_RX_INT_ON &
               USART_ASYNC_MODE &
               USART_EIGHT_BIT &
               USART_CONF_RX &
               USART_BRGH_HIGH,
               16 );
}

void send()
{
    PORTBbits.RB1=1;
    for(i=1;i<=j;i++)
    {
        usart(sensor1[i-1]);
        usart(sensor2[i-1]);
        usart(accelx[i-1]);
        usart(acylyh[i-1]);
        usart(accelz[i-1]);
        usart(giroxh[i-1]);
        usart(giroyh[i-1]);
        usart(girozh[i-1]);
        //usart(scount2+i);
        //usart(0xFFFF);
    }
    PORTBbits.RB1=0;
}

INTCONbits.TMR0IF=0;
PORTBbits.RB0=0;
}

#pragma code low_vector=0x18
void low_interrupt(void)
{
    _asm goto low_ISR _endasm
}
#pragma code //Return to the default code section
#pragma interrupt low_ISR
void low_ISR(void) {

    if(DataRdyUSART()==1)
    {
        a=ReadUSART();
        if(a=='>'){ /*Inicia a muestrear y mandar datos*/
            WriteTimer0(DELAYV);
            TOCONbits.TMR0ON=1;
            PG=0;

```

```

        PE=0;
    }
    if(a=='\n'){ /*Finaliza muestreo y transmisión de datos*/
        TOCONbits.TMR0ON=0;
        WriteTimer0(DELAYV);
        j=count;
        PG++;
        count=0;
        PORTBbits.RB0=0;
        PORTBbits.RB1=0;
    }
    PIR1bits.RCIF=0;
}

void openusart()
{
    OpenUSART( USART_TX_INT_OFF &
              USART_RX_INT_ON &
              USART_ASYNC_MODE &
              USART_EIGHT_BIT &
              USART_CONT_RX &
              USART_BRGH_HIGH,
              16 );
}

void send()
{
    PORTBbits.RB1=1;
    for(i=1;i<=j;i++)
    {
        usart(sensor1[i-1]);
        usart(sensor2[i-1]);
        usart(accelx[i-1]);
        usart(accely[i-1]);
        usart(accelz[i-1]);
        usart(giroxh[i-1]);
        usart(giroyh[i-1]);
        usart(girozh[i-1]);
        //usart(scount2+i);
        //usart(0xFFFF);
    }
    PORTBbits.RB1=0;
}

writei2c(MPU6050, SIGNAL_PATH_RESET, 0);
Delay10TCYx(100);
writei2c(MPU6050, SMPRT_DIV, 7);
Delay10TCYx(100);
writei2c(MPU6050, INT_ENABLE, 1);
Delay10TCYx(100);
writei2c(MPU6050, ACCEL_CONFIG, 0x18); // Specifying output scaling of accelerometer
Delay10TCYx(100);
writei2c(MPU6050, GYRO_CONFIG, 0x18); // Specifying output scaling of gyroscope
Delay10TCYx(100);
PORTBbits.RB2=0;
}

void readaccel()
{
    PORTBbits.RB2=1;
    readi2c(MPU6050, ACCEL_XOUT_H); //REG XH
    accelx[count-1]=dri2c;
    readi2c(MPU6050, ACCEL_XOUT_L); //REG XL
    dri2cL=dri2c; //accelxl[count-1]=dri2c;
    accelx[count-1]=(accelx[count-1]<<8)| dri2cL;
    readi2c(MPU6050, ACCEL_YOUT_H); //REG YH
    acelyh[count-1]=dri2c;
    readi2c(MPU6050, ACCEL_YOUT_L); //REG YL
    dri2cL=dri2c; //
    acelyh[count-1]=(acelyh[count-1]<<8)| dri2cL;
    readi2c(MPU6050, ACCEL_ZOUT_H); //REG ZH
    accelz[count-1]=dri2c;
    readi2c(MPU6050, ACCEL_ZOUT_L); //REG ZL
    dri2cL=dri2c; //
    accelz[count-1]=(accelz[count-1]<<8)| dri2cL;

    readi2c(MPU6050, GYRO_XOUT_H); //REG XH
    giroxh[count-1]=dri2c;
    readi2c(MPU6050, GYRO_XOUT_L); //REG XL
    dri2cL=dri2c; //accelxl[count-1]=dri2c;
    giroxh[count-1]=(giroxh[count-1]<<8)| dri2cL;
    readi2c(MPU6050, GYRO_YOUT_H); //REG YH
    giroyh[count-1]=dri2c;
    readi2c(MPU6050, GYRO_YOUT_L); //REG YL
    dri2cL=dri2c; //
    giroyh[count-1]=(giroyh[count-1]<<8)| dri2cL;
    readi2c(MPU6050, GYRO_ZOUT_H); //REG ZH
    girozh[count-1]=dri2c;
    readi2c(MPU6050, GYRO_ZOUT_L); //REG ZL
    dri2cL=dri2c; //
    girozh[count-1]=(girozh[count-1]<<8)| dri2cL;
    PORTBbits.RB2=0;
}

```

```
void main() {  
  
    configuraPIC();  
    openusart();  
    openi2c();  
    configacel();  
  
    while(1) {  
  
        if (PG!=PE)  
        {  
            send();  
            usart(0b1111111100000001);  
            PE=PG;  
        }  
  
    }  
  
}
```

Apéndice C: Programa de MATLAB

```

%-----UNIVERSIDAD AUTONOMA DEL ESTADO DE MEXICO-----
%-----FACULTAD DE INGENIERIA-----
%-----MAESTRIA EN CIENCIAS DE LA INGENIERIA-----
%-----ASESOR: DR. RIGOBERTO MARTÍNEZ MÉNDEZ-----
%-----ALUMNA: RUTH MONTES DE OCA ARMEAGA-----
%OBJETIVO: PROGRAMA QUE PERMITA LEER LOS DATOS OBTENIDOS EN LA PRUEBA
%FUNCIONAL MOTRICITY A TRAVÉS DEL CUBO INSTRUMENTADO DESARROLLADO PARA EL
%PROYECTO DE "SISTEMA ELECTRÓNICO PARA LA MEDICIÓN DE FUERZA DE PINZA EN LA
%MANO Y MOVIMIENTO ARTICULAR DE LA MUÑECA"

%%%Programa para adquirir datos del acelerometro, giroscopio y FSR %%%
%%%Se creo tabla llamada sample con las siguientes características:%%%
%%%| Tiempo | Sensores FSR | Acelerometro | Giroscopio | Contador |%%%
%%%| |-----|-----|-----| |%%%
%%%| | Sensor 1 | Sensor 2 | X | Y | Z | X | Y | Z | |%%%

clear all;
clc;
min=2.5;
syms hand select file carpeta
MI=Bluetooth('btspp://201601067345',1);
disp('El siguiente programa permite leer los datos obtenidos en la');
disp('prueba funcional Motricity Index');
disp('1. Desea realizar la prueba');
disp('2. Desea evaluar una prueba');
disp('3. Desea salir del programa');
select=input('Añote el número de la acción que desea hacer: ');

switch select

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

case 1
    clc;
    disp('¿Cuál mano va a evaluar?');
    disp('1. Derecha');
    disp('2. Izquierda');
    hand=input('Añote el número de la opción deseada: ');
    file=input('¿Cómo desea llamar el archivo? ','s') ;

    switch hand
        case 1
            filename=strcat(file,'_d.mat');

```

```

    case 2
        filename=strcat(file, '_i.mat');
    end
    clc;
    disp('La prueba va a comenzar...');

    set(MI, 'ReadAsyncMode', 'continuous', 'InputBufferSize', 162);
    f=figure;
    xlabel('Tiempo (s)');
    ylabel('Fuerza (kgf)');
    ylim([0 10]);
    grid off;
    hold on;
    fopen(MI);
    flushinput(MI);
    flushoutput(MI);
    KeepRunning=600*min;
    t=1;
    j=1;
    count=1;
    tic;
    fwrite(MI, '»', 'char');
    while (count<=KeepRunning)
        datos = fread(MI, [1,162]);
        if (datos(1,161)==255) && (datos(1,162)==1)
            while j<=145
                %%FSR

                bytepack=int16(datos(1,j)); %Tamaño de la variable
                bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda...
                    %8 posiciones
                bytepack=bitor(bytepack, int16(datos(1,j+1)));
                volt=((cast(bytepack, 'double')))*33/10240;
                %sample(t,2)=volt;
                if volt>=0 && volt<=0.02
                    sample(t,2)=0;
                elseif volt>0.02 && volt<=1.5482
                    sample(t,2)=0.1356*volt^3+0.0734*volt^2+0.3244*volt-0.0046;
                elseif volt>1.5482
                    sample(t,2)=11.4097*volt^4-86.9016*volt^3+252.5448*volt^2-...
                        326.4134*volt+158.2521;
                end
                bytepack=int16(datos(1,j+2)); %Tamaño de la variable
                bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda 8...
                    %posiciones

```

```

bytepack=bitor(bytepack,int16(datos(1,j+3)));
volt=((cast(bytepack,'double')))*33/10240;
%sample(t,3)=volt;
if volt>=0 && volt<=0.004
    sample(t,3)=0;
elseif volt>0.004 && volt<=1.6542
    sample(t,3)=-0.2102*volt^4+0.962*volt^3-0.9127*volt^2+...
        0.7466*volt-0.0023;
elseif volt>1.6542
    sample(t,3)=9.4085*volt^4-66.7897*volt^3+179.503*volt^2-...
        213.1682*volt+94.8163;
end
%%acelerometro
bytepack=int16(datos(1,j+4)); %Tamaño de la variable
bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda
bytepack=bitor(bytepack,int16(datos(1,j+5)));
sample(t,4)=(cast(bytepack,'double'))/16384;
bytepack=int16(datos(1,j+6)); %Tamaño de la variable
bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda
bytepack=bitor(bytepack,int16(datos(1,j+7)));
sample(t,5)=(cast(bytepack,'double'))/16384;
bytepack=int16(datos(1,j+8)); %Tamaño de la variable
bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda
bytepack=bitor(bytepack,int16(datos(1,j+9)));
sample(t,6)=(cast(bytepack,'double'))/16384;
%%giroscopio
bytepack=int16(datos(1,j+10)); %Tamaño de la variable
bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda
bytepack=bitor(bytepack,int16(datos(1,j+11)));
sample(t,7)=(cast(bytepack,'double'))/131;
bytepack=int16(datos(1,j+12)); %Tamaño de la variable
bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda
bytepack=bitor(bytepack,int16(datos(1,j+13)));
sample(t,8)=(cast(bytepack,'double'))/131;
bytepack=int16(datos(1,j+14)); %Tamaño de la variable
bytepack=bitshift(bytepack,8); %Desplazar a la izquierda
bytepack=bitor(bytepack,int16(datos(1,j+15)));
sample(t,9)=(cast(bytepack,'double'))/131;
%%tiempo
sample(t,1)=t*(1/100);
%%
t=t+1;
j=j+16;
end

```

```
%%grafica
if count<=301
    switch t
        case 11
            plot(sample(2:2:10,1),sample(2:2:10,2),'b',...
                sample(2:2:10,1),sample(2:2:10,3),'r','LineWidth',1);
            xlabel('Tiempo (s)');
            ylabel('Fuerza (kgf)');
            %ylim([0 10]);
            drawnow;

        case 3001
            hold off;
            plot(sample(t-3000:5:t-1,1),sample(t-3000:5:t-1,2),...
                'b',sample(t-3000:5:t-1,1),sample(t-3000:5:t-1,3),...
                'r','LineWidth',1);
            xlabel('Tiempo (s)');
            ylabel('Fuerza (kgf)');
            %ylim([0 10]);
            drawnow;

        otherwise
            plot(sample(t-11:5:t-1,1),sample(t-11:5:t-1,2),'b',...
                sample(t-11:5:t-1,1),sample(t-11:5:t-1,3),'r',...
                'LineWidth',1);
            xlabel('Tiempo (s)');
            ylabel('Fuerza (kgf)');
            %ylim([0 10]);
            drawnow;

    end

else

    plot(sample(t-3001:5:t-1,1),sample(t-3001:5:t-1,2),'b',...
        sample(t-3001:5:t-1,1),sample(t-3001:5:t-1,3),'r',...
        'LineWidth',1);
    xlabel('Tiempo (s)');
    ylabel('Fuerza (kgf)');
    %ylim([0 10]);
    drawnow;

end

else
    flushinput(MI);
end
```

```

        j=1;
        count=count+1;

end
time=toc;
flushinput(MI);
flushoutput(MI);
fwrite(MI, '«', 'char');
fclose(MI);
plot(sample(1:t-1,1), sample(1:t-1,2), 'b', sample(1:t-1,1), sample(1:t-1,3), ...
      'r', 'LineWidth', 1);
xlabel('Tiempo (s)');
ylabel('Fuerza (kgf)');
legend('índice', 'pulgar');

% l = legend('índice', 'pulgar');
% title(1, 'My Legend Title')
% clear MI bytearray KeepRunning j datos count volt f min %time
zero_indice=(t-1)-sum(sample(:,2)==0);
zero_pulgar=(t-1)-sum(sample(:,3)==0);
Fuerza_maxima=max(sample(:,2)); %índice
Fuerza_maxima=[Fuerza_maxima;max(sample(:,3))]; %pulgar
Fuerza_indice=(sum(sample(:,2))); %índice
Fuerza_pulgar=(sum(sample(:,3))); %pulgar
if zero_indice>0
    Fuerza_promedio=Fuerza_indice/zero_indice; %índice
else
    Fuerza_promedio=0;
end

if zero_pulgar>0
    Fuerza_promedio=[Fuerza_promedio; (Fuerza_pulgar/zero_pulgar)]; %pulgar
else
    Fuerza_promedio=[Fuerza_promedio;0];
end
Dedo=[
    'índice'; 'pulgar'];
%clear zero_indice zero_pulgar t Fuerza_indice Fuerza_pulgar
clc;
T = table(Dedo, Fuerza_maxima, Fuerza_promedio)

save(filename, 'sample');
[File, carpeta] = uiputfile(filename, 'GUARDAR ARCHIVO');

```



```

%|pico|promedio|pico|promedio|pico|promedio|pico|promedio|frecuencia pico
%Separa segmentos
window=15; %Determina el tamaño de la ventana para el filtro promediador
x=ceil(x); %Redondea a entero los valores elegidos
sujeta1=sample(x(1):x(2),2:3); %Corta señal de acuerdo a selección
sujeta2=sample(x(9):x(10),2:3);
sujeta3=sample(x(17):x(18),2:3);
%Concatena vectores, si son de diferente tamaño rellena con NaN
%ordena primero los índices (1:3) y pulgar (4:6)
sujeta=padcat(sujeta1(:,1),sujeta2(:,1),sujeta3(:,1),sujeta1(:,2),...
    sujeta2(:,2),sujeta3(:,2));
clear sujeta1 sujeta2 sujeta3%Borra variables innecesarias
sujeta = sgolayfilt(sujeta,3>window); %Suaviza la señal con in filtro
    %de 3er orden

%Realiza misma operación para siguiente segmento de la señal
eleva1=sample(x(3):x(4),2:3);
eleva2=sample(x(11):x(12),2:3);
eleva3=sample(x(19):x(20),2:3);
%ordena primero los índices (1:3) y pulgar (4:6)
eleva=padcat(eleva1(:,1),eleva2(:,1),eleva3(:,1),eleva1(:,2),eleva2(:,2),...
    eleva3(:,2));
clear eleva1 eleva2 eleva3
eleva = sgolayfilt(eleva,3>window);

agarra1=sample(x(5):x(6),2:3);
agarra2=sample(x(13):x(14),2:3);
agarra3=sample(x(21):x(22),2:3);
%ordena primero los índices (1:3) y pulgar (4:6)
agarra=padcat(agarra1(:,1),agarra2(:,1),agarra3(:,1),agarra1(:,2),...
    agarra2(:,2),agarra3(:,2));
clear agarra1 agarra2 agarra3
agarra = sgolayfilt(agarra,3>window);

F_Max1=sample(x(7):x(8),2:3);
F_Max2=sample(x(15):x(16),2:3);
F_Max3=sample(x(23):x(24),2:3);
%ordena primero los índices (1:3) y pulgar (4:6)
F_Max=padcat(F_Max1(:,1),F_Max2(:,1),F_Max3(:,1),F_Max1(:,2),F_Max2(:,2),...
    F_Max3(:,2));
clear F_Max1 F_Max2 F_Max3
F_Max = sgolayfilt(F_Max,3>window);
figure;plot([sujeta;eleva;agarra;F_Max]);hold on
title('Señales de las tres pruebas por sujeto, ambos dedos. Promedio en negrita')
plot([nanmean(sujeta,2);nanmean(eleva,2);nanmean(agarra,2);nanmean(F_Max,2)],...
    'LineWidth',3);

```

```

hold off
clear window %Borra variable de tamaño de ventana

%% Obtiene resultados para este sujeto y guarda datos con el siguiente orden
%|      Para el dedo pulgar          |      Para el dedo índice          |
%| sujeta | eleva | agarra | F_Max | sujeta | eleva | agarra | F_Max |
%|max|prom|max|prom|max|prom|max|prom|max|prom|max|prom|max|prom|max|prom|
%
r(1,1)=nanmax(nanmax(sujeta(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:sujeta
r(1,2)=nanmean(nanmean(sujeta(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:sujeta

r(1,3)=nanmax(nanmax(eleva(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:eleva
r(1,4)=nanmean(nanmean(eleva(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:eleva

r(1,5)=nanmax(nanmax(agarra(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:agarra
r(1,6)=nanmean(nanmean(agarra(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:agarra

r(1,7)=nanmax(nanmax(F_Max(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:F_Max
r(1,8)=nanmean(nanmean(F_Max(:,1:3))); %Máximo de pulgar stage:F_Max

r(1,9)=nanmax(nanmax(sujeta(:,4:6))); %Máximo de índice stage:sujeta
r(1,10)=nanmean(nanmean(sujeta(:,4:6))); %Máximo de índice stage:sujeta

r(1,11)=nanmax(nanmax(eleva(:,4:6))); %Máximo de índice stage:eleva
r(1,12)=nanmean(nanmean(eleva(:,4:6))); %Máximo de índice stage:eleva

r(1,13)=nanmax(nanmax(agarra(:,4:6))); %Máximo de índice stage:agarra
r(1,14)=nanmean(nanmean(agarra(:,4:6))); %Máximo de índice stage:agarra

r(1,15)=nanmax(nanmax(F_Max(:,4:6))); %Máximo de índice stage:F_Max
r(1,16)=nanmean(nanmean(F_Max(:,4:6))); %Máximo de índice stage:F_Max

%En la siguiente columna se almacena el valor máximo y promedio sumando
%fuerzas del pulgar e índice, ya que es la fuerza neta sobre el cubo.

r(1,17)=r(1,1)+r(1,9); %Fuerza máxima para sujeta
r(1,18)=r(1,2)+r(1,10); %Fuerza promedio para sujeta

r(1,19)=r(1,3)+r(1,11); %Fuerza máxima para eleva
r(1,20)=r(1,4)+r(1,12); %Fuerza promedio para eleva

r(1,21)=r(1,5)+r(1,13); %Fuerza máxima para agarra
r(1,22)=r(1,6)+r(1,14); %Fuerza promedio para agarra

r(1,23)=r(1,7)+r(1,15); %Fuerza máxima para F_Max
r(1,24)=r(1,8)+r(1,16); %Fuerza promedio para F_Max

```

```

%% Calcula la el rango donde se encuentra la frecuencia pico de la señal de
%aceleración para la fuerza máxima
%Primero secciona la señal de aceleración en los tres ejes para el segmento
%de F_Max
accF_Max1=sample(x(7):x(8),4:6);%Segmenta test1
accF_Max2=sample(x(15):x(16),4:6);%Segmenta test1
accF_Max3=sample(x(23):x(24),4:6);%Segmenta test1
%Concatena datos para todos los test, primero los ejes x, luego y y luego z
%asumiendo que x es el primer vector, y el segundo y z el tercero VERIFICAR
accF_Max=padcat(accF_Max1(:,1),accF_Max2(:,1),accF_Max3(:,1),...
    accF_Max1(:,2),accF_Max2(:,2),accF_Max3(:,2),accF_Max1(:,3),...
    accF_Max2(:,3),accF_Max3(:,3));
clear accF_Max1 accF_Max2 accF_Max3
accF_Max=bsxfun(@minus, accF_Max, nanmean(accF_Max)); %Quita la media de
    %todas las señales antes de obtener la FFT
accF_Max(isnan(accF_Max))=0; %Sustituye todas las NaN por 0 para poder
    %efectuar la FFT
%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,1:3),100); %Selecciona ejes de las tres
    %pruebas, Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
figure; plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y
    %frecuencia máxima
title('Espectros en frecuencia de señales de aceleración y puntos máximos para la prueba de fuerza máxima')
r(1,25)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,26)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje y
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,4:6),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas,
    %Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on; scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,27)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,28)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,7:9),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas,
    %Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,29)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,30)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
hold off

```

```

%% Calcula la el rango donde se encuentra la frecuencia pico de la señal de
%% aceleración para la prueba MI (sujeta)
%Primero secciona la señal de aceleración en los tres ejes para el segmento
%de F_Max
accF_Max1=sample(x(1):x(2),4:6);%Segmenta test1
accF_Max2=sample(x(9):x(10),4:6);%Segmenta test1
accF_Max3=sample(x(17):x(18),4:6);%Segmenta test1
%Concatena datos para todos los test, primero los ejes x, luego y y luego z
%asumiendo que x es el primer vector, y el segundo y z el tercero VERIFICAR
accF_Max=padcat(accF_Max1(:,1),accF_Max2(:,1),accF_Max3(:,1),...
    accF_Max1(:,2),accF_Max2(:,2),accF_Max3(:,2),accF_Max1(:,3),...
    accF_Max2(:,3),accF_Max3(:,3));
clear accF_Max1 accF_Max2 accF_Max3
accF_Max=bsxfun(@minus, accF_Max, nanmean(accF_Max)); %Quita la media de
    %todas las señales antes de obtener la FFT
accF_Max(isnan(accF_Max))=0; %Sustituye todas las NaN por 0 para poder
    %efectuar la FFT

%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,1:3),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas,
    %Fs=100.

[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
figure; plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia
    %máxima
title('Espectros en frecuencia de señales de aceleración y puntos máximos para la prueba MI (sujeta)')
r(1,31)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,32)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje y
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,4:6),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas,
    %Fs=100.

[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on; scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,33)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,34)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,7:9),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas,
    %Fs=100.

[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,35)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,36)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
hold off

```

```

%% Calcula la el rango donde se encuentra la frecuencia pico de la señal de
%%aceleración
%%para la prueba MI (eleva)
%Primero secciona la señal de aceleración en los tres ejes para el segmento
%de F_Max
accF_Max1=sample(x(3):x(4),4:6);%Segmenta test1
accF_Max2=sample(x(11):x(12),4:6);%Segmenta test1
accF_Max3=sample(x(19):x(20),4:6);%Segmenta test1
%Concatena datos para todos los test, primero los ejes x, luego y y luego z
%asumiendo que x es el primer vector, y el segundo y z el tercero VERIFICAR
accF_Max=padcat(accF_Max1(:,1),accF_Max2(:,1),accF_Max3(:,1),accF_Max1(:,2),...
    accF_Max2(:,2),accF_Max3(:,2),accF_Max1(:,3),accF_Max2(:,3),accF_Max3(:,3));
clear accF_Max1 accF_Max2 accF_Max3
accF_Max=bsxfun(@minus, accF_Max, nanmean(accF_Max)); %Quita la media de todas las
    %señales antes de obtener la FFT
accF_Max(isnan(accF_Max))=0; %Sustituye todas las NaN por 0 para poder efectuar la FFT
%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,1:3),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas, Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
figure; plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
title('Espectros en frecuencia de señales de aceleración y puntos máximos para la prueba MI (eleva)')
r(1,37)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,38)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje y
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,4:6),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas, Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on; scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,39)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,40)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,7:9),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas, Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,41)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,42)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
hold off

%% Calcula la el rango donde se encuentra la frecuencia pico de la señal de aceleración
%%para la prueba MI (agarra)
%Primero secciona la señal de aceleración en los tres ejes para el segmento
%de F_Max
accF_Max1=sample(x(5):x(6),4:6);%Segmenta test1

```

```

accF_Max2=sample(x(13):x(14),4:6);%Segmenta test1
accF_Max3=sample(x(21):x(22),4:6);%Segmenta test1
%Concatena datos para todos los test, primero los ejes x, luego y y luego z
%asumiendo que x es el primer vector, y el segundo y z el tercero VERIFICAR
accF_Max=padcat(accF_Max1(:,1),accF_Max2(:,1),accF_Max3(:,1),accF_Max1(:,2),...
    accF_Max2(:,2),accF_Max3(:,2),accF_Max1(:,3),accF_Max2(:,3),accF_Max3(:,3));
clear accF_Max1 accF_Max2 accF_Max3
accF_Max=bsxfun(@minus, accF_Max, nanmean(accF_Max)); %Quita la media de todas
    %las señales antes de obtener la FFT
accF_Max(isnan(accF_Max))=0; %Sustituye todas las NaN por 0 para poder
    %efectuar la FFT
%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,1:3),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas,
    %Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
figure; plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
title('Espectros en frecuencia de señales de aceleración y puntos máximos para la prueba MI (agarra)')
r(1,43)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,44)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje y
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,4:6),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas, Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on; scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,45)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,46)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
%Calcula frecuencia pico para el eje x
[d,f]=fft_smoothed(accF_Max(:,7:9),100); %Selecciona ejes de las tres pruebas, Fs=100.
[dat,loc]=max(d); %Localiza el punto máximo de frecuencia
plot(f,d);hold on;scatter(f(loc),dat); %Grafica espectro y frecuencia máxima
r(1,47)=f(loc); %Guarda el valor de la frecuencia pico
r(1,48)=dat; %Guarda la magnitud de la señal
clear f d dat loc
hold off

clc;
disp('Fuerza en el dedo índice');
disp(' ');
t1={' Prueba ' 'Maximo' 'Promedio'; 'MI (sujeta)' r(1,1) r(1,2);...
    'MI (eleva)' r(1,3) r(1,4);'MI (agarra)' r(1,5) r(1,6);...
    'Fuerza_Maxima' r(1,7) r(1,8)}
disp(' ');
disp(' ');

```



```

case 3

    disp('CERRAR SESIÓN')

otherwise

    disp('OPCCIÓN INVALIDA')
end

clear zero_indice zero_pulgar t Fuerza_indice Fuerza_pulgar MI bytearray KeepRunning j...
datos count volt f min time carpeta data file hand min nombre_de_archivo...
ruta_de_archivo select F_Max accFMax agarra eleva sample sujeta accFMax x

```

```

%% Segmenta manualmente
%Asume la siguiente secuencia en selección de valores
%P1= inicio de tomar cubo; P2= fin de tomar cubo
%P3= inicio de sostener cubo contra gravedad; P4= fin de sostener cubo contra gravedad
%P5= Inicio de mantener cubo contra fuerza externa; P6= fin de mantener cubo contra fuerza externa
%P7= Inicio de mantener cubo con fuerza máxima; P8= fin de mantener cubo
%con fuerza máxima
% Se repite la secuencia aumentando el número de puntos respectivamente
% hasta alcanzar las 3 pruebas por mano.
function x=segmenta_manual(sample)

%% Grafica muestras para verificar si la segmentación por prueba es correcta
figure; title('Señales para segmentar manualmente')
t=linspace(0,length(sample)/100,length(sample));
plot(t,sample(:,2:3),'LineWidth',2) %Plotea datos crudos sólo fuerza
hold on
plot(t,[sample(:,4) sample(:,7:9)/10000],'r'); grid on
title('\fontsize{13}\bf Selecciona los puntos para segmentar')
xlabel('\fontsize{11}\bf Tiempo [segundos]')
ylabel('\fontsize{11}\bf Amplitud de señal [Fuerza-kgf, Aceleración-g]')
set(gcf,'color','w'); grid on
legend({'\bf Índice','\bf Pulgar' '\bf Aceleración vertical'}, 'Location','northwest')

[x,y]=ginput; %Espera datos de inicio y final de cada segmento
%figure; title('Señal con puntos de segmentación')

end

```

```

function [M, TF] = padcat(varargin)
% PADCAT - concatenate vectors with different lengths by padding with NaN
%
% M = PADCAT(V1, V2, V3, ..., VN) concatenates the vectors V1 through VN
% into one large matrix. All vectors should have the same orientation,
% that is, they are all row or column vectors. The vectors do not need to
% have the same lengths, and shorter vectors are padded with NaNs.
% The size of M is determined by the length of the longest vector. For
% row vectors, M will be a N-by-MaxL matrix and for column vectors, M
% will be a MaxL-by-N matrix, where MaxL is the length of the longest
% vector.
%
% Examples:
%
%   a = 1:5 ; b = 1:3 ; c = [] ; d = 1:4 ;
%   padcat(a,b,c,d) % row vectors
%   % ->  1   2   3   4   5
%   %      1   2   3   NaN NaN
%   %      NaN NaN NaN NaN NaN
%   %      1   2   3   4 NaN
%   CC = {d.' a.' c.' b.' d.'} ;
%   padcat(CC{:}) % column vectors
%   %      1   1 NaN   1   1
%   %      2   2 NaN   2   2
%   %      3   3 NaN   3   3
%   %      4   4 NaN NaN  4
%   %      NaN  5 NaN NaN NaN
%
% [M, TF] = PADCAT(..) will also return a logical matrix TF with the same
% size as R having true values for those positions that originate from an
% input vector. This may be useful if any of the vectors contain NaNs.
%
% Example:
%
%   a = 1:3 ; b = [] ; c = [1 NaN] ;
%   [M,tf] = padcat(a,b,c)
%   % find the original NaN
%   [Vec,Pos] = find(tf & isnan(M))
%   % -> Vec = 3 , Pos = 2
%
% This second output can also be used to change the padding value into
% something else than NaN.
%
%   [M, tf] = padcat(1:3,1,1:4)
%   M(~tf) = 99 % change the padding value into 99

```

```

% Scalars will be concatenated into a single column vector.
%
% See also CAT, RESHAPE, STRVCAT, CHAR, HORZCAT, VERTCAT, ISEMPTY
-% NONES, GROUP2CELL (Matlab File Exchange)

% for Matlab 2008 and up (tested in R2015a)
% version 2.2 (feb 2016)
% (c) Jos van der Geest
% email: samelinoa@gmail.com

% History
% 1.0 (feb 2009) created
% 1.1 (feb 2011) improved comments
% 1.2 (oct 2011) added help on changing the padding value into something
%     else than NaN
% 2.2 (feb 2016) updated contact info

% Acknowledgements:
% Inspired by padadd.m (feb 2000) Fex ID 209 by Dave Johnson

marginchk(1,Inf) ;

% check the inputs
SZ = cellfun(@size,varargin,'UniformOutput',false) ; % sizes
Ndim = cellfun(@ndims,varargin) ; %

if ~all(Ndim==2)
    error([mfilename ':WrongInputDimension'], ...
        'Input should be vectors.') ;
end

TF = [] ; % default second output so we do not have to check all the time

% for 2D matrices (including vectors) the size is a 1-by-2 vector
SZ = cat(1,SZ{:}) ;
maxSZ = max(SZ) ; % probable size of the longest vector
% maxSZ equals :
% - [1 1] for all scalars input
% - [X 1] for column vectors
% - [1 X] for all row vectors
% - [X Y] otherwise (so padcat will not work!)

if ~any(maxSZ == 1), % hmm, not all elements are 1-by-N or N-by-1

```

```

if any(maxSZ==0),
    % 1) all inputs are empty
    M = [] ;
    return
else
    % 2) wrong input
    % Either not all vectors have the same orientation (row and column
    % vectors are being mixed) or an input is a matrix.
    error([mfilename 'WrongInputSize'], ...
        'Inputs should be all row vectors or all column vectors. ');
end
end

if nargin == 1,
    % single input, nothing to concatenate ..
    M = varargin{1} ;
else
    % Concatenate row vectors in a row, and column vectors in a column.
    dim = (maxSZ(1)==1) + 1 ;    % Find out the dimension to work on
    X = cat(dim, varargin{:}) ;    % make one big list

    % we will use linear indexing, which operates along columns. We apply a
    % transpose at the end if the input were row vectors.

    if maxSZ(dim) == 1,
        % if all inputs are scalars, ...
        M = X ;    % copy the list
    elseif all(SZ(:,dim)==SZ(1,dim)),
        % all vectors have the same length
        M = reshape(X,SZ(1,dim),[]) ;% copy the list and reshape
    else
        % We do have vectors of different lengths.
        % Pre-allocate the final output array as a column oriented array. We
        % make it one larger to accommodate the largest vector as well.
        M = zeros([maxSZ(dim)+1 nargin]) ;
        % where do the fillers begin in each column
        M(sub2ind(size(M), SZ(:,dim).'+1, 1:nargin)) = 1 ;
        % Fillers should be put in after that position as well, so applying
        % cumsum on the columns
        % Note that we remove the last row; the largest vector will fill an
        % entire column.
        M = cumsum(M(1:end-1,:),1) ; % remove last row

        % If we need to return position of the non-fillers we will get them
        % now. We cannot do it afterwards, since NaNs may be present in the

```

```
    % inputs.
    if nargin>1,
        TF = ~M ;
        % and make use of this logical array
        M(~TF) = NaN ; % put the fillers in
        M(TF) = X ; % put the values in
    else
        M(M==1) = NaN ; % put the fillers in
        M(M==0) = X ; % put the values in
    end
end

if dim == 2,
    % the inputs were row vectors, so transpose
    M = M.' ;
    TF = TF.' ; % was initialized as empty if not requested
end
end % nargin == 1

if nargin > 1 && isempty(TF),
    % in this case, the inputs were all empty, all scalars, or all had the
    % same size.
    TF = true(size(M)) ;
end
```

Apéndice D:

Características de los sensores FSR

| Medición (kgf) | Voltaje del sensor del dedo índice (V) | Voltaje del sensor del dedo pulgar (V) |
|----------------|--|--|
| 0.1 | 0.2676 | 0.1676 |
| 0.2 | 0.4709 | 0.3971 |
| 0.3 | 0.6727 | 0.6269 |
| 0.4 | 0.8239 | 0.7589 |
| 0.5 | 0.9618 | 0.8645 |
| 0.6 | 1.0724 | 1.0331 |
| 0.7 | 1.188 | 1.1222 |
| 0.8 | 1.2723 | 1.1997 |
| 0.9 | 1.3419 | 1.2816 |
| 1 | 1.4225 | 1.3563 |
| 1.25 | 1.5482 | 1.47 |
| 1.5 | 1.6529 | 1.6542 |
| 1.75 | 1.7482 | 1.7339 |
| 2 | 1.8182 | 1.8116 |
| 2.25 | 1.8756 | 1.8929 |
| 2.5 | 1.9334 | 1.9525 |
| 2.75 | 1.9694 | 1.9991 |
| 3 | 2.0171 | 2.0726 |
| 3.5 | 2.086 | 2.1412 |
| 4 | 2.1552 | 2.217 |
| 4.5 | 2.2058 | 2.2797 |
| 5 | 2.2578 | 2.3131 |
| 5.5 | 2.3087 | 2.367 |
| 6 | 2.3204 | 2.4022 |
| 6.5 | 2.3854 | 2.4389 |
| 7 | 2.4281 | 2.4627 |
| 7.5 | 2.4612 | 2.4833 |
| 8 | 2.4868 | 2.5077 |
| 8.5 | 2.4964 | 2.5408 |
| 9 | 2.5143 | 2.5582 |
| 9.5 | 2.5437 | 2.5814 |
| 10 | 2.57 | 2.5953 |

Tabla 5.8: Relación fuerza-voltaje de los sensores FSR.

Apéndice E:

Cuestionario para sujetos de prueba

CUESTIONARIO

Identificador: _____

Edad: _____

Peso: _____

Estatura: _____

Sexo: _____

1. ¿Usted es diestro, zurdo o ambidiestro?
2. ¿Padece alguna enfermedad que afecte su metabolismo (p. ej. diabetes, insuficiencia renal, etc.)? ¿cuál?
3. ¿Padece algún trastorno neurológico (p. ej. Parkinson, distonía, etc.)? ¿cuál?
4. ¿Tiene una lesión en el hombro, brazo o mano (p. ej. fractura, lesión en ligamentos, etc.)? ¿Qué área del cuerpo está afectada?
5. ¿Padece alguna condición inflamatoria en tendones o articulaciones (p. ej. artritis, síndrome del túnel carpiano, etc.)? ¿cuál?
6. ¿Tiene alguna malformación en la mano (p. ej. dedo martillo, deformidad del cuello de cisne, etc.)? ¿cuál?
7. ¿Presenta dolor en el hombro, brazo o mano?
8. ¿A tenido una cirugía reciente (6 meses) en el hombro, brazo o mano?
9. ¿Toma café? ¿Cuántas tazas (250 ml) de café consume al día en promedio?
¿A qué hora tomó su última taza de café?
10. ¿Toma alcohol? ¿Cuántos vasos (250 ml) ingiere a la semana?
¿A qué hora consumió su última bebida alcohólica?
11. ¿Usted fuma diariamente? ¿Cuántos cigarros al día consume?
¿A qué hora fumó su último cigarro?
12. ¿Consumes drogas? ¿Cuántas veces por semana?
13. ¿Padece algún trastorno de sueño? ¿cuál?
14. ¿Cuántas horas duerme al día en promedio?
15. ¿A consumido algún medicamento en las últimas 12 horas?
¿cuál?

Llenar por el evaluador

Puntaje de la prueba MI:

Apéndice F:

Carta de Consentimiento

CARTA DE CONSENTIMIENTO

Nombre del proyecto: Sistema Electrónico para la medición de fuerza de pinza en la mano y movimiento articular de la muñeca.

Investigador principal: Ruth Montes de Oca Armeaga.

Asesor del proyecto: Dr. Rigoberto Martínez Méndez.

Objetivo: Se ha solicitado su participación en esta prueba para medir la fuerza aplicada en los dedos índice y pulgar al sostener un cubo, además, se desea identificar la presencia del temblor en dicha actividad.

Procedimientos: Si usted acepta participar en el estudio deberá sentarse frente a una mesa con los brazos colocados a los lados del cuerpo, los pies asentados completamente en el piso y con la espalda recargada en el respaldo de la silla. Deberá sostener un cubo con los dedos índice y pulgar, siguiendo las indicaciones del aplicador de la prueba. La prueba dura aproximadamente 3 minutos para cada mano.

Riesgos potenciales: No existe ningún riesgo a su salud al participar en la prueba, sin embargo, si durante la prueba decide retirarse, lo puede hacer sin ninguna represalia.

Confidencialidad: Toda la información que usted proporcione para el estudio será de carácter confidencial y se utilizará solo para el objetivo del proyecto. Usted quedará identificado(a) con un número y no con su nombre. Los resultados de este estudio podrían ser publicados con fines científicos, pero se presentarán de tal manera que usted no pueda ser identificado.

Participación voluntaria y retiro: Su participación en el estudio es totalmente voluntaria, usted es libre de elegir si participa o no en el estudio. Si durante la prueba decide retirarse, solo deberá notificarle sobre su decisión al aplicador de la prueba.

Antes de tomar su decisión, aclare cualquier duda que tenga al respecto del estudio.

Al firmar esta carta estoy de acuerdo en que:

1. Leí en su totalidad la carta de consentimiento donde se explica sobre el proyecto de investigación.
2. Tuve la oportunidad de preguntar a una persona a cargo de la investigación y recibí respuestas satisfactorias.
3. Tengo en mi poder una copia firmada de la carta de consentimiento.
4. Participo de manera voluntaria en el proyecto de investigación bajo las condiciones que se indican en este documento.
5. Entiendo que puedo rehusarme o retirarme de la investigación en cualquier momento y sin represalias.

Nombre y firma

Fecha (Día/Mes/Año)

Bibliografía

- [1] I. N. de Estadística y Geografía, *Las Personas con Discapacidad en México, una Visión al 2010*. INEGI, 2010.
- [2] C. N. para Prevenir la Discriminación, *Encuesta Nacional sobre Discriminación de México 2010: Resultados sobre Personas con Discapacidad*. CONAPRED, 2012.
- [3] M. T. Duruoz, *Hand Function: A Practical Guide to Assessment*. Springer, 2014.
- [4] Biblioteca Nacional de Medicina de los EE.UU., “Medlineplus.” <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish>. Accedido 26-05-2015.
- [5] A. Sunderland, D. Tinson, D. Bradley, and R. L. Hewer, “Arm function after stroke. an evaluation of grip strength as a measure of recovery and a prognostic indicator,” *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 1989.
- [6] T. M. Skirven, A. L. Osterman, J. M. Fedorczyk, and P. C. Amadio, *Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity*. Elsevier MOSBY, 2011.
- [7] C. Collin and D. Wade, “Assessing motor impairment after stroke: A pilot reliability study,” *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 1990.
- [8] T. N. Section, “Neurology section outcome measures recommendations.” http://www.neuropt.org/docs/stroke-sig/strokeedge_taskforce_summary_document.pdf?sfvrsn=2. Accedido 25-05-2015.
- [9] J. Pallasmaa, *La Mano que Piensa: Sabiduría Existencial y Corporal en la Arquitectura*. Gustavo Gili, 2012.

- [10] N. Palastanga, D. Field, and R. Soames, *Anatomía y Movimiento Humano: Estructura y Funcionamiento*. Editorial Paidotribo, 2007.
- [11] E. Blesedell, H. Willard, E. Cohn, C. Spackman, and B. Boyt, *Terapia Ocupacional*. Editorial Médica Panamericana, 2005.
- [12] L. A. Jones and S. J. Lederman, *Human Hand Function*. Oxford University Press, 2006.
- [13] C. Q.S.L, “Salud. enciclopedia de salud, dietética y psicología.” <http://www.encyclopediasalud.com/categorias/cerebro-y-sistema-nervioso/articulos/estructura-de-un-nervio>. Accedido 29-09-2015.
- [14] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Principios de Anatomía y Fisiología*. Editorial Médica Panamericana, 2006.
- [15] J. A. Brizuela, “Diseño de un equipo auxiliar en terapias de rehabilitación de extremidades de miembro superior a nivel de dedos,” 2010.
- [16] R. R. A. Fabio Salinas DurÃ¡jn, Luz Helena Agudelo, *Rehabilitación en Salud*. Universidad de Antioquia, 2008.
- [17] K. S. Berger, *Psicología del Desarrollo: Infancia y Adolescencia*. Editorial Médica Panamericana, 2007.
- [18] R. Rigal, *Educación Motriz y Educación Psicomotriz en Preescolar y Primaria*. INDE, 2006.
- [19] E. E. Fess, K. Gettle, C. A. Philips, and J. R. Janson, *Hand and Upper Extremity Splinting: Principles and Methods*. Mosby, 2004.
- [20] A. S. of Hand Therapists, “Clinical assessment recommendations. online companion.” <http://ahint.epubxp.com/i/582310-3rd-edition-2015>. Accedido 9-02-2016.
- [21] C. L. Mackenzie, *The grasping hand*. Elsevier Science, 1994.
- [22] T.-T. L. Damn, S. Ewing, S. Ancoli-Israel, K. Ensrud, S. Redline, and K. Stone, “Association between sleep and physical function in older man: The mros sleep study,” *Journal of the American Geriatrics Society*, 2008.

- [23] S. Werle, J. Goldhahn, S. Drerup, B. R. Simmen, H. Sprott, and D. B. Herren, "Age and gender specific normative data of grip and pinch strength in a healthy adult swiss population," *The Journal of Hand Surgery European*, 2009.
- [24] V. Mathiowetz, G. Volland, N. Kashman, and K. Weber, "Adult norms for the box and block test of manual dexterity," *The American Journal of Occupational Therapy*, 1985.
- [25] V. Mathiowetz, N. Kashman, G. Volland, K. Weber, M. Dowe, and S. Rogers, "Grip and pinch strength: Normative data for adults," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1985.
- [26] V. Mathiowetz, D. M. Wiemer, and S. M. Federman, "Grip and pinch strength: Norms for 6-to 19-year-olds," *The American Journal of Occupational Therapy*, 1986.
- [27] S. Y. Yim, J. R. Cho, and I. Y. Lee, "Normative data and developmental characteristics of hand function for elementary school children in suwon area of korea: Grip, pinch and dexterity study," *Journal of Korean Medical Science*, 2003.
- [28] M. L. Agudo, P. S. García, and D. S. Belizón, "Determinación de los valores normales de fuerza muscular de puño y pinza en una población laboral," *Rehabilitación. Revista de la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física*, 2007.
- [29] U. Puh, "Age-related and sex-related differences in hand and pinch grip strength in adults," *International Journal of Rehabilitation Research*, 2009.
- [30] F. Angst, S. Drerup, S. Werle, D. B. Herren, B. R. Simmen, and J. Goldhahn, "Prediction of grip and key pinch strength in 978 healthy subjects," *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2010.
- [31] T. Nilsen, M. Hermann, C. S. Eriksen, H. Dagfinrud, P. Mowinckel, and I. Kjekken, "Grip force and pinch grip in an adult population: Reference values and factors associated with grip force," *Scandinavian Journal of Occupational Therapy*, 2011.

- [32] J. H. Shim, S. Y. Roh, J. S. Kim, D. C. Lee, S. H. Ki, J. W. Yang, M. K. Jeon, and S. M. Lee, "Normative measurements of grip and pinch strengths of 21st century korean population," *Archives of Plastic Surgery*, 2012.
- [33] J. S. Kim, S. G. Lee, S. K. Park, S. M. Lee, B. K. Kim, J. H. Choi, and S. H. Kim, "Comparison of grip and pinch strength between dominant and non-dominant hand according to type of handedness of female college students," *Journal of International Academy of Physical Therapy Research*, 2011.
- [34] S. N. Imrhan and R. Rahman, "The effects of pinch width on pinch strengths of adult males using realistic pinch-handle coupling," *International Journal of Industrial Ergonomics*, 1995.
- [35] S. N. Imrhan and R. Rahman, "The relationship between hand strength and the forces used to access containers by well elderly persons," *The American Journal of Occupational Therapy*, 2002.
- [36] S. Kawaguchi and K. Nagamune, "An evaluation system of high risk factors for daily motions using force sensors," in *World Automation Congress*, 2014.
- [37] M. Vergara, J. S. Cabedo, P. R. Cervantes, and A. P. González, "Resultados de un trabajo de campo sobre agarres utilizados en tareas cotidianas," in *XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica de la Universitat Jaume I de Castellón*, 2012.
- [38] J. V. Deusen and D. Brunt, *Assessment in Occupational Therapy and Physical Therapy*. Saunders, 1997.
- [39] I. N. de Trastornos Neurológicos y Accidentes Cerebrovasculares, "Instituto nacional de trastornos neurológicos y accidentes cerebrovasculares." <http://espanol.ninds.nih.gov/indice.htm>. Accedido 26-06-2015.
- [40] Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología, *Manual de Cirugía Ortopédica y Traumatología*. Médica Panamericana, 2010.
- [41] A. Mahiques, "Muñeca y mano." <http://cto-am.com/mano.htm>. Accedido 19-09-2015.
- [42] G. Grimaldi and M. Manto, *Mechanisms and emerging therapies in tremor disorders*. Springer, 2013.

- [43] J. G. Morris, *The neurology short case*. Hodder Arnold (Publishers) Ltd, 2005.
- [44] A. Gironell, *Temblor*. Marge Médica Books, 2011.
- [45] W. J. Elias and B. B. Shah, “Tremor,” *The Journal of the American Medical Association*, 2014.
- [46] G. Grimaldi and M. Manto, *Tremor: From pathogenesis to treatment*. Morgan & Claypool, 2008.
- [47] A. Q. Rana and P. Hedera, *Differential diagnosis of movement disorders in clinical practice*. Springer, 2014.
- [48] Instituto Nacional de Rehabilitación, “Especialidades médicas.” <http://www.inr.gob.mx/esp.htm>. Accedido 20-05-2015.
- [49] C. C. Norkin and D. J. White, *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. . A. Davis Company, 2009.
- [50] C. H. Taboadela, *Goniometría: Una Herramienta para la Evaluación de las Incapacidades Laborales*. Asociart ART, 2007.
- [51] M. R. Council, “Medical research council. leading science for better health.” <http://www.mrc.ac.uk/about/mission/>. Accedido 22-09-2015.
- [52] APTA Neurology Section, “Compendium of instructions for outcome measures.” <http://www.neuropt.org/docs/edge-documents/stroke-edge-compendium-of-instructions2A86360E9D57.pdf?sfvrsn=2>. Accedido 25-05-2015.
- [53] U. S. M. Center, “Stroke assessment scales overview.” <http://www.strokecenter.org/professionals/stroke-diagnosis/stroke-assessment-scales-overview/>. Accedido 25-11-2014.
- [54] Heart and Stroke Foundation, “Stroke engine.” <http://www.strokengine.ca>.
- [55] R. I. of Chicago, “Rehabilitation measures database.” <http://www.rehabmeasures.org/default.aspx>. Accedido 5-06-2015.

- [56] P. Medical, "Evaluation: Box & block test [ilustración]." http://www.pattersonmedical.com/app.aspx?cmd=getProductDetail&key=070_921018701. Accedido 20-06-2015.
- [57] N. Yozbatiran, L. Der-Yeghiaian, and S. C. Cramer, "A standardized approach to performing the action research arme test," *The American Society of Neurorehabilitation*, 2008.
- [58] Reha-Stim, "Arat [ilustración]." <http://www.reha-stim.de/cms/index.php?id=125>. Accedido 20-06-2015.
- [59] M. University, "Chedoke-mcmaster stroke assessment." <http://www.chedokeassessment.ca/>. Accedido 3-06-2015.
- [60] J. H. Carr, R. B. Shepherd, L. Nordholm, and D. Lynne, "Investigation of a new motor assessment scale for stroke patients," *Journal of the American Physical Therapy Association*, 1985.
- [61] M. Fayazi, S. N. Dehkordi, M. Dadgoo, and M. Salehi, "Test-retest reliability of motricity index strength assessments for lower extremity in post stroke hemiparesis," *Medical Journal of Islamic Republic of Iran*, 2012.
- [62] R. W. Bohannon, "Motricity index scores are valid indicators of paretic upper extremity strength following stroke," *Journal of Physical Therapy Science*, 1999.
- [63] P. Medical, "Jamar 9-hole peg test kit [ilustración]." http://www.pattersonmedical.com/app.aspx?cmd=getProduct&key=IF_921029571. Accedido 18-06-2015.
- [64] V. Mathiowetz, K. Weber, N. Kashman, and G. Volland, "Adult norms for the nine hole peg test of finger dexterity," *Occupational Therapy Journal of Research*, 1985.
- [65] D. J. A. G. Cáceres, "Test del monofilamento 5.07 de semmes-weinstein en la exploracion sensorial," *Revista Electrónica de PortalesMedicos.com*, 2012.
- [66] TYP Mediciones S. L., "Dinamómetros." <http://www.typ-instrumentos.com/dinamometros.html>. Accedido 28-05-2015.

- [67] H. P. Montiel, *FÁsica 1*. Grupo Editorial Patria, 2014.
- [68] M. M. Mayordomo, “Análisis dinamométricos de la mano: Valores normativos en la población española,” 2011.
- [69] T. I. King, “Interinstrument reliability of the jamar electronic dynamometer and pinch gauge compared with the jamar hydraulic dynamometer and b&l engineering mechanical pinch gauge,” *The American Journal of Occupational Therapy*, 2013.
- [70] L. Miller and C. Jerosch-Herold, “Intra-tester reliability of a single trial of pinch strength in patients with osteoarthritis of the first carpometacarpal joint,” *Hand Therapy*, 2013.
- [71] O. Shechtman and B. S. Sindhu, *Grip Strength*. American Society of Hand Therapists, 2013.
- [72] S. Preston, “Digital pinch gauge instruction booklet.” A Patterson Medical Company.
- [73] P. Medical, “Jamar digital pinch gauge y jamar hydraulic pinch gauge [ilustración].” http://www.pattersonmedical.com/app.aspx?cmd=go_home. Accedido 06-06-2015.
- [74] J. M. Breuer, “Pinch gauge.” U.S. Patent 247 554, Jul., 12, 1976.
- [75] N. C. Medical and R. Products, “B & l pinch gauge [ilustración].” https://www.ncmedical.com/item_694.html.
- [76] M. I. Ellis, “Apparatus for measurement of grip and pinch strength.” U.S. Patent 4 674 330, Mar., 7, 1986.
- [77] M. M. Research, “Pinch-grip-irg [ilustración].” <http://www.mie-uk.com/software/wincas/index.html>.
- [78] J. López, A. Ulloa, F. Garcia, and J. Villalba, “Experimental development for thumb-index pinch force measurements during object manipulation with application to robotic hands,” in *International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, 1999.

- [79] A. Heuser, H. Kourtev, S. Winter, D. Fensterheim, G. Burdea, V. Hentz, and P. Forducey, “Tele-rehabilitation using the rutgers master ii glove following carpal tunnel release surgery.,” in *International Workshop on Virtual Rehabilitation*, 2006.
- [80] S. Boukhenous and M. Attary, “An easy made pinch grip sensor to quantify fingertip pressure,” in *2nd International Conference on Signals, Circuits and Systems*, 2008.
- [81] A. Sunderland, D. Tinson, D. Bradley, and R. L. Hewer, “Musicglove: Motivating and quantifying hand movement rehabilitation by using functional grips to play music,” in *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011.
- [82] N. Jarrassé, M. Kühne, N. Roach, A. Hussain, S. Balasubramanian, E. Burdet, and A. Roby-Brami, “Analysis of grasping strategies and function in hemiparetic patients using an instrumented object,” in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
- [83] P. Heo and J. Kim, “Estimating grip forces with a tactilely transparent finger exoskeleton for pinch grip force assistance,” in *Haptics Symposium*, 2014.
- [84] P. P. Systems, “Pressure profile systems.” <http://www.pressureprofile.com/fingertps>. Accedido 15-12-2015.
- [85] N. Maurits, *From Neurology to Methodology and Back. An Introduction to Clinical Neuroengineering*. Springer, 2012.
- [86] W. Boyes, *Instrumentation Reference Book*. Butterworth-Heinemann, 2009.
- [87] D. M. Stefanescu, *Handbook of Force Transducers: Principles and Components*. Springer Science & Business Media, 2011.
- [88] I. E. S. Technologies, “Fsr 400 series data sheet.” United States.
- [89] C. P. Fernandes, P.-O. J. Glantz, S. A. Svensson, and A. Bergmark, “A novel sensor for bite force determinations,” *Dental materials*, 2003.
- [90] H. Dai, P. Zhang, and T. C. Lueth, “Quantitative assessment of parkinsonian tremor based on an inertial measurement unit,” *Sensors: Open Access Journal*, 2015.

- [91] A-electronic's, "Mpu6050 acelerometro/giroscopio digital [ilustración]." http://a-electronics.com.mx/index.php?id_product=52&controller=product&search_query=mpu6050&results=1. Accedido 20-05-2016.
- [92] I. IvenSense, "Mpu-6000 and mpu-6050: Product specification. revision 3.4." United States.
- [93] G.-Z. Yang, *Body Sensor Networks*. Springer, 2006.
- [94] R. Networks, "Rn42/rn42n class 2 bluetooth module." United States.
- [95] I. Studio, "Hc-05: Bluetooth to serial port module," 2010.
- [96] M. T. Inc, "Pic18f2420/2520/4420/4520 data sheet," 2008. United States of America.
- [97] T. científico.com, "Abs." <https://www.textoscientificos.com/polimeros/abs>. Accedido 16-01-2016.
- [98] S. W. Smith, *The scientist and engineer's guide to digital signal processing*. California Technical Publishing, 1999.
- [99] K. Eng, Y.-Y. Chen, and J. E. Kiang, *User's guide to weighted-multiple-linear-regression program (WREG version 1.0)*. U. S. Geological Survey Technics and Methods, 2009.
- [100] R. Wild, *Operations Management*. Cengage Learning EMEA, 2002.
- [101] P. Nawrot, S. Jordan, J. Eastwood, J. Rotstein, A. Hugenholtz, and M. Feeley, "Effects of caffeine on human health," *Food Additives and Contaminants*, 2003.
- [102] J. J. Baronea and H. R. Roberts, "Caffeine consumption," *Food and Chemical Toxicology*, 1996.
- [103] J. C. Morgan and K. D. Sethi, "Drug-induced tremors," *The Lancet Neurology*, 2005.
- [104] N. L. Benowitz, "Pharmacology of nicotine: Addiction, smoking-induced disease, and therapeutics," *Annual Review of Pharmacology and Toxicology*, 2009.

- [105] A. I. Cederbaum, "Alcohol metabolism," *Clinical Liver Disease*, 2012.
- [106] N. I. on Alcohol Abuse and Alcoholism, "Beyond hangovers understanding alcohol impact on your health." <http://pub1.fdlp.gov/GPO/gpo10363>.
Accedido 22-07-2016.