

UNIVERSIDAD DE TALCA
FACULTAD DE INGENIERÍA

PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

*Centro Tecnológico de Telerehabilitación y Neurociencias en el Movimiento
Humano (CTTN)*

Por: Pedro Esteban Acevedo Castro

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Talca para
optar al título de Ingeniero Civil Mecatrónico

Diciembre 2020

Curicó, Chile

Profesor Guía: Dra. Valeska Gatica Rojas

CONSTANCIA

La Dirección del Sistema de Bibliotecas a través de su encargado Biblioteca Campus Curicó certifica que el autor del siguiente trabajo de titulación ha firmado su autorización para la reproducción en forma total o parcial e ilimitada del mismo.



UNIVERSIDAD DE TALCA
DIRECCIÓN
SISTEMA DE BIBLIOTECAS

UNIVERSIDAD DE TALCA
SISTEMA DE BIBLIOTECAS
CAMPUS CURICO

Curicó, 2022

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a todos los que me han apoyado en este proceso, en especial a mi madre Celia y padre Pedro, quienes confiaron y me brindaron su apoyo incondicional.

A mi hermano y sus hijas, con sus sonrisas hicieron del proceso algo ameno.

De manera especial a mi profesora Guía, por su confianza y por ofrecer la oportunidad de desarrollarme en mi vida profesional.

Finalmente a mis amigos y compañeros quienes sin faltar en la necesidad de apoyo, estuvieron a mi lado durante los últimos años.

Resumen

El cuerpo humano se ve definido cómo una serie de sistemas y subsistemas sensoriales y motoras, que nos permiten mantener el equilibrio, en la medida que nuestro cuerpo envejece, este equilibrio se ve mermado [1]. Los procesos clínicos que requieren muestreo necesitan de precisión y exactitud, lo cual existen soluciones en el mercado que satisfacen estas necesidades, sin embargo en gran parte son costosas. Pero hoy en día el acceso a hardware libre y la amplia gama de componentes electrónicos con calidad certificada, nos permite fabricar instrumental de coste accesible, con implementación de módulos y microcontroladores.

En esta tesis se presenta el diseño y la fabricación de un prototipo, donde es posible, para un individuo, pararse sobre una estructura y generar mediciones de su centro de presión. La información de éste documento acercará al lector a los detalles que fueron aplicados a un prototipo que cuenta con; 4 sensores y tecnología, capaz de procesar la lectura de los sensores, generar datos y guardarlos para su análisis, en conjunto a la fabricación de máquinas que nos permiten hacer un testeo del funcionamiento del producto y que en definitiva permite demostrar la funcionalidad de la máquina en términos de muestreo.

Keywords – Load cell, Force plate, Postural Balance, Balance disorders, Postural control, Elderly, posturography, Validation of an instrument, Rehabilitation

Índice general

AGRADECIMIENTOS	I
Resumen	II
1. Introducción	2
1.1. Resumen de capítulos	4
1.2. Estado del arte	5
1.2.1. Centro de presión	5
1.2.2. Plataformas para estudio de equilibrio	5
1.2.3. Necesidad de acciones preventivas en cuestión de equilibrio	6
1.2.4. Principio de funcionamiento para plataformas de fuerza con celdas de carga	8
1.2.4.1. Funcionamiento de una célula de carga	10
1.2.4.2. Electrónica involucrada	13
1.2.5. Modelo matemático para el cálculo de centro de presión plantar sobre una plataforma de fuerza	14
1.2.6. Discusión	16
1.3. Objetivos	17
1.3.1. Objetivo general	17
1.3.2. Objetivos específicos	17
1.4. Alcances y limitaciones	17
1.4.1. Alcances	17
1.4.2. Limitaciones	17
1.5. Metodología	19
2. Diseño y Construcción	20
2.1. Introducción	20
2.2. Ingeniería básica y detalle	21
2.2.1. Primer prototipo	24
2.2.1.1. Circuito y programación	27
2.2.1.2. Lectura de la celda	35
2.2.1.3. Comunicación y entrega de datos	36
2.2.2. Segundo prototipo	39
2.2.2.1. Diseño estructural	39
2.2.2.2. Identificación de gastos	42
2.2.2.3. Procedimientos	43
2.2.2.4. Primera prueba con paciente adulto mayor	51
2.2.3. Producto final	52

2.2.3.1.	Diseño final	52
2.2.3.2.	Soporte estructural metálico junto a sus fijaciones	54
2.2.3.3.	Plásticos de protección	56
2.2.3.4.	Placa inferior	56
2.2.3.5.	Montaje de circuito	57
2.2.3.6.	Placa superior	58
2.2.3.7.	Proceso de pintura	59
2.3.	Plan de trabajo	61
2.3.1.	Conformación del equipo de trabajo	61
2.3.1.1.	Uso de herramientas y lugar de trabajo	61
2.3.2.	hitos y tareas críticas	61
3.	Instrumentos para pruebas de laboratorio	64
3.1.	Máquina para aplicar presión en 2 puntos	64
3.2.	Máquina para analizar la dinámica de la plataforma de fuerza	68
4.	Experiencias de laboratorio con péndulo	71
4.1.	Conclusión	75
	Referencias	77
	Apéndices	83
A.	Documentación	83
A1.	Documentación de operación y mantenimiento	83
A2.	Plan de cierre	86
A3.	Anexos	87
A4.	Planos plataforma de fuerza VERR	91

Índice de cuadros

2.2.1.Impresión de datos en comparación de su tiempo y frecuencia. . .	35
2.2.2.Conexión del modulo conversor analógico digital AD7705.	44

Índice de figuras

1.1. Puente de wheastone. Software Easy Eda.	8
1.2. Galga extensiométrica [6].	9
1.3. Deformación positiva y negativa [7].	9
1.4. Conformación de una celda de carga por medio de una galga extensimétrica [7].	10
1.5. Pruebas con galgas extensométricas en análisis de tensión residual [7].	10
1.6. Funcionamiento de una Galga extensométrica [7].	11
1.7. Elemento de muelle alojando una galga extensiométrica [7].	12
1.8. Vista superior de la plataforma.	14
1.9. Vista lateral.	14
2.1. Diagrama de proceso electrónico.	22
2.2. Diagrama de flujo de la programación.	23
2.3. Perfiles para construcción de plataforma	24
2.4. Construcción de plataforma	25
2.5. Celda tipo MLC714N.	25
2.6. Montaje sensor.	26
2.7. Estructura tipo plataforma, con las celdas montadas.	26
2.8. Diagrama electrónico de módulo hx711 [74].	27
2.9. Diagrama de conexión de la celda de carga con módulo hx711 [74].	28
2.10. Microcontrolador Atmega328p [75].	30
2.11. Microcontrolador Atmega328p incrustado en placa arduino nano [76].	31
2.12. Prueba de calibración, en el módulo HX711.	31
2.13. Diagrama de flujo para código 1.	32
2.14. Esquema de conexión de los módulos HX711 y la placa arduino nano interfaz online EasyEDA.com.	33
2.15. Montaje de circuito en protoboard.	33
2.16. Placa virtual, confección por medio de la interfaz EasyEDA.com .	34
2.17. Cambio de circuito a placa.	34
2.18. Prueba de circuito en la placa.	35
2.19. Carpeta contenedora de registros.	36
2.20. Archivo de toma de muestras.	37
2.21. Gráficas proporcionadas por el trabajo programático en Matlab. .	37
2.22. Gráfica individual de CoP X.	38
2.23. Estructura de aluminio, diseño inventor.	39
2.24. Vista explosionada de las piezas plásticas, sistema de Embutido. .	39
2.25. Simulación en ANSYS del conjunto estructural, aplicación de la fuerza.	40

2.26. Simulación de deformación.	41
2.27. Análisis de estrés por criterio de von mises.	41
2.28. Gasto para un dispositivo en construcción lista 1.	42
2.29. Gasto para un dispositivo en construcción lista 2.	43
2.30. Celda de carga adquirida.	43
2.31. Modulo AD7705 [77].	44
2.32. Circuito para plataforma de fuerza, placa.	45
2.33. Placa física.	45
2.34. Montaje de placa física.	46
2.35. Montaje de placa provisora.	46
2.36. Diagrama de flujo del programa.	47
2.37. Parte de programa que incorpora las configuraciones.	48
2.38. Parte del programa que trabaja en el ciclo de tomar muestras. . .	49
2.39. Montaje de placa física.	50
2.40. Montaje de placa física.	50
2.41. Montaje de placa física.	51
2.42. Plataforma y Prueba con pacientes.	51
2.43. Muestra obtenida de los datos que proporciona la plataforma. . .	52
2.44. Ensamble de las piezas estructurales del instrumento final en modelación CAD.	53
2.45. Vista proyectada del diseño final del instrumento.	54
2.46. Estructura interna definitiva.	54
2.47. Perforaciones para fijar sensores.	55
2.48. Sensores fijados.	55
2.49. Estructura plástica unida a estructura metálica.	56
2.50. Placa inferior.	57
2.51. Montaje de circuito.	58
2.52. Placa superior.	58
2.53. Proceso de suavizado de superficie.	59
2.54. Proceso de pintado por capas.	60
2.55. Proceso de barnizado y pulido.	60
3.1. Diseño máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.	65
3.2. Reacciones para máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo. .	65
3.3. Deformación de máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo. .	66
3.4. Análisis de deformación por criterio de VON MISES para máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.	66
3.5. Detalle de la máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo terminada	67
3.6. Proceso de toma de muestras con la máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.	68
3.7. Péndulo para análisis de dinámica.	69
3.8. Péndulo sobre la superficie de la plataforma de fuerza.	70
4.1. Sentido de la toma de muestra.	72
4.2. Gráfico CoP X horizontal para 8 muestras, sin modificar.	72
4.3. Gráfico CoP X horizontal suavizado con media móvil.	72
4.4. Gráfico CoPx horizontal, con filtro pasa bajo.	73
4.5. Gráfico CoPy horizontal para 8 muestras, sin modificar.	73

4.6. Gráfico CoPy horizontal para 8 muestras, suavizado con media móvil.	73
4.7. Gráfico CoPx horizontal, con filtro pasa bajo.	74
A1.1.Procedimiento de verificación de baterías.	83
A1.2.Procedimiento de verificación de módulo wifi.	84
A1.3.Procedimiento de verificación de placa principal	84
A1.4.Procedimiento de verificación de celda de carga.	84
A1.5.Procedimiento de verificación de cargador.	85
A1.6.Procedimiento de verificación de módulo de memoria.	85
A1.7.Procedimiento de verificación de módulo bluetooth.	85

ACRÓNIMOS

CTTN Centro Tecnológico de Telerrehabilitación y Neurociencias en el Movimiento Humano

CoP Center of Pressure

CoM Center of Mass

COPP Centro de la presión plantar

ADC Analog to Digital Converter

RAM Random Access Memory

EEPROM Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory

GND ground

USB Universal Serial Bus

FDS Factor de seguridad

CAD Computer Aided Design

CNC Control numérico por computadora

SMD Surface Mounted Device

Capítulo 1

Introducción

El movimiento humano normal depende, de manera exclusiva, del flujo continuo que entregan los sistemas somatosensoriales (visual, vestibular, mecanorreceptivo y propioceptivo), a los sistemas motores. Si uno de estos sistemas ya sea somatosensorial o sistema motor falla el equilibrio por consecuencia lo hará también, es aquí donde radica la necesidad de estudiar el equilibrio [1]. Los estudios son diversos, por ejemplo; La escala de equilibrio de Berg (BBS) [50] y la evaluación de equilibrio de movilidad orientada al rendimiento (POMA-B) [42] son probablemente las más utilizadas en los ajustes geriátricos. Las herramientas clínicas como la evaluación del perfil fisiológico (PPA) [43] y la evaluación de balance en la prueba de sistemas, Balance Evaluation Systems Test (BESTest) [48] apuntan a identificar las deficiencias de los subsistemas de equilibrio, BESTest utiliza una combinación de herramientas previamente validadas, El med up-and-go [51] y el alcance funcional [52] con evaluaciones funcionales de diferentes sistemas sensoriales contribuyen al control del equilibrio. Las menciones han sido creadas para diagnosticar problemas de equilibrio, cuantificar el deterioro del equilibrio, guiar el tratamiento y determinar el pronóstico [26].

Se plantea la creación de un instrumento para evaluaciones de equilibrio humano por medio de su centro de presión [35]. El enfoque estará en definir una solución para lograr con método de centro de presión, análisis terapéuticos. Para esto, se requiere procesar señales analógicas derivadas de sensores y que puedan transformarse a señales digitales [4] para que luego puedan ser leídas por un microcontrolador.

La programación del microcontrolador, permite obtener datos de estabilidad de los cuales existen estudios y terapias fisiológicas que los utilizan [11] [9]. Por lo tanto

a continuación se contempla un instrumento de medición (plataforma de fuerza) el cual una vez logre su validación científica se incorporará a un paquete tecnológico, definido por una terapia kinesiológica y video juego con realidad virtual.

1.1. Resumen de capítulos

Capítulo 1

En la introducción se contextualiza el tema a abordar, el cual está dirigido a la valorización, el presente documento estará enfocado en detallar la construcción de una plataforma de fuerza que sea capaz de obtener lecturas de centro de presión.

En el estado del arte se trabaja bajo una analogía que, une la investigación, con los objetivos planteados, por lo tanto se aborda el concepto que le dan algunos autores a una plataforma de equilibrio, luego se dimensiona la necesidad de medir el equilibrio, y la solución vigente que existe hoy en día para la medición del centro de presión. Seguido de una explicación general del principio de funcionamiento de estos aparatos.

Se plantea el objetivo general del proyecto el cual es diseñar un instrumental para lecturas del centro de presión con fines terapéuticos, (Plataforma de fuerza, lecturas del centro de presión) para ser usado en terapia kinésica de equilibrio, en conjunto, además, se mencionan los objetivos específicos.

Capítulo 2

En la ingeniería básica y de detalle se construyen los prototipos que dan paso a un producto tangible, para la cual está destinado éste trabajo. Se define cual fue el plan trabajo que se abordó.

Capítulo 3

Se mencionan los instrumentos creados para lograr hacer las pruebas de laboratorio, figuran los procesos de los instrumentos y los aportes, con las discusiones de las lecturas obtenidas por éstos aparatos.

Capítulo 4

Los detalles experimentales establecen la situación del instrumento creado. Se da a conocer el resultado del análisis experimental por medio de un péndulo.

1.2. Estado del arte

1.2.1. Centro de presión

El centro de presión (CoP) en un individuo, es el punto resultante del intercambio de las fuerzas del pie y del piso. En otras palabras, es la fuerza de reacción del piso aplicada a cada punto que mantiene contacto entre la superficie plantar del pie con la superficie de la base y está ubicado en la superficie plantar del pie en una actividad unipodal y entre los dos pies en una actividad bipodal [2].

El CoP es diferente al centro de masa (CoM) que es el punto en el espacio tridimensional, representa el promedio de la masa o peso corporal y está ubicado dentro del cuerpo. El centro de gravedad es el punto que representa la CoM teniendo en cuenta la fuerza de la gravedad.

1.2.2. Plataformas para estudio de equilibrio

El equilibrio es un proceso complejo en el ser humano, regulado por el sistema nervioso central, tres subsistemas (visual, vestibular y mecanorreceptivo) y sistema músculo-esquelético. La oscilación postural producida al intentar mantener el cuerpo en la posición más estática posible, es decir, sin movimiento, se puede medir, como una localización y es referida a la estabilometría [10].

La estabilometría es el estudio del equilibrio que permite analizar el control postural y como se relaciona con la estabilidad en bípedo. Herramientas de alta tecnología como plataformas de fuerza se utilizan para medir la estabilidad de forma cuantitativa con base en la posición del centro de gravedad de la persona determinado por la distribución de presiones plantares [2].

Una plataforma de fuerza es una estructura capaz de analizar un CoP [35], en términos instrumentales, este es un punto donde se encuentra la suma de las fuerzas aplicadas por algún sujeto sobre la superficie de la plataforma de fuerza. La medicina hoy en día utiliza estos dispositivos por ser confiables en sus mediciones.

Por medio de una plataforma de fuerza, hacer estudios de estabilometría, sería un método objetivo para estudiar el control postural ya que cuantifica la capacidad de mantener la bipedestación en circunstancias estáticas, al tiempo que se experimentan perturbaciones de origen interno y externo, asociadas a los movimientos de la medición del control postural [37].

Según Biomech [17] las plataformas de fuerza son habitualmente requeridas en

proyectos de investigación y uso clínico para poder determinar fuerzas de reacción 3D durante la marcha, salto, carrera, entre otros y medir el CoP en estudios de equilibrio. Gracias a estos sistemas de medida, podemos obtener y trabajar numéricamente con fuerzas 3D, momentos de fuerza, direcciones, torques y centros de presiones.

En el ámbito médico las plataformas de fuerza permiten, sobre todo en las patologías de la marcha humana, evaluar de una forma objetiva diferentes alteraciones en su patrón y también comprobar el estado de evolución de su función durante la rehabilitación. [18].

1.2.3. Necesidad de acciones preventivas en cuestión de equilibrio

Se espera que el porcentaje de adultos mayores en la población mundial aumente considerablemente en las próximas décadas. En Europa occidental y en países como Chile, China y Canadá, la población de más de 60 años representará más del 30 % del total [22]. El deterioro del equilibrio se ha identificado como una de las causas intrínsecas importantes en generar caídas en los adultos mayores y ancianos [23], por lo tanto es probable que las alteraciones del funcionamiento de múltiples sistemas contribuyan a las caídas y las limitaciones de movilidad con el envejecimiento, de las cuales el equilibrio juega un papel importante [24], Por ejemplo, en adultos mayores relativamente sanos, las caídas pueden ocurrir solo al hacer frente a perturbaciones en entornos desafiantes, mientras que en pares frágiles esto puede ocurrir al hacer frente a perturbaciones pequeñas [25].

La detección temprana del deterioro o pérdida del equilibrio sería un primer paso para identificar a los adultos mayores en riesgo de caerse que pueden beneficiarse de las intervenciones preventivas destinadas a mantener o mejorar el control del equilibrio [26], por lo que el entrenamiento de resistencia ha demostrado revertir las alteraciones del equilibrio [27] [28] y puede mejorar las capacidades para hacer frente a las perturbaciones repentinas de la vida diaria [29].

La mayoría de los estudios que analizan el efecto del envejecimiento en el control del equilibrio utilizan medidas de balance postural durante las manipulaciones sensoriales como un indicador del control del equilibrio [30]. Se han propuesto medidas de equilibrio de laboratorio e informatizadas para determinar las alteraciones y el mayor riesgo de caer en adultos mayores relativamente sanos. La mayoría de estas pruebas utilizan medidas posturográficas dinámicas y

estacionarias (centro de masa y/o centro de presión) [31]. Las plataformas de fuerza se utilizan para obtener medidas de posturografía, CoM y/o CoP, a partir de los cuales se calculan varios parámetros para cuantificar, por ejemplo, la cantidad y la velocidad de la oscilación en direcciones mediolateral y anterior-posterior [33]. Estos métodos ofrecen las ventajas de una fácil aplicación y relativamente bajo costo [33] la velocidad mínima de CoP con los ojos abiertos [32] y la velocidad media de oscilación de los ojos cerrados [34] predijeron o se asociaron con caídas en adultos mayores.

1.2.4. Principio de funcionamiento para plataformas de fuerza con celdas de carga

Lord Kelvin en 1856 descubrió que al aplicar una fuerza mecánica sobre un conductor se presentaba una variación en su resistencia eléctrica. La utilidad de este principio se manifiesta en la construcción de las galgas extensométricas [46] [47]. Estas son sensores resistivos variables con la deformación. Usualmente se emplean para la medida de esfuerzos mecánicos y aceleraciones. Con objeto de convertir las variaciones de resistencia asociadas a la magnitud a medir en una tensión eléctrica se emplean distintos circuitos de medida como el divisor resistivo, puente de wheatstone, o puentes linealizados con amplificadores operacionales[45]. Las galgas se utilizan ampliamente en diversas aplicaciones a nivel industrial, de investigación, ingeniería, instrumentación biomédica, en sistemas de pesaje automático y en todos los campos donde se requieran mediciones precisas de fuerza aplicada sobre alguna superficie [46].

La configuración de wheatstone, consiste en la utilización de 4 resistencias, $R1$ y $R3$ son resistencias de precisión, $R2$ es una resistencia variable calibrada, R_x es la resistencia que estará midiendo en las condiciones de cargas aplicadas, y G representa a un galvanómetro [14]. La representación se puede apreciar en la siguiente Figura 1.1. Este diseño permite trabajar en rangos de resistencias acotados lo que nos permite tener mayor sensibilidad en las lecturas.

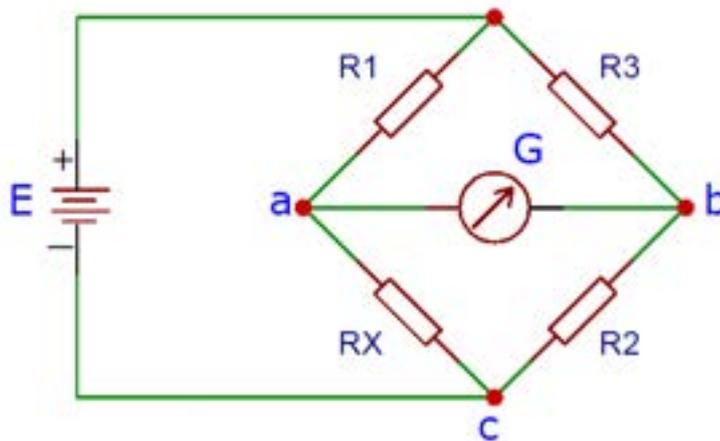


Figura 1.1: Puente de wheatstone. Software Easy Eda.

Las galgas extensométricas son sensores capaces de medir cambios relativos en longitud (deformaciones), Como se aprecia en la figura 1.2, son laminas, que se incorporan con pegamentos especiales a superficies expuestas a deformaciones.



Figura 1.2: Galga extensiométrica [6].

La deformación en los materiales se considera positiva si el material se estira y negativa si se comprime es posible visualizarlo en la siguiente figura 1.3.

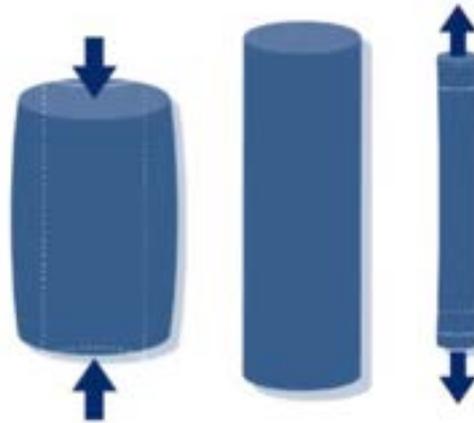


Figura 1.3: Deformación positiva y negativa [7].

Las aplicaciones van en la fabricación de transductores tales como;

- Transductores de fuerza.
- Células de carga.
- Transductores de par y presión.

Como se había mencionado anteriormente, la galga extensiométrica es incorporada

en algún material que se desee medir su deformación, es posible verlo en la figura 1.4.

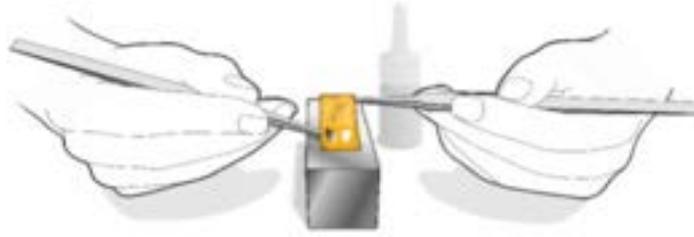


Figura 1.4: Conformación de una celda de carga por medio de una galga extensimétrica [7].

También se encuentran en el análisis experimental de tensiones tales como;

- Determinación del valor absoluto y la dirección de las tensiones mecánicas.
- Análisis de viga en fatiga.
- Análisis de tensiones residuales.



Figura 1.5: Pruebas con galgas extensométricas en análisis de tensión residual [7].

1.2.4.1. Funcionamiento de una célula de carga

Cuando se comprime el material donde está dispuesta la galga su resistencia disminuye y cuando se estira, su resistencia aumenta.

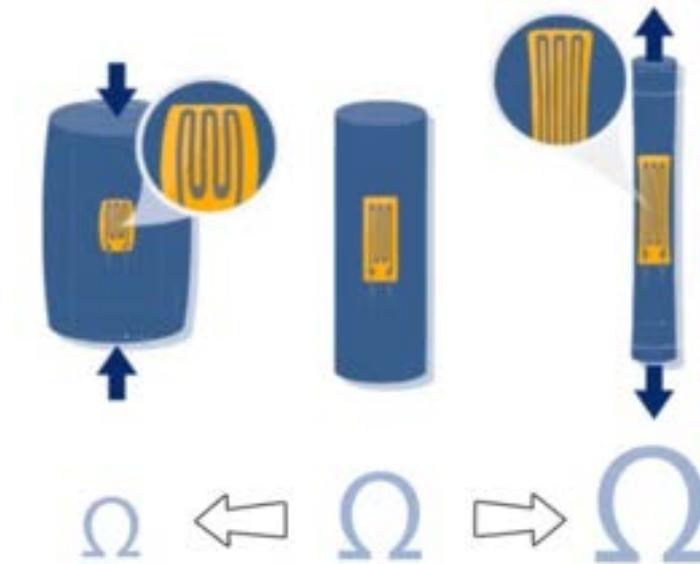


Figura 1.6: Funcionamiento de una Galga extensométrica [7].

La variación de la resistencia permite calcular la deformación de la galga extensométrica.

$$\frac{\Delta R}{R_0} = K\varepsilon \quad (1.2.1)$$

ΔR = Cambio de la resistencia en la galga debido a la deformación.

R_0 = Resistencia nominal de la galga.

K = Factor k de galga (sensibilidad a la deformación).

ε = Deformación que se desea medir.

Acondicionamiento de la señal

“K” es la ganancia que va a cambiar dependiendo la unidad de fuerza o de peso que se mide. Se necesita hacer un seteo de la salida del sensor en reposo (Un taraje), esto ayuda a involucrar variables que podrían estar interviniendo, como la temperatura o alguna señal de ruido en la zona. Una vez conociendo la compensación adecuada, con un peso conocido podemos resolver la ecuación para “K”. También puede calibrar la celda de carga con múltiples pesos conocidos y usar estos para modelar una ecuación lineal, tener en cuenta que el acondicionamiento de la señal es a nivel de programación.

De forma general, una célula de carga consiste en un elemento de muelle sobre el cual se instalan galgas extensométricas. Este elemento de muelle suele estar

hecho de acero o aluminio. Es muy resistente, pero también presenta una mínima elasticidad. Como su nombre sugiere, este “muelle” de acero se deforma ligeramente en presencia de una carga y vuelve a su posición original cuando la carga desaparece. Dicho de otro modo: ofrece una respuesta elástica a cualquier carga. Esas pequeñas deformaciones del muelle se pueden medir utilizando galgas extensométricas. Finalmente, una electrónica de análisis interpreta la deformación de la galga y determina el peso [12].

Las galgas están firmemente fijadas al elemento de muelle y, en consecuencia, experimenten los mismos movimientos que este. Las galgas se disponen en lo que se denomina un circuito de puente o un puente de wheatstone, consiste en cuatro galgas extensométricas conectadas en forma de “anillo”, alineadas sobre una rejilla de medición de fuerza, se puede apreciar en la figura 1.7.

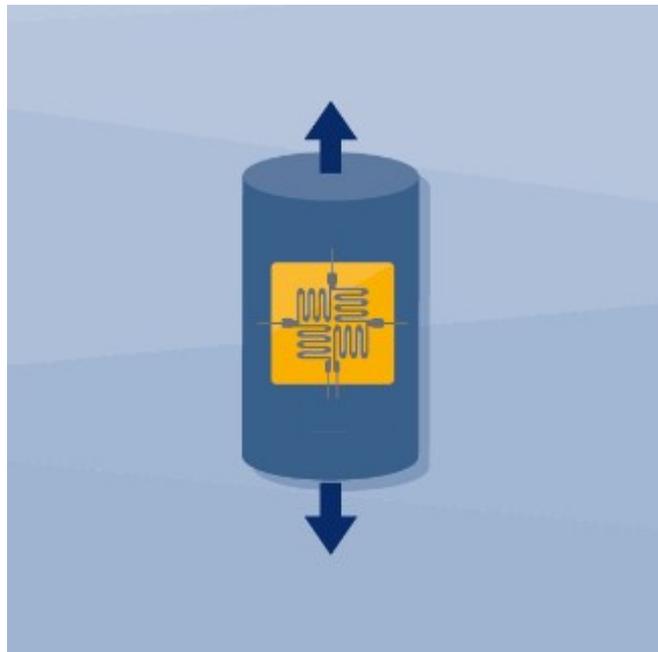


Figura 1.7: Elemento de muelle alojando una galga extensiométrica [7].

El diagrama de la figura 1.7 muestra el aspecto de un posible circuito de puente de wheatstone: en este ejemplo se han conectado cuatro galgas extensométricas formando un “anillo”.

Por lo tanto el principio de funcionamiento es basado en la salida de cada sensor por separado, los cuales por medio de transducción electrónica pasan a un nivel de programación, finalmente se determina en tiempo real la posición del centro de presión de un individuo con respecto al centro de la plataforma.

1.2.4.2. Electrónica involucrada

Microcontrolador

Se mencionó en los apartados anteriores las celdas de carga que involucran el sensado de la fuerza, pero para lograr procesar estos datos se requiere de un microcontrolador. Estos están presentes en buena parte de los sistemas electrónicos de aplicación industrial y doméstica, como por ejemplo en el ratón de un ordenador personal, en el control de frenos ABS de un automóvil, en televisores, electrodomésticos, teléfonos inalámbricos y juguetes, en el pesaje industrial, en tecnología médica, etc [40].

En la actualidad, muchas personas intentan usar el arduino porque facilita las cosas debido a la versión simplificada de programación C ++ [39] y al microcontrolador que lleva esta placa, el modelo aTmega328P tiene una arquitectura de tipo AVR, arquitectura desarrollada por atmel [5]. Debido a que arduino usa la transmisión de datos en serie es compatible con casi todos los lenguajes de programación, esto nos permite estudiar y hacer pruebas con matlab [8].

Amplificación filtrado y conversión analógica digital (ADC)

En [15] se explica la conversión analógica a digital cómo una interfaz entre señales analógicas y el dominio digital, procesamiento de señal en tiempo discreto. En esencia, este dominio incorpora simultáneamente la cuantización tanto en amplitud como en tiempo, es decir, cuantificación de amplitud y muestreo de tiempo uniforme.

Los sistemas de pesaje hacen uso de un transmisor entre celdas de carga y un microcontrolador como arduino [5], dicho transmisor podría ser un modulo HX711 utilizado en sistemas de medición automática y procesos industriales [41].

El chip HX711 posee internamente la electrónica para la lectura del puente de wheatstone formado por la celda de carga y también un conversor ADC de 24 bits. Se comunica con el microcontrolador por medio de un protocolo de tipo serial mediante 2 pines (Clock y Data) [41].

1.2.5. Modelo matemático para el cálculo de centro de presión plantar sobre una plataforma de fuerza

El método utilizado para determinar el CoP utilizando una plataforma de fuerza surge de analizar las fuerzas aplicadas en la plataforma, peso del individuo y normales en los puntos de apoyo (contienen sensores, celdas de carga [36]). Las coordenadas X e Y del CoP son medidas respecto a su centro, luego las siglas F_1 , F_2 , F_3 y F_4 son las normales de los apoyos sobre los sensores de carga, la distancia medio lateral se define para el largo en el eje X nombrada como d_{ml} y la distancia anterior posterior de la plataforma se visualiza cómo d_{ap} y está en el tramo del eje Y, lo cual es posible verlo en la Figura 1.8.

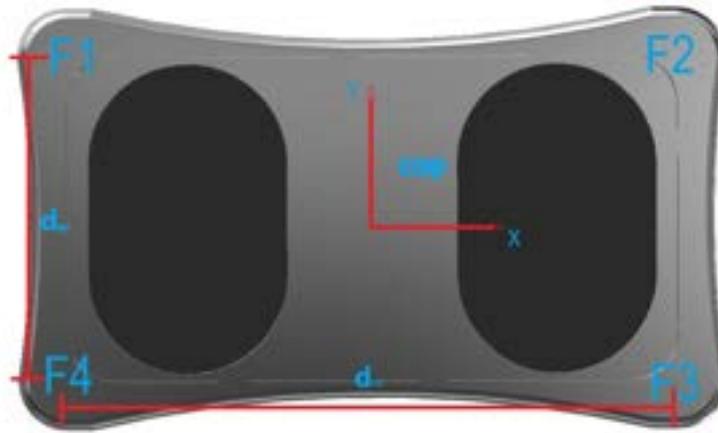


Figura 1.8: Vista superior de la plataforma.

Al ver la figura 1.9, (W) es el vector de peso del individuo y F_1 , F_2 , F_3 y F_4 son las normales resultantes de los apoyos sobre los sensores de carga.

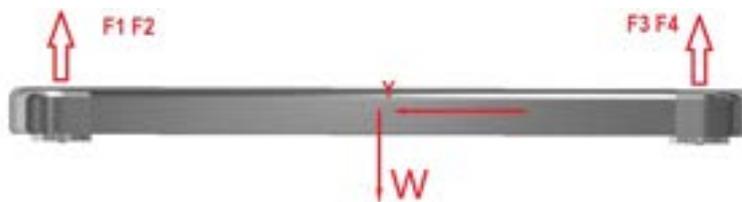


Figura 1.9: Vista lateral.

Para un individuo sus 2 piernas formarán el centro de presión, éste estaría distribuido en sus dos extremidades, las cuales tendrían su propio centro de presión. Por lo tanto la magnitud W repercute en las siguientes reacciones; fuerza de reacción derecha FR_D y fuerza de reacción izquierda FR_I . Para obtener los módulos de éstas reacciones lo podemos obtener fácilmente por medio de las

mediciones obtenidas en las celdas de carga y procesadas ya cómo fuerzas. lo cual dará cómo posibilidad obtener las siguientes ecuaciones:

$$FR_D = F1 + F4 \quad (1.2.2)$$

y

$$FR_I = F2 + F3 \quad (1.2.3)$$

El ser humano está articulado en su estructura ósea, y las articulaciones que serán los pivotes sobre la plataforma de fuerza para medir el equilibrio serán los tobillos, de los cuales se pueden analizar 3 cálculos de momentos, un momento derecho que involucra el tobillo derecho M_D , momento izquierdo M_I para el tobillo derecho y un momento M_3 .

1. M_D corresponde a la fuerza de reacción derecha FR_D por la distancia al centro articular del tobillo derecho C_{pD} .
2. M_I corresponde a la fuerza de reacción izquierda FR_I por la distancia al centro articular del tobillo C_{pI} .
3. M_3 equivalente a la fuerza del vector del peso W por la distancia al centro articular, la cual es desconocida .

Los 4 sensores ubicados en la plataforma son capaces de transducir la magnitud de la presión ejercida por cada pie y de calcular el centro de presión plantar derecho e izquierdo, C_{pD} y C_{pI} , respectivamente. Conociéndose estas magnitudes, el cálculo del centro de gravedad del lado izquierdo, C_{gI} , y del lado derecho C_{gD} , es posible despejando, respectivamente. Luego los momentos generados sobre el tobillo derecho e izquierdo respectivamente serán:

$$FR_D * C_{pD} + FR_I * (C_{gI} + C_{gD} - C_{pI}) - W * C_{gD} = 0 \quad (1.2.4)$$

$$FR_I * C_{pI} + FR_D * (C_{gI} + C_{gD} - C_{pD}) - W * C_{gI} = 0 \quad (1.2.5)$$

Luego el cálculo del centro de presión CoP estará determinado de la siguiente manera:

$$CoP = C_{pD} * \frac{FR_D}{FR_D + FR_I} + C_{pI} \frac{FR_I}{FR_D + FR_I} \quad (1.2.6)$$

Para el cálculo de CoP_X y el CoP_Y es a partir de las mediciones de la plataforma de fuerza y se calcula utilizando un promedio ponderado de la ubicación y el valor de fuerza medido de los cuatro sensores de fuerza de la plataforma. Donde n es el número de sensores de fuerza, F es un valor de fuerza del sensor y X e Y son las coordenadas del sensor en la plataforma. El centro entre los 4 sensores es considerado el origen del plano cartesiano, lo que entrega la coordenada del sensor, luego:

$$CoP_X = \frac{\sum_{i=1}^n X_i * F_i}{\sum_{i=1}^n F_i} \quad (1.2.7)$$

$$CoP_Y = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i * F_i}{\sum_{i=1}^n F_i} \quad (1.2.8)$$

1.2.6. Discusión

Con el estudio de las plataformas de fuerza que son creadas para medir el CoP de un individuo, se comprende, en que situaciones se pueden implementar y los parámetros que se deben tener en cuenta para construir un instrumento de éste tipo, luego haciendo un análisis de las necesidades del ser humano por solventar problemas de equilibrio, se concluye que es bastante requerido, tal como lo refleja el apartado 0.1.2.

Para lograr un dispositivo tangible y de utilidad en procedimientos de lectura de CoP, el análisis que se logra bajo la investigación de las soluciones actuales, aplica para lograr definir y decidir el proceso de creación. En lo específico, cual es el principio de funcionamiento de las plataformas de fuerza, lo cual permite determinar que materiales son los indicados para construir un dispositivo de este tipo. En lo amplio, se puede definir los factores de diseño del ensamble que se tienen que tener en cuenta, para albergar los elementos involucrados que irán dentro de una estructura sellada.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Diseñar y crear un instrumento, (plataforma de fuerza, para medición de CoP).

1.3.2. Objetivos específicos

1. Obtener datos de centro de presión, relacionados con el control postural del ser humano.
2. De las lecturas de las celdas, hacer la transducción y filtrado de las señales análogas de los sensores para ser procesadas como datos digitales.
3. Enviar paquetes de datos a sistemas de almacenamiento (tarjeta de memoria) por medio del hardware y software.
4. Analizar la capacidad de precisión del instrumento creado.

1.4. Alcances y limitaciones

1.4.1. Alcances

- Creación de Circuito que capta las señales analógicas de los sensores que miden fuerza y las transforma a señales digitales.
- Fabricación de prototipo 1, que incorpora solamente comunicación serial
- Fabricación de prototipo 2, incorpora tecnología bluetooth y wifi. capaz de soportar pesos de 100kg aproximado, ya listo para pruebas de laboratorio.
- Primeras pruebas de laboratorio comprobación de la programación y estabilidad de la estructura.
- Inicio de prototipo 3 y final, construcción estructural terminada, diseño y materiales que encapsule la estructura y circuito eléctrico terminada.
- Pruebas de laboratorio para medir exactitud y precisión terminadas

1.4.2. Limitaciones

- El proceso de fabricación, se operó bajo una situación de pandemia, la cual limitó los avances, donde se requerían procesos de fabricación (torno, fresa,

soldadura), análisis finitos (laboratorio de computadores con los softwares requeridos) y para análisis de laboratorio electrónico (osciloscopio).

- El proyecto sólo contempla un instrumento, que logre repetitividad en la toma de muestras.
- El proyecto no busca crear nueva tecnología, por lo tanto, es la implementación de un microcontrolador módulos y programación open source para enfocar el instrumento a un dispositivo viable.
- Se requiere tanto pruebas de laboratorio como pruebas con terapias reales para la validación del instrumento. La validación es un proceso que será iniciado en esta tesis y culmina con trabajo post memoria de título.
- No se contempla la creación de un software que controle el dispositivo. Sin embargo, utiliza un app de sistema android preestablecida en la Play store habilitada para android.
- Se requiere enviar las muestras tanto por bluetooth como wifi a dispositivos, pero no se contempla a que dispositivos se incorporará.
- Se menciona que la plataforma de fuerza funcionará con un juego de realidad virtual. Pero no está contemplado en este proyecto la creación de un juego virtual.
- La programación no será visualizada de manera explícita, está bajo concepto de clasificado, para que no se replique el producto.

1.5. Metodología

Se inicia con la investigación tecnológica bajo el marco de las plataformas de fuerza existentes y que dan resultado ante terapias de equilibrio por medio del análisis del CoP, esto permite entender el funcionamiento de estos instrumentos para luego buscar por ingeniería inversa métodos que puedan homologar estos instrumentos. El proceso de investigación es iterativo, ya que constantemente se está buscando alternativas que puedan dar un aporte, tanto en reducción económica, como en calidad y tecnología.

Analizando las alternativas tecnológicas, se pasa al diseño de circuito y simulación estructural, luego se incorpora al proceso, la fase de construcción o prototipado, para finalmente trabajar en pruebas y análisis de laboratorio. cabe destacar que se forma un bucle de repetición de prototipo ya que como objetivo específico y alcance se desea lograr la fabricación de un instrumento final para usuario.

Capítulo 2

Diseño y Construcción

2.1. Introducción

Se busca aprender a partir de afrontar el estudio de temáticas que son del interés del Centro Tecnológico de Telerehabilitación y Neurociencias en el Movimiento Humano (CTTN), para el desarrollo de nuevas tecnologías y que a menudo interrelacionan saberes de distintas disciplinas, que se ven implicadas en la búsqueda de respuestas a las preguntas o retos planteados por los diversos proyectos que surgen en centros tecnológicos, todo ello en el marco de un trabajo en grupos multidisciplinares.

Este capítulo aloja el proceso de avance del proyecto y la culminación de un producto final, desglosando en un marco de conceptos, y lo que implica fabricar un dispositivo. Los detalles de construcción están divididos en 3 fases, un primer prototipo, un segundo prototipo y un producto final. Se presentan los diseños diagrama de programa y proyecciones por software de diseño y análisis finitos de materiales.

2.2. Ingeniería básica y detalle

- Según un estudio antropométrico mencionado en el libro; Atlas de Anatomía Prometheus, en 1997, en el Norte de América, hombres adultos de raza caucásica y una edad media de 35,5 años, se encontró que la longitud del pie de los hombres era por término medio de 263 mm con una desviación estándar de 12 mm [69]. Por lo tanto considerando éste estudio, para una eventual estructura que soporte a un individuo, se determina que para el ancho de su forma se le añadirá un 10 % del valor mencionado por el estudio, redondeando a un rectángulo con 300mm en uno de sus lados. ya definido éste número y basados en un cálculo proporcional, se hace una relación áureo [70]. El cual es un valor numérico de la proporción entre dos segmentos de recta a y b (siendo a más largo que b), ésta proporción entregará un diseño visualmente estético.

La relación es la siguiente:

$$\frac{a+b}{a} = \frac{a}{b} \quad (2.2.1)$$

Se Resuelve con b=300, para encontrar el lado a, y resolver el largo de la plataforma a construir:

$$\frac{a+300}{a} = \frac{a}{300}$$

$$(a+300) \cdot 300 = a^2$$

$$a = 150 \left(1 + \sqrt{5}\right), a = 150 \left(1 - \sqrt{5}\right)$$

Solución positiva:

$$a = 485,41019$$

Por lo tanto se define como un rectángulo de 300x485mm.

- Se considera un sistema de 4 sensores en cada esquina del rectángulo. Ésta determinación está ligada a obtener una estabilidad de la plataforma

a construir. Por otro lado nos permite obtener una idea clara de los componentes mínimos que se requieren para fabricar un prototipo inicial, en el siguiente diagrama 2.1, se observa la electrónica básica involucrada en función de los componentes:

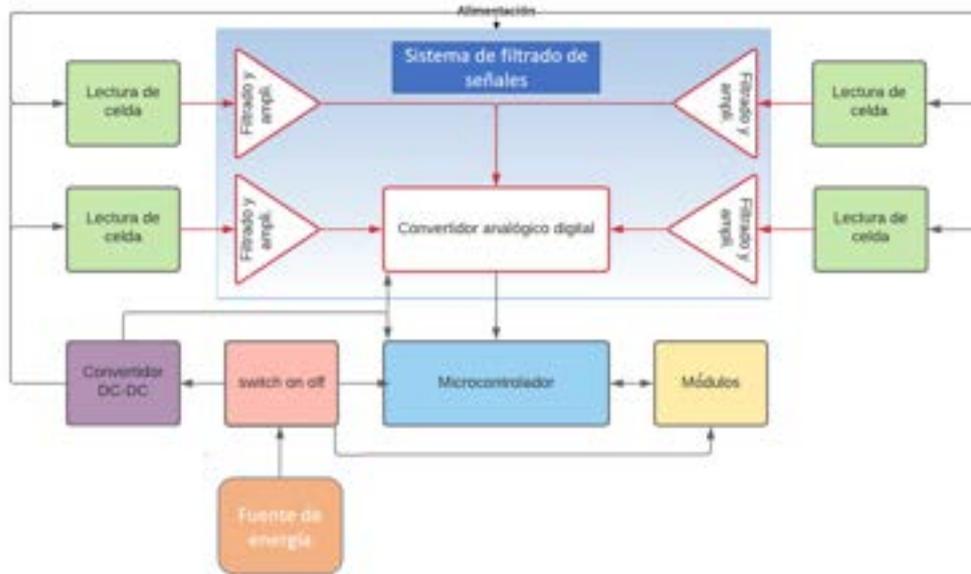


Figura 2.1: Diagrama de proceso electrónico.

En figura 2.1 de acuerdo a colores, en verde (lectura de celda) existen 4 lecturas, por lo tanto 4 sensores, tomando en cuenta la investigación con respecto a la toma de datos de pesaje, se utilizan celdas de carga con galgas extensiométricas, las lecturas provenientes de ésta clases de sensores son señales analógicas que están ligadas a ruidos electrónicos. En rojo (módulos Hx711) está el proceso de filtrar la lectura de acuerdo a un sistema electrónico que elimina la muestra ruidosa que se produce por cada sensor, a su vez se requiere el proceso de convertir éstas lecturas en un medio legible para un microcontrolador (cuadro azul, componente que tendrá como función, manipular la información, controlar entradas y salidas de datos y controlar elementos), cabe destacar que para tomar lecturas de sensores existen en el mercado módulos electrónicos con la tecnología necesaria para filtrar el ruido de la lectura y entregar señales ya digitalizadas, son conocidos como módulos ADC (Analog-to-Digital Converter), por lo tanto la comprensión de éstos dispositivos se centra sólo en el uso, entendiendo simplemente su modo de funcionamiento. En morado (convertidor DC-DC) corresponde al módulo encargado de que la alimentación de energía del circuito esté bien regulada, sea un voltaje constante y no exista un cambio de alimentación

que perjudique la lectura de las celdas. Luego en naranja se contempla el uso de baterías o fuente de alimentación y finalmente en amarillo están los módulos de comunicación inalámbrica (bluetooth y wifi), tarjeta de memoria y módulo de carga de baterías. Finalmente se requiere de un componente que encienda y apague el circuito, un switch on-off.

- Ya con los componentes electrónicos definidos, se requiere una estructura capaz de fijar los sensores y que pueda contener los elementos electrónicos involucrados y estar acotados a las dimensiones propuestas anteriormente.
- Con lo anterior, es posible determinar cómo debe estar definida la programación del proceso.

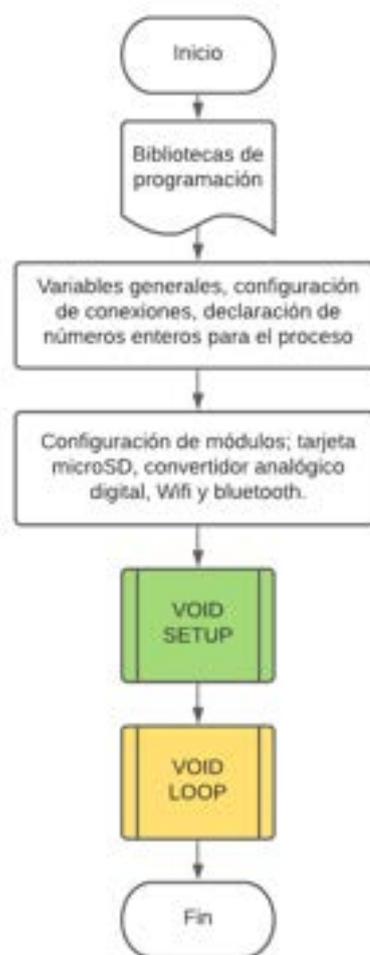


Figura 2.2: Diagrama de flujo de la programación.

Al ver la figura 2.2, a grandes rasgos se puede visualizar cómo estará conformado el programa, el cual está enfocado en un lenguaje de programación tipo C++ [71], donde parte con una base de datos específica

para cada proceso, denominada bibliotecas de programación, luego se mencionan las variables y configuraciones generales, siguiendo con las configuraciones físicas de entradas y salidas. El void setup, se setean las funciones que llevará a cabo el microcontrolador y el void loop, se hace el proceso iterativo de la toma de muestras.

2.2.1. Primer prototipo

Bajo una iniciativa de reciclaje, se gestionan los materiales básicos para hacer una estructura rectangular, se operó de la siguiente manera:

Con la utilización de perfiles tipo omega, según fabricante su propiedad mecánica de resistencia al pandeo, mantiene su forma con índice de flexión alto [72]. Se usó el perfil con dimensiones 300x40x1mm. La Figura 2.3 muestra el material utilizado.



Figura 2.3: Perfiles para construcción de plataforma

Con la fusión de perfiles rectangulares [73] 150x20x10mm y los perfiles omega, se obtiene un prototipo estructural el cual servirá como plataforma, se puede apreciar el proceso en la figura 2.4, la unión de estos perfiles será bajo la implementación de pernos y tuercas, los cuales juntan los perfiles.



Figura 2.4: Construcción de plataforma

Las celdas de carga utilizadas son del tipo de flexión de viga, para el caso son celdas de carga MLC714N como se muestra en la figura 2.5, según data sheet estas celdas soportan hasta 250Kg (ver anexo Wii FIT load cell) , contienen un puente de wheastone interno, por ende, como se mencionó en el estado del arte, su lectura es teóricamente más estable.



Figura 2.5: Celda tipo MLC714N.

Las celdas contienen un sistema de fijación de 4 tornillos de tipo M3, por lo tanto

se perforan los agujeros necesarios en las esquinas de la estructura para dar fijación a los sensores.



Figura 2.6: Montaje sensor.

La estructura del prototipo es la siguiente, figura 2.7, se le añade unas placas de latón, también recicladas, así ya es posible trabajar con la electrónica básica para tomar lecturas de pesaje.



Figura 2.7: Estructura tipo plataforma, con las celdas montadas.

2.2.1.1. Circuito y programación

Un módulo conversor análogo/digital permite entregar cierta cantidad de lecturas por segundo sobre el bus de comunicaciones, dirigido al microcontrolador, la dimensión de almacenamiento de sus memorias digitales se mide en bits, así el mercado de la electrónica entrega una variedad de alternativas de acuerdo a lo que se requiera en cantidad de datos a procesar. Un candidato para trabajar con lecturas provenientes de celdas de carga es el módulo Hx711, el cual está configurado especialmente para sensores de pesaje que operan con puente de wheatstone interno. Al estudiar el datasheet de éste componente es posible determinar las ganancias a las que opera y la cantidad máxima de muestras que puede entregar, revisamos el siguiente esquema del módulo:

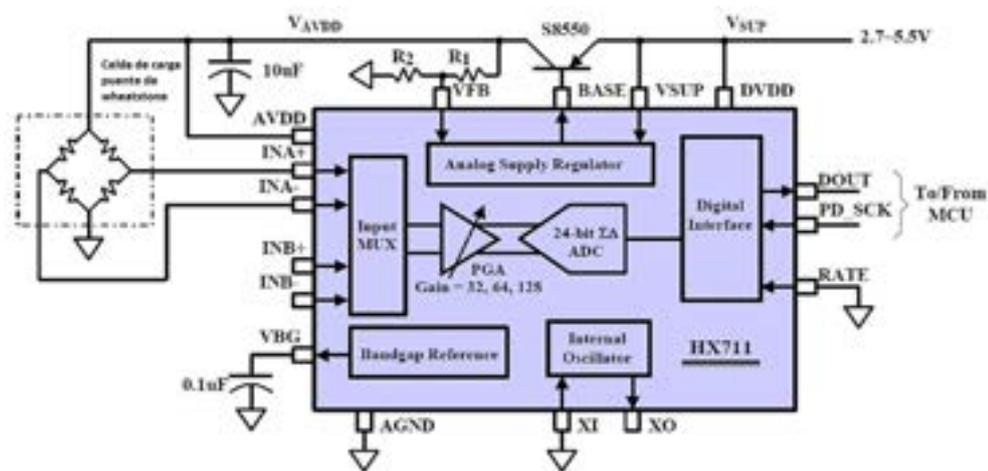


Figura 2.8: Diagrama electrónico de módulo hx711 [74].

En la figura 2.8 se aprecia la conexión de un sensor con un módulo de filtrado Hx711, Este módulo utiliza 24 chips convertidores de alta precisión A/D hx711. Está especialmente fabricado para el diseño de escala electrónica de alta precisión con dos canales de entrada analógicas y la integración interna que puede amplificar hasta 128 veces su ganancia de manera programable.

Cómo se vio en el capítulo 1 las celdas de carga están compuestas por un elemento metálico con un diseño específico, en donde se integran galgas extensiométricas, éstas son adheridas con pegamentos especiales, así pueden medir la deformación del material por medio de la variación de su resistencia al verse deformado el material al cual están adheridas, las galgas extensiométricas son en esencia resistencias sensibles a la deformación, y la disposición en la cual se presentan forman distintas configuraciones de celdas de carga, una de ellas es el puente de wheatstone, el

cual se puede apreciar de manera clara en la zona superior de la figura 2.9 (cabe destacar que la unión de las galgas extensiométricas con el material deformable, es un proceso que hacen fabricantes especializados, por lo tanto estos elementos en general, están certificados por el fabricante y contienen rangos bien definidos de lecturas, se denominan celdas de carga o célula de carga), donde especifica una alimentación positiva y negativa y la salida también positiva y negativa, ya en la zona inferior de la figura 2.9 debe conectar el módulo HX711 con la célula de carga de este modo; rojo a E+, negro a E-, verde a A+, blanco a A-, los colores en los cables de las células de carga con puente de wheatstone están estandarizados y generalmente son rojo, negro, verde y blanco.

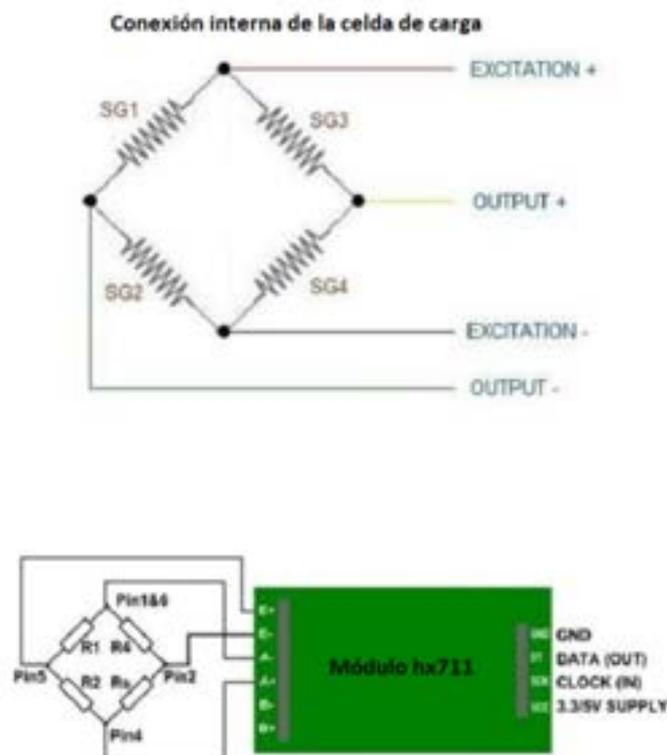


Figura 2.9: Diagrama de conexión de la celda de carga con módulo hx711 [74].

Características del módulo Hx711:

- Dos canales de entrada diferenciales seleccionables.
- PGA activa de bajo ruido en chip con ganancia seleccionable.
- Regulador de la fuente de alimentación en chip para pila de carga y fuente de alimentación analógica ADC.

- Oscilador en chip que no requiere componente externo con cristal externo opcional.
- Rango de voltaje de alimentación de funcionamiento: 2.6 - 5.5 V.
- Rango de temperatura de funcionamiento: -20 grados a +85 grados.

Definida la conexión con la celda y cómo adquirir la lectura, se requiere el componente que estará a cargo del proceso de control. La alta compatibilidad con módulos de comunicación y por poseer una interfaz de programación amigable y compatible con C++, se selecciona el microchip Atmel 328p que contiene las siguientes características:

- Fabricante: Atmel (Microchip).
- Voltaje de operación: 1.8 a 5.5 VDC.
- Arquitectura de CPU: 8 bit AVR.
- Memoria flash: 32 KB.
- Memoria SRAM: 2 KB.
- EEPROM: 2 KB.
- Frecuencia de operación: 16 Mhz.
- Pines de IO: 23
- Canales ADC: 10.
- Interfaces: UART, TWI, SPI.
- Temperatura de Operación: -40° a 85°

Estas características son compatibles con el proyecto, los voltajes de operación ofrecen amplia alternativa para baterías de alimentación, las capacidades de memoria flash, SRAM y EEPROM que manipularán los registros tanto guardados como las lecturas, cubren la demanda para el código que se implementará, esto último se determina de acuerdo a la cantidad de instrucciones que tendrá el código y que tipo de instrucciones serán, siendo los datos tipo int, long o float, los que usarán mayor espacio de procesamiento. Los 23 pines, (conexiones disponibles del microcontrolador) para hacer las conexiones físicas de sensores y los diversos módulos son suficientes para el proyecto. En la siguiente Figura 2.11 se observa el microcontrolador con la descripción de sus pines, a su vez se ofrece una alternativa de circuito que permite la programación por USB serial (conexión a

computador), con la ayuda de driver´s, cómo el FT232R, CP2102 ó el PL2303, además éste circuito define por medio de un cristal de 16Mhz el reloj de operación del microcontrolador.

Aspectos importantes de las memorias del microcontrolador

1. SRAM: Crea y manipula las variables cuando se ejecuta. Es un recurso limitado.
2. EEPROM: Memoria no volátil para mantener datos después de un reset o apagado. Las EEPROMs tienen un número limitado de lecturas/escrituras.
3. Flash: Memoria de programa. Donde se guarda el sketch ó código.

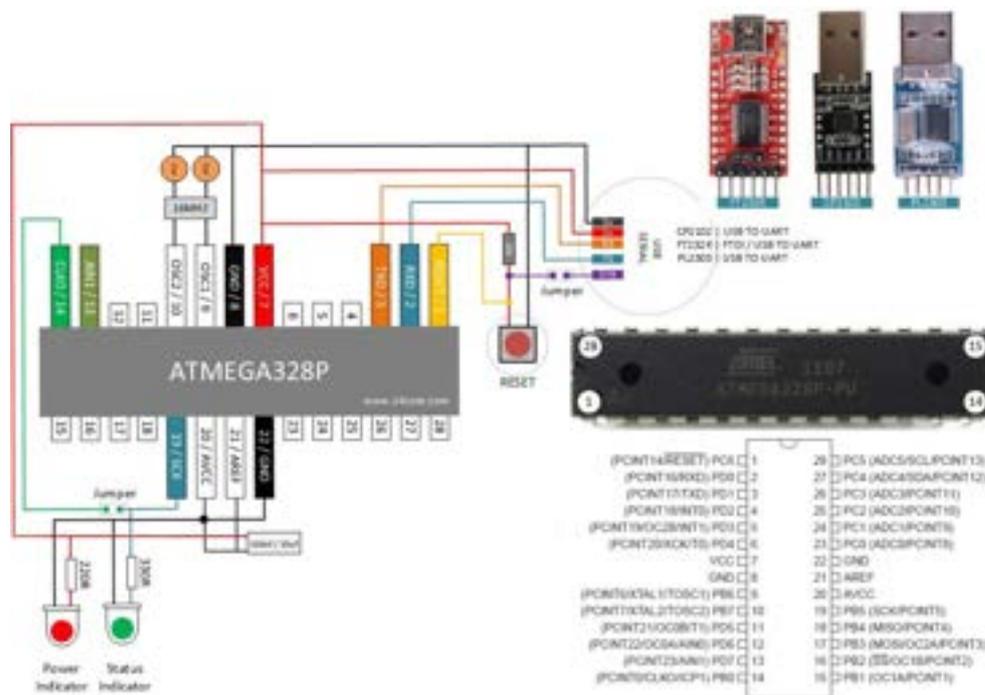


Figura 2.10: Microcontrolador Atmega328p [75].

Existe un módulo llamado Arduino nano, el cual contiene muchas características incorporadas cómo el puerto serial USB el reloj externo, (cristal de 16MHz) control de voltaje de alimentación entre otros, además es un dispositivo de hardware libre por lo tanto existe una amplia cantidad de bibliotecas preestablecidas para hacer control de diversos módulos existentes que son compatibles con éste componente que incorpora el microchip Atmega328p en un formato de SMD. A continuación en la figura 2.11 es posible observar el componente comentado:

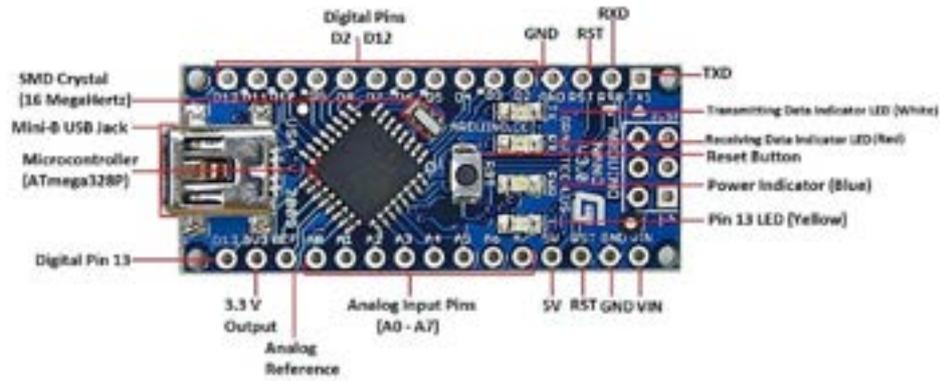


Figura 2.11: Microcontrolador Atmega328p incrustado en placa arduino nano [76].

Los pines A0 y A1 (pines de arduino nano) para la lectura de entrada y salida (in y out) respectivamente y la alimentación junto a conexión negativa (GND), saldrá de la misma tarjeta del microcontrolador, para el módulo Hx711. Ya una vez conectado podemos cargar el código de calibración predispuesto en la librería de HX711, Este proceso es necesario para definir el valor de trabajo de cada celda, una vez definido cada valor se procede a la conexión de las 4 celdas, cada una con su propio conversor analógico digital al arduino nano. En el código que se implementó, la celda 1 estará conectada a los pines (4 y 5) la celda 2 (6 y 7), la celda 3 (3 y 2) y la celda 4 a los pines (A0 y A1). La alimentación de energía para los 4 módulos HX711 se hará de manera independiente teniendo en cuenta la referencia negativa, la cual estará conectada de manera común a la alimentación de la placa.

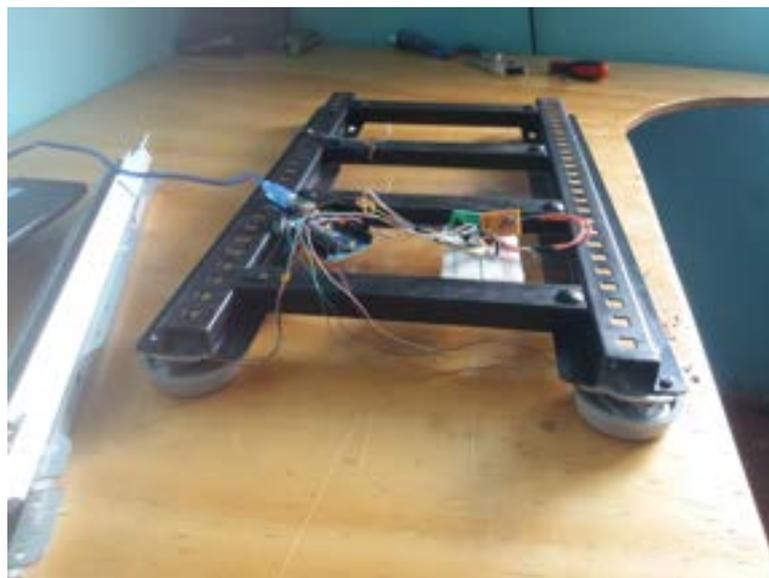


Figura 2.12: Prueba de calibración, en el módulo HX711.

Partimos con un proceso de taraje que dura 5 segundos, ya es posible hacer pruebas de los datos en tiempo real, se puede apreciar los datos de CoPx CoPy (dimensionamiento de las lecturas por medio de los 4 sensores que forman un eje cartesiano y es posible ubicar un centro de presión de acuerdo a las magnitudes otorgadas por los sensores) y las lecturas independientes de cada celda, es por esto que en la siguiente Figura 2.13 se avanza al diagrama de flujo del primer código implementado.

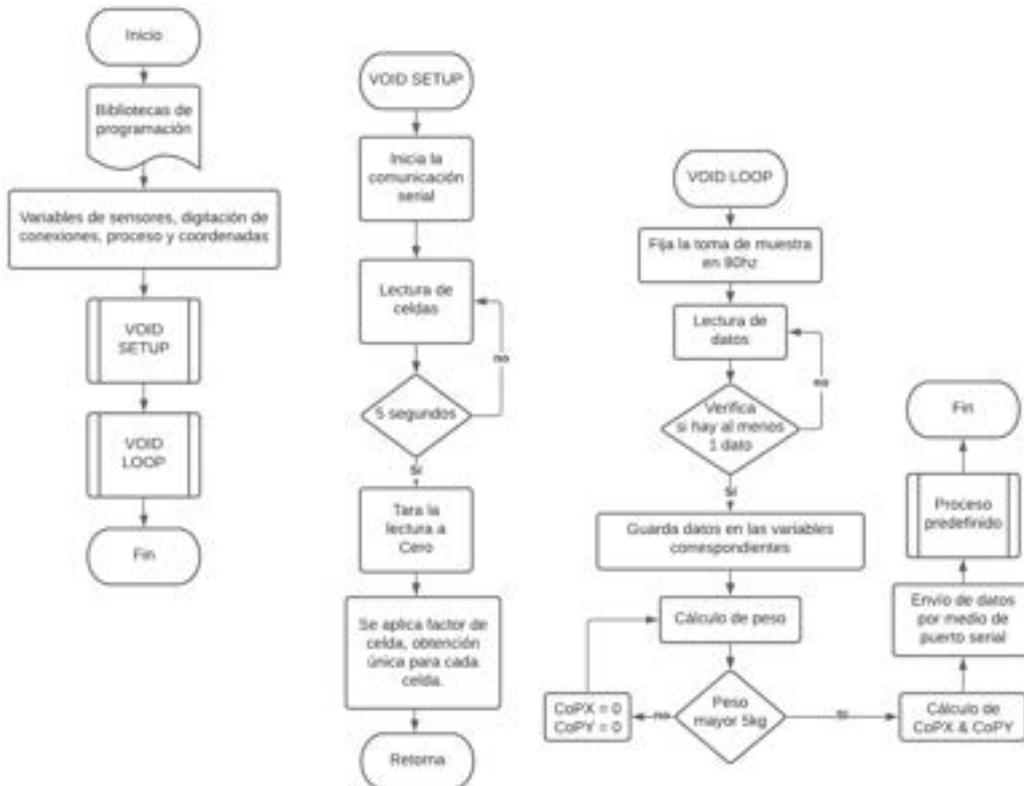


Figura 2.13: Diagrama de flujo para código 1.

Por medio del programa open source (Easy Eda, interfaz online para creación de circuitos.) es creado el circuito básico a implementar.

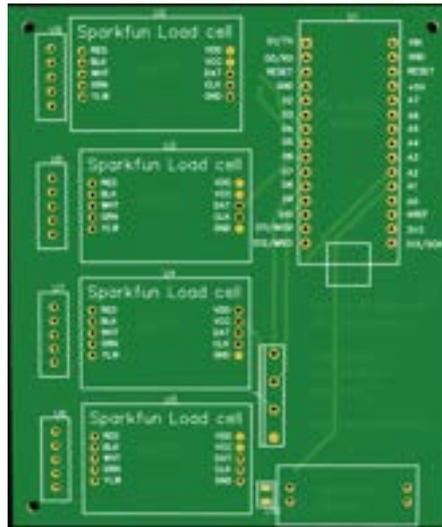


Figura 2.16: Placa virtual, confección por medio de la interfaz EasyEDA.com .

En la Figura 2.17 está el conjunto de los módulos de filtrado Hx711, bluetooth y arduino.

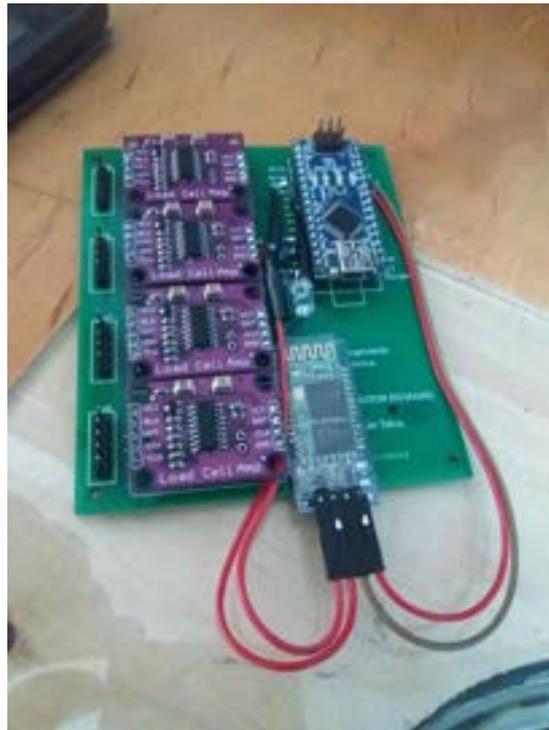


Figura 2.17: Cambio de circuito a placa.

En Figura 2.18 está la estructura y el circuito instalado, la alimentación es proporcionada por la conexión del arduino y su puerto COM al computador, por lo tanto es posible programar el microcontrolador.



Figura 2.18: Prueba de circuito en la placa.

2.2.1.2. Lectura de la celda

El código procesa las muestras de la carga las cuales entregan un centro de presión (COP_X COP_Y), uno de los datos principales que se desean adquirir. Es posible lograr frecuencias mayores a 80Hz, (pero con un crystal externo.) Se considera una toma de 4+2 muestras por medición (los 2 datos extras se consideran porque luego se eliminarán el mayor y menor valor medidos). Para 8+2 y 16+2 mediciones el aumento de tiempo por loop es muy poco, pero se disminuye considerablemente el número de mediciones que finalmente se pueden graficar y disminuye la resolución de la muestra total, en un periodo determinado de muestra.

Prints	Tiempo estático	Tiempo variando valores	Frecuencia máx
4 prints	7.9ms	hasta 12.5ms	80HZ
3 prints	2.5 3.5ms	hasta 8ms	125hz
2 prints	0.8 2 ms	hasta 3.5ms	285Hz
1 prints	0.5 1 ms	hasta 2ms	500Hz
0 prints	0.04 0.8ms	hasta 1.3ms	769Hz

Cuadro 2.2.1: Impresión de datos en comparación de su tiempo y frecuencia.

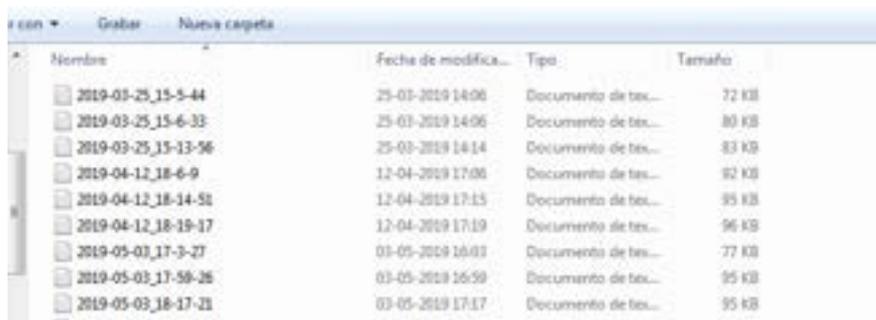
Realizar 4 prints es suficientemente rápido, ya que el HX711, al entregar 4+2 muestras por medición logra una frecuencia máxima de 13Hz. Los 4 prints envían: check un dato indicador para conocer el orden de los datos que vienen después, (F) el peso total, "CoPY" eje Y del centro de presión, y "CoPX" eje X del centro de presión. Son muestras suficientes para luego trabajar con Matlab y analizar los funcionamientos, pero se necesita mayor resolución a la hora de querer aplicar análisis en individuos.

2.2.1.3. Comunicación y entrega de datos

Se utiliza la comunicación por medio de cable USB al arduino, esto permite conectarse tanto a la plataforma de programación IDE como a el software matlab , para este último se utiliza una librería y paquetes que permiten a matlab interpretar de manera óptima los datos proporcionados por arduino.

El código implementado para obtener las lecturas de la balanza y su centro de masa contiene una sección donde es específicamente para adquirir los datos del microcontrolador. El programa de MATLAB es usado para mostrar el Centro de presión (CoP) en tiempo real, para registrar conjuntos de datos de CoP, y para comparar múltiples conjuntos de datos de CoP. Se crea un código de programación en la interfaz de matlab, que muestra la CoP en tiempo real. El cursor se escala con el dato fuerza, si la fuerza es demasiado pequeña, entonces el cursor no aparecerá. Debe registrar un conjunto de datos antes de poder usar "mostrar resultados". Solo muestra los dos Grabaciones más recientes. esto necesita ser calibrado. Registra la fuerza con un peso sobre ella también, como la fuerza sin nada sobre ella. Usted tiene la opción de calibrar en cualquier momento que reinicie la balanza, pero la calibración se requiere cada vez que reinicia MATLAB.

Con respecto al guardado de datos, la duración predeterminada de guardado es de diez segundos. Los datos se guardan en archivos de texto (.txt) en la carpeta de datos. Cada prueba se guarda en un Archivo separado, con un nombre correspondiente a su orden en la serie de ensayos. Por ejemplo:



Nombre	Fecha de modifica...	Tipo	Tamaño
2019-03-25_15-5-44	25-03-2019 14:06	Documento de tes...	72 KB
2019-03-25_15-6-33	25-03-2019 14:06	Documento de tes...	80 KB
2019-03-25_15-13-56	25-03-2019 14:14	Documento de tes...	83 KB
2019-04-12_18-6-9	12-04-2019 17:06	Documento de tes...	92 KB
2019-04-12_18-14-52	12-04-2019 17:15	Documento de tes...	95 KB
2019-04-12_18-19-17	12-04-2019 17:19	Documento de tes...	96 KB
2019-05-03_17-3-27	03-05-2019 16:03	Documento de tes...	77 KB
2019-05-03_17-59-26	03-05-2019 16:59	Documento de tes...	95 KB
2019-05-03_18-17-21	03-05-2019 17:17	Documento de tes...	95 KB

Figura 2.19: Carpeta contenedora de registros.

Al abrir uno de los archivos (figura 2.20) es posible observar las variables involucradas, ya que están mencionadas en la segunda fila del archivo, también registra la fecha y la hora de la muestra según la configuración del computador que se esté usando, destacar que las pruebas con matlab son de uso experimental con el fin de entender cual es la reacción de las lecturas.

```

Archivo  Edición  Formato  Ver  Ayuda
Date: 2019-05-03T17:59:26.761-03:00[America/Santiago]
Celda1, Celda2, Celda3, Celda4, Cop_X, Cop_Y, Fuerza_Z, tiempo
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.41031316,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.4129229,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.41543943,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.45827168,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.45950368,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.46071556,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.509856,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.5109989,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.51218,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.55942583,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.560611,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.5618319,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.6256461,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.62688917,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.6281335,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.66794467,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.6702695,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.6725167,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.70947224,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.71217227,
1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,1.0E-4,0.71447206,

```

Figura 2.20: Archivo de toma de muestras.

Al darle arranque a los sistemas involucrados es posible en este punto visualizar las lecturas por medio de gráfica en tiempo real, ver figura 2.21, en gráfica superior se muestra un círculo no relleno que se mueve bajo las dimensiones proporcionadas (no implica que sea el tamaño de la balanza, si la persona sobre la balanza está fuera de los límites, la señal circular desaparece y vuelve a insertarse en la gráfica en la medida que esté dentro de los límites), además es posible apreciar una segunda gráfica que indica el peso promedio de la lectura tomada por las 4 celdas de carga, lo que indica el correcto funcionamiento, tanto del circuito como del programa.

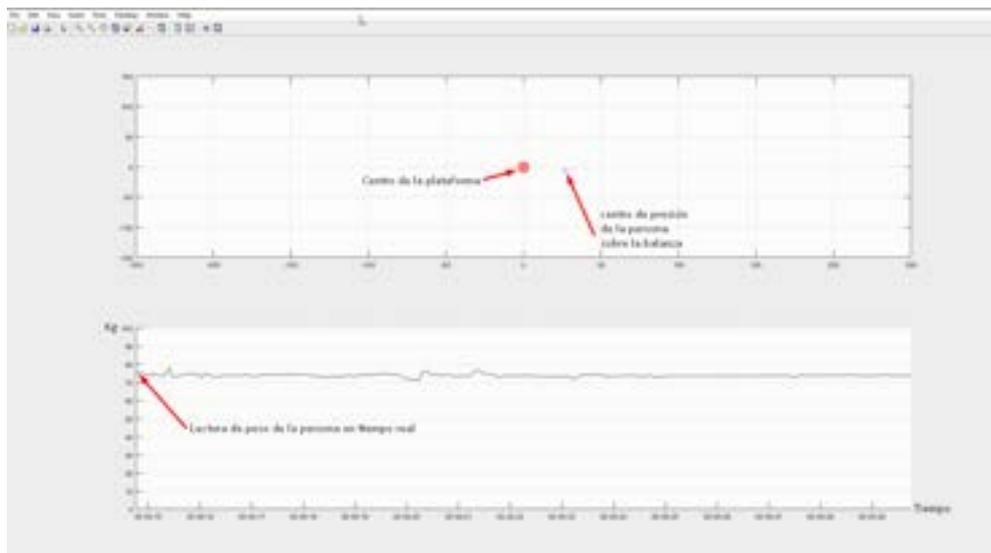


Figura 2.21: Gráficas proporcionadas por el trabajo programático en Matlab.

Con el registro de datos además, es posible obtener gráficas por separado de cada variable involucrada, como lo es gráficas de (CoPx) por ejemplo.

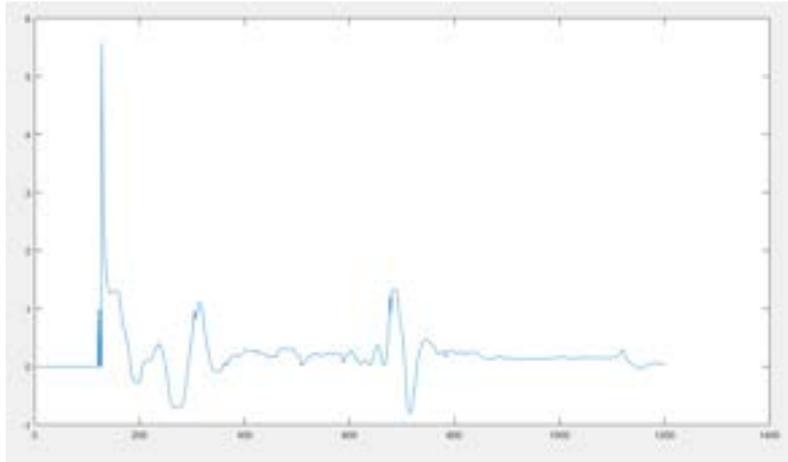


Figura 2.22: Gráfica individual de CoP X.

Con respecto a las pruebas; El delay queda fijo en 0.1ms, para permitirle graficar. La frecuencia a la que lee Matlab siempre debe ser mayor a la que el arduino envía datos). En 20ms muestra muchas oscilaciones, tarda un poco en reaccionar (1s aprox) y el centro de presión es inestable en la pantalla de tiempo real proporcionada por el software. 50ms ligeramente mejor que con 20ms. 60 100ms se reducen las oscilaciones, y el CoP es más fluido, tarda alrededor de 0.5s en reaccionar. Estas observaciones se aplican para dejar registro de que se deben hacer pequeños cambios a la hora de mostrar simulaciones y tener consideración de que al tomar lecturas que no estén en tiempo real su resolución mejorará.

Discusión

Por lo tanto es posible conseguir lecturas asociadas el centro de presión con un proceso experimental relativamente corto. Se justifica continuar con la investigación de elementos más robustos y definir materiales para la implementación de un prototipo que nos permita hacer estudios con pacientes.

2.2.2. Segundo prototipo

2.2.2.1. Diseño estructural

Como se puede observar en la siguiente figura 2.23, se trabaja con un diseño estructural teniendo en cuenta que sea posible obtener los materiales con algún proveedor y lograr el ensamble de la plataforma.



Figura 2.23: Estructura de aluminio, diseño inventor.

Cuando la estructura está dimensionada a nivel de software, se procede a la creación de la zona plástica, la cual se espera proceder con proveedor que cuente con la tecnología para proporcionar el forrado de la estructura mediante plásticos. En la siguiente figura 2.24 es posible apreciar el diseño de la parte plástica y su despiece, cabe mencionar que éste diseño es opcional y a la hora de fabricar el producto final se construye bajo las posibilidades de compra.

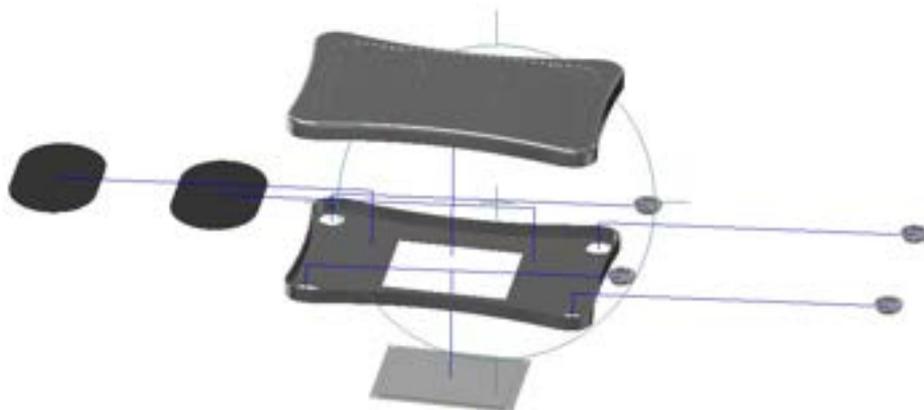


Figura 2.24: Vista explosionada de las piezas plásticas, sistema de Embutido.

Para el ensamble con la parte estructural y la plástica se trabajará mediante acople a presión por lo que no necesitará fijación por pernatura sino que pegamento. Ya

que se obtiene la estructura compuesta (estructura-plástico), es posible hacer las pruebas pertinentes por medio del programa ANSYS, donde los factores iniciales de medición son definir si se pandea en el centro de la estructura ya que es donde se estará soportando el mayor peso. para esto es importante considerar el esfuerzo de fluencia de los materiales involucrados los cuales nos permitirán obtener un factor de seguridad para que la plataforma logre soportar al menos 150kg, limitación proporcionada por los sensores que se desean utilizar.

Previo al proceso de simulación, se procede a vincular el ensamble con el software, luego trabajaremos con un análisis estático en donde los parámetros iniciales son; aplicar la fuerza, se hace selección de los puntos de apoyo, definiéndolos como reacciones que irán en contra de la fuerza, para que así la simulación no presente errores, luego se selecciona algún vértice de la estructura y se digita como otra reacción que restrinja el movimiento en los planos laterales, para que el programa no presente errores, ya que la pieza se desplazaría de manera horizontal.

Se aplica una fuerza de 1500N equivalente a 153Kg, figura 2.25, se selecciona la superficie donde estará aplicándose la fuerza, si bien está delimitada la zona donde se debe pisar, para hacer pruebas es posible que el sujeto que se suba no tenga mayor cuidado y pisará incluso en el centro, se selecciona lo que se muestra en rojo se puede apreciar en la figura2.25. En esta zona se aplicará la fuerza. El esfuerzo de fluencia predominante es el de la estructura, si bien el programa matiza ambos materiales, es el de aluminio el que predomina en el esfuerzo de fluencia ya que sostendrá la mayor parte de la carga su σ_y es 33.9MPa, dato obtenido de la especificación de un aluminio 6063-T5, el cual se utiliza en perfilaría para ensamble sensillo T-slot.

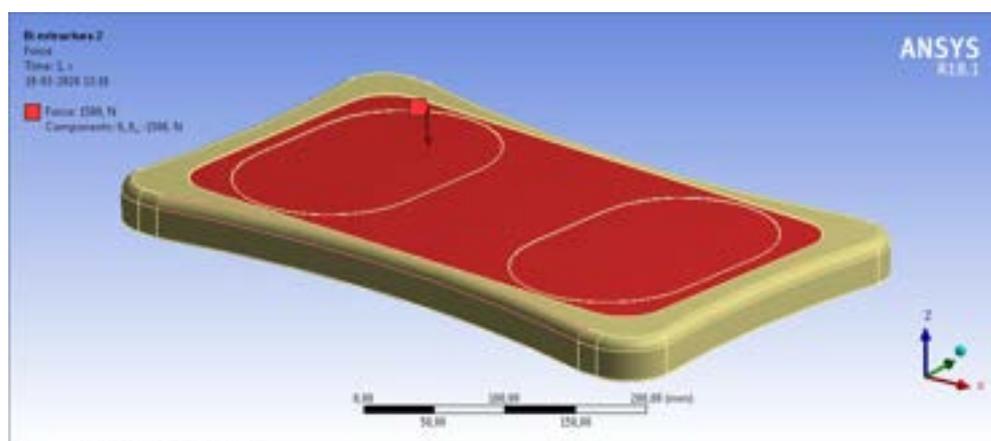


Figura 2.25: Simulación en ANSYS del conjunto estructural, aplicación de la fuerza.

Al aplicar la fuerza mencionada anteriormente la deformación máxima para el conjunto se vería reflejada en el centro de la pieza con una distancia máxima de 0,22mm, en términos prácticos podemos determinar que es un valor admisible, pero debemos corroborar con un análisis de VONMISES

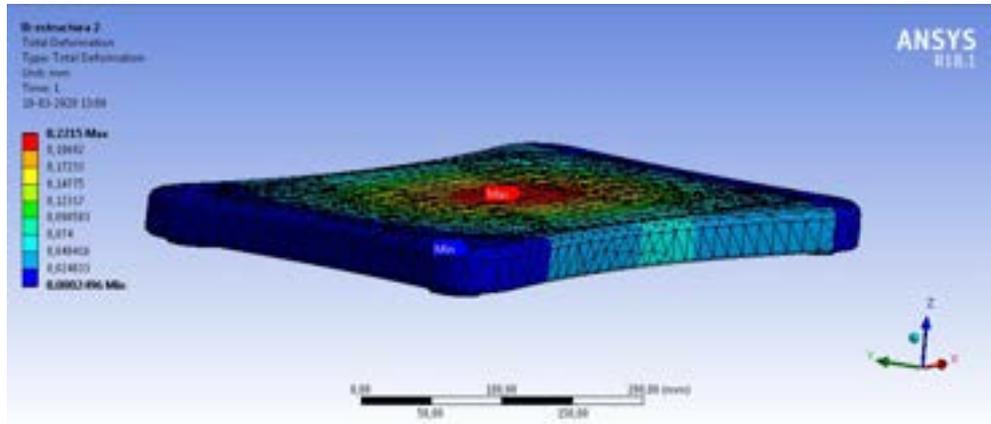


Figura 2.26: Simulación de deformación.

El criterio de máxima tensión de VON MISES se basa en la teoría de von Mises-Hencky [68], también conocida como teoría de la energía de cortadura o teoría de la energía de distorsión máxima. La teoría expone que un material dúctil comienza a ceder en una ubicación cuando la tensión de VON MISES es igual al límite de tensión. En la mayoría de los casos, el límite elástico se utiliza como el límite de tensión.

El factor de seguridad en una ubicación se calcula a partir de:

$$(FDS) = \sigma_{limit} / \sigma_{vonMises} \quad (2.2.2)$$

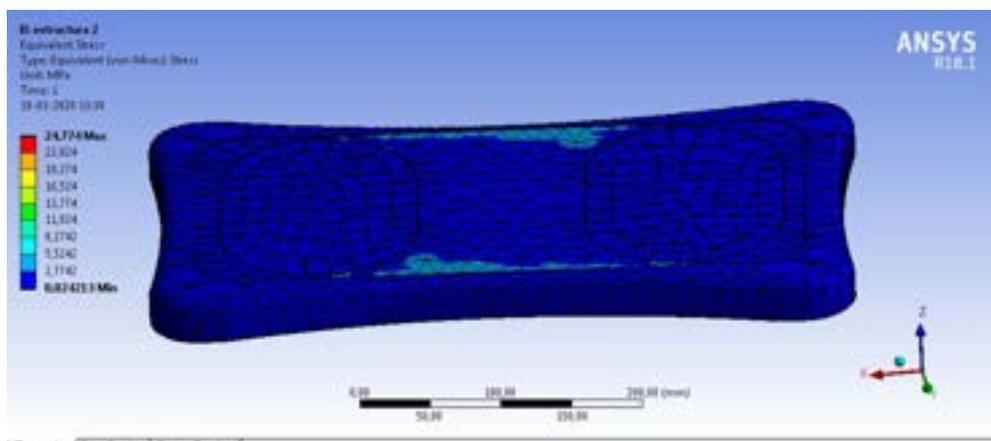


Figura 2.27: Análisis de estrés por criterio de von mises.

Por lo tanto de acuerdo a la simulación con una fuerza de 153kg (Ven Figura 2.27) nuestro $\sigma_{vonMises} = 24,77MPa$, como se había mencionado en el σ_y sería 33.9MPa. Al aplicar la ecuación (V):

$$(FDS) = \frac{\sigma_{limit}}{\sigma_{vonMises}} = 1,37 \quad (2.2.3)$$

Por lo tanto teniendo un factor de seguridad sobre 1 podemos definir que la plataforma puede trabajar sin problemas con pesos de 150Kg. Si la tensión de von Mises en un punto del componente da 24.77 MPa y la tensión de fluencia es 33.9 MPa, quiere decir que no se va a romper, por ser menor la tensión de von Mises.

2.2.2.2. Identificación de gastos

La lista de los materiales confirmados para compra con precios en moneda chilena (clp), son considerados al por mayor, cabe destacar que no figuran precios de piezas que no son definidas aún, dado que aún no se finiquita el proceso de prototipo hasta que la plataforma sea validada científicamente.

Material	Imagen	Precio
2020 perfil de aluminio extrusión 5090mm x4		\$ 6.661
Ángulo de escuina junta de conexión tira para 2020		\$ 2.757
2020 ángulo de escuina de aluminio (20x20x3) mm x30		\$ 2.990
M3 Ino T tornillo estándar x30		\$ 1.420
300kg Planar Beam Load Cells		\$ 4.800
Banco de energía		\$ 1.184
Resma Epoxy Pramo 617 3.0 60cc		\$ 10.000
A07700Dual 24 bit ADC Módulo de adquisición de datos		\$ 1.061
Bluetooth HC-05		\$ 2.180

Figura 2.28: Gasto para un dispositivo en construcción lista 1.

Modulo para tarjeta de memoria		\$ 2.780
Arduino nano		\$ 3.400
Tarjeta de memoria		\$ 2.400
Baterias de litio		\$ 2.000
Total		\$ 10.580

Figura 2.29: Gasto para un dispositivo en construcción lista 2.

2.2.2.3. Procedimientos

El primer procedimiento para el mejoramiento, fue adquirir mejores componentes electrónicos, la celda de carga adquirida está certificada por el proveedor bajo norma ISO9001. [53]

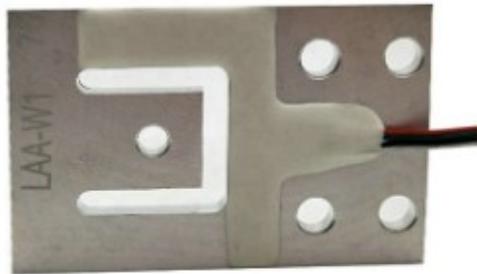


Figura 2.30: Celda de carga adquirida.

La mejora relevante en el sistema, es el reemplazo del modulo hx711 como convertidor analógico digital. ya que está limitado a una frecuencia de lectura de 80hz que, además, no es programable, a diferencia del nuevo modulo considerado. El AD7705, el cual tiene interfaz SPI, que a nivel de programación permite manipular de mejor manera el chip. Por ejemplo, modificar las ganancias, configurar la frecuencia de lectura hasta 500hz, con una característica importante, es más estable a condiciones de temperaturas y cambios de voltaje de alimentación. Estos dispositivos de 2 canales pueden aceptar señales de entrada de bajo nivel directamente desde un transductor y producir una salida digital en serie. Los dispositivos emplean una técnica de conversión para obtener hasta 16 bits de rendimiento. La señal de entrada seleccionada se aplica a un front-end patentado de ganancia programable basado en un modulador analógico. La salida del modulador es procesada por un filtro digital onchip. La primera muesca de este filtro digital

se puede programar a través de un registro de control en el chip, lo que permite el ajuste del corte del filtro y la velocidad de actualización de salida. Los dispositivos AD7705 / AD7706 funcionan con una sola fuente de 2.7 V a 3.3 V o 4.75 V a 5.25 V. En la siguiente figura (2.31) podemos apreciar el componente agregado. Se usarán 4 AD7705, uno por cada sensor, para lograr la conexión de este dispositivo, se presenta la siguiente tabla. 2.2.2



Figura 2.31: Modulo AD7705 [77].

Negativo	GND	VCC	Positivo
Positivo	RST	CS	10, 4, 6 y 5
13	SCK	DN	11
12	DOUT	DRDY	A2, A5, A4 y A3

Cuadro 2.2.2: Conexión del modulo conversor analógico digital AD7705.

El modulo AD7704 cuenta con la conexión al sensor, (zona de 4 pines) y la que se conecta al microcontrolador (zona de 6 pines), De acuerdo a la tabla anterior, corresponde a los 6 pines, y se determina de manera contigua a cada pin a donde estará conectado, GND irá a negativo, RST y VCC a 3,3volts, CS es uno de los pines que diferencia un componente AD7705 de otro, por lo tanto se requieren 4 pines uno para cada AD7705, SCK DOUT Y DN, son conexiones comunes, propias de la comunicación serial, lo cual compartirán los 4 módulos estos pines, por ultimo DRDY requiere un pin por cada AD7705 por lo que se usarán las entradas A2, A3, A4 y A5 respectivamente.

Para el siguiente paso, es hacer las conexiones y las primeras pruebas, luego de comprobar el funcionamiento del circuito se procede a al diseño del circuito para fabricar la placa que contendrá los componentes.

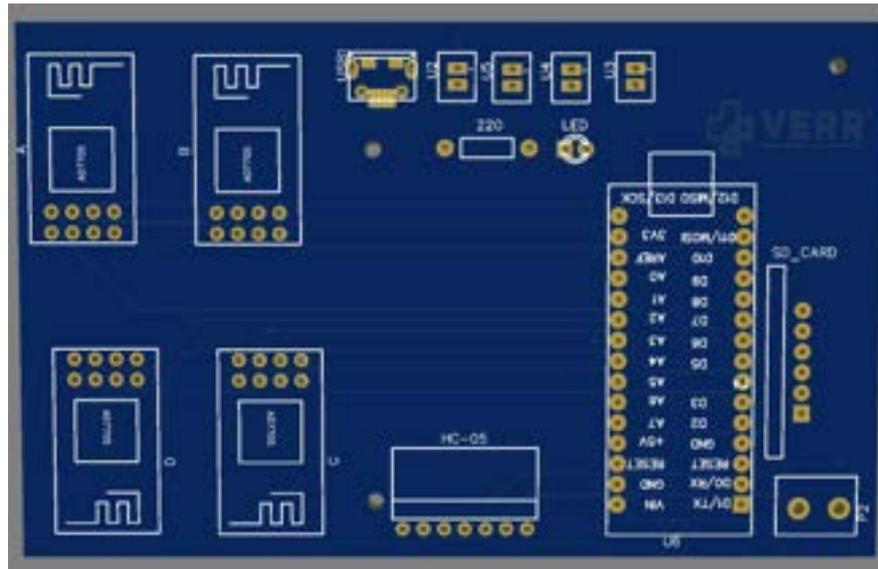


Figura 2.32: Circuito para plataforma de fuerza, placa.

Placa física, previo al montaje del circuito.

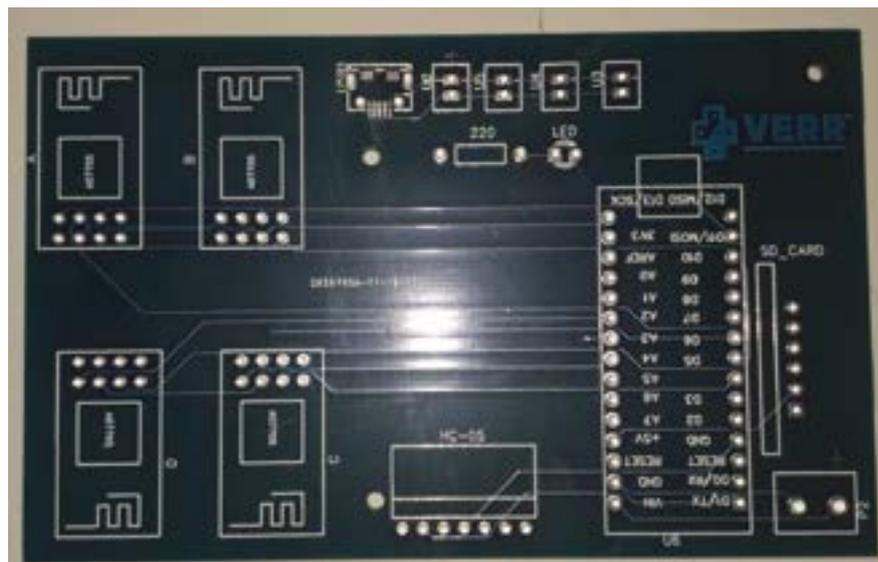


Figura 2.33: Placa física.

Previo al montaje en placa se analiza el circuito en placa de prueba, la cual se puede ver a continuación. ver figura 2.34.

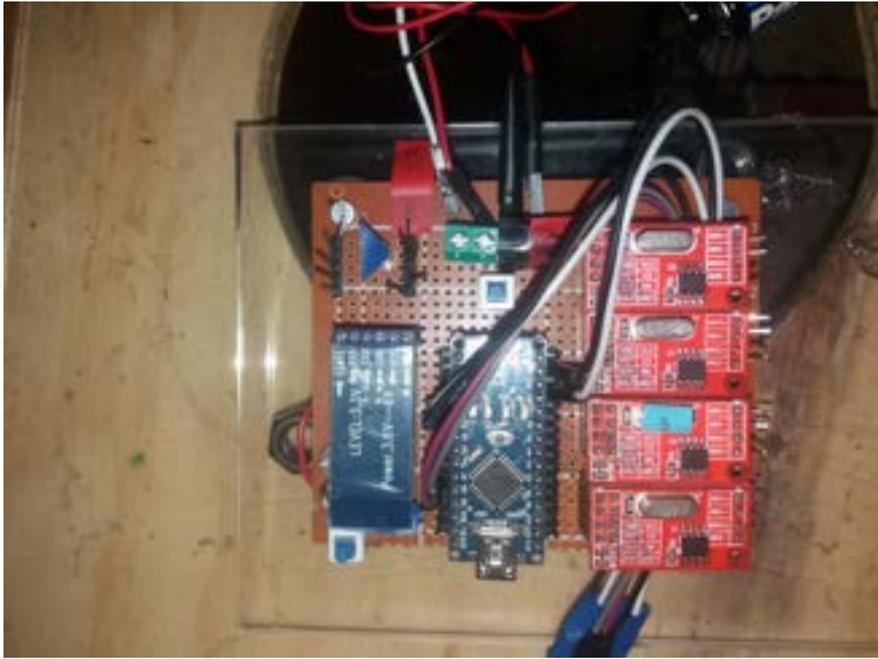


Figura 2.34: Montaje de placa física.

En la siguiente figura 2.35 es posible ver el montaje del circuito, aún a nivel de prototipo.

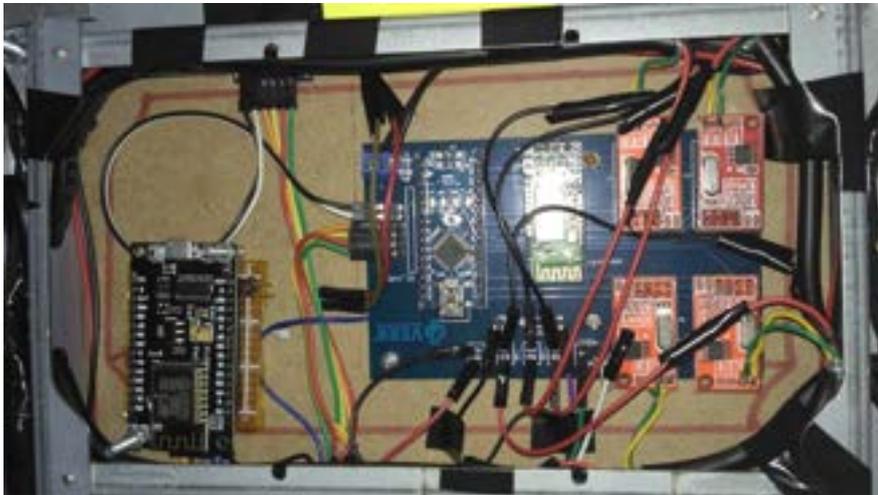


Figura 2.35: Montaje de placa provisora.

Con el fin de obtener lecturas se procede al montaje del circuito en una estructura provisora, para analizar de esta forma como trabaja el nuevo circuito. Las modificaciones de la programación se pueden ver a continuación en las figuras 2.36, 2.37 y 2.38 respectivamente:

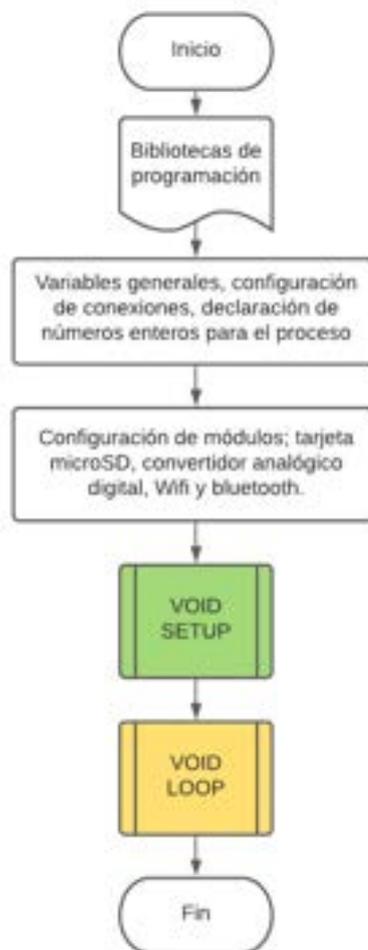


Figura 2.36: Diagrama de flujo del programa.

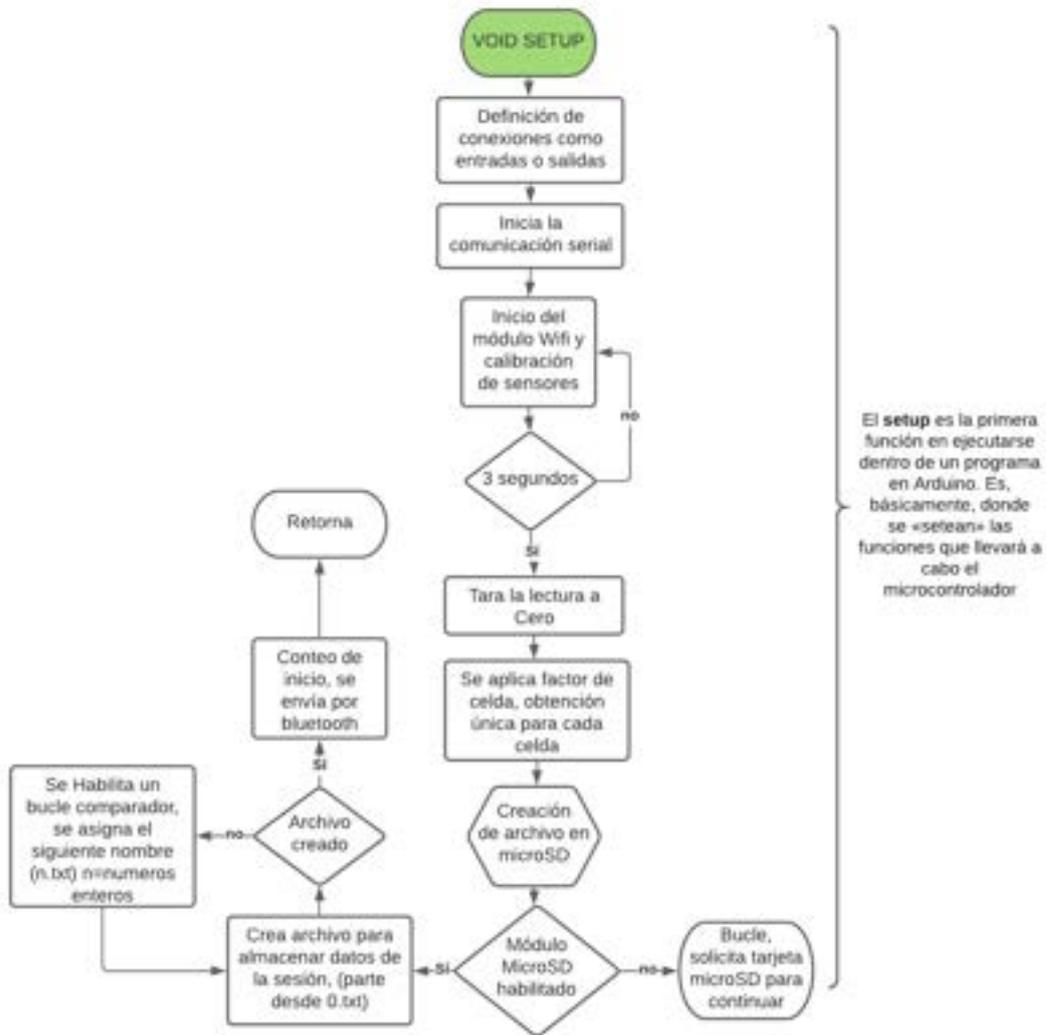


Figura 2.37: Parte de programa que incorpora las configuraciones.

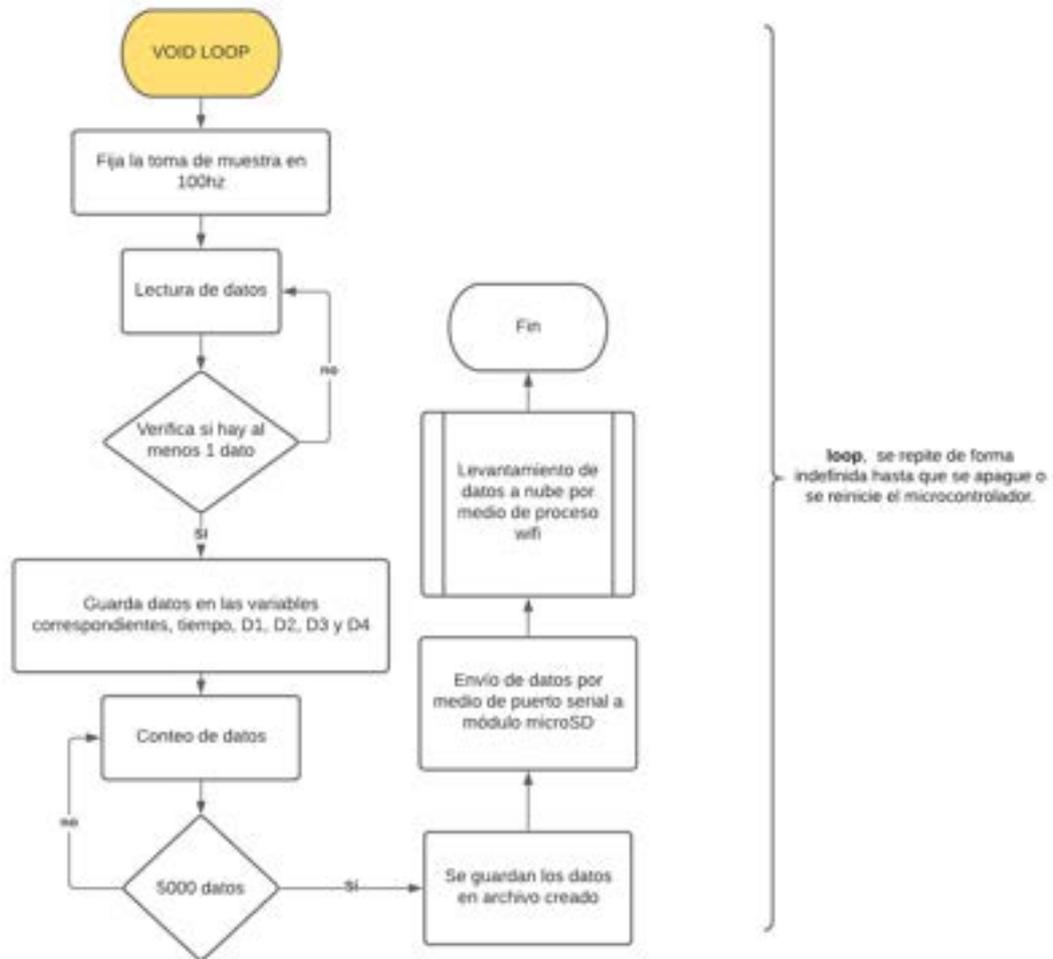


Figura 2.38: Parte del programa que trabaja en el ciclo de tomar muestras.

Haciendo la fusión de la nueva estructura, ver figura 2.39, el circuito eléctrico y una plataforma de madera ver figura 2.40, se procede a la obtención de muestras.



Figura 2.39: Montaje de placa física.



Figura 2.40: Montaje de placa física.



Figura 2.41: Montaje de placa física.

2.2.2.4. Primera prueba con paciente adulto mayor



Figura 2.42: Plataforma y Prueba con pacientes.

De acuerdo a un protocolo de toma de muestras por parte de CTTN y procesos que no corresponde mencionar en este trabajo, se toma la muestra y se aplica

lo antes explicado con respecto a los CoP, se grafica el cálculo del CoPx y el CoPy con respecto al tiempo, esto nos proporciona una muestra visual de un proceso dinámico, provocado por el movimiento de la persona sobre la plataforma de fuerza, (Ver figura 2.43), la cual son datos que es posible interpretar, estudio propio de la terapia VERR patentada por el CTTN.

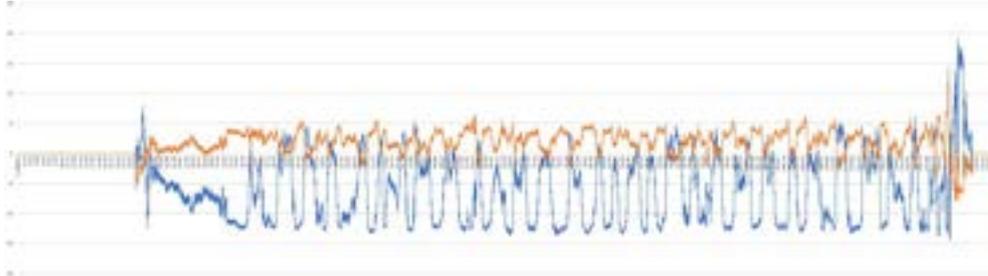


Figura 2.43: Muestra obtenida de los datos que proporciona la plataforma.

2.2.3. Producto final

Pasando por todas las fases de prueba de prototipo, ya sean pruebas de circuito electrónico, estructura y programación, el proceso va dirigido a la culminación del producto, el cual se entregará evidencia del proceso en las siguientes secciones.

2.2.3.1. Diseño final

De acuerdo a la disponibilidad de mercado, para los subproductos que componen el instrumento se redefine el diseño final por medio de software CAD.

Se mantiene el circuito electrónico del prototipo 2, por lo tanto el proceso de diseño se centra en 3 grupos;

- Soporte estructural metálico junto a sus fijaciones.
- Plásticos de protección.
- Plataforma superior e inferior.

A continuación en la figura 2.44 se muestra una vista lateral y otra superior del ensamble de las piezas estructurales, que componen el instrumento.

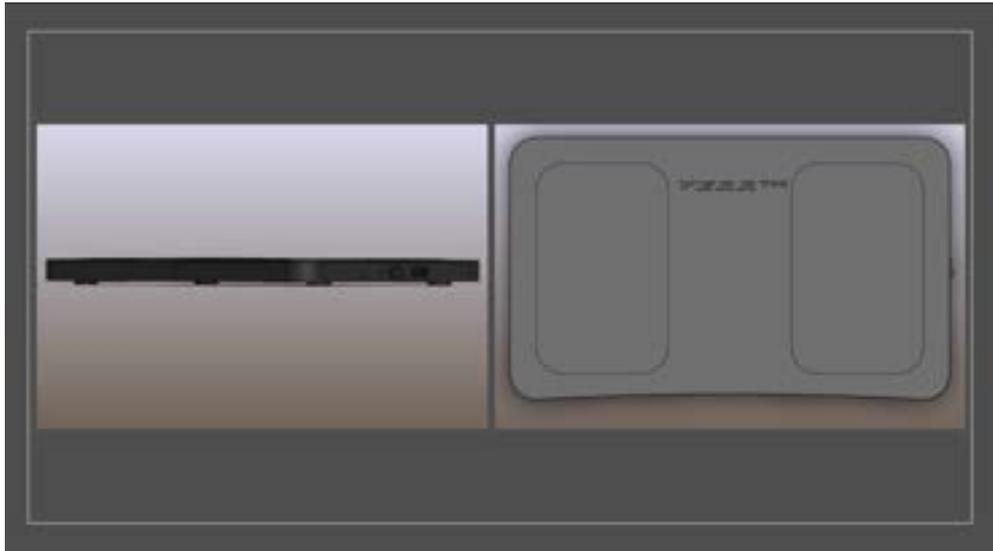


Figura 2.44: Ensamble de las piezas estructurales del instrumento final en modelación CAD.

Una manera de entender un ensamble es por medio de una simulación de despiece explosionada, la cual nos ayuda a entender los elementos que componen el instrumento en construcción, en la siguiente figura 2.45 se enumeran los componentes naciendo así el siguiente listado:

1. Superficies antideslizantes para posar los pies sobre la estructura.
2. Plataforma principal (aluminio compuesto) dimensionada y cortada por proceso de mecanizado CNC.
3. Estructura de perfiles T-slot (Aluminio 6063-T5) con 12 ángulos de 90 grados fijadas con pernatara especial para perfilaría T-slot.
4. Sensores. Célula de carga de sistema plano de 150KG para báscula de plataforma baja.
5. Soportes de aluminio para sensores
6. Cilindros solidos fijados a los sensores, están en contacto con una superficie plana, funcionando como pivotes para la distribución del peso de un individuo.
7. Estructuras plásticas fabricadas en proceso de impresora 3D, Material ABS, se componen de 4 piezas que al ensamblarse se fijan por medio de ganchos a la estructura T-slot.

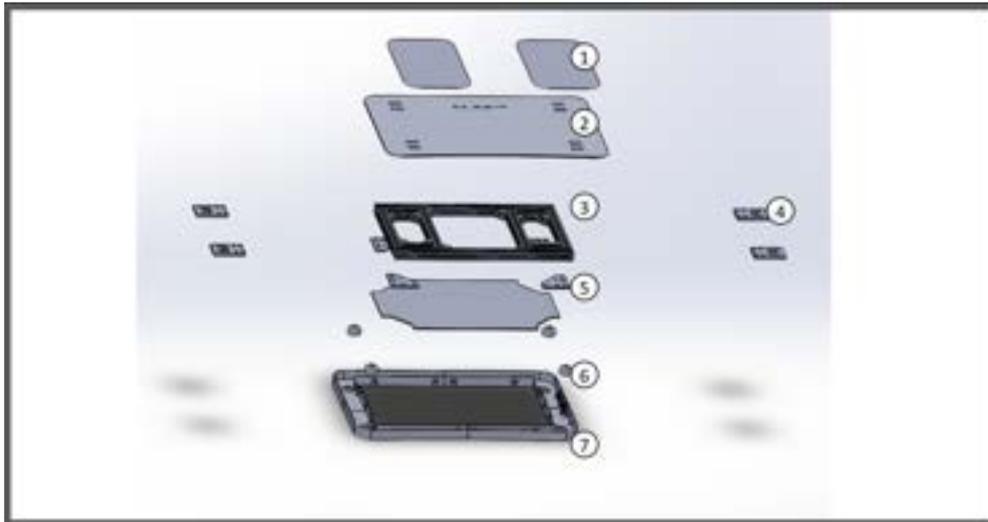


Figura 2.45: Vista proyectada del diseño final del instrumento.

2.2.3.2. Soporte estructural metálico junto a sus fijaciones

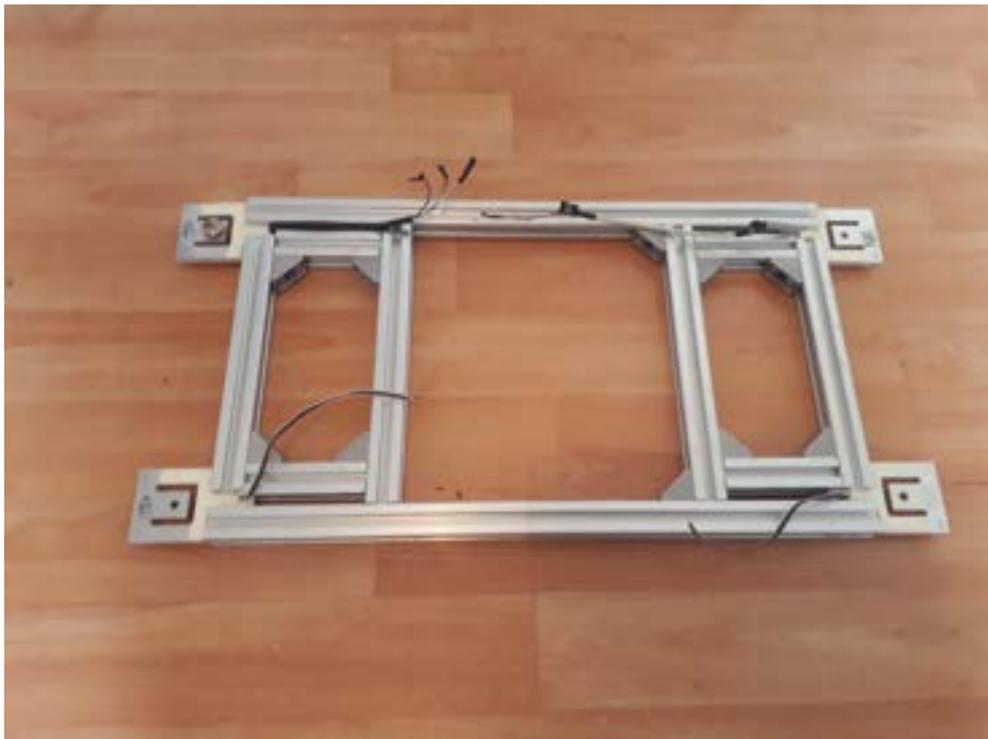


Figura 2.46: Estructura interna definitiva.

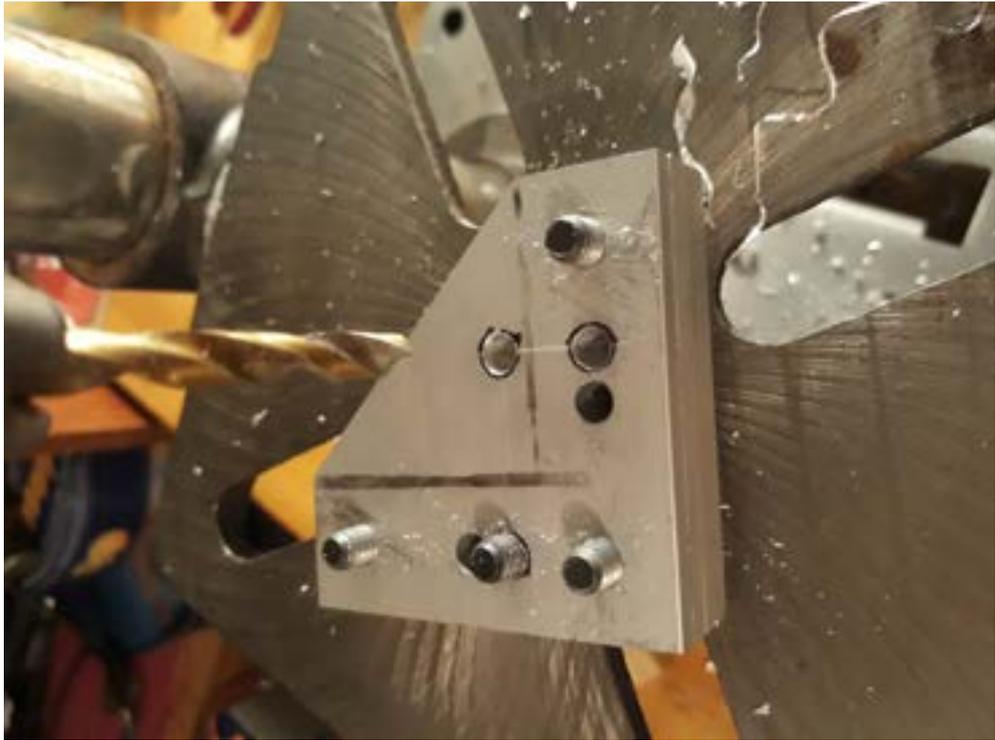


Figura 2.47: Perforaciones para fijar sensores.



Figura 2.48: Sensores fijados.

2.2.3.3. Plásticos de protección

Una vez diseñado el modelo CAD es posible extraer archivos tipo STL. Los archivos STL se emplean debido a que estos describen la geometría de una superficie de un objeto tridimensional empleando una malla de triángulos [66], lo que le permite a una maquina posicionarse en el espacio. Por lo tanto con éste archivo se procede a trabajar con una impresora 3D y se fabrican las estructuras plásticas acoplándose a la estructura de la siguiente manera tal como lo muestra la figura 2.49.



Figura 2.49: Estructura plástica unida a estructura metálica.

2.2.3.4. Placa inferior

La placa inferior es la que permite que se monte el circuito de manera sencilla por encima, lo cual es una de los acontecimientos más importante del montaje. Ésta placa al igual que la superior está fabricada de aluminio compuesto con espesor de 4mm. Sus características mecánicas permiten conseguir estructuras de menor peso que las metálicas con una resistencia igual o mayor [67], siendo la razón por la cual se opta por éste producto, ya que asegura la integridad del instrumento que se está creando. En la figura 2.50 podemos visualizar el montaje.



Figura 2.50: Placa inferior.

2.2.3.5. Montaje de circuito

Para este montaje se toma en cuenta que, para acceder al circuito una vez se selle toda la estructura, será extrayendo las fijaciones de la placa inferior, por lo tanto las conexiones contienen las longitudes necesarias para éste procedimiento. Se puede apreciar en la figura 2.51 que los cables que llegan a los sensores están protegidos con una silicona especial para circuitos eléctricos, pasan por entre los perfiles y llegan a la placa principal, además se observa que parte de los circuitos modulares están fijados a la parte derecha del plástico.



Figura 2.51: Montaje de circuito.

2.2.3.6. Placa superior

La placa superior, fijada a la estructura metálica, es la que tendrá contacto con los pies de los individuos, con una capacidad máxima de 150 kg, (limitados por la carga máxima de los sensores). En la figura 2.52, está la plataforma de fuerza VERR la cual se encuentra con una lamina que protege la superficie mientras se hacen los testeos de laboratorio.



Figura 2.52: Placa superior.

2.2.3.7. Proceso de pintura

El proceso de pintura se divide en 3 partes:

1. Suavizado de superficie:

Bajo el criterio de durabilidad del producto, si bien un producto a nivel comercial podría ser un factor importante que tenga una caducidad, para el caso se desea calidad y durabilidad para todo tipo de pruebas pertenecientes a las terapias que llevará a cabo. Por lo tanto se definen los productos de pintura con calidad de pintura automotriz, en donde se parte con un proceso de suavizar la estructura por medio de pasta de carrocería la cual elimina las porosidades de las superficies al ser aplicadas y posteriormente lijadas con papel de lija con granularidad fina, es posible apreciar la culminación de éste proceso en la siguiente figura 2.53.



Figura 2.53: Proceso de suavizado de superficie.

2. Pintura:

Se aplica una pintura blanco perla, la cual se hace de manera reiterada por medio de capas, se aplican 7 capas delgadas las cuales conforman un acabado de pintura profundo. Se puede apreciar la culminación de este proceso en la siguiente figura 2.54.



Figura 2.54: Proceso de pintado por capas.

3. Barnizado y pulido:

Es el proceso final de construcción donde se aplica una base protectora transparente sobre la pintura, llamada barniz de acabado o laca, ésta fase de la pintura permite además de proteger, darle un brillo espejo a la superficie, lo cual se puede aumentar dándole un pulido con máquinas especiales para este proceso, luego el producto final es el siguiente, se puede apreciar en la siguiente figura 2.55.



Figura 2.55: Proceso de barnizado y pulido.

2.3. Plan de trabajo

2.3.1. Conformación del equipo de trabajo

El equipo está compuesto por la Doctora e investigadora Valeska Gatica, quien tiene una amplia experiencia en procesos de terapia. Se cuenta con la colaboración del alumno de mecatrónica Javier Silva, quien con amplio desarrollo a nivel programático dio aportes en detalles de control y proceso de microcontroladores, además se incorpora la colaboración de Darían Martínez, ingeniero industrial que colabora en gran medida en la gestión de compra y verificación de avances, también se incorpora el Analista estadístico Alex Soto quien está a la espera de las distintos procesos de muestra que quedan por definir para intervenir con su conocimiento en materia de datos.

2.3.1.1. Uso de herramientas y lugar de trabajo

Con respecto a los espacios utilizados para trabajar, se hace un trabajo autónomo en las dependencias del CTTN, además de trabajar en los laboratorios de electrónica de la universidad de Talca, Facultad de Ingeniería. También se procede a trabajar de manera autónoma en las dependencias del autor de este informe.

- Para la fabricación de este prototipado, se requiere del uso de variadas herramientas, pero a futuro se espera gestionar, para que estos procesos sean hechos por alguna empresa asociada.
- Para la construcción de la estructura se requiere de herramientas de ensamble como desarmador y llaves de tipo allen. ya que es una estructura del tipo T-slot, modular. las barras se adquieren dimensionadas.
- Para la estructura plástica se está haciendo la diligencia para que una empresa construya las tapas y sean enviadas para ensamblar.
- La parte del circuito eléctrico se espera ser montado en el CTTN.

2.3.2. hitos y tareas críticas

Desde principios del 2019, se ha estado confeccionando un prototipo que tiene una estructura rectangular con sensores y un circuito capaz de adquirir señales y generar información necesaria, como para hacer una evaluación a un sujeto que tenga deficiencias en su equilibrio por medio de análisis de centro de presión, para lograr llegar a lo que se obtuvo hasta mediados del 2020, se pasó por el siguiente

proceso:

Los módulos para la carrera de ingeniería civil Mecatrónica que enlazan con la memoria de título final, corresponden a Integración 2, Integración 3 y Memoria de título. partiendo por el primer modulo mencionado se hace hace el siguiente itinerario:

1. Investigación de galgas extensiométricas. Tipos, parámetros, rangos, medición, precios, programación requerida.
2. Investigación para la programación de microcontrolador para tomar lecturas y procesarlas.
3. Verificación de las capacidades del software arduino y su plataforma de programación.
4. Compra de componentes mínimos para iniciar el proceso de pruebas.
5. Implementación de un código en plataforma arduino que trabaje con la lectura de datos.
6. Implementación de programa matlab que verifique el centro de presión de 4 sensores.
7. Implementación de prototipo montado en protoboard.
8. Fabricación de placa de prueba para montaje de componentes necesarios para las lecturas de 4 sensores.
9. Fabricación de plataforma lo suficientemente robusta para soportar el peso de una persona y más aún en un proceso de movimiento dinámico.
10. Adquisición de componentes para el montaje de 4 celdas de carga y su posterior trabajo en conjunto.
11. Lograr un código que contemple parámetros de lecturas uniformes, siendo estable ante mediciones prolongadas.
12. Implementación de sistema de envío de datos por medios de bluetooth.
13. Entregar los parámetros solicitados, que son fuerzas en 3 ejes cartesianos espaciales, junto a los centros de presión en eje Y (CoPy) y centro de presión en eje X (CoPx).
14. Estudio de suministro de energía vía baterías para prototipo.
15. Diseño propuesto por laboratorio de control motor humano.

16. Fase de pruebas del prototipo.

Capítulo 3

Instrumentos para pruebas de laboratorio

3.1. Máquina para aplicar presión en 2 puntos

En conjunto al equipo de trabajo, parte en un proceso de comparación con una plataforma de gran prestigio llamada AMTI [19], que es una placa de fuerza que está diseñada para medir las fuerzas y momentos aplicados en su superficie superior, mide pasos, saltos o los movimientos que puede ejercer un sujeto sobre ella. Las placas de fuerza se usan regularmente en investigaciones y estudios clínicos que buscan el equilibrio, la marcha y el rendimiento deportivo. Cuando un sujeto está en contacto con la plataforma, AMTI puede medir la descomposición de la fuerza aplicada en 3 ejes y sus respectivos momentos. En la máquina, la sensibilidad es precisa y además está disponible en el CTTN que es el instrumental ideal para hacer las comparaciones con el prototipo en diseño y validar las lecturas proporcionadas por este última, que emula el funcionamiento de una plataforma de fuerza aplicando otras tecnologías.

En primera instancia se hace bosquejo de diversas estructuras, de manera informal en cuadernillo, la cual se toma la idea que se puede apreciar en la siguiente figura 3.1. Por lo tanto en este caso se construye un total de 9 piezas que permiten formar la maquina que se aprecia. La finalidad de ésta estructura es analizar los tiempos de respuesta de la plataforma VERR con respecto a la plataforma AMTI



Figura 3.1: Diseño máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.

Una vez que se tiene finalizado el ensamblaje, pasamos al siguiente software, ANSYS el cual contiene una amplia gamma de posibilidades de análisis, para el caso, se hace bajo un sistema estático, Es necesario analizar lo siguiente: De acuerdo a la figura 3.2, El punto A es donde se aplica una fuerza que tiene una dirección vertical negativa, con la intención de hacer una proyección con valores máximos para pruebas reales, se utiliza una fuerza de 100 kilogramos, transformada a escala de newton equivalen a 980N, las reacciones se aprecian en los puntos D y E, son los puntos de presión que irán en los centros de cada plataforma de fuerza, estos puntos están restringidos en el plano contrario a la fuerza, luego la reacción B es la superficie de apoyo de la estructura, finalmente se restringe C como un vértice que tiene fijo los ejes laterales para cuando se haga simulación la maquina no tenga movimiento lateral.

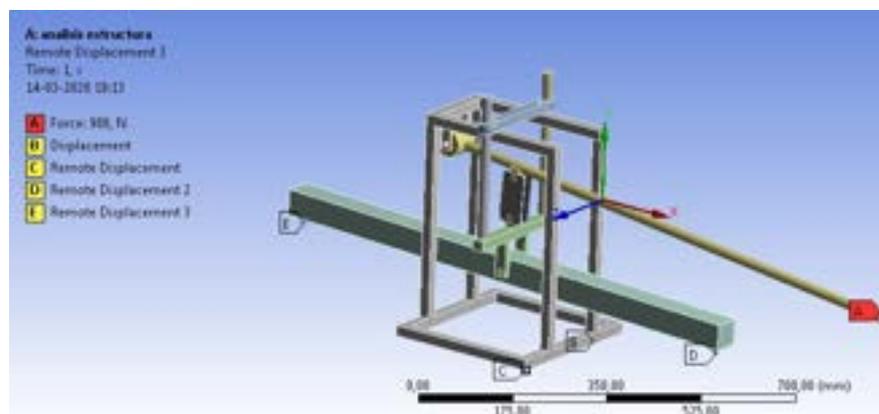


Figura 3.2: Reacciones para máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.

Primero se evalúa la deformación, es posible visualizarlo en la figura 3.3, el valor máximo en milímetros es de 80, el cual para un eje tubular de 1 metro está en el límite de la deformación, esto podremos saberlo de acuerdo a un análisis de VON MISES, podemos adelantar que la parte más crítica será la barra donde se aplica la fuerza.

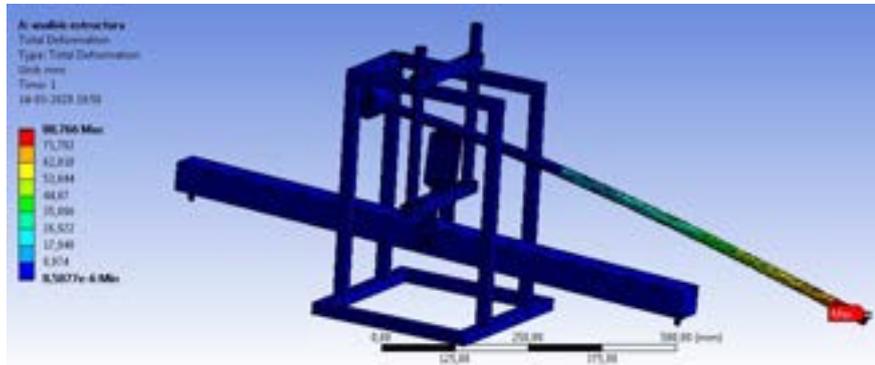


Figura 3.3: Deformación de máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.

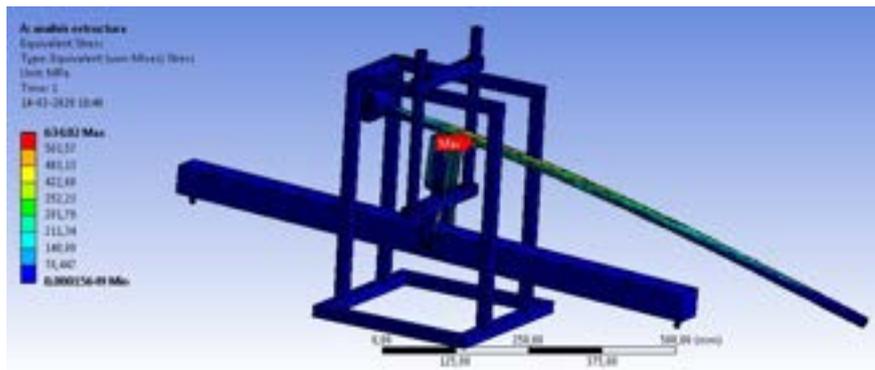


Figura 3.4: Análisis de deformación por criterio de VON MISES para máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.

Faltaría el Esfuerzo de fluencia del material, se encuentra determinado para cada pieza utilizada por medio de los parámetros de material que proporciona el software inventor. Acero estructural de perfilera y tubos, ya que son los más comunes, el cual es un límite de fluencia de 290 Mpa.

Por lo tanto con la ecuación (V) resolvemos, donde el esfuerzo de fluencia se determinó como 290 Mpa y por medio de la figura 3.4 tenemos un valor máximo de 634.02 Mpa según VON MISES:

$$(FDS) = \frac{290}{634,02} = 0,46$$

El factor de seguridad está en el orden de 0.5. Por lo tanto si aplicáramos una fuerza en la barra cercana a 100 kilogramos quizás la maquina contenga fallos. Pero se llega a la conclusión de que las fuerzas aplicadas no superarán los 50kg.

En la figura 3.5 es posible apreciar ya el montaje de todo el sistema, además de ver la maquina terminada. Como se pudo entender en las simulaciones con ANSYS la fuerza se ejercerá en el mango del extremo del perfil tubular.



Figura 3.5: Detalle de la máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo terminada .

Finalmente se transporta la estructura al laboratorio CTTN es posible ver en la figura 3.7 la disposición de ambas plataformas. Se hace un proceso de toma de muestras, que consiste en iniciar ambas plataformas y que tomen muestras en el mismo instante de tiempo. En la figura 3.7 se aprecia la plataforma de fuerza AMTI, la cual está empotrada en el piso, esta máquina cuenta con 6 salidas analógicas las que son enviadas a una consola para amplificar y transformar las señales a discretas. verificar anexo 1. También se observa la plataforma que se desea comparar y validar, En ésta, para dar comienzo de la lectura basta con aplicar la fuerza sobre la estructura y ésta automáticamente comienza a guardar datos.



Figura 3.6: Proceso de toma de muestras con la máquina que aplica presión en 2 puntos de apoyo.

3.2. Máquina para analizar la dinámica de la plataforma de fuerza

El criterio que determina la utilización de un péndulo para analizar el comportamiento dinámico de la plataforma está dado a que se requiere un proceso repetitivo que sea cuantificable además que contenga un movimiento anterior posterior y posterior bien definidos, lo cual ésta estructura que se puede apreciar en la figura 3.7 nos ayuda para hacer los análisis de laboratorio.

La máquina cuenta con 4 resortes de igual longitud, fijados a las esquinas de una estructura rectangular cuadrada, hecha con perfiles T-slot dimensionados por el fabricante. Los resortes se unen en una barra perpendicular a la estructura por medio de un cilindro con hilo lo cual permite regular la verticalidad de la barra, dicha barra en la zona inferior está acoplada a un eje soportado por dos cajas con rodamientos, lo que permite que la barra tenga el movimiento lateral, siendo un fulcro la zona inferior con respecto al eje, y la zona superior, la que contendrá el máximo desplazamiento, sobre la barra se adiciona un peso de 1kg el cual dará inercia al sistema.

Por último se adiciona un sistema de partida que permite controlar el inicio del movimiento por medio de una bobina tipo solenode. Éste sistema se conecta a un módulo arduino, el cual comanda un relé de accionamiento, dicho arduino se conecta con el arduino nano de la plataforma, y por medio de código de programación podemos hacer que el péndulo inicie el sistema exactamente cuando se inicia la toma de datos, esto nos permite luego comparar las muestras.



Figura 3.7: Péndulo para análisis de dinámica.

Finalmente se puede apreciar en la siguiente figura 3.8 la disposición del péndulo sobre la superficie de la plataforma de fuerza, y el detalle de que está apoyada en la zona donde irían los pies de un individuo.

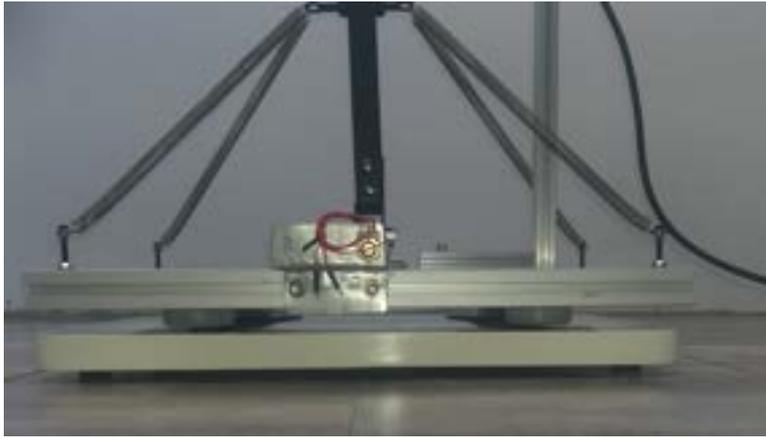


Figura 3.8: Péndulo sobre la superficie de la plataforma de fuerza.

Discusión

Las pruebas con la máquina para aplicar presión en 2 puntos simultáneamente, son para medir tiempos de respuesta, pero una vez llevada a cabo la experiencia, se determina que la máquina requiere de mejoras, ya que no está bien ajustada. Por lo tanto se deja pendiente éste análisis para cuando se haga la mejora y esté disponible el acceso al laboratorio CTTN con la plataforma AMTI a comparar.

La segunda prueba, si se lleva a cabo (con la máquina para analizar la dinámica de la plataforma de fuerza). EL objetivo de éste análisis es replicar muestras para luego superponerlas en un mismo gráfico y así determinar de manera gráfica su repetitividad, lo cual está dentro de los objetivos del proyecto. los datos adquiridos serán manipulados por otros profesionales del equipo CTTN que trabajan en estudios estadísticos lo cual el proceso de validación depende de un conjunto de pruebas; la prueba aplicada en esta tesis (adquirir datos con el péndulo y comparar gráficamente), el análisis estadístico por parte de otros profesionales (proceso externo a ésta tesis) y las pruebas con pacientes aplicadas por profesionales del área de kinesiología (proceso externo a esta tesis).

Capítulo 4

Experiencias de laboratorio con péndulo

EL péndulo simula a una persona sobre la plataforma, haciendo un movimiento uniforme sobre el instrumento. La condición inicial es que la muestra y la partida del péndulo sean en el mismo instante, para lograr esto se hace un control por medio de un circuito que manipula un electroimán. El electroimán, al ser energizado, es capaz de mantener el brazo del péndulo en una posición, cuando el microcontrolador da inicio a la toma de muestra, este envía la señal al circuito de control del péndulo, para desenergizar el sistema y que el movimiento inicie, la muestra durará 60 segundos.

Por lo tanto se hacen muestras en el plano lateral horizontal de la plataforma de fuerza. El péndulo moverá el brazo de lado a lado en el sentido mencionado y así el sistema de guardado tendrá los datos del evento. Para cuando se tengan muestras suficientes para comparar, se utiliza la app "Signal Analyzer" de matlab, la que permite manipular las muestras, se puede suavizar la curva con filtros digitales, eliminar gran parte del ruido de la señal y aplicar métodos estadísticos como media móvil para mejor visualización, también se ajusta el inicio de cada muestra.

Cada gráfico muestra la comparación obtenida en cada una de las 8 sesiones en sentido horizontal, cada sesión con una duración de 60 segundos. Se sincronizó el comienzo de los gráficos para permitir una mejor comparación del desempeño de los sensores

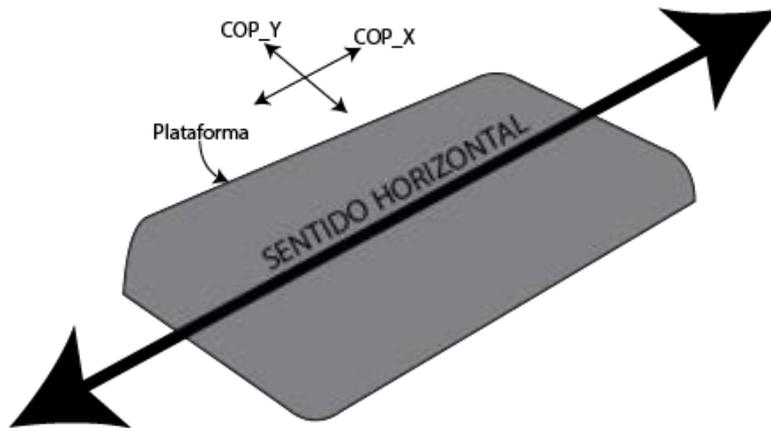


Figura 4.1: Sentido de la toma de muestra.

El sentido horizontal se refiere al movimiento del peso oscilatorio usado en las pruebas.

El eje vertical del gráfico, que va desde -1 a 1, muestra la ubicación del CoPx sobre la plataforma, siendo el 0 el centro, -1 totalmente a la izquierda, y 1 totalmente a la derecha.

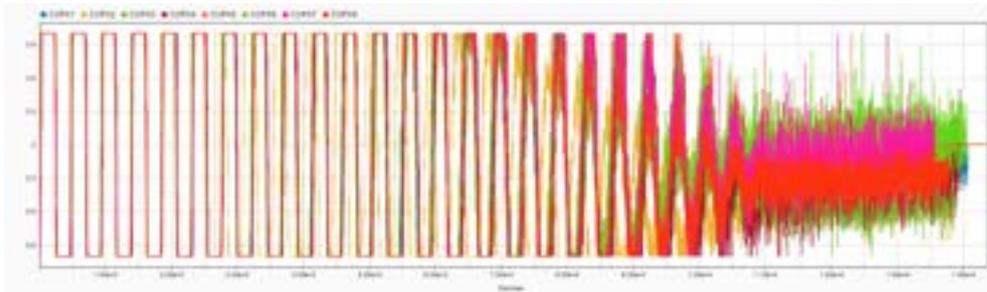


Figura 4.2: Gráfico CoP X horizontal para 8 muestras, sin modificar.

Para una mejor visualización se aplica un suavizado media móvil.

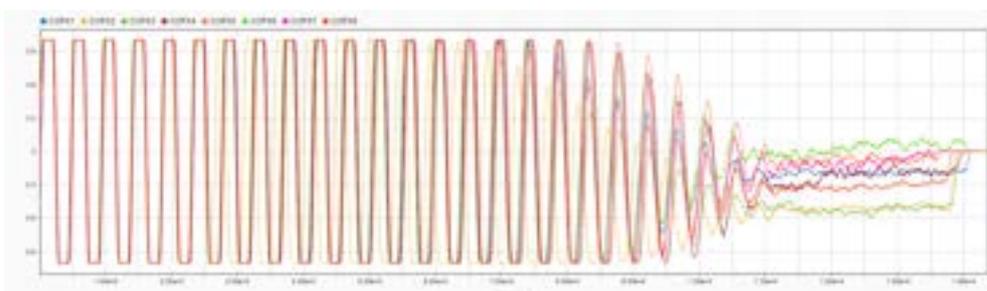


Figura 4.3: Gráfico CoP X horizontal suavizado con media móvil.

Se aplica filtro pasa bajos para la eliminación de ruidos electrónicos.

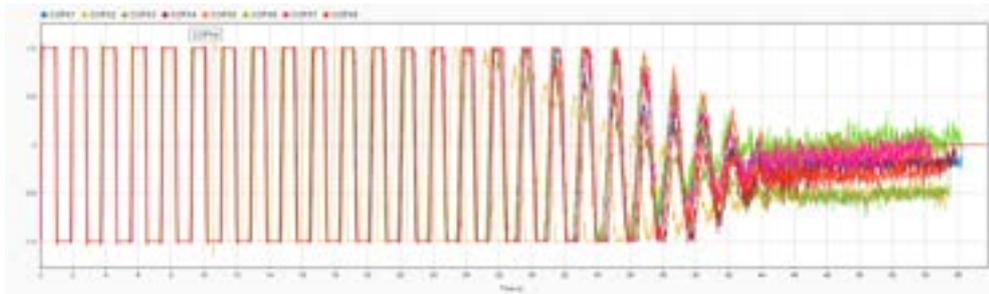


Figura 4.4: Gráfico CoPx horizontal, con filtro pasa bajo.

El eje vertical del gráfico, que va desde -1 a 1, muestra la ubicación del CoPy sobre la plataforma, siendo el 0 el centro, -1 totalmente atrás, y 1 totalmente arriba.

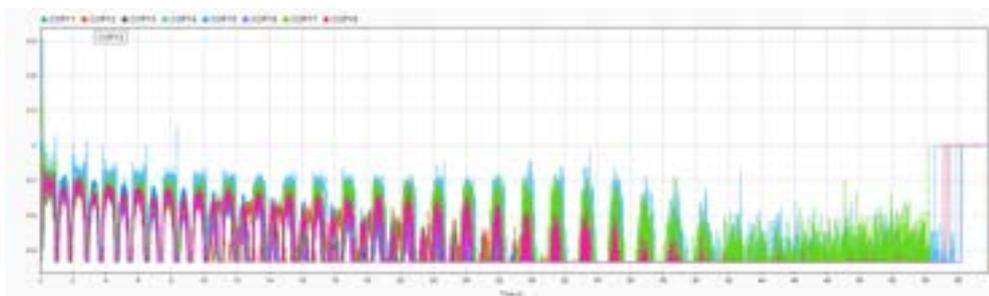


Figura 4.5: Gráfico CoPy horizontal para 8 muestras, sin modificar.

Para una mejor visualización se aplica un suavizado media móvil.

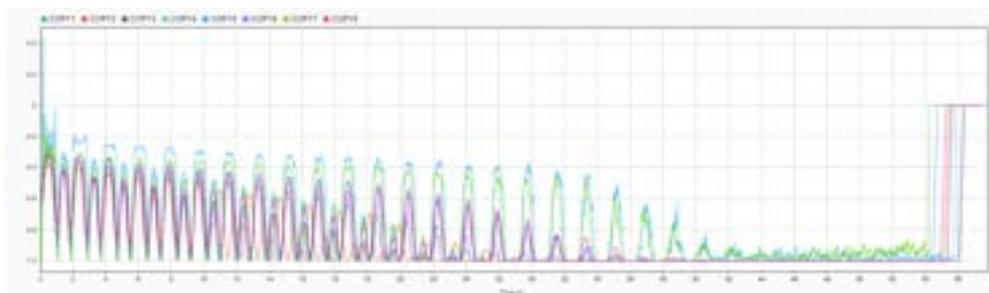


Figura 4.6: Gráfico CoPy horizontal para 8 muestras, suavizado con media móvil.

Se aplica filtro pasa bajos para la eliminación de ruidos electrónicos.

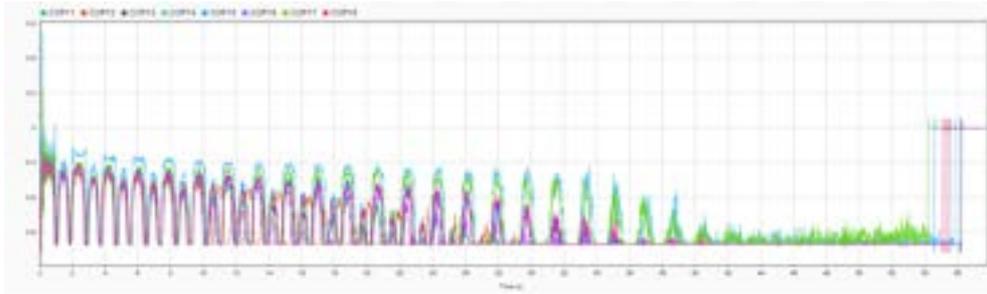


Figura 4.7: Gráfico CoPx horizontal, con filtro pasa bajo.

Las muestras se sincronizan bastante bien en la primera mitad del muestreo tanto para el CoPx como para el CoPy, luego con la media móvil aplicada se puede apreciar que en la etapa final se produce una desincronización de la muestra, se aprecia claramente la resolución de cada muestra, existiendo una desviación estándar de 0,8 segundo en el acabado de la lectura y una desviación estándar de 288.

El total de muestras es de 14000, obtenidas para cada procedimiento con el péndulo, con 56 segundos por sesión. La desviación estándar de CoPx con movimiento en sentido horizontal hasta la muestra 6000 es de 70, quiere decir que cuando el péndulo está en su máximo desplazamiento la precisión del instrumento es óptima para mediciones de centro de presión y queda comprobar por medio de pacientes la confiabilidad de la máquina.

Discusión

El inicio de la muestra exactamente en un 16,6% la sincronización de las 8 sesiones son perfectas, en los primeros 10 segundos, tenemos un peso de 1kg oscilando en el máximo arco que proporciona el péndulo en la muestra, transcurrido 30 segundos, 50% de las muestras aproximadamente, comienza el proceso de estabilización del movimiento, en donde las sesiones comienzan a sufrir diferencia notoria entre una y otra. Se requiere complementar con el muestreo con pacientes y finalizar el proceso de experimentación.

4.1. Conclusión

Con respecto a la transducción y filtrado de las señales, la solución fue encontrar los componentes como el hx711 y el AD7705 que se encargan de este proceso a nivel de circuito, en la programación se hace un filtro digital que actúa sobre el tiempo En el dominio de la frecuencia utilizando cada 3 muestras un promedio, esto evita el aliasing o solapamiento De las muestras. Por lo tanto el hx711 con su muestreo a 80 muestras Por segundo no permite aplicar un filtrado digital en el programa, ya que se reduce a 27 muestras por segundo aproximadamente quedando el muestreo en 27hz, siendo esta cantidad de muestras insuficiente, por lo que fue necesario hacer el cambio de componente al AD7705 que permite Modificar la ganancia y la cantidad de muestras, hasta 500hz , fijando el componente en 360hz, así al aplicar el filtro digital Obtenemos 120hz en el muestreo final.

Para la obtención del centro de presión, existen dos opciones. Que la programación del microcontrolador de la plataforma entregue el cálculo de CoPx y CoPy o que sea calculado de manera externa y que la plataforma entregue en un archivo de texto, La muestra de cada celda por separado. La primera opción es factible, pero genera una exigencia importante en el microcontrolador. La segunda opción es la mejor por que es posible tener más opciones de análisis por medio de otros programas externos.

En cuanto al envío de datos están las opciones de guardado por tarjeta de memoria y sistema de wifi, existen métodos de guardado de datos automáticos en nube, tan sólo bastó con generar un código que logre conectar la plataforma a la red de Internet y se genera una puerta a la página para un guardado automático.

En cuanto a la verificación de las muestras, el proceso aún no termina, se define que el instrumento si logra repetitividad en cuanto haya movimientos notorios por sobre la plataforma, mientras que si se está sobre la plataforma evitando moverse, la repetitividad se ve aún inconsistente, por lo tanto queda hacer análisis futuros con pacientes.

Los conocimientos adquiridos son amplios, ya que el centro de telerehabilitación mantiene como foco, innovar constantemente. La relación de la Mecatrónica con respecto a la intervención, es amplia, se puede trabajar en sistemas instrumentales o generar prototipos protésicos sin problema, ya que la carrera cuenta con las herramientas necesarias para diseñar y construir este tipo de proyectos. La experiencia otorgada ha abierto nuevos horizontes, interpretando los alcances de la Mecatrónica, en conjunto con las personas que se mantuvo comunicación y

trabajo, se descubre una conexión interdisciplinaria importante, lo que conlleva a trabajar con más fuerza con este tipo de equipos.

Los desafíos, que se contemplaron en este proyecto, corresponden a la necesidad de involucrarse a nuevos conocimientos del área de la rehabilitación, también de construir físicamente un instrumento, se requiere conectar los módulos de mecánica aplicados en todo el transcurso de la carrera, y profundizar en aspectos técnicos en el ámbito de la instrumentación. Los acontecimientos más relevantes a la hora de fabricar tienen que ver con la logística de adquirir los materiales que se consideraron para la fabricación los cuales no siempre están disponibles en el país de fabricación.

Particularmente, se siente una necesidad de tener más herramientas y conocimiento para poder entregar un mejor servicio como profesional, si bien se adquieren con la experiencia laboral, podrían ser instauradas con mayor énfasis en la formación, lo planteado va dirigido a el uso de software para análisis, es tal la necesidad de aprender este tipo de conocimientos que el trabajo autónomo es crucial, sin embargo la oportunidad de trabajar en el CTTN instauró esta necesidad de aplicar análisis de éste tipo y se intenta entregar el mayor detalle posible a la hora de proporcionar la información.

Bibliografía

- [1] V. Gatica-Rojas, *Sistemas de control del movimiento humano*, 2nd ed. ebook, 2019.
- [2] K. E. Petrocci *et al.*, “La medición del control postural con estabilometría-una revisión documental,” 2011.
- [3] MCI, *¿Cómo leer una hoja de datos?*, 2019. [Online]. Available: <http://cursos.mcielectronics.cl/2019/06/18/como-leer-una-hoja-de-datos/>
- [4] Universidad de valencia, *Diferencias entre señal analógica y digital*, Valencia, 2018. [Online]. Available: <https://www.universidadviu.com/diferencias-senal-analogica-digital/>
- [5] J. Pomares, *Manual de arduino para la asignatura Control por Computador*, 1st ed., 2009.
- [6] D. industry, “galga extensiométrica,” p. <https://www.directindustry.es/>.
- [7] —, “Celdas de carga,” p. www.hbm.com.
- [8] Universidad de valencia, *Programación en Arduino con MATLAB y Simulink*, mathworks, 2019. [Online]. Available: <https://es.mathworks.com/discovery/arduino-programming-matlab-simulink.html>
- [9] José Pedro Arteaga Cezón, “Análisis de gráficos estadísticos elaborados en un proyecto de análisis de datos,” 2009.
- [10] A. G. Ramírez Suárez *et al.*, “Aplicación para identificar la relación entre ángulo postural y cop en equilibrio estático.”
- [11] J. Garcia-Lopez and J. Rodriguez-Marroyo, *Equilibrio y estabilidad del cuerpo humano*, 01 2015, pp. 99–129.
- [12] hbm, *Fundamentos sobre galgas extensiométricas*, Valencia, 2020. [Online]. Available: <https://www.hbm.com/es/7074/fundamentos-sobre-galgas-extensiometricas/>
- [13] C. Caballero, D. Barbado, and F. J. Moreno, “El procesado del desplazamiento del centro de presiones complejidad/rendimiento observada en el control postural,” *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, vol. 6, no. 1888-7546, pp. 101 – 107, 2013.
- [14] M. A. Perez Garcia, *instrumentación Electrónica*, 1st ed. Ediciones Paraninfo. S.A, 2014.

- [15] P. Martínez-Nuevo and A. V. Oppenheim, "Lattice functions for the analysis of analog-to-digital conversion," *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 65, no. 8, pp. 4915–4923, 2019.
- [16] E. d. R. Paredes-Martínez, "Convertidor digital a analógico de un bit," *Científica*, 2008. [Online]. Available: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=61411591005>
- [17] Biomech, *plataformas-fuerza-bertec*, biomech-solutions, España, Madrid, 2020. [Online]. Available: <https://www.biomech-solutions.com/plataformas-fuerza-bertec.html>
- [18] X. A. Jódar, "Evaluación de la fuerza explosiva de extensión de miembros inferiores mediante plataformas de fuerza dinascan®600m," 1999.
- [19] Amti, *Plataforma de fuerza diseñada para medir las fuerzas y los momentos aplicados a su superficie*, © Advanced Mechanical Technology, Inc., USA, 2020. [Online]. Available: https://www.amti.biz/fps-guide_es.aspx
- [20] Kistler, *Soluciones para medición de fuerzas*, Kistler Group, Australia, 2020. [Online]. Available: <https://www.kistler.com/es/aplicaciones/tecnologia-de-sensores/biomecanica-y-plataforma-de-medicion-de-fuerza/>
- [21] Instituto de Biomecánica, *Tecnologías para la valoración biomecánica*, Asociación instituto de Biomecánica de Valencia, España, 2020. [Online]. Available: <https://www.ibv.org/tecnologias/valoracion-biomecanica/>
- [22] W. H. Organization *et al.*, "Good health adds life to years: Global brief for world health day 2012," World Health Organization, Tech. Rep., 2012.
- [23] S. W. Muir, K. Berg, B. Chesworth, N. Klar, and M. Speechley, "Balance impairment as a risk factor for falls in community-dwelling older adults who are high functioning: a prospective study," *Physical therapy*, vol. 90, no. 3, pp. 338–347, 2010.
- [24] K. Lihavainen, S. Sipilä, T. Rantanen, S. Sihvonen, R. Sulkava, and S. Hartikainen, "Contribution of musculoskeletal pain to postural balance in community-dwelling people aged 75 years and older," *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, vol. 65, no. 9, pp. 990–996, 2010.
- [25] J. L. Kelsey, S. D. Berry, E. Procter-Gray, L. Quach, U.-S. D. Nguyen, W. Li, D. P. Kiel, L. A. Lipsitz, and M. T. Hannan, "Indoor and outdoor falls in older adults are different: the maintenance of balance, independent living, intellect, and zest in the elderly of boston study," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 58, no. 11, pp. 2135–2141, 2010.
- [26] M. Ceravolo, "Who, when, why and how? the unfixed issues of balance assessment," *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 46, no. 2, p. 179, 2010.
- [27] R. Orr, N. J. De Vos, N. A. Singh, D. A. Ross, T. M. Stavrinou, and M. A. Fiatarone-Singh, "Power training improves balance in healthy older

- adults,” *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 61, no. 1, pp. 78–85, 2006.
- [28] J. M. Piirainen, N. J. Cronin, J. Avela, and V. Linnamo, “Effects of plyometric and pneumatic explosive strength training on neuromuscular function and dynamic balance control in 60–70 year old males,” *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, no. 2, pp. 246–252, 2014.
- [29] J. M. Piirainen, J. Avela, N. Sippola, and V. Linnamo, “Age dependency of neuromuscular function and dynamic balance control,” *European journal of sport science*, vol. 10, no. 1, pp. 69–79, 2010.
- [30] B. C. Horslen, C. D. Murnaghan, J. T. Inglis, R. Chua, and M. G. Carpenter, “Effects of postural threat on spinal stretch reflexes: evidence for increased muscle spindle sensitivity?” *Journal of neurophysiology*, vol. 110, no. 4, pp. 899–906, 2013.
- [31] J. E. Visser, M. G. Carpenter, H. van der Kooij, and B. R. Bloem, “The clinical utility of posturography,” *Clinical Neurophysiology*, vol. 119, no. 11, pp. 2424–2436, 2008.
- [32] A. Bergland, G.-B. Jarnlo, and K. Laake, “Predictors of falls in the elderly by location,” *Aging clinical and experimental research*, vol. 15, no. 1, pp. 43–50, 2003.
- [33] J. H. Pasma, D. Engelhart, A. C. Schouten, H. van der Kooij, A. B. Maier, and C. G. Meskers, “Impaired standing balance: the clinical need for closing the loop,” *Neuroscience*, vol. 267, pp. 157–165, 2014.
- [34] L. K. Boulgarides, S. M. McGinty, J. A. Willett, and C. W. Barnes, “Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults,” *Physical therapy*, vol. 83, no. 4, pp. 328–339, 2003.
- [35] S. Boudrahem and P. R. Rougier, “Relation between postural control assessment with eyes open and centre of pressure visual feedback effects in healthy individuals,” *Experimental brain research*, vol. 195, no. 1, pp. 145–152, 2009.
- [36] G. M. Flores, R. L. Hecker, E. Dalhaye, and J. Guzmán, “Diseño preliminar de una celda de carga para maquinado.” *Mecánica Computacional*, pp. 1347–1356, 2006.
- [37] E. Ageberg, R. Zätterström, T. Fridén, and U. Moritz, “Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15–44 years,” *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, vol. 11, no. 1, pp. 47–53, 2001.
- [38] C. de Franco and Y. Josefina, “Validez y confiabilidad de los instrumentos de investigación para la recolección de datos,” 2009.
- [39] Y. A. Badamasi, “The working principle of an arduino,” in *2014 11th International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO)*, 2014, pp. 1–4.

- [40] J. Matas Alcalá and R. R. Ramos Lara, *Microcontroladores MCS-51 y MCS-251*. Edicions UPC, 2001.
- [41] S. Al-Mutlaq and A. Wende, “Load cell amplifier hx711 breakout hookup guide,” *Retrieved from Sparkfun Start Something website: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/load-cell-amplifier-hx711-breakout-hookupguide/introduction>*, 2016.
- [42] M. E. Tinetti, “Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients.” *Journal of the American Geriatrics Society*, 1986.
- [43] S. R. Lord, H. B. Menz, and A. Tiedemann, “A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention,” *Physical therapy*, vol. 83, no. 3, pp. 237–252, 2003.
- [44] H. M. Schepers, H. F. Koopman, C. T. Baten, and P. H. Veltink, “Ambulatory measurement of ground reaction force and estimation of ankle and foot dynamics,” *Journal of biomechanics*, vol. 40, p. S436, 2007.
- [45] Garcia Casado, Francisco javier, *Galgas Extensiométricas: Funcionamiento y Circuitos de Medida.*, Valencia, 2010. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/10251/7747>
- [46] M. Yapur, J. I. O. García, and D. H. T. Salazar, “Medición de esfuerzos y deformaciones en barras metálicas utilizando galgas extensométricas,” *Escuela Superior Politécnica del Litoral*, 2005.
- [47] E. J. A. Rodríguez, J. W. M. Ocampo, and C. A. S. Ortega, “Medidores de deformacion por resistencia: galgas extensiométricas,” *Scientia et technica*, vol. 1, no. 34, 2007.
- [48] F. B. Horak, D. M. Wrisley, and J. Frank, “The balance evaluation systems test (bestest) to differentiate balance deficits,” *Physical therapy*, vol. 89, no. 5, pp. 484–498, 2009.
- [49] M. Barrantes-Monge, E. J. García-Mayo, L. M. Gutiérrez-Robledo, and A. Miguel-Jaimes, “Dependencia funcional y enfermedades crónicas en ancianos mexicanos,” *salud pública de méxico*, vol. 49, pp. s459–s466, 2007.
- [50] K. O. Berg, S. L. Wood-Dauphinee, J. I. Williams, and B. Maki, “Measuring balance in the elderly: validation of an instrument,” *Canadian journal of public health*, vol. 83, no. Suppl 2, pp. S7–S11, 1992.
- [51] D. Podsiadlo and S. Richardson, “The timed “up & go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons,” *Journal of the American geriatrics Society*, vol. 39, no. 2, pp. 142–148, 1991.
- [52] P. W. Duncan, D. K. Weiner, J. Chandler, and S. Studenski, “Functional reach: a new clinical measure of balance,” *Journal of gerontology*, vol. 45, no. 6, pp. M192–M197, 1990.
- [53] Mettler tolledo, *manufacturer of precision instruments*, 2020. [Online]. Available: <https://www.mt.com/int/en/home.html>

- [54] T. L. Lawrence and R. N. Schmidt, "Wireless in-shoe force system [for motor prosthesis]," in *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 'Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering'* (Cat. No. 97CH36136), vol. 5. IEEE, 1997, pp. 2238–2241.
- [55] D. Surdilovic, Z. Jinyu, and R. Bernhardt, "Gait phase and centre of pressure measuring system," in *2nd IEEE International Conference on Industrial Informatics, 2004. INDIN'04. 2004.* IEEE, 2004, pp. 331–334.
- [56] A. Authier, P. Boissy, J. Beauvais, and R. Fontaine, "A proof of concept for a wireless ambulatory weight bearing measurement system in rehabilitation and telerehabilitation applications," in *Third IEEE International Conference on Wireless and Mobile Computing, Networking and Communications (WiMob 2007).* IEEE, 2007, pp. 73–73.
- [57] C.-M. Yang, C.-M. Chou, J.-S. Hu, S.-H. Hung, C.-H. Yang, C.-C. Wu, M.-Y. Hsu, and T.-L. Yang, "A wireless gait analysis system by digital textile sensors," in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* IEEE, 2009, pp. 7256–7260.
- [58] L. Shu, T. Hua, Y. Wang, Q. Li, D. D. Feng, and X. Tao, "In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array," *IEEE Transactions on information technology in biomedicine*, vol. 14, no. 3, pp. 767–775, 2010.
- [59] P. S. Dyer and S. J. M. Bamberg, "Instrumented insole vs. force plate: A comparison of center of plantar pressure," in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* IEEE, 2011, pp. 6805–6809.
- [60] C.-W. Huang, P.-D. Sue, M. F. Abbod, B. C. Jiang, and J.-S. Shieh, "Measuring center of pressure signals to quantify human balance using multivariate multiscale entropy by designing a force platform," *Sensors*, vol. 13, no. 8, pp. 10 151–10 166, 2013.
- [61] H. L. Bartlett, L. H. Ting, and J. T. Bingham, "Accuracy of force and center of pressure measures of the wii balance board," *Gait & posture*, vol. 39, no. 1, pp. 224–228, 2014.
- [62] S. Crea, M. Donati, S. M. M. De Rossi, C. M. Oddo, and N. Vitiello, "A wireless flexible sensorized insole for gait analysis," *Sensors*, vol. 14, no. 1, pp. 1073–1093, 2014.
- [63] H. Abou Ghaida, S. Mottet, and J.-M. Goujon, "A real time study of the human equilibrium using an instrumented insole with 3 pressure sensors," in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.* IEEE, 2014, pp. 4968–4971.
- [64] C. Young, "The f-scan system of foot pressure analysis." *Clinics in podiatric medicine and surgery*, vol. 10, no. 3, p. 455, 1993.
- [65] H. Sobral, A. Vieira, J. P. Ferreira, P. Ferreira, S. Cruz, M. Crisóstomo, and A. P. Coimbra, "Human gait analysis using instrumented shoes," in *2015*

- IEEE 4th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*. IEEE, 2015, pp. 1–1.
- [66] K. Marquez Flórez, D. A. Garzón Alvarado, and E. Vergara Amador, “Método para el cálculo de las medidas angulares de la articulación del radio distal,” *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, vol. 31, no. 3, pp. 332–351, 2012.
- [67] A. Fernández Marín, “Estudio comparativo de estructuras rigidizadas mediante larguerillos o núcleo de aluminio para componentes aeroespaciales de material compuesto,” B.S. thesis, 2015.
- [68] G. Pirard and I. C. Pirard, “Criterios de plasticidad o de fluencia criterio propio de un material.” *Mecánica Computacional*, vol. 26, pp. 2776–2799, 2007.
- [69] A. M. Gilroy, *Gilroy: prometheus. atlas anatom’a 2aed*, 2009.
- [70] A. J. M. RUEDA and B. ESO, “La naturaleza matemática.”
- [71] A. G. Carrillo, *Fundamentos de programación en C++*. Delta Publicaciones, 2005.
- [72] C. A. RIVAS VEGA and V. S. E. LONCONADO VARELA, “Análisis técnico, constructivo y económico de estructuras de vivienda con perfiles de acero alivianados,” 2018.
- [73] T. E. DE GRADO, “Tensiones y deformaciones en conexiones viga–columna con perfiles tubulares rectangulares sin relleno de concreto mediante soldadura directa, empleando el programa de análisis por elementos finitos ansys r. 17,” Ph.D. dissertation, UNIVERSIDAD CATÓLICA ANDRÉS BELLO, 2017.
- [74] E. C. Datasheet, “Hx711,” p. <https://www.alldatasheet.com>, 2020.
- [75] E. Components, “atmega328p,” p. <https://altronics.cl>, 2020.
- [76] L. store, “Arduino nano,” p. <https://www.elektor.com>, 2020.
- [77] Alldatasheet, “Ad7705,” p. <https://www.alldatasheet.com>, 2020.

Apéndice A

Documentación

A1. Documentación de operación y mantenimiento

Una vez que la plataforma esté en manos de un cliente no tendrá acceso autorizado para una mantención autónoma, es necesario un soporte técnico que esté involucrado en la reparación de una eventual falla del dispositivo, por lo tanto, los procedimientos de mantención son dirigidos a técnicos encargados. Ver procedimientos básicos:

Componente	Batería	
Actividad	Verificar voltaje de salida	Verificar estado de la batería
Tipo de mantención	Preventiva	Preventiva
Implemento necesarios	1.- Guantes. 2.- Gafas.	1.- Guantes. 2.- Gafas.
Procedimiento	1.- Encendí el multítester en la escala de voltaje continuo y una amplitud de 12[v].	1.- Desconectar la batería de la máquina (máquina desconectada)
	2.- Ubicar las puntas de prueba del multítester sobre los bornes de la batería y medir.	2.- Proceder a un proceso de carga normal
	3.- La medición correcta esperada se debe encontrar entre los 5[v] y los 8[v].	3.- descargar la batería en un proceso normal de carga, si la batería no entrega energía por un tiempo estimado de una hora continua reemplazar.

Figura A1.1: Procedimiento de verificación de baterías.

Componente	Módulo de wifi
Actividad	Verificación de funcionamiento.
Tipo de mantención	Preventiva.
Implemento necesarios	1.-Destornillador 2.-Tester
Procedimiento	1.-Encender la maquina. Y hacer una prueba de juego. (subirse sobre la plataforma. 2.- Con el destornillador proceder al desmontaje de la tapa inferior de la plataforma 3.- Con el tester probar la alimentación de la placa principal al módulo wifi 4.- Si no hay voltaje (5v) reemplazar placa principal, si hay voltaje reemplazar el módulo wifi

Figura A1.2: Procedimiento de verificación de módulo wifi.

Componente	Módulo placa principal.
Actividad	Verificación de funcionamiento.
Tipo de mantención	Correctiva
Implemento necesarios	1.-Destornillador 2.-Tester
Procedimiento	1.-Encender la maquina. Verificar que encienda la luz testigo de encendido. 2.- Con el destornillador proceder al desmontaje de la tapa inferior de la plataforma 3.- Con el tester probar la alimentación de la placa principal. 4.- Si no hay voltaje (5v) reemplazar placa principal, si hay voltaje reemplazar el módulo.

Figura A1.3: Procedimiento de verificación de placa principal

Componente	Celda de carga.
Actividad	Verificar estado del componente
Tipo de mantención	Preventiva.
Implemento necesario	1.-Destornillador 2.- Circuito de prueba. 3.-Computadora.
Procedimiento	1.- Retirar las celdas de carga de la plataforma con el destornillador. 2.- Retirar los pines del circuito principal. 3.- Hacer prueba visual de los cables de cada celda, si está alguno cortado, cambiar la celda. 4.- Someter al circuito de prueba la celda, con el programa de prueba disponible verificar la lectura de celda poniendo un peso calibrado y conocido, si la celda no entrega lectura, cambiar la celda.

Figura A1.4: Procedimiento de verificación de celda de carga.

Componente	Circuito de carga de baterías
Actividad	Verificar voltaje de salida
Tipo de mantención	Preventiva.
Implemento necesario	1.- Guantes. 2.- Gafas. 3.- Tester
Procedimiento	1.- Encendr el multítester en la escala de voltaje continuo y una amplitud de 12[v]. 2.- Ubicar las puntas de prueba del multítester sobre los bornes de salida del cargador. 3.- La medición correcta esperada se debe encontrar entre los 5[v] y los 8[v]. 4.- Si no entrega voltaje el circuito, reemplazar.

Figura A1.5: Procedimiento de verificación de cargador.

Componente	Módulo de memoria
Actividad	Verificación de funcionamiento.
Tipo de mantención	Preventiva.
Implemento necesarios	1.- Destornillador 2.- Tester 3.- Computadora
Procedimiento	1.- Encender la maquina. Y hacer una prueba de terapia. 2.- Con el destornillador proceder al desmontaje de la tapa inferior de la plataforma 3.- Tomar la tarjeta de memoria y comprobar si guardó datos en la computadora, puede verificar el dato con la fecha y hora de su computadora. Si no existe dato repita la prueba con otra tarjeta de memoria. 4.- Si no obtiene dato con el tester comprobar voltaje en el modulo de tarjeta de memoria, si no hay 5v reemplace el circuito principal, de lo contrario el módulo de memoria.

Figura A1.6: Procedimiento de verificación de módulo de memoria.

Componente	Bluetooth	
Actividad	Prueba de bluetooth	Prueba circuito bluetooth
Tipo de mantención	Preventiva.	Correctiva
Implemento necesario	1.- Celular 2.- App disponible en app store bluetooth controller	1.- Destornillador 2.- Tester
Procedimiento	1.- Encender la maquina. 2.- Abrir la aplicación, y buscar dispositivo hc-05 3.- Si no encuentra el dispositivo, proceder a prueba de circuito.	1.- Con el destornillador proceder al desmontaje de la tapa inferior de la plataforma 2.- Encender la maquina. 3.- Con las puntas del tester, verificar el voltaje de alimentación del bluetooth, verificar los pines de alimentación por medio de la serigrafía del circuito. 4.- Si no hay voltaje (5v) reemplazar placa principal, si hay voltaje reemplazar el modulo bluetooth

Figura A1.7: Procedimiento de verificación de módulo bluetooth.

A2. Plan de cierre

- Proyectar el producto a mercado por medio de empresas que se interesen en apoyar la construcción en masa.
- Muestreo con individuos.

Cabe destacar que no existirá una presentación ni un análisis de la programación del instrumento en ésta tesis, debido a temas de reserva de derechos, por ser un producto que obtendrá una validación y una marca registrada.

A3. Anexos

PRODUCTOS

■ Navegador de productos

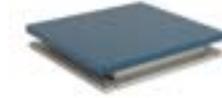
- Biomecánica General
- Guía de selección de cables
- Guía de selección de plataforma de fuerza
- Guía de selección de sensores de fuerza
- Guía de selección de máquinas de pruebas
- Simulador de articulaciones VIVO
- Cuestionario de aplicaciones

NAVEGADOR DE PRODUCTOS

Amplificadores y Software	Optima HPS	BP400600-OP	
Equipos instrumentados	Portátil	Dual-Top AccuWay	
Máquinas de pruebas multieje	Deportes	OPT400600	
Plataformas de fuerza	Pasillos	OPT464508	
Sensores de fuerza	A prueba de agua	OR6-7-OP	

ESPECIFICACIONES DE OR6-7-OP-1000

OR6-7 de AMTI es una plataforma de fuerza de "tamaño estándar" de la industria para estudios de marcha y es usada por cientos de laboratorios de todo el mundo. Su alta sensibilidad, baja interferencia, excelente repetibilidad y estabilidad de largo plazo hacen que esta plataforma sea un candidato ideal para estudios clínicos e investigación.



■ Haga clic para ampliar

■ Imprimir registro de productos

■ Compare capacidades de modelos

OR6-7-OP ahora ofrece tecnología Optima avanzada de AMTI, proporcionando precisión líder en la industria sin costo adicional.

Las características claves incluyen:

- Precisión de centro de presión promedio de apenas una fracción de milímetro (generalmente menos de 0,4 mm) Valores de interferencia generalmente de ± 0.2 % de carga aplicada
- Precisión de medición generalmente de ± 0.25 % de carga de calibración aplicada*

Unidades: Métrico Capacidad: 4448 N

Dimensiones(WxLxH)	444 x 508 x 82.55 mm	Hardware de montaje	Recomendado
Peso	28.18 Kg.	Elementos sensores	Puente extensimétrico
Canales	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz	Amplificador	Requerido
Material de la plataforma superior	Aluminio	Salidas análogas	6 canales
Intervalo de temperatura	-17.78 to 51.67°C	Salidas digitales	Ninguna
Excitación	10V máximo	Interferencia*	± 0.2 % en todos los canales
Histéresis Fx, Fy, Fz	± 0.2 % salida de plena escala		
Precisión de centro de presión*	± 0.4 mm.	Precisión de la medición*	± 0.25 % de la carga aplicada

*Valor típico; carga mínima aplicada de 22.7 kg (50 libras)

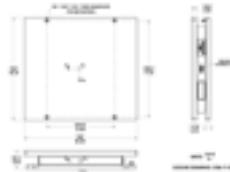
Canal	Fx	Fy	Fz	Unidades	Mx	My	Mz	Unidades
Capacidad	2224	2224	4448	N	1129	1129	565	N-m
Sensibilidad	0.674	0.674	0.169	$\mu V/V-N$	1.59	1.59	3.37	$\mu V/V-N-m$
Frecuencia natural	280	280	460	Hz	-	-	-	Hz
Resolution	Para determinar la resolución de su sistema, use nuestra Calculadora de salida.							

Las especificaciones publicadas están sujetas a cambios sin aviso.

Última modificación: 2017-11-28

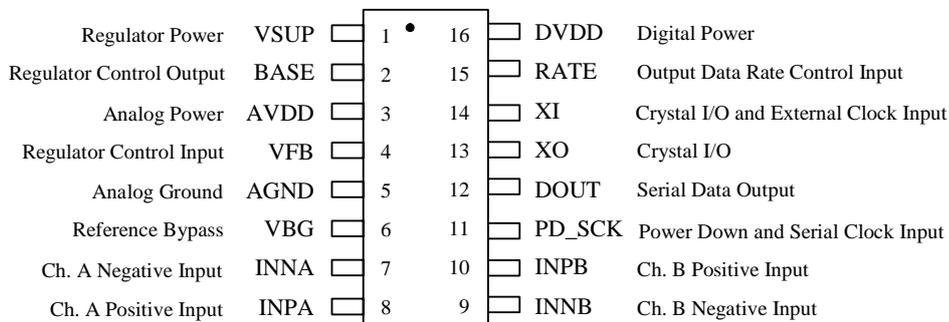
DIBUJOS TÉCNICOS

Dibujo de huella (haga clic en la imagen para ampliar)



Dibujo eléctrico (haga clic en la imagen para ampliar)



Pin Description


SOP-16L Package

Pin #	Name	Function	Description
1	VSUP	Power	Regulator supply: 2.7 ~ 5.5V
2	BASE	Analog Output	Regulator control output (NC when not used)
3	AVDD	Power	Analog supply: 2.6 ~ 5.5V
4	VFB	Analog Input	Regulator control input (connect to AGND when not used)
5	AGND	Ground	Analog Ground
6	VBG	Analog Output	Reference bypass output
7	INA-	Analog Input	Channel A negative input
8	INA+	Analog Input	Channel A positive input
9	INB-	Analog Input	Channel B negative input
10	INB+	Analog Input	Channel B positive input
11	PD_SCK	Digital Input	Power down control (high active) and serial clock input
12	DOUT	Digital Output	Serial data output
13	XO	Digital I/O	Crystal I/O (NC when not used)
14	XI	Digital Input	Crystal I/O or external clock input, 0: use on-chip oscillator
15	RATE	Digital Input	Output data rate control, 0: 10Hz; 1: 80Hz
16	DVDD	Power	Digital supply: 2.6 ~ 5.5V

Table 1 Pin Description

FEATURES

- AD7705: 2 fully differential input channel ADCs**
- AD7706: 3 pseudo differential input channel ADCs**
- 16 bits no missing codes**
- 0.003% nonlinearity**
- Programmable gain front end: gains from 1 to 128**
- 3-wire serial interface**
- SPI[®]-, QSPI[™]-, MICROWIRE[™]-, and DSP-compatible Schmitt-trigger input on SCLK**
- Ability to buffer the analog input**
- 2.7 V to 3.3 V or 4.75 V to 5.25 V operation**
- Power dissipation 1 mW maximum @ 3 V**
- Standby current 8 μ A maximum**
- 16-lead PDIP, 16-lead SOIC, and 16-lead TSSOP packages**

GENERAL DESCRIPTION

The AD7705/AD7706 are complete analog front ends for low frequency measurement applications. These 2-/3-channel devices can accept low level input signals directly from a transducer and produce serial digital output. The devices employ a Σ - Δ conversion technique to realize up to 16 bits of no missing codes performance. The selected input signal is applied to a proprietary, programmable-gain front end based around an analog modulator. The modulator output is processed by an on-chip digital filter. The first notch of this digital filter can be programmed via an on-chip control register, allowing adjustment of the filter cutoff and output update rate.

The AD7705/AD7706 devices operate from a single 2.7 V to 3.3 V or 4.75 V to 5.25 V supply. The AD7705 features two fully differential analog input channels; the AD7706 features three pseudo differential input channels.

Both devices feature a differential reference input. Input signal ranges of 0 mV to 20 mV through 0 V to 2.5 V can be incorporated on both devices when operating with a V_{DD} of 5 V and a reference of 2.5 V. They can also handle bipolar input signal ranges of ± 20 mV through ± 2.5 V, which are referenced to the AIN(-) inputs on the AD7705 and to the COMMON input on the AD7706.

FUNCTIONAL BLOCK DIAGRAM

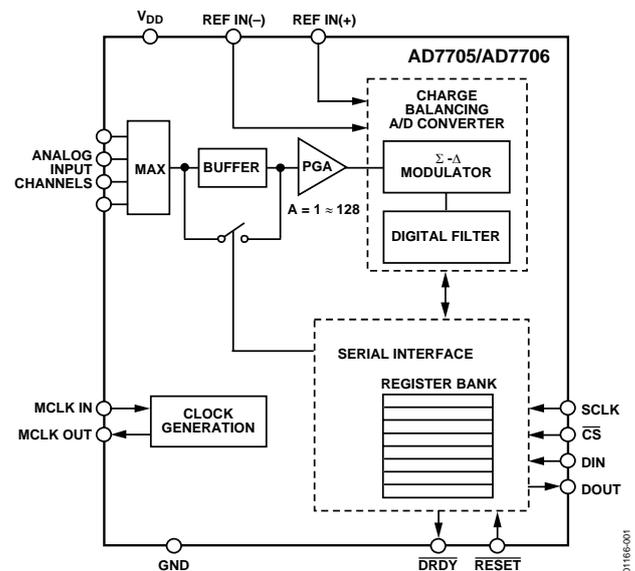


Figure 1.

The AD7705/AD7706 devices, with a 3 V supply and a 1.225 V reference, can handle unipolar input signal ranges of 0 mV to 10 mV through 0 V to 1.225 V. The devices can accept bipolar input ranges of ± 10 mV through ± 1.225 V. Therefore, the AD7705/AD7706 devices perform all signal conditioning and conversion for a 2-channel or 3-channel system.

The AD7705/AD7706 are ideal for use in smart, microcontroller, or DSP-based systems. The devices feature a serial interface that can be configured for 3-wire operation. Gain settings, signal polarity, and update rate selection can be configured in software using the input serial port. The parts contains self-calibration and system calibration options to eliminate gain and offset errors on the part itself or in the system. CMOS construction ensures very low power dissipation, and the power-down mode reduces the standby power consumption to 20 μ W typ.

These parts are available in a 16-lead, wide body (0.3 inch), plastic dual in-line package (DIP); a 16-lead, wide body (0.3 inch), standard small outline (SOIC) package; and a low profile, 16-lead, thin shrink small outline package (TSSOP).

Rev. C

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties that may result from its use. Specifications subject to change without notice. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices. Trademarks and registered trademarks are the property of their respective owners.

A4. Planos plataforma de fuerza VERR

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

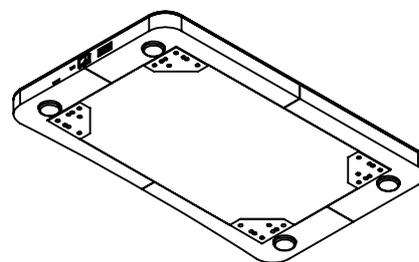
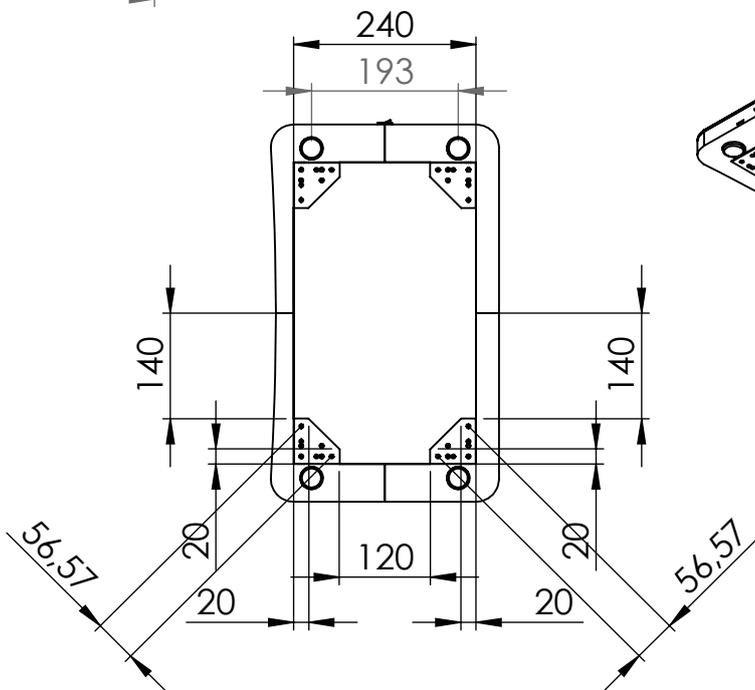
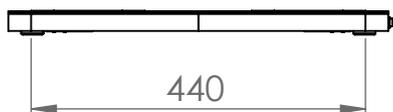
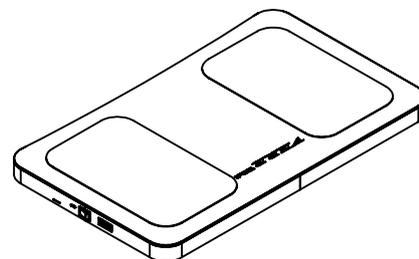
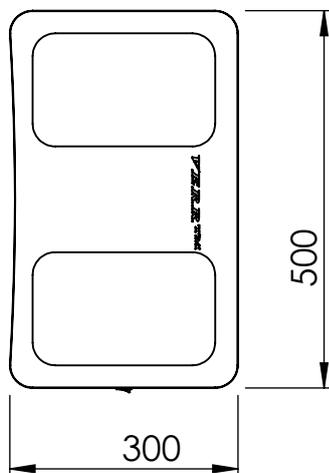
C

B

B

A

A



Cantidad	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	PLATAFORMA DE FUERZA VERR		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO
 PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:10

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

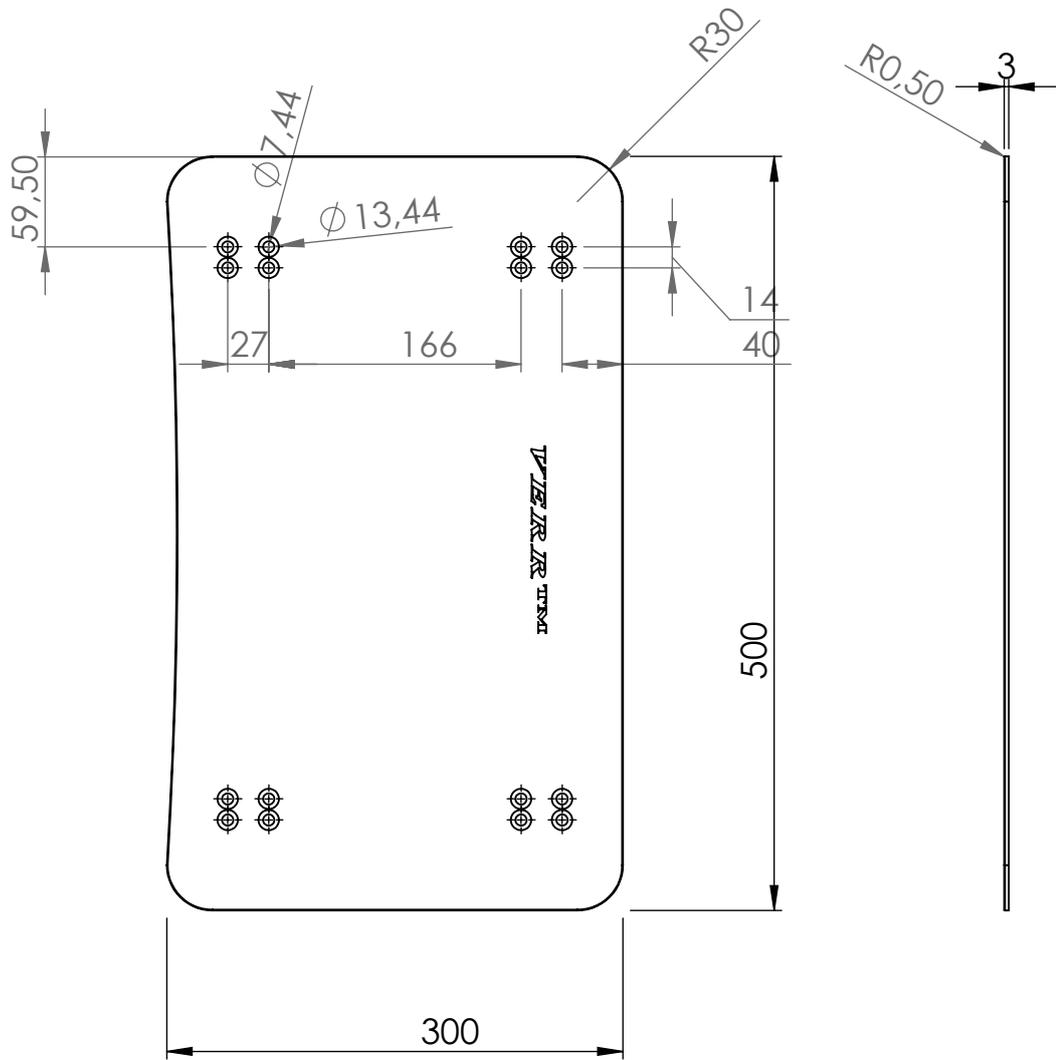
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Plataforma superior		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO
 PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:5

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

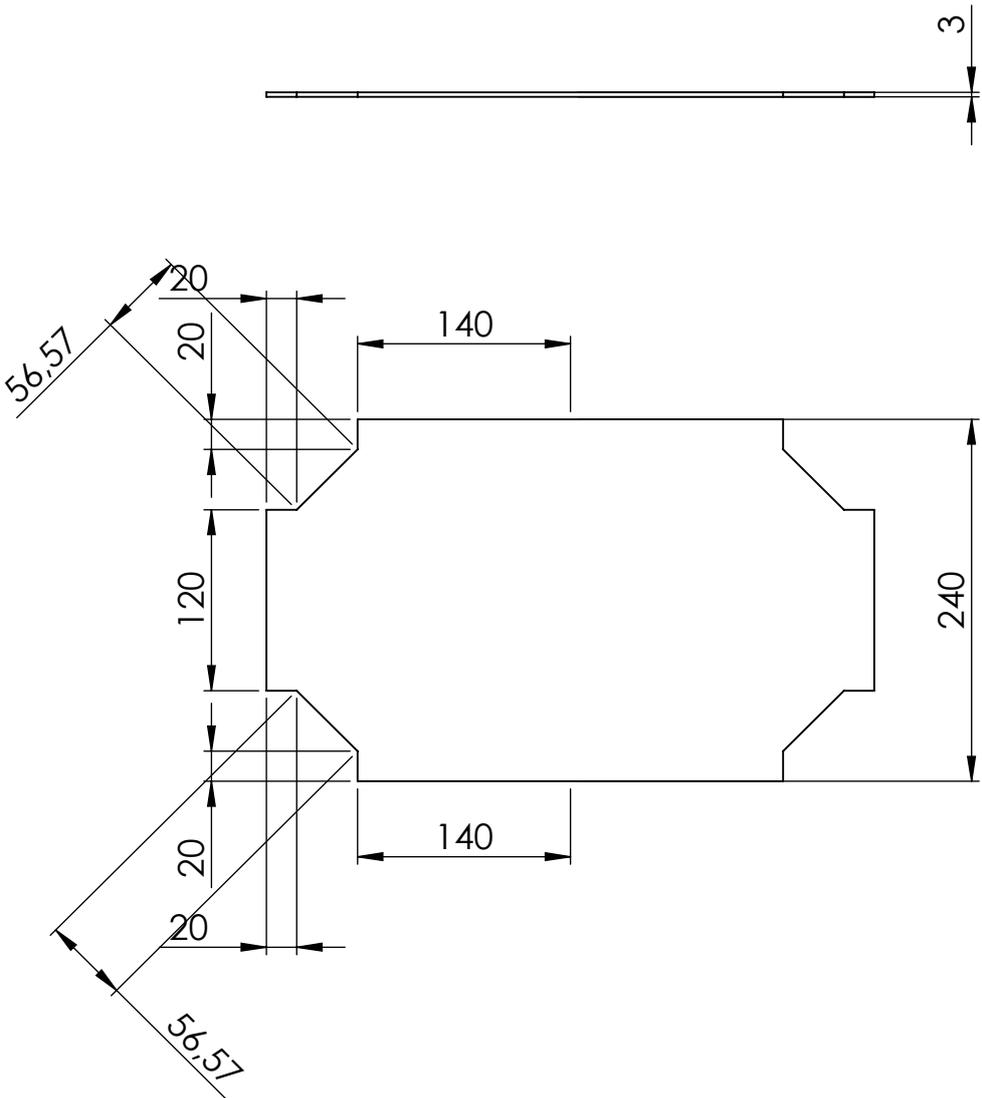
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Tapa inferior		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO	PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO	A4
ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

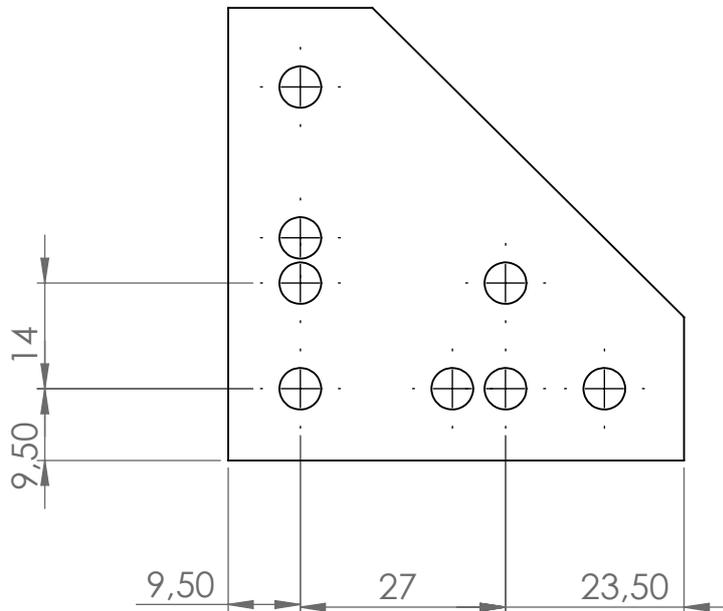
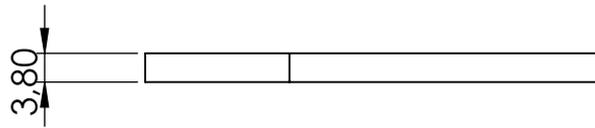
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Soporte inferior		



Ingeniería civil Mecatrónica
Facultad de Ingeniería
Universidad de Talca

PROYECTO

PLATAFORMA DE FUERZA
PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

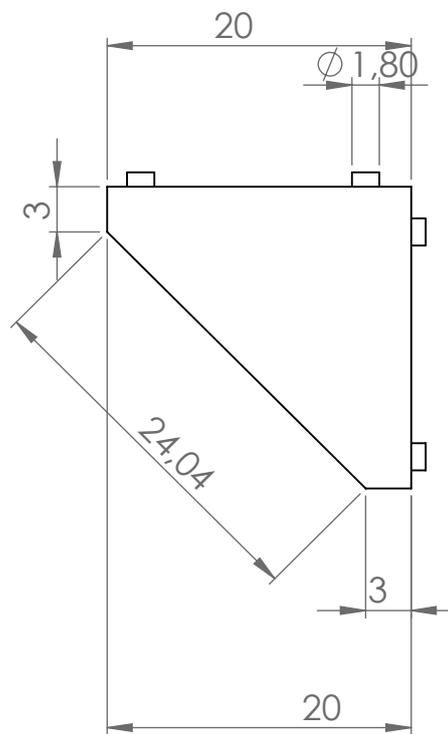
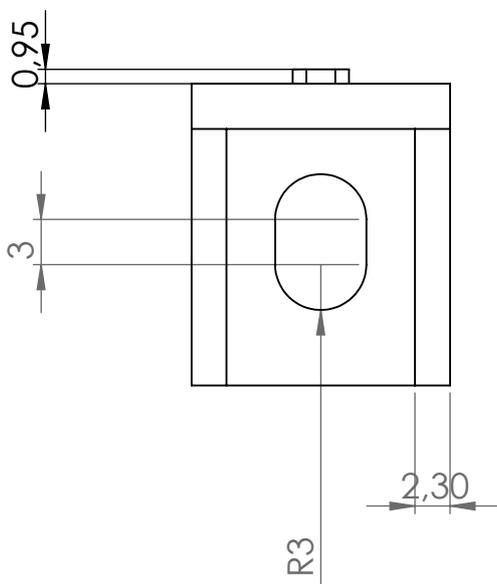
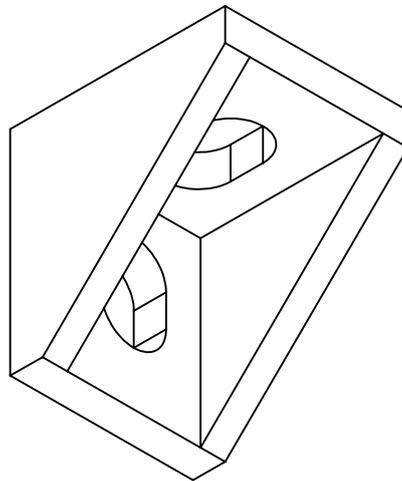
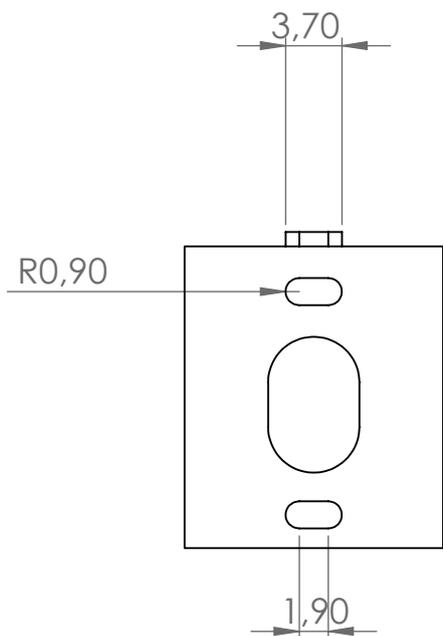
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Soporte de 90 grados		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:2:1

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

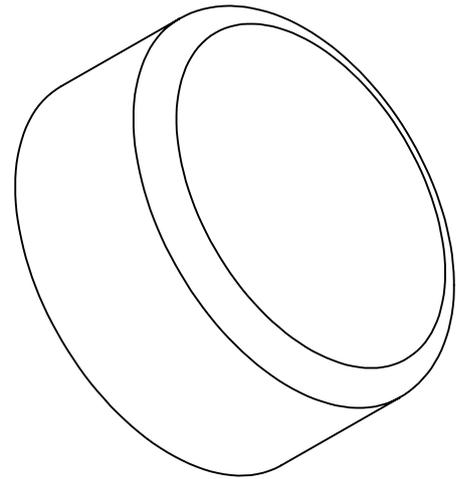
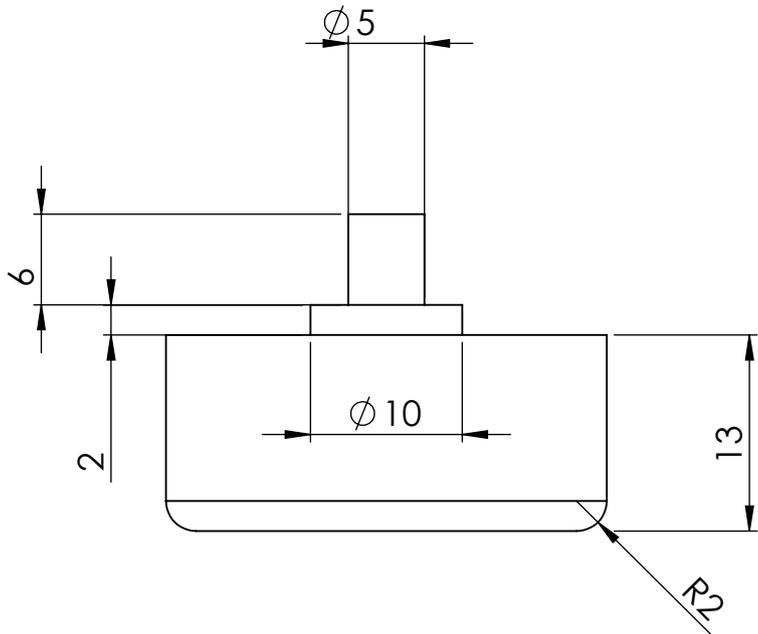
C

B

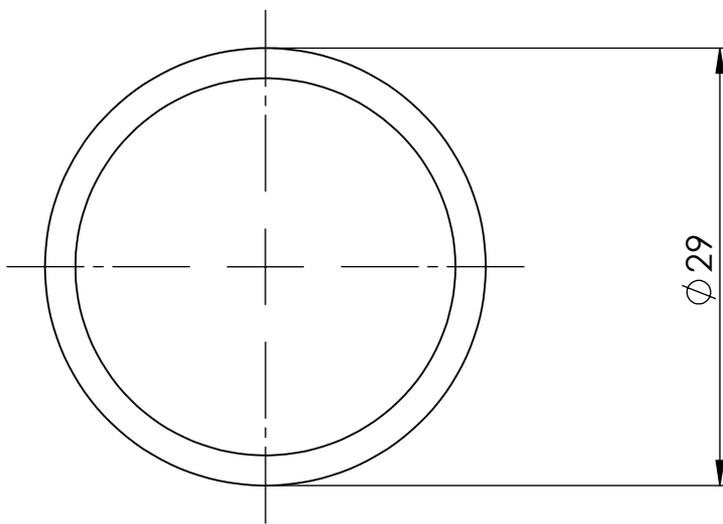
B

A

A



Pedro Acevedo



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.			20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Tope de piso		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO
 PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:2:1

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

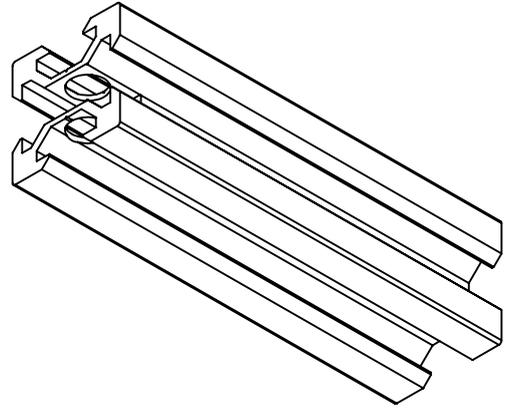
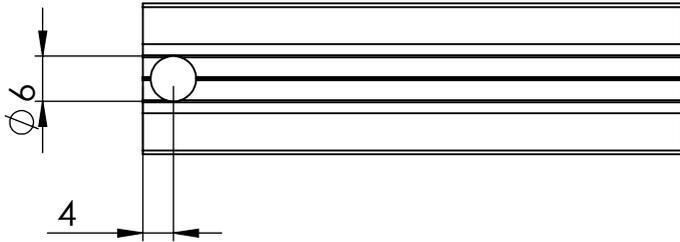
1

F

F

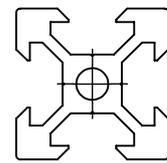
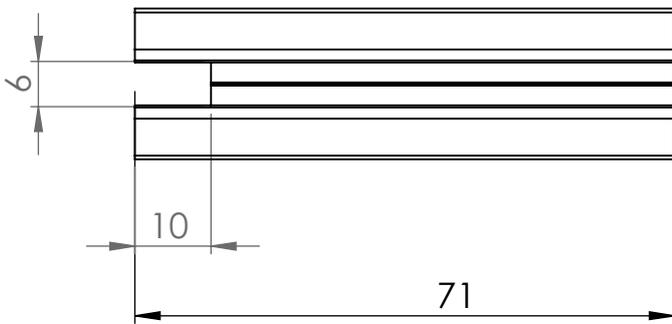
E

E



D

D



C

C

B

B

A

A

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Perfil de 71		



Ingeniería civil Mecatrónica
Facultad de Ingeniería
Universidad de Talca

PROYECTO

PLATAFORMA DE FUERZA
PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

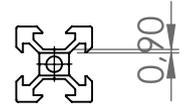
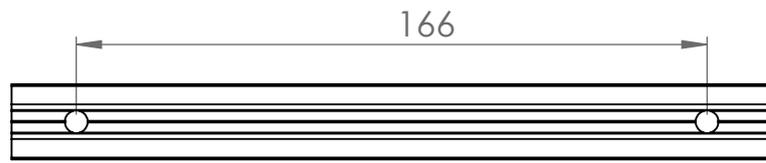
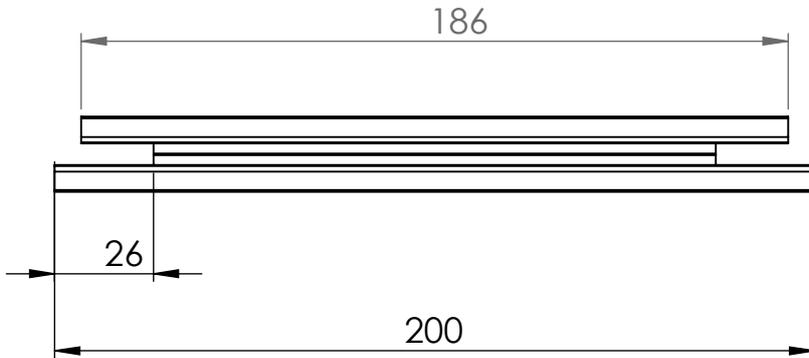
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Perfil de 200		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO	PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO	A4
ESCALA:1:2	HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

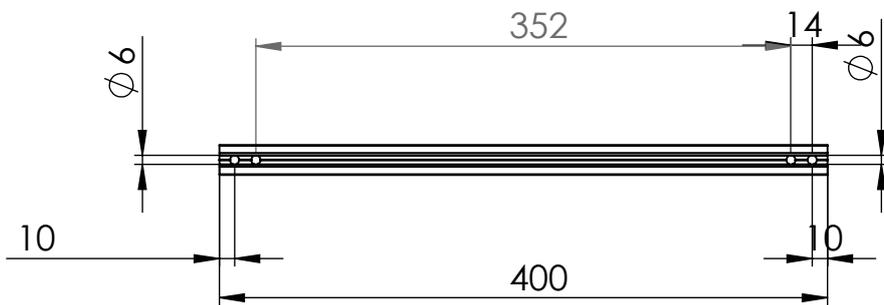
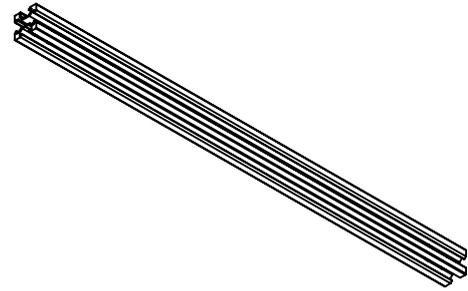
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Perfil de 400mm		



Ingeniería civil Mecatrónica
Facultad de Ingeniería
Universidad de Talca

PROYECTO

PLATAFORMA DE FUERZA
PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:5

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

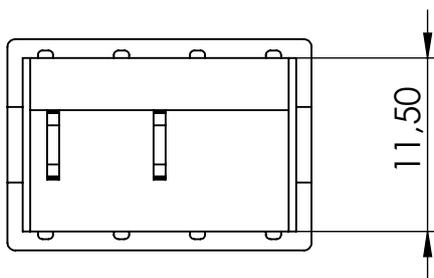
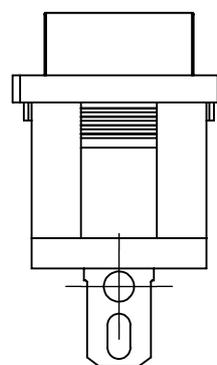
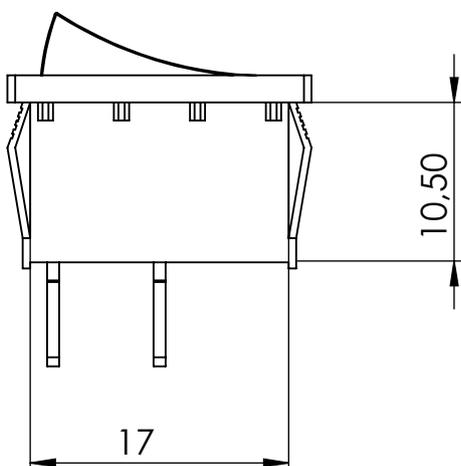
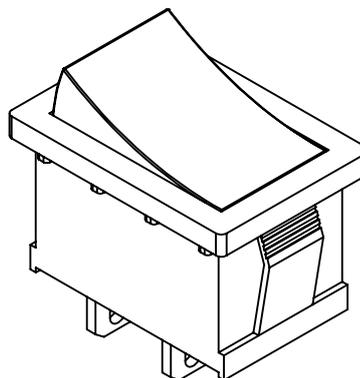
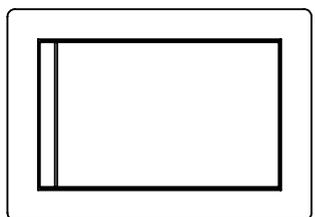
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Switch		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:2:1

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

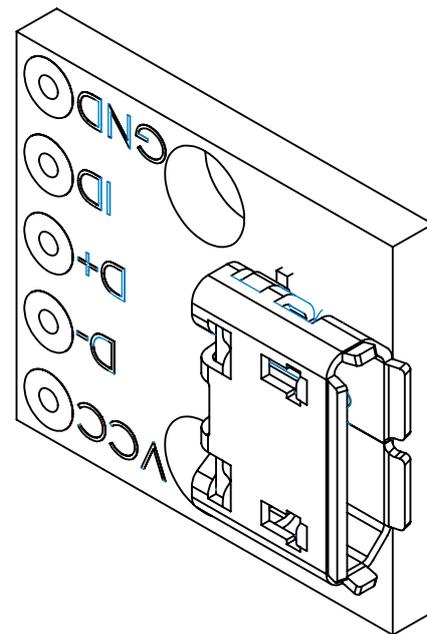
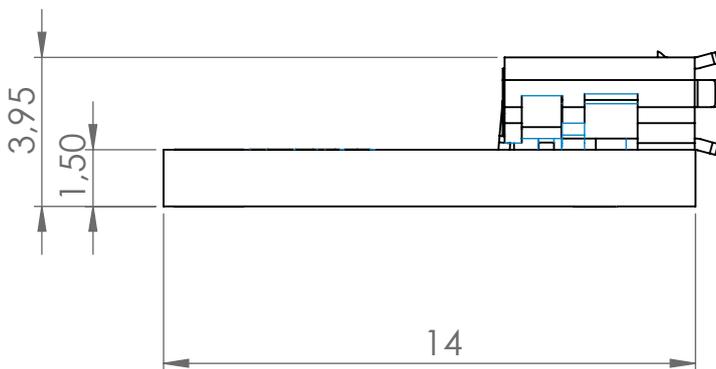
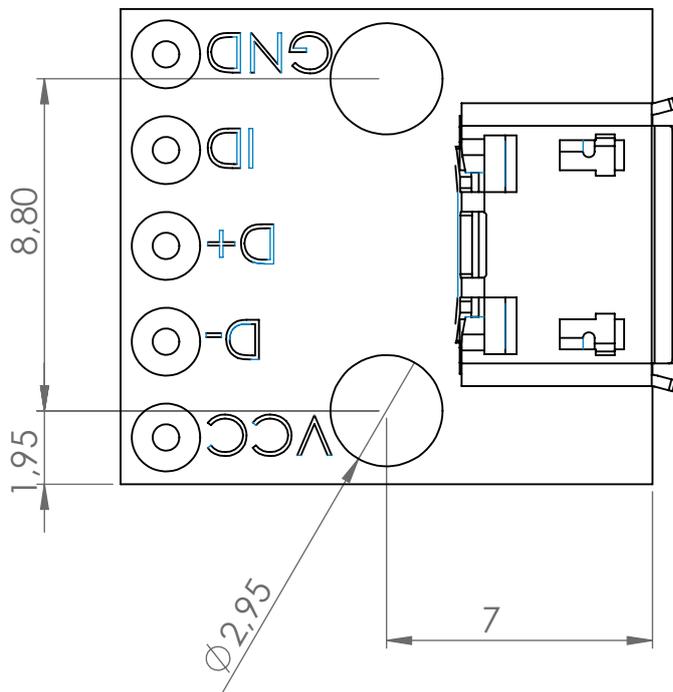
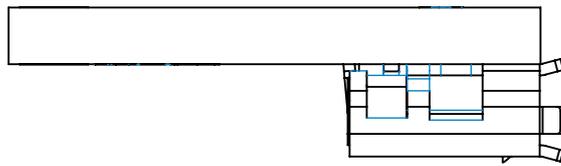
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Conector de alimentación de energía		



Ingeniería civil Mecatrónica
Facultad de Ingeniería
Universidad de Talca

PROYECTO

PLATAFORMA DE FUERZA
PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:5:1

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

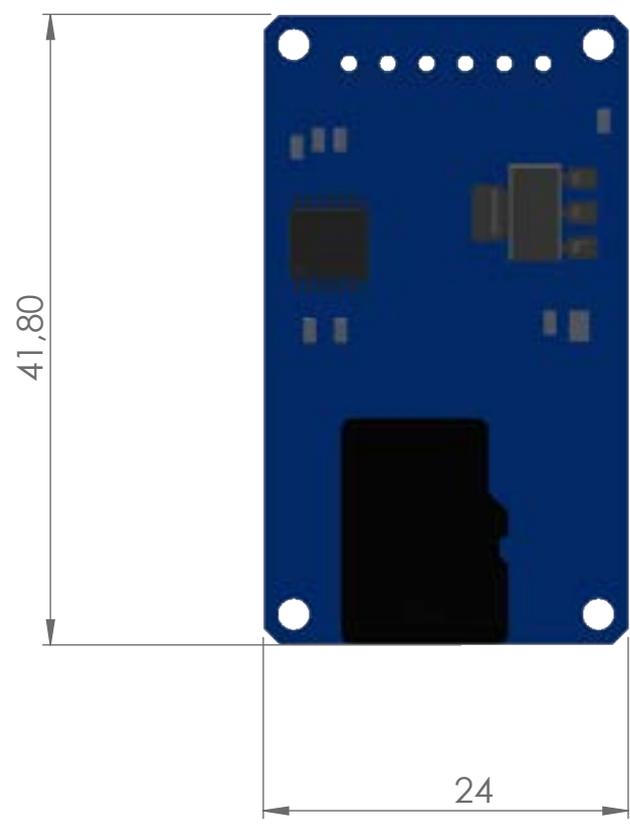
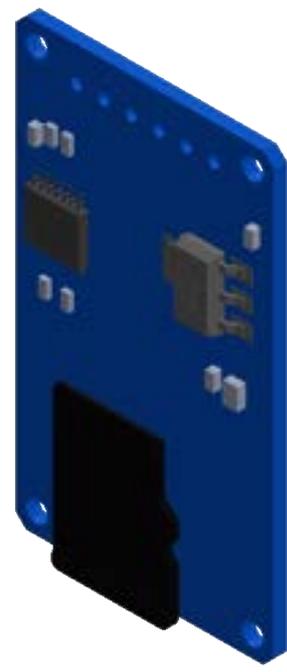
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Circuito tarjeta de memoria		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO	PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO	A4
ESCALA:2:1	HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

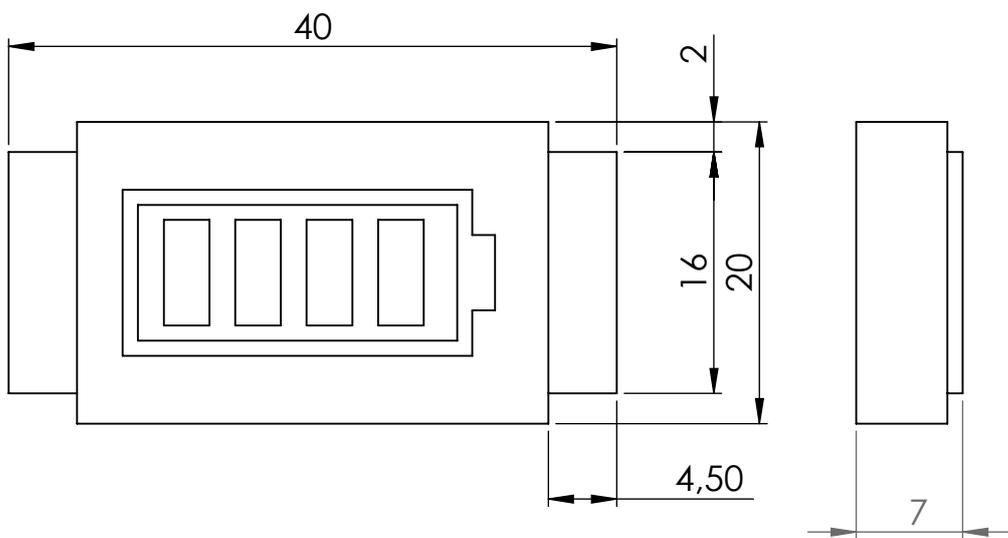
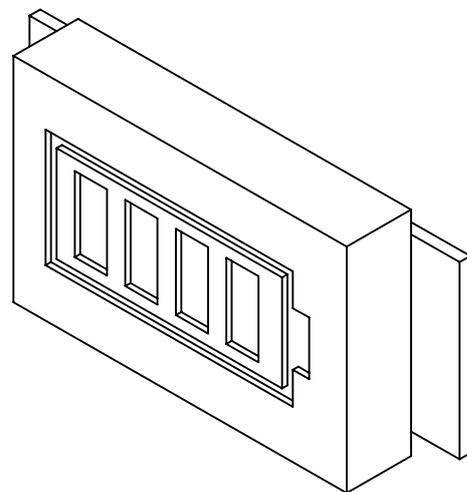
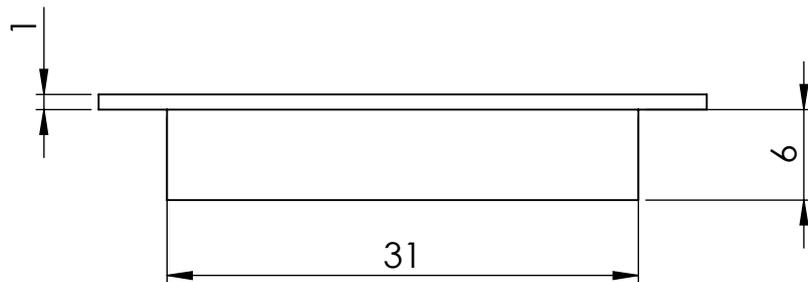
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO			
Medidor de Bateria			



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO
 PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:2:1

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

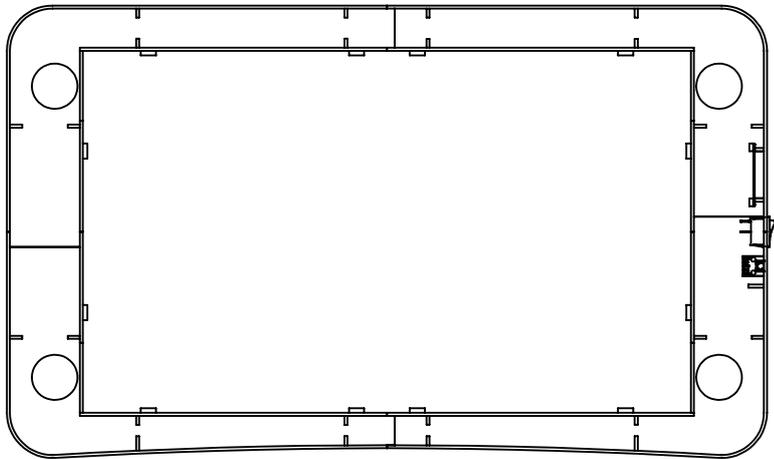
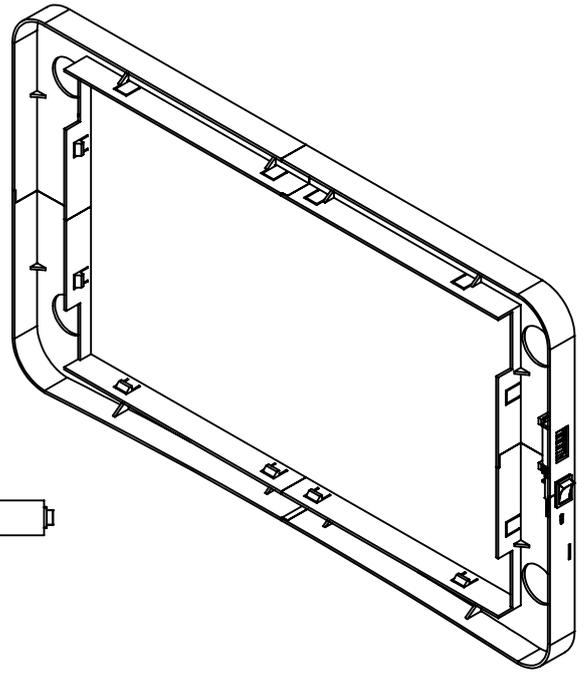
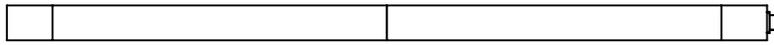
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO			
Emsamble de Plásticos			



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:5

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

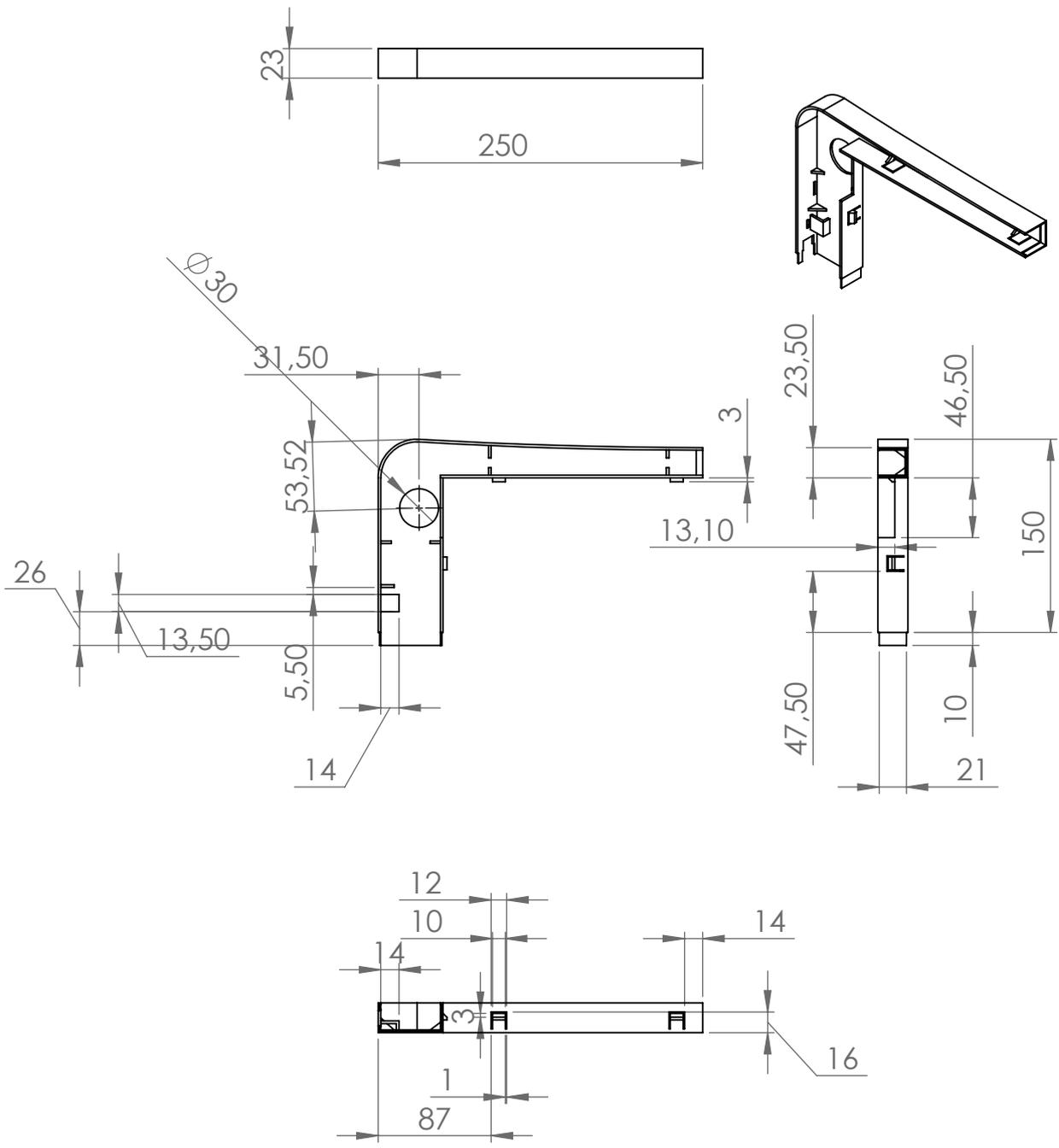
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Plástico inferior derecho		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO	PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO	A4
ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

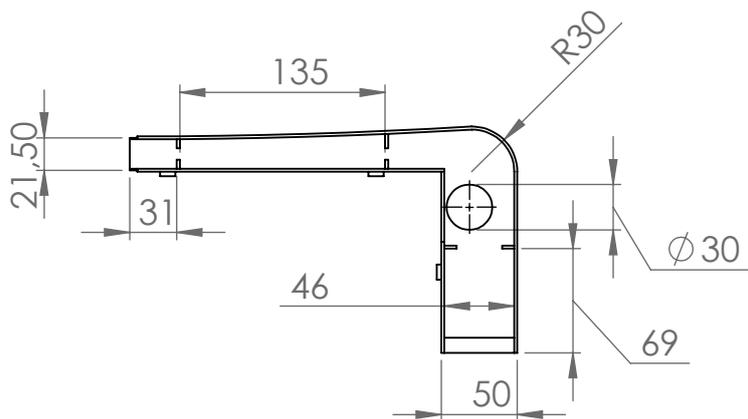
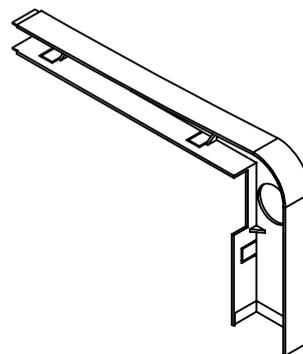
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Plástico Inferior izquierdo		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:5

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

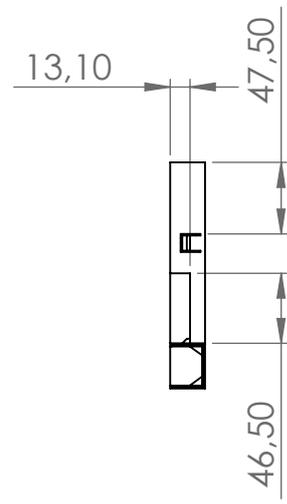
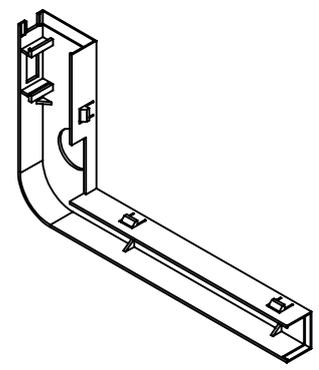
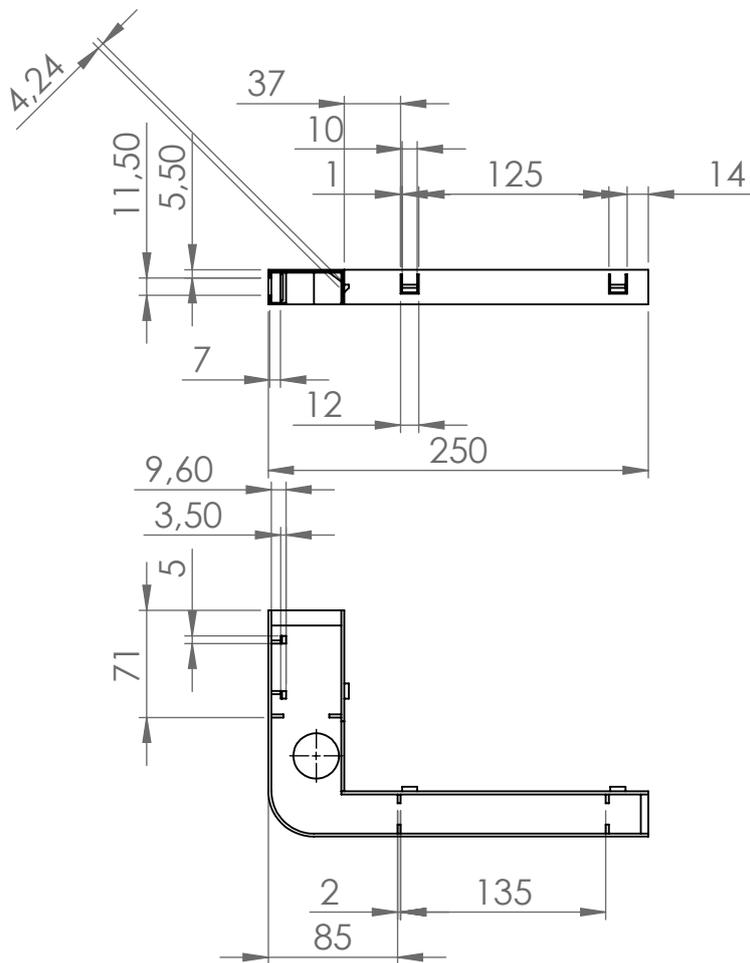
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Plástico Superior derecho		



Ingeniería civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO	PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO	A4
ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

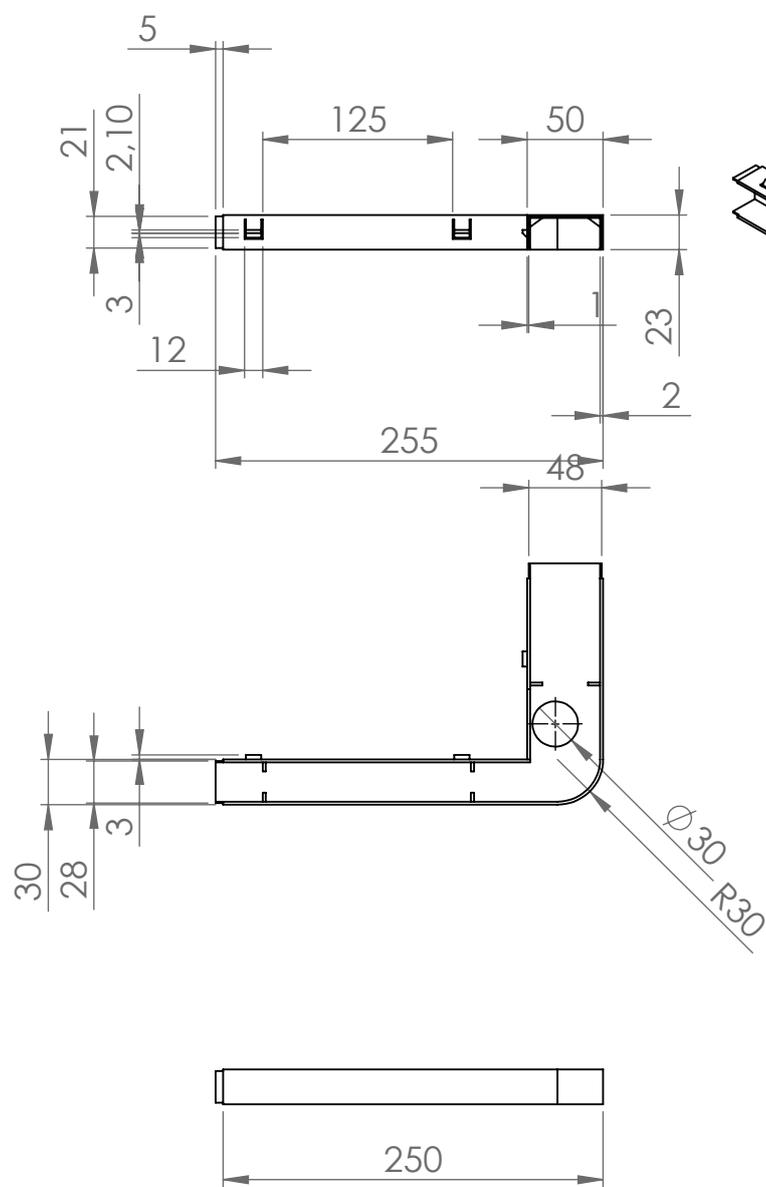
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Plástico superior izquierdo		



Ingeniería Civil Mecatrónica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO	PLATAFORMA DE FUERZA PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO	A4
ESCALA:1:5	HOJA 1 DE 1	

4

3

2

1

4

3

2

1

F

F

E

E

D

D

C

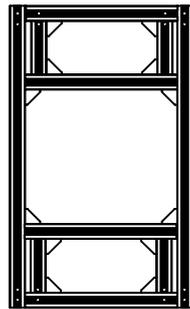
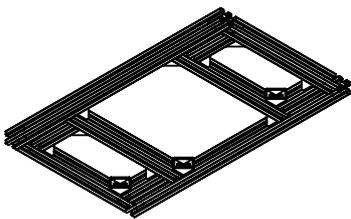
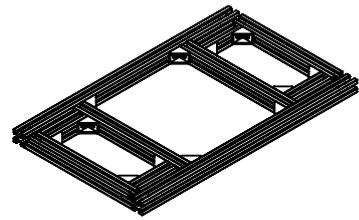
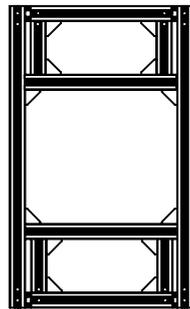
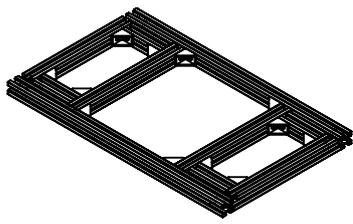
C

B

B

A

A



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Pedro Acevedo		20/09/2020
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
TÍTULO	Emsamble de estructura de perfiles		



Ingeniería Civil Mecatronica
 Facultad de Ingeniería
 Universidad de Talca

PROYECTO PLATAFORMA DE FUERZA
 PARA TERAPIA DE EQUILIBRIO

A4

ESCALA:1:10

HOJA 1 DE 1

4

3

2

1