

Ana Yoshihara Estevez

**PROTOTIPO PARA MEDIR PRESIONES APLICADO
A LAS TERAPIAS MANUALES DE LA FISIOTERAPIA**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**dirigido por el Sr. Xavier Blanch Martínez
dirigido por la Sra. María Iris Miralles Rull**

Grado en Ingeniería Biomédica



UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

Tarragona

2024

Agradecimientos

Quisiera expresar mi más sincero agradecimiento a todos los profesores que han formado parte de mi formación académica, tanto en la universidad como fuera de ella, por motivarme y hacer que sienta pasión por lo que en un futuro podré llamar mi profesión.

En particular, deseo agradecer de manera especial a mis tutores, Xavier Blanch, técnico de investigación del grupo Minos del departamento de Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática, y a la profesora Iris Miralles, del departamento de Fisioterapia, por su paciencia, ayuda y constante apoyo. Del mismo modo, reconozco el valioso soporte brindado en todo momento por el profesor Alfonso Romero, coordinador del grado de Ingeniería Biomédica.

Deseo también hacer una pequeña mención a la oportunidad que me ofreció la universidad de realizar una estancia de prácticas en el Hospital Verge de la Cinta de Tortosa, donde tuve la suerte de estar bajo la tutorización de Eric Barreda, a quien le debo gran parte de mis conocimientos sobre el 3D.

Por último, pero no menos importante, extiendo mi más profunda gratitud a mis padres, a mi familia de sangre y a la de corazón, a mis hermanas del piso, y a mis amigos, por su ánimo constante y apoyo incondicional. A todos los que han formado y forman parte de mi vida, les doy mis más sinceras gracias.

Resumen

Este trabajo presenta una versión mejorada del prototipo propuesto el año pasado, cuyo objetivo es medir las presiones táctiles que ejercen los fisioterapeutas durante las terapias manuales. Tras la caracterización de diversos materiales piezorresistivos y piezoeléctricos, se concluyó que el Velostat era el más adecuado debido a su comportamiento para la aplicación prevista.

El dispositivo, compuesto por un sensor, una pantalla de muñeca basada en un M5Stack ESP32 Basic Core y una aplicación móvil, fue sometido a diversos tests con la colaboración de profesionales especializados en manipulación de Maitland y tratamiento de puntos gatillo miofasciales.

Los resultados confirmaron la correcta detección en los cambios de presión, aunque se identifica la necesidad de mejorar la sensibilidad si se desea detectar grados de presión similares consecutivos. Además, se destaca la mejora en la comodidad y accesibilidad económica.

Palabras clave: Sensor de fuerza táctil, Piezorresistivo, Velostat, Terapia Manual, Maitland, Puntos Gatillo Miofasciales.

Resum

Aquest treball presenta una versió millorada del prototip proposat l'any passat, el qual té per objectiu mesurar les pressions tàctils que exerceixen els fisioterapeutes durant les teràpies manuals. Després de la caracterització de diversos materials piezorresistius i piezoelèctrics, es va concloure que el Velostat era el més adequat donat el seu comportament per a l'aplicació prevista.

El dispositiu, compost per un sensor, una pantalla de canell basada en un M5Stack ESP32 Basic Core i una aplicació mòbil, es va sotmetre a diversos tests amb la col·laboració de professionals especialitzats en manipulació de Maitland i tractament de punts gallet miofascials.

Les proves van confirmar la correcta detecció dels canvis de pressió, tot i que s'identifica la necessitat de millorar la sensibilitat per detectar graus de pressió similars consecutius. A més, es destaca la millora en la comoditat i accessibilitat econòmica.

Paraules clau: Sensor de força tàctil, Piezorresistiu, Velostat, Teràpia Manual, Maitland, Punts Gallet Miofascials.

Abstract

This project embodies an improved version of the prototype proposed a year ago. The objective was to quantitatively evaluate physiotherapists' tactile forces applied during therapies. Through characterization of various piezoresistive and piezoelectric materials, the conclusion is that behaviour of Velostat is the most well – suited to this application.

The device, comprising a sensor coupled to a wrist transducer based on a M5Stack ESP32 Basic Core and a mobile phone application, was subjected to a suite of tests in collaboration with professionals specialized in Maitland manipulation and myofascial trigger points.

In essence, the trials confirm the correct detection of variations in the pressure applied. Nevertheless, it would be necessary to upgrade the sensibility to better differentiate similar and consecutive levels of force. On top of this, and perhaps crucially, improvements in comfort and economic accessibility were perceived.

Key words: Pressure tactile sensor, Piezoresistive, Velostat, Manual Therapy, Maitland, Myofascial Trigger Points.

Índice

Listado de Figuras	7
Listado de Tablas	9
1. Introducción	10
1.1. Motivación.....	10
1.2. Estado del arte	10
1.3. Objetivos.....	12
2. Marco Teórico	13
2.1. Fisioterapia	13
2.1.1. Fisioterapeutas	13
2.1.2. Pasos en el Tratamiento Fisioterapéutico	14
2.2. Terapias Manuales	15
2.2.1. Manipulación de Maitland.....	15
2.2.2. Tratamiento del Síndrome del Dolor Miofascial (Puntos Gatillo Miofasciales).....	17
2.2.3. Elección de la Terapia.....	18
2.3. Sensores Piezorresistivos y Piezoeléctricos	21
3. Marco Experimental.....	23
3.1. Caracterización de los Materiales por Ensayo Mecánico.....	23
3.1.1. Caracterización del Sensor a partir de Velostat	23
3.1.2. Caracterización de la Galga Extensiométrica.....	25
3.1.3. Caracterización del Sensor de Película Piezoeléctrico	29
3.1.4. Resultados y elección final del material	29
3.2. Diseño del Prototipo	33
3.2.1. Sensor de Presión	34
3.2.2. Pantalla de Muñeca.....	35
3.2.3. Aplicación Móvil	38
3.3. Pruebas del Prototipo.....	41
3.3.1. Idea, Hipótesis y Variables	41
3.3.2. Experimentación	42
4. Resultados	45
4.1. Resultados de las Pruebas.....	45
4.2. Resultados de las Encuestas de Valoración	47
5. Discusión.....	49
6. Conclusiones.....	52
6.1. Propuestas de Mejora.....	52
Referencias	54

Anexos.....	56
Anexo 1: Códigos y Librerías para Arduino IDE	56
Anexo 1.1. Códigos para la caracterización	56
Anexo 1.2. Código para la configuración del M5Stack ESP32 Basic Core	57
Anexo 2: App Inventor	64
Anexo 3: Código Python	66

Listado de Figuras

Figura 1. Prototipo final del Trabajo de Fin de Grado de Clara Coll.	11
Figura 2. Protocolo de actuación de un fisioterapeuta según el CIF.	14
Figura 3. Diagrama del movimiento donde se representa el punto de reposo (A), el final de la amplitud normal (B) y los cuatro grados de movimiento de Maitland.....	16
Figura 4. Superficie palmar de la zona central de la falange distal (pulpejo de los dedos). 16	
Figura 5. Acción que realiza el ion de calcio, acumulación del cual puede crear una contractura.	17
Figura 6. Posición de la L4 en la columna vertebral, receptora de la manipulación.	18
Figura 7. Plan de actuación para la manipulación posteroanterior central de Maitland en la L4.....	19
Figura 8. Músculos paravertebrales toracolumbares y, resaltado en rojo, el iliocostal lumbar.	20
Figura 9. Plan de actuación para el tratamiento de los PGM del iliocostal lumbar.....	20
Figura 10. Esquema de la polarización de la masa de un material piezoeléctrico.	21
Figura 11. Esquema de la variación de resistencia de un material piezorresistivo.....	22
Figura 12. Esquema de los componentes del sensor a partir de Velostat.	24
Figura 13. Divisor de tensiones.	24
Figura 14. Divisor de tensiones para la caracterización del sensor a partir de Velostat en la placa de pruebas.....	25
Figura 15. Esquema de los componentes del sensor a partir de una galga extensiométrica BF350.	25
Figura 16. Puente de Wheatstone.	26
Figura 17. Esquema del puente de Wheatstone para la caracterización del sensor a partir del BF350 en la placa de pruebas.	27
Figura 18. Esquema de la estructura interna del amplificador de instrumentación INA 112P.	27
Figura 19. Esquema de los pines que dispone el INA 112P.....	28
Figura 20. Esquema del puente de Wheatstone unido al amplificador INA 112P para la caracterización del sensor a partir del BF350 en la placa de pruebas.	28
Figura 21. Amplificador de carga.	29
Figura 23. Gráfico de la respuesta de los diferentes sensores de Velostat en función del peso aplicado.....	31
Figura 22. Gráfico de la respuesta de los sensores de dos y tres capas de Velostat y sus respectivas líneas de tendencia.	31
Figura 24. Esquema de los componentes del diseño del prototipo final.	33
Figura 25. Diseño del soporte del sensor de presión táctil en la aplicación de Meshmixer. 34	
Figura 26. Evaluación y modificación del diseño mediante el entorno Tinkercad.....	34
Figura 27. Sensor de presión.	35
Figura 28. Partes del M5Stack ESP32 Basic Core.	35
Figura 29. Diagrama de flujo del funcionamiento del menú en el M5Stack Basic Core. ...	36
Figura 30. Estructura del soporte del brazo que contiene el M5Stack y el divisor de tensiones visualizado mediante Tinkercad.	37
Figura 31. Pantalla de muñeca.....	37
Figura 32. Previsualización de como se muestra la aplicación en el teléfono móvil.	38
Figura 33. Bloques para la configuración del botón 'desconectar'.	38
Figura 34. Bloques para la configuración del botón 'conectar'.....	39
Figura 35. Bloques para la configuración del botón 'empezar'.	39
Figura 36. Diagrama de flujo del funcionamiento de la aplicación móvil.	40

Figura 37. Bloques para la configuración del botón 'finalizar'.....	40
Figura 38. Ejemplo del gráfico ideal de una movilización de Maitland.....	41
Figura 39. Ejemplo del gráfico ideal para el tratamiento de los PGM.	41
Figura 40. Prueba de la presión posteroanterior central en la L4 mediante movilización de Maitland.....	43
Figura 41. Prueba del tratamiento del PGM en el iliocostal lumbar.....	43
Figura 42. (Naranja) Dos presiones iniciales para determinar el final de la amplitud. (Negro) Detección de los cuatro grados de movimiento en el primer caso.	45
Figura 43. Detección de los cuatro grados de movimiento en el segundo caso.	46
Figura 44. Detección de los cuatro grados de movimiento en el tercer caso.	46
Figura 45. (Morado) Exploración del iliocostal lumbar. (Negro) Tratamiento del PGM....	47
Figura 46. Resultado de las encuestas a los profesionales sobre el prototipo actual.....	47
Figura 47. Propuesta de mejora del soporte del sensor.	53

Listado de Tablas

Tabla 1. Número de capas del sensor y su resistencia.	30
Tabla 2. Variación de la resistencia del sensor según el peso aplicado.	30
Tabla 3. Presupuesto del prototipo anterior (excluyendo algunos componentes).	50
Tabla 4. Presupuesto del prototipo actual (excluyendo algunos componentes).	51

1. Introducción

1.1. Motivación

Mi primer contacto con el mundo de la fisioterapia fue en el segundo cuatrimestre del tercer año del grado, a través de la asignatura de Biomecánica I. Fue entonces cuando tomé conciencia de que realmente esta disciplina despertaba en mí un profundo interés, formándose así la clara decisión de que, fuera cual fuere el Trabajo de Fin de Grado que realizara, este mantendría cierta vinculación con esta rama de la salud.

Llegado el cuarto curso, se presentó la oportunidad de tratar un problema cotidiano que viven los fisioterapeutas, pues no poseen ningún tipo de dispositivo o instrumento para cuantificar la presión ejercida durante una terapia manual. Un inconveniente que a simple vista puede parecer escaso de importancia, pero cobra relevancia en la docencia.

Los profesionales manifiestan tener dificultades en el momento de formar a sus alumnos en este tipo de tratamientos, dado que la enseñanza se basa en ejemplos visuales y lecciones teóricas que pueden ser interpretadas de forma subjetiva. Asimismo, también se debe tener en cuenta la cantidad de alumnos que posee cada clase, siendo aún más costoso un buen aprendizaje por falta de tiempo para hacer correcciones individuales.

De tal forma, con la creación de un dispositivo flexible capaz de medir la presión que ejercen los profesionales o aprendices durante las terapias manuales, se podría lograr una formación más eficaz e incluso expandir su uso en otros ámbitos, como podría ser el diagnóstico de una patología vía palpación.

1.2. Estado del arte

Actualmente existen multitud de productos comerciales en el área de la fisioterapia, enfocados tanto para su uso profesional como amateur, pero tal y como se menciona previamente, los sensores de presión táctil flexibles no están entre ellos.

Aún con la rápida evolución de la tecnología, este tipo de sensores no han seguido la misma progresión, quedando mucho menos desarrollados si se les compara con otro tipo de sensores. La causa principal recae en la necesidad de una interacción física constante con el entorno, donde deben tolerar deformaciones e impactos mientras conservan la sensibilidad [1]. Algunos sensores disponibles en el mercado prometen superar este obstáculo, pero generalmente sobre superficies planas, por lo que no son aptos como solución al problema expuesto.

No obstante, cabe destacar que hay excepciones, como es el caso de los productos que ofrece la empresa Pressure Profile System. Esta compañía especialista en la fabricación de sensores táctiles suministra dispositivos aptos para el mapeo de movimiento o para medir flexiones y presiones. De hecho, fuera de un enfoque fisioterapéutico, también se encuentran grandes avances como en la robótica, donde se intenta dotar a los robots de experiencias sensoriales [2]. Ambos casos ofrecen alternativas al problema, pero su alto precio, dada la elevada complejidad que poseen, es la causa principal por la que no pueden ser considerados para su uso en la docencia.

Así pues, no es incierto decir que el coste es otro de los factores limitantes que conlleva al retraso de la accesibilidad y creación de sensores flexibles de presión, en realidad, observando diversas publicaciones [3 y 4] se consolida esta afirmación.

Estos proyectos que no consiguieron una producción a gran escala, como puede ser el sensor de presión táctil para la detección temprana de tumores mediante exploración manual, u otro a partir de una nano – malla que prometía una sensibilidad casi total, quedan por lo tanto también descartados pero contemplados como fuente de inspiración [3 – 4].

En otros sectores de la industria sí existen sensores de presión accesibles económicamente basados en diversos componentes, como son los *piezorresistivos* y *piezoeléctricos* (explicados con detalle en el punto 2.3.) los que aparentemente se presentan como los más atractivos para ser empleados en el tipo de aplicación buscada.

Por otro lado, fueron dos Trabajos de Fin de Grado (TFG) los que realmente impulsaron el prototipo que se confecciona en este proyecto.

En primer lugar, David González y Asier Marzo, dos alumnos de la Universidad de Navarra, confeccionaron un guante a partir de un material llamado Velostat dotado de la programación necesaria para determinar los movimientos de una mano [5].

Pero fue Clara Coll, graduada en Ingeniería Biomédica en la Universidad Rovira i Virgili, la que inició la investigación el año 2023 y creó un prototipo inicial usando una galga extensiométrica. Este diseño es el que se emplea como modelo base, el cual está compuesto por el propio sensor, que se encuentra incrustado en un soporte impreso en 3D, junto con un módulo bluetooth y una aplicación de teléfono móvil, tal y como se muestra en la Figura 1.



Figura 1. Prototipo final del Trabajo de Fin de Grado de Clara Coll.

Los resultados del dispositivo, en su mayoría positivos, reflejaron la necesidad de incluir algunas mejoras, ya que presentó errores en algunas pruebas, inestabilidad y tendencia a romperse o incomodidad provocada tanto por el dispositivo del brazo como por el molde del pulgar. Algunas de las propuestas que se incluyeron según la experiencia fueron [6]:

1. Uso de una batería con mayor duración o menor consumo.
2. Necesidad de reducir las dimensiones del módulo bluetooth del brazo.
3. Introducir un método de calibración duradero o el uso de un componente más estable.
4. Incorporar otro sensor para indicar al alumno dónde debe aplicar la terapia manual.
5. Ser capaces de evaluar las fuerzas en todos los ejes, permitiendo la utilización del prototipo en otro tipo de terapias.

1.3. Objetivos

El objetivo principal es crear una versión mejorada del prototipo anterior manteniendo la idea base, es decir, que sea un dispositivo capaz de cuantificar la presión que se ejerce con los dedos durante la ejecución de una terapia manual.

Para alcanzar de forma óptima la meta establecida, se plantean los siguientes puntos:

1. Fabricar un nuevo sensor a partir de un material que posea las cualidades que mejor se ajusten a la aplicación final.
2. Confeccionar un prototipo más ergonómico y estable a través de la reducción del dispositivo del brazo y un diseño diferente para el soporte que alberga el sensor.
3. Ofrecer una retroalimentación a través de la aplicación, pero también desde el dispositivo que se situará en la muñeca / parte baja del brazo.
4. Reducción del consumo y posibilidad de recarga mediante un cable universal.
5. Mejorar la aplicación móvil para poder leer, visualizar y guardar los datos transmitidos a través de una comunicación Bluetooth en una hoja de cálculo junto con el nombre y apellido de la persona que realiza la práctica.
6. Distinción entre los diferentes grados de presión que se ejercen.

2. Marco Teórico

2.1. Fisioterapia

Actualmente la fisioterapia queda descrita por la Confederación Mundial de la Fisioterapia (WCPT, *World Confederation for Physical Therapy*) como una profesión sanitaria que se ocupa del funcionamiento y el movimiento humano y de maximizar el potencial físico, hecho que también recoge la Ley 44/2003 de la Ordenación de las Profesiones Sanitarias. Se dedica a identificar y aumentar la calidad de vida y el potencial de movimiento en las esferas de promoción, prevención, tratamiento, habilitación y rehabilitación, abarcando así tanto el bienestar físico como psicológico, emocional y social [7 – 8].

Para ello se requiere de una serie de procedimientos no farmacológicos que, de forma ininterrumpida, se están viendo ampliados e innovados gracias a la investigación y las nuevas tecnologías. La Organización Mundial de la Salud (OMS) definió en el 1958 que la fisioterapia contaba con el arte y la ciencia del tratamiento por medio de las siguientes técnicas [8 – 9]:

- *Agentes electro – físicos* como ultrasonidos, estimulación eléctrica transcutánea y neuromuscular o la diatermia¹.
- *Termoterapia* a través del uso del hielo, baños de parafina o calor.
- *Ejercicio terapéutico* partiendo de un nivel suave e incrementando la dificultad según el tiempo de tratamiento y su respuesta.
- *Terapias manuales* (TM), son el elemento distintivo que identifica a los fisioterapeutas como profesionales de la salud. La TM acoge toda practica que involucra un contacto directo del fisioterapeuta sobre el paciente con un objetivo terapéutico. Algunos ejemplos son los estiramientos, movilizaciones, masajes o tratamientos de los puntos gatillo.

2.1.1. Fisioterapeutas

Un fisioterapeuta es un profesional sanitario con formación universitaria que posee un amplio conocimiento sobre el cuerpo humano tanto a nivel anatómico como funcional, estudios que le permiten trabajar para la prevención y curación de problemas musculoesqueléticos, posturales y neuromotores [11]. Por ello, también están cualificados para realizar exámenes y valoraciones de resultados para formular diagnósticos [7].

Siguiendo el modelo actual de estructuración de la salud, los fisioterapeutas actúan desde tres niveles [11]:

- Nivel primario: engloba la docencia y la prevención de lesiones y enfermedades.
- Nivel secundario: tratamiento específico para un problema del presente.
- Nivel terciario: tratamiento para la recuperación de una patología o problema del pasado o bien crónico.

Por añadidura, es importante saber diferenciar esta profesión de la de un médico rehabilitador o un traumatólogo pues, aunque estas tres ocupaciones tratan un campo de la

¹ Método de electroterapia que eleva la temperatura de los órganos o tejidos a través de corrientes eléctricas de radiofrecuencia para estimular y activar los mecanismos naturales de regeneración [10].

salud similar, consiste en un trabajo más especializado que el de un rehabilitador y menos arriesgado que el procedimiento que ofrece la traumatología. Ahora bien, es importante la colaboración y coordinación entre profesionales para un buen resultado.

2.1.2. Pasos en el Tratamiento Fisioterapéutico

La OMS respaldó oficialmente el 22 de mayo de 2001 la Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad y de la Salud (CIF), protocolo comúnmente utilizado por los fisioterapeutas para entender y determinar condiciones de salud a partir de impedimentos, limitación de la actividad y restricciones en la vida cotidiana, estableciendo así el Diagnóstico Funcional [12].

Todo profesional sigue los siguientes pasos [12 – 13]:

1. *Examinación*: definir el problema del paciente y las fuentes disponibles para su intervención.
Para ello es importante acceder al historial del paciente, tener entrevistas donde haya una buena comunicación y realizar diversas exploraciones físicas, así como:
 - Movimientos funcionales pasivos y activos² para demostrar su trastorno.
 - Reconocimiento de los diferentes tipos de dolor.
 - Palpación de los tejidos blandos.
2. *Evaluación*: identificación del problema a partir de toda la información recolectada y buscar relaciones entre todos los defectos detectados con tal de que, en su conjunto, tengan sentido.
Los fisioterapeutas, a diferencia de los médicos, disponen su punto de mira en determinar como impactará la condición del paciente a nivel de sistema (especialmente en el movimiento) y de la persona, realizando un diagnóstico funcional.
3. *Prognosis*: predicción del nivel de mejora y el tiempo que será necesario para conseguirlo.
4. *Plan de Atención (POC, Plan Of Care)*: planificación de la mejora de calidad de vida tanto física como psicológica del paciente y su aplicación.
5. *Reexaminación y reevaluación*: para poder valorar el efecto del tratamiento y sopesar posibles modificaciones de este.

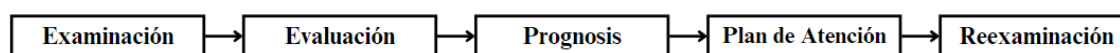


Figura 2. Protocolo de actuación de un fisioterapeuta según el CIF.

² El movimiento activo es aquel que puede realizar el paciente con su propia musculatura, mientras que el pasivo es provocado por la acción de una ayuda externa.

2.2. Terapias Manuales

Anteriormente ya se deja constancia el objetivo de presentar un prototipo que permita medir la presión que ejerce un profesional o aprendiz de fisioterapia en el momento de realizar un contacto físico con el paciente, como bien se da en diferentes técnicas de terapia manual (TM).

Esta práctica se basa en la aplicación de técnicas de manipulación de tejidos blandos, articulaciones y nervios por parte del profesional, con el fin de facilitar la reparación y modelado de tejidos, disminuir el dolor y la tensión o mejorar la calidad de movimiento [14]. Es de vital importancia una exploración exhaustiva antes de aplicar este tipo de tratamiento.

Algunas de las técnicas que acoge la TM, entre otras, son [13 – 15]:

- *Manipulación tisular y articular*, que puede entenderse como cualquier forma técnica de movimiento pasivo o impulsos manuales de pequeña amplitud realizados de forma rápida.
- *Movilización tisular y articular* también es un movimiento pasivo, pero se realiza de tal forma que el paciente puede impedir su realización.
- *Estiramiento pasivo*, aplicado para mejorar la función muscular
- *Terapia de los puntos gatillo*, la cual implica presión en lugares hipersensibles.

En concreto, se trabajará con dos técnicas: el método de manipulación de Maitland y la terapia del síndrome del Dolor Miofascial (puntos gatillo miofasciales).

2.2.1. Manipulación de Maitland

El concepto de *Maitland* en fisioterapia manipulativa lleva el nombre del pionero de la fisioterapia musculoesquelética Geoffrey Douglas Maitland [16]. Este es un tratamiento a base de movilizaciones y manipulaciones articulares, respaldado con evidencias científicas y un diagnóstico previo caracterizado por su razonamiento clínico [17].

El profesional que realiza este tipo de terapia manual hace una valoración inicial sustentada en una buena comunicación con el paciente y sin permitir que el conocimiento teórico, o la ausencia de este, menosprecie los resultados clínicos. La evaluación analítica es clave para una correcta ejecución de la terapia, para ello se realizan diferentes inspecciones físicas y se busca el sentido y relación entre los signos y síntomas.

Maitland sobre todo remarca la importancia de tener una mentalidad abierta, sin ataduras por la teoría ni miedo a innovar. Se trata de una técnica flexible no dogmática, pero que claramente sigue un proceso lógico y metódico [13].

Existen diferentes grados de ritmo, velocidad, amplitud, posición y fuerza de las movilizaciones y manipulaciones según el objetivo y estado del paciente [13]:

- *Grado I*: movimiento de pequeña amplitud en el rango inicial del movimiento.
- *Grado II*: movimiento de mayor amplitud que puede ocupar cualquier parte del recorrido libre de dolor, espasmo y rigidez.
- *Grado III*: movimiento de gran amplitud que alcanza el rango final del movimiento, sin sobrepasar la resistencia.
- *Grado IV*: movimiento de pequeña amplitud en el rango final que intenta entrar hacia la rigidez o espasmo muscular.

Estos grados pueden ser representados de forma gráfica mediante un *diagrama del movimiento*. Consiste en una línea que simboliza el recorrido articular (amplitud del movimiento pasivo) desde una posición de reposo (A) elegida por el terapeuta hasta la amplitud final normal³ (B). En este esquema quedan reflejadas los intervalos que ocupan cada uno de los cuatro grados de manipulación, así como información adicional sobre la sensación final, si esta es dura, blanda, limitada por un trastorno físico (quedando el punto B más próximo al punto A) o hipermóvil (representando el final de recorrido más allá de lo considerado normal).

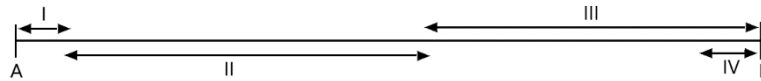


Figura 3. Diagrama del movimiento donde se representa el punto de reposo (A), el final de la amplitud normal (B) y los cuatro grados de movimiento de Maitland.

En función del punto de la amplitud en el que el paciente manifieste dolor, el profesional debe determinar los grados de movimiento que empleará en la terapia, incrementándolo gradualmente conforme avance el tratamiento.

En concreto veremos la aplicación de Maitland en las partes palpables de las vértebras, situación que puede darse por dos circunstancias:

1. Tratamiento de una articulación rígida con la intención de aumentar su amplitud de movimiento.
2. Tratamiento del dolor, en lugar de la rigidez, con movimientos más suaves y amplios.

Por otro lado, es esencial que el fisioterapeuta tenga las manos relajadas para poder establecer una buena comunicación con los sentidos, al igual que es importante tener en cuenta qué punto del pulgar tendrá contacto con el cuerpo del paciente. La zona aconsejada es la *superficie palmar de la zona central de la falange distal (pulpejo de los dedos)* ya que es donde se encuentra un mayor número de terminaciones nerviosas que informan sobre cuanta presión se está ejerciendo y permiten notar la reacción del tejido del paciente [13].

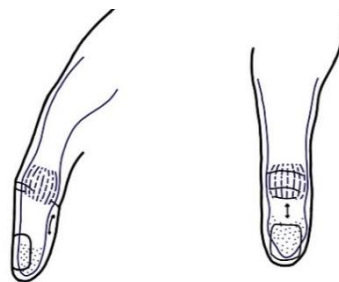


Figura 4. Superficie palmar de la zona central de la falange distal (pulpejo de los dedos).

³ En base a la información proporcionada por profesionales, la normalidad del movimiento esta determinada en base a la experiencia del propio fisioterapeuta, es decir, no hay una cifra numérica.

2.2.2. Tratamiento del Síndrome del Dolor Miofascial (Puntos Gatillo Miofasciales)

Antes de profundizar en el tema, veremos que la definición básica del dolor crónico se explica como una molestia que perdura más de 3 o 6 meses, y queda clasificado en dos tipos [18]:

- Tipo I: dolor agudo prolongado.
- Tipos II: transición de dolor agudo a crónico, hecho que comporta una pérdida de respuesta a los tratamientos exitosos para el dolor agudo.

Es importante tener conocimiento de estos tipos de dolor puesto que, en ambos casos de dolor crónico, pero también en dolores agudos, quedó demostrado en la primera edición del *Manual de Puntos Gatillo Miofasciales* que la mayoría de las personas presentan dolor en estos puntos en algún momento.

La definición más aceptada de un *Punto Gatillo Miofascial* (PGM) sostiene que es un punto hiperirritable en la banda tensa⁴ de un músculo esquelético, pudiendo resultar doloroso cuando se somete a compresión, sobrecarga, estiramiento o contracción del tejido. Este responde con *dolor referido*, caracterizado por ser una sensación de dolor familiar o habitual en el marco clínico del paciente que se aleja de la región de la fuente real, siendo proporcional el tamaño del área con la intensidad y duración de la molestia.

Esta contracción muscular, según la hipótesis de Simons [18], podría ser causada por la acumulación de calcio, que provoca una persistencia de los puentes cruzados de actina y miosina en los sarcómeros, imposibilitando su relajación.

El ion de calcio, a través de su enlace con la troponina que se encuentra en el filamento de actina, se encarga de desplazar la tropomiosina, exponiendo los sitios de unión con la miosina. Con su acumulación, hablamos de una habilitación constante de estos sitios y, por lo tanto, de una contracción constante [19].

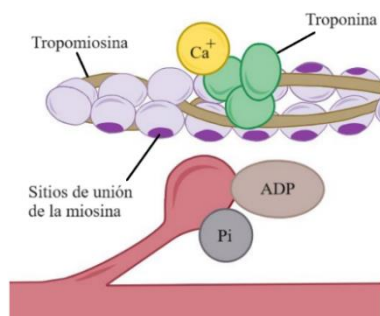


Figura 5. Acción que realiza el ion de calcio, acumulación del cual puede crear una contractura.

Vemos que Simons y Travell, escritores del primer manual, hicieron una división de los diferentes tipos de PGM que se pueden encontrar, pero solo los que se detallan a continuación se mantienen en práctica clínica e investigación [18]:

- *PGM activo*: causa dolor clínico y siempre está sensible, siendo reconocible por el paciente como una molestia conocida. Responde con un espasmo local de las fibras musculares cuando se estimula correctamente y presenta áreas más grandes de dolor referido que los latentes.

⁴ Parte de una contractura muscular que puede ser palpada.

- *PGM latente*: tienen inactividad clínica, pero son dolorosos cuando se los somete a palpación.
Este tipo aporta tensión muscular y limitación del rango de movilidad.

Por otro lado, los PGM también se describen como una fuente periférica de nocicepción⁵ que puede contribuir a la sensibilización periférica y central, creando sensaciones de dolor, molesta sorda u hormigueo.

Su tratamiento es variado, incluyendo algunas de las siguientes técnicas clasificadas en dos grupos [20]:

- *Invasivas*: como puede ser la punción seca, donde se emplean agujas parecidas a las de acupuntura, pero más largas (según el músculo a tratar). Se estimula el punto de tensión para crear una contracción involuntaria, es decir, un espasmo muscular, eliminando así la tensión.
- *No invasivas*: hace referencia a las terapias manuales como la masoterapia profunda, presión isquémica, estiramientos, masajes o incluso la aplicación de hielo.

2.2.3. Elección de la Terapia

Dada la intención de mejorar el prototipo del año pasado, se realizan dos técnicas diferentes.

1. *Presión vertebral posteroanterior central mediante manipulación vertebral de Maitland.*

Según se expone en [6], esta fue la propuesta de prueba del sensor anterior, realizando la terapia concretamente en la apófisis espinosa de la vertebra lumbar L4, ya que tiene un importante papel en la mayoría de los casos de lumbalgia derivados a la fisioterapia [13]. Con tal de poder hacer una comparación, se opta por hacer uso de la misma.

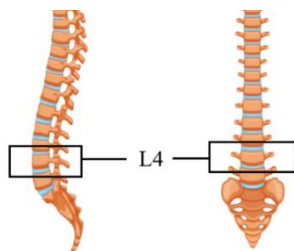


Figura 6. Posición de la L4 en la columna vertebral, receptora de la manipulación.

Antes de realizar la TM, es importante comprobar que el paciente no presenta escoliosis u otras patologías que alteren la posición normal de la columna con el propósito evitar factores externos que pudiesen perturbar los resultados.

El plan de actuación es el siguiente:

1. El paciente debe colocarse en decúbito prono con los brazos a los lados, permitiendo que gire la cabeza a un lado si así lo desea.

⁵ Dolor que surge de una lesión real o inminente del tejido no neuronal por la activación de nociceptores o terminales receptores de las neuronas aferentes primarias en respuesta a un estímulo [20].

2. El fisioterapeuta se sitúa en el lado izquierdo del paciente, colocando los pulgares paralelos a la apófisis espinosa de la L4, encarados uno con el otro, y expandiendo alrededor los otros dedos, apoyados suavemente sobre la piel lumbar para dar más estabilidad.

La zona de contacto aconsejada se explica con anterioridad, y cabe subrayar que flexores de los pulgares no deben utilizarse, sino que deben actuar como muelle de la presión aplicada a través de los brazos.

3. Se realizan dos presiones elevadas para determinar rango de amplitud del movimiento natural de la vertebra.
4. Según la normalidad de éste, se escoge qué grados de manipulación se practican según el objetivo terapéutico.

En el caso de que el paciente presente dolor, se debe proceder con los grados I y II, sin penetrar nunca en la región de molestia, de lo contrario, si no hay presencia de dolor y el punto de mira está en ganar movimiento, se aplican los grados de tratamiento III y IV.

En el actual testeo, dado que el paciente está sano, se pedirá a los profesionales que realicen los cuatro grados de movimiento con una pequeña pausa entre cada grado para poder corroborar su correcta visualización.

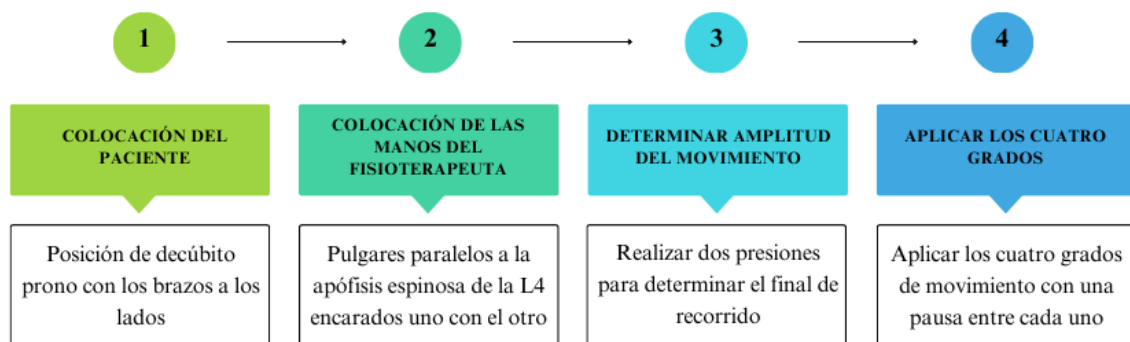


Figura 7. Plan de actuación para la manipulación posteroanterior central de Maitland en la L4.

2. Tratamiento de los puntos gatillo miofasciales de los músculos paravertebrales toracolumbares.

La finalidad de este ensayo es verificar que el sensor puede utilizarse en otras terapias manuales que impliquen presión puntual sostenida, así como pequeños desplazamientos. Se escoge la aplicación en esta región muscular para evitar que el paciente tenga que cambiar de posición y porque se ha demostrado que los PGM de estos músculos son una de las causas más frecuentes de dolor de espalda [18].

Hay establecida una clasificación anatómica tradicional de los músculos paravertebrales en dos capas: superficiales o erectores de columna (caracterizados por estar compuestos de fibras largas) y profundos o transverso – espinosos (más cortos y diagonales). Como es lógico, la identificación de puntos gatillo en la zona profunda es más difícil, precisando en algunas ocasiones del uso de agujas, es por ello que en las pruebas se opta por examinar el iliocostal lumbar, que pertenece a la capa superficial [18].

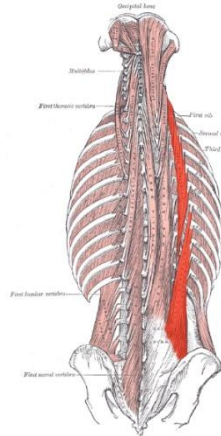


Figura 8. Músculos paravertebrales toracolumbares y, resaltado en rojo, el iliocostal lumbar.

El plan de actuación en esta segunda práctica es la siguiente:

1. El paciente tiene que estar tumbado boca abajo con los brazos descansando a ambos lados, procurando que los músculos de la espalda se encuentren relajados para que las fibras anormalmente tensas sean distinguibles.
2. Se reconoce el iliocostal lumbar por ser un músculo prominente en el lateral de las apófisis espinosas lumbares. La exploración se hace mediante palpación a lo largo del músculo, con la zona del pulgar aconsejada, buscando una región más tensa, o bien cuando el paciente manifiesta dolor.
3. Reconocido el PGM se aplica una presión continua o presión isquémica. Este desencadenará dolor, pero también una isquemia⁶ que, de forma reactiva, genera un aumento del flujo sanguíneo y metabolismo en la zona, favoreciendo la reparación y regeneración de la lesión.
Se dejará de aplicar presión cuando el paciente notifique al profesional una mejora en la molestia.
4. Posteriormente se pautan algunas prácticas posturales, ejercicios activos y estiramientos para una mayor relajación del músculo, consiguiendo que el efecto producido por la técnica perdure en el tiempo.

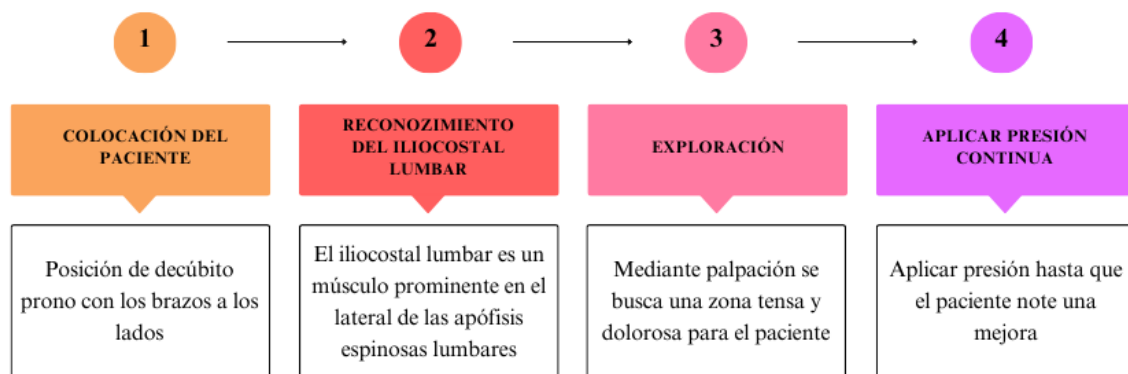


Figura 9. Plan de actuación para el tratamiento de los PGM del iliocostal lumbar.

⁶ Falta o interrupción del riego sanguíneo.

2.3. Sensores Piezorresistivos y Piezoeléctricos

Los transductores son dispositivos que convierten una señal física en otra de forma física distinta, que guarda una relación conocida y útil, por lo tanto, hablamos de que pueden hacer una conversión de un tipo de energía en otro.

El concepto de sensor suele ser usado como sinónimo, pero tiene un significado más extenso, ergo queda definido como un dispositivo capaz de producir una señal de salida transducible a partir de la energía del medio donde se mide. La finalidad es conocer cantidades físicas que por su naturaleza o tamaño no pueden ser percibidas directamente por los sentidos [21].

Siguiendo la línea de interés del proyecto, se explican a continuación dos tipos de sensores de presión: piezoeléctricos y piezorresistivos. Ambos provienen del griego ‘*piezo*’ (presionar), pero es la magnitud que presenta la variación al ser expuestos lo que marca la diferencia.

Los *sensores piezoeléctricos* están basados en el efecto piezoeléctrico, descrito como la aparición de una polarización eléctrica en algunos cristales al ser deformados bajo la acción de un esfuerzo [21]. La estructura cristalina (iónica) de los materiales es la causa de la aparición de dicho fenómeno, ya que en un estado neutro los átomos negativos y positivos que conforman el cristal mantienen sus cargas en equilibrio gracias a su estructura geométrica, pero en el momento en que se aplica una presión se genera una alteración del centro de gravedad de ambos tipos de carga y se modifica, formando dipolos eléctricos dentro del propio cristal. El resultado es una polarización de la masa y una aparición posterior de un diferencial de potencial y un impulso eléctrico [22 – 24].

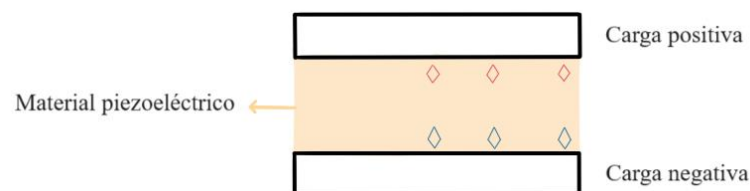


Figura 10. Esquema de la polarización de la masa de un material piezoeléctrico.

Una peculiaridad de este efecto es que es reversible, pues si se aplica una diferencia de potencial eléctrica entre las dos caras de un piezoeléctrico, se puede causar una señal mecánica. Un ejemplo de aplicación son los altavoces [21].

Por otro lado, los *sensores piezorresistivos* se encuentran en algunos materiales conductores y semiconductores que presentan el efecto piezorresistivo, el cual consiste en la variación de la resistividad como resultado de la alteración de la geometría o conductividad del material causada por la deformación al aplicar una fuerza mecánica [21]. A diferencia de los piezoeléctricos, estos son considerados dispositivos pasivos dado que se necesita una fuente de alimentación para detectar el cambio generado en la impedancia por la alteración de la geometría o la conductividad del material [23].

El componente piezorresistivo más conocido es la galga extensiométrica, componente que se tiene en cuenta en el punto 3.1.

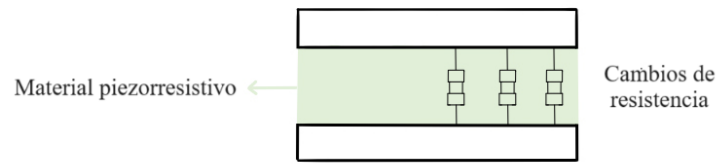


Figura 11. Esquema de la variación de resistencia de un material piezorresistivo.

3. Marco Experimental

3.1. Caracterización de los Materiales por Ensayo Mecánico

La caracterización es un proceso fundamental para poder comprender las propiedades y comportamiento de los materiales con el propósito de encontrar aquel que se adecúe mejor a la aplicación final.

Se someterá a estudio los siguientes materiales:

- *Velostat*, o también conocido como *Linqstat*, de la marca *Adafruit*.
Se trata de un material piezorresistivo sensible a la presión catalogado como ideal para la construcción de sensores flexibles de bajo coste.
Físicamente es una hoja de tacto plástico de color negro, característica que proviene del carbón impregnado en el polietileno que compone este material polimérico [26].
- *Galga extensiométrica BF350* de la marca *Movilideas*.
Componente piezorresistivo utilizado en el prototipo anterior, por lo que hay cierto interés en demostrar si es correcta su continuación como base del sensor.
- *Sensor de película piezoeléctrico* de la marca *BigKing*.
Componente piezoeléctrico comercial diseñado para medir señales fisiológicas como la respiración o el pulso, tal y como presenta el fabricante.

Para llevar a cabo la caracterización de los piezorresistivos, será necesario elaborar un montaje previo, proceso que no se requiere en el caso del piezoeléctrico, dado que este es prefabricado. En ambos casos, se analizará el comportamiento del material cuando se le aplica presión mediante pesos en intervalos de 50 gramos, lo cual corresponde a una fuerza aproximada de 0,5 N.

3.1.1. Caracterización del Sensor a partir de *Velostat*

El montaje se compone de los siguientes elementos:

- Dos cables de cobre multifilar.
El aislamiento de los dos extremos es retirado en ambos cables, dejando uno de ellos con las hebras separadas y el opuesto soldado a un conector Dupont macho para que su inserción en la placa de pruebas sea más sencilla.
Usando esta opción en lugar de cinta o tela conductora, se gana cierta rigidez, pero no la suficiente como para considerarse un factor limitante que altere significativamente el funcionamiento.
- Capa de *velostat* de 17 x 17 mm.
Al ser el objeto sujeto a estudio, se variará el número de capas para comprobar si existe una estrecha relación entre la cantidad de material con la resistencia y la estabilidad.
- Cinta aislante.
Imprescindible para poder crear una capsula que unifique el conjunto y que, a su vez, evite la pérdida de información. Se ha comprobado que la plastificación en sensores comerciales aporta una rigidez excesiva, por lo que queda descartado [5].

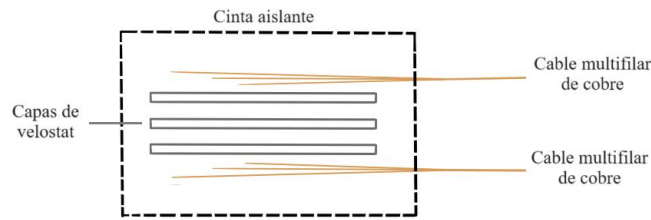


Figura 12. Esquema de los componentes del sensor a partir de Velostat.

La valoración se establece midiendo la *variación de la resistencia* del sensor en función de la presión aplicada a través de la caída de tensión asociada en un divisor de tensiones.

Un *divisor de tensiones* es un circuito lineal sencillo que cuenta con una fuente de alimentación V_{in} y dos resistencias en serie R_1 y R_2 , donde R_2 es la impedancia variable del sensor.

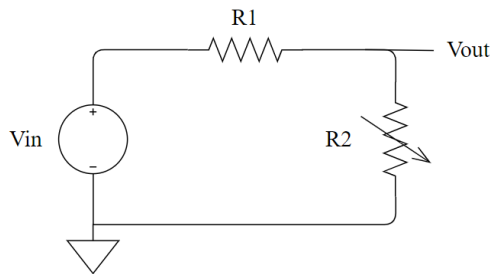


Figura 13. Divisor de tensiones.

Del análisis del anterior circuito se deduce la siguiente relación [21]:

$$V_{out} = V_{in} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (1)$$

Por consiguiente, el valor de la resistencia del sensor podrá ser calculada aislando el valor de R_2 en la fórmula 1.

$$R_2 = V_{out} \cdot \frac{R_1}{V_{in} - V_{out}} \quad (2)$$

Tanto para la lectura de V_{out} , como para el suministro de tensión de entrada V_{in} , se utiliza un módulo Arduino Nano 33 BLE. El valor de V_{in} será constante a 3,3 V, mientras que el R_1 se irá adaptando⁷ según el valor de R_2 , el cual varía en función del número de capas de material, valor medido con un multímetro.

⁷ El objetivo es tener ambas resistencias con un valor igual o aproximado. Si eso sucede, es bien sabido que V_{out} corresponderá a la mitad del voltaje de entrada V_{in} .

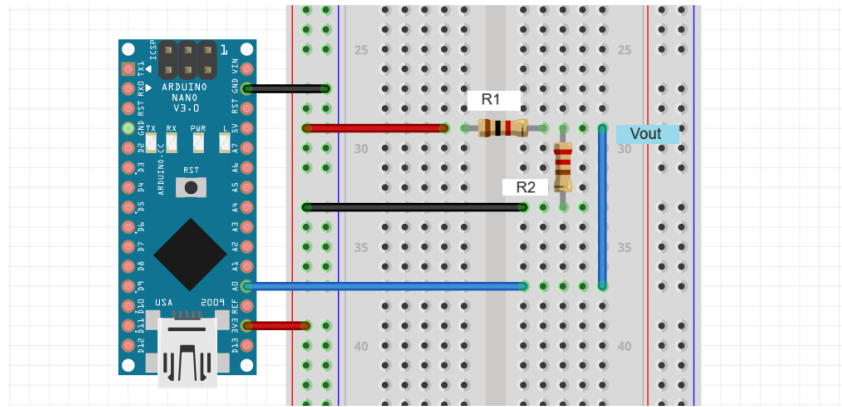


Figura 14. Divisor de tensiones para la caracterización del sensor a partir de Velostat en la placa de pruebas.

3.1.2. Caracterización de la Galga Extensiométrica

La galga extensiométrica fue el fundamento del prototipo final propuesto en el TFG anterior [6], como bien se comenta anteriormente. Siguiendo los mismos pasos, se ha utilizado la BF350, una pieza compuesta por alambre de cobre – níquel forrado con fenólico modificado para construir una estructura totalmente cerrada con el fin de garantizar una transmisión correcta de los datos [27].

Por su extrema sensibilidad a los cambios de deformación, se comprobó que era de suma importancia fijar el dispositivo a una superficie para darle estabilidad, pero que, a su vez, permitirá un cierto grado de flexión. El material que mostró las características óptimas, gracias a sus enlaces carbono – carbono y carbono – flúor, fue el politetrafluoroetileno (comúnmente conocido como teflón) [6].

Por lo tanto, los componentes que forman el sensor son:

- Una galga extensiométrica BF350.
Se encuentra adherida con Loctite 401 a la superficie a base de teflón.
- Teflón 9 x 4 x 1 mm.
- Galga extensiométrica BF350.
- Dos cables monofilamento.
Soldados por un extremo a la galga para poder tener una toma de lectura y el otro unido a un conector Dupont macho.

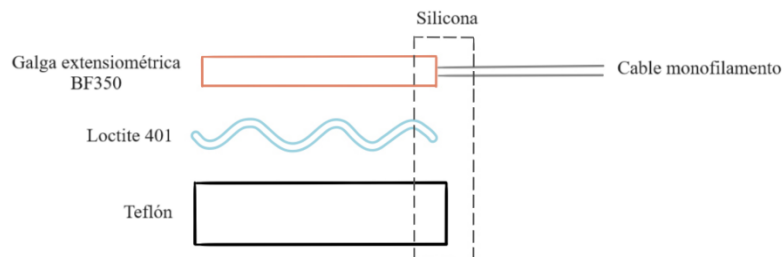


Figura 15. Esquema de los componentes del sensor a partir de una galga extensiométrica BF350.

Por medio de un multímetro, se comprueba que la variación de la resistencia al aplicar el mismo rango de pesos utilizado en la caracterización del Velostat, es del orden de microhmios, siendo necesario el uso de un puente de Wheatstone y una posterior amplificación de la señal.

El *puente de Wheatstone* es un circuito formado por cuatro resistencias situadas en forma de rombo y alimentado por una tensión de entrada, tal y como se muestra en la figura 16.

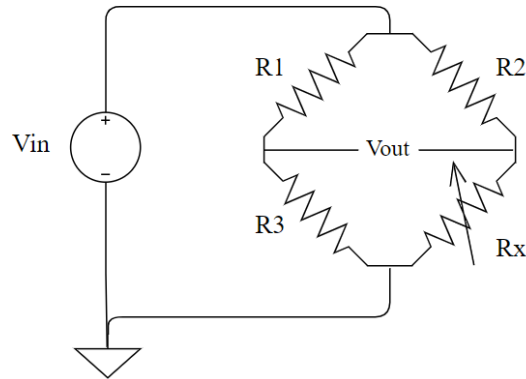


Figura 16. Puente de Wheatstone.

Teniendo en cuenta que el puente se encuentra equilibrado (condición de la fórmula 3) se aplica el método por deflexión. El proceso consiste en medir la diferencia de tensión entre ambas ramas a través de sus tomas centrales, dado que la variación de la tensión es directamente proporcional a la modificación que sufre la resistencia R_x de la galga extensiométrica al ser deformada por una fuerza [20].

$$\frac{R_1}{R_3} = \frac{R_2}{R_x} \quad (3)$$

A partir de esta información y observando el esquema, se obtiene la siguiente formula:

$$V_{out} = V_{in} \cdot \left(\frac{R_x}{R_2 + R_x} - \frac{R_3}{R_1 + R_3} \right) \quad (4)$$

$$V_{out} = V_a - V_b \quad (5)$$

Ya conocida la teoría, se pasa a la práctica escogiendo las cuatro resistencias con un valor similar para cumplir la condición de equilibrio, para ello se mide la impedancia de BF350 con un multímetro. Dado que $R_x = 350 \Omega$ y ante la indisponibilidad de esta resistencia en el laboratorio, se emplean dos resistencias en serie de 330Ω y 18Ω .

Se utiliza nuevamente el módulo Arduino Nano 33 BLE para suministrar $V_{in} = 3,3 V$ y para realizar la lectura de ambos nodos centrales.

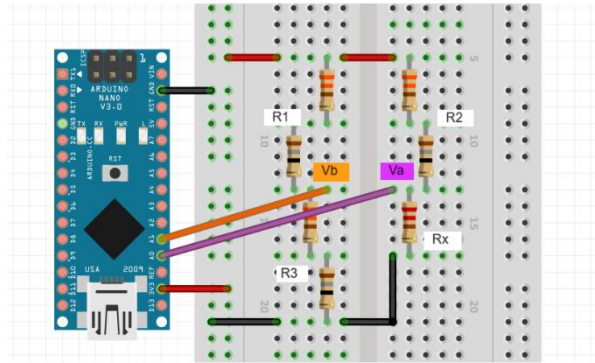


Figura 17. Esquema del puente de Wheatstone para la caracterización del sensor a partir del BF350 en la placa de pruebas.

La amplificación de la señal de salida del puente se hace mediante un amplificador de instrumentación. Se denomina *amplificador de instrumentación* a todo circuito que posea las siguientes características [20]:

1. Alta impedancia de entrada.
2. Alto rechazo del modo común (CMRR, *Common Mode Rejection Ratio*).
3. Ganancia estable y variable con una única resistencia sin que se contraponga directamente ganancia – ancho de banda.
4. Impedancia de salida baja.
5. Tensión y corriente de desequilibrio bajo.

En este caso se utiliza un INA 112P, un circuito integrado compuesto por dos amplificadores operacionales (figura 18), que realiza una amplificación diferencial tensión – tensión según la ganancia.

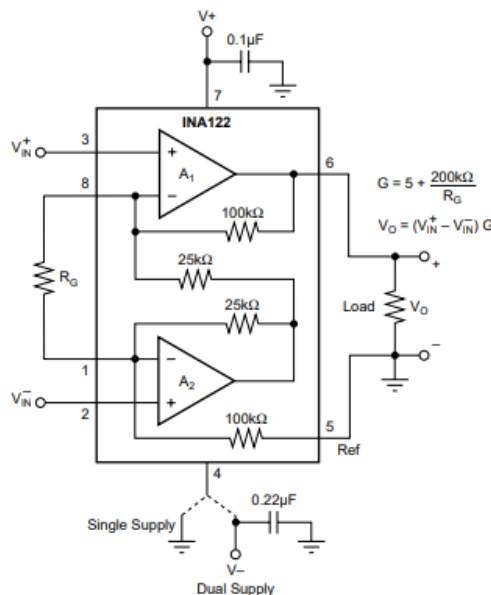


Figura 18. Esquema de la estructura interna del amplificador de instrumentación INA 112P.

La ganancia se calcula aplicando la fórmula 6, donde se tiene en cuenta la resistencia externa modificable que regula su valor (R_G) y los $200\text{ k}\Omega$ de su estructura metálica interna.

$$G = 5 + \frac{200\text{ k}\Omega}{R_G} \quad (6)$$

Por lo tanto, la señal de salida queda determinada según la señal de entrada y la ganancia.

$$V_{out} = (V_{in}^+ - V_{in}^-) \cdot G \quad (7)$$

La ficha técnica también contiene información relevante a tener en cuenta para su correcta instalación, como ahora el esquema de los pines.

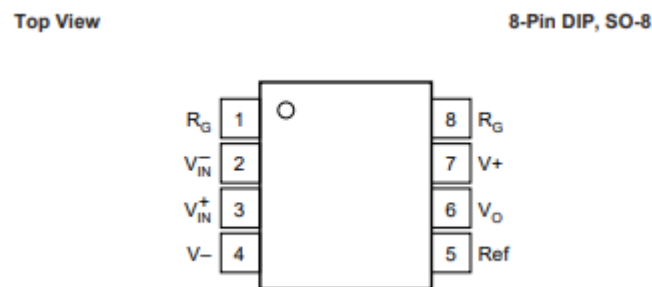


Figura 19. Esquema de los pines que dispone el INA 112P.

Este amplificador puede operar con una sola fuente de alimentación de entre $2,2 - 36\text{ V}$, en este caso, se utilizan los 5 V que puede suministrar el módulo Arduino en uso. Las conexiones finales quedarían de la siguiente forma:

- Pin 1 y 8 quedarán interconectados mediante la resistencia que determina la ganancia.
- Pin 2 y 3 reciben la señal de salida del puente de Wheatstone.
- Pin 7 administra los 5 V de la alimentación del amplificador.
- Pin 4 y 5 son conectados a tierra por recomendación de la ficha técnica.
- Pin 6 será la señal de salida del amplificador y leída por el módulo Arduino.

Así pues, el circuito final para la una caracterización correcta se muestra en la figura 20.

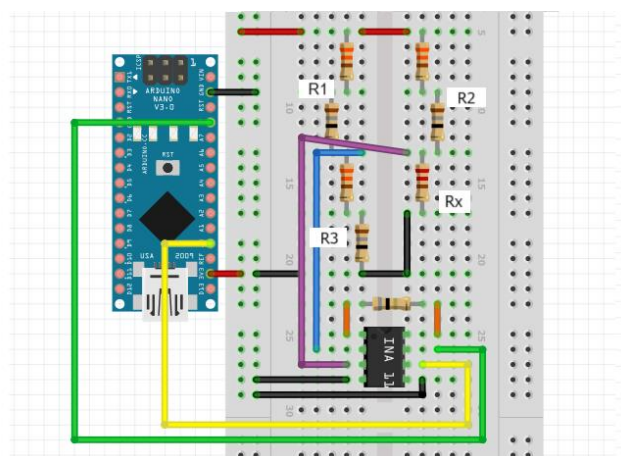


Figura 20. Esquema del puente de Wheatstone unido al amplificador INA 112P para la caracterización del sensor a partir del BF350 en la placa de pruebas.

Partiendo de la fórmula 7, vemos que la ganancia también puede ser calculada en función de la señal de salida deseada, que en este caso se encuentra en un rango de 0 a 4,5 V⁸, y de la señal de entrada. Puesto que esta última corresponde a la diferencia de tensión entre los nodos centrales del puente de Wheatstone, se miden de forma experimental mediante un multímetro, dando como resultado un valor de 2,7 mV.

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{4,5 - 0}{0,0027 - 0} \approx 1667 \quad (8)$$

La resistencia que se debe utilizar para conseguir esta ganancia se calcula a partir de la fórmula 7.

$$R_G = \frac{G - 5}{200} = \frac{1667 - 5}{200} = 8,31 \text{ k}\Omega \quad (9)$$

3.1.3. Caracterización del Sensor de Película Piezoeléctrico

El piezoeléctrico comercial fue adaptado soldando dos cables a sus extremos de toma de lectura para ser colocado en la placa de pruebas.

La fuerza aplicada queda reflejada en la cantidad de carga eléctrica que se genera, no en la corriente, ya que ésta contiene información sobre la rapidez con la que se produce un cambio en la presión, en lugar de la cantidad propiamente dicha [25]. Para convertir el valor de la carga en un voltaje que pueda ser detectado y procesado, se utiliza un amplificador de carga, tal y como recomienda el fabricante.

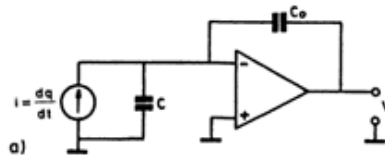


Figura 21. Amplificador de carga.

Debido a las múltiples dificultades que mostró el componente para ser caracterizado mediante el amplificador de carga, quedó desestimado. Se ofrece una explicación más detallada en el siguiente punto.

3.1.4. Resultados y elección final del material

A continuación, se presentan los resultados adquiridos en la caracterización de los materiales.

- *Caracterización del Velostat*

Finalmente se realizaron tres pruebas con un número de capas diferentes en cada una de ellas. Tal y como se esperaba, la resistencia del sensor experimentó un aumento a tenor de la cantidad de material.

⁸ Se reducen 0,5 V de los 5 V administrados con el objetivo de evitar la saturación del microcontrolador.

Capas	Resistencia fija R1 [Ω]
1	1000
2	15000
3	27000

Tabla 1. Número de capas del sensor y su resistencia.

Con la respectiva modificación de la resistencia R_1 en relación con el sensor utilizado, se obtuvieron los siguientes valores de voltaje que, mediante la formula 2, reflejan la variación de la impedancia en función del peso aplicado.

Peso [g]	Una capa		Dos capas		Tres capas	
	Voltaje [V]	Resistencia [Ω]	Voltaje [V]	Resistencia [Ω]	Voltaje [V]	Resistencia [Ω]
0	1,8	1200	1,53	12966,10	1,4	19894,74
50	1,27	625,62	0,78	4642,86	0,39	3618,56
100	0,96	410,26	0,32	1610,74	0,24	2117,65
150	0,81	325,30	0,26	1282,89	0,17	1466,45
200	0,68	259,54	0,16	764,33	0,11	931,03
250	0,62	231,34	0,09	420,56	0,05	415,38
500	0,63	235,96	0,11	517,24	0,05	415,38
1000	0,44	153,85	0,05	230,77	0,05	415,38
1500	0,33	111,11	0,04	184,05	0,03	247,71
2000	0,27	89,11	0,03	137,61	0,03	247,71

Tabla 2. Variación de la resistencia del sensor según el peso aplicado.

Para analizar adecuadamente los resultados, se opta por una representación gráfica de la respuesta que aportan los diferentes sensores, seleccionando únicamente los valores en el intervalo de 50 a 500 gramos, ya que a partir de este peso no se observa una modificación tangible en la impedancia, quedando fuera del estudio. Para el cálculo de la respuesta, se emplea la fórmula 10, que contempla la variación de la resistencia en función de la resistencia base.

$$Respuesta = \frac{R_0 - R_x}{R_0} \quad (10)$$

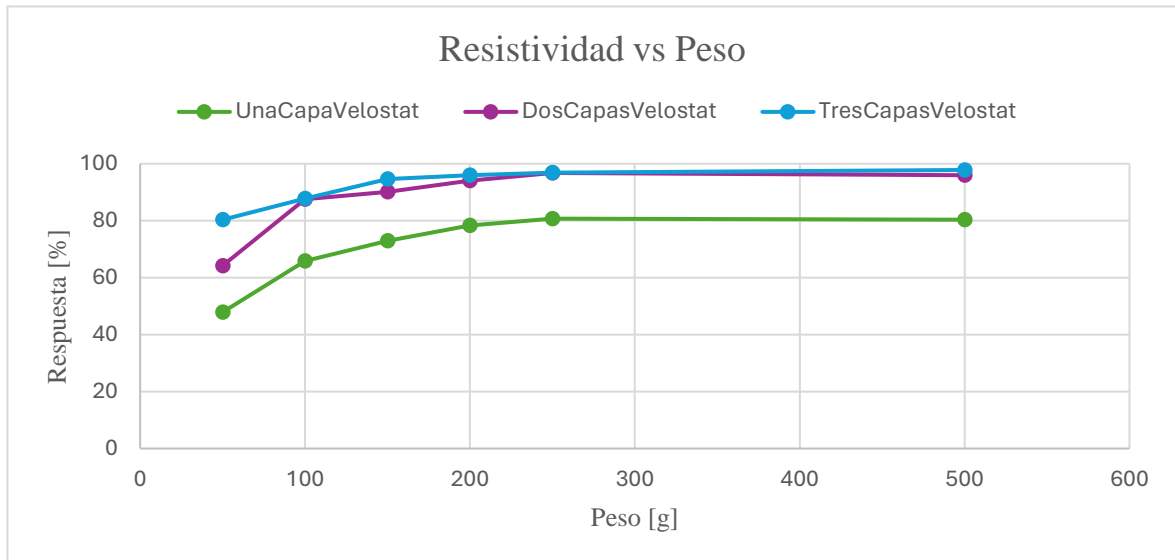


Figura 22. Gráfico de la respuesta de los diferentes sensores de Velostat en función del peso aplicado.

A simple vista se puede comprobar que el sensor con una única capa del material muestra el peor comportamiento en comparación con los otros dos sensores testeados. En la misma línea, se observan grandes similitudes entre los sensores de dos y tres capas.

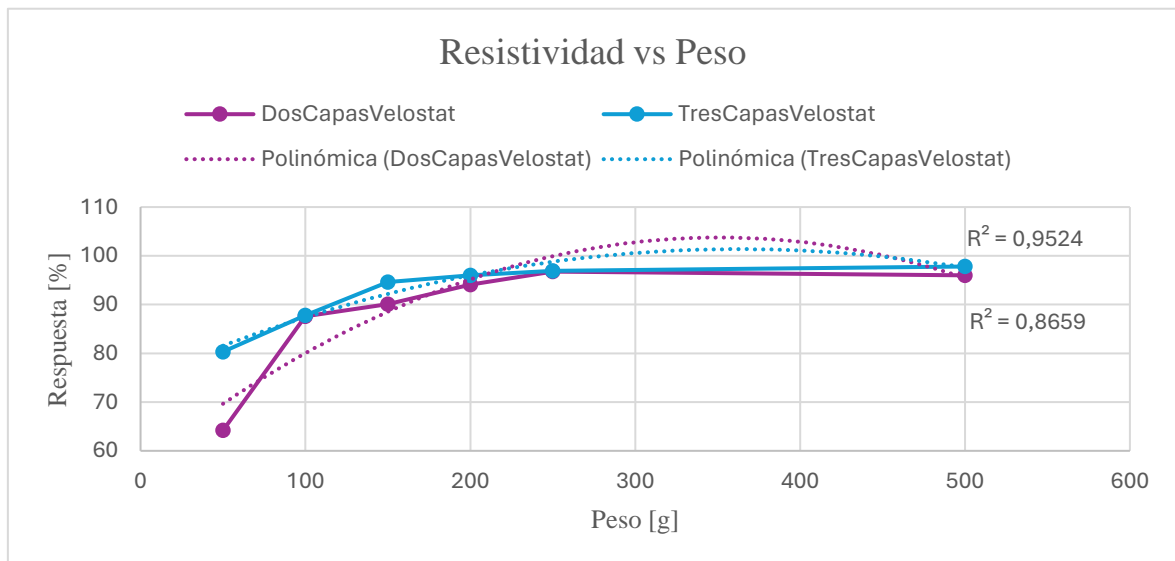


Figura 23. Gráfico de la respuesta de los sensores de dos y tres capas de Velostat y sus respectivas líneas de tendencia.

A través de la visualización de las líneas de tendencia polinómicas de grado dos en ambos resultados, se concluye que el sensor con tres capas de Velostat es el más adecuado para la aplicación dado su estabilidad, rango y proximidad a 1 en el valor de R cuadrado.

No obstante, otra conclusión a considerar tras la experimentación es que, en base al parecido entre ambos, y que el sensor de dos capas también muestra buenos resultados, se descarta la idea de utilizar sensores con mayor número de capas, ya que la mejora esperada es muy pequeña y no justificaría el gasto innecesario de material.

- *Caracterización de la galga extensiométrica*

Durante el proceso de caracterización de la galga quedaron registrados ciertos inconvenientes, algunos de ellos previamente observados en [6]:

1. La fragilidad que presenta tanto la galga como sus conexiones.

Fue necesario recubrir con silicona el punto donde se encuentran los cables unidos a la toma de lectura para evitar que estos se rompieran o doblaran, sumando volumen y dureza al conjunto.

Se hizo uso de un total de cuatro galgas diferentes a causa de roturas y mala colocación.

2. La extrema sensibilidad a la deformación.

Debido a que la galga extensiométrica es un componente capaz de medir tanto fuerza de compresión como de tensión, la variación de la resistencia puede dar valores positivos y negativos, provocando lecturas ruidosas y aleatorias, mas el sensor no cuenta con todas las medidas necesarias como para evitar este acontecimiento en un momento de flexión.

3. Escasa adaptabilidad a cambios rápidos.

Fue imposible tomar medidas en pulsos de presión repetitivos ejecutados de forma relativamente rápida debido a su poca adaptabilidad.

4. La complejidad del circuito.

A raíz de la exigencia de una amplificación de la señal para detectar los cambios en la resistencia, el circuito se vuelve más complejo y se aleja de un montaje simple y sencillo para ser utilizado de manera inalámbrica.

Por consiguiente, esto impone la necesidad de un conocimiento más profundo sobre circuitos para implementar el puente de Wheatstone y su amplificación. Además, aumenta la dificultad para identificar fallos en las conexiones o errores de lectura.

5. La rigidez aportada.

Además de la silicona que envuelve la conexión, la galga debe ser colocada sobre una superficie semirrígida para proporcionar cierta estabilidad. Esto crea un factor limitante e incómodo en su uso táctil, una característica que no presenta el sensor de Velostat.

En base a los múltiples factores negativos observados en este componente piezorresistivo, se decidió no seguir adelante con su caracterización. Se identificaron razones suficientes como para concluir que este dispositivo no posee las cualidades adecuadas para la elaboración del sensor.

- *Caracterización del piezoeléctrico*

Tras haber completado la construcción del circuito para su caracterización, el cual presentó serias dificultades y una complejidad elevada, se pudo constatar que el sensor comercial mostraba una sensibilidad excesiva al tacto. A pesar de utilizar un amplificador de carga, no fue posible mitigar esta sensibilidad, ya que el sensor se saturaba de manera constante ante la aplicación de cualquier fuerza, como puede ser una caricia o incluso una suave corriente de aire.

Como resultado de las observaciones, se llegó a la conclusión de que el sensor estaba ideado para ser empleado en otro tipo de aplicaciones, como la detección de presión sin tener en cuenta la magnitud de fuerza aplicada. Este enfoque puede resultar beneficioso en situaciones como la medición de los latidos del corazón.

Asimismo, las dimensiones del dispositivo y el hecho de que se encontraba plastificado lo hacían inadecuado para la aplicación final de este trabajo.

Elección del material

En base a los datos recopilados, se confirma que el Velostat es la mejor opción como material para la construcción del sensor de presión flexible. Una comparación rápida indica que este material es el que ofrece mayor comodidad, flexibilidad, facilidad de calibración, rango de medidas aceptable y un precio económico.

Específicamente en términos económicos, el Velostat demostró ser la alternativa más accesible. Mientras que el piezoeléctrico puede ser adquirido por 17 € y las galgas BF350 por 1,3 €, sin tener en cuenta los demás componentes necesarios para el circuito, una hoja de Velostat de 330 x 190 mm tiene un valor de 13,20 €, lo que da lugar a setenta y dos sensores de tres capas que adoptarían un precio de 0,18 € cada uno.

3.2. Diseño del Prototipo

El diseño final se segmenta en tres partes con el propósito de mejorar su comprensión:

1. Sensor de presión

A través de un molde impreso en 3D se consigue ajustar el sensor de presión al pulgar de la persona portante.

Este se conecta mediante cables a la pantalla de muñeca.

2. Pantalla de muñeca

Un M5Stack Basic Core que mostrará el valor de presión a tiempo real, además de información importante sobre los pasos a seguir en las terapias manuales a tratar.

Vía Bluetooth también se enviarán estos valores a la aplicación móvil.

3. Aplicación móvil

Diseñada únicamente para dispositivos con sistema operativo Android, muestra tanto de forma numérica como gráfica la presión mientras se realiza la práctica.

Estos datos se guardarán en una hoja de cálculo junto con el nombre de la persona.

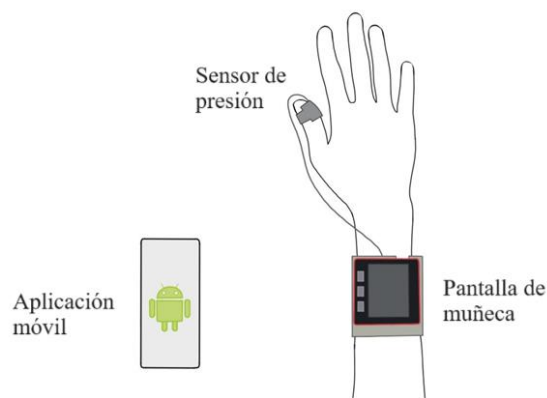


Figura 24. Esquema de los componentes del diseño del prototipo final.

3.2.1. Sensor de Presión

Dado que se requiere colocar el sensor de presión de tres capas de Velostat en la región del pulpejo del dedo, se decide crear un molde ergonómico ajustable impreso en 3D. Este soporte debe cumplir con dicho requisito sin comprometer la correcta realización de la práctica clínica.

Para el diseño se utilizó la aplicación de Meshmixer donde, a partir de figuras básicas y elementos de modelaje, se obtuvo una estructura que podía albergar el sensor en la parte central mientras las solapas ofrecen la oportunidad de ser ajustable a todo tipo de anatomías.

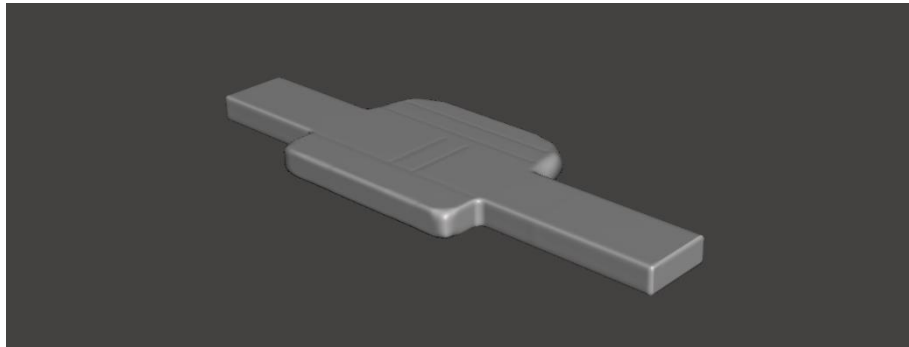


Figura 25. Diseño del soporte del sensor de presión táctil en la aplicación de Meshmixer.

Seguidamente, se realizaron algunos ajustes antes de la impresión utilizando la plataforma de acceso gratuito Tinkercad, tales como lograr un acabado más fino o verificar que el sensor pudiese ser colocado correctamente sin exceder los límites laterales.

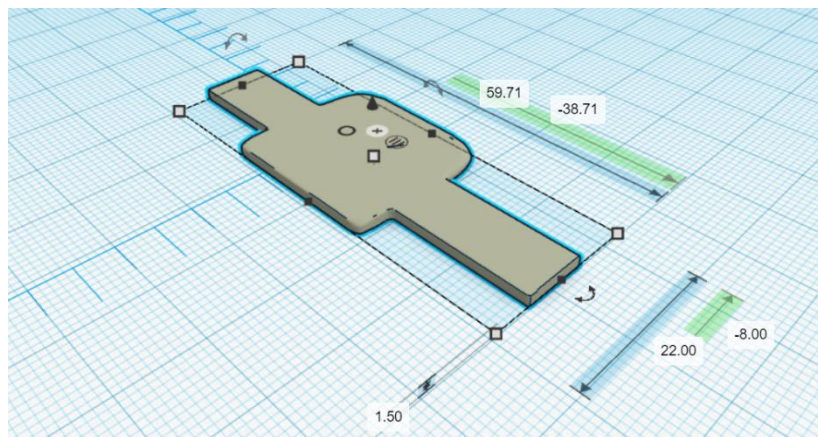


Figura 26. Evaluación y modificación del diseño mediante el entorno Tinkercad.

La impresión se llevó a cabo utilizando la impresora Artillery x2 y el poliuretano termoplástico (TPU) como material. El TPU exhibe las propiedades indicadas para la creación de modelos flexibles y resistentes.

Finalmente, se da por acabado el diseño al unir el sensor a partir de Velostat al soporte flexible mediante cinta aislante y la inclusión de un sistema de velcro para introducir la posibilidad de ser ajustado.

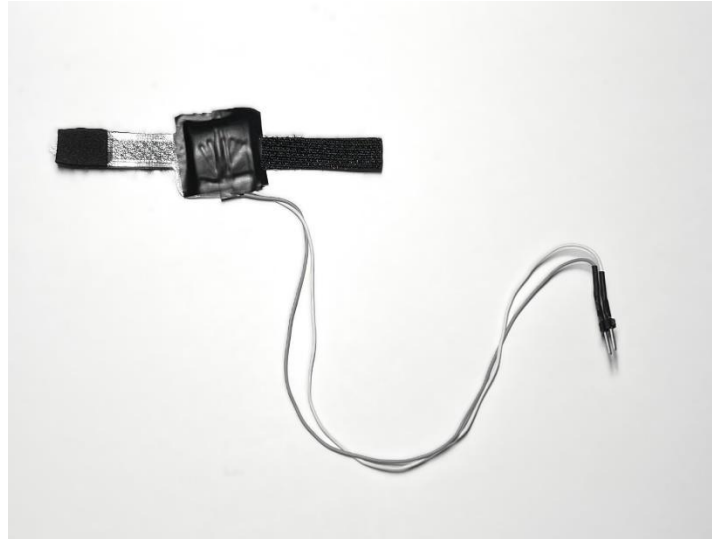


Figura 27. Sensor de presión.

3.2.2. Pantalla de Muñeca

La empresa M5Stack destaca por ser uno de los principales proveedores de componentes y herramientas para desarrolladores de *Internet of Things* (IoT). Proporciona una amplia gama de recursos para la creación de conexiones entre dispositivos u objetos a través de una red [26].

Concretamente, el dispositivo M5Stack ESP32 Basic Core, se compone por dos partes separables principales:

1. Parte superior: contiene el microprocesador ESP32 junto con entradas y salidas preconfiguradas, como podría ser la gestión de la batería o de una tarjeta SD. También encontramos la propia pantalla, botones y otros componentes como altavoz o micrófono.
2. Parte inferior: incluye la batería de litio, pines extensibles a ambos lados y además un M-Bus para poder añadir más partes inferiores, ampliando las posibilidades de conexión.



Figura 28. Partes del M5Stack ESP32 Basic Core.

Tal y como su nombre indica, el dispositivo gira en torno al ESP32, un módulo de bajo coste y consumo de energía capaz de establecer una comunicación mediante Bluetooth y Wi-Fi. Para la configuración se usa el entorno de Arduino IDE basado en lenguaje Java, además de unas librerías específicas para este dispositivo y para la activación del Bluetooth (anexo 1).

Dado que el objetivo engloba tanto la posibilidad de proporcionar información para realizar de forma adecuada ambas terapias, como la de visualizar y enviar mediante Bluetooth los datos medidos a través del sensor, se opta por la construcción de un menú que dispone de cinco sub – menús:

1. *Info TFG*
Se muestra el título del TFG y la posibilidad de acceder a un QR que conduce a un archivo en la nube vinculado con el proyecto.
2. *Maitland*
Explicación de los pasos para realizar correctamente la presión vertebral posteroanterior central con la técnica de Maitland seguido de una foto de ejemplo.
3. *Puntos Gatillo*
Plan de actuación para el tratamiento de los PGM del músculo iliocostal lumbar, incluyendo una foto ilustrativa del procedimiento.
4. *Realizar Medición*
Opción que muestra los datos del sensor de forma numérica y que activa la comunicación bluetooth para enviar esta misma información a la aplicación móvil.
5. *Standby*
Se incluye esta opción para proporcionar la posibilidad de un ahorro de la batería.

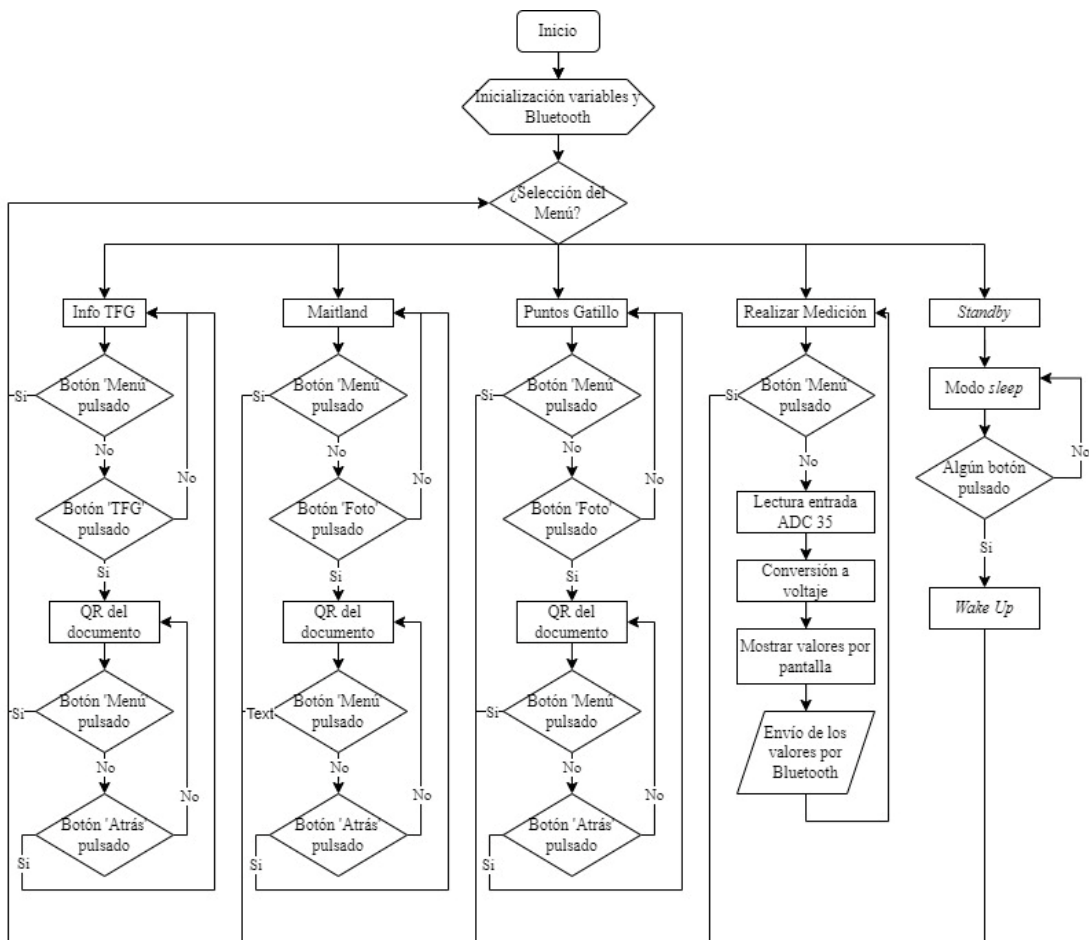


Figura 29. Diagrama de flujo del funcionamiento del menú en el M5Stack Basic Core.

Debido a la necesidad de situar el dispositivo en el brazo del portador, se realiza un segundo soporte 3D. En este caso se recurrió a la ayuda del tutor de la rama de ingeniería, Xavier Blanch, para poder crear a partir de la aplicación Shap3R este modelo que contiene el Basic Core y el divisor de tensiones.

Se puede observar en la figura 30 como el soporte tiene en cuenta las siguientes características:

1. Espacio suficiente como para albergar el divisor de tensiones debajo del M5Stack y poder conectar los cables necesarios a este sin que se muestren al exterior.
2. Curvatura en la parte inferior para una mayor adaptación en el brazo.
3. Inclusión de dos agujeros post – impresión para acceder cómodamente al botón de encendido y apagado, y para conectar el sensor al montaje.

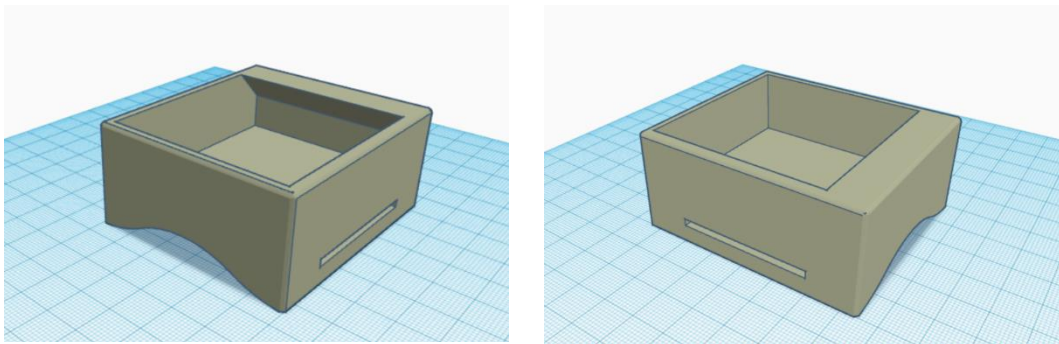


Figura 30. Estructura del soporte del brazo que contiene el M5Stack y el divisor de tensiones visualizado mediante Tinkercad.

Se utilizó la misma impresora, pero en este caso se realizó mediante filamento de ácido poliláctico (PLA), característico por ser reciclable, biodegradable y ofrecer la posibilidad de crear figuras y modelos sólidos.

Unos días antes de llevar a cabo las pruebas, se identificó un fallo en el funcionamiento del botón izquierdo de la parte superior del M5Stack Basic Core, error potencialmente grave dada su importancia en el momento de selección del menú. Por la falta de repuestos, se decidió reemplazar el dispositivo por otra versión de la misma empresa, el M5Stack Fire. Aunque este último comparte las mismas características que el modelo anterior, fue necesaria una reconfiguración e intercambiar la parte inferior que disponía por la del Basic Core. Aún así, en el trabajo se mantendrá la explicación en base al modelo Basic Core.

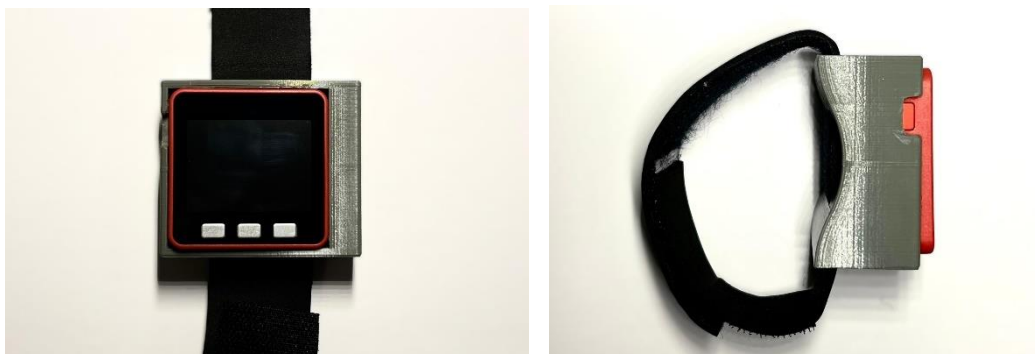


Figura 31. Pantalla de muñeca.

3.2.3. Aplicación Móvil

La aplicación se construyó mediante el desarrollador de software del Instituto de Tecnología de Massachusetts (MIT) llamado App Inventor.

Originalmente este entorno fue creado por Google Labs con el objetivo de proporcionar una plataforma que facilitara la creación de aplicaciones para sistema operativo Android, por lo que no podrá usarse en otros dispositivos con un sistema diferente, como podría ser iOS [27]. Este hace uso de *No – code* por lo que su implementación es mucho más sencilla, ya que no requiere líneas de código, sino que utiliza una codificación basada en bloques predefinidos y una ventana de diseño para visualizar y modificar la apariencia de la aplicación.

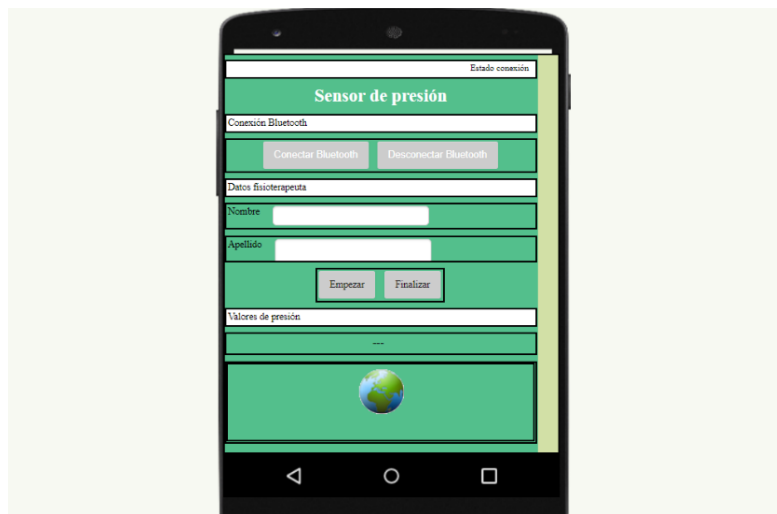


Figura 32. Previsualización de como se muestra la aplicación en el teléfono móvil.

En el *editor de bloques*, donde se crea la lógica del programa, se observan las diferentes acciones que adopta cada componente de la pantalla:

- *Botón 'Desconectar Bluetooth'*
Al presionar este botón se inactiva la conexión Bluetooth, por lo que se deja de recibir los datos del sensor transmitidos a través del M5Stack Fire, el gráfico se vuelve no visible y el valor numérico pasa a ser nulo. Se opta también por notificar la desconexión modificando el 'estado de conexión' de la parte superior derecha.

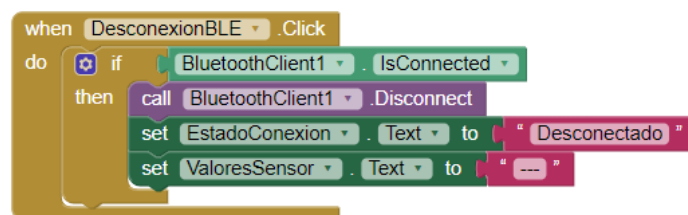


Figura 33. Bloques para la configuración del botón 'desconectar'.

- *Listado 'Conectar Bluetooth'*

Antes de pulsar, se guardan las diferentes direcciones Bluetooth disponibles en la lista. Es importante comentar que, previamente, se debe habilitar el permiso a la aplicación para poder acceder a los dispositivos cercanos, acción que se puede realizar desde la propia configuración del dispositivo móvil.

Una vez presionado, se podrá seleccionar el Bluetooth del M5Stack por este mismo nombre. Al ser seleccionado, se establece la comunicación, hecho que también quedará reflejado en el 'estado de conexión' que pasará a mostrar 'conectado'.

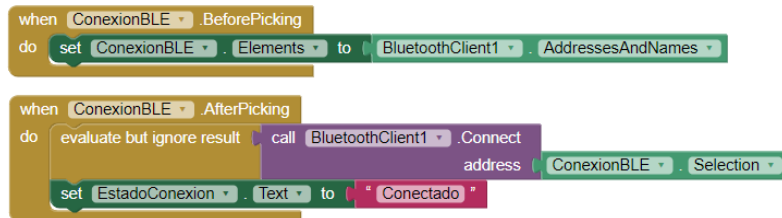


Figura 34. Bloques para la configuración del botón 'conectar'.

- *Botón 'Empezar'*

Aquí se pueden ver diferentes condiciones, puesto que no se autoriza la opción de empezar sin que se hayan rellenado los campos de 'nombre' y 'apellido', en caso de que estos estén vacíos, se avisa por pantalla a través de una notificación emergente. Una vez rellenado, la información se guarda en unas variables inicializadas con anterioridad y se declara cierta la variable que controla la introducción de identidad, además se notifica del guardado.

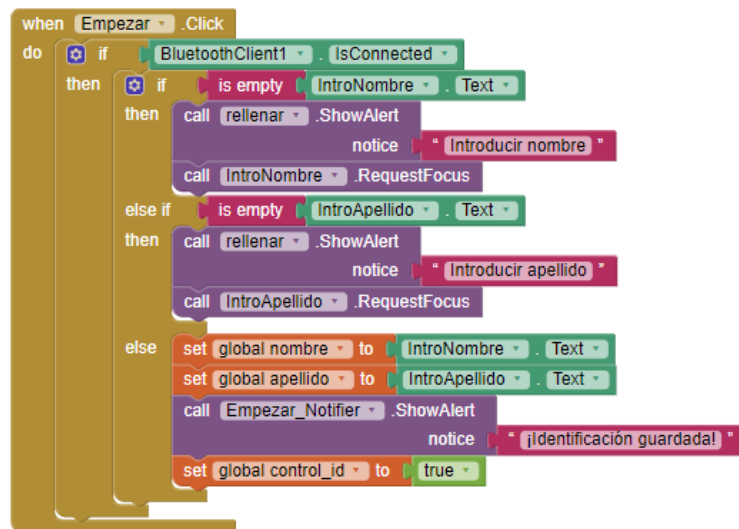


Figura 35. Bloques para la configuración del botón 'empezar'.

Llegados a este punto es necesario seleccionar la opción del menú 'Realizar Medición' del M5Stack Fire, pues esta opción es la que envía los valores. Como la condición de introducción de nombre y apellido se cumple, se podrá visualizar a tiempo real las medidas del sensor en valor numérico y de forma gráfica (ver anexo 2) gracias a un *clock* que actualiza la lectura.

Se ha comprobado que los datos deben ser enviados en intervalos de 1 segundo para poder ser representados correctamente, en tiempos más reducidos se puede conseguir una mayor sensibilidad dado el número de datos, pero no se exponen en la gráfica por un acoplamiento entre ellos.

- *Botón 'Finalizar'*

Cuando se presiona esta opción, toda la información recolectada se guarda en la hoja de cálculo indicada para un posterior análisis. A su vez, se vuelven a inicializar todas las variables utilizadas durante el programa.

```

when Finalizar . Click
do
  call exportar_datos
  call exportar . ShowAlert
  notice " Datos guardados correctamente "
  set ValoresSensor . Text to " --- "
  set IntroNombre . Text to " "
  set IntroApellido . Text to " "
  set global dato_actual to " "
  set global lista_valores_presion to create empty list
  set global contador to 0
  set global valores_grafico to create empty list
  set global datos_exportar to " "
  set global control_id to false
  set Visualizador . Visible to false
  
```

Figura 37. Bloques para la configuración del botón 'finalizar'.

Para consolidar la comprensión de la ejecución que se produce al utilizar la aplicación se añade un diagrama de flujo:

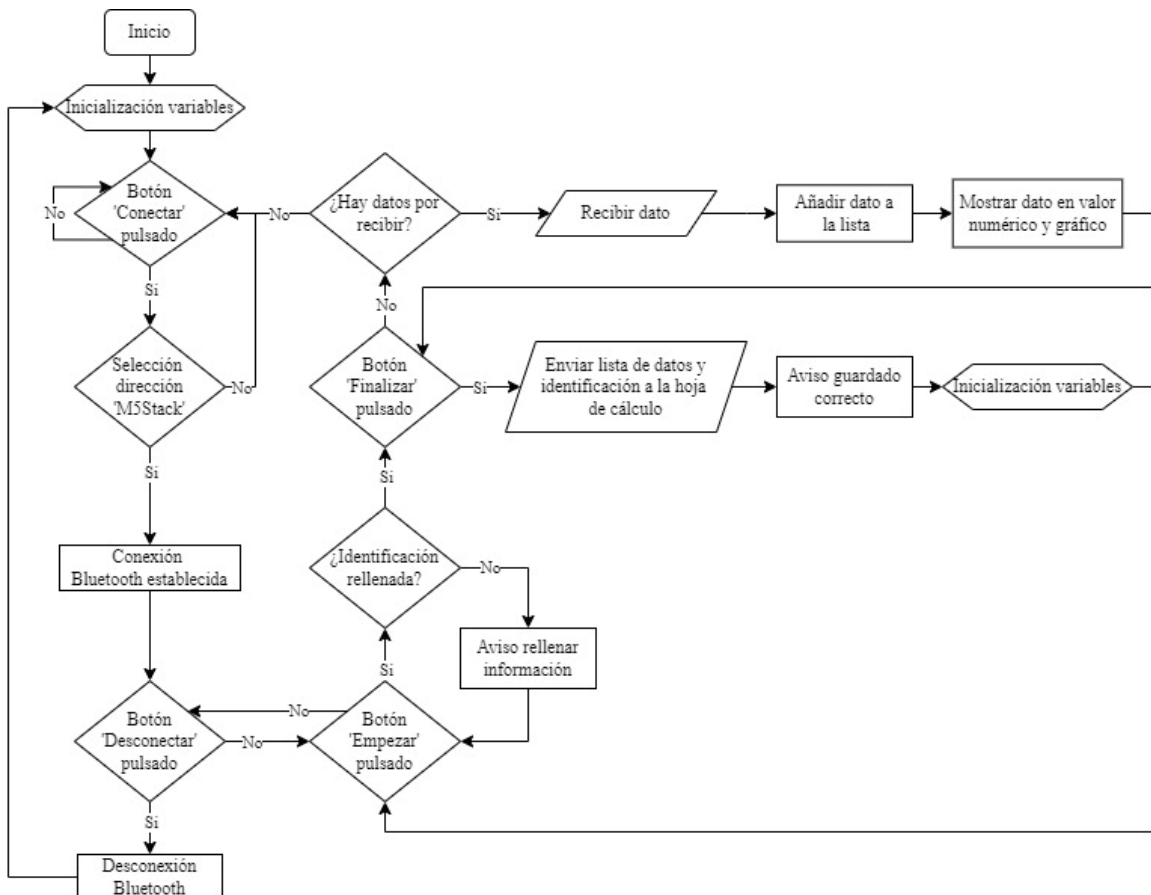


Figura 36. Diagrama de flujo del funcionamiento de la aplicación móvil.

3.3. Pruebas del Prototipo

3.3.1. Idea, Hipótesis y Variables

Aunque la caracterización del sensor confirmó la variabilidad de la resistencia en función del número de capas de velostat y de la presión aplicada, se desea verificar que el rango de valores proporcionados es suficientemente amplio y preciso para su aplicación en la fisioterapia y que, en efecto, se establece correctamente la interconexión entre dispositivos de forma repetida.

Basándose en el criterio y demandas de los fisioterapeutas, la idea sería obtener gráficos que se asemejen a los que se presentan a continuación.

- *Gráfico base para la movilización de Maitland.*

En vista de que en una misma sesión de esta terapia se pueden dar los cuatro grados de movilidad, interesa que queden representados de forma gráfica o que puedan ser identificados mediante una etiqueta teniendo en cuenta el nivel de presión y amplitud que se ejerce, explicado con detalle en el punto 2.2.1.

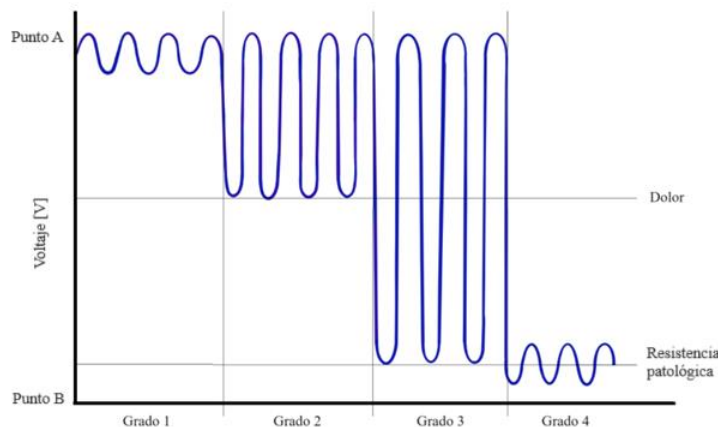


Figura 38. Ejemplo del gráfico ideal de una movilización de Maitland.

- *Gráfico base para el tratamiento de los PGM.*

En la representación debe reflejarse la fuerza aplicada tanto en la exploración en búsqueda del PGM como en el tratamiento mismo, la cual se mostrará como la presión de mayor valor ejercida de forma continua.

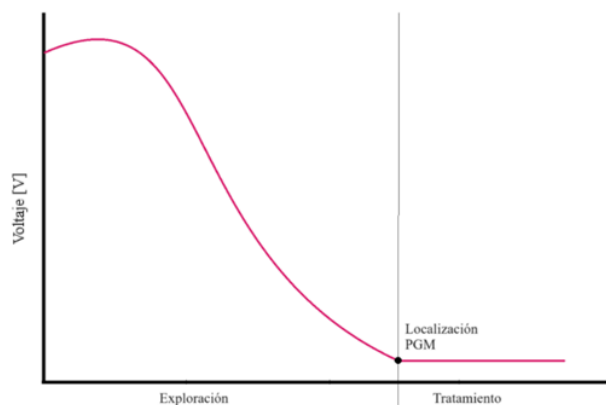


Figura 39. Ejemplo del gráfico ideal para el tratamiento de los PGM.

Así pues, la variable analizada será la presión ejercida por los profesionales, prescindiendo del uso de voluntarios o estudiantes, ya que se tiene en consideración que estos grupos no tienen los conocimientos necesarios para realizar correctamente las maniobras, incrementando la posibilidad de obtener resultados erróneos o alterados por mala praxis.

Entendida la fórmula número 1, queda claro que el valor que se obtiene y se muestra es el voltaje de salida del divisor de tensiones, decayendo según el aumento de la resistencia y, por tanto, por un aumento de la presión.

Antes de iniciar las pruebas, se notaron algunos inconvenientes que deberán ser tratados durante la ejecución:

1. Debido a su baja sensibilidad, la determinación de los diferentes grados de presión en Maitland pueden no quedar reflejados.
2. La colocación del prototipo del sensor puede variar su resistividad, alterando el rango de valores.
3. En este punto, aún se desconoce la presión que ejercen los fisioterapeutas, por lo que el intervalo ofrecido puede quedar insuficiente.

3.3.2. Experimentación

Las pruebas se llevaron a cabo en el laboratorio de biomecánica del Hospital Universitario Sant Joan de Reus, con la participación de tres fisioterapeutas especializados en las TM a tratar.

Durante ambas pruebas no se dispuso de la pantalla de muñeca, y en su lugar se estableció la conexión entre sensor y M5Stack mediante una placa de pruebas con el propósito de facilitar el acceso a la resistencia R_1 del divisor de tensiones en caso de que fuera necesario modificarla. Esta precaución se adoptó en base a los cambios de resistencia observados en el sensor al ser deformado durante la colocación del soporte entorno al dedo. No obstante, finalmente no se produjo ninguna variación de la resistencia que se había instalado desde un principio.

Además, también se redujo el intervalo de tiempo en la captación de valores para una mejor adquisición y sensibilidad, siendo de 800 ms en lugar de 1 segundo, así que, tal y como se esperaba, no se pudo visualizar la representación gráfica en la aplicación debido a una superposición de los datos.

El proceso fue el siguiente:

1. *Breve explicación del funcionamiento y colocación del prototipo.*

Empezando con una aclaración sobre cómo debía ser colocado y utilizado el prototipo, los fisioterapeutas pudieron tener un primer contacto.

Además, se mantuvo un intercambio de opiniones en base a su experiencia con el anterior prototipo, pues dos de ellos estuvieron presentes durante las pruebas del año pasado, y sobre el plan de actuación de las terapias manuales escogidas.

2. *Pruebas de la movilización de Maitland mediante presión posteroanterior central de la L4.*

Las primeras tomas de contacto fueron con la movilización de Maitland, siguiendo los pasos expuestos en el punto 2.2.3. Por otro lado, solicito que hicieran una pausa entre cada grado de movimiento, la suficiente como para detectar una parada, pero sin que llegara a alterar el proceso de la terapia.

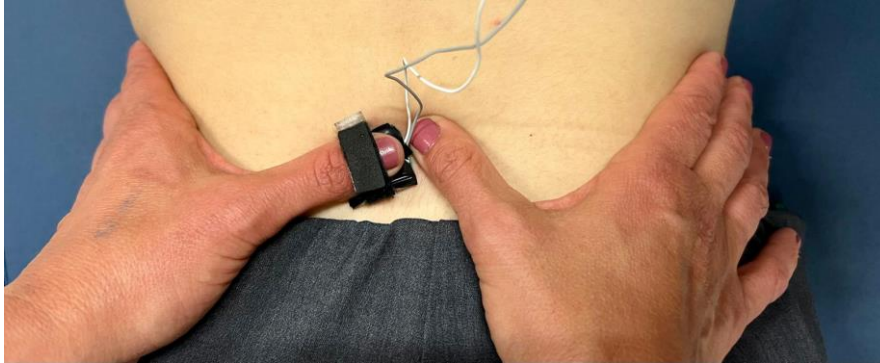


Figura 40. Prueba de la presión posteroanterior central en la L4 mediante movilización de Maitland.

3. *Pruebas del tratamiento de los puntos gatillo del iliocostal lumbar.*

En segundo lugar, se siguió el plan de actuación para el tratamiento de los puntos gatillo en los músculos paravertebrales superiores, concretamente el iliocostal lumbar. Se visualizó y midió tanto el proceso de exploración como el tratamiento.

La profesional comunicó su petición de cambio a un paciente que padeciera esta lesión, optando por emplear a una de las profesionales presentes como modelo receptor de la técnica.

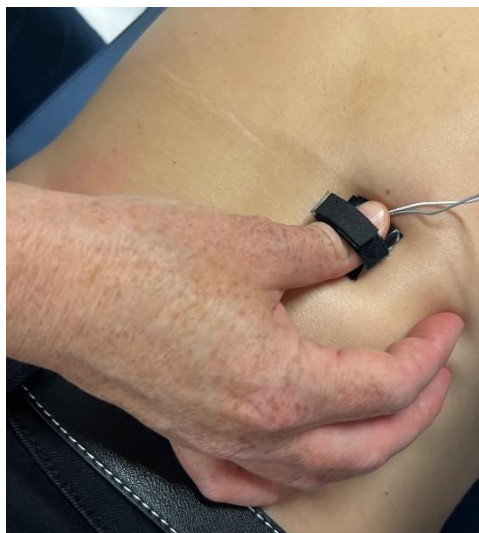


Figura 41. Prueba del tratamiento del PGM en el iliocostal lumbar.

Para la habilitación del prototipo en las pruebas, también se tuvo en cuenta seguir, en cada una de ellas, los puntos indicados a continuación:

1. Presionar el botón 'Conectar' y seleccionar la dirección de 'M5Stack'.
2. Introducir el nombre y apellido del fisioterapeuta.
3. Clicar el botón 'Empezar'.
4. Seleccionar la opción 'Realizar Medida' en la pantalla de muñeca.
5. Realizar la terapia manual.
6. Presionar el botón 'Finalizar'.

La hoja de cálculo creada para retener los valores son su respectiva etiqueta y marca temporal de la finalización de la TM, se irá rellenando conforme cada profesional realice el paso número 5.

Al concluir, se solicitó a los participantes que contestaran una breve encuesta preparada para poder evaluar diversos aspectos del prototipo.

4. Resultados

Para poder analizar los resultados, dada la elección de emplear un intervalo de tiempo más corto que imposibilita la visualización del gráfico a través de la aplicación móvil, se implementa un código en lenguaje Python a través del entorno de libre acceso Google Colab.

Por consiguiente, es necesaria la exportación en formato CSV de la hoja de cálculo y añadir dicho documento en el programa, tal y como se observa en el código (ver anexo 3).

4.1. Resultados de las Pruebas

En total se han obtenido tres gráficos de la movilización de Maitland i uno del tratamiento del PGM del iliocostal lumbar.

Resultados de la movilización de Maitland

El primer caso muestra claramente como el profesional ejecuta las dos presiones iniciales para determinar el final del rango de amplitud de la vertebra lumbar, antes de proceder a aplicar los cuatro grados de movimiento.

Se consigue divisar los pequeños cambios de amplitud, pero no una diferencia clara entre los diferentes grados de movimiento. Por otro lado, si se cumplen algunas de las condiciones características de cada grado:

- El grado tres es el que presenta mayor amplitud entre valores.
- El grado cuatro es el que presenta el menor valor de voltaje, es decir, se registra el mayor valor de presión.

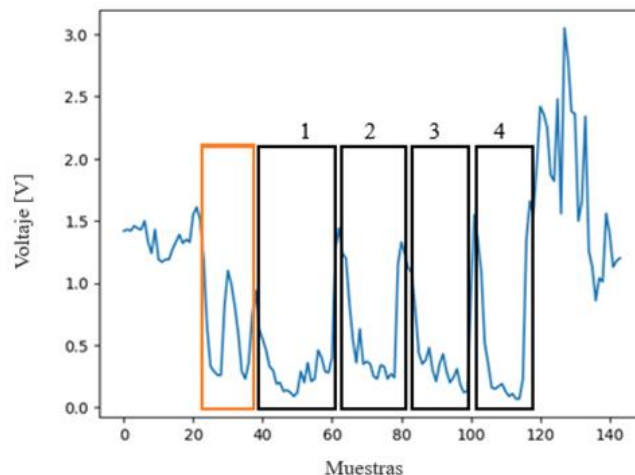


Figura 42. (Naranja) Dos presiones iniciales para determinar el final de la amplitud. (Negro) Detección de los cuatro grados de movimiento en el primer caso.

El segundo caso empieza directamente en la realización de los grados, hecho que se repite en el caso tres, pues las dos presiones iniciales se realizan antes de establecer la comunicación Bluetooth.

En este se pueden apreciar las siguientes afirmaciones:

- La amplitud del grado tres vuelve a ser la más diferenciada, pero es cierto que en este caso el profesional realizaba los movimientos con más amplitud que el profesional anterior.
- El grado cuatro contiene el valor máximo de presión.

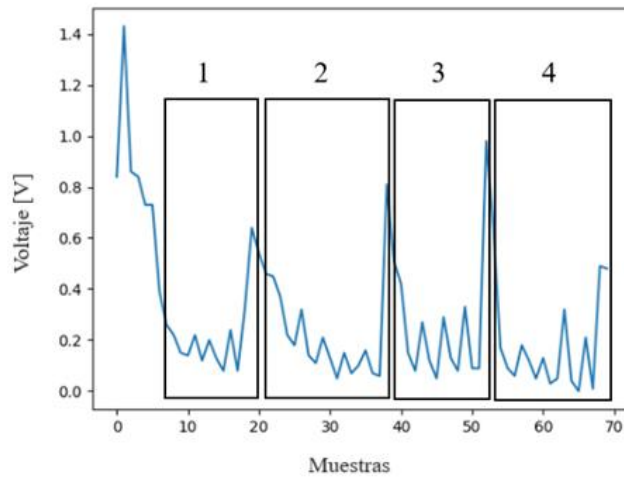


Figura 43. Detección de los cuatro grados de movimiento en el segundo caso.

El último caso sirvió como confirmación de los hallazgos previos. A partir de su representación, se puede deducir:

- El grado 1 es donde se ejerce la menor presión en comparación con los otros grados.
- El grado 3 presenta la mayor amplitud de movimiento.
- El grado 4 es donde más presión se observa.

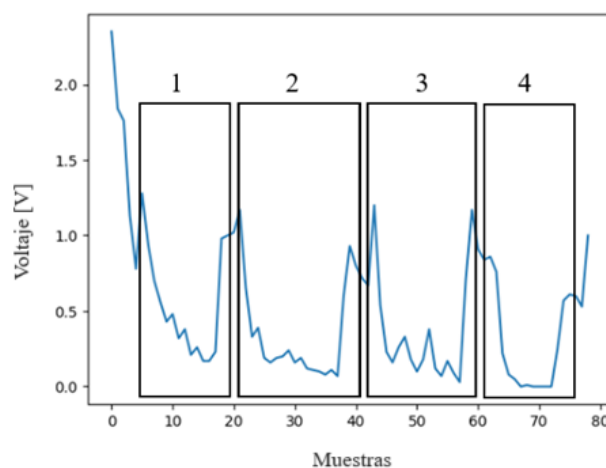


Figura 44. Detección de los cuatro grados de movimiento en el tercer caso.

Resultados del tratamiento del punto gatillo miofascial

Se realizó una única prueba, puesto que solo se disponía de una especialista, y se trataba de un ensayo piloto para determinar la viabilidad de la utilización del dispositivo en otra terapia manual que implicara un leve desplazamiento horizontal a lo largo del paciente.

El gráfico corrobora la correcta detección de los cambios de presión, que iban aumentando conforme avanzaba la terapia. El desplazamiento no afectó a los resultados, dado que el sensor estaba sujeto adecuadamente al pulgar, y se pudo registrar correctamente el punto de mayor presión, momento en el que se localizó el PGM.

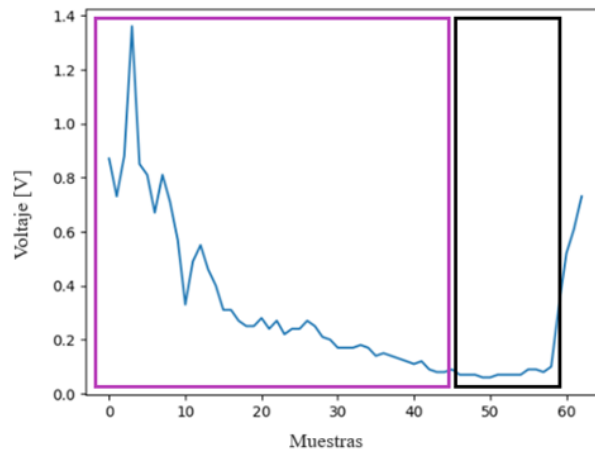


Figura 45. (Morado) Exploración del iliocostal lumbar. (Negro) Tratamiento del PGM.

4.2. Resultados de las Encuestas de Valoración

Basándose en los resultados de las encuestas, se ratifica el impacto positivo que el prototipo tuvo en los fisioterapeutas. Estos resaltaron principalmente su utilidad en el ámbito de la fisioterapia mientras que, a su vez, durante las conversaciones mantenidas en la ejecución de las pruebas, se hizo hincapié en la necesidad de incluirlo en las clases que imparten, ya que todos compartían vivencias similares en torno a una mala comprensión, por parte de los alumnos, de la presión que se debe ejercer en las diferentes terapias manuales.

Por otro lado, se observó una mejora tanto en la comodidad como en el aporte de información, factor que se recibió como una novedad beneficiosa. La facilidad de uso tanto de la aplicación como del prototipo en general fue valorada favorablemente, pero no catalogado como mejora, ya que el servicio que se ofrece es similar al diseño anterior.

Valora a continuación los aspectos indicados sobre el sensor

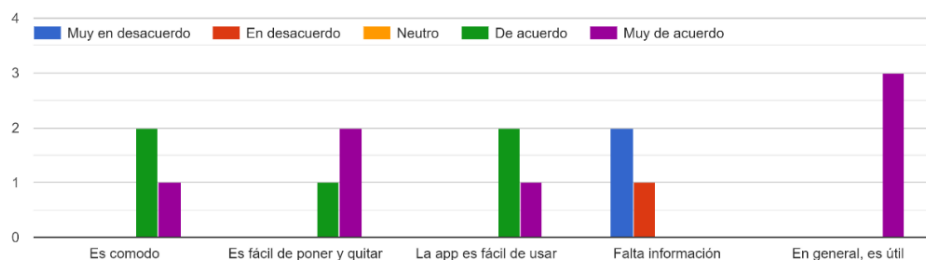


Figura 46. Resultado de las encuestas a los profesionales sobre el prototipo actual.

También se planteó la introducción de un segundo sensor para el otro dedo, obteniendo una respuesta afirmativa por parte de los especialistas en Maitland, pero una negativa en el caso del tratamiento de PGM, ya que no se requiere del uso de ambas manos.

Para terminar, se dejó un espacio para la aportación de sugerencias o peticiones, donde se comentó:

1. La necesidad de incrementar el tamaño de los números en la pantalla de muñeca.
2. Propuesta de incluir un gráfico o indicador del grado de movimiento en el cual se encuentran durante la técnica de Maitland.

5. Discusión

Haciendo una comparación con el prototipo del año anterior, se constata la introducción de las siguientes mejoras:

1. Reducción del tamaño.

Mediante el uso del componente M5Stack Fire se consigue disminuir prácticamente a la mitad las dimensiones del segmento del dispositivo que debe estar sujeto al brazo, manteniendo la capacidad de establecer una comunicación con el teléfono móvil.

Este avance fue gratamente valorado por los fisioterapeutas, ya que supone una menor molestia, alterando de forma inapreciable la terapia.

2. Eliminación de la dependencia de un dispositivo móvil para la retroalimentación.

Siguiendo con la introducción de la pantalla de muñeca, se suprime la necesidad de poseer un teléfono móvil con sistema operativo Android para disponer de los valores ejercidos a tiempo real.

3. Se habilita la información necesaria para la reproducción de las TM.

Dado que no ha sido posible implementar la propuesta de incluir un segundo sensor para guiar al alumno donde debe ser aplicada la terapia manual, se ha dotado al dispositivo con todos los datos e imágenes pertinentes para proporcionar la información necesaria para realizar adecuadamente las terapias sin este segundo componente.

Adicionalmente, es posible ampliar o modificar dicha información mediante una programación sencilla del dispositivo.

4. Aumento de la durabilidad, reducción del consumo y uso de baterías sostenibles.

Gracias a la batería de litio incrustada en la parte inferior del M5Stack, se suprime el uso de baterías alcalinas desechables. Este tipo de fuente de energía presenta una mayor resistencia, capacidad de almacenaje, ligereza y reducción del número de fugas y autodescarga, por lo que su vida útil es casi cuatro veces mayor que la de las alcalinas.

También ofrece la opción de ser recargada a través de un cable USB tipo C, incrementando la comodidad, ya que no será necesaria la apertura del dispositivo ni el reemplazo completo de la pila, convirtiendo esta alternativa en una más sostenible y respetuosa con el medio ambiente.

A esto se suma la opción de *standby*, dando la oportunidad de reducir el consumo de energía en los momentos en que no se desea realizar medidas o consultar la teoría.

5. Uso de un material más conveniente.

Después de la caracterización, quedó evidente la necesidad de recurrir al uso de otro tipo de material para cumplir con el objetivo establecido. El velostat demostró poseer el comportamiento idóneo para servir como base del nuevo sensor, descartando tanto las galgas como el piezoeléctrico por los múltiples inconvenientes que presentaron durante el proceso.

6. Soporte de pulgar más ergonómico y estable.

Añadiendo a lo anteriormente expuesto, gracias a la flexibilidad y delgadez del material, fue posible confeccionar un molde para el dedo que ofrecía una mayor comodidad y adaptabilidad, permitiendo la medición de la presión con desplazamiento horizontal.

El velostat también mejoró la capacidad de calibración y toma de medidas consecutivas, aspecto que presentaba dificultades significativas en la galga, donde se requería de una pausa entre las presiones para registrar el cambio de presión.

7. Reducción de la complejidad del circuito.

Por la supresión del uso de galgas extensiométricas, deja de ser necesaria la implementación de un puente de Wheatstone y de un amplificador de instrumentación. Por ende, al emplear un divisor de tensiones minimiza el riesgo de desconexiones, búsqueda y detección de errores o la necesidad de intervención profesional para su reparación o montaje.

8. Guardado de datos mediante una etiqueta de identificación.

Como bien se detalla en la descripción del dispositivo, en esta versión la aplicación móvil realiza un etiquetaje de los valores de presión con el nombre y apellido del portante.

Este proceso mejora la identificación de los datos, hecho que puede ser de interés tanto en la docencia como en investigación.

9. Reducción de coste – beneficio a largo plazo.

Anteriormente ya se hace una mención de lo económico que resulta este material, pero teniendo en cuentas las mejoras descritas, se hace una reducción global del coste del prototipo a largo plazo.

Haciendo un sumatorio de todos los componentes que requiere el prototipo anterior, da como resultado un precio de aproximadamente 49,5 €, sin tener en cuenta la compra de Loctite 401, teflón, filamento de TPU i PLA, cables monofilamento e interruptor, o el requerimiento de un dispositivo móvil para tener una retroalimentación a tiempo real.

Material	Unidades	Precio unidad [€]	Total [€]
Galga BF350 Sensorae	1	4,19	4,19
Resistencia 330	3	0,26	0,78
Resistencia 22	2	0,15	0,3
Resistencia 18	1	0,3	0,3
Resistencia 3900	2	0,2	0,4
INA 122PG	1	8,83	8,83
Arduino Micro	1	21,5	21,5
Modulo HC - 06	1	10,99	10,99
Pila 9V	1	2,39	2,39
			49,68

Tabla 3. Presupuesto del prototipo anterior (excluyendo algunos componentes).

La nueva versión, obviando también el precio de cables, filamento de TPU y PLA y cinta adhesiva, ronda en torno a los 45 €. Además de experimentar una reducción de 4 €, se incluye todas las posibilidades anteriormente descritas.

Material	Unidades	Precio unidad [€]	Total [€]
M5Stack Fire	1	45	45
Resistencia 27000	1	0,14	0,14
Capa de Velostat (17x17 mm)	3	0,06	0,18
			45,32

Tabla 4. Presupuesto del prototipo actual (excluyendo algunos componentes).

Cabe subrayar que, mediante la implementación del uso de la batería de litio, se podrá apreciar que, a largo plazo, también supone una disminución de costes tanto en pilas nuevas como en cuanto a consumo de energía.

Por otro lado, comparando los resultados que se obtuvo en [6] durante la prueba que se realizó con un profesional en el testeo del prototipo, y los resultados obtenidos en este estudio, se puede llegar a la conjetura de haber experimentado una reducción de la sensibilidad.

Otra posible carencia en el estudio ha sido el poder dotar al sensor de una evaluación de las fuerzas que se ejercen en todos los ejes, con la intención de poder usarlo en otro tipo de terapias. Sin embargo, con el soporte y el sensor escogidos, queda comprobado que éste puede usarse en aquellas que realizan desplazamientos de reconocimiento sin aplicar presiones excesivas.

6. Conclusiones

Acopiando los resultados de la investigación e implementación, se respaldada la afirmación de haber diseñado un prototipo funcional que cumple prácticamente con todos los objetivos planteados.

Demuestra su eficacia en aquellas terapias que no requieren una clara diferenciación entre presiones de amplitud similar, como puede ser el tratamiento de los puntos gatillo miofasciales. Aun así, promete buenos resultados en la clasificación de grados con una mejora de la sensibilidad y uso de otra plataforma para la programación de la aplicación móvil.

Resumiendo los puntos fuertes de esta versión, se destaca por:

- Comodidad.
- Accesibilidad económica.
- Aporte de información.

Además, teniendo en cuenta los resultados de la segunda prueba realizada, queda abierta la investigación sobre su uso en otras terapias manuales, no solo en aquellas que apliquen presión sin desplazamiento de los dedos.

La introducción de un dispositivo con las funcionalidades que este prototipo ofrece se ha catalogado como tema urgente por parte del profesorado y profesionales consultados. El trabajo culmina con la presentación de una solución al problema, que puede ser perfeccionado siguiendo las propuestas de mejora que se detallan en el siguiente apartado.

6.1. Propuestas de Mejora

Finalmente, se exponen algunas ideas con el fin de motivar a continuar con el desarrollo y optimización del prototipo:

1. *Mejora de la sensibilidad.*

Mediante el uso de una tela o cinta conductora y un análisis y experimentación del comportamiento de la resistividad del sensor generado por su deformación al ser colocado alrededor del pulgar, se prevé una solución inmediata al problema observado.

Por otro lado, se recomienda el uso de otra plataforma para la programación de la aplicación móvil, concretamente una que permita recibir datos en intervalos de tiempo más cortos.

2. *Mayor recubrimiento de la parte final del dedo.*

Según las opiniones de los participantes, el diseño del soporte del sensor puede refinarse con una mayor envoltura de la punta del dedo (figura 47), sobre todo a fin de ofrecer mayor comodidad al paciente.

No se debe interpretar esta modificación como un cambio en la ubicación del sensor, dado que se ha verificado que los profesionales suelen emplear la zona del pulpejo del pulgar como área principal de contacto.

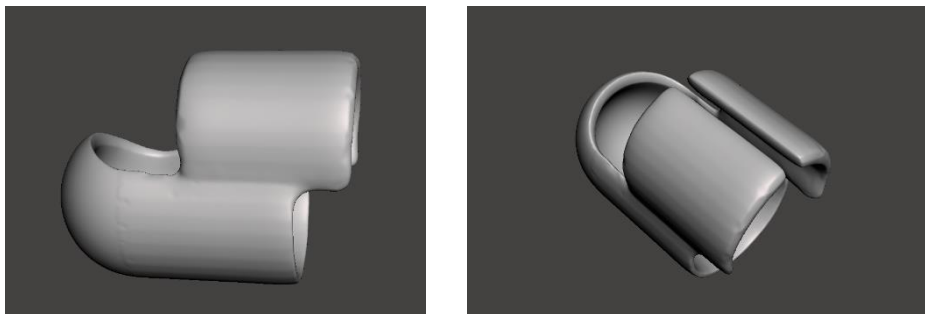


Figura 47. Propuesta de mejora del soporte del sensor.

3. Prototipo que incluya más sensores.

Anteriormente se comenta el requisito de incluir un segundo sensor para las terapias de Maitland, pero se propone estudiar esta necesidad en todas las terapias manuales que requieran el uso de más de un dedo.

4. Introducción de un gráfico o indicadores en el M5Stack.

Siguiendo las sugerencias proporcionadas, y habiendo incrementado el tamaño de los números que se muestran en la pantalla de muñeca, se debe contemplar la posibilidad de añadir los gráficos e indicadores que se mencionan a continuación, en función de la TM que se esté realizando.

En la movilidad de Maitland se propone:

- Detectar e indicar en tiempo real los diferentes grados de movimiento en los que se encuentre el portante.

Y, en el tratamiento de puntos gatillo miofasciales:

- Posibilidad de marcar los intervalos de exploración y tratamiento.
- Umbral de dolor y aparición del dolor referido⁹ del paciente en los puntos que desee especificar el fisioterapeuta.
Esta información debería captarse a través de una segunda aplicación que esté en posesión del paciente, donde, haciendo uso de una escala visual analógica del dolor (EVA), éste pueda indicar el grado de molestia que experimenta.
Valoración puede ayudar al fisioterapeuta en la etapa de reevaluación y reexaminación.
- Momento en que disminuye la tensión.
La especialista informó que para ello haría falta un sensor de menor grosor, pues la detección de este proceso fue muy sutil.
- Punto en que el paciente siente que disminuye o ya no siente dolor.

⁹ Dolor identificado como familiar o habitual en el cuadro clínico.

Referencias

- [1] Wang, H., Boer, G., Know, J., Alazmani, A., Ghajari, M., Hewson, R., Culmer, P. (2016). *Design Methodology for Magnetic Field – Based Soft Tri – Axis Tactile Sensor*. Sensors, 16., 1356.
- [2] Anónimo (2023). *Case Studies And Research Papers*. PPS. Link: <https://pressureprofile.com/about/company> [consulta: 11.05.2024]
- [3] Álvarez, R. (2016). *Este sensor flexible y transparente se adapta a los dedos y sirve para diagnosticar cáncer*. Xataka. Link: <https://www.xataka.com/investigacion/este-sensor-flexible-y-transparente-se-adapta-a-los-dedos-y-sirve-para-diagnosticar-cancer> [consulta: 06.05.2024]
- [4] Lee, S., Franklin, S., Hassani, F. A., Yokota, T., Nayeem, O. G., Wang, Y., Leib, R., Cheng, G., Franklin, D. W., Someya, T. (2020). *Nanomesh pressure sensor for monitoring finger manipulation without sensory interference*. Science. Vol 370, Issue 6519, pag 966 – 970.
- [5] González, D., Marzo, A. (2020). *Guante de datos mediante sensores de flexión elaborados con velostat*. Trabajo de fin de Grado. Universidad Pública de Navarra (E. T. S. de Ingeniería Industrial, Informática y de Telecomunicación).
- [6] Coll, C. (2023). *Finger case force – measuring device*. Trabajo de Fin de Grado. Universitat Rovira I Virgili (ETSE).
- [7] Anónimo (s.f.). *¿Qué es la Fisioterapia?* Col·legi de Fisioterapeutes de Catalunya. Link: <https://www.fisioterapeutes.cat/es/ciudadanos/fisioterapia> [consulta: 29.04.2024].
- [8] Anónimo (s.f.). *¿Qué es la Fisioterapia y cuáles son sus objetivos?* FisioClinics Palma. Link: <https://palma.fisio-clinics.com/que-es-la-fisioterapia-y-cuales-son-sus-objetivos-fisioclinics-palma> [consulta: 29.04.2024].
- [9] Fransen, M. (agosto de 2004). *When is physiotherapy appropriate?* Best Practice & Research Clinical Rheumatology. 2004. Vol 18. No 4, pp 477 – 489.
- [10] Guillén, S. (17 de septiembre de 2021). *Diatermia: qué es, tipología, beneficios y tratamiento [Indiba]*. Fisiomoviment. Link: <https://fisiomoviment.com/diatermia/> [consulta: 14.04.2024].
- [11] Anónimo (s.f.). *¿Qué es la fisioterapia?* Colegio profesional de fisioterapeutas, Comunidad de Madrid. Link: <https://cfisiomad.org/ciudadania/que-es-la-fisioterapia/> [consulta: 29.04.2024].
- [12] OMS (s.f.). *International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)*. OMS. Link: <https://www.who.int/standards/classifications/international-classification-of-functioning-disability-and-health> [consulta: 14.04.2024].
- [13] Maitland, G., Hengeveld, E., Banks, K., English, K. (2007). *Maitland Manipulación Vertebral*. Editorial: Elsevier.
- [14] Dow, K. (18 de octubre de 2021). *What Is Manual Therapy? A Beginner's Guide*. Motion Therapy. Link: <https://www.ewmotiontherapy.com/blog/manual-therapy-guide> [consulta 20.04.2024].
- [15] Anónimo (6 de octubre de 2022). *What are Manual Therpay Techniques in Physiotherapy?* Heartland Rehab. Link: <https://www.heartlandrehab.sg/2022/10/07/what-are-manual-therapy-techniques-in-physiotherapy/> [consulta 20.04.2024].
- [16] Anónimo (s.f) *Maitland's mobilisations*. Physiopedia. Link: [https://www.physio-pedia.com/Maitland%27s Mobilisations](https://www.physio-pedia.com/Maitland%27s_Mobilisations) [consulta 20.04.2024].
- [17] Anónimo (14 de enero de 2021). *Método Maitland*. Fisioterapia Talavera Martín Vasco. Link: <https://www.martinvasco.es/fisioterapia-deportiva-ortopedica/metodo-maitland/> [consulta:20.04.2024].
- [18] Donnelly, J. M. (2019). *Dolor y disfunción miofascial (3ª edición)*. *El manual de los puntos gatillo*. Editorial: Ovid Technologies.
- [19] Mejia, L. [Alila Medical Media en Español]. *Contracción Muscular – Ciclo de Puentes Cruzados*. Alila Medical Media Español [Video]. YouTube. Link: <https://www.youtube.com/watch?v=GxVCIZHS4jY> [consulta: 18.05.2024].
- [20] Santiago, Y. (18 de agosto de 2021). *¿Qué son los llamados puntos gatillo?* Salud Blogs Mapfre. Link: https://www.salud.mapfre.es/enfermedades/reportajes-enfermedades/punto-gatillo/#Cual_es_su_tratamiento [consulta: 01.05.2024].
- [21] Pallás, R. (1989). *Transductores y acondicionadores de señal*. Editorial: Marcombo. Barcelona, pag 2 – 287.
- [22] De la Cruz, Oscar [Oscar Eduardo De la Cruz Tista]. *Efecto Piezoelectrico final* [Video]. YouTube. Link: <https://www.youtube.com/watch?v=8sYcuFlfHTc> [consulta: 10.05.2024].
- [23] Randy Frank (11 de enero de 2021). *What is the difference between piezoelectric and piezoresistive pressure sensing?* Sensor Tips. Link: <https://www.sensortips.com/featured/what-is-the-difference-between-piezoelectric-and-piezoresistive->

[pressure-sensing/#:~:text=What%20is%20the%20difference%20between%20piezoelectric%20and%20piezoresistive%20pressure%20sensing%3F,-January%2011%2C%202021&text=Piezoelectric%20is%20the%20property%20of.subjected%20to%20a%20mechanical%20force.](#) [consulta: 22.04.2024]

[24] Khalil, N. H. (2006). *Piezoelectricity & Piezoresistivity*. Arab Academy for Science, Technology & Maritime Transport. Link: https://aast.edu/pheed/staffadminview/pdf_retrieve.php?url=352_12865_EC530_2011_1_2_1_ec530_-_lec06.pdf&stafftype=staffcourses [consulta: 10.05.2024]

[25] Keim, R. (2018). *Understanding and Implementing Charge Amplifiers for Piezoelectric Sensor Systems*. All About Circuits. Link: <https://www.allaboutcircuits.com/technical-articles/understanding-and-implementing-charge-amplifiers-for-piezoelectric-sensor-s/> [consulta: 24.05.2024]

[26] Movilidaes. (s.f.) *BF350 Presión de la tensión de alta precisión*. Amazon. <https://www.amazon.es/Movilideas-Unidades-Presi%C3%B3n-precisi%C3%B3n-Extensiom%C3%A9trica/dp/B08CNCG8TF> [consulta: 10.03.2024]

[27] Anónimo (2024). *About us*. M5Stack. Link: <https://m5stack.com/about-us> [consulta: 21.05.2024]

[28] Anónimo (22 de abril de 2024). *App Inventor*. Wikipedia. Link: https://es.wikipedia.org/wiki/App_Inventor [consulta: 02.05.2024].

[29] Anónimo (2022). *Lithium vs Alkaline Batteries: Complete Comparison Guide*. ELB Energy Group. Link: [55](https://www.ecolithiumbattery.com/lithium-vs-alkaline-batteries/#:~:text=Lithium%20batteries%20may%20cost%205,voltage%20output%20throughout%20their%20performance. [consulta: 26.05.2024]</p></div><div data-bbox=)

Anexos

Anexo 1: Códigos y Librerías para Arduino IDE

Anexo 1.1. Códigos para la caracterización

Código utilizado para la lectura del divisor de tensiones en la caracterización del Velostat.

```
// Inicialización de las variables
int value = 0;
float voltage;

// Setup
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

// Loop
void loop() {
  // Lectura de la entrada
  value = analogRead(A0);

  // Conversión a voltaje
  voltage = value * 3.3/1024;

  Serial.print("Voltage = ");
  Serial.println(voltage);
  delay(500);
}
```

Código utilizado para la lectura de la salida del puente de Wheatstone en la caracterización de la galga extensiométrica.

```
// Inicialización de las variables
int value = 0;
int value_2 = 0;
float voltage;
float voltage_2;
float aux;

// Setup
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

// Loop
void loop() {
  // Lectura de las entradas
  value = analogRead(A0);
  value_2 = analogRead(A1);
}
```

```

// Conversión a voltaje
voltage = value * 4.5/1024;
voltage_2 = value_2 * 4.5/1024;

aux = voltage - voltage_2;

Serial.print("Voltage = ");
Serial.println(voltage);
delay(500);
}

```

Anexo 1.2. Código para la configuración del M5Stack ESP32 Basic Core

Las librerías específicas para MStack utilizadas se obtienen de GitHub:

- *M5Stack – master*: librería para una correcta vinculación con el M5Stack, además de proporcionar algunas funciones básicas para su uso.
Link: <https://github.com/m5stack/M5Stack>
- *M5StackMenuSystem – main*: librería que contiene las funciones necesarias para la configuración del Menú.
Link: <https://github.com/chhorisberger/M5StackMenuSystem>

Código para la configuración del menú y sus submenús en el M5Stack ESP32 Basic Core y M5Stack Fire.

```

// LIBRERÍAS
#include <M5Stack.h>
#include <M5StackMenuSystem.h>
#include <Free_Fonts.h>
#include "BluetoothSerial.h"

#if !defined(CONFIG_BT_ENABLED) || !defined(CONFIG_BLUEDROID_ENABLED)
#error Bluetooth no activado! Activa la conexión Bluetooth.
#endif

// INICIALIZACIÓN DE LAS VARIABLES
const int PIN_ADC = 35;
int PUERTO_ADC;
float voltios = 0.0;
bool foto = false;
BluetoothSerial SerialBT; // Para configurar la comunicación
bluetooth
Menu SensorMenu("Terapia Manual");

```

```

/*
-----
PROGRAMA PRINCIPAL
-----
*/
void setup() {
  // INICIO M5Stack
  M5.begin();
  M5.Power.begin();

  // INICIO BLUETOOTH
  SerialBT.begin("M5StackBLE"); // Nombre que adapta el dispositivo
  Serial.begin(115200);

  // CONFIGURACIÓN DEL MENÚ
  SensorMenu.addItem("Info TFG", tfg_init, tfg_loop);
  SensorMenu.addItem("Maitland", maitland_init_teoría,
maitland_loop);
  SensorMenu.addItem("Puntos Gatillo", pg_init_teoría, pg_loop);
  SensorMenu.addItem("Realizar Medicion", medicion_init,
medicion_loop);
  SensorMenu.addExitItem(); // 'Standby'
  customizeLayout();
}

void loop() {
  M5.update(); // Lee cualquier interacción con los botones

  if(SensorMenu.isEnabled()){
    SensorMenu.loop();
  }
  else {
    // Configuración del Standby
    M5.Lcd.sleep();
    M5.Lcd.setBrightness(0);

    if(M5.BtnA.wasReleased() || M5.BtnB.wasReleased() ||
M5.BtnC.wasReleased()){
      M5.Lcd.wakeup();
      M5.Lcd.setBrightness(200);
      SensorMenu.enable();
    }
  }
}
}

```

```

/*
-----
FUNCIONES
-----
*/

// CUSTOMIZELAYOUT()
// Para customizar el estilo del menú principal
void customizeLayout() {
    Layout& layout = SensorMenu.getLayout();

    layout.TOP_BAR_TITLE_COLOR = WHITE;
    layout.TOP_BAR_BACKGROUND_COLOR = DARKGREY;

    layout.MENU_ITEM_TEXT_COLOR= BLACK;
    layout.MENU_ITEM_BACKGROUND_COLOR = WHITE;

    layout.BOTTOM_BAR_BACKGROUND_COLOR = DARKGREY;
    layout.BOTTOM_BAR_SOFTKEY_COLOR = BLACK;
    layout.BOTTOM_BAR_SOFTKEY_BACKGROUND_COLOR = WHITE;
}

// TFG_INIT(CallbackMenuItem& menuItem)
// Contenido del item 'Info TFG'
void tfg_init(CallbackMenuItem& menuItem) {
    M5.Lcd.clear(WHITE);
    M5.Lcd.setTextColor(BLACK);
    M5.Lcd.setTextSize(1);

    // Título
    M5.Lcd.drawLine(25, 40, 290, 40, BLACK);
    M5.Lcd.setTextColor(BLACK);
    M5.Lcd.setFreeFont(FF17);
    M5.Lcd.setCursor(75, 58);
    M5.Lcd.print("Trabajo Fin de Grado");
    M5.Lcd.drawLine(25, 65, 290, 65, BLACK);
    M5.Lcd.setFreeFont(FF21);
    M5.Lcd.setCursor(25, 100);
    M5.Lcd.print("Prototipo para medir presiones");
    M5.Lcd.setCursor(53, 120);
    M5.Lcd.print("aplicado a la fisioterapia");
    M5.Lcd.setFreeFont(FM9);
    M5.Lcd.setCursor(47, 150);
    M5.Lcd.print("Ana Yoshihara Estevez");

    // Botones inferiores
    menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnASlot, "Menu"); // Volver
atrás
    menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnCSlot, "TFG"); // Mostrar QR

```

```

}

// TFG_LOOP(CallbackMenuItem& menuItem)
// Configuración de las situaciones donde se para el bucle menú
void tfg_loop(CallbackMenuItem& menuItem){
  // BOTÓN A - Vuelta al menú principal
  if (M5.BtnA.wasReleased()){
    menuItem.deactivateCallbacks();
  }

  // BOTÓN C - Mostrar QR
  if(M5.BtnC.wasPressed() && (foto==false)){
    M5.Lcd.drawJpgFile(SD, "/QR_TFG.jpg");
    menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnBSlot, "Atras");
    foto = true;
  }

  // BOTÓN B - Volver atrás si está en el QR
  if(M5.BtnB.wasPressed() && (foto==true)){
    tfg_init(menuItem);
    foto = false;
  }
}

// MAITLAND_INIT_TEORIA(CallbackMenuItem& menuItem)
// Contenido del item 'Maitland'
void maitland_init_teoría(CallbackMenuItem& menuItem){
  M5.Lcd.clear(WHITE);
  M5.Lcd.setTextColor(BLACK);
  M5.Lcd.setTextSize(1);

  // Título
  M5.Lcd.setFreeFont(FMB9); // Mono Bold 9
  M5.Lcd.setCursor(80,20);
  M5.Lcd.print("Maitland lumbar");
  M5.Lcd.setCursor(10,35);
  M5.Lcd.print("postero anterior unilateral");
  M5.Lcd.drawLine(5,43,315,43,BLACK);

  // Explicación pasos
  M5.Lcd.setFreeFont(FM9);
  M5.Lcd.setCursor(10,60);
  M5.Lcd.print("1. Colocar al paciente en decubito prono con los
brazos a los lados.");
  M5.Lcd.setCursor(10,115);
  M5.Lcd.print("2. Colocarse del lado de la columna donde se realiza
la terapia. Colocar los ");
  M5.Lcd.print("pulgares paralelos a la apofisis espinosa de la
L4.");
}

```

```

    // Botones inferiores
    menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnASlot, "Menu"); // Volver
    atrás
    menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnCSlot, "Foto"); // Mostrar
    imagen
}

// MAITLAND_LOOP(CallbackMenuItem& menuItem)
// Configuración de las situaciones donde se para el bucle menú
void maitland_loop(CallbackMenuItem& menuItem){
    // BOTÓN A - Vuelta al menú principal
    if (M5.BtnA.wasReleased()){
        menuItem.deactivateCallbacks();
    }

    // BOTÓN C - Mostrar imagen
    if(M5.BtnC.wasPressed() && (foto==false)){
        M5.Lcd.drawJpgFile(SD, "/maitland.jpg");
        menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnBSlot, "Atras");
        foto = true;
    }

    // BOTÓN B - Volver atrás si está en la imagen
    if(M5.BtnB.wasPressed() && (foto==true)){
        maitland_init_teoría(menuItem);
        foto = false;
    }
}

// PG_INIT_TEORIA(CallbackMenuItem& menuItem)
// Contenido del ítem "Puntos Gatillo"
void pg_init_teoría(CallbackMenuItem& menuItem){
    M5.Lcd.clear(WHITE);
    M5.Lcd.setTextColor(BLACK);
    M5.Lcd.setTextSize(1);

    // Título
    M5.Lcd.setFreeFont(FMB9); // Mono Bold 9
    M5.Lcd.setCursor(40,20);
    M5.Lcd.print("Punto Gatillo musculo");
    M5.Lcd.setCursor(20,35);
    M5.Lcd.print("paravertebral toracolumbar");
    M5.Lcd.drawLine(5,43,315,43,BLACK);

    // Explicación pasos
    M5.Lcd.setFreeFont(FM9);
    M5.Lcd.setCursor(10,60);

```

```

M5.Lcd.print("1. Colocar al paciente en    decubito prono con los
brazos a los lados.");
M5.Lcd.setCursor(10,115);
M5.Lcd.print("2. Reconocer el musculo    iliocostal lumbar
(lateral  apofisis espinosas lumbares)");
M5.Lcd.print(" y palpar en busca de una zona tensa o dolorosa.");

//Botones inferiores
menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnASlot, "Menu"); // Volver
atrás
menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnCSlot, "Foto"); // Mostrar
imagen
}

// PG_LOOP(CallbackMenuItem& menuItem)
// Configuración de las situaciones donde se para el bucle menú
void pg_loop(CallbackMenuItem& menuItem){
  // BOTÓN A - Vuelta al menú principal
  if (M5.BtnA.wasReleased()){
    menuItem.deactivateCallbacks();
  }

  // BOTÓN C - Mostrar imagen
  if(M5.BtnC.wasPressed() && (foto==false)){
    M5.Lcd.drawJpgFile(SD, "/pgm.jpg");
    menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnBSlot, "Atras");
    foto = true;
  }

  // BOTÓN B - Volver atrás si esta en la imagen
  if(M5.BtnB.wasPressed() && (foto==true)){
    pg_init_teoría(menuItem);
    foto = false;
  }
}

// MEDICION_INIT(CallbackMenuItem& menuItem)
// Contenido del ítem "Realizar Medicion"
void medicion_init(CallbackMenuItem& menuItem){
  M5.Lcd.clear(WHITE);
  M5.Lcd.setTextColor(BLACK);
  M5.Lcd.setTextSize(1);

  // Título
  M5.Lcd.setFreeFont(FMB9); // Mono Bold 9
  M5.Lcd.setCursor(70,25);
  M5.Lcd.print("Sensor de Velostat");
  M5.Lcd.drawLine(5,35,315,35,BLACK);

```

```

// Mostrar medida
M5.Lcd.setFreeFont(FM9);
M5.Lcd.setCursor(10,60);
M5.Lcd.print("PRESION EJERCIDA:");

// Botones inferiores
menuItem.getMenu()->displaySoftKey(BtnASlot, "Menu"); // Volver
atrás
}

// MEDICION_LOOP(CallbackMenuItem& menuItem)
// Lectura de la entrada analogica y su conversión a voltios. También
lo envia por bluetooth
// a la aplicación diseñada.
void medicion_loop(CallbackMenuItem& menuItem) {
    if(!M5.BtnA.wasReleased()){
        // Lectura y conversión
        PUERTO_ADC = analogRead(PIN_ADC);
        voltios = PUERTO_ADC * 3.3/4095; // Resolución 12 bits (4096
niveles)

        // Mostrar por pantalla
        M5.Lcd.setTextColor(BLACK,WHITE);
        M5.Lcd.drawString(String(voltios).c_str(),230,55);

        // Enviar datos por bluetooth low energy a la app
        SerialBT.print(String(voltios));
        delay(1000);

        //Serial.println(String(voltios));
    }

// BOTONES
// BOTÓN A - Vuelta al menú principal
if (M5.BtnA.wasReleased()){
    menuItem.deactivateCallbacks();
}
}
}

```

Anexo 2: App Inventor

No – code a base de bloques para la codificación de las acciones en la aplicación del móvil.

```

when DesconexionBLE . Click
do
  if BluetoothClient1 . IsConnected
  then
    call BluetoothClient1 . Disconnect
    set EstadoConexion . Text to " Desconectado "
    set ValoresSensor . Text to " --- "

when ConexionBLE . BeforePicking
do
  set ConexionBLE . Elements to BluetoothClient1 . AddressesAndNames

when ConexionBLE . AfterPicking
do
  evaluate but ignore result call BluetoothClient1 . Connect
  address ConexionBLE . Selection
  set EstadoConexion . Text to " Conectado "

initialize global control_id to false
initialize global nombre to ""
initialize global apellido to ""
initialize global dato_actual to ""

when Empezar . Click
do
  if BluetoothClient1 . IsConnected
  then
    if IntroNombre . Text
    then
      call rellenar . ShowAlert
      notice " Introducir nombre "
      call IntroNombre . RequestFocus
    else if IntroApellido . Text
    then
      call rellenar . ShowAlert
      notice " Introducir apellido "
      call IntroApellido . RequestFocus
    else
      set global nombre to IntroNombre . Text
      set global apellido to IntroApellido . Text
      call Empezar_Notifier . ShowAlert
      notice " ¡Identificación guardada! "
      set global control_id to true
  
```

```

initialize global lista_valores_presion to create empty list

when Clock1.Timer
do
  if BluetoothClient1.isConnected
  then
    if call BluetoothClient1.BytesAvailableToReceive > 0
    then
      set global dato_actual to call BluetoothClient1.ReceiveText
      numberOfBytes call BluetoothClient1.BytesAvailableToReceive
      if get global control_id = true
      then
        add items to list list get global lista_valores_presion
        item get global dato_actual
        set Visualizador.Visible to true
        set ValoresSensor.Text to get global dato_actual
        call grafico
    
```

```

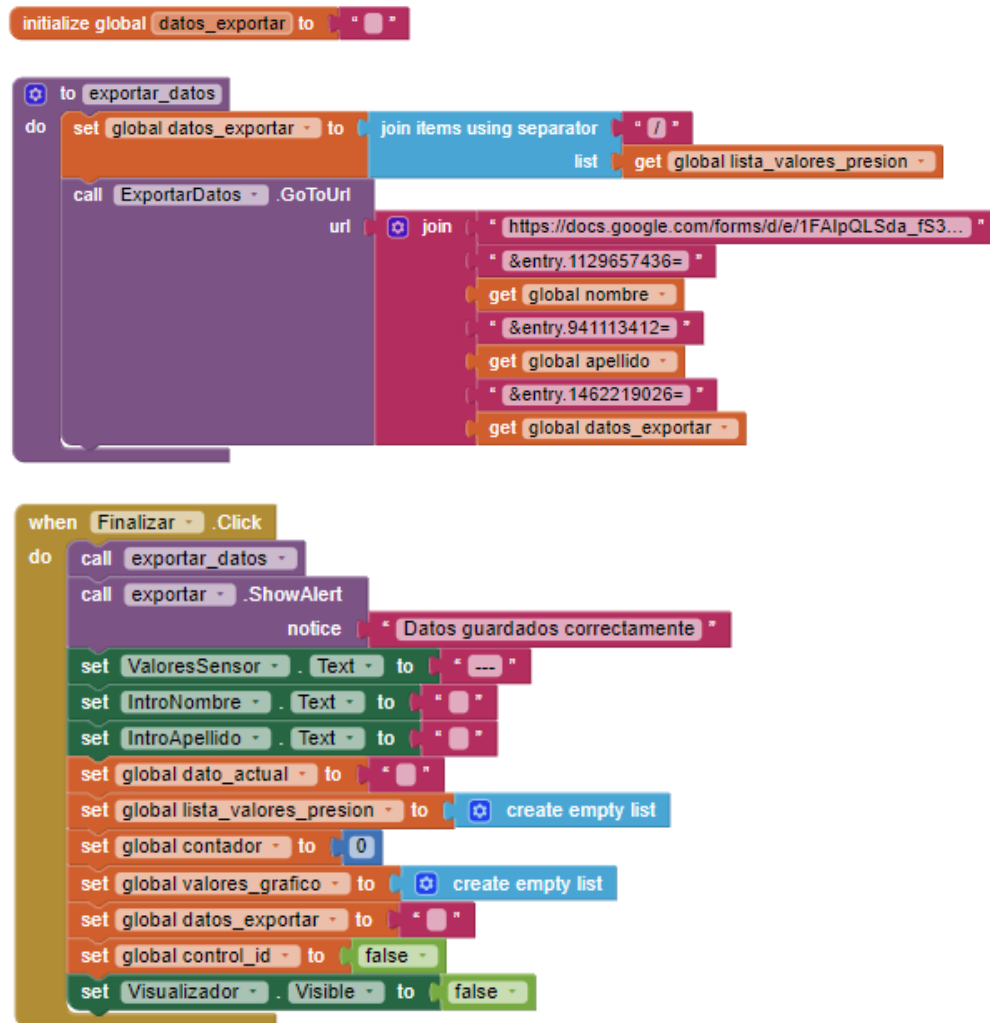
initialize global contador to 0
initialize global valores_grafico to create empty list

```

```

to grafico
do
  set Visualizador.Visible to true
  set global contador to get global contador + 1
  add items to list list get global valores_grafico
  item make a list get global contador
  get global dato_actual
  if length of list list get global valores_grafico > 200
  then
    remove list item list get global valores_grafico
    index 1
  call ChartMaker1.DrawLineGraph
  chartTitle "PRESION"
  hAxisTitle "Muestra"
  vAxisTitle "Presion [V]"
  labels make a list "Datos"
  values get global valores_grafico
  webViewer Visualizador

```



Anexo 3: Código Python

Código Python utilizado en Google Colab para el análisis de los valores guardados en la hoja de cálculo.

```
import pandas as pd
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

# Se debe exportar el archivo CSV de la hoja de calculo guardandolo
con el
# nombre 'RegistroDatos_Aplicacion_TFG.csv' y importarlo en el icono
de la
# carpeta de la barra de opciones de la izquierda.
datos_prueba = pd.read_csv('RegistroDatos_Aplicacion_TFG.csv')

# Modificación de la visualización de los datos
aux = []
aux_2 = []
```

```
for row in datos_prueba['Datos']:
    row_split = row.split('/')
    for dato in row_split:
        dato = float(dato)
        aux_2.append(dato)
    aux.append(aux_2)
    aux_2=[]

# Rectificación de los datos
datos_prueba = datos_prueba.drop('Datos',axis='columns')
datos_prueba['Datos analisis'] = aux

display(datos_prueba)
# Se debe modificar el numero de la derecha para poder ir
seleccionando cada fila
datos = datos_prueba['Datos analisis'][0]
max_a = max(datos)
print(max_a)

x = list(range(0, len(datos)))

plt.plot(x,datos)
```