

GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA

TRABAJO FIN DE GRADO

MEJORA DEL SISTEMA I-KUXIN PARA LA ESTIMACIÓN DE LA POSTURA MEDIANTE SENSORES DE PRESIÓN



Estudiante: Gomez Garcia, Aitor

Director/Directora: Vermander García, Patrick

Codirector/Codirectora: Mancisidor Barinagarrementeria, Aitziber

Curso: 2024-2025

Fecha: Bilbao, 21, 07, 2025

RESUMEN TRILINGÜE

Resumen

Este Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo la mejora de un sistema de monitorización postural desarrollado previamente en el grupo de investigación Sensorización Virtual (Visens). Para ello, se centra en la evaluación y selección de sensores FSR que permitan una supervisión eficiente de personas con movilidad reducida. Gracias a la investigación de diversas tecnologías como los sensores de presión, concluyendo que los sensores resistivos sensibles a la fuerza (FSR) ofrecen el mejor equilibrio entre coste, adaptabilidad y facilidad de implementación. Para optar por la mejor opción disponible en el mercado se ha llevado a cabo un análisis comparativo entre diferentes modelos, destacando el FSR04 de Ohmite como el más adecuado gracias a sus mejores presentaciones en comparación con los modelos FSR406 y FSR400 short. Este último, pese a su reducido tamaño, requiere elementos adicionales como pastillas impresas en 3D, lo que compromete la robustez del sistema. Se resalta también la necesidad de proteger los sensores frente a condiciones ambientales adversas, como la humedad o la exposición directa a lluvia, recomendando una protección mínima IP67. El trabajo concluye proponiendo una solución técnica escalable, funcional y orientada a futuras implementaciones en entornos clínicos o domiciliarios.

Palabras clave: monitorización postural, movilidad reducida, saturación, sensores de presión, bajo coste, robustez.

Abstract

This Final Degree Project aims to improve a postural monitoring system previously developed in the Virtual Sensorization (Visens) research group. To do that this project has focused on the evaluation and selection of FSR sensors that allow an efficient monitoring of people with reduced mobility. Thanks to the investigation of various technologies such as pressure sensors, concluding that force-sensitive resistive sensors (FSR) offer the best balance between cost, adaptability and ease of implementation. In order to choose the best option available on the market, a comparative analysis has been carried out between different models, highlighting the Ohmite FSR04 as the most suitable, due to its better performance compared to the FSR406 and FSR400 short models. The latter, despite its small size, requires additional elements such as 3D printed pads, which compromises the robustness of the system. It also highlights the need to protect the sensors against adverse environmental conditions, such as humidity or direct exposure to rain, recommending a minimum IP67 protection. The project concludes by proposing a scalable and functional technical solution oriented to future implementations in clinical or home environments.

Keywords: postural monitoring, reduced mobility, saturation, pressure sensors, low cost, robustness.

Laburpena

Gradu-amaierako lan honen helburua da aldez aurretik Sensorizazio Birtuala (Visens) ikerketa-taldean garatutako jarrera-monitorizazio sistema bat hobetzea. Horretarako, mugikortasun urriko pertsonen gainbegiratze eraginkorra ahalbidetuko duten FSR sentsoreen ebaluazioan eta hautaketan zentratzen da. Presio-sentsoreak bezalako teknologien ikerketari esker, indarraren aurrean sentikorrik diren sentsore erresistiboek (FSR) kostuaren, moldagarritasunaren eta implementatzeko erraztasunaren arteko orekarik onena eskaintzen dute. Merkatuan dagoen aukerarik onena aukeratzeko, hainbat ereduren arteko azterketa konparatiboa egin da, eta Ohmem-en FSR04 eredua nabarmendu da, FSR406 eta FSR400 short ereduekin alderatuta egindako aurkezpen onenei esker. Azken horrek, txikia izan arren, elementu gehigarriak behar ditu, hala nola 3Dn inprimatutako pilulak, eta horrek sistemaren sendotasuna arriskuan jartzen du. Halaber, sentsoreak ingurumen-baldintza kaltegarrietatik babesteko beharra nabarmentzen da, hala nola hezetasunetik edo euriarekiko esposizio zuzenetik, eta IP67 gutxieneko babes gomendatzen da. Lana amaitzeko, irtenbide tekniko eskalagarri eta funtzional bat proposatzen da, etorkizunean ingurune klinikoetan edo etxeetan ezartzera

Gako-hitzak: jarreraren monitorizazioa, mugikortasun murriztua, saturazioa, presio-sentsoreak, kostu txikia, sendotasuna.

Contenido

1 INTRODUCCIÓN.....	8
2 CONTEXTO	9
3 OBJETIVOS Y ALCANCE	11
3.1 OBJETIVOS	11
3.2 ALCANCE.....	12
4 BENEFICIOS	13
4.1 BENEFICIOS EN LA SALUD.....	13
4.2 BENEFICIOS SOCIALES.....	14
4.3 BENEFICIOS ECONÓMICOS	15
4.4 OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE (ODS)	15
5 ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE.....	19
5.1 SENSORES CAPACITIVOS DE PRESIÓN	20
5.2 CÉLULAS DE CARGA CON GALGAS EXTENSIOMÉTRICAS.....	23
5.3 SENSORES PIEZOELECTRICOS	25
5.4 SENSORES RESISTIVOS SENSIBLES A LA FUERZA.....	30
5.5 CONCLUSIONES	32
6 ANÁLISIS DE ALTERNATIVAS.....	34
6.1 FAMILIA FSR DE LA SERIE OHMITE	36
6.2 FAMILIA FSR 400 DE INTERLINK ELECTRONICS.....	39
6.3 SENSOR FSR06 DE OHMITE.....	42
6.4 SENSOR FSR406 DE INTERLINK ELECTRONICS	43
6.5 COMPARATIVA GENERAL	44

7 DISEÑO Y PUESTA A PUNTO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN	45
7.1 CALIBRACIÓN SENsoRES	49
7.1.1 FSR 406 DE INTERLINK ELECTRONICS	49
7.1.2 FSR04 DE OHMITE	56
7.2 SATURACIÓN	61
7.3 DERIVA (VARIACIÓN TEMPORAL)	62
8 ENSAYOS DE VALIDACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	65
8.1 PRUEBAS REALIZADAS Y COJINES UTILIZADOS	65
8.1.1 DEFINICIÓN DE LOS COJINES SELECCIONADOS	65
8.1.2 POSICIONAMIENTO DE LOS SENsoRES	67
8.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS.....	71
8.2.1 COJÍN JAY J2.....	71
8.2.2 ASIENTO SYSTAM	74
8.2.3 Dispositivo de apoyo postural APEX.....	76
8.2.4 SISSEL DORSABACK.....	78
8.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	80
9 METODOLOGÍA.....	83
9.1 Descripción de tareas	83
9.2 Diagrama de Gantt	85
10 ASPECTOS ECONÓMICOS.....	87
11 CONCLUSIONES.....	90
12 BIBLIOGRAFÍA	93
ANEXO	96
ANEXO I: MEDIDAS CALIBRACIÓN SENsoRES FSR.....	96
ANEXO II: CÓDIGO MATLAB USADO PARA MEDIR DERIVA	98

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 4-1-Objetivo número 3 de los ODS [2]	16
Figura 4-2-Objetivo número 10 de los ODS [3]	17
Figura 4-3-Objetivo número 9 de las ODS [4]	18
Figura 5-1-Circuito típico sensor capacitivo de presión [8].....	21
Figura 5-2-Sensor capacitivo real para medida de fuerza [9]	22
Figura 5-3-Imagen sección de un conductor o semiconductor [11].	23
Figura 5-4-Imagen célula de carga real [12].....	25
Figura 5-5-Dispositivo piezoelectrónico y símbolo de circuito [13].	26
Figura 5-6-Sensor piezoelectrónico cargado con una impedancia Z [13].	27
Figura 5-7-Equivalente simplificado de un sensor de fuerza piezoelectrónico [13].....	27
Figura 5-8-Sensor piezoelectrónico preamplificador y su sencillo equivalente [13].	28
Figura 5-9-Amplificador de carga para medidas estáticas con un sensor piezoelectrónico [13]..	29
Figura 5-10-Circuitos para medidas estáticas con un sensor piezoelectrónico [13].....	29
Figura 5-11-Sensor piezoelectrónico Kistel de fuerza [14].....	30
Figura 5-12-Imagen ilustrativa sensor FSR [16].	31
Figura 6-1-Dimensiones familia FSR de Ohmite [22].	37
Figura 6-2-Dimensiones sensores familia FSR400 Interlink Electronics [23].	40
Figura 6-3-Modelo FSR06 de Ohmite [22]	42
Figura 6-4-FSR 406 de la familia Interlink [23]	43
Figura 7-1.Esquema electrónico, divisor de tensión	46
Figura 7-2.Montaje electrónico FSR406 de Interlink Electronics	47
Figura 7-3.Montaje electrónico FSR04 de Ohmite.....	47
Figura 7-4.Bascula y pesas de 1kg y 2kg.....	48
Figura 7-5.Elementos con fieltro	48
Figura 7-6.Grafica relación comportamiento del sensor FSR406 frente a las cargas aplicadas.	51
Figura 7-7.Grafica relación comportamiento del sensor FSR406 frente a las cargas aplicadas.	52
Figura 7-8.Aproximacion con regresión cúbica sensor FSR406.	53
Figura 7-9.Grafica relación comportamiento del sensor FSR406 frente a cargas de 2 a 10kg. 54	54
Figura 7-10.Aproximación con regresión lineal sensor FSR406 tramo 2.	55
Figura 7-11.Grafica relación comportamiento del sensor FSR04 frente a las cargas aplicadas.	57

Figura 7-12.Grafica relación comportamiento del sensor FSR04 frente a las cargas aplicadas.	58
Figura 7-13.Regresión cúbica sensor FSR04.....	59
Figura 7-14.Grafica relación comportamiento del sensor FSR04 frente a cargas de 2,5 a 8 kg.	60
.....	60
Figura 7-15.Aproximación con regresión lineal sensor FSR04 tramo 2.	60
Figura 7-16. Circuito amplificador de tensión no inversor [25].	62
Figura 7-17.Resultados de deriva para el sensor FSR406.	63
Figura 8-1. Imagen cojín Jay J2 [26]	65
Figura 8-2. Asiento fabricado por Systam [27].....	66
Figura 8-3. Cojín fabricado por Apex [28].	66
Figura 8-4. Asiento postural Dorsaback [29].....	67
Figura 8-5. Distribución sensores FSR [30].....	68
Figura 8-6.Tablas usadas para estudio de cojines.....	68
Figura 8-7. Ejemplo colocación sensores sobre cojín Jay J2.	69
Figura 8-8. Ejemplo colocación sensores Ohmrite.	69
Figura 8-9. Posturas empleadas para el análisis [30].....	70
Figura 8-10. Posturas apoyadas en el respaldo usadas para el análisis [30].	70
Figura 8-11. Datos sensor FSR406 Jay J2.....	72
Figura 8-12. Datos Sensor FSR400 short Jay J2.....	73
Figura 8-13. Datos sensor FSR04 Jay J2.....	73
Figura 8-14. Sensor FSR406 resultados Systam.	74
Figura 8-15. Sensor FSR400 short resultados Systam.	75
Figura 8-16. Datos sensor FSR04 Systam.	76
Figura 8-17. Datos FSR406 Apex.	77
Figura 8-18. Datos FSR400 Short Apex.....	77
Figura 8-19. Datos FSR04 Apex.	78
Figura 8-20. Datos sensor FSR04 Sissel Dorsaback.	79
Figura 9-1. Diagrama de Gantt	86

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Serie FSR de Ohmite especificaciones [22].....	36
Tabla 2. Serie FSR de Ohmite características [22].....	38
Tabla 3. Serie FSR 400 de Interlink Electronics especificaciones [23].....	39
Tabla 4. Serie FSR 400 de Interlink Electronics características [23]	41
Tabla 5.Voltaje de salida frente a carga aplicada FSR406.....	50
Tabla 6. Carga aplicada frente a valor de resistencia del sensor FSR406.	50
Tabla 7. Voltaje de salida frente a carga aplicada FSR406 de 2kg-10kg.	53
Tabla 8. Carga aplicada frente a valor de resistencia del sensor FSR406 de 2kg hasta 10 kg. .	54
Tabla 9.Salida voltaje frente a carga FSR04 de Ohmite	56
Tabla 10. Resistencia dada por el sensor FSR04 frente a distintas cargas.....	57
Tabla 11. Salida voltaje frente a carga FSR04 de Ohmite desde 2.5kg hasta 8 kg.....	59
Tabla 12. Resistencia dada por el sensor FSR04 frente a cargas desde 2,5 kg hasta 8 kg.	59
Tabla 13. Días y fechas empleadas para cada actividad del trabajo.....	86
Tabla 14.Coste contratación por horas realizadas.....	87
Tabla 15. Amortización de los activos fijos.	88
Tabla 16. Coste total adquisición materiales, dispositivos y equipos.....	89
Tabla 17. Presupuesto final.....	89

1 INTRODUCCIÓN

Este Trabajo Fin de Grado (TFG) tiene como objetivo adaptar el dispositivo de monitorización postural desarrollado por el Grupo de Investigación Sensorización Virtual (ViSens). Si bien este dispositivo de monitorización postural funciona de manera correcta, se ha observado que es necesario adaptarlo a los cojines de los usuarios de silla de ruedas para mejorar su comodidad. Por ello, este TFG se centra en adecuar dicho dispositivo de monitorización apoyándose en el trabajo ya realizado por el grupo. Todo el estudio, puesta a punto e implementación se realizó en la Universidad Del País Vasco (UPV/EHU),concretamente en la Escuela de Ingeniería de Bilbao.

El avance de la tecnología a lo largo de estos años ha mejorado considerablemente la vida de las personas ya sea por su aplicabilidad y facilidad de uso en la vida cotidiana o por su impacto en sectores clave como la medicina, la industria, la educación y la comunicación. Gracias a ello, hoy en día es posible realizar tareas, que antes eran mucho más complicadas, de manera eficiente y precisa. Además, este avance ha posibilitado que haya un mayor monitoreo y control en ciertas áreas, como en la salud, permitiendo, por ejemplo, a personas que sufren de diabetes, poder llevar una supervisión continua y precisa del nivel de glucosa en sangre, asegurándose que estos niveles no suban hasta franjas perjudiciales.

Observando los beneficios aportados por la monitorización en otros ámbitos de la salud, este TFG tiene como objetivo llevar a cabo aquellas implementaciones que permitan realizar un monitoreo postural adecuado de personas en condiciones de movilidad reducida. El objetivo principal se centra en supervisar la postura corporal de usuarios de silla de ruedas.

Asimismo, este Trabajo de Fin de Grado se estructura en varios capítulos, comenzando por el actual, en el que se ofrece una breve introducción a los contenidos del documento. A continuación, en el apartado 2, se presenta el contexto en el que se enmarca el trabajo, para posteriormente detallar los objetivos y el alcance propuesto. Seguidamente, se expone el capítulo 4, donde se analizan los beneficios asociados al TFG, tanto desde el punto de vista económico como social, entre otros.

Posteriormente, para lograr este objetivo, se comienza con la realización de un estudio, mostrado en el capítulo 5, centrado en hallar aquella tecnología que mejor se adapte al campo de aplicación, intentando asegurar una relación óptima entre coste y beneficio, con el objetivo de abaratar el precio final intentado mantener las prestaciones. Para ello, se han abordado distintos aspectos que han dado lugar a la solución más ajustada a los objetivos del trabajo.

Una vez seleccionada la tecnología (apartado 6), se presenta su implementación y la elección del modelo con mejor rendimiento, desarrolladas en los capítulos 7 y 8.

Para finalizar, en el capítulo 9 se detallan las horas dedicadas a la realización del estudio, reflejadas en un diagrama de Gantt con la duración de cada apartado. A partir de estas horas, se elabora un pequeño presupuesto que estima el coste económico total, incluido en el apartado 10.

2 CONTEXTO

En la actualidad, la tecnología, al igual que la medicina, ha adquirido un papel muy importante en la sociedad de hoy en día gracias al gran avance que se ha experimentado en este siglo. Los avances constantes en la electrónica, los sensores inteligentes e incluso los sistemas embebidos, han posibilitado el diseño de modelos que otorgan soluciones cada vez más eficaces, accesibles y adaptables a distintos contextos. Gracias a estas innovaciones, es posible monitorizar parámetros fisiológicos y de comportamiento en tiempo real, facilitando un control más preciso de la salud, la movilidad o el rendimiento físico, tanto en entornos clínicos como en el ámbito doméstico. Todo esto ha venido acompañado de una reducción significativa en el tamaño de los dispositivos, lo que ha mejorado su portabilidad y eficiencia, además de reducir su consumo energético. Esto ha permitido que este tipo de dispositivos sean mucho más accesibles para el usuario, facilitando su integración en la vida cotidiana y ampliando sus posibilidades de uso en diversos contextos.

Este progreso no solo refleja la capacidad de miniaturización de los dispositivos electrónicos, sino que también, se centra en la creciente integración de dicha electrónica en los sistemas con tecnología de la información. Esto se refleja, por ejemplo, en el uso de teléfonos móviles que, mediante tecnologías inalámbricas como el Bluetooth, permiten recopilar, analizar y transmitir datos del usuario en tiempo real, facilitando así la detección temprana de problemas y la aplicación de soluciones adecuadas. En este contexto, disciplinas como la medicina personalizada, la rehabilitación física y el cuidado de personas dependientes han encontrado en la ingeniería electrónica un aliado indispensable para el desarrollo de nuevas soluciones de asistencia y supervisión remota.

La problemática concreta en la que se ha centrado este TFG radica en la escasez de sistemas electrónicos de bajo coste orientados al monitoreo continuo de usuarios con movilidad reducida que permanecen durante períodos largos sentados en sus respectivas sillas. Esta situación, que se da en muchas personas, puede derivar en problemas posturales, deterioro físico e incluso pérdida de masa muscular que, al no tratarse a tiempo, puede causar problemas mayores. Es por ello por lo que surge una necesidad de desarrollar herramientas electrónicas accesibles, que permitan un seguimiento preciso de la postura y del estado físico sin requerir supervisión médica constante, la cual representa un área de investigación con un amplio margen de mejora. Por ello, este TFG se orienta a dar respuesta a esta necesidad específica, proponiendo una solución realista, escalable y con potencial de impacto social significativo.

Estos problemas no solo comprometen la salud física del paciente, sino que también afectan negativamente a su bienestar emocional, independencia y participación social. Debido a ello este TFG se enmarca en esta línea de investigación aplicada, contribuyendo a la mejora y adaptación de un dispositivo de monitorización postural centrado en cojines enfocados a pacientes en silla de ruedas, proponiendo una solución viable.

Además de su aplicación directa en el ámbito de la asistencia a personas con movilidad reducida, este TFG tiene el potencial de abrir nuevas líneas de investigación orientadas al

desarrollo de sistemas inteligentes de monitorización física. La integración de estos sensores con plataformas de análisis de datos, inteligencia artificial o comunicación inalámbrica permitiría, en el futuro, implementar soluciones aún más avanzadas, personalizadas y automatizadas. Asimismo, los conocimientos adquiridos y la metodología empleada en este trabajo pueden ser extrapolables a otros contextos, como el seguimiento de pacientes en rehabilitación, la prevención de lesiones laborales o la mejora del rendimiento en el ámbito deportivo. En definitiva, el trabajo realizado representa una aportación significativa en un campo con gran proyección, donde la tecnología puede ser una herramienta clave para mejorar el bienestar y la salud de la sociedad.

3 OBJETIVOS Y ALCANCE

3.1 OBJETIVOS

Como ya se ha mencionado con anterioridad, el presente TFG está orientado al monitoreo postural constante de personas con movilidad reducida, los cuales se pasan la mayor parte del día sentados en una silla de ruedas. Por tanto, el objetivo principal de este trabajo consiste en mejorar la solución ya optada sobre el dispositivo de monitorización postural, desarrollado por el Grupo ViSens, aumentando las prestaciones, abaratando costes y mejorando la adaptabilidad sobre distintos cojines. Para ello el dispositivo desarrollado tendrá que ser capaz de monitorear la postura corporal y la pérdida de masa muscular en personas con movilidad reducida, buscando mejorar la calidad de vida de los usuarios mediante el seguimiento continuo de su estado físico. Centrándose en el fomento de la prevención de complicaciones asociadas a la inactividad prolongada y facilitando el control por parte de profesionales sanitarios o cuidadores.

Con todo esto los subobjetivos a llevar a cabo que permitan desarrollar el objetivo principal, mencionado arriba, serán:

- Determinar la tecnología de sensorización más adecuada para su integración en un sistema de monitorización postural, en función de su capacidad, para ofrecer mediciones precisas, suficiente viabilidad técnica y un buen grado de adecuación a las necesidades específicas del usuario y del entorno de uso.
- Validar la aplicabilidad práctica de la tecnología seleccionada, mediante la caracterización de su comportamiento en diferentes condiciones operativas, con el fin de optimizar su implementación a través de una adecuada configuración, diseño y criterios de eficiencia y robustez.
- Evaluar la fiabilidad y eficacia del sistema desarrollado en un entorno realista, con el objetivo de comprobar su capacidad para detectar y corregir malas posturas, y establecer las bases para su mejora continua y su futura aplicación en escenarios clínicos o domésticos.

La realización ordenada de estos subobjetivos es clave para poder alcanzar la finalidad de este trabajo. Además, cada cálculo realizado debe de estar completamente justificado por las expresiones correspondientes, realizando estas bases de cálculo mediante métodos fiables y bien definidos

3.2 ALCANCE

El presente Trabajo de Fin de Grado abarca el estudio, selección y validación de sensores resistivos sensibles a la fuerza(FSR) como solución para el monitoreo continuo postural de personas con movilidad reducida. En concreto, se busca adaptar y mejorar un sistema desarrollado previamente por el grupo Visens, enfocado en la integración de sensores sobre cojines utilizados en sillas de ruedas, con el objetivo de optimizar la detección de malas posturas para prevenir complicaciones asociadas a la inactividad prolongada, entre ellas, la aparición de úlceras por presión o pérdida de masa muscular, así como problemas en la espalda por una mala colocación prolongada.

El alcance del proyecto incluye:

- Análisis del estado del arte de las distintas tecnologías de sensores de presión y fuerza aplicables al monitoreo postural.
- Evaluación comparativa de sensores FSR disponibles en el mercado, considerando características esenciales como la sensibilidad, precisión, repuesta temporal, estabilidad, coste, entre otros.
- Diseño e implementación de un sistema de medición basado en sensores FSR, incluyendo la electrónica asociada, como divisores de tensión, microchip, Arduino y pruebas de calibración.
- Análisis de la saturación, deriva temporal y linealidad de los sensores, para garantizar su fiabilidad a la hora de interpretar los datos obtenido a medio y largo plazo.
- Validación experimental sobre diferentes cojines, analizando el comportamiento del sistema ante distintas posturas y condiciones de uso.
- Propuestas de mejoras futuras del sistema, con vistas a mejoría en la portabilidad, comodidad y aplicabilidad en otros contextos.

Si bien el desarrollo está orientado principalmente a personas con movilidad reducida, la metodología empleada en el diseño de la interfaz y en el procesamiento de los datos es escalable y puede adaptarse a otros grupos con necesidades similares, como personas mayores, pacientes en procesos de rehabilitación o trabajadores en entornos con riesgo de lesiones posturales.

En definitiva, el proyecto no solo resuelve un problema concreto dentro del ámbito sociosanitario, sino que también propone una metodología generalizable que puede aplicarse a diferentes contextos donde el monitoreo físico continuo resulte beneficioso.

4 BENEFICIOS

En este apartado se detallan los beneficios que puede tener la implementación de los distintos temas desarrollados a lo largo de este TFG. Primero se muestran los beneficios en la salud, seguido de los beneficios sociales. Posteriormente se detallan los beneficios económicos y, por último, se mencionan los objetivos de desarrollo sostenible, ODS.

4.1 BENEFICIOS EN LA SALUD

Gracias al desarrollo de este dispositivo, el cual nos permite poder monitorizar la postura corporal en personas con movilidad reducida, así como la detención temprana de riegos asociados a la salud, como la pérdida de masa muscular o la aparición de úlceras por presión, supone un avance significativo en la salud y calidad de vida ayudando a mejorarla. Entre los principales beneficios asociados a la implementación de este dispositivo tenemos:

La prevención de úlceras por presión, siendo estas una de las complicaciones más comunes en personas con movilidad reducida, ya que, al permanecer sentadas durante períodos largos, debido a su condición, y de forma repetida todos los días, son más propensos a sufrirlas. Este sistema permite poder identificar los puntos que son susceptibles a una presión continuada sobre la piel, facilitando la intervención temprana mediante cambios posturales, reduciendo por tanto el riesgo de padecerlas.

Por otro lado, también permite la mejora de la postura corporal gracias a la monitorización constante, corrigiendo así malos hábitos posturales que, con el tiempo, se pueden convertir en deformidades, dolores crónicos y complicaciones sobre la columna vertebral.

Otro de los beneficios de su implementación se centra en la detección temprana de degradación muscular. Mediante el análisis de los datos recogidos de manera continua, permite poder observar el comportamiento del usuario y la interacción que este presenta con los sensores, detectando la disminución del tono o fuerza muscular de manera temprana. Gracias a ello se puede tomar medidas precoces, como ejercicios fisioterapéuticos, que ayuden a minimizar el problema.

Por último, uno de los mayores beneficios que presenta es el aumento de la autonomía y el bienestar del usuario. Esta capacidad de autogestión no solo reduce la dependencia constante de cuidadores o profesionales de la salud, sino que también refuerza la sensación de control y autoestima del individuo, promoviendo una mayor participación en el manejo de su salud. Favoreciendo por tanto una rutina más saludable, una mayor comodidad y una mejora significativa en el bienestar físico.

4.2 BENEFICIOS SOCIALES

Gracias al avance en la concienciación general de la población sobre temas que hace años eran impensables, se puede decir que las condiciones de vida de las personas con algún tipo de discapacidad han mejorado notablemente. Este avance se ve reflejado en la adaptación de las ciudades, gracias a la construcción de infraestructuras para que puedan ser más accesibles y la implementación de señalización en la vía pública mucho más inclusiva, las cuales actualmente se diseñan teniendo en cuenta principios de accesibilidad e inclusión.

Del mismo modo, este avance no se queda solo en la vía pública, sino que también ha tenido una repercusión en el ámbito doméstico observando un mayor esfuerzo por mejorar la vida de estas personas. Este proceso de transformación que ha sufrido la sociedad no solo se debe a un marco legal y normativo mucho más exigente, sino que también responde a una mayor solidaridad colectiva hacia la igualdad, preservación de la dignidad y la autonomía de todas las personas.

Gracias a ello se ha conseguido que hoy en día se promueva una sociedad mucho más justa, inclusiva y cohesionada, en la que las personas con discapacidad puedan participar activamente en la vida comunitaria, educativa y laboral en condiciones de mayor equidad.

El desarrollo de este TFG permite incrementar y mejorar esa concienciación ya dada con la implementación de sistemas electrónicos que ayudan a aliviar la vida, tanto la de las personas con movilidad reducida, así como la sociedad en general. Para el caso de estudio, este tipo de tecnología contribuirá significativamente a mejorar la calidad de vida desde una perspectiva social, ya que proporciona herramientas que fomentan la autonomía personal y la integración activa en la sociedad. Al facilitar el seguimiento de aspectos como la postura corporal y el estado físico general, se promueve la participación de las personas en actividades cotidianas, laborales y sociales, reduciendo así la dependencia de terceros. Esta mayor autonomía fortalece la autoestima y la inclusión, especialmente en colectivos vulnerables o con movilidad reducida, evitando situaciones de aislamiento o marginación. Además, el acceso a tecnologías de rehabilitación accesibles y continuas contribuye a reducir desigualdades sociales, garantizando oportunidades más equitativas para todos.

Si se aplica a un contexto más amplio este tipo de avances y desarrollos permite concienciar a las personas sobre los problemas que presentan los individuos con algún tipo de discapacidad, dándoles mayor visibilidad a esas necesidades que pasan desapercibidas en la sociedad, generando un ambiente más inclusivo y solidario. A largo plazo, el impacto de estos avances puede contribuir a una sociedad más justa, con un acceso equitativo a oportunidades y una mejor integración de todas las personas, independientemente de sus capacidades.

4.3 BENEFICIOS ECONÓMICOS

En primer lugar, el trabajo, al cual hacemos alusión, se apoya en el uso de la tecnología relacionada con el ámbito electrónico. Como es sabido la gama de componentes usables es exentas, yendo desde dispositivos baratos, pero con prestación ineficientes, a dispositivos caros y sobredimensionados. Es por ello por lo que este TFG intenta optar por aquellas opciones que cumplan de manera adecuada con las exigencias requeridas de medición y computo al menor coste posible.

Por esto mismo se debe de considerar que al abaratar los costes y hacerlo mucho más accesible y portátil, este sistema puede reducir el precio asociado a la atención médica constante y la hospitalización de personas, permitiendo llevar a cabo acciones con mayor antelación. Esto se traduce en una descongestión del sistema público de salud, ya que se requeriría de una menor hospitalización y reducción de la dependencia ciudadana en un horizonte a largo plazo.

Además, al tratarse de una solución más compacta y portátil, los dispositivos podrían ser utilizados en el hogar o en entornos no clínicos, lo que reduciría la necesidad de visitas frecuentes a hospitales o centros de rehabilitación, disminuyendo así los costos de atención médica y transporte.

Por último, uno de los aspectos clave de la implementación de un dispositivo centrado en abaratar su precio es el criterio de diseño, el cual se orienta a la mejora de la optimización, lo que permite su uso en el hogar de manera sencilla y económica. A diferencia de los dispositivos médicos tradicionales, que suelen ser complejos, grandes, y requieren de infraestructura especializada para su funcionamiento, estos dispositivos podrían estar diseñados para ser lo más compactos posibles, fáciles de usar y con un costo de fabricación significativamente menor. Esto no solo reduce los costos de producción, sino que también hace que el dispositivo sea accesible a una mayor cantidad de usuarios, incluidos aquellos con presupuestos más limitados.

4.4 OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE (ODS)

Los ODS constituyen una serie de acciones que permiten poner fin a la pobreza, proteger el planeta y mejorar las vidas y las perspectivas de las personas en todo el mundo. Se formó en 2015, tras la reunión de todos los estados miembros de las Naciones Unidas. En esta reunión se aprobaron 17 objetivos de los que se compone agenda 2030 para el desarrollo sostenible, estableciendo un plan para alcanzar los objetivos en un plazo de 15 años [1].

De entre los 17, en este trabajo hablaremos sobre 3 de ellos que se mencionaran a continuación:

En primer lugar, se tiene el objetivo número 3 [2], que promueve el avance en la salud de las personas, mejorando el acceso a la atención sanitaria. También promueve abordar las

desigualdades que se originan al acceder a la atención sanitaria, así como la protección de los grupos más vulnerables incluyendo mujeres, niños y personas con necesidades especiales.

Con todo el análisis realizado con anterioridad podemos concluir que el trabajo realizado se tiene en cuenta estos objetivos. Ya que cumple con lo mencionado.

El trabajo permite mejorar la salud física de las personas en condiciones de movilidad reducida ya que es capaz de poder detectar distintos problemas, como la aparición de úlceras por presión, la lesión postural por un mal hábito continuado y la pérdida de masa muscular.

Además, su uso también se centra en mejorar el acceso a la atención sanitaria por el constante contacto con la misma. Este dispositivo permite así poder tener de manera continua datos que permitan mejorar la atención, haciéndola más accesible.

La figura 1 muestra la simbología que ofrece la ODS para referirse a la impulsión sobre el bienestar y salud general de las personas.



Figura 4-1-Objetivo número 3 de los ODS [2]

Para poder alcanzar este objetivo es necesario una mayor concienciación mundial que priorice la inversión en medicina, por parte de los países, para que así se pueda mejorar tanto la salud general, como el bienestar de todos.

Por otro lado, se presenta la implementación del objetivo número 10 [3], el cual promueve la inclusión social reduciendo la desigualdad económica y política de todas las personas, sobre todo aquellas en situaciones de vulnerabilidad. Este objetivo aboga por la igualdad de oportunidades y la eliminación de barreras que impiden la participación de ciertos grupos reducidos. Entre sus metas se incluyen la adopción de políticas públicas inclusivas, la mejora del acceso a recursos y servicios y la promoción de una participación equitativa en la vida social y económica.

Es por eso por lo que el desarrollo de este TFG se enmarca en el objetivo 10, ya que contribuye a la reducción de las desigualdades al ofrecer soluciones tecnológicas accesibles y eficaces destinadas a la mejora de la calidad de vida de las personas. Además, no solo permite una mejora en la salud, como se ha visto previamente, sino que también, promueve su integración plena en la vida cotidiana. De este modo, se reducen las barreras físicas y sociales que suelen sufrir las personas más vulnerables, fomentando una sociedad más inclusiva, equitativa y justa. También, al tratarse de una herramienta de bajo coste y fácil implementación, se garantiza su alcance a un mayor número de personas, independientemente de su nivel socioeconómico.

En la figura mostrada a continuación se representa la simbología utilizada por las naciones unidas para representar este objetivo.



Figura 4-2-Objetivo número 10 de los ODS [3]

Por último, unos de los objetivos con los que se alinea este trabajo es el objetivo número 9 [4], el cual busca construir infraestructuras resilientes, promover la industrialización inclusiva y sostenible y fomentar la innovación tecnológica como motor del desarrollo. Uno de sus pilares fundamentales es apoyar la investigación y el desarrollo de tecnologías accesibles que ayuden a mejorar la calidad de vida y resuelvan desafíos sociales mediante la ciencia y la ingeniería.

A lo largo del desarrollo de este Trabajo Fin de Grado se fomenta la innovación tecnológica aplicada al ámbito de la salud y la accesibilidad, a través del diseño e implementación de un dispositivo electrónico portátil y de bajo coste, capaz de monitorizar tanto la postura corporal, como el estado muscular de personas con movilidad reducida. Para ello, se ha planteado la integración de distintos elementos tecnológicos como sensores, microcontroladores y aplicaciones, todos ellos seleccionados en base a criterios de eficiencia, precisión y viabilidad práctica.

El sistema planteado, por sus características técnicas y su enfoque centrado en la accesibilidad, no solo constituye un avance significativo en materia de digitalización sanitaria, sino que además representa una herramienta inclusiva y fácilmente replicable en otros contextos similares. Su carácter escalable y su sencillez de implementación refuerzan el valor añadido del proyecto, permitiendo su futura integración tanto en entornos clínicos como domésticos. De este modo, se contribuye a una industrialización más equitativa y sostenible, en la que la tecnología actúe como puente entre la innovación y la mejora real de la calidad de vida de los usuarios.

En la imagen que se presenta a continuación se muestra el símbolo empleado por las Naciones Unidas para identificar este Objetivo de Desarrollo Sostenible



Figura 4-3-Objetivo número 9 de las ODS [4]

Para lograr su cumplimiento, es necesario impulsar a nivel mundial políticas inclusivas que reduzcan las brechas económicas, sociales y culturales entre distintos grupos de población. Esto implica promover la equidad en el acceso a servicios básicos, garantizar condiciones laborales justas, fortalecer la protección de los derechos humanos y fomentar una mayor participación de los colectivos vulnerables en la toma de decisiones. Además, se requiere una cooperación internacional más justa y solidaria, que apoye especialmente a los países en desarrollo, contribuyendo así a una sociedad global más equitativa e inclusiva.

5 ANÁLISIS DEL ESTADO DEL ARTE

En este apartado se presenta un análisis del estado del arte sobre las distintas tecnologías empleadas en la implementación de dispositivos destinados a realizar mediciones posturales en personas usuarias de sillas de ruedas. Para ello, se ha llevado a cabo una búsqueda exhaustiva de las opciones disponibles actualmente en el mercado, así como de sus posibilidades de implementación.

Entre las alternativas viables se encuentran tecnologías como las IMU (Unidades de Medición Inercial) [5], el uso de cámaras de profundidad y RGB-D [6], y los sensores de presión o fuerza. Todas estas opciones, según sus capacidades, permiten realizar mediciones detalladas de la postura de una persona cuando se encuentra sentada.

En primer lugar, las IMU permiten detectar, mediante giroscopios y acelerómetros, tanto las velocidades y aceleraciones angulares, como la orientación de objetos o personas. Este tipo de dispositivos son muy utilizados en sectores como la aeronáutica o la robótica (por ejemplo, en drones), aunque también podrían aplicarse en este caso de estudio. Para ello, sería necesario colocar el dispositivo sobre el cuerpo de la persona, normalmente en el pecho o la espalda, lo que lo convierte en una solución algo más invasiva que otras alternativas. Con este enfoque se podrían registrar no solo la orientación corporal, sino también movimientos significativos, incluidas posibles caídas. Sin embargo, no permitiría obtener una visión completa de la postura corporal en su totalidad, por lo que se descarta su uso para esta aplicación concreta.

Otra opción es el uso de cámaras de profundidad y cámaras RGB-D. Este tipo de dispositivos combinan sensores RGB (para capturar imágenes en color) e infrarrojos (para medir profundidad). Los sensores infrarrojos emiten haces de luz y calculan el tiempo que tarda en reflejarse, lo que permite medir distancias con bastante precisión. Gracias a esta combinación, es posible generar un mapeo detallado de la persona, permitiendo conocer en todo momento su postura completa. No obstante, aunque ofrecen una precisión elevada, su aplicación presenta importantes limitaciones: son costosas, poco adaptables y no fácilmente transportables, lo cual contradice los objetivos principales de este trabajo.

Como tercera y última alternativa se plantea el uso de sensores de presión o fuerza, capaces de medir directamente la presión ejercida sobre su superficie activa. La base física de funcionamiento de estos sensores varía en función de la tecnología utilizada, pero todos ellos permiten realizar mediciones bastante completas de la postura corporal. Además, frente a las opciones anteriores, presentan mejor adaptabilidad, facilidad de transporte y, en algunos casos, un coste significativamente más bajo.

Por todos estos motivos, en este apartado se analizan diferentes tecnologías de sensores de presión que pueden ser útiles para la aplicación propuesta, diferenciando entre las siguientes categorías:

- Sensores capacitivos de presión.
- Células de carga con galgas extensiométricas.
- Sensores piezoelectricos.
- Sensores resistivos sensibles a la fuerza.

De cada uno de ellos se analizarán aspectos como el estado actual de la tecnología, su principio de funcionamiento, sus principales ventajas y también sus limitaciones.

5.1 SENSORES CAPACITIVOS DE PRESIÓN

Los sensores capacitivos de presión [7] se caracterizan por la medición de presión aplicada usando el principio de funcionamiento de los condensadores. Este tipo de sensores son capaces de medir la presión, y por tanto, la fuerza aplicada, gracias a la variación de la capacitancia de dos placas conductoras separadas por un material dieléctrico. Cuando se aplica presión la separación entre ambas placas disminuye, alterando la capacitancia del sensor, lo que se traduce en una señal eléctrica que varía en función de la presión ejercida.

Si se relaciona la carga, Q , y la diferencia de potencial, V , se obtiene una relación entre ambos descrita por su capacidad, $C=Q/V$. Esta capacidad depende a su vez de la separación entre las placas conductoras y del material dieléctrico, dispuesto entre ellos.

Aplicando este principio para un condensador formado por 2 placas planas paralelas entre sí, con una sección, A , distancia , d , entre ambas, y un material aislante con una constante dieléctrica relativa, ϵ_r , se puede medir la capacidad aproximada dada en la fórmula a continuación:

$$C = \epsilon_0 * \epsilon_r \frac{A}{d} (n - 1) \quad (1)$$

Donde $\epsilon_0=8,85\text{pF/m}$, es la constante dieléctrica en el vacío.

Con este principio cualquier variación en A , d o ϵ_r hará que la capacitancia varíe y pueda ser detectado. Para el caso de aplicación, donde se monitoriza la presión ejercida sobre el sensor por parte del usuario, interesa conocer la variación de C debido a un cambio en d . Este tipo de sensores son susceptibles a variaciones debido a la temperatura y humedad, entre otros factores externos. Debido a su construcción, se exige que el aislamiento entre placas sea alto y constante para asegurar una correcta medición [7]. Esta variación a lo largo del tiempo hará que se modifique los valores de capacitancia del sensor requiriendo una nueva calibración, si se quiere mantener la precisión.

También presentan una alta impedancia de salida, aunque esta puede disminuir si se aumenta la frecuencia de alimentación. Esta limitación es importante ya que, los convertidores analógicos-digitales no pueden tener impedancias de entrada muy elevadas, ya que esto condicionaría la conversión de la señal y, por tanto, las medidas tomadas.

Para solucionar este problema, es necesario integrar un circuito acondicionador de señal que reduzca la impedancia de salida del sensor [8]. Sin embargo, esta solución puede no ser la más adecuada para la implementación, ya que, se pretende que el dispositivo desarrollado sea lo más simple posible. Además, al estar basado en entradas analógicas, cualquier fallo, por pequeño que sea en el circuito, puede afectar de forma significativa a la precisión de la medición. Un ejemplo representativo del circuito diseñado para este tipo de sensores se muestra a continuación:

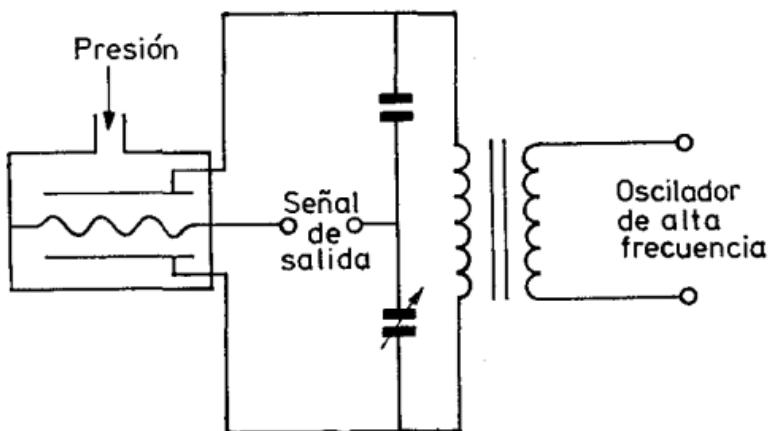


Figura 5-1-Circuito típico sensor capacitivo de presión [8]

A pesar de lo anterior, este tipo de sensores presenta algunas ventajas que podrían ser aprovechadas. Entre ellas destacan la estabilidad y la reproducibilidad, ambas muy elevadas, ya que las propiedades físicas de las placas no dependen directamente de la capacitancia C. Esto implica que, aunque los sensores puedan presentar variaciones ante cambios de temperatura, estas, dependiendo del material utilizado, pueden ser menores en comparación con los sensores resitivos, los cuales suelen considerarse menos estables en este aspecto.

Además, es importante tener en cuenta la alta resolución que ofrecen en la medición de la capacitancia. Esto permite obtener una precisión y un rango de medición considerables, lo que puede resultar ventajoso en ciertas aplicaciones. No obstante, en este caso, dicha precisión adicional no resulta tan relevante.

Por último, una ventaja adicional es la posibilidad de utilizar materiales diversos en su fabricación, lo cual, como se mencionó anteriormente, puede ser beneficioso en determinadas aplicaciones [7]. Esta característica permite mejorar la resistencia del sistema frente a factores externos como líquidos, humedad o temperatura, aumentando así su durabilidad y rendimiento en entornos exteriores. De este modo, se facilita el uso del dispositivo en actividades al aire libre sin mayores complicaciones. Sin embargo, esta misma calidad puede

encarecer el producto, ya que los sensores capacitivos suelen tener un precio medio más elevado en comparación con los sensores resistivos.

Otro aspecto relevante es el coste, notablemente superior al de los sensores resistivos de fuerza. Además, en la actualidad no existe una oferta comercial amplia de sensores capacitivos que facilite su integración en cojines. Una de las limitaciones más evidentes es su formato físico, ya que la mayoría de estos dispositivos están diseñados para aplicaciones industriales y no específicamente para el ámbito médico. Aunque son capaces de medir presión de forma eficaz, su diseño no se adapta bien a las superficies, ni a las condiciones requeridas en este trabajo. En la Figura 5-2 se muestra un ejemplo representativo de la forma habitual de este tipo de sensores:



Figura 5-2-Sensor capacitivo real para medida de fuerza [9]

Por estos motivos su uso recae en la industria funcionando en condiciones hostiles. Es por ello por lo que son dispositivos muy usados en la industria química o farmacéutica. Por ejemplo, su utilización se puede llegar a encontrar para la monitorización de reactores químicos, donde la presión juega un papel crucial o en la industria farmacéutica, para la medición del caudal y supervisión de filtros [9].

Con todo lo expuesto, se concluye que los sensores capacitivos no son los más adecuados para la implementación en este TFG. Una de las principales razones es su tamaño y estructura, ya que, como puede apreciarse en la Figura 5-2, son dispositivos voluminosos y poco prácticos para integrarlos en el sistema planteado. A eso se suma el alto coste de los sensores, lo cual supone una limitación importante y afecta directamente a los objetivos de bajo presupuesto establecidos para este proyecto.

Por último, cabe destacar la complejidad asociada al diseño, tanto del circuito acondicionador de señal como del propio sensor, en caso de querer adaptarlo específicamente a las necesidades del dispositivo. Por todos estos motivos, se descarta el uso de sensores capacitivos en este trabajo.

5.2 CÉLULAS DE CARGA CON GALGAS EXTENSIOMÉTRICAS

El uso de este tipo de sensores se basa en la medición de presión mediante células de carga, las cuales están construidas a partir de galgas extensiométricas. Estos sensores operan bajo el principio de funcionamiento de dichas galgas, que permiten medir el grado de deformación o desplazamiento de un material cuya elasticidad es conocida [10].

Las galgas extensiométricas se fundamentan en la variación de la resistencia eléctrica de un conductor o semiconductor cuando este es sometido a un esfuerzo mecánico, como una compresión o estiramiento. Para entenderlo mejor, si se considera un hilo metálico con una longitud l , sección transversal A y resistividad ρ , se puede calcular su resistencia eléctrica, la cual será proporcional a su longitud e inversamente proporcional a su sección. Esta relación viene dada por la ecuación (2):

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (2)$$

En la siguiente figura se puede apreciar la sección del conductor:

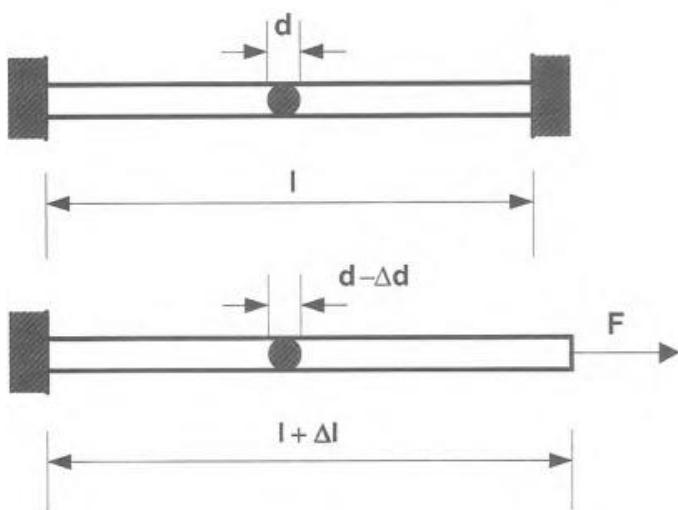


Figura 5-3-Imagen sección de un conductor o semiconductor [11].

Suponiendo que se aplica un esfuerzo mecánico, como una fuerza longitudinal, de tracción sobre uno de los extremos del hilo, produce un estiramiento del conductor y una reducción de su sección transversal que provoca un cambio en su resistencia. Aplicando este concepto a lo mencionado anteriormente, se obtiene una variación en el valor resistivo.

Si además, se considera que la pieza no solo tiene una longitud l , sino también una dimensión transversal, la aplicación del esfuerzo mecánico genera un alargamiento en la longitud del material y, de forma proporcional, una contracción en su sección transversal.

Teniendo en cuenta el comportamiento de los materiales elásticos, se aplica la ley de Poisson, que establece que una variación longitudinal produce una contracción transversal

proporcional. Aplicando esta ley, junto con la fórmula geométrica de la sección de un hilo cilíndrico, es posible analizar cómo influyen estos cambios en la resistencia total del conductor.

Este análisis lleva finalmente a la definición del factor de galga [11], un parámetro que cuantifica cómo varía la resistencia del hilo en función de la deformación unitaria que experimenta. Así, la resistencia final del hilo puede expresarse como una función de su resistencia inicial, multiplicada por un término dependiente directamente del factor de galga y de la elongación aplicada. Esta fórmula permite caracterizar y cuantificar con precisión los efectos de la deformación sobre la resistencia eléctrica en materiales sometidos a esfuerzos mecánicos.

Con todo ello se obtiene que el valor resistivo de galga dependerá de (3):

$$R = R_0(1 + x) \quad (3)$$

Donde x es el valor del factor de galga K , por la elongación producida, e la cual se muestra en (4).

$$R = R_0(1 + K\epsilon) \quad (4)$$

Como se ha mencionado antes las células de carga están formadas por este tipo de sensores, los cuales se pueden utilizar para monitorizar la postura corporal de una persona en silla de ruedas, gracias a la medición de los cambios de presión ejercidos [11].

Este tipo de disposición presenta una serie de ventajas a la hora de medir ya que se consigue una alta precisión debido a que las variaciones pequeñas en el material son registradas por las galgas. También permite el monitoreo continuo y la integración con sistemas electrónicos como Arduino. Además, gracias a su composición, son elementos robustos y con una alta durabilidad, lo cual es ideal para la aplicación de este trabajo.

Un ejemplo de uso que presentan este tipo de sensores es la aplicación como básculas industriales o comerciales. Estas células son fundamentales en básculas de todo tipo, desde balanzas de sobremesa hasta básculas para camiones, permitiendo mediciones precisas del peso en aplicaciones logísticas, comerciales y de control de inventario. También destacan por su utilización en sistemas de llenado y envasado en líneas de producción. Estos dispositivos aseguran que cada envase o recipiente se llene con la cantidad exacta de producto.

Además, también se utilizan para la realización de pruebas de ensayos mecánicos en materiales, permitiendo medir la resistencia y comportamiento de estos frente a distintas cargas. En la imagen ilustrada a continuación se muestra un ejemplo de la estructura que toman este tipo de dispositivos.

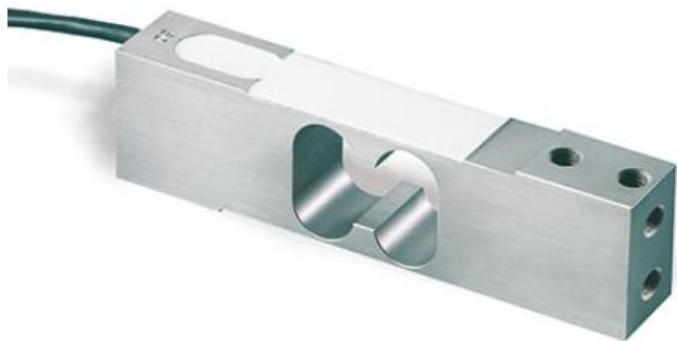


Figura 5-4-Imagen célula de carga real [12].

A pesar de esto, también hay que tener en consideración la influencia del calor, ya que las galgas son bastante sensibles debido al aumento o disminución de la temperatura, siendo capaz de variar la resistividad del material, así como la elasticidad de este alterando, por tanto, la variación de resistencia obtenida [11]. Para poder solucionar este problema es necesario implementar un circuito acondicionador de señal, como el puente de Wheatstone, que no solo compensa la variación de la temperatura, sino que también hace que el sensor sea más sensible. Esto dificulta su implementación, más aún si se considera el uso de dicho circuito por cada sensor.

A esto también habría que añadir la constante calibración requerida por la influencia mencionada anteriormente [11]. Por último, habría que considerar la construcción de las células de carga, siendo bastante gruesas, dificultando la discreción requerida y en caso de obtener su variante más fina encareciendo aún más en el precio final. Es por ello por lo que se descarta su utilización en este TFG.

5.3 SENSORES PIEZOELECTRICOS

Este tipo de sensores se caracterizan por la composición de materiales piezoelectrinos y por la aparición de carga eléctrica cuando son sometidos a algún tipo de deformación. Además, destacan por su tamaño reducido, alta fiabilidad y por presentar un amplio rango de frecuencia [13]. Una imagen ilustrativa de un dispositivo piezoelectrónico es la mostrada a continuación:

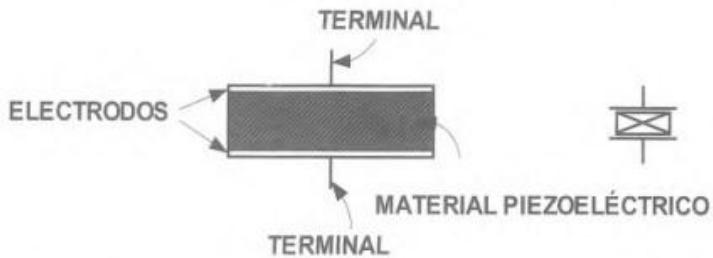


Figura 5-5-Dispositivo piezoelectrónico y símbolo de circuito [13].

Como ya se ha mencionado, la aplicación de una fuerza sobre un material piezoelectrónico causa la aparición de una carga eléctrica que será directamente proporcional a la deformación producida e inversamente proporcional al espesor del cristal:

$$q = \frac{dk/dt}{e} x \quad (5)$$

Siendo "x", la deformación total producida y "e" el espesor del cristal.

Si ahora se cierra el sensor sobre un circuito y se deja pasar una corriente por el mismo de valor:

$$i = \frac{dq}{dt} = \frac{dk/dt}{e} \frac{dx}{dt} = K \frac{dx}{dt} \quad (6)$$

donde:

- i es la corriente generada,
- q es la carga,
- k representa una magnitud dependiente de la deformación del material,
- x es el desplazamiento,
- e es una constante del material, y
- K es una constante de proporcionalidad.

Esta ecuación indica que la intensidad de corriente es directamente proporcional a la velocidad de deformación del sensor. Es decir, la corriente generada depende de la variación temporal de la deformación. Como consecuencia, si la fuerza aplicada es estática (no cambia con el tiempo), la derivada temporal se anula ($dx/dt=0$), y por tanto, no se genera corriente en el circuito.

De tal manera si se simplifica y se proyecta gráficamente se obtiene que el circuito dado es:

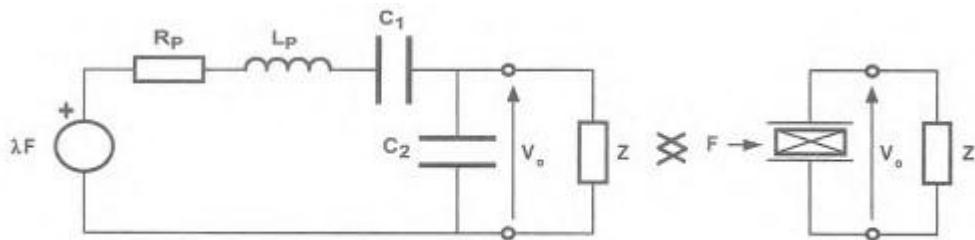


Figura 5-6-Sensor piezoelectrónico cargado con una impedancia Z [13].

Esto imposibilita poder realizar medidas de manera estática, aparentemente, aunque si podemos detectar medidas por cambios dinámicos.

A pesar de ello, es necesario tener en cuenta una serie de consideraciones a la hora de utilizar este tipo de sensores para medir cambios dinámicos.

Además, considerando que el sensor está trabajando sobre la respuesta plana y, por tanto, despreciando los efectos inductivos y resistivos equivalentes, el sistema se puede considerar como en la figura mostrada:

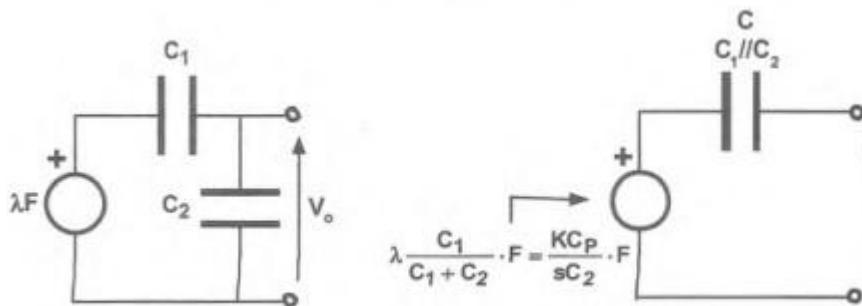


Figura 5-7-Equivalente simplificado de un sensor de fuerza piezoelectrónico [13].

De tal manera se tendrá en cuenta únicamente los efectos capacitivos. Esto hace que, al no poder considerar una impedancia de salida infinita para medir el valor de salida del sensor, producirá una modificación en el comportamiento propio del sistema. Con ello, se tendrá una reducción en el margen de frecuencias a las que puede ser utilizable el sensor.

Además, también se ve limitado debido a los márgenes superiores e inferiores gracias al error producido. Por tanto, se recomienda que el rango de frecuencia de trabajo sea una década por encima de la frecuencia de corte inferior y una década por debajo de la frecuencia de corte superior, asegurando que el error de medida sea aproximadamente del 1%.

Otro aspecto a considerar sería la capacitancia introducida por los cables de medida, siendo capaces de cambiar la respuesta del sistema, restringiendo a un más el rango de frecuencia de uso del sensor.

Por todo esto, los sensores más habituales que se pueden encontrar en el mercado son:

- Sensores piezoeléctricos preamplificados, producen un valor de tensión proporcional a la salida del amplificador y su comportamiento resulta independiente de las conexiones exteriores [13]. La conexión viene dada por la siguiente imagen:

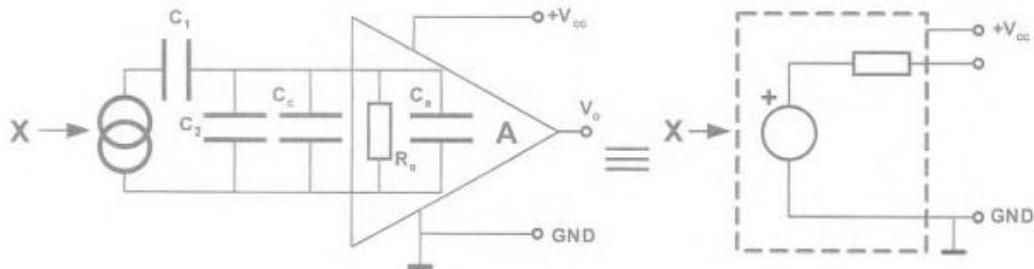


Figura 5-8-Sensor piezoeléctrico preamplificador y su sencillo equivalente [13].

- Los sensores sin un circuito añadido, es decir, los sensores propiamente dichos sin incorporar ningún tipo de circuito careciendo de una salida tan cómoda como los anteriores. En este caso todas las precauciones dichas anteriormente son imprescindibles [13].

Por último, se analiza cómo puede utilizarse este tipo de sensores en la medición de fuerzas estáticas. Es importante tener en cuenta que los sensores piezoeléctricos generan una carga eléctrica como consecuencia de la deformación del material, la cual depende de la variación de la fuerza aplicada. En este contexto, es fundamental centrarse en el instante inicial de la aplicación de la fuerza, ya que durante un breve periodo de tiempo se produce una variación significativa que el sensor puede detectar, aunque esta tienda a estabilizarse a medida que la fuerza se mantiene constante.

La atención se dirige, por tanto, a ese momento específico en el que se genera una carga puntual. Si dicha carga puede ser captada y almacenada en un elemento externo, sería posible estimar la fuerza aplicada en función de la carga registrada en ese instante.

Esta idea se lleva a la práctica mediante el uso de un circuito conocido como amplificador de carga, el cual permite capturar la carga generada por la aplicación de la fuerza y almacenarla en un condensador externo. El esquema de este circuito se presenta a continuación:

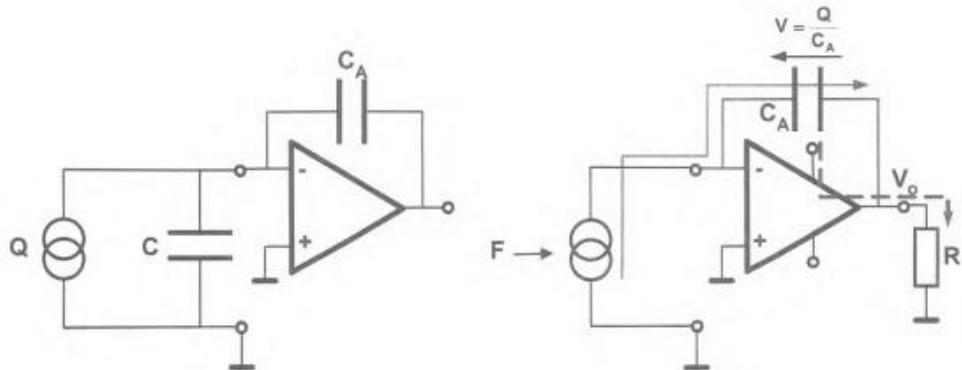


Figura 5-9-Amplificador de carga para medidas estáticas con un sensor piezoléctrico [13].

En estas condiciones, se extrae que la tensión de salida viene dada por (7):

$$V_0 = -\frac{Q}{C_a} = -\frac{kF}{C_a} \quad (7)$$

siendo k la sensibilidad del sensor.

Pero el funcionamiento básico está limitado gravemente por las no-linealidades dadas por el amplificador. Para poder solucionar uno de los problemas que presenta es necesario garantizar que el condensador a la hora de realizar la medida esté totalmente descargado.

Para ello, será necesario la implementación de un dispositivo controlador que asegure siempre que antes de realizar la medición el condensador esté descargado.

Además, hay que considerar que la corriente eléctrica producida por el sensor, en ese instante, puede ser excesiva para el condensador, cargándolo en un tiempo no nulo. Para poder solucionar este problema se coloca una resistencia en serie al sensor. El circuito dado con estas mejoras quedaría de tal manera:

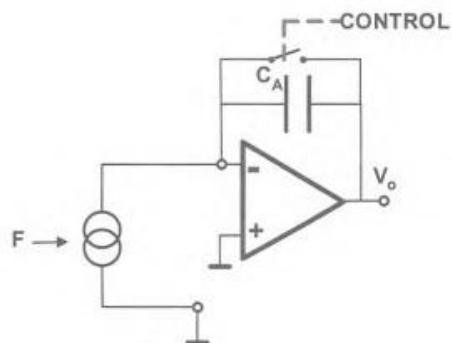


Figura 5-10-Circuitos para medidas estáticas con un sensor piezoléctrico [13].

Además, presenta una ventaja frente a la medida dinámica y es la ausencia de la perturbación introducida por los cables.

Un ejemplo claro de uso de este tipo de sensores es para realizar medidas dinámicas, ya que como se ha mencionado las medidas estáticas introducen mucha deriva. Un claro ejemplo sería el uso del sensor que presenta Kistel, el cual se encarga de medir o capturar fuerzas de impacto en pruebas de choque, por ejemplo, para medir las fuerzas g producida en un impacto. A continuación, se presenta una imagen ilustrativa del sensor mencionado.



Figura 5-11-Sensor piezoelectrónico Kistel de fuerza [14].

Como se ha podido observar la aplicabilidad de este tipo de sensores es bastante compleja y su uso para realizar medidas estáticas es prácticamente nulo, por lo que, si lo aplicamos al caso de estudio, donde su utilidad es totalmente estática, ya que los pacientes se pasan todo el día sentado sin realizar mucho movimiento, se concluye que no es viable su implementación de ningún modo.

5.4 SENSORES RESISTIVOS SENSIBLES A LA FUERZA

Los sensores resistivos sensibles a la fuerza (FSR) son dispositivos que varían su resistencia eléctrica en función de la cantidad de presión o fuerza que se aplica sobre su superficie. Estos sensores están fabricados con materiales cuya resistencia cambia cuando se someten a deformaciones o presiones, lo que permite medir la magnitud de la fuerza aplicada [16]. Su principal ventaja es que son capaces de proporcionar una medición directa de la presión, lo que los convierte en una opción muy útil en aplicaciones donde la detección de fuerzas es esencial.

El funcionamiento de los sensores FSR (Force Sensing Resistor) se basa en el principio según el cual un material semiconductor modifica su resistencia eléctrica en función de la fuerza aplicada. Cuando se ejerce presión sobre el sensor, los contactos resitivos del material se ven alterados, lo que genera una variación en la resistencia total del dispositivo. Esta variación es proporcional a la magnitud de la fuerza aplicada, lo que permite su cuantificación. A continuación, se muestra un ejemplo gráfico representativo de este tipo de sensores:

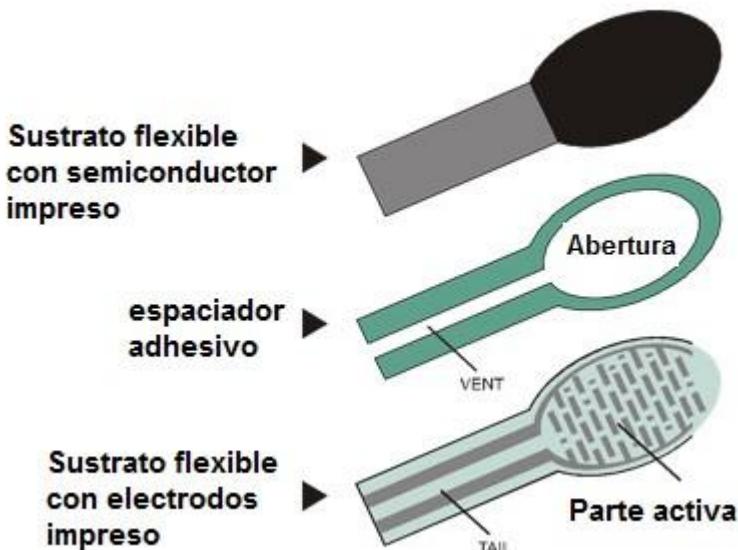


Figura 5-12-Imagen ilustrativa sensor FSR [16].

Un ejemplo de aplicación médica de los sensores FSR se encuentra en sistemas no invasivos diseñados para monitorizar la frecuencia cardíaca y respiratoria durante el sueño. Estos sensores se han integrado, por ejemplo, en almohadas o sábanas con el objetivo de detectar trastornos respiratorios como la apnea obstructiva del sueño (OSA). Además, también se han desarrollado soluciones basadas en FSR para la detección del Síndrome Compartimental Agudo (ACS), una urgencia ortopédica causada por un aumento de presión dentro de los compartimentos musculares. En este caso, el sensor se coloca sobre la piel y, combinado con algoritmos de aprendizaje automático, permite una detección eficaz del ACS, alcanzando una precisión del 98 %, lo que lo convierte en una alternativa no invasiva y de bajo coste [16].

Como se puede observar, los sensores FSR cuentan con un amplio abanico de aplicaciones en el ámbito médico. Una de sus principales ventajas es la facilidad de integración en sistemas electrónicos. Su diseño sencillo permite incorporarlos con relativa facilidad en diferentes circuitos, lo que favorece su uso en múltiples proyectos. Además, su precio es considerablemente inferior al de otros sensores de presión, como las galgas extensométricas, que requieren circuitos más complejos. Por ello, resultan especialmente atractivos para desarrollos con presupuestos ajustados o cuando se necesita implementar un gran número de sensores sin disparar los costes.

Otra ventaja destacable es su versatilidad en el diseño. Los sensores FSR pueden fabricarse en una amplia gama de formas y tamaños, lo que les permite adaptarse a entornos donde otros sensores más voluminosos o costosos no serían viables. Esta flexibilidad es especialmente útil en este trabajo, ya que facilita su colocación sobre el cojín, permitiendo un ajuste más preciso y mejorando la comodidad del usuario gracias a su reducido grosor.

No obstante, también presentan algunas limitaciones importantes. Una de las más relevantes es su precisión: los FSR no ofrecen el mismo nivel de exactitud que otros sensores de fuerza, como los piezoelectrónicos o los basados en galgas extensométricas. Estos últimos pueden detectar cambios muy sutiles en la fuerza aplicada, mientras que los FSR pueden resultar menos fiables al medir presiones muy pequeñas. Sin embargo, en el contexto de este trabajo, esta desventaja no es crítica, ya que el objetivo no es tanto medir fuerzas con alta precisión, sino analizar la distribución del peso sobre el cojín, por lo que el nivel de exactitud que ofrecen es suficiente.

Otra dificultad asociada a estos sensores es su respuesta no lineal. La relación entre la fuerza aplicada y la resistencia que ofrecen no es constante, lo que complica el proceso de calibración. En ciertos casos, pueden ser necesarios ajustes adicionales para garantizar resultados precisos a lo largo de un rango amplio de carga. Esta falta de linealidad puede representar un obstáculo en aplicaciones que requieren una correspondencia directa y predecible entre presión y señal de salida [17].

Finalmente, también es necesario tener en cuenta su resistencia al uso prolongado. Aunque los FSR son relativamente robustos, el uso continuado bajo condiciones exigentes, como la exposición a humedad, cambios de temperatura o presiones repetidas durante muchas horas, puede deteriorar su rendimiento con el tiempo. En este caso concreto, al estar colocados en un cojín sobre el que las personas permanecen sentadas durante largos períodos, los sensores estarán sometidos a una carga constante. Aun así, esta posible degradación no representa un problema grave, ya que su baja complejidad y coste facilitan su reemplazo de forma rápida y económica, algo que no ocurre con otras tecnologías más complejas.

5.5 CONCLUSIONES

Tras el análisis realizado a lo largo del estado del arte se concluye que para medir la fuerza aplicada por una persona al sentarse sobre un cojín, y así poder realizar el análisis postural, considerando los diferentes tipos de sensores y sus ventajas e inconvenientes basados en sus características principales, concluimos que :

Los sensores capacitivos de presión ofrecen una gran sensibilidad y alta resolución, lo cual podría ser útil para captar cambios sutiles en la postura. Sin embargo, son muy susceptibles a variaciones de temperatura y humedad, requieren calibraciones periódicas, circuitos acondicionadores complejos y su coste es elevado. Estas desventajas los hacen poco prácticos para una aplicación como la medición ergonómica sobre un cojín.

Las células de carga proporcionan una altísima precisión y permiten monitoreo continuo de fuerzas, pero su tamaño grande y construcción robusta no se adaptan bien a la flexibilidad requerida en un cojín. Además, necesitan circuitos externos para el acondicionamiento de la señal, son sensibles a la temperatura y requieren calibraciones periódicas, lo cual complica su implementación para esta necesidad específica.

Por otra parte, los sensores piezoelectricos tienen una alta sensibilidad y un tamaño reducido, siendo excelentes para captar fuerzas dinámicas rápidas. Sin embargo, su respuesta ante cargas estáticas, como el peso de una persona sentada, no es estable, presentan no linealidades debido al amplificador y su integración resulta compleja. Por ello, no son adecuados para medir la postura corporal en reposo.

Por último, los sensores sensibles a la fuerza (FSR) son ideales para esta aplicación, ya que permiten una medida directa de presión con un diseño simple, versátil y económico. Aunque su precisión no es la mejor y pueden presentar errores ante pequeñas variaciones y no linealidades, su flexibilidad, bajo coste y facilidad de implementación los hacen la mejor opción para medir la distribución de fuerzas sobre un cojín en condiciones normales.

6 ANÁLISIS DE ALTERNATIVAS

En el apartado anterior se ha concluido que, para la aplicación deseada, los sensores que mejor se adaptan a las necesidades son los sensores sensibles a la fuerza (FSR). Sin embargo, es necesario seleccionar el modelo más adecuado dentro de esta tipología.

Para ello, resulta imprescindible conocer previamente la disposición de los sensores, el entorno en el que serán utilizados y las características de los instrumentos de medida. Con el objetivo de identificar el sensor con el mejor rendimiento para los requisitos de este TFG, se analizarán una serie de métricas cuantitativas y cualitativas que permitan evaluar su desempeño.

Uno de los aspectos más importantes es el **rango de medida** [18], que define el conjunto de valores de la variable a medir comprendidos entre un límite inferior y uno superior (la capacidad mínima y máxima del sensor). Por otro lado, el **alcance** [18] representa la diferencia algebraica entre estos dos valores. También debe considerarse la **saturación** [19], que se produce cuando el sensor alcanza su límite superior de medición. En este estado, se pierden datos, ya que el sensor es incapaz de registrar valores por encima de dicho umbral, comprometiendo así la fiabilidad de las mediciones.

Otro parámetro fundamental es el **error** [18], entendido como la diferencia entre el valor real y el valor registrado por el sensor. Si el proceso de medición se desarrolla en condiciones de régimen permanente o dinámico, aparecen los conceptos de **error estático** y **error dinámico** [18], respectivamente. A estos se suma el **error medio** [18], calculado como la media aritmética de los errores en cada instante de medida, considerando valores crecientes y decrecientes de la variable. Este conjunto de errores puede influir notablemente en la precisión de las mediciones, por lo que es crucial tenerlos en cuenta.

Derivado del concepto de error, aparece la **incertidumbre** [18], entendida como la dispersión de los valores medidos por el sensor respecto al verdadero valor de la magnitud. Su cálculo requiere la consideración de aspectos estadísticos, los resultados experimentales, las características del equipo, la deriva, entre otros.

También deben evaluarse otras propiedades como la **exactitud** [18] y la **precisión** [18]. La exactitud hace referencia a la capacidad del instrumento para entregar valores próximos al real, mientras que la precisión se refiere a la tolerancia de medida, es decir, los límites de los errores bajo condiciones normales de uso durante un período de tiempo determinado.

La **zona muerta** [18] es otro parámetro relevante: se trata del intervalo dentro del cual la variable medida no provoca ninguna variación en la señal de salida. Esta zona suele expresarse como un porcentaje del alcance de medida.

La **sensibilidad** [18] se define como la relación entre el incremento de la señal de salida y el incremento de la variable medida, una vez alcanzado el estado de reposo. Por ejemplo, si la magnitud medida pasa de 10 a 10,5 bar y la señal de salida del sensor varía de 11 a 11,3 mA, la sensibilidad será el cociente entre ambos incrementos. Esta magnitud se expresa también como un porcentaje del alcance de medida.

La **repetibilidad** [18] es la capacidad del sensor para reproducir consistentemente los mismos valores bajo las mismas condiciones de medida, durante un periodo de tiempo determinado. Se expresa como porcentaje del alcance y se considera generalmente su valor máximo.

La **histéresis** [18] es una propiedad por la cual la respuesta del sensor ante un mismo valor de la magnitud varía en función de la trayectoria seguida. Es decir, la lectura puede diferir si ese valor se ha alcanzado aumentando o disminuyendo la variable. Este fenómeno genera un error que debe contemplarse al evaluar la precisión del sistema. La histéresis se expresa habitualmente como la diferencia máxima entre las lecturas para un mismo valor, accediendo desde direcciones opuestas.

Otros parámetros relevantes en el análisis son la **deriva**, la **fiabilidad**, la **resolución**, el **ruido**, la **linealidad** y la **estabilidad**, entre otros [18].

Dado que los sensores FSR se integrarán en una silla, será necesario distribuirlos a lo largo del asiento, situándolos en puntos clave para obtener mediciones eficaces. También deben considerarse las condiciones ambientales, como temperatura y humedad, en las que operarán tanto los sensores como los circuitos electrónicos asociados.

Teniendo en cuenta todas estas características, se han seleccionado varios modelos de sensores FSR para su análisis comparativo, con el fin de elegir el más adecuado para la aplicación propuesta.

Actualmente, se utiliza el modelo FSR400 Short de Interlink Electronics, una variante del modelo FSR400 con una longitud reducida. Esta modificación permite reducir la saturación del sensor gracias a su menor superficie de contacto, aunque exige ampliarla mediante pastillas diseñadas en 3D para mejorar la distribución de la fuerza.

Con base en un análisis de mercado, se han considerado sensores que ofrezcan un buen equilibrio entre coste y prestaciones. En este sentido, se han elegido productos de dos fabricantes: Ohmite e Interlink Electronics. En el caso de Ohmite [20], se ha optado por la serie FSR, mientras que para Interlink Electronics [21] se ha seleccionado la serie FSR400.

A continuación, se detallan las características, composición, número de dispositivos y diseños de cada serie. El análisis se centrará en dos familias: la serie FSR de Ohmite y la serie FSR400 de Interlink Electronics.

6.1 FAMILIA FSR DE LA SERIE OHMITE

Entre los sensores seleccionados se encuentra la familia FSR de Ohmite, una serie de sensores resistivos sensibles a la fuerza que modifican su resistencia eléctrica en función de la presión aplicada. Este tipo de respuesta los convierte en una opción adecuada para diversas aplicaciones, como la medicina, la industria o la robótica. La familia FSR está compuesta por siete modelos numerados del 1 al 7, cuyas características varían en función del diseño específico de cada uno.

Es importante tener en cuenta que estos sensores están concebidos para detectar la presencia o variación de fuerza aplicada, y no como elementos de alta precisión ni para la medición exacta de pesos. No obstante, para el caso de estudio planteado, la precisión extrema no es un requisito fundamental, y el precio competitivo de esta serie los posiciona como una alternativa muy adecuada.

En la Tabla 1 se recogen las principales características de cada modelo, así como sus especificaciones de diseño.

Modelo	Forma	Área activa	Espesor	Longitud Total
FSR01	Cuadrada	43,18 × 43,18 mm	0.375mm	83.09mm
FSR02	Tira	604,6 × 10,2 mm	0.375mm	622.30mm
FSR03	Circular	ø25.42mm	0.425mm	69.00mm
FSR04	Circular	ø5.60mm	0.325mm	15.80mm
FSR05	Circular	ø5.60mm	0.325mm	38.10mm
FSR06	Circular	ø14.70mm	0.375mm	25.00mm
FSR07	Circular	ø14.70mm	0.375mm	56.34mm

Tabla 1. Serie FSR de Ohmite especificaciones [22].

En la imagen que se muestra a continuación se observan las dimensiones de cada sensor dados en la Tabla 1.

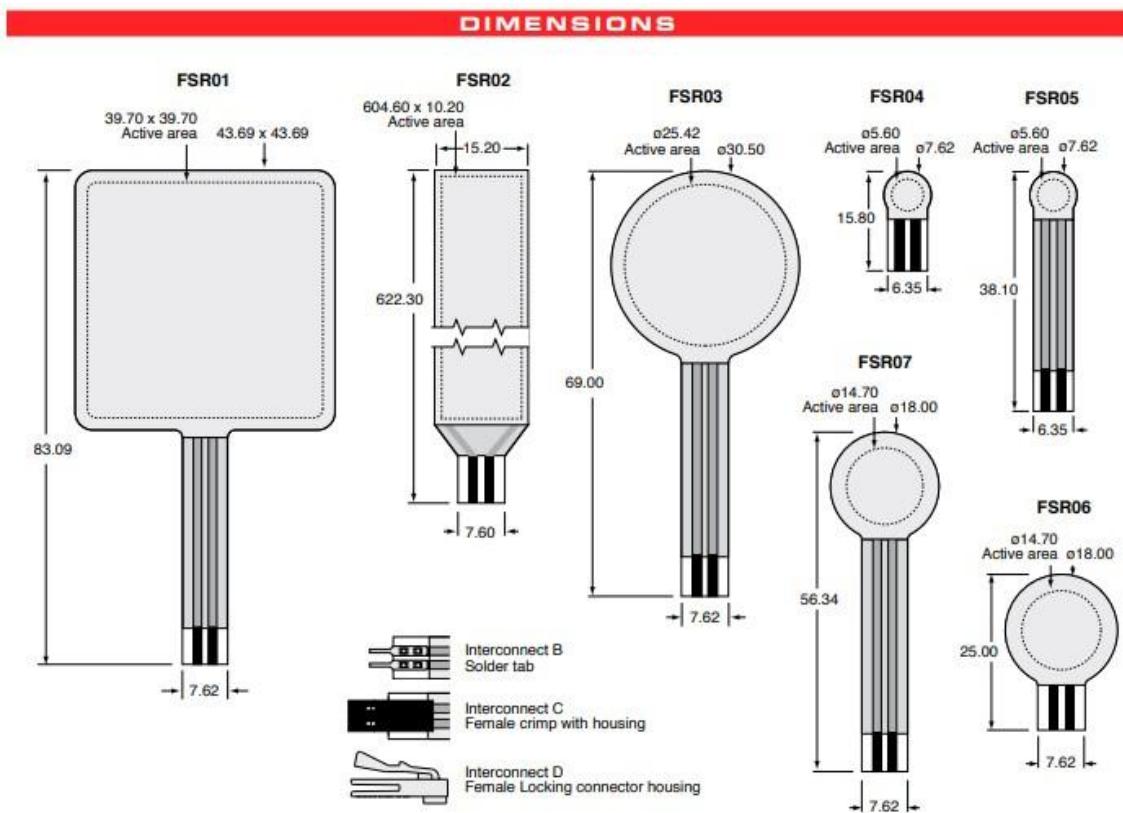


Figura 6-1-Dimensiones familia FSR de Ohmite [22].

Una vez obtenidos los datos de dimensiones de cada sensor que abarca la familia FSR se procederá a hablar de las características de cada uno. En este apartado se tendrán en cuenta los siguientes aspectos para poder entender de forma detallada los datos dados en la tabla 2 [22].

- Fuerza de actuación:** Fuerza para alcanzar 10 MΩ, promedio de 100 muestras
- Rango de fuerza:** región lineal logarítmica/logarítmica. Se pueden lograr fuerzas mayores con sensores y métodos de actuación personalizados.
- Deriva a largo plazo:** 1 kg durante 48 h, por tiempo logarítmico
- Repetibilidad de una sola pieza:** 100 actuaciones de 1 kg, 1 desviación estándar/media
- Repetibilidad pieza a pieza:** 100 sensores del mismo lote, 1 desviación estándar/media
- Almacenamiento a baja temperatura:** -20 °C durante 250 h, cambio promedio en la resolución de 5 sensores
- Almacenamiento a alta temperatura:** +85 °C durante 250 h, cambio promedio en la resolución de 5 sensores
- Almacenamiento a alta humedad:** +85 °C/85 % HR durante 250 h, cambio promedio en la resolución de 5 sensores

- **Durabilidad del ciclo de vida (10 M):** 1 kg de fuerza a 3 Hz, cambio promedio en la resolución de 4 sensores
- **Histéresis:** 100 accionamientos de 1 kg, cambio promedio en la resolución de 100 muestras
- **Rango de temperatura operativa:** 100 ciclos a 0,5 kg

Características	FSR01	FSR02	FSR03	FSR04	FSR05	FSR06	FSR07
Fuerza de actuación	< 20g	< 20g	< 10g	< 20g	<30g	<15g	<15g
Rango de fuerza	Todos: Hasta 5kg						
Deriva largo plazo	< 2%	< 1%	< 1%	< 2%	< 2%	1%	1%
Repetibilidad de una sola pieza	Todos: 2%						
Repetibilidad pieza a pieza	Todos: $\pm 4\%$						
Almacenamiento a baja temperatura	8%	7%	7%	8%	8%	7%	7%
Almacenamiento a alta temperatura	4%	3%	3%	4%	4%	3%	3%
Almacenamiento a alta humedad	8%	12%	8%	8%	8%	12%	12%
Durabilidad durante ciclo de vida	17%	12%	3%	7%	7%	3%	3%
Histéresis	Todos: 5%						
Rango de temperatura operativa	Todos: -20 a +85°C						

Tabla 2. Serie FSR de Ohmite características [22].

6.2 FAMILIA FSR 400 DE INTERLINK ELECTRONICS

La familia FSR 400 de Interlink Electronics forma parte de los sensores FSR que destacan por su diseño ultrafino (alrededor de 0,3 mm de espesor), su alta durabilidad (más de 10 millones de ciclos sin fallos significativos) y su tiempo de respuesta rápido (<3 ms). Estas características los convierten en una opción robusta y fiable para entornos exigentes. Además, presentan buena resistencia a la humedad y a variaciones de temperatura, con un rango de funcionamiento que va desde -30 °C hasta +70 °C, lo que permite su uso en condiciones ambientales variables sin comprometer el rendimiento [23].

Dentro de esta familia se encuentran varios modelos con características específicas, que permiten adaptarse a diferentes necesidades de diseño. En la Tabla 3 se muestra una comparativa general de los principales modelos disponibles.

Modelo	Forma y dimensiones	Área activa	Aplicaciones típicas
FSR 400	Circular	Ø5,08 mm	Ideal para puntos de contacto pequeños y detección localizada de presión.
FSR400 Short	Circular con cuerpo más corto	Ø5,08 mm	Versión compacta para aplicaciones con restricciones de espacio
FSR 402	Circular	Ø13 mm	Recomendado para una mayor superficie de contacto en dispositivos táctiles.
FSR402 Short	Circular con longitud reducida	Ø13 mm	Versión optimizada para integración en dispositivos más compactos.
FSR 404	Anillo circular	Ø20 mm	Perfecto para aplicaciones donde se requiere paso de componentes a través del sensor.
FSR 406	Cuadrado	38 mm x 38 mm	Excelente para distribución uniforme de fuerza en aplicaciones biomédicas o robóticas
FSR 408	Tira alargada	Variable según longitud	Utilizado en detección lineal de presión: alfombrillas, teclados o interfaces largas.

Tabla 3. Serie FSR 400 de Interlink Electronics especificaciones [23].

Al igual que en la familia FSR de Ohmite se mostrará una imagen a modo de ilustración para los datos dados en la tabla 4.

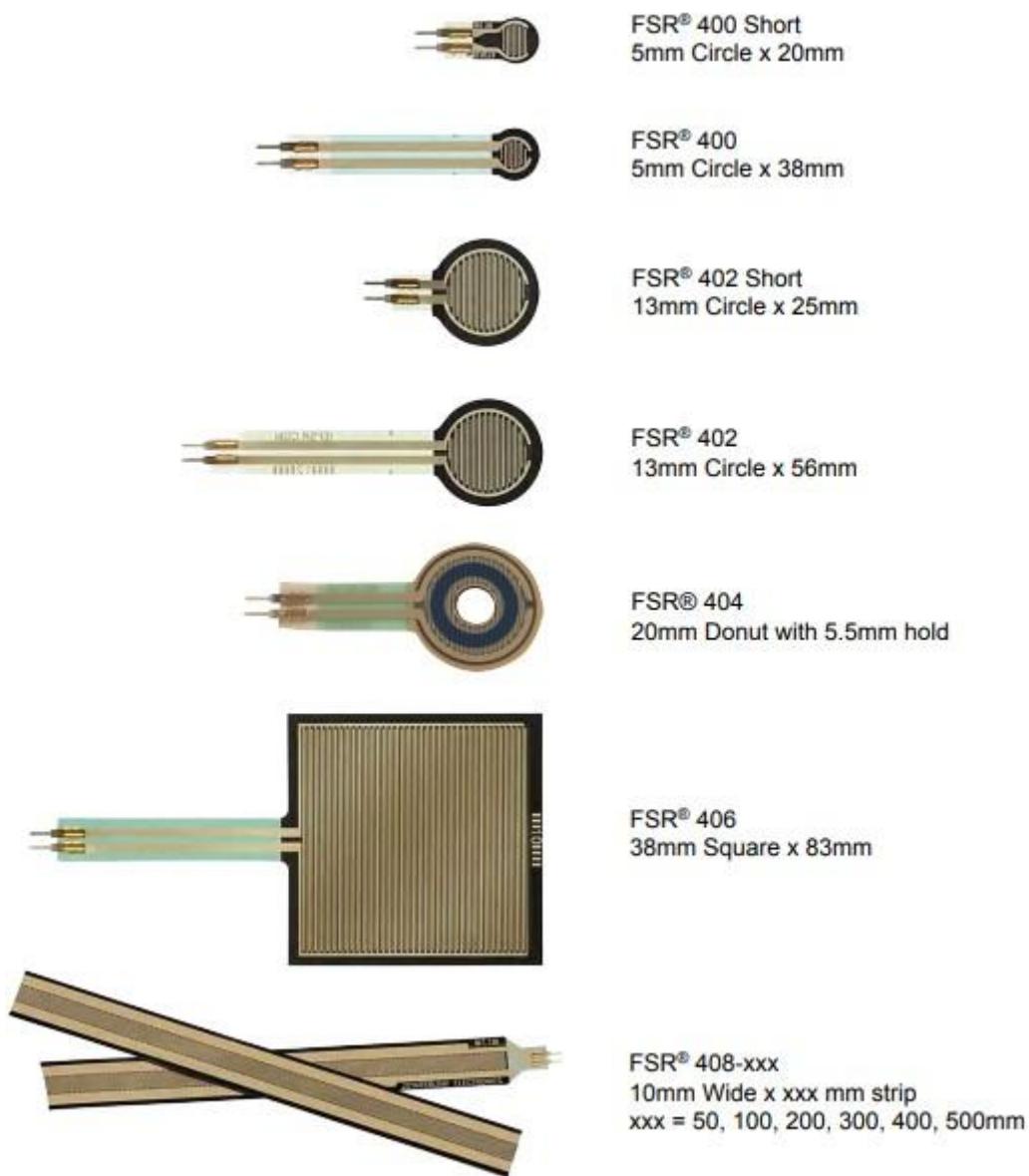


Figura 6-2-Dimensiones sensores familia FSR400 Interlink Electronics [23].

Una vez mencionado las dimensiones de cada sensor dentro de la familia FSR400 se analizarán las características dadas de cada uno mediante la tabla 4.

Característica	Condición	Valor	Nota
Fuerza de accionamiento		0.2 Newtons min	
Rango de sensibilidad a la fuerza		0.2- 20 Newtons	
Repetibilidad de la fuerza	(Pieza única)	± 2%	
Forzar resolución		Continuo(analog)	
Repetibilidad de la fuerza	(Parte a Parte)	±6%	
Resistencia no accionada		>10 MΩ	
Rango de espesor		0.2 - 1.25 mm	
Resistencia de separación		>10 MΩ	Descargado, sin doblar
Histéresis		+10%	
Tiempo de subida del dispositivo		<3 Microsegundos	Medido con bola de acero
Deriva a largo plazo		<5% per log10(time)	Prueba de 35 días, carga de 1 kg
Rango de operación temporal	(Recomendado)	-25 a +85°C	
Número de Acciones	(Tiempo de vida)	10 millones de pruebas	-10% cambio medio en la resistencia.

Tabla 4. Serie FSR 400 de Interlink Electronics características [23].

Las especificaciones se derivan de mediciones realizadas a 1000 gramos y se expresan como una desviación estándar/media, a menos que se indique lo contrario [23].

1. La fuerza máxima de accionamiento se puede modificar en sensores personalizados.
2. El rango de fuerza se puede aumentar en sensores personalizados. Interlink Electronics ha diseñado y fabricado sensores con una fuerza de accionamiento superior a 50 kg.
3. La sensibilidad a la fuerza depende de la mecánica y la resolución de la electrónica de medición.

Tras realizar el análisis de las distintas familias de sensores FSR que presentan las compañías Ohmite e Interlink Electronics, se ha llevado a cabo una selección preliminar basadas en las dimensiones y características físicas dadas por cada sensor. Por este motivo se ha decidido elegir los sensores FSR06 de Ohmite y el sensor FSR06 de Interlink Electronics.

6.3 SENSOR FSR06 DE OHMITE

Se ha decidido su elección dentro de la familia FSR de Ohmte [20] debido a varias razones que se expondrán a continuación:

Dispone de una superficie activa de contacto considerablemente mayor, ø14.70mm, lo cual es beneficioso a la hora de detectar la fuerza aplicada por el paciente. Al tener una mayor área activa nos permite poder obtener valores más precisos sobre la aplicación dada en esa área.

También hay que tener en cuenta la capacidad de saturación de carga que presenta, siendo esta de hasta 5kg, lo cual indica una buena relación entre área activa y carga soportada, siendo más difícil que el sensor se sature, comparado con otros dentro de su misma familia.

Otro aspecto a tener en cuenta sería el comportamiento frente a la deriva a largo plazo, siendo este aproximadamente un 1% de cambio tras 48h seguidas soportando 1 kg de carga. Este valor es bastante aceptable y si además se tiene en cuenta que en el caso de estudio no se necesita una precisión extrema, lo hace idóneo [22].

Además, se debe mencionar que presenta dentro de la familia, uno de los mejores porcentajes de desviación de la media durante el ciclo de vida del sensor, 3%, lo cual nos permitirá poder tomar medidas correctas durante su vida útil,

Por último, presenta una baja histéresis, alrededor de un 5%, facilitando las medidas y su recalibración en caso de necesidad, además de tener un rango de temperatura bastante amplio, -20 a +85° [22].

A pesar de ello, presenta algunas desventajas respecto a sus familiares, por ejemplo una sensibilidad inicial inferior, requiriendo mayor fuerza para activarse con precisión pudiendo ser menos preciso para detectar cambios pequeños de presión respecto a sensores de menor superficie activa. A pesar de ello no afecta a los objetivos de este trabajo por lo tanto, no se tendrá en cuenta ya que no afectan en absoluto.

La figura 6-3 representada a continuación hace referencia al sensor FSR06 de Ohmte:

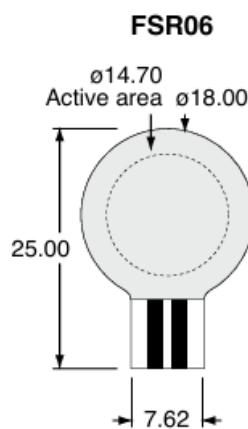


Figura 6-3-Modelo FSR06 de Ohmte [22]

6.4 SENSOR FSR406 DE INTERLINK ELECTRONICS

En el caso de la familia FSR400 de Interlink Electronics [21], se ha decidido seleccionar el modelo FSR406 debido a los motivos que se expondrán a continuación:

Dispone de una superficie activa de contacto considerablemente grande, 38 mm x 38 mm, lo cual resulta especialmente beneficioso para captar fuerzas distribuidas en áreas extensas. Esta característica es ideal para la aplicación planteada, donde es importante detectar de manera precisa la presión ejercida por distintas partes del cuerpo sobre el cojín.

Además, presenta una capacidad de carga aceptable para su tamaño, pudiendo trabajar en un rango de fuerzas comprendido entre 0.2N y 20N, lo cual proporciona un margen suficiente para detectar tanto presiones ligeras como cargas más considerables sin saturarse fácilmente en condiciones normales de uso [23].

Otro aspecto importante es su alta durabilidad, permitiendo soportar hasta 10 millones de ciclos de actuación, lo que lo convierte en un sensor robusto para aplicaciones de uso prolongado, como en el análisis de postura repetido a lo largo del tiempo.

Asimismo, muestra una buena estabilidad en la medición, con una variabilidad promedio de +/-2% en pruebas de repetibilidad de la misma pieza, favoreciendo la fiabilidad en mediciones continuas [23].

A pesar de ello, presenta algunas desventajas respecto a otros sensores de su propia familia, como por ejemplo una mayor sensibilidad a las condiciones ambientales extremas, donde puede experimentar incrementos de resistencia de hasta un 30% en ambientes de alta humedad. Además, debido a su mayor tamaño físico, puede resultar menos adecuado en aplicaciones donde se requiera una integración compacta o donde se quiera medir fuerzas muy localizadas. No obstante, para el caso de estudio planteado, donde se busca precisamente abarcar superficies grandes, donde las condiciones de humedad y temperatura son controladas, estas limitaciones no suponen un problema relevante.

En la imagen mostrada se ve la representación física del sensor



Figura 6-4-FSR 406 de la familia Interlink [23]

6.5 COMPARATIVA GENERAL

Ambos sensores analizados presentan características técnicas que los hacen adecuados para la realización del análisis de la postura corporal sobre un cojín sensorizado. No obstante, cada uno ofrece ventajas particulares que podrían influir en su rendimiento según el contexto específico de la aplicación.

Por un lado, el sensor **Ohmite FSR06** destaca dentro de su gama por presentar una mejor estabilidad a lo largo de su vida útil, así como una menor tendencia a la saturación en presencia de cargas elevadas. Estas características lo hacen especialmente adecuado para aplicaciones donde se requiera una alta durabilidad y donde los niveles de carga puedan variar de forma considerable.

Por otro lado, el sensor **FSR406** ofrece como principal ventaja una mayor superficie activa de detección, lo que facilita una mejor integración en superficies de contacto amplias, como es el caso del cojín sensorizado. Además, posee una capacidad de carga adecuada para su tamaño físico, lo cual le permite captar de forma efectiva la presión ejercida por el usuario en condiciones normales de uso.

En cuanto a otros parámetros clave, ambos sensores presentan rangos de histéresis, repetibilidad y tolerancia a las condiciones ambientales (temperatura y humedad) que resultan adecuados para la aplicación propuesta. Estos factores garantizan que ambos puedan ofrecer lecturas fiables durante el experimento.

Por todo lo anterior, no es posible descartar a priori la idoneidad de ninguno de los dos sensores. Ante esta situación, se ha optado por implementar ambos sensores de forma simultánea en la fase experimental. Esta estrategia permitirá evaluar y comparar su comportamiento práctico en condiciones reales de uso, proporcionando información que facilitará la selección del sensor más adecuado para futuras aplicaciones o desarrollos relacionados.

7 DISEÑO Y PUESTA A PUNTO DEL SISTEMA DE MEDICIÓN

En este capítulo se aborda la solución propuesta para la problemática planteada en el Trabajo Fin de Grado, es decir, se desarrolla el proceso de diseño y mejora del dispositivo de monitorización postural, en línea con el objetivo principal definido previamente. Tal y como se ha mencionado anteriormente, el presente trabajo se centra en el desarrollo de un sistema capaz de monitorizar de forma continua la postura y la pérdida de masa muscular en personas con movilidad reducida, especialmente aquellas que permanecen largos períodos sentadas en sillas de ruedas.

Partiendo de la solución previamente desarrollada por el Grupo ViSens, en este proyecto se ha trabajado en la mejora del sistema, con el fin de aumentar sus prestaciones, reducir costes y optimizar su adaptabilidad a distintos tipos de cojines o asientos. De este modo, el dispositivo resultante no solo permitirá registrar la postura corporal del usuario, sino que también facilitará el control de la evolución de su estado físico, lo que resulta fundamental para la prevención de problemas derivados de la inmovilidad prolongada, así como para mejorar la calidad de vida de los usuarios, permitiendo un seguimiento más efectivo por parte de profesionales sanitarios y cuidadores.

Por todo ello, en este apartado se detalla de manera exhaustiva el proceso seguido para la selección, evaluación y validación de los sensores que conforman el sistema, así como las diferentes fases del diseño y adaptación del dispositivo al entorno real de uso. Se describen las distintas pruebas realizadas para comprobar el funcionamiento de los sensores seleccionados, incluyendo ensayos específicos para analizar características como la repetibilidad y la variabilidad temporal. Además, se han llevado a cabo procedimientos de calibración, en los cuales se ha evaluado la respuesta de los sensores ante diferentes cargas, con el objetivo de caracterizar su comportamiento y establecer una relación precisa entre la variación de resistencia y el peso aplicado.

Finalmente, se analiza el comportamiento de los sensores integrados en los distintos tipos de cojines utilizados durante el estudio, evaluando la viabilidad y eficacia de la solución propuesta en condiciones reales. Todo este proceso constituye la base para la mejora del dispositivo de monitorización postural, garantizando su funcionalidad, precisión y adaptabilidad al uso diario por parte de los usuarios finales.

En primer lugar, en este apartado, se detallan los materiales empleados para llevar a cabo lo mencionado con anterioridad. Además, también se detalla el circuito electrónico usado, así como el montaje realizado sobre el Arduino.

A continuación, se muestra la lista de materiales implementados:

- Placa de Arduino Mega 2560
- Resistencias de 10 kΩ
- Protoboard
- Cableado
- Báscula
- Pesas
- Sensores FSR

El circuito empleado para poder realizar la toma de medidas ha sido un divisor de tensión, mostrado en la figura 7.1, ya que representa un circuito simple con el que poder medir la variación de la resistencia del sensor FSR en función del voltaje de salida. De esta manera, se obtiene que el voltaje de salida y la impedancia resultante son las mostradas en las ecuaciones 8 y 9 respectivamente:

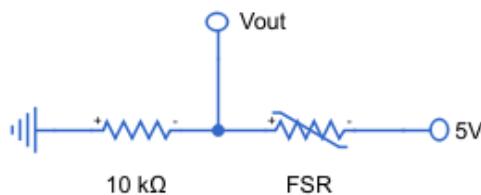


Figura 7-1. Esquema electrónico, divisor de tensión

Como se puede observar en la imagen 7-1 la tensión de salida obtenida dada por la ecuación (8) es:

$$V_{out} = V_{in} \frac{10 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega + \text{FSR}} \quad (8)$$

Siendo V_{out} la tensión de salida y V_{in} la de entrada, en este caso 5V.

Para el caso de la impedancia se representa por la ecuación (9):

$$Z = \frac{10 \text{ k}\Omega \times \text{FSR}}{10 \text{ k}\Omega + \text{FSR}} \quad (9)$$

Además, hay que tener en cuenta la impedancia de entrada para los puertos analógicos del Arduino. Estos presentan un valor máximo de 10 kΩ, siendo el umbral por el cual se asegura que la lectura realizada se haga de manera correcta, por lo tanto, la impedancia de entrada deberá de ser igual o menor a 10 kΩ.

Para este caso los valores de ambos sensores FSR, cuando están inactivos, son de 10 MΩ, por lo tanto, si se estudia para el peor caso se obtiene que su impedancia de salida, dada por la ecuación (9), es:

$$Z = \frac{10 \text{ k}\Omega \times \text{FSR}}{10 \text{ k}\Omega + \text{FSR}} = \frac{10^4 \times 10^7}{10^4 + 10^7} = 9,99 \text{ k}\Omega$$

De esta manera se asegura que dicho valor nunca sea superado.

Los montajes empleados, para ambos sensores, se muestran a continuación mediante las siguientes imágenes:

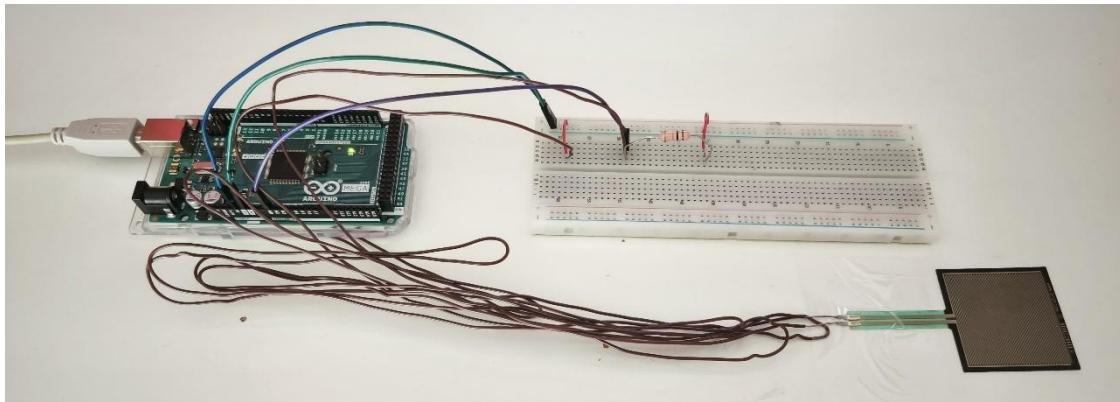


Figura 7-2.Montaje electrónico FSR406 de Interlink Electronics

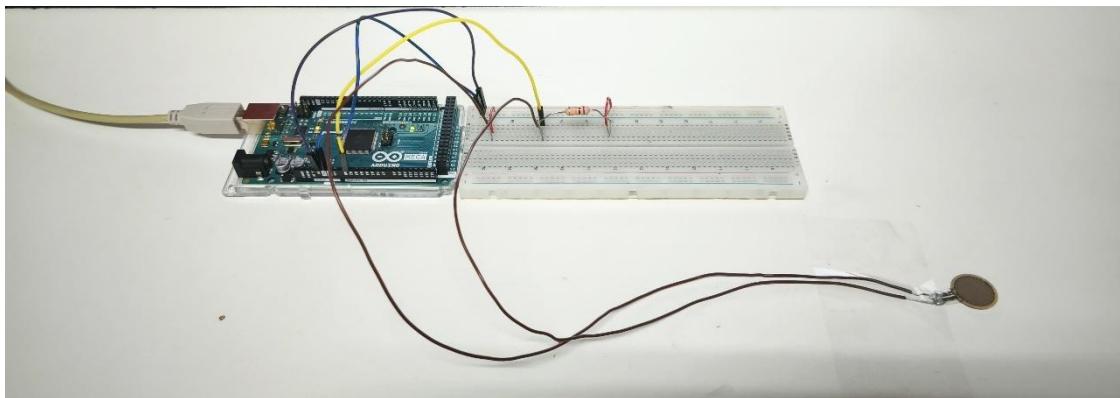


Figura 7-3.Montaje electrónico FSR04 de Ohmite.

A continuación, se describen los procesos realizados para la toma de datos, así como los resultados obtenidos tras los ensayos. Para ello, se han empleado distintos materiales, entre los que se incluyen pesas, que permiten ajustar la carga aplicada, una báscula, utilizada para verificar de forma precisa que los pesos seleccionados sean los correctos, y, por último, estructuras que permiten aplicar directamente la carga sobre la superficie activa del sensor.

En las imágenes mostradas se pueden observar los materiales mencionados:



Figura 7-4.Bascula y pesas de 1kg y 2kg.

Además, también se optó como uso, para poder aplicar de manera directa sobre la superficie del sensor FSR 406 y sensor FSR04, una tabla y un elemento circular de área igual a la del sensor.



Figura 7-5.Elementos con fieltro

Tal como se muestra en la Imagen 7-5, la tabla incorpora un fieltro de color marrón. Su colocación se ha realizado con el objetivo de distribuir de forma uniforme la fuerza aplicada sobre el área activa del sensor, buscando así que las mediciones sean lo más precisas posible. El uso del fieltrito es meramente orientativo, ya que lo realmente necesario es un material deformable que permita una distribución homogénea de la presión ejercida sobre el sensor.

Una vez seleccionados los materiales, el procedimiento consistió en colocar los distintos elementos previamente mencionados, permitiendo así aplicar la fuerza de manera controlada sobre los sensores. De este modo, se asegura que las cargas deseadas se transmitan correctamente durante los ensayos.

Este montaje ha permitido caracterizar con mayor precisión el comportamiento del sensor frente a variaciones en la fuerza aplicada, así como realizar comprobaciones de repetibilidad y posibles derivas en las mediciones.

7.1 CALIBRACIÓN SENSORES

De acuerdo con lo analizado en el estado del arte, los sensores de presión FSR se presentan como una solución eficaz para la monitorización postural continua, permitiendo un sistema de bajo coste y fácil integración. No obstante, este tipo de sensores presentan ciertas limitaciones, principalmente relacionadas con su falta de linealidad y precisión, lo que hace necesario llevar a cabo una caracterización adecuada.

Aunque la lectura de estos sensores es sencilla, la relación entre la carga aplicada y el voltaje de salida no es directa, lo cual dificulta su análisis y aplicación en un entorno real. Por este motivo, ha sido imprescindible desarrollar un procedimiento de calibración que permita establecer una correspondencia fiable entre la señal de salida del sensor y la carga aplicada. De esta forma, se garantiza un funcionamiento preciso y coherente del sistema de monitorización postural propuesto.

En primer lugar, se ha procedido a realizar la lectura de las entradas analógicas de la placa de control. Dado que dicha placa dispone de entradas analógicas con una resolución de 10 bits, se obtienen 1024 niveles digitales posibles para un voltaje de entrada de 5 V, lo que implica una precisión de $\pm 2.441 \text{ mV}$.

Si el voltaje medido es igual a cero, se asume que la fuerza ejercida también es nula. En caso contrario, se calcula la resistencia del sensor FSR a partir del valor de voltaje registrado.

En este caso se han realizado las calibraciones para ambos sensores.

7.1.1 FSR 406 DE INTERLINK ELECTRONICS

En el caso del sensor FSR 406, se han aplicado distintos pesos de forma repetitiva con el objetivo de obtener un valor medio que permita establecer una relación entre la carga aplicada y la tensión de salida, determinando así la resistencia proporcionada por el dispositivo.

Es importante señalar que, según indica el propio fabricante (Interlink Electronics), todos los modelos disponibles presentan las mismas características físicas, variando únicamente en la forma y el tamaño. Por este motivo, la calibración realizada para el modelo FSR 406 también resulta válida para el modelo FSR 400 Short.

Durante la medición del voltaje en función de la carga aplicada, se ha observado que el sensor presenta una ligera variación en los primeros segundos (inferior al 5 % respecto a la lectura final). Esto hace necesario esperar a que el valor se estabilice antes de registrar la medición, a fin de garantizar resultados lo más precisos y fiables posible. Por ello, se ha optado por tomar el valor medio de salida transcurridos 7 segundos desde la colocación del peso, tiempo considerado suficiente para alcanzar la estabilidad. Este procedimiento se ha repetido cinco veces para cada carga aplicada.

Para más detalles sobre la implementación del código en Arduino utilizado en este proceso, véase el **Anexo I: Medidas de calibración de los sensores FSR**.

Los resultados obtenidos vienen dados por la tabla 5, la cual muestra el voltaje frente a la carga aplicada, siendo esta de 200 g, 500 g, 800 g, 1 kg, 1.4 kg, 1.8 kg y 2 kg, valores que se encuentran dentro del rango indicado por el fabricante:

PESOS	1	2	3	4	5	Valor medio
200 g	0,24194 V	0,20308 V	0,24853 V	0,29863 V	0,23476 V	0,24538 V
500 g	2,98680 V	2,92229 V	2,94819 V	3,14883 V	3,07405 V	3,01603 V
800 g	3,96163 V	3,92278 V	3,91007 V	4,04472 V	3,98338 V	3,96451 V
1k g	4,22458 V	4,26100 V	4,23827 V	4,25953 V	4,23167 V	4,24301 V
1.4 kg	4,51124 V	4,47678 V	4,48387 V	4,49365 V	4,48583 V	4,49027 V
1.8 kg	4,63319 V	4,63710 V	4,70699 V	4,63734 V	4,64345 V	4,65161 V
2 kg	4,70112 V	4,68671 V	4,71408 V	4,70334 V	4,72116 V	4,70528 V

Tabla 5.Voltaje de salida frente a carga aplicada FSR406

A partir de los resultados experimentales se observa que el voltaje de salida respecto a la carga aplicada no es lineal, lo cual es un comportamiento muy típico de los sensores resistivos a la fuerza. Con los datos obtenidos, a partir del voltaje resultante, se determinará la resistencia dada por el sensor, para ello se hará uso de la ecuación 8.

De tal manera que el valor del sensor viene representado por la ecuación 10, donde se despeja el término de resistencia del sensor FSR:

$$FSR = \frac{10 \text{ k}\Omega \times (V_{in} - V_{out})}{V_{out}} \quad (10)$$

Gracias a esto se determina la tabla 6, que muestra la carga aplicada frente al valor de resistencia del sensor.

Carga	Resistencia FSR
200 g	193,765 k\Omega
500 g	6,578 k\Omega
800 g	2,611 k\Omega
1 kg	1,784 k\Omega
1.4 kg	1,135 k\Omega
1.8 kg	748,96 \Omega
2 kg	626,36 \Omega

Tabla 6. Carga aplicada frente a valor de resistencia del sensor FSR406.

La relación entre el voltaje medido y la fuerza aplicada no es lineal, sino que sigue una tendencia exponencial que complica su modelado directo. Sin embargo, al transformar esta relación a una escala logarítmica, se logra una correspondencia más uniforme que facilita su análisis. Esto se puede explicar debido a que variaciones pequeñas de fuerza producen grandes cambios en la resistencia, sin embargo, cuando se aplica más fuerza el sensor se “satura” y los cambios en la resistencia comienzan a ser menores.

Las gráficas resultantes que relacionan el peso junto a la resistencia son:

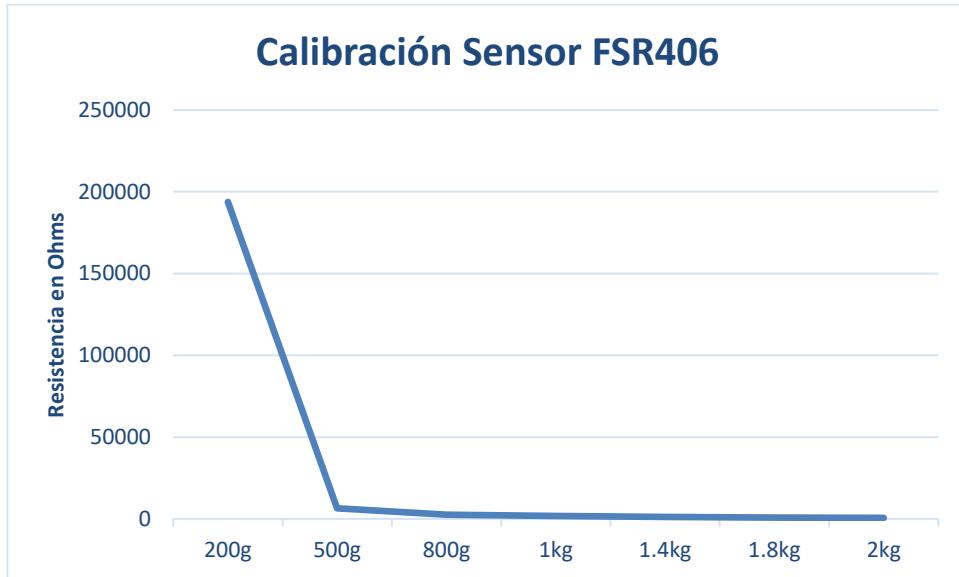


Figura 7-6. Grafica relación comportamiento del sensor FSR406 frente a las cargas aplicadas.

De la gráfica obtenida se puede concluir que el sensor presenta dos zonas diferenciadas de actuación. Sin embargo, es de esperar que, durante el proceso de monitorización postural, las cargas aplicadas superen los 500 g. Por este motivo, se ha optado por mostrar una segunda gráfica centrada únicamente en el rango comprendido entre 500 g y 2 kg, permitiendo así un análisis más detallado de esta región. Además, el cambio poco significativo en el tramo inicial, de 0 a 200 g, dificulta la correcta visualización del resto de resultados, lo que justifica el enfoque en la zona de mayor interés para el sistema desarrollado.

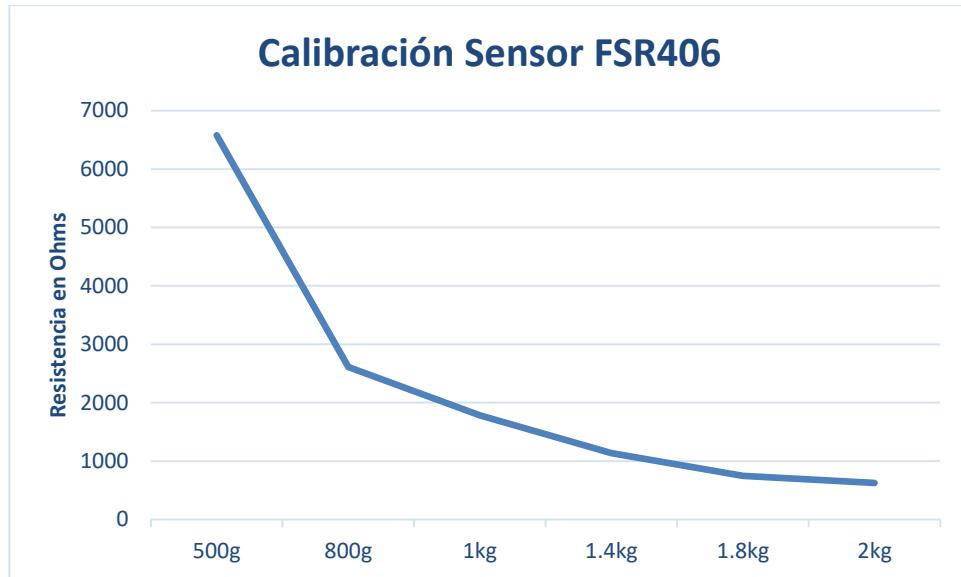


Figura 7-7. Grafica relación comportamiento del sensor FSR406 frente a las cargas aplicadas.

A pesar de que el comportamiento dado siga una escala logarítmica se puede realizar una aproximación permitiendo, por tanto, poder determinar la relación de manera más sencilla. Para ello simplemente se aproximarán los valores dados por una regresión.

➤ APROXIMACIÓN MEDIANTE USO DE REGRESIÓN

Los modelos de regresión sirven para explicar cómo se relaciona una variable de salida (respuesta) con una o varias variables de entrada (predictoras). Para poder realizar dicha implementación se usa la herramienta proporcionada por Matlab, la cual permite crear distintos tipos de modelos de regresión: desde los más simples (lineales), hasta modelos más complejos como los generalizados o no lineales [24].

En este caso, y como se ha apreciado en las gráficas, el valor de 200g se obviará debido a que su valor es muy dispar frente a los demás, por lo que la aproximación realizada será desde los 500g hasta los 2kg.

Tras su análisis se ha determinado que aquella función que mejor se ajusta a los valores obtenidos es una regresión cubica, la cual viene dada por la siguiente aproximación (11) :

$$y = -5.501 \times 10^{-6} \cdot x^3 + 0.02499x^2 - 37.59x + 1.974 \times 10^4 \quad (11)$$

Siendo y el valor de la resistencia y x el valor del peso aplicado.

En la imagen 7-8 se muestra la aproximación realizada respecto a los valores reales.

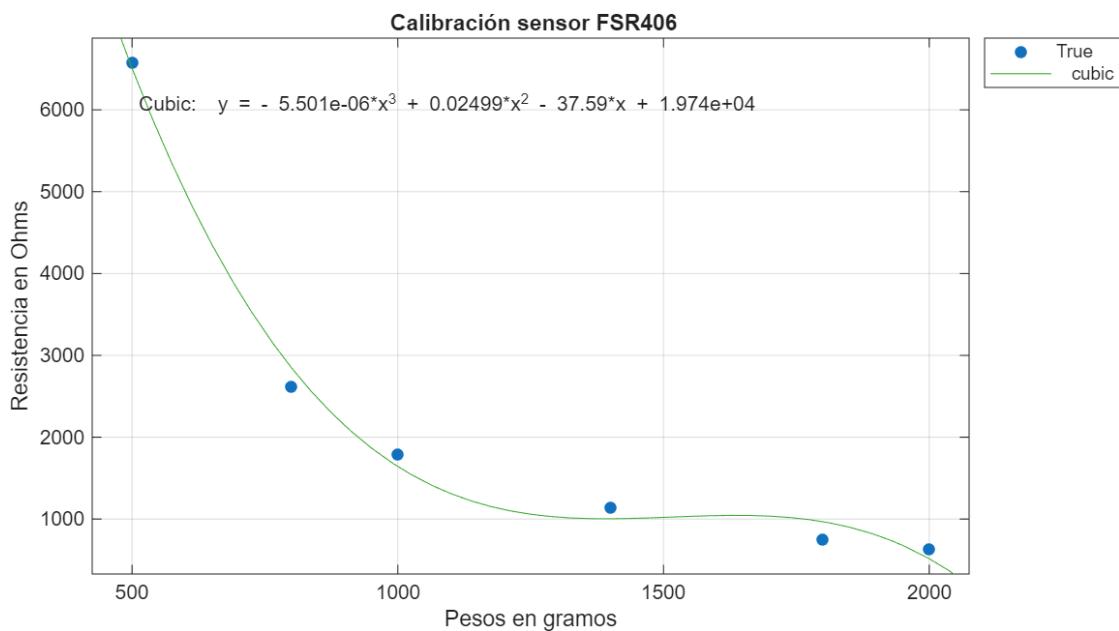


Figura 7-8. Aproximación con regresión cúbica sensor FSR406.

Durante la experimentación se observó que a partir de los 2 kg la resistencia del sensor variaba muy poco, por lo tanto, se decidió dividir dicho comportamiento en dos tramos, uno de ellos es el que hemos analizado hasta ahora y el segundo el que se presenta a continuación, desde los 2kg hasta el valor máximo soportado por el sensor.

En la tabla que se muestra a continuación se presentan los valores obtenidos de voltaje frente a distintas cargas, desde los 2 kg hasta 10 kg.

Carga	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Valor medio
2 kg	4,70112 V	4,68671 V	4,71408 V	4,70334 V	4,72116 V	4,70528 V
3 kg	4,81916 V	4,81247 V	4,82405 V	4,82918 V	4,83267 V	4,82350 V
4 kg	4,85826 V	4,87072 V	4,86779 V	4,87792 V	4,86315 V	4,86746 V
5 kg	4,88881 V	4,88759 V	4,89565 V	4,89565 V	4,88612 V	4,89076 V
6 kg	4,91227 V	4,90440 V	4,90225 V	4,91202 V	4,90542 V	4,90733 V
10 kg	4,92669 V	4,93304 V	4,93157 V	4,93157 V	4,92962 V	4,93049 V

Tabla 7. Voltaje de salida frente a carga aplicada FSR406 de 2kg-10kg.

Ahora, como se ha realizado para el primer tramo, se obtiene el valor de la resistencia del sensor en función de la salida, para ello se hace uso de la ecuación (10). Dichos valores están representados en la tabla 8.

Carga	Resistencia FSR
2 kg	626,36 Ω
3 kg	365,91 Ω
4 kg	272,29 Ω
5 kg	223,35 Ω
6 kg	188,83 Ω
10 kg	140,97 Ω

Tabla 8. Carga aplicada frente a valor de resistencia del sensor FSR406 de 2kg hasta 10 kg.

De esta manera la gráfica resultante dada por los resultados mostrados en la tabla 8 es:

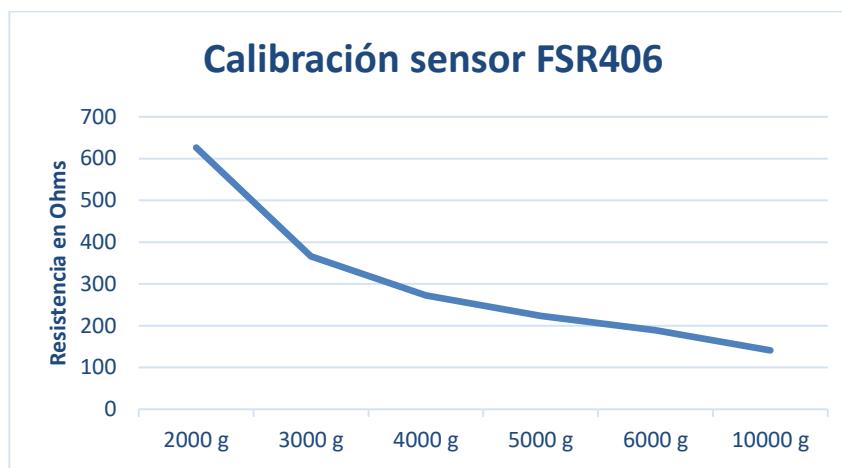


Figura 7-9. Grafica relación comportamiento del sensor FSR406 frente a cargas de 2 a 10kg.

Como se puede observar el valor presentado tiene un comportamiento mucho más lineal que en el tramo uno, por lo que, se ha decidido realizar una aproximación mediante el uso de la regresión lineal.

Tras su aproximación lineal la ecuación resultante viene representada en (12):

$$y = -53,33x + 398,3 \quad (12)$$

Siendo y el valor de la resistencia y x el valor del peso aplicado.

En la imagen 7-10 se presenta la estimación obtenida en comparación con los valores reales.

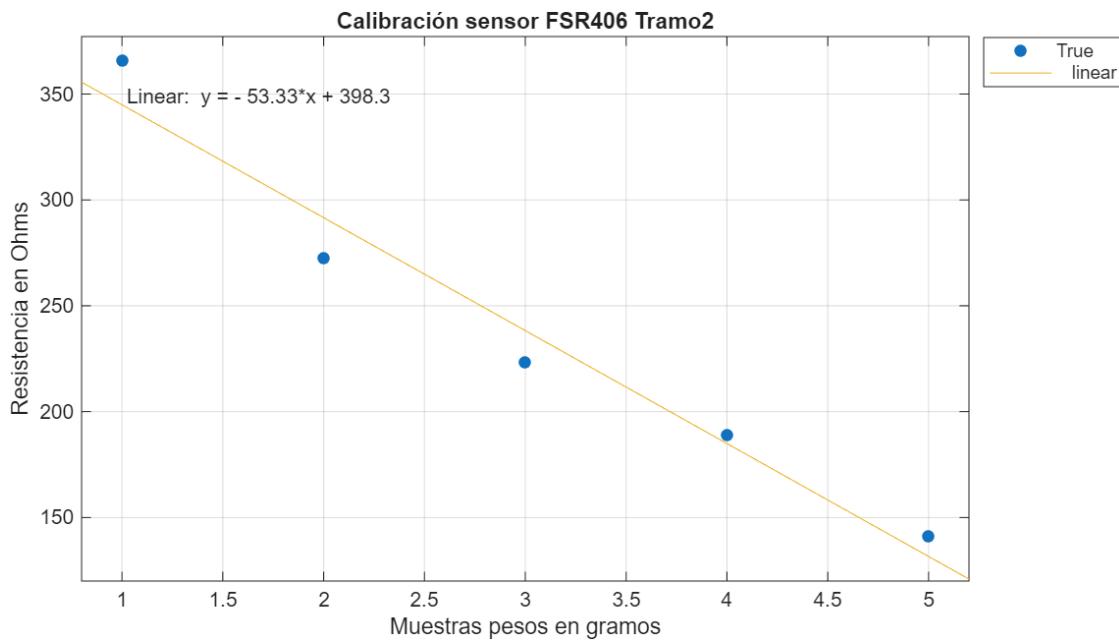


Figura 7-10. Aproximación con regresión lineal sensor FSR406 tramo 2.

Se presenta en la Figura 7-10 la curva de calibración obtenida para el sensor FSR406 en su segundo tramo, a partir de la aplicación de distintos pesos. En lugar de representar directamente los valores en gramos, se optó por referirse a ellos como "*muestras*", debido a los saltos bruscos entre algunos de los pesos utilizados (por ejemplo, de 6000 g a 1000 g), ya que la resistencia no mostraba una variación proporcional. Esta desproporción dificultaba un análisis lineal coherente utilizando los valores reales de masa.

Aunque hubiera sido posible incorporar medidas intermedias para definir una curva más detallada, se observó que, a medida que aumentaba la carga, la variación en la resistencia del sensor se volvía cada vez menos significativa. Por ello, no resultaba especialmente útil seguir añadiendo datos en esa región.

En su lugar, se seleccionó un número limitado de muestras representativas dentro del rango en el que el sensor aún mostraba una respuesta relevante, lo que permitió ajustar una recta de calibración más clara, coherente y funcional.

7.1.2 FSR04 DE OHMITE

El proceso llevado a cabo para el sensor de Ohmite ha sido exactamente el mismo que el aplicado previamente al sensor FSR406 de Interlink Electronics. En este caso, al tratarse de un sensor con un diseño diferente en cuanto a tamaño y forma, se empleó la pieza circular mostrada en la Imagen 7-5. Sin embargo, debido a su reducido tamaño, esta pieza no ofrecía la estabilidad necesaria para aplicar los pesos de forma precisa. Por ello, se optó por utilizarla en combinación con la otra pieza previamente mencionada, lo que permitió aplicar la carga de manera directa y controlada sobre la superficie del sensor.

El procedimiento seguido fue idéntico: se aplicaron distintas cargas y se registró el voltaje de salida correspondiente, con el objetivo de caracterizar el comportamiento del sensor frente a variaciones en la fuerza ejercida.

En la tabla 9 que se muestra a continuación, se visualizan los resultados obtenidos para distintos ensayos:

Pesos	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Valor medio
200 g	2,76173 V	2,89541 V	2,99902 V	2,89076 V	3,02780 V	2,91494 V
500 g	4,19257 V	4,17864 V	4,32772 V	4,29717 V	4,09897 V	4,21891 V
1 kg	4,48485 V	4,46750 V	4,48656 V	4,66935 V	4,38270 V	4,49819 V
1,5 kg	4,68495 V	4,72981 V	4,66789 V	4,69057 V	4,63411 V	4,68146 V
2 kg	4,78104 V	4,80132 V	4,84971 V	4,71652 V	4,74120 V	4,77795 V
2,5 kg	4,78495 V	4,77737 V	4,80938 V	4,82893 V	4,83129 V	4,80638 V
3 kg	4,82070 V	4,85337 V	4,86315 V	4,83871 V	4,85337 V	4,84586 V
4 kg	4,84848 V	4,86712 V	4,86312 V	4,88270 V	4,85337 V	4,86295 V
5 kg	4,88674 V	4,89015 V	4,90234 V	4,89502 V	4,91003 V	4,89685 V

Tabla 9. Salida voltaje frente a carga FSR04 de Ohmite .

Una vez obtenidos los valores de voltaje de salida, correspondientes a cada carga aplicada sobre el sensor, se procede al cálculo de la resistencia equivalente del sensor FSR. Para ello, se utiliza la ecuación (10), previamente planteada, que establece la relación entre el voltaje de salida, la resistencia del sensor y la configuración del circuito empleado.

Los resultados dados de dicha ecuación están representados en la tabla 10, que relaciona la carga aplicada frente a la resistencia dada por el sensor.

Carga	Resistencia FSR
200 g	7153,011 Ω
500 g	1851,402 Ω
1 kg	1115,582 Ω
1,5 kg	680,415 Ω
2 kg	464,739 Ω
2,5 kg	402,839 Ω
3 kg	318,085 Ω
4 kg	281,824 Ω
5 kg	210,645 Ω

Tabla 10. Resistencia dada por el sensor FSR04 frente a distintas cargas.

Al igual que en el FSR406 la relación entre el voltaje medido y la fuerza aplicada no sigue una relación lineal, sino que presenta un comportamiento exponencial, lo que dificulta su análisis directo. No obstante, al aplicar una transformación logarítmica a los datos, esta relación se vuelve más lineal y fácil de interpretar. Esto se debe a que, en las primeras etapas, pequeños aumentos en la fuerza provocan grandes variaciones en la resistencia del sensor. Sin embargo, a medida que se incrementa la fuerza aplicada, el sensor comienza a mostrar un comportamiento distinto lo cual hace que los cambios en la resistencia se vuelven cada vez menores.

Para poder visualizar de manera correcta dicho comportamiento se muestra la siguiente gráfica:

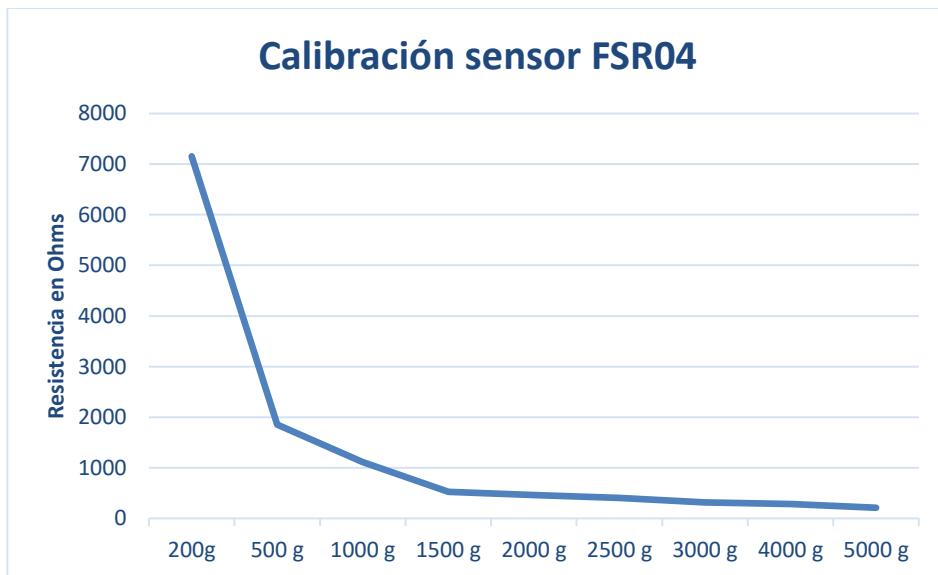


Figura 7-11.Grafica relación comportamiento del sensor FSR04 frente a las cargas aplicadas.

Como se puede apreciar, el valor dado a 200g difiere mucho con el resto, por lo que se optará por mostrar la figura 7-12 desde los 500 g, para visualizar mejor el comportamiento a partir de dicho peso.

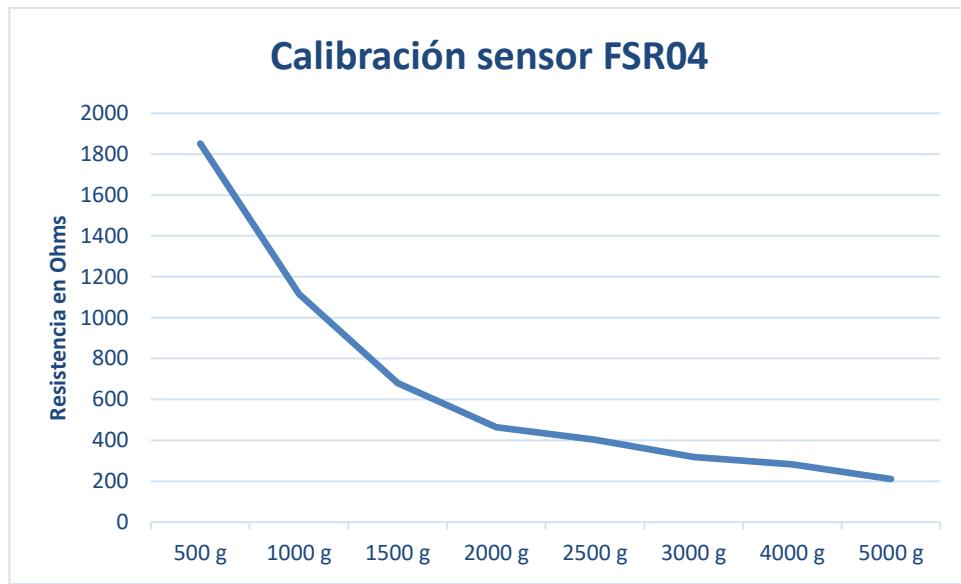


Figura 7-12.Grafica relación comportamiento del sensor FSR04 frente a las cargas aplicadas.

Aunque el comportamiento observado siga una escala logarítmica, es posible simplificar su análisis mediante una aproximación. Esto se logra ajustando los datos a través de una regresión, lo que permite estimar la relación de forma más sencilla y práctica.

➤ APROXIMACIÓN MEDIANTE USO DE REGRESIÓN

Al igual que en el sensor de Interlink Electronics se han realizado los mismos pasos para poder determinar aquella aproximación que mejor resultados dé.

En este caso, y como se ha observado en las gráficas, se descarta el valor correspondiente a 200 g, ya que se desvía considerablemente del resto de los datos. Por ello, la aproximación se realiza utilizando únicamente los valores comprendidos entre 500 g y 5 kg.

Después del análisis realizado, se ha concluido que la función que mejor se ajusta a los datos obtenidos es una regresión cúbica, la cual se representa mediante la siguiente aproximación (13):

$$y = -5,926 \times 10^{-8}x^3 + 0,0006255x^2 - 2,157x + 2747 \quad (13)$$

Siendo y el valor de la resistencia y x el valor del peso aplicado.

La imagen 7-13 muestra la comparación entre la aproximación obtenida y los valores reales, permitiendo visualizar el grado de ajuste del modelo propuesto.

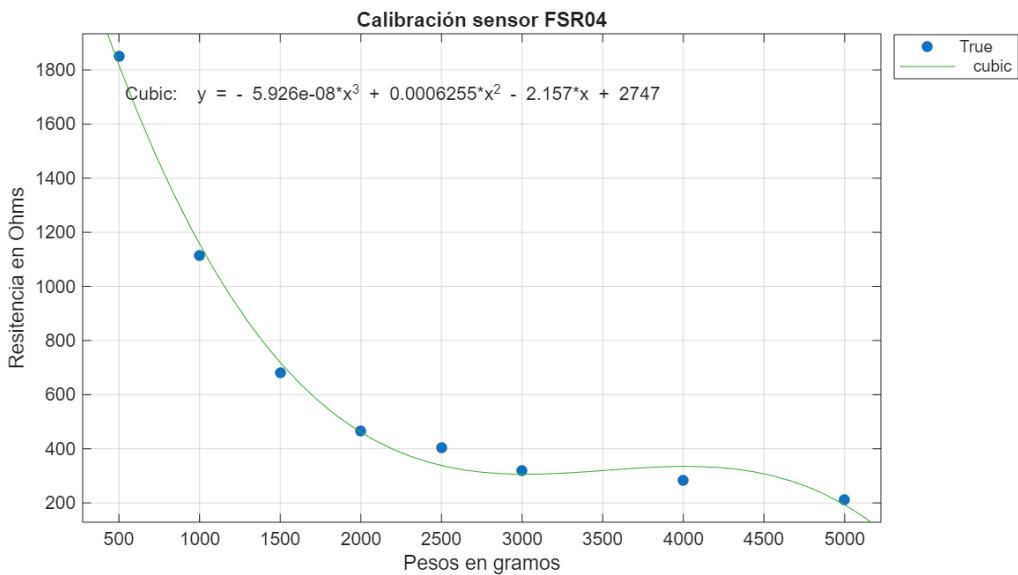


Figura 7-13. Regresión cúbica sensor FSR04

Al igual que en el caso del sensor FSR406, en este sensor también se han definido dos tramos de calibración: el primero, ya descrito anteriormente, y un segundo tramo correspondiente al rango de carga comprendido entre 2,5 kg y 8 kg, basado en los resultados experimentales. Los valores obtenidos se recogen en la Tabla 11.

Pesos	Medición 1	Medición 2	Medición 3	Medición 4	Medición 5	Valor medio
2,5 kg	4,78495 V	4,77737 V	4,80938 V	4,82893 V	4,83129 V	4,80638 V
3 kg	4,82070 V	4,85337 V	4,86315 V	4,83871 V	4,85337 V	4,84586 V
4 kg	4,84848 V	4,86712 V	4,86312 V	4,88270 V	4,85337 V	4,86295 V
5 kg	4,88674 V	4,89015 V	4,90234 V	4,89502 V	4,91003 V	4,89685 V
8 kg	4,90225 V	4,91691 V	4,91202 V	4,90225 V	4,90958 V	4,90860 V

Tabla 11. Salida voltaje frente a carga FSR04 de Ohmite desde 2.5kg hasta 8 kg.

Ahora se obtiene el valor de resistencia, dado por la ecuación 10, mostrado en la tabla 12:

Carga	Resistencia FSR
2,5 kg	402,839 Ω
3 kg	318,085 Ω
4 kg	281,824 Ω
5 kg	210,645 Ω
8 kg	186,203 Ω

Tabla 12. Resistencia dada por el sensor FSR04 frente a cargas desde 2,5 kg hasta 8 kg.

Así la gráfica obtenida, a partir de los resultados presentados en la Tabla 12, es la siguiente:

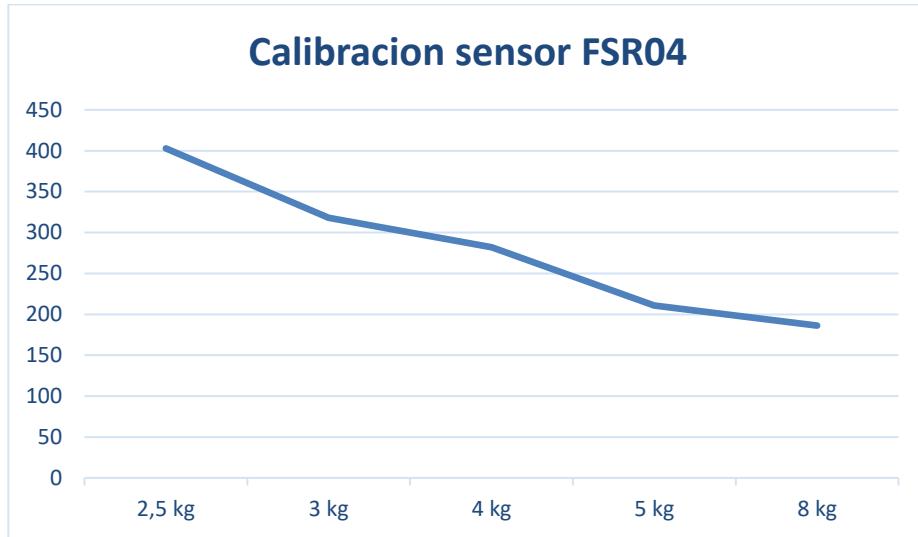


Figura 7-14.Grafica relación comportamiento del sensor FSR04 frente a cargas de 2,5 a 8 kg.

Como se puede notar, el valor obtenido presenta un comportamiento significativamente más lineal en comparación con el tramo uno, lo que motivó la elección de una aproximación utilizando regresión lineal.

Una vez realizada dicha aproximación, la ecuación resultante se muestra en la expresión (14):

$$y = -53,33x + 398,3 \quad (14)$$

Siendo y el valor de la resistencia y x del valor del peso aplicado.

En la imagen 7-15 se presenta la estimación obtenida en comparación con los valores reales.

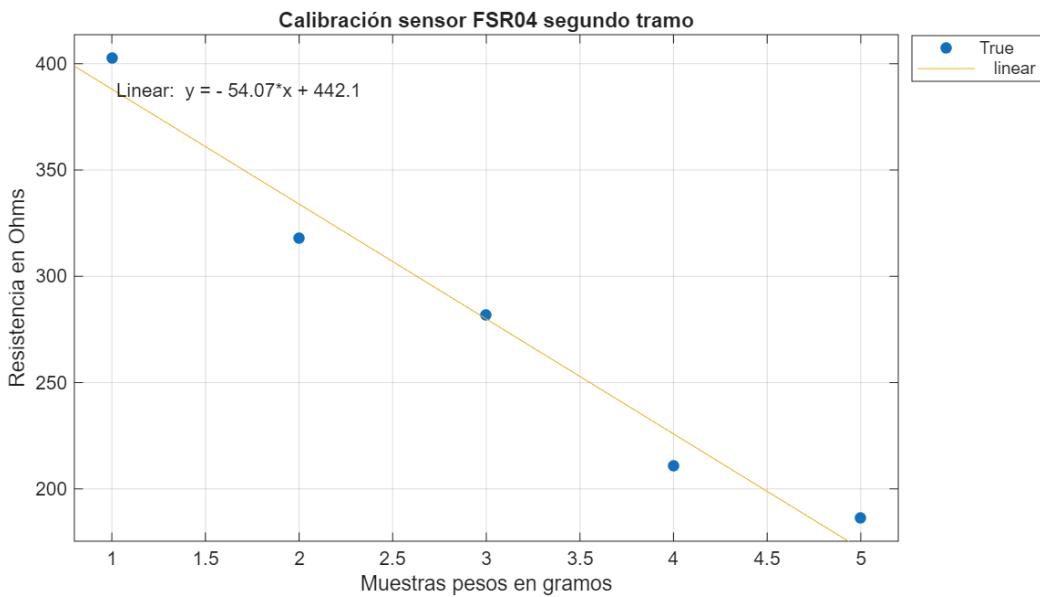


Figura 7-15.Aproximación con regresión lineal sensor FSR04 tramo 2.

En la imagen correspondiente al segundo tramo de calibración del sensor FSR04, se aplicó el mismo criterio utilizado con el FSR406: en lugar de emplear directamente los valores reales en gramos, se optó por utilizar "*muestras*" como variable independiente. Esta decisión se debe a que, durante la recogida de datos, también se produjo un salto abrupto entre algunos pesos aplicados, de valores elevados a otros considerablemente más bajo, sin que la resistencia del sensor mostrara una variación proporcional ni suficientemente significativa como para establecer una relación lineal clara.

Por este motivo, se descartó representar los datos en función del peso real, y se seleccionaron en su lugar muestras representativas dentro del rango donde la respuesta del sensor aún resultaba apreciable. Además, al igual que en el caso del FSR406, se observó que, a medida que aumentaba la carga aplicada, la disminución en la resistencia se volvía cada vez menos acusada, reduciendo así el interés de continuar tomando datos en esa zona.

Esta estrategia permitió una mejor adaptación del modelo lineal y una representación más clara del comportamiento del sensor dentro del intervalo de interés.

7.2 SATURACIÓN

Como ya se ha visto en el apartado 6 la saturación se produce cuando el sensor alcanza su valor máximo de medición. En ese momento, pierde la capacidad de registrar valores más altos, lo que provoca una pérdida de datos. Es decir, el sensor queda saturado y, por tanto, no puede seguir realizando mediciones precisas más allá de ese límite.

Por este motivo es una característica clave y muy importante de analizar para comprender de manera correcta el funcionamiento de ambos sensores.

Tras los ensayos realizados para determinar la calibración de ambos sensores se ha detectado que a partir de cierto límite o carga aplicada la variación producida en la resistencia cada vez es menor, por lo que, se puede concluir que a partir de dicho límite los sensores se encuentran en zona de saturación.

En primer lugar, se analizan el sensor FSR406 de Interlink Electronics, el cual presenta una carga máxima de 2 kg dada por el fabricante. Por lo tanto, se puede intuir que a partir de 2 kg el sensor dejará de ser preciso y comenzará a dar valores sin variar mucho su respuesta. Tras las pruebas realizadas, registradas en la tabla 7, se puede observar como la respuesta del sensor a partir de los 3 kg, comienza a variar cada vez menos a pesar de aplicar cargas mayores. Con todo esto, se concluye que el límite que presenta el sensor antes de entrar en la zona de saturación se encuentra a partir de los 3kg, donde la señal de voltaje registrada comienza a variar en el orden de magnitud de los milivoltios.

Por último, se estudia el sensor FSR04 de Ohmte, cuya carga máxima dada por el fabricante en toda la serie es de 5kg. A pesar de que la carga máxima aplicada a la serie sea de 5kg, se puede observar que no todos los sensores presentan la misma superficie de contacto, lo cual

influye de manera directa en la carga máxima soportada por los sensores antes de llegar al límite. En este caso, a pesar de tener a priori una carga mayor, se puede observar como en la tabla 9, desde los 2 kg, el voltaje de salida resultante comienza a variar en milivoltios. Esto confirma que el límite para este sensor, a partir del cual su respuesta deja de ser tan precisa, es de 2kg.

Una de las soluciones que se puede contemplar para que, a partir de estos valores, aun estando el sensor saturado, se puedan registrar valores precisos, sería la implementación de un circuito que sea capaz de amplificar el valor dado por el sensor y así tener una respuesta mucho más precisa. Un ejemplo de aplicación sería un circuito que presente un amplificador de tensión, por ejemplo, un amplificador no inversor.

De tal manera que el circuito a implementar sería el mostrado en la imagen 7-16:

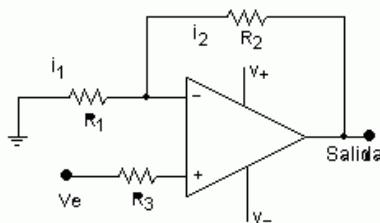


Figura 7-16. Circuito amplificador de tensión no inversor [25].

También sería necesario limitar la salida de dicho amplificador a 5V, ya que las entradas analógicas del Arduino no soportan más de 5. Si bien es cierto que el uso de un circuito electrónico adicional puede contribuir a obtener mediciones más exactas, su implementación no resulta necesaria en el contexto de la monitorización postural planteada. Por este motivo, se prescinde de dicha solución, priorizando la simplicidad y la reducción de costes. No obstante, se menciona su existencia con el fin de dejar constancia de que existen alternativas más precisas, aunque no sean requeridas para los objetivos específicos de esta aplicación

7.3 DERIVA (VARIACIÓN TEMPORAL)

Otro de los aspectos a tener en cuenta cuando se lleva a cabo la puesta a punto o calibración de un sensor es la deriva temporal. Esta se refiere a los cambios lentos y no deseados en la salida del sensor a lo largo del tiempo, sin que exista una variación real en la variable física que se está midiendo.

Por este motivo, se ha decidido realizar distintas pruebas aplicando cargas diferentes para analizar la variación que se produce en la salida del sensor a lo largo del tiempo. Para ambos sensores se han aplicado las mismas cargas de 500 g , 1 kg y 1,5 kg durante un periodo de 10 minutos para cada una.

Para poder determinar el valor y registrar dicha variación se ha hecho uso de Matlab mediante la implementación del código que se presenta en el **Anexo II: Código Matlab usado para medir deriva**.

Gracias a este código y con el uso de la aplicación de Arduino se ha conseguido tomar datos cada 100 ms durante 10 minutos, que posteriormente se han guardado de manera automática en un archivo Excel.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos para cada sensor mediante las siguientes graficas:

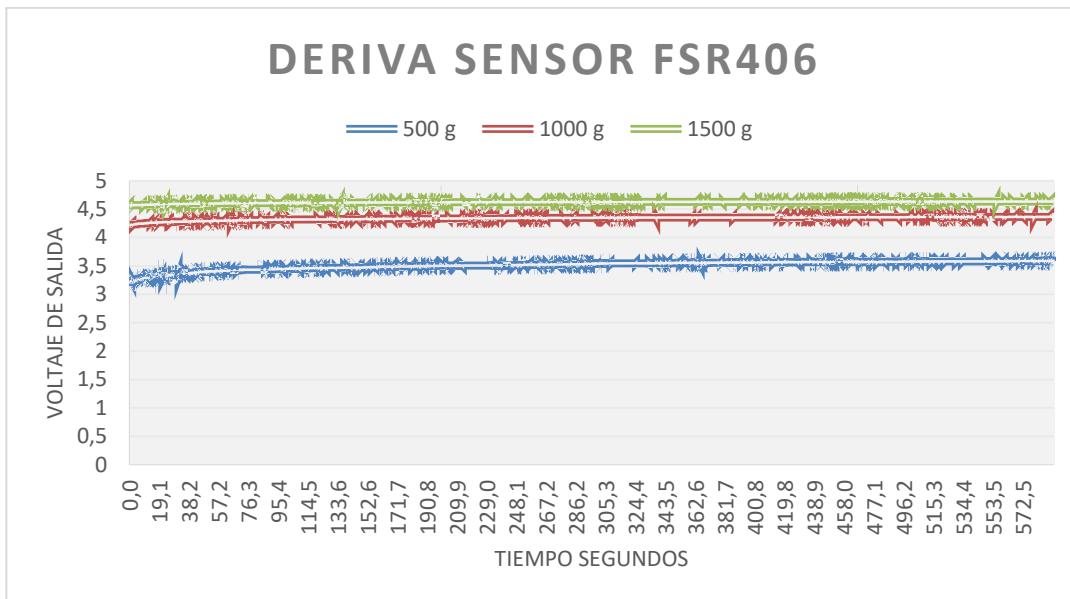
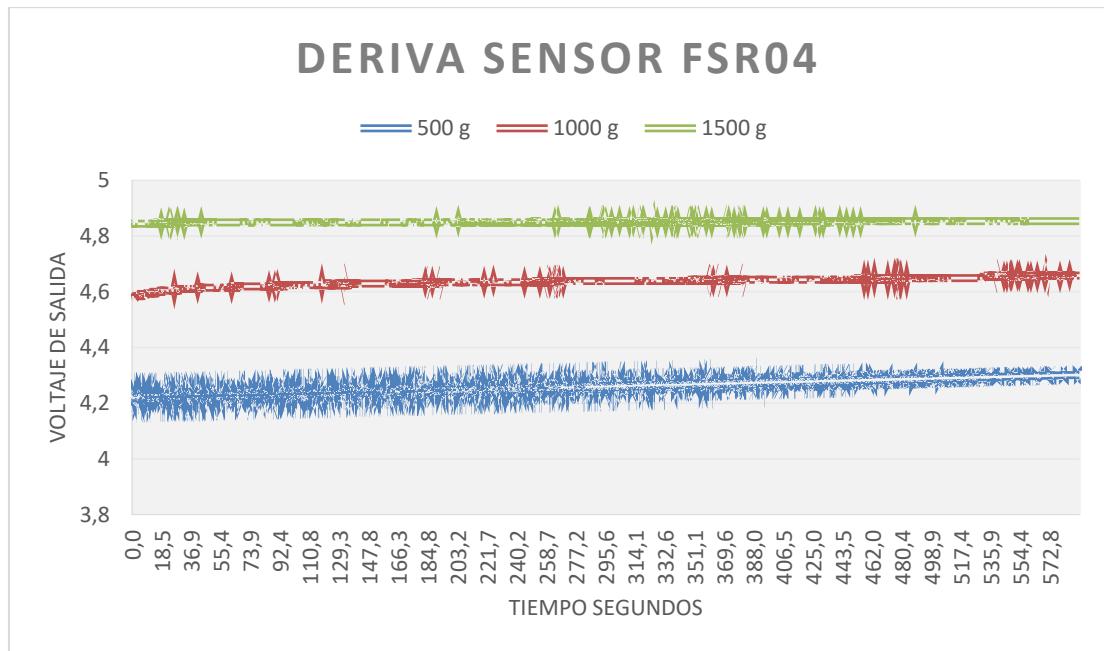


Figura 7-17.Resultados de deriva para el sensor FSR406.

Como se puede observar, al analizar detenidamente las pruebas, independientemente del peso, la diferencia de valores medidos entre el inicio y final de las pruebas no supera el 5%. Este porcentaje de variación corresponde al límite establecido y especificado por el fabricante en la ficha técnica del sensor. Dicha observación evidencia que el sensor mantiene una estabilidad adecuada durante el período de medición, asegurando así un rendimiento fiable y consistente. Por lo tanto, se puede afirmar con confianza que el sensor cumple de manera correcta y efectiva con las especificaciones indicadas por el fabricante, lo que respalda su idoneidad para aplicaciones donde la estabilidad temporal son fundamentales. En nuestro caso de estudio, resulta imprescindible garantizar que las medidas obtenidas sean correctas en todo momento, sin importar el tiempo transcurrido. Esto cobra aún mayor relevancia en el contexto de nuestra aplicación, ya que está dirigida a personas con baja movilidad, quienes suelen pasar largos periodos de tiempo sentadas en la misma posición. Por ello, es fundamental asegurar que las mediciones sean precisas y fiables de forma continua, evitando errores que puedan comprometer la comodidad, la seguridad o el bienestar del usuario.

Para el caso del sensor FSR04 de Ohmte los datos recogidos muestran que, desde los valores iniciales para cada carga aplicada hasta los valores finales registrados tras el periodo de ensayo,

la variación máxima observada es inferior al 2%. Este porcentaje representa el límite establecido por el fabricante para garantizar un rendimiento óptimo del sensor. Por lo tanto, se puede concluir que el sensor FSR04 cumple adecuadamente con las especificaciones indicadas, mostrando una deriva mínima. En la gráfica 8 se muestran los datos obtenidos a cerca de este sensor.



Grafica 1. Resultados deriva sensor FSR04.

Los cambios más significativos ocurren durante los primeros 120 segundos tras la aplicación de la fuerza, observándose una variación de voltaje en los sensores que ronda aproximadamente el 5 % y el 2 % respecto al valor final estabilizado. Este comportamiento era esperado y coincide con lo indicado por el fabricante en las especificaciones técnicas, lo cual confirma que los sensores funcionan dentro de los márgenes establecidos y que la respuesta obtenida es coherente con lo previsto.

De esta manera, a través de los ensayos y pruebas realizadas en este apartado, se ha podido verificar que el comportamiento de los sensores es conocido, predecible y, sobre todo, adecuado para el tipo de aplicación que se plantea. La realización de estas pruebas no solo ha servido para comprobar que los sensores cumplen con las especificaciones técnicas, sino también para garantizar que el sistema de medición ofrecerá resultados fiables en condiciones reales de uso. Esto resulta fundamental en aplicaciones como la monitorización postural, donde es imprescindible contar con mediciones estables y consistentes a lo largo del tiempo.

En definitiva, tras la puesta en marcha y verificación del correcto funcionamiento de los sensores, se dispone de la seguridad necesaria para avanzar hacia el siguiente apartado del proyecto, centrado en la descripción y desarrollo de la solución propuesta, con la certeza de que los datos obtenidos serán precisos, reproducibles y adecuados para la finalidad deseada.

8 ENSAYOS DE VALIDACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

En esta sección, tras haber realizado el diseño y puesta a punto del sistema de medición, se procede a la aplicación de los distintos sensores sobre los cojines ortopédicos. Para ello se analizan los distintos sensores colocados sobre el respaldo y asiento para poder medir el comportamiento dado para cada caso.

Primero se comienza con una pequeña descripción acerca del proceso llevado a cabo para su análisis y posteriormente se evalúan los resultados obtenidos de cada ensayo.

8.1 PRUEBAS REALIZADAS Y COJINES UTILIZADOS

8.1.1 DEFINICIÓN DE LOS COJINES SELECCIONADOS

En este apartado se detallan las pruebas realizadas, así como los cojines ortopédicos utilizados en cada ensayo. También cabe destacar que para la realización de la medición de la postura se han optado por usar 4 posturas distintas las cuales se verán a lo largo del subapartado.

Para comenzar se mencionan los distintos cojines, así como el material empleado. Entre ellos se encuentran el cojín dado por la marca Jay J2, el asiento de Systam, un tercer cojín fabricado por Apex y, por último, se presenta el soporte diseñado por Sissel.

En primer lugar, se haya con el cojín de la marca Jay J2 [26], diseñado para proporcionar estabilidad, posicionamiento y protección superior contra las úlceras por presión para usuarios de sillas de ruedas. Está formado por dos partes, una base firme de goma espuma con hondonada pélvica y una bolsa de fluido Jay que permite un ajuste postural con mayor precisión, teniendo un soporte máximo de hasta 150 kg. En la imagen 8-1 se puede observar los descrito con anterioridad:



Figura 8-1. Imagen cojín Jay J2 [26]

Otro de los soportes utilizados ha sido el dado por el fabricante Systam [27], el cual se caracteriza por estar fabricado en espuma viscoelástica con efecto memoria y con inserto ergonómico. Está diseñado de manera que favorece una buena postura y una mejor estabilidad además de aumentar la superficie de contacto para reducir las presiones. Existen

distintas variantes y la utilizada en este caso es la de dimensiones 45x46 cm, cuyo soporte máximo es de 110 kg.

En la imagen mostrada se puede observar el asiento dado por el fabricante Systam.

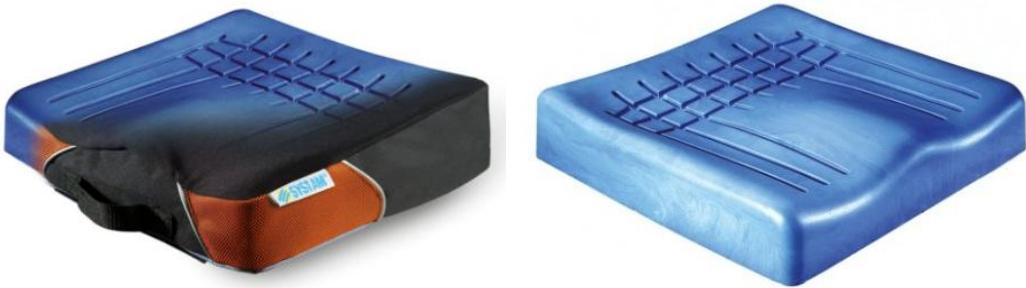


Figura 8-2. Asiento fabricado por Systam [27].

El tercer soporte utilizado ha sido el proporcionado por el fabricante Apex [28]. Fabricado con espuma viscoelástica de alta densidad y gel, ofrece un equilibrio ideal entre alivio de presión y control de temperatura. Su diseño ergonómico favorece una mejor postura, contribuye a un mayor confort durante la sedestación prolongada y ayuda a mantener un correcto alineamiento corporal. Además, está elaborado con materiales certificados, antialergénicos y antibacterianos, seguros para el uso prolongado. El soporte máximo dado por el fabricante es de 110 kg, lo cual se alinea con los anteriormente visto. En la imagen 8-3 se observa este tipo de plataforma acolchada:



Figura 8-3. Cojín fabricado por Apex [28].

Por último, unos de los soportes utilizado ha sido el denominado Sissel Dorsaback [29], un cojín que proporciona tanto asiento como soporte para el respaldo. Se caracteriza por permitir sentarse cómodamente manteniendo una correcta postura para la espalda. También tiene aplicación para prevención y rehabilitación de problemas derivados por la espalda sujetando

toda la columna. Está diseñado para adaptarse a superficies blandas como duras, proporcionando una forma antideslizante, esto lo hace idóneo para la aplicación de elementos rígidos con los que poder medir y aplicar de manera correcta el uso de los sensores.



Figura 8-4. Asiento postural Dorsaback [29]

Una vez mostrados todos los sistemas de apoyo usados para la realización de las mediciones, es importante mencionar que, al ser elementos sin una rigidez aceptable, excepto el dado por el fabricante Jay J2, se ha optado por el uso de elementos rígidos para la colocación de los sensores. Entre ellos se encuentran unas tablas, ajustadas a la forma de los cojines y respaldo, para el caso del soporte Sissel, que han permitido realizar de manera correcta las pruebas pertinentes, mediante su colocación dentro de los cojines y el respaldo. Posteriormente se ajustaron sobre la superficie de la silla de ruedas y se comenzaron con los análisis.

8.1.2 POSICIONAMIENTO DE LOS SENsoRES

También cabe destacar la importancia de analizar los puntos clave para colocar los sensores. Es por ello por lo que ,en la tesis en la que se basa este trabajo, se extrajeron las superficies ya analizadas para poder realizar los ensayos [30]. Para ello se realizaron distintas mediciones aplicadas con posturas variadas, desde la postura sedentaria neutral hasta una posición más inclinada, pudiendo así obtener los distintos puntos de análisis clave. En la imagen mostrada a continuación se observa la distribución llevada a cabo para la colocación de los sensores dada por el estudio realizado en la tesis:

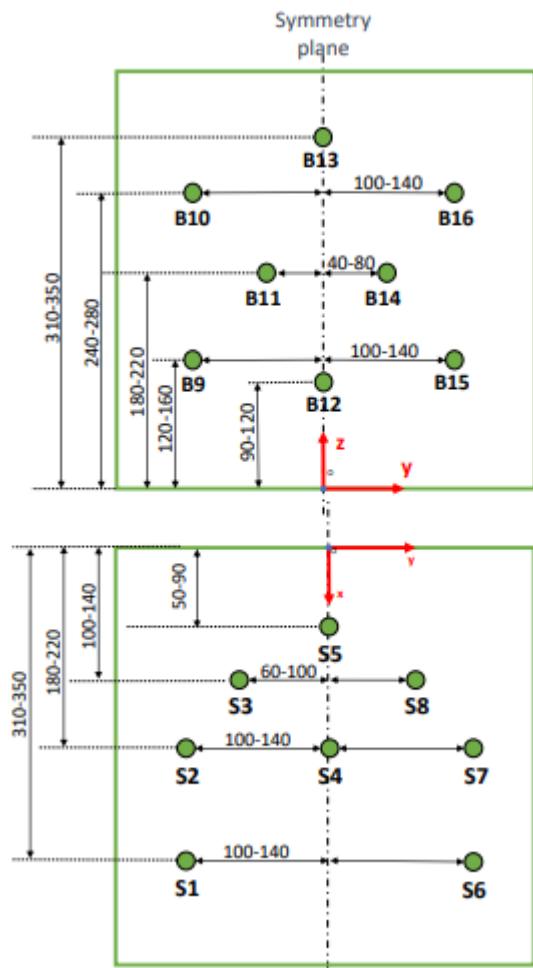


Figura 8-5. Distribución sensores FSR [30].

Con todo esto se muestran las tablas usadas, así como la colocación de los sensores a modo de ejemplo. Además, como ya se ha mencionado antes ,en el caso del asiento Jay J2, no será necesario el uso de las maderas, por lo que se han colocado los sensores sobre él.



Figura 8-6. Tablas usadas para estudio de cojines.

En la imagen 8-7 se muestran el ejemplo de colocación de los sensores FSR406 sobre el asiento de JayJ2.

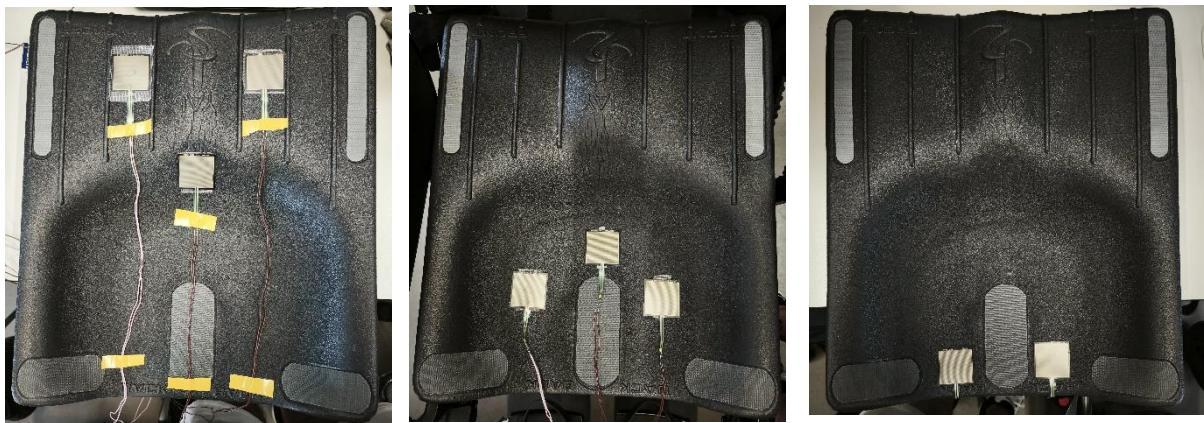


Figura 8-7. Ejemplo colocación sensores sobre cojín Jay J2.

Otro ejemplo es el mostrado en la imagen 8-8 sobre la colocación de los sensores FSR04.

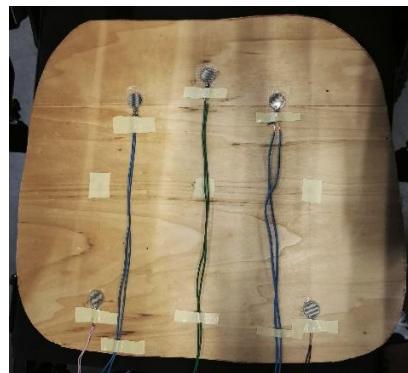


Figura 8-8. Ejemplo colocación sensores Ohmíte.

Por último, se mencionan las posturas optadas para la realización de la toma de medidas. En este caso, como en la determinación de las superficies de interés, se han utilizado 4 posturas corporales que van desde una postura más erguida hasta posturas con ligera inclinación hacia los lados. Esto se ha realizado para determinar el valor dado por los sensores ante distintos estímulos pudiendo, en el peor de los casos, ver el comportamiento de este. Para poder ilustrar estas posturas se han usado imágenes realizadas en la tesis [30].

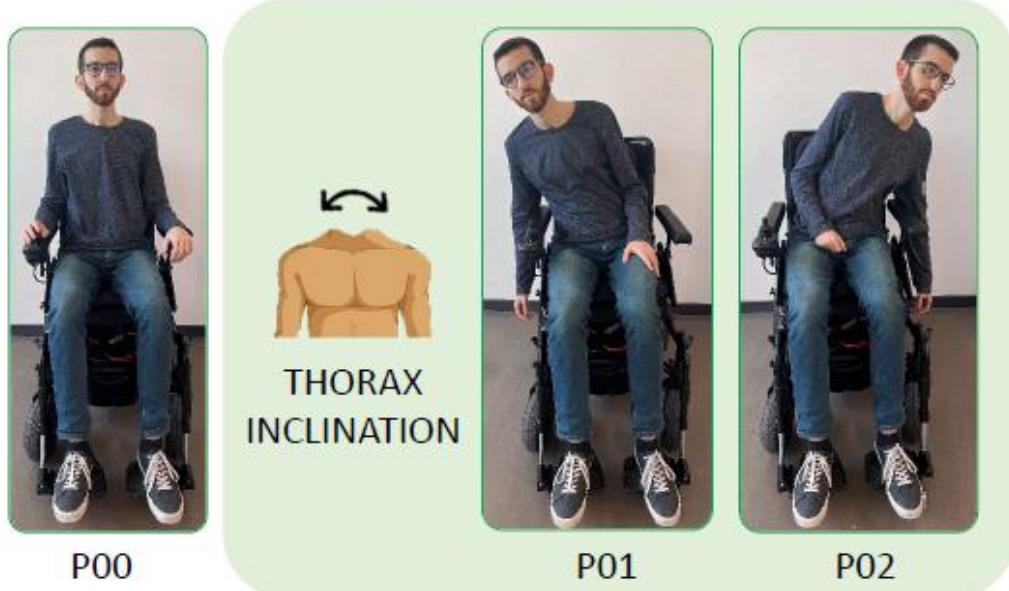


Figura 8-9. Posturas empleadas para el análisis [30].



Figura 8-10. Posturas apoyadas en el respaldo usadas para el análisis [30].

Cabe recalcar que la toma de medidas se ha realizado para cada cojín, usando todos los sensores , el sensor FSR406, FSR04 y FSR400 short. Además, se han analizado todas las posturas con cada asiento.

Gracias a la utilización de los distintos sistemas de apoyo descritos, así como a la correcta colocación de los sensores sobre superficies adaptadas a cada cojín, ha sido posible llevar a cabo de forma efectiva las pruebas experimentales planteadas. La selección de posturas representativas y la aplicación de sensores FSR en puntos clave han permitido recoger datos relevantes para el análisis postural en diferentes condiciones. Todo este procedimiento ha

garantizado la fiabilidad de las mediciones y la comparabilidad de resultados entre los distintos cojines ortopédicos, sentando así las bases para una evaluación objetiva de su comportamiento ante distintas situaciones. Es por ello por lo que en la siguiente sección se han analizado todos los resultados obtenidos.

8.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Una vez desarrollados los distintos cojines a usar, la forma de proceder y materiales a utilizar, se realizarán las validaciones de los sensores. En este apartado se analizan los resultados obtenidos en cada aplicación postural con el uso de los cojines previamente mencionados. La forma de proceder seguirá un orden claramente establecido en el que se mencionará la postura realizada, el asiento utilizado y los sensores aplicados. Con todo ello se mencionarán los inconvenientes y fortalezas para cada caso de manera que se adapte a una solución más particular y no tan general. Tras su introducción se procede a su desarrollo.

Cabe mencionar que los materiales usados y el peso total en cada asiento es distinto lo cual afecta a los resultados obtenidos en cada aplicación, por lo que es algo a tener en cuenta.

8.2.1 COJÍN JAY J2

El asiento Jay J2 está formado por dos partes, una base firme de goma espuma y una bolsa de fluido Jay, de esta manera no fue necesario el uso de ningún tipo de elemento adicional, como tablas, por ese motivo, como se muestra en la imagen 8-7, se ha decidido colocar los sensores sobre esa misma superficie de goma espuma.

Para poder analizar la validez de los sensores se ha decidido mostrar, mediante gráficas, los resultados medidos por cada sensor y postura realizada. Para cada posición, se han obtenido hasta cinco repeticiones, dando lugar así un valor medio representativo. Tal como se ha descrito en apartados anteriores, los sensores al inicio muestran una variabilidad que va disminuyendo a medida que pasa el tiempo, por lo que, las medidas se han realizado al esperar 30 segundos, tiempo suficiente para que el sensor estabilice su valor.

De esta manera se expondrán los resultados obtenidos para cada sensor en función de la postura optada mediante el uso de las gráficas que se presentan a continuación.

Como se puede observar en la primera gráfica (imagen 8-11) se presentan los resultados obtenidos tras los ensayos realizados con el sensor FSR406. En ella se aprecia que los valores alcanzan picos de hasta 4,8 voltios, lo cual representa una señal extremadamente elevada, cercana al valor máximo de salida del sensor. Esto indica que el sensor estaría próximo a su saturación en condiciones de presión ligeramente superiores, especialmente si se ejerciera una fuerza excesiva o anormal.

Esta respuesta se debe, en parte, al hecho de que el área activa del FSR406 es considerablemente amplia, lo que provoca que la fuerza aplicada sobre él se distribuya de

manera más intensa, acelerando el proceso de saturación. Debido a este comportamiento, se concluye que el FSR406 no es adecuado para esta aplicación, ya que presenta un rango operativo muy limitado y poco tolerante a variaciones de presión, corriendo a así un riesgo considerable en romperse al superar la carga máxima aplicada.

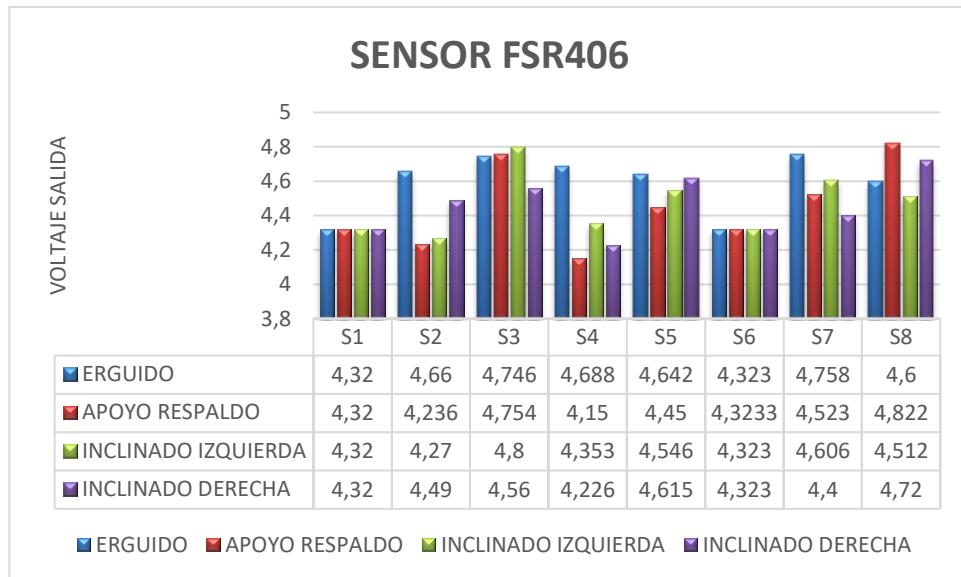


Figura 8-11. Datos sensor FSR406 Jay J2.

En el caso del sensor FSR400 Short, representado en la segunda gráfica (8-12), se observa que los valores de salida son notablemente menores en comparación con el sensor FSR406. Esta diferencia se debe, en gran parte, al menor tamaño de su área activa, lo que reduce la cantidad de fuerza captada.

Un aspecto destacable es la presencia de valores nulos en las posiciones S1 y S2, los cuales se han mantenido en la gráfica con el objetivo de reflejar la dificultad que presentan estos sensores para detectar presión en las zonas correspondientes a las piernas. Este comportamiento representa una limitación significativa para su uso en esta aplicación específica.

A pesar de que el sensor muestra una buena respuesta en otras zonas, también debe considerarse la problemática asociada al uso de pastillas 3D, que complica su integración efectiva en el sistema. Por estos motivos, se concluye que el sensor FSR400 Short no resulta adecuado para esta aplicación y, por tanto, se descarta su uso.

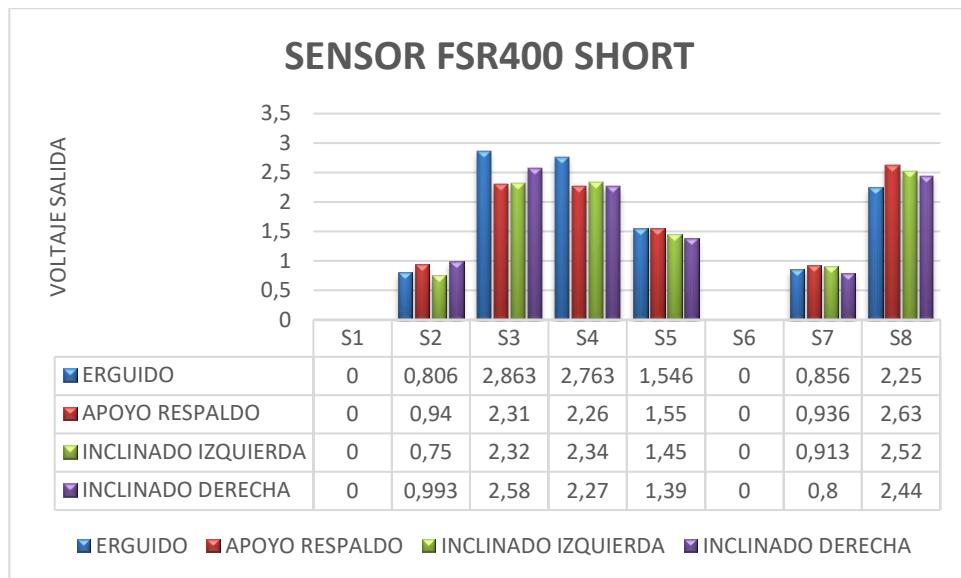


Figura 8-12. Datos Sensor FSR400 short Jay J2.

Para finalizar, se presentan los resultados recogidos en la última gráfica (figura 8-13), correspondiente al sensor FSR04. En esta se puede observar que los valores obtenidos son, en promedio, inferiores a los registrados por el FSR406, pero superiores a los obtenidos con el FSR400 Short.

Cabe destacar que, si bien se alcanzan picos de hasta 4,5 voltios, el valor medio se mantiene dentro de un rango aceptable y estable. Además, este sensor no presenta los problemas detectados en los otros modelos, como la dificultad de detección en las zonas de las piernas o las complicaciones asociadas a la integración con pastillas 3D.

Por todo ello, se puede concluir que el sensor FSR04 representa la mejor alternativa entre los tres evaluados para esta aplicación concreta, combinando una respuesta adecuada con una mayor versatilidad y fiabilidad en su funcionamiento.

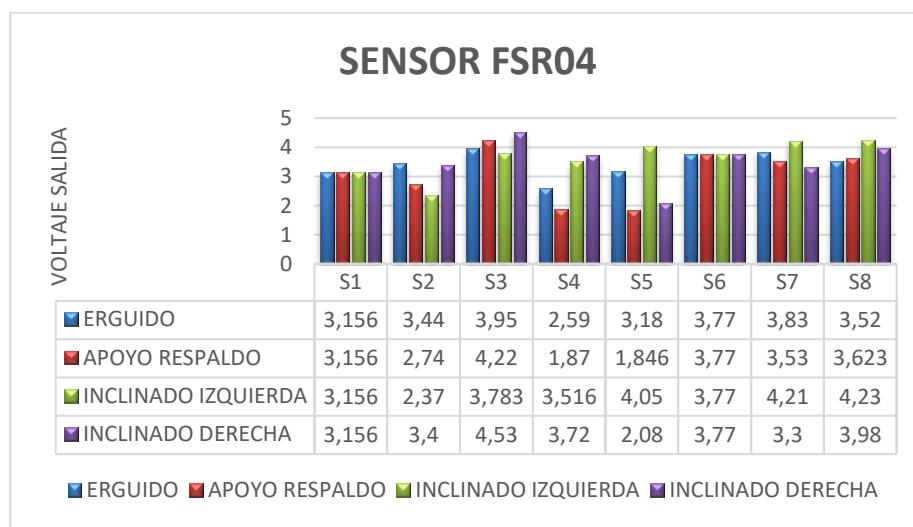


Figura 8-13. Datos sensor FSR04 Jay J2.

8.2.2 ASIENTO SYSTEM

Este asiento se caracteriza por estar fabricado con una espuma viscoelástica, diferente a la tecnología utilizada en el modelo analizado previamente, la cual se basaba en un fluido denominado Jay. Esta diferencia en los materiales es un aspecto importante a tener en cuenta al momento de evaluar los resultados obtenidos en este caso.

Debido a las propiedades de la espuma viscoelástica y su comportamiento frente a la presión, fue necesario incorporar una tabla rígida que permitiera una mejor transmisión de la fuerza hacia los sensores, asegurando así una lectura precisa y consistente de los valores registrados.

Al igual que en el caso anterior, la forma de presentar los resultados seguirá siendo la misma, manteniéndose las mismas pautas metodológicas para asegurar la coherencia en el análisis y facilitar la comparación entre los diferentes ensayos realizados.

En este caso se comienza con la evaluación del resultado obtenido a partir del sensor FSR406 dado en la gráfica (figura 8-14) que a continuación se presenta.

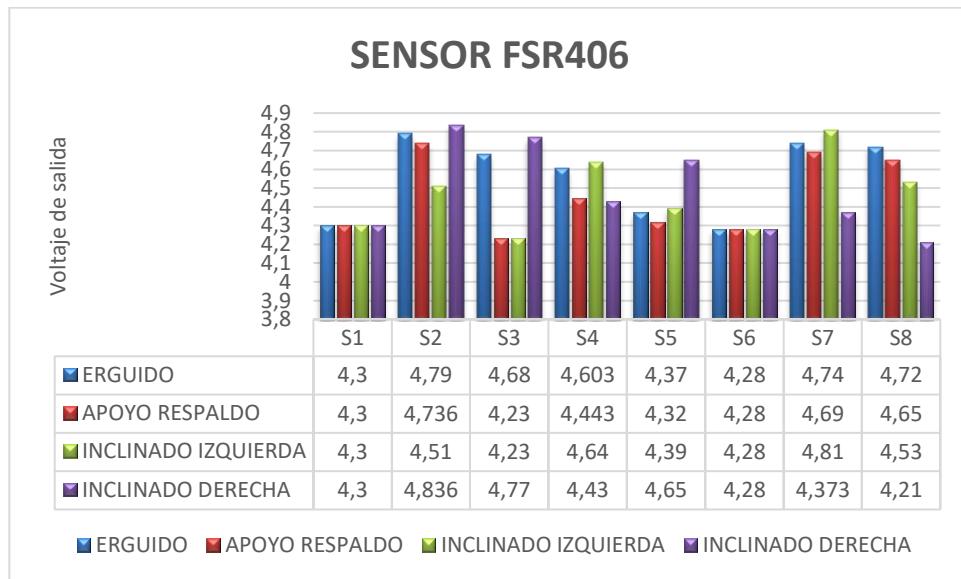


Figura 8-14. Sensor FSR406 resultados Systam.

Al igual que en el caso del Jay J2, los valores obtenidos por este sensor alcanzan hasta 4,85 voltios, lo cual representa una señal extremadamente alta. Esto indica que el sensor presenta el mismo problema de saturación que en el caso anterior, con el riesgo de que, ante presiones excesivas o anómalas, pueda llegar a dañarse o deteriorar su funcionamiento.

Si bien los resultados obtenidos en las mediciones correspondientes a las piernas son óptimos, este problema de saturación es crítico. Por este motivo, se descarta su uso en esta aplicación, ya que no ofrece un margen de operación seguro ante variaciones en la presión aplicada.

En la segunda gráfica (Imagen 8-15), correspondiente al sensor FSR400 Short, se observa que persiste el problema previamente identificado en cuanto a la detección deficiente de la presión en la zona de las piernas.

A pesar de que los rangos de valores obtenidos son en general óptimos, es necesario volver a mencionar la problemática relacionada con la utilización de pastillas 3D, tal como se detalló en el caso anterior.

Por lo tanto, al igual que en la situación previamente analizada, el uso de este sensor resulta limitado, especialmente en las zonas donde se requiere una mayor sensibilidad, como es el caso de las piernas. Si bien podría contemplarse la posibilidad de combinarlo con otros sensores más adecuados, como el FSR406 para dichas áreas, se descarta su uso como solución integral para esta aplicación.

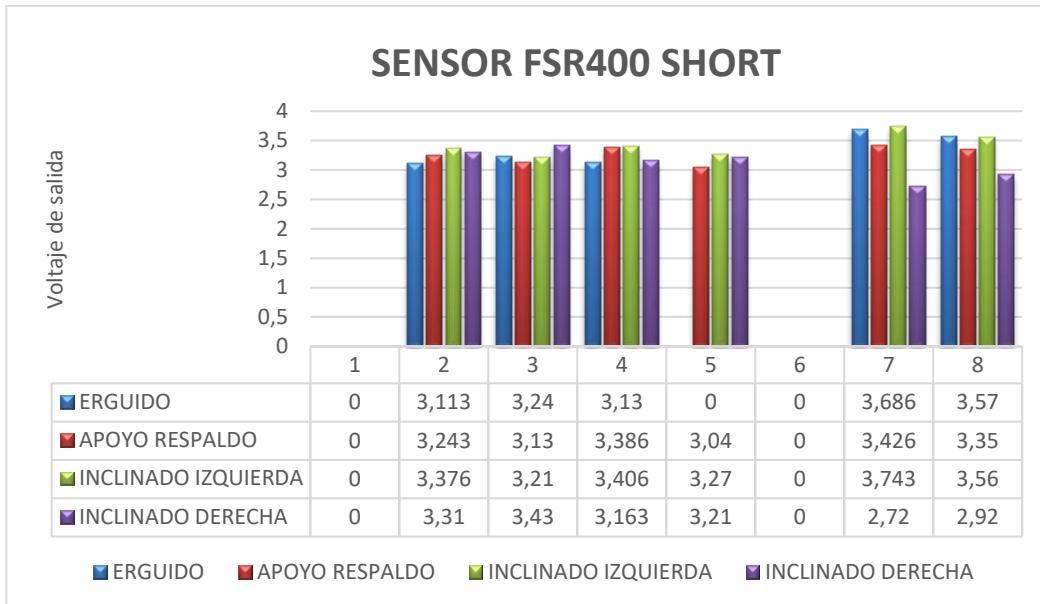


Figura 8-15. Sensor FSR400 short resultados Systam.

Para finalizar, se analizan los resultados obtenidos con el sensor FSR04, representados en la última gráfica (figura 8-16). En ella se puede observar que los valores registrados se sitúan en un punto intermedio entre los sensores FSR406 y FSR400 Short. Aunque se alcanzan algunos valores máximos relativamente elevados, estos aún se consideran dentro de un rango aceptable, lo cual refuerza su validez como opción viable para esta aplicación.

Además, el FSR04 no presenta las limitaciones observadas en los otros dos sensores, como la dificultad en la detección de presión sobre las piernas o los inconvenientes derivados del uso de pastillas 3D. Por tanto, se concluye que este sensor representa la alternativa más equilibrada y adecuada entre las tres opciones analizadas para su implementación en este tipo de asiento.

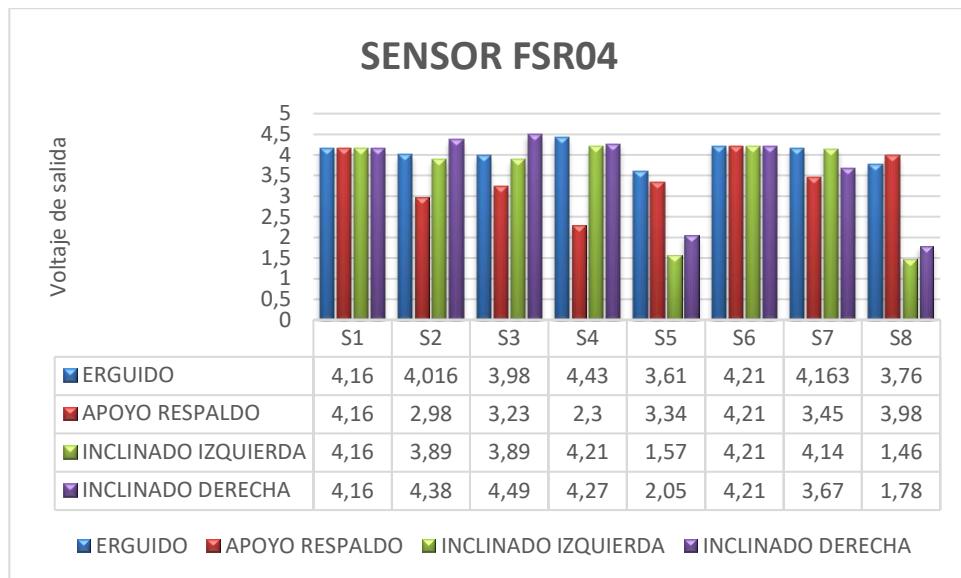


Figura 8-16. Datos sensor FSR04 Systam.

8.2.3 Dispositivo de apoyo postural APEX

Como tercer elemento, se analiza el dispositivo de asiento proporcionado por el fabricante Apex, el cual está fabricado en dos materiales: espuma viscoelástica de alta densidad y gel. Cabe destacar que este modelo es el más pesado de los cuatro analizados, lo cual representa un factor importante a tener en cuenta.

Para no extender innecesariamente este apartado, y dado que los resultados siguen una tendencia similar a los dispositivos anteriores, se opta por presentar un resumen general de los datos obtenidos para cada sensor.

En el caso de los sensores FSR406, se vuelve a observar el mismo problema de saturación, alcanzando valores cercanos al máximo (por encima de 4,8 V) como se puede apreciar en la primera gráfica (figura 8-17). Debido a esta limitación repetida en todos los dispositivos analizados, se descarta completamente su uso, ya que no ofrecen un margen seguro de operación.

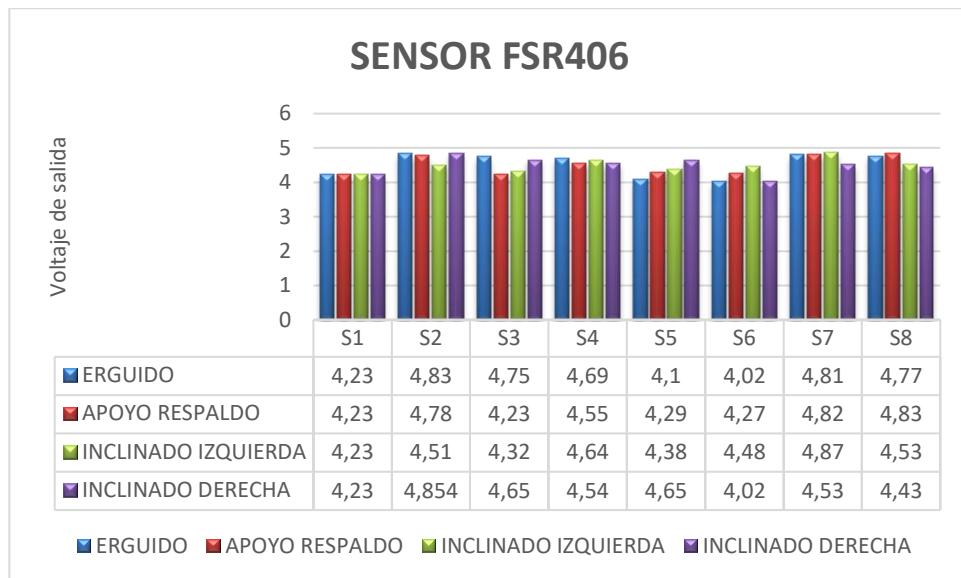


Figura 8-17. Datos FSR406 Apex.

Respecto al FSR400 Short, aunque sigue presentando valores aceptables, el mayor peso del cojín en este caso ha permitido una mejor detección en la zona de las piernas, solucionando parcialmente la deficiencia observada en dispositivos anteriores, como se puede apreciar en la gráfica (imagen 8-18). Sin embargo, se mantiene la problemática de las pastillas 3D, que pueden desprenderse o desalinearse con el movimiento, representando un inconveniente considerable para la fiabilidad del sistema. Por tanto, también se descarta su implementación.

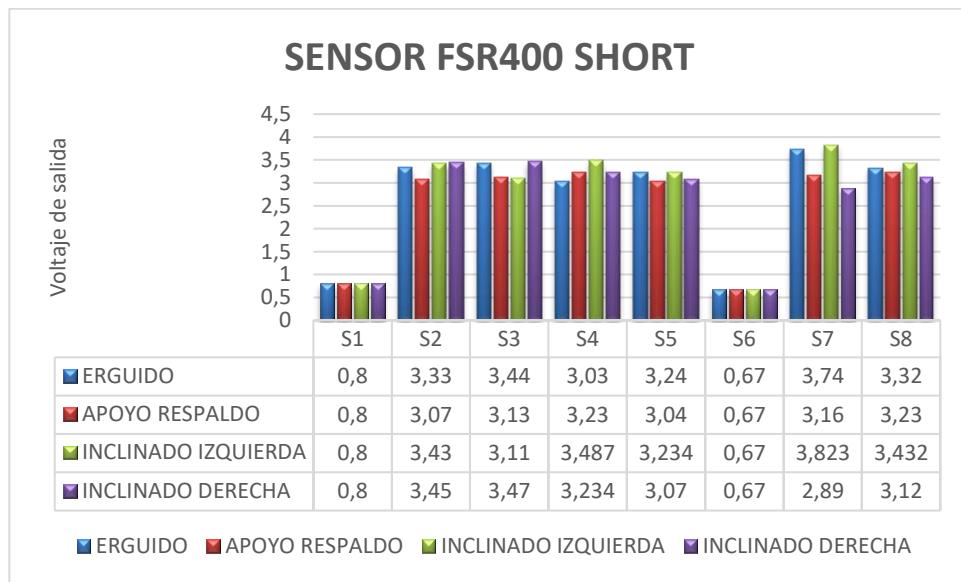


Figura 8-18. Datos FSR400 Short Apex.

Por último, los resultados obtenidos con el sensor FSR04 muestran valores medios ligeramente más elevados, que en los casos anteriores, lo cual se atribuye al mayor peso del propio cojín apreciándose en la gráfica de a continuación (figura 8-19). Aun así, estos valores se mantienen dentro de un rango funcional adecuado, y el sensor no presenta los inconvenientes de los

modelos anteriores. Por tanto, se concluye que el FSR04 sigue siendo la opción más válida y equilibrada para esta aplicación, incluso en condiciones más exigentes como las que presenta el cojín Apex.

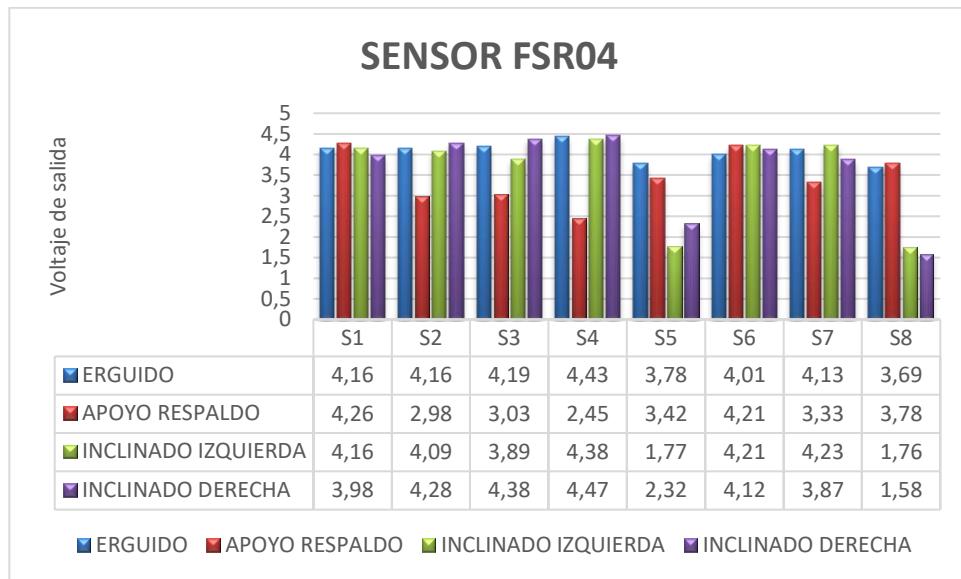


Figura 8-19. Datos FSR04 Apex.

Para finalizar, se evalúa el último dispositivo, fabricado por Sissel Dorsaback, el cual se diferencia de los anteriores por ser un cojín que ofrece soporte tanto en el asiento como en el respaldo, favoreciendo una postura adecuada de la espalda. Para su correcta instrumentación, se emplearon dos tablas adaptadas a su forma.

Dado lo observado en los dispositivos previos, se decidió realizar la medición únicamente con los sensores FSR04 y FSR400 Short. Para el FSR400 Short se han considerado los datos ya obtenidos en este trabajo, los cuales se comparan con los nuevos registros del sensor FSR04, procediendo así a su análisis.

8.2.4 SISSEL DORSABACK

Como ya se ha mencionado previamente, a continuación, se detallan los resultados obtenidos tanto en la tesis, utilizando sensores FSR400 Short, como en las pruebas realizadas con los nuevos sensores FSR04 de Ohmite, instalados tanto en el respaldo como en el asiento.

Para comenzar, se analizarán los sensores FSR04 de Ohmite. Mediante la gráfica adjunta (imagen 8-20), se examinarán los resultados obtenidos y se evaluará su idoneidad para la aplicación específica.

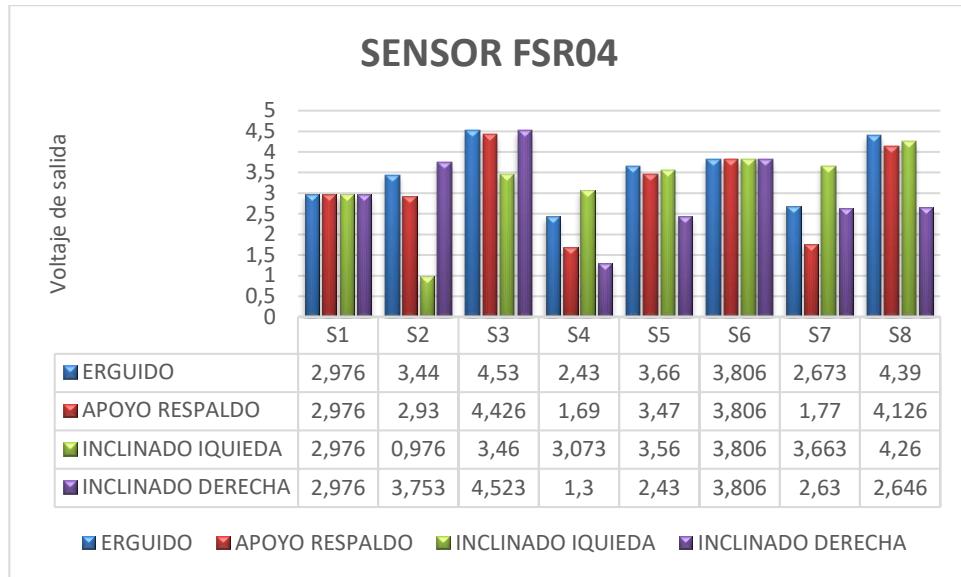


Figura 8-20. Datos sensor FSR04 Sissel Dorsaback.

Al igual que en los casos anteriores, la salida obtenida se encuentra dentro de un rango aceptable para su aplicación, teniendo en cuenta que en este caso el valor medio es inferior al de los otros cojines utilizados. Se puede observar que el valor máximo registrado ronda los 4,5 voltios, lo cual resulta algo elevado, pero podría considerarse razonable dado el peso del sujeto.

En conjunto, puede afirmarse que la aplicabilidad de este cojín está suficientemente justificada tanto por los valores obtenidos como por la ventaja adicional de no requerir pastillas 3D.

Para el caso del respaldo, se ha observado que los valores obtenidos son, como era de esperarse, en promedio menores que los registrados en el asiento. Esto refuerza aún más la justificación de su uso, ya que el valor medio se encuentra más alejado del valor máximo de saturación, lo que permite un mayor margen operativo y abre la posibilidad de aplicar estos sensores en otros tipos de aplicaciones.

Por último, se procederá a analizar los datos que fueron obtenidos a partir de registros experimentales realizados con cuatro sujetos diferentes, como parte del desarrollo realizado en la tesis orientada a la validación del uso de sensores FSR400 short en cojines ortopédicos. Para la adquisición de información, se emplearon 16 sensores distribuidos en zonas estratégicas del asiento y el respaldo, abarcando áreas clave como piernas, glúteos y espalda. Cada sensor permitió medir la presión ejercida en su punto de ubicación, generando datos que posteriormente fueron procesados en MATLAB para su análisis y representación.

El objetivo principal de este análisis fue evaluar la fiabilidad y el comportamiento de los sensores en diferentes regiones anatómicas. Tras la revisión de los datos obtenidos, se observa que, de manera general, los sensores respondieron adecuadamente en todas las zonas, incluyendo aquellas que anteriormente se consideraban más problemáticas, como la zona de las piernas. Esto indica una mejora significativa respecto a las limitaciones descritas en los casos

anteriores, lo que puede atribuirse a una disposición más eficiente de los sensores y a un diseño adecuado del cojín utilizado.

Los resultados reflejan una distribución de presiones coherente con la postura y el peso corporal, mostrando diferencias entre sujetos que se consideran normales y esperables en función de las características de cada individuo. Además, el comportamiento general del sistema confirma que los sensores FSR400 short son adecuados para la aplicación concreta de este tipo de cojín, ya que registraron datos estables y sin anomalías, incluso en zonas de menor carga como el respaldo.

En términos globales, se puede concluir que la implementación de estos sensores permite obtener información útil y fiable para el caso de estudio. No obstante, es importante señalar que a pesar de todo esto sigue presentando la problemática del uso de las pastillas 3-D, dificultando su uso como solución única.

8.3 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

A lo largo del presente estudio se han analizado y comparado tres modelos de sensores de fuerza resistivos (FSR): el FSR406, el FSR400 Short y el FSR04 de Ohmite. Las pruebas se realizaron en cuatro configuraciones de asiento distintas: Jay J2, Systam, Apex y Sissel Dorsaback, considerando tanto el asiento como el respaldo, y teniendo en cuenta factores clave como los materiales, el peso total del conjunto y la necesidad o no de componentes adicionales (como pastillas 3D o superficies rígidas). Este enfoque ha permitido identificar de forma precisa las fortalezas, limitaciones y grado de aplicabilidad de cada sensor según las exigencias de la aplicación postural.

En primer lugar, el sensor FSR406 ha demostrado un comportamiento inadecuado para esta aplicación. En todos los dispositivos analizados, sus lecturas han alcanzado valores cercanos a su nivel máximo de salida (por encima de 4,8 voltios), indicando una saturación excesiva. Este comportamiento no solo limita la capacidad de lectura en condiciones normales de presión, sino que también supone un riesgo elevado de daño o rotura del sensor ante cualquier sobrecarga inesperada. La gran superficie activa de este sensor favorece la acumulación de presión en un área amplia, contribuyendo a la rápida saturación. A pesar de que en algunos casos las mediciones fueron precisas en zonas específicas como las piernas, los riesgos asociados a su uso y su escaso margen operativo hacen inviable su implementación en un sistema fiable y seguro.

Por otro lado, el sensor FSR400 Short ha presentado un rendimiento más contenido en cuanto a valores de salida, mostrando rangos de medida aceptables en la mayoría de los casos. Sin embargo, su reducido tamaño de área activa ha resultado ser una limitación importante, especialmente en zonas de baja presión como la región de las piernas (posiciones S1 y S2), donde en múltiples ensayos se registraron valores nulos o poco representativos. Además, este sensor requiere el uso de pastillas 3D para un funcionamiento eficaz, lo que añade una

complejidad considerable al diseño estructural del sistema. Estas pastillas pueden desplazarse o deteriorarse con el uso, afectando la repetibilidad y precisión de las mediciones. En consecuencia, aunque el FSR400 Short podría considerarse útil en ciertos contextos muy concretos, no es recomendable como solución integral para este tipo de aplicaciones posturales.

En contraposición, el sensor FSR04 de Ohmite ha demostrado ser la opción más equilibrada y adecuada entre los tres modelos evaluados. En todos los dispositivos analizados, el sensor mostró valores medios estables, situándose entre los rangos obtenidos por el FSR406 y el FSR400 Short, pero sin alcanzar niveles críticos de saturación. Aunque en algunos ensayos se registraron picos máximos cercanos a los 4,5 voltios, estos valores se mantuvieron dentro de un margen funcional seguro, sin comprometer la integridad del sensor ni su precisión. Además, el FSR04 no presentó los problemas asociados al uso de pastillas 3D, lo que simplifica notablemente su integración mecánica. Su respuesta ha sido consistente tanto en el respaldo como en el asiento, y ha demostrado una buena adaptabilidad a distintas condiciones de carga y materiales, incluyendo espumas viscoelásticas, geles y fluidos.

En conclusión, y tras el análisis comparativo realizado, puede afirmarse que el sensor FSR04 representa la alternativa más sólida, fiable y práctica para la implementación en sistemas de detección postural en cojines y dispositivos de apoyo. Su comportamiento estable, amplio margen operativo, facilidad de montaje y buena adaptabilidad a diferentes configuraciones hacen de él la opción más recomendable entre las evaluadas. Por tanto, se establece como el sensor de referencia para futuras aplicaciones dentro de este ámbito, ofreciendo un equilibrio óptimo entre precisión, resistencia y simplicidad constructiva.

No obstante, en función de las características morfológicas del cojín y la distribución de las zonas de presión, se podría considerar una solución mixta que combine sensores FSR04 con unidades FSR400 Short en áreas puntuales donde se requiera una mayor resolución o sensibilidad localizada. Esta estrategia permitiría optimizar el diseño del sistema, minimizando el uso de elementos adicionales como pastillas externas, y maximizando la eficacia del registro postural sin comprometer la fiabilidad general del sistema. Aun así, debe destacarse que el uso del sensor FSR04 sigue siendo la base principal recomendada para garantizar un funcionamiento robusto y eficiente en la mayoría de las configuraciones.

Tras la evaluación de todos los sensores, se identificó un aspecto crucial durante las pruebas: la necesidad de implementar protección frente a líquidos, polvo y otros agentes externos. Este tipo de sensores son particularmente sensibles, por lo que la exposición a estas condiciones podría dañarlos y comprometer la robustez y fiabilidad del sistema.

Por ello, se recomienda diseñar el sistema considerando estas limitaciones y aplicar normativas que garanticen un nivel adecuado de protección. En este sentido, se sugiere cumplir con estándares como la clasificación IP67 [31], la cual asegura que el dispositivo esté completamente protegido contra el polvo y sea capaz de soportar inmersión en agua a una profundidad de hasta 1 metro durante un máximo de 30 minutos. Esto proporcionaría

resistencia tanto frente a partículas sólidas como a salpicaduras e inmersión temporal, aumentando significativamente la durabilidad y seguridad del sistema.

Adicionalmente, se propone como mejora la miniaturización del sistema, con el objetivo de reducir su tamaño total, facilitar su integración bajo el cojín y mejorar tanto su estética como su comodidad para el usuario. Esta miniaturización se podría lograr mediante el diseño de una placa de circuito impreso (PCB) que integre todos los componentes necesarios, incluyendo la electrónica de acondicionamiento de señal, el microcontrolador, el sistema de alimentación y los elementos de protección. La implementación de una PCB personalizada permite eliminar el uso de protoboards y reducir drásticamente el cableado interno, lo que además mejora la fiabilidad eléctrica y mecánica del sistema.

Una de las claves para esta reducción de cableado es la adopción de un sistema de comunicación más eficiente entre sensores y microcontrolador. En este sentido, se plantea el uso del bus I2C como alternativa viable, el cual permite conectar múltiples sensores utilizando únicamente dos líneas de comunicación comunes (SDA y SCL). Esto no solo simplifica el diseño del sistema, sino que reduce interferencias, mejora la organización del cableado y facilita futuras ampliaciones. Para que esta solución sea viable, sería necesario que los sensores utilizados dispongan de capacidad de direccionamiento I2C o que se empleen módulos de lectura intermedios que conviertan la señal analógica a digital y la transmitan por este bus.

Estas mejoras, basadas en la experiencia obtenida durante el desarrollo del prototipo, permitirían evolucionar el sistema hacia una solución más compacta, ergonómica y lista para su aplicación en un entorno real. Su implementación facilitaría una fabricación más profesional, al tiempo que aumentaría la portabilidad y usabilidad del dispositivo, permitiendo su despliegue en una mayor variedad de contextos con menores requerimientos técnicos por parte del usuario.

9 METODOLOGÍA

Una vez completado por completo el desarrollo del proyecto, resulta fundamental conocer el tiempo total que se ha requerido para su ejecución, ya que esta información será clave para poder, en un futuro, establecer un presupuesto ajustado a la duración real del trabajo.

Para poder llevar un control ordenado de las horas invertidas, se ha optado por utilizar una herramienta muy habitual en el ámbito de la ingeniería, el conocido diagrama de Gantt. Este diagrama permite dividir las distintas tareas desarrolladas a lo largo del proyecto, asociándolas con su respectiva duración, además de indicar claramente las fechas de inicio y finalización de cada actividad.

Asimismo, se incluye una breve descripción de cada tarea reflejando las horas dedicadas, lo que facilita un control más exhaustivo del trabajo realizado.

Antes de presentar dicho diagrama, se mostrará un listado detallado donde se recogen todas las tareas llevadas a cabo en cada uno de los apartados del TFG. De esta manera, se podrá obtener una visión clara del reparto de horas durante todo el desarrollo del proyecto, así como el total de horas invertidas para su finalización.

Es importante mencionar que el orden mostrado en los siguientes apartados sigue el mismo criterio que se ha seguido durante la ejecución del proyecto, respetando el orden real de realización de cada sección. Es por ello por lo que a continuación se reflejan las tareas realizadas por cada punto del TFG:

9.1 Descripción de tareas

- **TAREA 1:** Análisis del estado del Arte:
 - Investigación de tecnologías existentes aplicables a la monitorización postural: sensores capacitivos, células de carga, sensores piezoeléctricos y sensores FSR.
 - Evaluación de ventajas e inconvenientes de cada tecnología en base a parámetros como sensibilidad, precisión, facilidad de implementación, coste, etc.
 - Conclusión justificada sobre la tecnología más adecuada para el sistema propuesto.

Tiempo total consumido para su realización: 40 horas.

- **TAREA 2:** Análisis y selección de sensores:
 - Estudio de las características técnicas de las distintas familias de sensores FSR de los fabricantes Ohmte e Interlink Electronics.
 - Comparativa detallada entre modelos: FSR04, FSR06, FSR406, FSR400 Short, considerando factores como sensibilidad, área activa, fiabilidad, coste y facilidad de montaje.

- Justificación técnica de la elección final de los sensores a utilizar en el sistema.

Tiempo total consumido para su realización: 25 horas.

- **TAREA 3:** Diseño del sistema de medida y montaje electrónico:
 - Búsqueda, selección y adquisición de materiales necesarios para el montaje: sensores, electrónica, componentes pasivos y activos.
 - Diseño e implementación de circuitos electrónicos basados en divisor de tensión.
 - Montaje físico del sistema, integración del sistema con microcontrolador (Arduino) y primeras pruebas funcionales.

Tiempo total consumido para su realización: 7 horas.

- **TAREA 4:** Definición de ensayos técnicos:
 - Establecimiento de los parámetros a estudiar: calibración, saturación, deriva temporal para puesta a punto del sistema.
 - Selección del procedimiento de ensayo para garantizar repetibilidad y fiabilidad de los datos.

Tiempo total consumido para su realización: 3 horas.

- **TAREA 5:** Ejecución de ensayos prácticos:
 - Calibración de sensores FSR bajo diferentes pesos y cargas, obteniendo curvas características.
 - Ensayos para analizar la saturación y la deriva a lo largo del tiempo.
 - Realización de pruebas con diferentes cojines comerciales (Jay J2, Systam, APEX, Dorsaback) y múltiples posturas reales.

Tiempo total empleado para la realización de la actividad: 105 horas.

- **TAREA 6:** Análisis e interpretación de resultados:
 - Procesado de los datos de calibración y comportamiento dinámico.
 - Comparativa entre sensores y cojines mediante análisis gráfico y cálculo de errores.
 - Extracción de conclusiones técnicas sobre el rendimiento del sistema y fiabilidad de las medidas.

Tiempo total empleado en la ejecución de la actividad: 20 horas.

- **TAREA 7:** Evaluación de viabilidad técnica y propuesta de mejora.
 - Evaluación de la robustez y escalabilidad del sistema implementado.
 - Propuesta de mejoras para futuras versiones: integración con sistemas inalámbricos, encapsulado resistente a humedad, miniaturización del sistema.

Tiempo total consumido para su ejecución: 15 horas.

- **TAREA 8:** Redacción de la memoria del TFG:
 - Recopilación estructurada de toda la información técnica generada a lo largo del proyecto.
 - Redacción de los apartados del documento incluyendo análisis, cálculos, comparativas y justificaciones técnicas.
 - Corrección y revisión ortográfica y de estilo.

Tiempo total empleado para su elaboración: 120 horas.

TIEMPO TOTAL CONSUMIDO POR EL TRABAJO DE FIN DE GRADO (TFG): 335 HORAS.

Una vez desglosadas las actividades realizadas por los distintos puntos del TFG, se plasmarán todas las horas empleadas para la finalización de cada una de ellas, así como sus fechas de inicio y final.

9.2 Diagrama de Gantt

En este apartado se presenta el diagrama de Gantt correspondiente al proyecto realizado. En él se recogen de forma clara y ordenada todas las actividades desarrolladas durante el transcurso del trabajo, mostrando tanto la duración de cada tarea como sus fechas de inicio y finalización.

Para facilitar la comprensión y la planificación temporal del proyecto, se incluye primero la tabla 13 donde se especifican todas las tareas realizadas, indicando su duración, fecha de comienzo y fecha de finalización.

Además, junto a la tabla, se adjunta un gráfico ilustrativo que representa visualmente el diagrama de Gantt, permitiendo observar de manera rápida y sencilla la distribución temporal de cada actividad dentro del cronograma general del proyecto.

Este esquema permite tener una visión global del proyecto, facilitando la identificación de las fases más relevantes, las tareas que requieren mayor dedicación y el orden en el que se han llevado a cabo.

TAREA	Horas empleadas	Días Empleados	Fecha inicio	Fecha fin
1	40	16	05/02/2025	20/02/2025
2	25	14	08/03/2025	21/03/2025
3	7	2	24/04/2025	25/04/2025
4	3	1	25/04/2025	25/04/2025
5	105	29	02/06/2025	30/06/2025
6	20	5	01/07/2025	05/07/2025
7	15	5	10/07/2025	14/07/2025
8	120	145	25/02/2025	19/07/2025

Tabla 13. Días y fechas empleadas para cada actividad del trabajo.

Esta tabla se ha utilizado para representar el diagrama de Gantt correspondiente que muestra con una mayor facilidad el progreso del TFG realizado a lo largo de todos los meses de trabajo. A continuación, se muestra la gráfica:

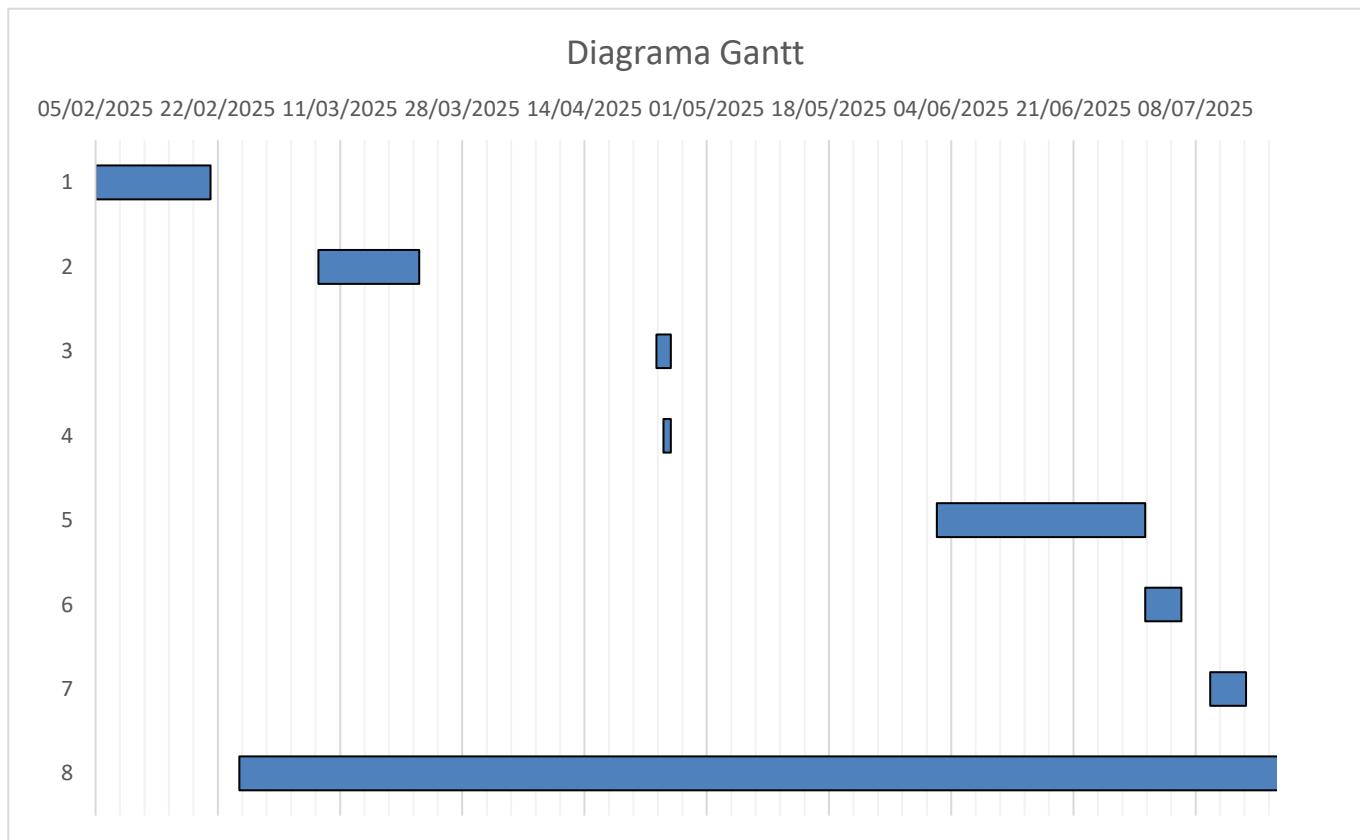


Figura 9-1. Diagrama de Gantt

Es de vital importancia conocer que a lo largo del inicio (05/02/2025) y fin del TFG (19/07/2025) se han contabilizado unas 335 horas de trabajo siendo la actividad 8 la que más carga de trabajo se ha obtenido, con una duración de 6 meses donde se han trabajado 120 horas. Estas horas de trabajo total se emplearán en la siguiente actividad para calcular el presupuesto correspondiente al TFG realizado.

10 ASPECTOS ECONÓMICOS

El presupuesto es una herramienta esencial que debe estar presente en cualquier plan de trabajo asociado a un TFG. A través del presupuesto, se reflejan los costes económicos involucrados en la realización del proyecto, incluyendo las horas de trabajo dedicadas, la amortización/coste de los equipos, materiales y dispositivos utilizados, así como cualquier otro gasto necesario para el desarrollo del presente Trabajo de Fin de Grado.

Por lo tanto, para poder seguir un orden de trabajo, se comenzará calculando el coste total asociado a las horas dedicadas al TFG, más adelante se calcularán las amortizaciones de los equipos y materiales empleados y, por último, se detallarán los demás gastos realizados a lo largo del TFG.

HORAS DEDICADAS:

Las horas dedicadas hacen referencia a las horas empleadas para la elaboración del TFG. En el caso de estudio, se supondrá el coste dedicado por la contratación por parte de una empresa a un ingeniero, en este caso junior, para la ejecución del trabajo, además de dos ingenieros jefes.

Como se muestra en el apartado 9, Metodología, se ha realizado un diagrama de Gantt incluyendo las horas totales empleadas para la elaboración del TFG. De esta manera, se extrae el resultado obtenido en esa sección y se elabora el coste total, mostrado por la tabla 14.

Trabajador	Coste por horas(€/h)	Horas(h)	Coste(€)
Ingeniero Junior	15	335	5025
Codirector 1	30	35	1050
Codirector 2	30	30	900
HORAS INTERNAS			6975

Tabla 14.Coste contratación por horas realizadas.

AMORTIZACIÓN/COSTE:

Siempre que se quiera realizar el presupuesto de cualquier trabajo, es de vital importancia contabilizar las amortizaciones de todos los equipos empleados, valorar el coste de los equipos y dispositivos utilizados, así como los materiales empleados para lograr la ejecución del trabajo. Una amortización, son las pérdidas de valor de los activos fijos que, debido a su uso, característica que también es necesaria tener en cuenta. Como se explicará más adelante, estos activos fijos pueden ser materiales o inmateriales.

Para su cálculo se utilizará la tabla 14, que servirá para facilitar todos los cálculos relacionados con todas aquellas amortizaciones obtenidas a lo largo del TFG. En la ecuación (15) se observa la expresión a utilizar para determinar el coste total de la amortización de los equipos y dispositivos empleados.

$$\text{Amortización} = \frac{\text{precio adquisicion}}{\text{vida útil}} \cdot \text{tiempo de utilización} \quad (15)$$

En este sentido, el TFG realizado se han empleado los siguientes activos fijos para su realización:

- Ordenador de sobremesa por piezas valorado en 1200 €
- Licencia de Microsoft office 365: 69,00 €/años.
- Licencia Matlab 230 €/años
- Sensor FSR04 de Ohmite 5,31 €/unidad.
- Sensor FSR406 de Interlink Electronics 8,66 €/unidad.
- Sensor FSR400 Short Interlink Electronics 2,99 €/unidad.
- Cojín de posicionamiento Jay J2 735 €.
- Systam P371C-HR Cojín de espuma para silla de ruedas 120 €.
- Cojín antiescaras Apex Viscogel 92 €.
- Arduino Mega 2560 43,75 €

Una vez visto los costes individuales asociados a cada elemento utilizado a lo largo del TFG, a continuación, se calcula su amortización para aquellos activos utilizados de manera más prolongada, para ello se hará uso de la ecuación 15:

$$\text{Amortización ordenador} = \frac{1200 \text{ €}}{4 \text{ años} \cdot \frac{12 \text{ meses}}{1 \text{ año}}} \cdot 6 \text{ meses} = 150,00 \text{ €}$$

$$\text{Amortización licencia Office} = \frac{69 \text{ €}}{1 \text{ año} \cdot \frac{12 \text{ meses}}{1 \text{ año}}} \cdot 6 \text{ meses} = 34,50 \text{ €}$$

$$\text{Amortización licencia Matlab} = \frac{230 \text{ €}}{1 \text{ año} \cdot \frac{12 \text{ meses}}{1 \text{ año}}} \cdot 6 \text{ meses} = 115,00 \text{ €}$$

$$\text{Amortización arduino mega} = \frac{43,75 \text{ €}}{3 \text{ años} \cdot \frac{12 \text{ meses}}{1 \text{ año}}} \cdot 2 \text{ meses} = 2,43 \text{ €}$$

Por tanto, obtenida toda esta información, se han realizado la tabla 15 y 16 correspondientes a la amortización y costes individuales, respectivamente, de los activos utilizados en el TFG.

Activo Fijo	Coste adquisición (€)	Vida útil (años)	Tiempo empleado (meses)	Coste (€)
Ordenador	1200	4	6	150,00
Licencia Office	69	1	6	34,50
Licencia Matlab	230	1	6	115,00
Arduino mega	43,75	3	2	2,43
AMORTIZACIÓN				301,93

Tabla 15. Amortización de los activos fijos.

Activo Empleado	Coste Adquisición (€)	Cantidad utilizada	Coste total (€)
<i>Ordenador</i>	1200	1	1200
<i>Licencia Office</i>	69	1	69
<i>Licencia Matlab</i>	230	1	230
<i>Sensor FSR04</i>	5,31	8	42,48
<i>Sensor FSR406</i>	8,66	8	69,28
<i>Sensor FSR400 short</i>	2,99	8	23,92
<i>Jay J2</i>	735	1	735
<i>System</i>	120	1	120
<i>Apex viscogel</i>	92	1	92
<i>Arduino Mega</i>	43,75	1	43,75
COSTE TOTAL ADQUISICIÓN			2625,43

Tabla 16. Coste total adquisición materiales, dispositivos y equipos.

De esta manera se observa como el coste total debido a la amortización y coste de adquisición de todos los elementos utilizados representan un valor de 2927,36 €

Una vez calculados todos los apartados que componen el presupuesto, se realiza la tabla 18 presupuestaria recogiendo todos estos costos calculados anteriormente.

Concepto	Coste (€)
Horas dedicadas	6975,00
Amortización	301,93
Coste adquisición	2625,43
TOTAL	9902,36

Tabla 17. Presupuesto final.

Por tanto, se obtiene un presupuesto final del trabajo que asciende a un valor de 9902,36 €.

11 CONCLUSIONES

El presente Trabajo Fin de Grado ha tenido como objetivo la mejora y adaptación de un sistema de monitorización postural orientado a personas con movilidad reducida, centrándose en la selección e implementación de sensores resistivos sensibles a la fuerza (FSR). Esta monitorización busca mejorar la calidad de vida de los usuarios mediante un control constante del estado físico, facilitando la prevención de complicaciones asociadas a la permanencia prolongada en posición sentada.

Durante el desarrollo del trabajo, se ha llevado a cabo un exhaustivo análisis del estado del arte en tecnologías de sensores de presión, considerando diferentes alternativas como sensores capacitivos, células de carga con galgas extensiométricas, sensores piezoelectrónicos y sensores FSR. Tras un estudio detallado de sus características, ventajas y limitaciones, se concluyó que los sensores FSR ofrecían el mejor compromiso entre coste, simplicidad, versatilidad y facilidad de integración en cojines posturales.

Posteriormente, se ha realizado un análisis comparativo entre diferentes modelos de sensores FSR, centrando la atención en el comportamiento específico de cada uno bajo condiciones reales de uso. En este estudio se evaluaron principalmente tres modelos: el FSR406 de Interlink Electronics, caracterizado por una superficie de activación amplia; el FSR04 de Ohmite, que presenta características intermedias tanto en tamaño como en respuesta; y el FSR400 Short, también de Interlink, que destaca por contar con una superficie de activación muy reducida. Esta comparación permitió identificar las ventajas y limitaciones de cada sensor en función de su rendimiento en distintas configuraciones de asiento y escenarios posturales.

Los resultados obtenidos durante las pruebas experimentales mostraron que el sensor FSR406, a pesar de su mayor área activa, presenta un comportamiento poco adecuado para la aplicación planteada. En condiciones de presión prolongada y dependiendo del tipo de cojín utilizado, se observó una saturación rápida del sensor, alcanzando tensiones de salida de hasta 4,7 V en una escala máxima de 5 V, lo que reduce notablemente la capacidad de distinguir variaciones posturales. Esta falta de margen dinámico compromete la precisión del sistema y su utilidad en entornos clínicos o domésticos.

Por otro lado, el sensor FSR04 de Ohmite se posiciona como una opción más equilibrada. Durante los ensayos se comprobó que su respuesta obtenida no alcanza valores tan elevados como los del FSR406, con máximos alrededor de 4,3 V, lo que sugiere un mejor margen de medida y una menor tendencia a la saturación. Además, al tener una superficie de activación intermedia, ofrece una buena sensibilidad sin necesidad de elementos externos adicionales, manteniendo un nivel de comodidad aceptable para el usuario.

En cambio, el uso de los FSR400 short, aunque viable, presenta complicaciones prácticas. Debido a su reducido tamaño, ha sido necesario implementar pastillas impresas en 3D para ampliar el área de contacto, lo cual añade complejidad al sistema, aumenta el riesgo de fallos mecánicos (por desprendimiento) y compromete la fiabilidad de la lectura por el movimiento

natural del paciente. Este tipo de adaptaciones, aunque funcionales, reducen la robustez del sistema y podrían dificultar su aplicación en entornos reales.

En base a los resultados obtenidos, se recomienda priorizar el uso de sensores FSR04 como base principal en la instrumentación de sistemas de detección postural, dada su fiabilidad, estabilidad y versatilidad en diferentes configuraciones de asiento. Estos sensores han demostrado un rendimiento superior, con una respuesta precisa y consistente tanto en asiento como en respaldo, sin requerir elementos adicionales como pastillas 3D ni mostrar problemas de saturación críticos. No obstante, se deja abierta la posibilidad de implementar una solución híbrida que combine estratégicamente los sensores FSR04 con unidades FSR400 Short en zonas específicas donde se requiera una mayor resolución localizada o se presenten condiciones particulares de presión, como pueden ser las áreas de contacto en las extremidades inferiores. Esta combinación debe planificarse cuidadosamente según la morfología del cojín y el perfil biomecánico del usuario, buscando siempre minimizar la complejidad estructural y maximizar la sensibilidad postural. En este contexto, la solución mixta puede representar un compromiso eficaz entre precisión, adaptabilidad y coste, sin perder de vista que el sensor FSR04 continúa siendo la opción recomendada como componente principal del sistema.

Adicionalmente, se identificó una limitación relevante que afecta a todos los modelos estudiados: la ausencia de protección contra condiciones ambientales adversas, especialmente humedad. Considerando que estos sensores estarán en contacto directo pudiendo sufrir derrames de líquidos, exposición a humedad ambiental o contacto con agua por precipitación u otras fuentes de humedad, se considera imprescindible garantizar una protección mínima equivalente a la norma IP67, para asegurar la durabilidad del sistema y su funcionamiento en condiciones reales de uso.

Asimismo, se propone como mejora futura la miniaturización del sistema, con el objetivo de reducir su tamaño total, facilitar su integración bajo el cojín y mejorar tanto su estética como su comodidad para el usuario. Esta miniaturización podría lograrse mediante el diseño de una placa de circuito impreso (PCB) personalizada que integre todos los componentes necesarios, incluyendo la electrónica de acondicionamiento de señal, el microcontrolador, el sistema de alimentación y los elementos de protección. La implementación de una PCB específica permitiría prescindir del uso de protoboards y reducir drásticamente el cableado interno, lo que además incrementaría la fiabilidad eléctrica y mecánica del sistema.

Una de las claves para esta reducción del cableado es la adopción de un sistema de comunicación más eficiente entre sensores y microcontrolador. En este sentido, se plantea el uso del bus I²C como alternativa viable, ya que permite conectar múltiples sensores empleando únicamente dos líneas de comunicación comunes (SDA y SCL). Esta solución no solo simplifica el diseño del sistema, sino que también reduce las interferencias electromagnéticas, mejora la organización interna del cableado y facilita futuras ampliaciones. Para que esta propuesta sea viable, sería necesario emplear sensores con capacidad de direccionamiento I²C o incorporar módulos de lectura intermedios capaces de digitalizar la señal analógica y transmitirla mediante este protocolo.

En cuanto al diseño del sistema, se ha demostrado la viabilidad técnica de un modelo de medición que integra sensores FSR calibrados, electrónica de lectura sencilla basada en divisores de tensión y análisis mediante software MATLAB. Sin embargo, para una implementación real a gran escala, será necesario avanzar hacia soluciones más robustas, incorporando microcontroladores con capacidad de comunicación inalámbrica, sistemas de almacenamiento de datos e interfaces gráficas para usuarios y profesionales sanitarios.

En conclusión, el trabajo ha permitido validar el uso de sensores FSR como una opción viable y económicamente accesible para la monitorización postural en personas con movilidad reducida. A lo largo del desarrollo, se han identificado limitaciones clave asociadas a estos sensores, tales como la saturación a altos niveles de presión, la influencia del área de contacto activa, su precisión relativa y las condiciones ambientales de uso. Asimismo, se ha propuesto una solución técnica escalable y adaptable, con potencial para su integración en dispositivos portátiles de asistencia, lo que abre la puerta a futuras aplicaciones clínicas o domésticas. Finalmente, este proyecto ha sentado las bases necesarias para el desarrollo de sistemas más avanzados de monitorización física y asistencial, orientados hacia soluciones más inteligentes, robustas y personalizadas.

12 BIBLIOGRAFÍA

- [1] Naciones Unidas. Objetivos y metas de desarrollo sostenible [Internet]. Desarrollo Sostenible. 2015 [citado el 13 de diciembre de 2024]. Disponible en:
- [2] Naciones Unidas. Salud [Internet]. Desarrollo Sostenible. 2015 [citado el 20 de junio de 2025]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/health/>
- [3] Naciones Unidas. Reducir las desigualdades entre países y dentro de ellos [Internet]. Desarrollo Sostenible. 2015 [citado el 13 de diciembre de 2024]. Disponible en: <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/inequality/>
- [4] Naciones Unidas. Infraestructura [Internet]. Desarrollo Sostenible. 2015 [citado el 13 de diciembre de 2024]. Disponible en:
<https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/infrastructure/>
- [5] IMU - Unidad de medición inercial [Internet]. SBG Systems. 2025 [citado el 22 de febrero de 2025]. Disponible en: <https://www.sbg-systems.com/es/glossary/inertial-measurement-unit-imu-sensor/>
- [6] Jin H, He X, Wang L, Zhu Y, Jiang W, Zhou X. SitPose: Real-time detection of sitting posture and sedentary behavior using ensemble learning with depth sensor [Internet]. arXiv [cs.CV]. 2024. Disponible en: <http://arxiv.org/abs/2412.12216>
- [7] Ramón Pallás Areny. Sensores de reactancia variable y electromagnéticos. En: Ramón Pallás Areny. Sensores y acondicionadores de señal. 4a ed. Barcelona, España: Marcombo, S. A; 2005. p. 173-187.
- [8] Antonio Creus Solé. Medidas de presión. En: Antonio Creus Solé. Instrumentación Industrial. 6a ed. Barcelona, España: Marcombo, S. A; 1997. p. 80-81
- [9] KKD18-720-V - Sensor de presión absoluta by Angst Pfister Sensors and Power AG [Internet]. Directindustry.es. [citado el 5 de marzo de 2025]. Disponible en: <https://www.directindustry.es/prod/angst-pfister-sensors-and-power-ag/product-68695-1634420.html>
- [10] Ramón Pallás Areny. Sensores Resistivos. En: Ramón Pallás Areny. Sensores y acondicionadores de señal. 4a ed. Barcelona, España: Marcombo, S. A; 2005. p. 60-68.
- [11] Miguel A. Pérez García, Juan C. Álvarez Antón, Juan C. Campo Rodríguez, Fco. Javier Ferrero Martín, Gustavo J. Grillo Ortega. Galgas Extensiometrías. En: Miguel Ángel García Pérez. Instrumentación Electrónica. 2a ed. Madrid, España: Thomson Paraninfo , S.A; 2003. p. 227-245.
- [12] Células de Carga de flexión Monocélula modelo 140 [Internet]. Células de Carga - Utilcell. Utilcell; 2016 [citado el 20 de junio de 2025]. Disponible en: <https://www.utilcell.es/celula-de-carga/modelo-140/>

- [13] Miguel A. Pérez García, Juan C. Álvarez Antón, Juan C. Campo Rodríguez, Fco. Javier Ferrero Martín, Gustavo J. Grillo Ortega. Sensores piezoeléctricos. En: Miguel Ángel García Pérez. Instrumentación Electrónica. 2a ed. Madrid, España: Thomson Paraninfo, S.A; 2003. p. 347-370.
- [14] Kistler.com. [citado el 10 de marzo de 2025]. Disponible en: <https://www.kistler.com/ES/es/cp/sensores-de-fuerza-triaxiales-90x7-8c/P0000579>
- [16] Braga NC. Conozca los Sensores de Fuerza FSR (ART728S) [Internet]. Com.mx. INCB; [citado el 20 de junio de 2025]. Disponible en: <https://www.incb.com.mx/index.php/articulos/53-como-funcionan/4920-conozca-los-sensores-de-fuerza-fsr-art728s>
- [17] Haghi M, Asadov A, Boiko A, Ortega JA, Martínez Madrid N, Seepold R. Validating force sensitive resistor strip sensors for cardiorespiratory measurement during sleep: A preliminary study. Sensors (Basel) [Internet]. 2023;23(8). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3390/s23083973>
- [18] Antonio Creus Solé. Generalidades. En: Antonio Creus Solé. Instrumentación Industrial. 6a ed. Barcelona, España: Marcombo, S. A; 1997. p. 1-22.
- [19] How can you distinguish between sensor saturation and calibration issues? [Internet]. Truegeometry.com. [citado el 12 de abril de 2025]. Disponible en: <https://blog.truegeometry.com/api/exploreHTML/d746e18acb5292ea36ddcd33366b2d5.exploreHTML>
- [20] Ohmite. Force Sensing Resistors - FSR Series [Internet]. Ohmite.com. [citado el 21 de junio de 2025]. Disponible en: <https://www.ohmite.com/fsr-series/>
- [21] Interlink Electronics, Inc. FSR sensor, force Sensing Resistor [Internet]. Interlinkelectronics.com. [citado el 17 de junio de 2025]. Disponible en: <https://www.interlinkelectronics.com/force-sensing-resistor>
- [22] Ohmite. FSR series datasheet [Internet]. Ohmite.com. [citado el 17 de junio de 2025]. Disponible en: <https://www.ohmite.com/res-fsr-rev-4.23/>
- [23] Force Sensing Resistors. FSR 400 Series Data Sheet [Internet]. Hubspot.net. [citado el 17 de junio de 2025]. Disponible en: https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Interlinkelectronics%20November2017/Docs/Data_sheet_FSR.pdf
- [24] Mathworks.com. [citado el 30 de junio de 2025]. Disponible en: <https://es.mathworks.com/help/stats/regression-and-anova.html>
- [25] García V. El Amplificador Operacional - Electrónica Práctica Aplicada [Internet]. Electrónica Práctica Aplicada - Técnicas de Electrónica Analógica y Digital. Electrónica Práctica Aplicada; 2010 [citado el 3 de julio de 2025]. Disponible en: <https://www.diarioelectronicohoy.com/blog/el-amplificador-operacional>

- [26] Cojín Jay J2 [Internet]. Eurodiscap. EURODISCAP.SL; 2024 [citado el 12 de julio de 2025]. Disponible en: <https://eurodiscap.es/ortopedia/posicionamiento/cojines/cojin-jay-j2/>
- [27] Cojín ergonómico SYSTAM “Viscoflex Plus” [Internet]. OfertasOrtopedia. [citado el 12 de julio de 2025]. Disponible en: <https://www.ofertasortopedia.com/producto/cojin-ergonomico-systam-viscoflex-plus/>
- [28] Catalogo_Apex_SedensVisco-gel.pdf. [citado el 12 de julio de 2025]. Disponible en: <https://www.onlinemedical.es/cojines-antiescaras/852-apex-sedens-visco-gel.html>
- [29] Asiento postural Dorsaback Sissel [Internet]. EnvíoMédical, SL [citado el 15 de julio de 2025]. Disponible en: <https://enviomedical.com/es/cojines-respaldos-posturales/10048-asiento-postural-dorsaback-sissel-cojines-respaldos-posturales.html>
- [30] Cabanes I, Mancisidor A, Vermander P, Pérez N, Brull A, Portillo E, et al. *i-KuXin: A sitting postural monitoring cushion*. In: Cabanes I, editor. Tesis doctoral. Universidad del País Vasco; 2023. p. 45–72.
- [31] Zhou L. ¿Qué significa IP67? [Internet]. E-Abel-. E-Abel; 2025 [citado el 16 de julio de 2025]. Disponible en: <https://www.eabel.com/es/que-significa-ip67/>

ANEXO

El anexo incluye dos fragmentos de código que conforman un sistema integrado de adquisición y medición de señales analógicas procedentes de un sensor de fuerza. El primero, desarrollado en Arduino, detecta la aplicación de peso sobre un sensor FSR conectado al pin A0, y al superar un umbral definido, espera la estabilización de la señal, promedia varias lecturas y calcula el voltaje correspondiente, evitando nuevas mediciones hasta la retirada de la carga. El segundo, implementado en MATLAB, recibe los datos vía puerto serie, los representa gráficamente en tiempo real y los almacena en un archivo CSV. En conjunto, el sistema permite realizar mediciones precisas y trazables del comportamiento del sensor, facilitando el análisis de fenómenos como la deriva bajo cargas constantes o prolongadas.

ANEXO I: MEDIDAS CALIBRACIÓN SENSORES FSR

El código presentado a continuación ha sido desarrollado para realizar la lectura de un sensor analógico, procesar las señales recibidas y calcular el voltaje medio asociado a la medida, simulando un sistema de detección de peso.

A continuación, se describe el funcionamiento detallado del mismo:

Descripción general:

- El programa lee el valor analógico de un sensor conectado al pin A0 del Arduino.
- Si la lectura supera un umbral predefinido (20 en este caso), el sistema detecta la presencia de un peso o señal significativa.
- Tras la detección, el sistema espera 7 segundos para permitir que la medida se estabilice.
- Luego, realiza una media de 20 lecturas sucesivas para mejorar la precisión.
- Finalmente, convierte la lectura promedio en voltaje y la muestra por el puerto serie.
- El sistema no volverá a tomar una nueva medida hasta que el peso sea retirado (es decir, hasta que la lectura caiga por debajo del umbral).

```

int sensorPin = A0;
float voltaje = 0.0;

int umbralDeteccion = 20; // Cambiar esto si se quiere ignorar ruido o fluctuaciones

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

void loop() {
  int lectura = analogRead(sensorPin);
  ...
}
  
```

```

if (lectura > umbralDeteccion) {

  Serial.println("Peso detectado. Esperando 7 segundos para estabilizar...");

  delay(7000); // Espera 7 segundos

  // Leer 20 valores y promediarlos

  int suma = 0;

  int muestras = 20;

  for (int i = 0; i < muestras; i++) {

    suma += analogRead(sensorPin);

    delay(10); // Pausa entre muestras para estabilizar

  }

  float valorMedio = suma / float(muestras);

  voltaje = (valorMedio * 5.00) / 1023.0;

  Serial.print("Promedio analógico: ");

  Serial.print(valorMedio, 2);

  Serial.print(" Voltaje medio: ");

  Serial.print(voltaje, 5);

  Serial.println(" V");

  // Esperar a que se quite el peso antes de volver a medir

  Serial.println("Esperando que se retire el peso...");

  while (analogRead(sensorPin) > umbralDeteccion) {

    delay(200); // Evita lecturas continuas hasta que se retire el peso

  }

  Serial.println("Peso retirado. Listo para nueva medición.");

}

delay(100); // Pequeño delay entre ciclos
}

```

ANEXO II: CÓDIGO MATLAB USADO PARA MEDIR DERIVA

Este código ha sido desarrollado en MATLAB para realizar la adquisición y almacenamiento de datos provenientes de un sensor conectado al Arduino mediante comunicación serie. A continuación, se describe su funcionamiento detallado:

Descripción general:

Este programa, desarrollado en MATLAB, tiene como objetivo la adquisición, visualización y almacenamiento de datos de un sensor conectado a un microcontrolador. La comunicación entre el microcontrolador y el ordenador se realiza mediante un puerto serie, configurado en este caso en el puerto COM3 a una velocidad de 9600 baudios.

Durante la ejecución, el microcontrolador envía datos en tiempo real que contienen dos valores por cada línea transmitida: el tiempo transcurrido (en milisegundos) y el voltaje medido por el sensor. El programa lee estas líneas, separa los valores, convierte el tiempo de milisegundos a segundos para su representación gráfica, y añade cada nuevo punto a una gráfica en tiempo real, permitiendo así monitorizar la evolución del voltaje conforme transcurre la adquisición.

Además de la representación visual, todos los datos recibidos se almacenan simultáneamente en un archivo de texto en formato CSV (Comma-Separated Values), lo cual facilita su posterior análisis mediante herramientas como Excel, MATLAB u otros programas de procesamiento de datos.

La duración total de la adquisición está limitada a un tiempo predefinido (en este caso, 600 segundos, es decir, 10 minutos), tras el cual el programa cierra la conexión serie y finaliza el registro de datos. Esta herramienta resulta útil para la adquisición prolongada de señales analógicas en experimentos que requieran supervisión continua y registro automático de datos.

```

% CONFIGURACIÓN
puerto = "COM3";
baudrate = 9600;
duracion = 600;      % Duración en segundos (10 minutos)
archivo_salida = "FSR04-1500g.csv";

% CONEXIÓN SERIE
s = serialport(puerto, baudrate);
configureTerminator(s, "LF");

```

```
flush(s); % Limpia buffer
```

```
% CABECERA
```

```
fprintf("Leyendo datos desde %s durante %d segundos...\n", puerto, duracion);  
f=fopen(archivo_salida, 'w');  
fprintf(f, "Tiempo (ms),Voltaje (V)\n");
```

```
% INICIALIZACIÓN DE LA GRÁFICA
```

```
figure;  
hold on;  
grid on;  
xlabel("Tiempo (s)");  
ylabel("Voltaje (V)");  
title("Voltaje en tiempo real desde FSR");  
xlim([0 duracion]);  
ylim([0 5]);  
h = animatedline;
```

```
% TIEMPO INICIAL
```

```
tiempo_inicio = tic;  
while toc(tiempo_inicio) < duracion  
if s.NumBytesAvailable > 0  
  linea = readline(s);  
  datos = sscanf(linea, "%f,%f"); % Formato: tiempo,voltaje  
  if numel(datos) == 2  
    tiempo_ms = datos(1);  
    voltaje = datos(2);  
    tiempo_s = tiempo_ms / 1000;  
  
    % Añadir a gráfica
```

```
addpoints(h, tiempo_s, voltaje);  
  
drawnow limitrate;  
  
% Guardar en archivo  
  
fprintf(f, "%.0f%.5f\n", tiempo_ms, voltaje);  
  
end  
  
end  
  
end  
  
% CIERRE  
  
fclose(f);  
  
clear s;  
  
fprintf("Adquisición finalizada. Datos guardados en %s\n", archivo_salida);
```