



UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA
Departamento de Ingeniería Eléctrica

**DESARROLLO DE SISTEMA PARA MEDIR Y
AJUSTAR LA PRESIÓN DE LAS TELAS SOBRE LA
PIEL EN PERSONAS QUE HAN SUFRIDO
QUEMADURAS**

Tesis presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción para optar al grado académico de Magíster en Ciencias de la Ingeniería con Mención en Ingeniería Eléctrica.

POR: VALERIA CONSTANZA MORAGA RAMÍREZ.

Profesor Guía: Sc. D. Pablo E. Aqueveque N.

Comisión Evaluadora: Sc.D. Enrique Germany

Sc.D. Sergio Sobarzo

Sc.D. Sebastián Godoy.

21 de enero de 2026, Concepción, Chile.

© Valeria Constanza Moraga Ramírez

Se autoriza con la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.



Resumen

Las quemaduras graves representan un desafío significativo para la salud a nivel mundial, en términos de discapacidad motora y además estético, por lo que prevenir la aparición de cicatrices hipertróficas y favorecer una cicatrización adecuada es primordial. Hoy en día existen diversos tratamientos que tienen esto como objetivo, donde se destaca la terapia de compresión por sus beneficios tanto en la mejora de las características fisiológicas y estéticas de las cicatrices, como en el manejo del dolor. No obstante, la presión ejercida por las prendas no suele medirse directamente, sino que se estima un valor ideal de acuerdo con lo visual y sensación del paciente, esto principalmente por la falta de sistemas de medición para este propósito. Por esto, se plantea el desarrollo de un sistema usando sensores, que permita medir con precisión la presión ejercida por las telas sobre la piel, facilitando así al personal médico la evaluación de la efectividad del tratamiento.

Dado que este trabajo se enfoca en el tratamiento con cicatrices, se realiza una búsqueda de sensores que posean alta sensibilidad y adaptabilidad, especialmente en condiciones húmedas, y que puedan ser utilizados en esta área delicada. En primera instancia se diseña un prototipo usando sensores capacitivos para monitorear la presión, donde los se concluye que la relación capacitancia vs. presión difiere de lo esperado, presentando valores superiores a los en la literatura. Esto se atribuye al diseño y configuración de los sensores, y a la conductividad de la piel en contacto directo con este. Por esto, y a partir de la revisión bibliográfica, se reformula el sistema de monitoreo utilizando medición de presión neumática mediante una compresión

de aire. Esto también permite explorar la condición de ajuste manual de presión, como una propuesta de aumento de compresión provisoria en el tratamiento. La calibración muestra una relación lineal entre la presión teórica y la medida, junto con una adecuada precisión y estabilidad temporal. Las pruebas realizadas evidencian que la anatomía de la mano influye en la variabilidad de las mediciones, siendo mayor en zonas palmares complejas y menor en superficies más planas. Del mismo modo, el ajuste de presión entre 20 a 25 mmHg también se consiguió, donde en las 4 zonas medidas las pendientes registradas en el minuto de medición post intervención no son significativas, y según el análisis estadístico presenta características asociadas a una distribución normal. En conjunto, los resultados confirman que la medición neumática y ajuste constituye una alternativa viable y confiable para cuantificar objetivamente la presión ejercida por prendas compresivas.

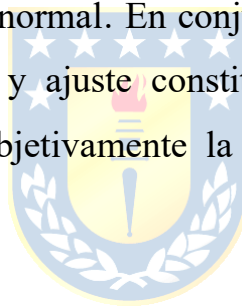


Tabla de Contenidos

1	REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	20
1.1	INTRODUCCIÓN	20
1.2	QUEMADURAS	24
1.3	TERAPIA DE COMPRESIÓN	27
1.4	SENSORES Y TRANSDUCTORES	31
1.5	HERRAMIENTAS PARA CONOCER LA PRESIÓN EJERCIDA EN LA PRESOTERAPIA.....	36
1.5.1	<i>Problemática</i>	36
1.5.2	<i>Estado del Arte</i>	36
1.6	BRECHA DE INVESTIGACIÓN.....	53
1.7	DISCUSIÓN.....	56
2	OBJETIVOS.....	58
2.1	HIPÓTESIS.....	58
2.2	OBJETIVO GENERAL.....	58
2.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	58
2.4	ALCANCES Y LIMITACIONES.....	59
3	METODOLOGÍA.....	60
4	DESARROLLO DEL PROTOTIPO	64
4.1	PROTOTIPO UTILIZANDO SENSORES CAPACITIVOS	64
4.1.1	<i>Diseño de sensores</i>	64
4.1.2	<i>Diseño del Prototipo</i>	66
4.1.3	<i>Desarrollo del Firmware del Prototipo</i>	67
4.1.4	<i>Calibración y Validación del Sistema</i>	67
4.2	PROTOTIPO MIDIENDO PRESIÓN NEUMÁTICA	72
4.2.1	<i>Diseño del Prototipo</i>	73
4.2.2	<i>Desarrollo del Firmware del Prototipo</i>	76
4.2.3	<i>Calibración y Validación del Sistema</i>	78
4.2.4	<i>Desarrollo de la Interfaz</i>	80
4.2.5	<i>Validación del Experimento Usando el Fantoma</i>	87
4.2.6	<i>Medición en Personas Sanas y Análisis de Datos</i>	88

5	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	90
5.1	SISTEMA DE MEDICIÓN DE PRESIÓN CON SENSORES CAPACITIVOS.....	90
5.1.1	<i>Calibración del Sistema Capacitivo</i>	<i>90</i>
5.1.2	<i>Validación del sistema mediante medición en personas</i>	<i>92</i>
5.1.3	<i>Discusión</i>	<i>93</i>
5.2	SISTEMA DE MEDICIÓN DE PRESIÓN NEUMÁTICA.....	95
5.2.1	<i>Calibración del sistema.....</i>	<i>95</i>
5.2.2	<i>Validación del sistema</i>	<i>99</i>
5.2.3	<i>Validación del experimento.....</i>	<i>100</i>
5.2.4	<i>Medición en Personas Sanas.....</i>	<i>104</i>
5.2.5	<i>Discusión</i>	<i>117</i>
6	CONCLUSIÓN.....	122
7	ANEXO 125	
	BIBLIOGRAFÍA	138



Lista de Figuras

Fig. 1.1: Grados de quemaduras según el tejido afectado. Imagen extraída de [11].....	25
Fig. 1.2: Fotografías de heridas de quemaduras injertadas, a las 1, 5 y 17 semanas que muestran las cuatro condiciones de tratamiento: presión aplicada inmediatamente después del injerto (inmediata), presión aplicada después de 1 semana (temprana), presión aplicada después de 5 semanas (retardada) y herida de control sin presión aplicada. Se muestran las mismas heridas en cada punto temporal. La aplicación de presión dio lugar a cicatrices menos contraídas y más lisas en comparación con las cicatrices de control. Imagen extraída de [33].....	30
Fig. 1.3: Diagrama de flujo básico y componentes de los instrumentos biomédicos. Imagen extraída de [39].....	30
Fig. 1.4: (a) Tejido de punto acanalado simulado y (b) Tejido de punto acanalado simulado con hilos de trama. Imagen extraída de [48].	38
Fig. 1.5: Diagrama de flujo de trabajo, para el análisis utilizado en el cálculo de la presión de subprendas. Imagen extraída de [50].....	41
Fig. 1.6: Patrón de cambio de los valores de grosor en cicatrices post-quemadura en ambos grupos de tratamiento de compresión ($p = 0,027$). La línea plana (-) representa el grupo de compresión "normal", mientras que la línea discontinua (- - -) representa el grupo de compresión "baja". Medias previstas en cada combinación de tiempo y grupo, incluido un intervalo de confianza del 95% para cada media prevista. Imagen extraída de [52].	41

Fig. 1.7: Dispositivo de medición de presión subvendaje PicoPress. Imagen extraída de [63].	44
Fig. 1.8: Sensores utilizados para la evaluación (a) Sensor FlexiForce (b) Sensor AMI air-pack (c) Sensor PicoPress. Imagen extraída de [58].	44
Fig. 1.9: Monitor de presión subvendaje Kikuhime. Imagen extraída de [16].	44
Fig. 1.10: Comparación de las mediciones de presión entre la superficie frontal del sensor piezoresistivo (PR) y el dispositivo PicoPress. Imagen extraída de [17].	48
Fig. 1.11: Dispositivo portátil de control de la presión dinámica en el sujeto, a) Sin prenda, b) Bajo prenda. Imagen extraída de [69].	48
Fig. 1.12: (A) Dispositivo portátil de medición de la presión, sensor; (B) Prenda de presión en el antebrazo de un paciente. Imagen extraída de [70].	50
Fig. 1.13: Sistema Pliance X. Imagen extraída de [72].	50
Fig. 1.14: Línea de tiempo a partir de los principales métodos de medición y estimación del valor de la presión ejercida durante la terapia de compresión, contemplando las últimas 2 décadas.	55
Fig. 3.1: Esquema de metodología propuesta.	63
Fig. 3.2: Puntos de medición utilizando sistema de medición de presión neumático.	63
Fig. 4.1: Diagrama que describe la propuesta de sistema para medir presión por medio del uso de sensores de presión capacitivos.	64

Fig. 4.2: Estructura del ensamblaje de los sensores capacitivos a fabricar, compuesto de dos láminas de cobre flexible y una capa interna de PET como dieléctrico.....	65
Fig. 4.3: Esquema de construcción del sensor de presión capacitivo, y sus respectivos canales asociados.	65
Fig. 4.4: Sensor de presión capacitivo obtenido a partir del ensamble de las capas, y luego de soldar los terminales al cable. De izquierda a derecha: Cable de tierra, cable de apantallamiento y cable asociado al canal de medición.	66
Fig. 4.5: Implementación del sistema usando un sensor, donde se conecta solo a un canal de medición del FDC1004, además del cable de tierra y el apantallamiento.	66
Fig. 4.6: Medición de la diferencia de capacitancia con la máquina de ensayos Zwick-Roell ProLine Z010, utilizando el sistema configurado con un solo sensor.	68
Fig. 4.7: Regiones palmares. Son de utilidad para asociarlas a las mediciones a realizar.....	70
Fig. 4.8: Puntos medidos para visualizar la variación de capacitancia en diferentes puntos de la mano, con cuatro puntos en la palma y dos en el dorso, seleccionando aquellos que suelen ser comunes en quemaduras.	70
Fig. 4.9: Puntos medidos para ser reemplazados en la ecuación obtenida de la calibración del sistema con un solo sensor.....	71
Fig. 4.10: Diagrama que describe la propuesta de sistema para medir presión por medio del uso de un sensor de presión piezoresistivo. Y ajuste manual de la presión usando una bomba, comúnmente usadas en la medición de presión arterial	73

Fig. 4.11: Brazalete Toma Presión Neonatal. Imagen referencial extraída de [87].....	75
Fig. 4.12: Sistema de medición de presión neumática. Este incluye el brazalete neonatal, donde una vía se conecta con una bomba de aire manual, y la otra al sensor presente en la placa que almacena al sistema. En esta también se encuentra un ESP32 y una batería de 3,7 [V].....	75
Fig. 4.13: Sensor HSCDANT001PGSA3.	76
Fig. 4.14: A) Fantoma con el sistema de medición implementado en el guante. B) Puntos de medición en el guante que fueron monitoreados	80
Fig. 4.15: Primera página de la interfaz que muestra una previsualización de la presión medida, que indica el estado del valor dependiendo del rango en el que el valor se encuentra, si está fuera de rango, o si el dispositivo no está conectado aún, como es el caso de lo visto en la figura.	83
Fig. 4.16: Segunda página de la interfaz, donde se registra la información personal del usuario. Estos datos se asocian al mismo Excel que guarda sus respectivas mediciones.	84
Fig. 4.17: Visualización de la primera medición, donde se registran valores durante 30 segundos inicialmente, luego para la fase de intervención para aumentar la presión, se puede seleccionar botón de 1 o 5 minutos para visualizar los cambios de presión obtenidos a través del tiempo.	85
Fig. 4.18: Página final que calcula y muestra el promedio de cada fase de medición, para facilitar la comprensión de los datos adquiridos.	86
Fig. 4.19: Ejemplo de gráfico que genera la interfaz, por cada medición realizada, asociada a una persona y serie seleccionada.	86

Fig. 4.20: Medición del punto M2 usando el dispositivo propuesto, el cual se encuentra dentro de una caja diseñada a medida.....	87
Fig. 4.21: Medición en voluntario del punto M3, correspondiente al hueco central de la palma de la mano.....	88
Fig. 5.1: Resultados de la calibración con máquina de ensayos, donde se muestra claramente el fenómeno de histéresis, donde la capacitancia medida durante el incremento de la fuerza aplicada, no coincide con la medida durante la disminución de la misma fuerza.	91
Fig. 5.2: Resultados de la calibración con pesos conocidos usando agua, donde se visualiza la "memoria" del dieléctrico entre cada medición, al ir desplazándose entre cada calibración.	91
Fig. 5.3: Comportamientos de capacitancia según puntos medidos.....	92
Fig. 5.4: Columna de agua construida como método comparativo para el dispositivo de medición de presión desarrollado.....	96
Fig. 5.5: Comparación entre presión teórica y medida, usando el sistema propuesto.....	97
Fig. 5.6: Histograma de distribución de error absoluto, indicando que la mayoría de los errores se mantienen bajo los 0.2 mmHg.	97
Fig. 5.7: Error absoluto comparado con la presión teórica, destacando la línea de tendencia de presión observada.....	98
Fig. 5.8: Bland-Altman análisis sobre la precisión de la medición, demostrando una diferencia promedio de -0.116 mmHg y límites de acuerdo entre ± 1.96 SD (desviaciones estándar).	98

Fig. 5.9: Medición de las diversas zonas de interés, donde se presenta la fase inicial, y con una línea punteada roja el cambio a la fase final, interviniendo el valor de forma manual, al aumentar la presión del sensor. 100

Fig. 5.10: Matrices de correlación de Pearson entre pruebas realizadas sobre el fantoma durante la fase inicial, es decir, antes de realizar ajustes en valores óptimos de presión, para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. Los valores de correlación permiten evaluar la similitud entre las curvas de presión obtenidas en distintas repeticiones bajo condiciones controladas, previo al proceso de estabilización del sistema. 101

Fig. 5.11: Matrices de correlación de Pearson entre pruebas realizadas sobre el fantoma durante la fase final para las mediciones, es decir, posterior a realizar el ajuste de presión en valores óptimos (20 a 25 mmHg), (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. La alta correlación observada entre pruebas evidencia la reproducibilidad de las curvas de presión una vez alcanzado el estado estable de medición. 102

Fig. 5.12: Medición del punto 1 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 106

Fig. 5.13: Medición del punto 1 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 106

Fig. 5.14: Medición del punto 2 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 107

Fig. 5.15: Medición del punto 2 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 107

Fig. 5.16: Medición del punto 3 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 108

Fig. 5.17: Medición del punto 3 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 108

Fig. 5.18: Medición del punto 4 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 109

Fig. 5.19: Medición del punto 4 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg. 109

Fig. 5.20: Distribución de la pendiente global de las curvas de presión para las mediciones iniciales y finales, agrupadas por zona (M1–M4). La línea punteada indica pendiente cero, correspondiente a un estado de estabilidad. Las mediciones finales presentan pendientes más cercanas a cero y una menor dispersión en comparación con las iniciales, evidenciando la estabilización temporal de la señal. 110

Fig. 5.21: Comparación de la presión media inicial y final para cada medición (M1–M4). Se observa que se logra el incremento de la presión media en la etapa final, lo que refleja el proceso de ajuste y estabilización del sistema de medición. 110

Fig. 5.22: Relación entre el contorno de la mano y la pendiente de las curvas de presión para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4, diferenciando mediciones iniciales y finales. La línea punteada indica pendiente cero, correspondiente a un estado de estabilidad. En general, no se observa una dependencia entre el contorno de la mano y la pendiente de la señal, mientras que las finales tienden a concentrarse en valores cercanos a cero, evidenciando la estabilización del sistema durante la medición. 111

Fig. 5.23: Análisis de Componentes Principales (PCA) considerando todas las mediciones (M1–M4), diferenciando entre iniciales y finales. La concentración de los datos en torno a (0,0) indica una alta similitud entre las

curvas de presión registradas, mientras que la menor dispersión observada en las mediciones finales sugiere un proceso de estabilización del sistema durante el proceso..... 113

Fig. 5.24: Análisis de Componentes Principales de las curvas de presión para cada medición individual: (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4, considerando mediciones iniciales y finales. En general, las mediciones finales presentan una menor dispersión en el espacio definido por las dos primeras componentes principales, lo que indica una mayor estabilidad del patrón de presión una vez alcanzado el estado estable de medición. Las diferencias en la distribución de los datos entre mediciones reflejan variaciones propias de cada zona medida y de las condiciones de contacto entre el sensor y la superficie, evidenciando que la variabilidad observada depende principalmente de la medición y no del sistema de adquisición. 114

Fig. 5.25: Comparación entre el promedio de las mediciones y el valor registrado posterior a las mediciones en personas para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. La línea vertical punteada indica el cambio de la fase inicial a la final que corresponde al ajuste, donde el aumento de presión representa el ajuste realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg..... 115

Fig. 5.26: Matrices de correlación de Pearson entre sensores, intentos, promedio y valor post mediciones en personas durante la fase inicial para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. Permiten evaluar la consistencia de las curvas registradas tras el uso del guante en mediciones con personas, evidenciando un comportamiento similar al observado en condiciones previas. 116

Fig. 5.27: Matrices de correlación de Pearson entre sensores, intentos, promedio y valor post mediciones en personas durante la fase final para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. La presencia de correlaciones elevadas y homogéneas confirma que el sistema mantiene una alta reproducibilidad una vez alcanzado el estado estable, incluso después de su uso repetido en personas..... 117

Fig. 7.1: Diagrama del proceso de calibración del sistema, donde se llena la jeringa con 5 ml, para posteriormente adicionar estos en el recipiente que ejerce presión en el sensor. 125

Fig. 7.2: Proceso de diseño y fabricación del sensor de presión capacitivo, que incluye diseño en Autodesk Fusion, etching con sus respectivas maquinarias, y ensamble manual. 126

Fig. 7.3: Al lado izquierdo se muestra el proceso de calibración del sistema con un sensor, posicionándolo en la base del sistema, donde se ven los instrumentos usados: recipientes, jeringa, agua y pesa. El lado derecho muestra cómo se ejerce presión solo en el sensor, ya que el diseño del sistema no permite que se ejerza una presión en el total de la superficie. 127

Lista de Tablas

Tabla 1: Ventajas y desventajas de uso de los tipos de sensores revisados [15], [18], [39], [40], [41], [42]	34
Tabla 2: Principales características de los dispositivos para medir presión más utilizados [58], [61], [78].....	52
Tabla 3: Características participantes en el segundo proceso de evaluación del sistema. Ambos sujetos son de características similares, en términos de altura, peso y edad, además ambos son hombres.	93
Tabla 4: Valores de capacitancia obtenidos junto con su presión asociada. *Al reemplazar el valor en la ecuación, se obtuvo una componente imaginaria, es por esto por lo que no se menciona su valor.....	93
Tabla 5: Valores de presión registrados para las distintas zonas de la mano medidas, en 1 y 10 minutos.	99
Tabla 6: Promedios de capacitancia medida en el punto N°1, usando el canal de medición 1.....	125
Tabla 7: Características de las y los voluntarios medidos en esta etapa experimental, usando sistema de sensores capacitivos.	127
Tabla 8: Valores promedio de capacitancia asociada a los diversos puntos por cada participante.....	128
Tabla 9: Presión total aplicada en el fantoma, considerando el valor basal contenido antes de iniciar la medición (2-3 mmHg).	128
Tabla 10: Análisis estadístico de M1, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.	129

Tabla 11: Análisis estadístico de M2, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.	129
Tabla 12: Análisis estadístico de M3, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.	129
Tabla 13: Análisis estadístico de M4, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.	130
Tabla 14: Características de las y los voluntarios medidos en esta etapa experimental, usando sistema de sensores capacitivos.	130
Tabla 15: Presión total aplicada en la mano de la persona, considerando el valor basal contenido antes de iniciar la medición (2-3 mmHg).....	131
Tabla 16: Medidas estadísticas asociadas a cada medición, que permiten verificar si se mantiene en el rango terapéutico. Las filas destacadas en rojo indica que las condiciones $SD \leq 1.28$ mmHg y estar entre 20 a 25 mmHg no se cumplen en su totalidad.....	132
Tabla 17: Análisis estadístico de la medición extra en fantoma, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.	137

Glosario

OMS: Organización Mundial de la Salud.

VSS : Escala de cicatrices de Vancouver (Del inglés *Vancouver Scar Scale*).

PT : Presoterapia (Del inglés *Pressure Therapy*).

HS : Cicatrices hipertróficas (Del inglés *Hypertrophic Scar*).

PDMS: Polidimetilsiloxano (Del inglés *Polydimethylsiloxane*).

MEMS: Sistemas microelectromecánicos (Del inglés *Microelectromechanical systems*).

PR: Sensor piezoresistivo (Del inglés *Piezoresistive sensor*).

Pi : Poliimida (Del inglés *Polyimide*).

BaTiO₃ : Titanato de bario (Del inglés *Barium titanate*).

PET : Polietileno Tereftalato (Del inglés *Polyethylene terephthalate*).

PEN : Polietileno Naftalato (Del inglés *Polyethylene 2.6-naphthalate*).

Tg : Temperatura de Transición Vítrea (Del inglés *Glass Transition Temperature*).

Tm : Punto de Fusión (Del inglés *Fusion Point*).

PCA : Análisis de Componentes Principales (Del inglés *Principal Component Analysis*)

1 Revisión Bibliográfica

1.1 Introducción

Chile enfrenta una alta incidencia de incendios forestales, lo que contribuye significativamente a la cantidad de quemaduras graves en el país. En los últimos años, la zona central, en particular la Región de Valparaíso, ha sido especialmente vulnerable, donde miles de hectáreas han sido afectadas anualmente. En febrero del presente año, se produjo un incendio devastador que dejó 132 víctimas, destruyó miles de viviendas y afectó 8,600 hectáreas de patrimonio nacional, generando un profundo impacto económico y social [1]. Estos incendios no solo provocan la destrucción de vastas áreas de vegetación, sino que también ponen en riesgo la vida y salud de las personas [2].

Las estadísticas sobre incendios forestales en Chile revelan que, cada año, se pierden decenas de miles de hectáreas de bosques, siendo las regiones de Valparaíso y La Araucanía las más afectadas. Durante la temporada 2020-2021, se registraron más de 6,000 incendios forestales, que devastaron más de 120,000 hectáreas [1]. Este tipo de catástrofes tiene un impacto devastador en las comunidades, no solo por la pérdida de viviendas y medios de subsistencia, sino también por el incremento en los casos de quemaduras graves, que suelen ser una de las consecuencias más severas de estos eventos. A nivel mundial, las quemaduras graves son una causa importante de morbilidad y mortalidad. Cada año, millones de personas sufren quemaduras, y según la Organización Mundial de la Salud (OMS), se considera un problema de salud pública global. Se estima que alrededor de 180,000

personas mueren anualmente debido a dichas lesiones, mientras que aquellas no mortales suelen ser una de las principales causas de morbilidad, incluyendo hospitalización prolongada, desfiguración y discapacidad [3], [4].

Las manos representan aproximadamente el 3% de la superficie corporal total. Sin embargo, son la parte del cuerpo que se quema con más frecuencia, afectadas en más del 80% de las quemaduras en general [5] y en más del 90% de los casos graves [6]. Aunque estas lesiones no suelen ser mortales de forma aislada, su morbilidad es considerable debido a la necesidad de unas manos funcionales para las actividades cotidianas. Estas lesiones son críticas no solo para una reintegración satisfactoria en la sociedad y la vida profesional tras el alta hospitalaria, sino también por su impacto estético, ya que las manos, al igual que el rostro, no pueden ocultarse fácilmente [7].

En Chile, aunque no existen registros exhaustivos sobre la cantidad exacta de víctimas anuales por quemaduras, organismos como COANIQUEM estiman que más de 80,000 niños sufren quemaduras anualmente [8]. Según la Revista Médica de Chile, en 2021, se reportaron más de 15,000 casos que requirieron atención médica, de los cuales 1,500 fueron catalogados como graves, además de constatar que alrededor de 9000 personas son hospitalizadas anualmente por quemaduras [9], lo que subraya la importancia de abordar este problema como una prioridad de salud pública.

Afortunadamente, la tasa de mortalidad ha disminuido en los últimos 20 años. Sin embargo, las quemaduras graves pueden causar dolor intenso y prolongado, discapacidad a largo plazo y secuelas estéticas significativas [10]. El tratamiento de las quemaduras ha avanzado considerablemente en las

últimas décadas. La introducción de injertos de piel, la reanimación con líquidos, el control de infecciones y los avances en la comprensión de la fisiopatología de las quemaduras han mejorado significativamente las tasas de supervivencia [4], [11]. Sin embargo, el tratamiento de las cicatrices sigue siendo un desafío importante. Las cicatrices hipertróficas, caracterizadas por un crecimiento excesivo de tejido cicatricial, pueden generar efectos negativos en el paciente, como limitar la movilidad, causar dolor crónico y afectar significativamente la calidad de vida de los mismos [12]. Estos problemas hacen que el manejo adecuado de las cicatrices sea crucial para el éxito del tratamiento post-quemaduras.

El uso de prendas de compresión es una práctica estándar en el tratamiento post-quemaduras, que ha demostrado ser eficaz en la reducción de la proliferación de fibroblastos y la deposición de colágeno en el tejido cicatricial. Múltiples estudios han confirmado que una presión constante y uniforme puede minimizar la formación de cicatrices hipertróficas y mejorar la elasticidad de la piel cicatrizada [13]. Sin embargo, estos resultados dependen de la correcta aplicación de esta presión y del mantenimiento de esta, lo que sigue siendo un desafío, ya que en la actualidad suele basarse en la evidencia empírica, lo que deja espacio para la mejora en términos de eficacia clínica [10], [14].

Siguiendo con lo anterior, la terapia de compresión, o presoterapia, juega un papel esencial en la prevención de cicatrices hipertróficas. Este tratamiento consiste en aplicar presión constante mediante telas elásticas sobre las áreas afectadas, lo que ayuda a controlar la formación de cicatrices. Revisiones en la literatura indican que la presión debe mantenerse entre 20 y

25 mm Hg durante al menos 12 meses para ser efectiva [15]. Sin embargo, los métodos actuales para medir la presión aplicada pueden ser aparatosos y/o difíciles de adquirir, ya sea por su costo o disponibilidad, o consisten en modelos matemáticos de estimación del valor [15], [16], [17].

Las tecnologías *wearables*, que han ganado popularidad en el campo de la biomedicina, ofrecen una solución prometedora para mejorar la atención médica y reducir costos [18], [19]. Estas tecnologías tienen el potencial de transformar la atención sanitaria al ofrecer información en tiempo real y permitir un seguimiento más preciso y personalizado del estado de salud de los pacientes [18]. En particular, la aplicación de sensores para la medición de presión en la terapia de compresión podría revolucionar la manera en que se gestiona el tratamiento de cicatrices post-quemaduras [20]. Estos sensores permitirían un monitoreo continuo, proporcionando a médicos y pacientes información valiosa sobre la presión aplicada, mejorando así la adherencia al tratamiento y minimizando el riesgo de complicaciones relacionadas con una presión inadecuada [14].

A partir de lo planteado, pueden surgir diversas interrogantes, que buscan cubrir la problemática planteada, tales como: ¿Es posible medir de manera precisa la presión ejercida por las prendas de compresión, de una forma no invasiva y de bajo costo? Este proyecto busca abordar esta pregunta mediante el desarrollo de sensores especializados que ofrezcan una medición precisa de la presión. La implementación de estos dispositivos podría mejorar considerablemente la efectividad de la PT al proporcionar datos concretos que permitan optimizar los resultados del tratamiento de cicatrices post-quemaduras [21].

1.2 Quemaduras

Como se mencionó en el ítem anterior, las quemaduras son lesiones que constituyen un problema de salud pública debido a su alta incidencia y consecuencias debilitantes, tanto en términos de morbilidad como de mortalidad. Estas lesiones se producen cuando los tejidos se dañan por contacto con agentes térmicos, químicos, eléctricos, de fricción o de radiación. La gravedad de la lesión depende de la profundidad, extensión y localización de la quemadura, así como de factores personales del paciente, como su edad y enfermedades sistémicas [11], [22]. Estas lesiones se clasifican en función de la profundidad del daño en la piel, categorizándose en cuatro grados principales, los cuales pueden verse en la Fig. 1.1, además se explican a continuación [23]:

- **Quemaduras de Primer Grado:** Afectan únicamente la epidermis, la capa más superficial de la piel. Se manifiestan como eritema, es decir, enrojecimiento, sin formación de ampollas, y suelen ser dolorosas. Estas quemaduras no dejan cicatrices y generalmente se recuperan en pocos días.
- **Quemaduras de Segundo Grado (Superficial y Profunda):** Involucran la dermis. Las quemaduras superficiales afectan la parte superior de la dermis y suelen formar ampollas. Estas se curan en dos o tres semanas sin cicatrices significativas, siempre que no haya infección. Las quemaduras de segundo grado profundo, en cambio, afectan la dermis profunda, tardan más tiempo en sanar y pueden desarrollar cicatrices si no se intervienen adecuadamente.

- **Quemaduras de Tercer Grado:** Penetran toda la dermis hasta el tejido subcutáneo, dañando todas las capas de la piel y a veces estructuras subyacentes. Estas quemaduras requieren tratamiento quirúrgico, como injertos de piel, ya que la piel no puede regenerarse de manera espontánea. Suelen dejar cicatrices hipertróficas.
- **Quemaduras de Cuarto Grado:** Afectan tejidos profundos como el músculo y el hueso. Estas lesiones, comunes en quemaduras eléctricas, requieren una atención médica muy especializada y pueden conllevar la pérdida de la extremidad afectada.

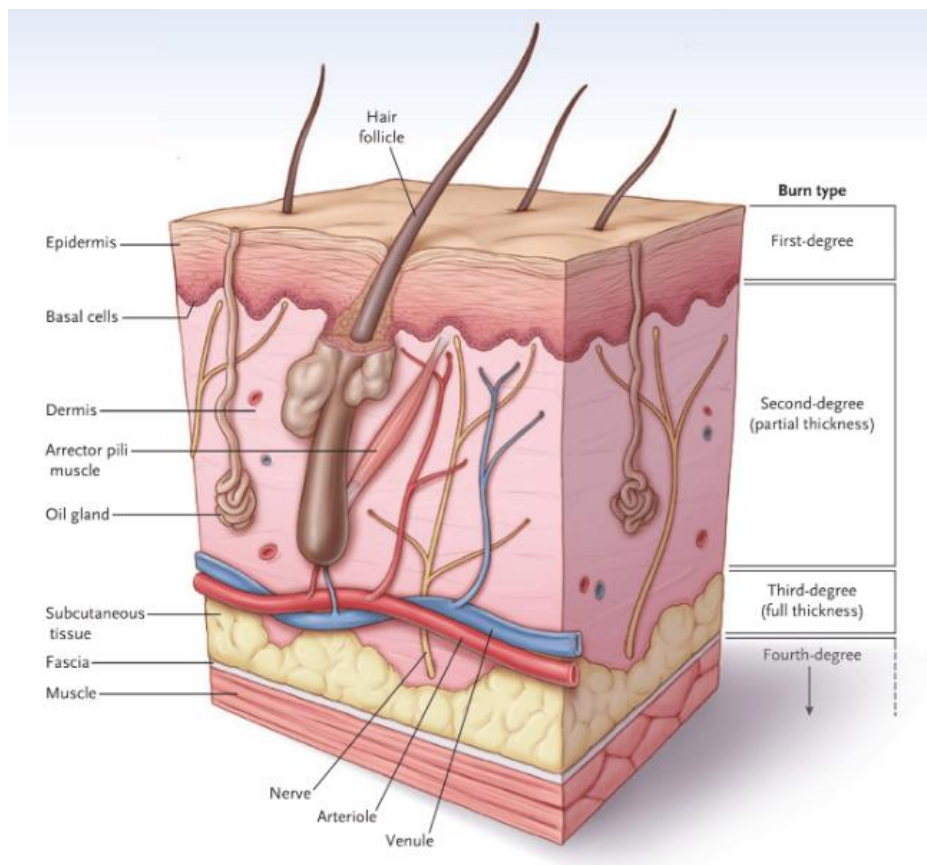


Fig. 1.1: Grados de quemaduras según el tejido afectado. Imagen extraída de [11].

La evolución de las cicatrices producidas a partir de quemaduras se evalúa a partir de características fisiológicas, las cuales son visibles. Dentro de las más importantes se encuentra el **eritema**, que es una respuesta inflamatoria que se caracteriza por el enrojecimiento de la piel, debido al aumento del flujo sanguíneo en la zona afectada. Es una manifestación común en las quemaduras superficiales y contribuye al proceso de curación al aumentar la cantidad de sangre, oxígeno y nutrientes en el área lesionada [4], [19], [23].

Por otro lado, las **cicatrices hipertróficas** son una complicación frecuente de las quemaduras profundas y se producen cuando la cicatriz crece en exceso, elevándose sobre el nivel de la piel original. Estas cicatrices permanecen dentro de los límites de la lesión inicial y se caracterizan por ser gruesas, duras y a menudo dolorosas o pruriginosas. Se originan debido a una sobreproducción de colágeno durante la fase de remodelación de la herida, especialmente en áreas donde la curación es lenta o donde la piel está sometida a tensión constante [24], [25], [26]. La aparición de cicatrices hipertróficas puede limitar la movilidad y afectar la calidad de vida del paciente, requiriendo tratamientos adicionales como la terapia de compresión [10], [13], [27], [28].

El tratamiento de las quemaduras graves implica un enfoque multidisciplinario que incluye desde la atención aguda hasta la rehabilitación a largo plazo. Algunos de los tratamientos pueden ser el cuidado de la herida en términos de limpieza y desbridamiento de la herida, escarotomía y fasciotomía para aliviar la presión en los tejidos y restaurar la circulación sanguínea, manejo del dolor con analgésicos relacionado al dolor intenso que

puede surgir, y en quemaduras donde la profundidad supera la dermis se realizan injertos de piel para cubrir áreas extensas de piel perdida, donde luego de esta se aplica la PT o terapia de compresión [10], [23], [27], [29]. Esta última juega un papel crucial en la prevención de cicatrices hipertróficas, una complicación frecuente y debilitante de las quemaduras profundas. En este contexto, el desarrollo de sistemas para la medición precisa de la presión aplicada durante la terapia de compresión es esencial para mejorar los resultados clínicos [30].

1.3 Terapia de Compresión

Siguiendo con lo anterior, la terapia de compresión es un método comúnmente utilizado en el manejo de cicatrices hipertróficas, complicaciones frecuentes tras quemaduras graves. Su aplicación se basa en principios mecánicos y biológicos, teniendo como objetivo promover una cicatrización más uniforme y funcional, tras una quemadura profunda. Esta terapia se lleva a cabo mediante la aplicación de prendas de compresión, diseñadas para ejercer una presión constante sobre la piel lesionada, con el objetivo de controlar el crecimiento del tejido cicatricial, reducir el suministro de sangre y la síntesis de colágeno, mejorando así su apariencia y reduciendo la dureza de la cicatriz [13], [15], [23], [30]. Estudios han demostrado que la combinación de la terapia de compresión con láminas de gel de silicona mejora la elasticidad y reduce la altura de las cicatrices hipertróficas, proporcionando resultados significativos en la rehabilitación de pacientes quemados [26], [27], [31], [32].

Las prendas de compresión se aplican generalmente una vez que las heridas han cicatrizado por completo o cuando los injertos cutáneos han mostrado estabilidad, un proceso que suele ocurrir entre 2 a 4 semanas después de la lesión inicial, aunque algunos estudios recomiendan la aplicación a la brevedad [33], [34], [35], esto se puede visualizar en la Fig. 1.3. Estas prendas se confeccionan de manera personalizada, con materiales especiales que permiten mantener una presión uniforme en la zona afectada [16], [36]. La duración del tratamiento puede variar de 12 a 24 meses, dependiendo de la respuesta del paciente y la gravedad de la cicatriz.

La terapia de compresión tiene como objetivo principal reducir el suministro sanguíneo al área de la cicatriz, generando un ambiente de hipoxia que limita la proliferación de fibroblastos y la producción de colágeno. Esto favorece una maduración más controlada de la cicatriz, disminuyendo su grosor y rigidez. Además, la compresión ayuda a reducir la picazón y el dolor, lo cual contribuye significativamente a la calidad de vida del paciente. Este tratamiento no solo tiene efectos físicos, sino también psicológicos, ya que mejora la apariencia de las cicatrices, lo cual fomenta la adherencia del paciente al tratamiento al mejorar su autoestima e imagen corporal [34].

En cuanto a la presión recomendada, la literatura sugiere que el rango óptimo está entre 15 y 25 mmHg, resaltando el intervalo de 20 a 25 mmHg según la revisión sistemática “*Pressure therapy for scars: myth or reality? A systematic review*” [15]. Este rango se considera eficaz para alcanzar los objetivos terapéuticos sin causar incomodidades excesivas. Presiones menores a 15 mmHg suelen ser insuficientes para prevenir la formación de cicatrices hipertróficas, mientras que presiones superiores a 40 mmHg

pueden resultar perjudiciales, generando molestias o incluso lesiones adicionales. La consistencia en la aplicación de la presión adecuada es esencial para maximizar los beneficios de la terapia y evitar complicaciones [37].

En nuestro país, las guías clínicas para el tratamiento de quemaduras graves sugieren que, en pacientes mayores de 15 años, la terapia de compresión se realice con presiones entre 15 y 25 mm Hg [38]. Estas directrices han evolucionado a lo largo del tiempo y subrayan la importancia de evaluar y ajustar continuamente la presión para satisfacer las necesidades cambiantes de cada paciente. Aunque este rango está dentro de los parámetros recomendados internacionalmente, la variabilidad en la práctica clínica destaca la necesidad de contar con herramientas precisas para medir y monitorear la presión de las prendas de compresión. La falta de dispositivos adecuados o de la disponibilidad de los mismos, puede llevar a tratamientos ineficaces o incluso a situaciones peligrosas en las que la presión aplicada es excesiva o insuficiente [35].

Esta terapia corresponde a una intervención clave en el manejo de cicatrices post-quemadura, con beneficios que incluyen la mejora de la apariencia y funcionalidad de las cicatrices, así como el alivio de síntomas asociados. No obstante, su efectividad depende de varios factores, como el inicio temprano del tratamiento, la adherencia del paciente y la presión adecuada aplicada.

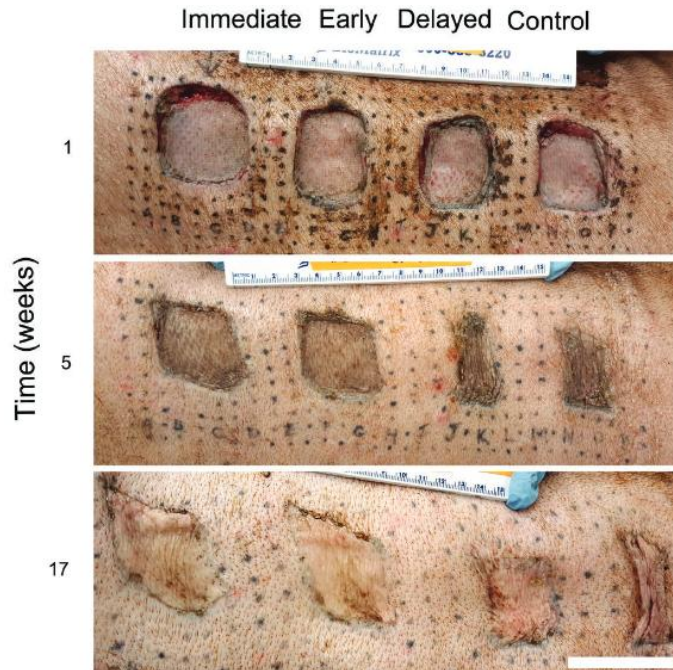


Fig. 1.2: Fotografías de heridas de quemaduras injertadas, a las 1, 5 y 17 semanas que muestran las cuatro condiciones de tratamiento: presión aplicada inmediatamente después del injerto (inmediata), presión aplicada después de 1 semana (temprana), presión aplicada después de 5 semanas (retardada) y herida de control sin presión aplicada. Se muestran las mismas heridas en cada punto temporal. La aplicación de presión dio lugar a cicatrices menos contraídas y más lisas en comparación con las cicatrices de control. Imagen extraída de [33].

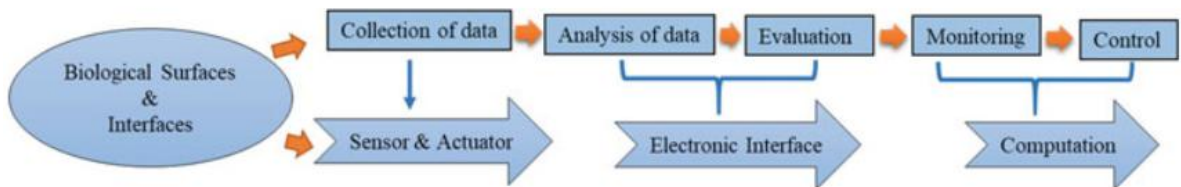


Fig. 1.3: Diagrama de flujo básico y componentes de los instrumentos biomédicos. Imagen extraída de [39].

1.4 Sensores y Transductores

Los sensores y las tecnologías *wearables* están cambiando e innovando la forma en que monitoreamos la salud, gestionamos procesos industriales y mejoramos la interacción humano-máquina [39], lo cual se observa en Fig. 1.3. Un sensor es un dispositivo que detecta y responde a algún tipo de estímulo físico, como la presión, la temperatura, el movimiento o la luz. Los *wearables*, o dispositivos portátiles, integran estos sensores para monitorear continuamente diferentes parámetros del cuerpo humano, permitiendo un análisis en tiempo real que resulta crucial en aplicaciones biomédicas y de cuidado personal. Estos dispositivos pueden tener múltiples aplicaciones, como el monitoreo de la actividad física, administración de tratamientos, entre otras, creando nuevas oportunidades en el área de la tecnología médica [18], [40].

Existen múltiples tipos de sensores que se utilizan en la tecnología *wearable*. Entre los más comunes se encuentran los sensores aquellos con principios capacitivos, piezoresistivos, piezoeléctricos y neumáticos. Cada uno de estos tipos de sensores presenta características únicas que los hacen adecuados para diferentes aplicaciones [18], [39], [41].

Los sensores capacitivos funcionan mediante el principio de variación de la capacitancia eléctrica debido a cambios en la distancia entre sus placas o en el área de superposición, causados por la aplicación de una presión o deformación. Estos sensores son populares debido a su bajo consumo de energía, sensibilidad alta y capacidad para fabricarse con materiales flexibles. En aplicaciones *wearables* se utilizan principalmente para monitorear la presión arterial, la respiración y otros parámetros biométricos. Por ejemplo,

el trabajo de Wang et al. (2022) destaca cómo los sensores capacitivos flexibles son una opción ideal para la integración en piel electrónica y dispositivos médicos portátiles gracias a su simple estructura y bajo costo de producción [42].

En cuanto a su diseño, los sensores capacitivos a menudo incluyen capas dieléctricas hechas de materiales como PDMS o BaTiO₃. Wu et al. (2021) demostraron que al combinar PDMS con BaTiO₃ en una estructura por capas, la sensibilidad del sensor puede incrementarse significativamente, haciéndolo particularmente efectivo para detectar pequeñas variaciones de presión[43].

Las propiedades dieléctricas de los materiales son de gran importancia en el desarrollo de sensores, en este caso de presión, eficientes. Materiales como PEN y PET han sido comparados al ser comúnmente utilizados en la fabricación de sensores [44]. Como conclusiones de este estudio se rescata que se tiene que el PEN puede soportar temperaturas más altas que PET; el PEN tiene una mayor permitividad relativa comparado con PET, lo que puede ser ventajoso en aplicaciones donde se requiere una mayor capacidad de almacenamiento de carga dieléctrica y en términos de su conductividad eléctrica, ambos materiales muestran un comportamiento similar, aunque PET muestra un aumento más pronunciado en las pérdidas dieléctricas a estas temperaturas. Cabe destacar que tanto PET como PEN pueden ser utilizados como materiales aislantes fiables. Considerando lo anterior, también existe una comparación entre PDMS y PET [20], donde se concluye que los sensores basados en PDMS suelen mostrar una mayor sensibilidad y capacidad de detección de pequeños cambios en la presión debido a sus

propiedades de compresibilidad y capacidad para formar microestructuras, junto con su flexibilidad extrema. Por otro lado, los sensores que utilizan PET como sustrato y otros materiales como dieléctricos pueden tener una menor sensibilidad, pero ofrecen ventajas en términos de técnicas de fabricación y robustez, considerándolo un sustrato flexible.

Los sensores piezoresistivos detectan cambios en la resistencia eléctrica cuando se aplica una fuerza o presión. Estos sensores son comunes debido a su alta sensibilidad y su capacidad para integrarse en superficies flexibles. Actualmente tienen aplicaciones en el monitoreo de la actividad humana y en sistemas de seguridad industrial, al ser capaces de detectar variaciones rápidas en la presión. La principal ventaja de estos sensores es su facilidad de fabricación y su respuesta lineal frente a la presión, lo que los hace ideales para aplicaciones donde la precisión es fundamental [18].

Los sensores piezoeléctricos funcionan generando una carga eléctrica en respuesta a una presión mecánica. Se utilizan principalmente en aplicaciones donde se requiere la detección de vibraciones o impactos, como en dispositivos de monitoreo deportivo o en robótica. Estos sensores son extremadamente sensibles y pueden detectar incluso pequeñas variaciones de fuerza, lo que los convierte en una excelente opción para aplicaciones en las que se necesita una respuesta rápida y precisa [40].

Los sensores neumáticos, aunque suelen ser menos comunes en *wearables*, se utilizan en aplicaciones donde se requiere una respuesta de presión controlada, como en dispositivos de rehabilitación o en sistemas de retroalimentación háptica, o como se verá más adelante, en dispositivos para monitorear la presión. Estos sensores funcionan mediante la medición de

cambios en la presión del aire dentro de un sistema cerrado, lo cual permite el monitoreo preciso de la presión aplicada en un entorno controlado. Su principal ventaja radica en su capacidad para proporcionar una respuesta continua y suave, útil en aplicaciones de fisioterapia y rehabilitación [15].

Los sensores en tecnologías biomédicas están jugando un papel clave en la evolución de los dispositivos destinados al área de la salud, permitiendo un monitoreo preciso y continuo de diversas variables fisiológicas o de interés del personal médico. A medida que se desarrollen nuevos materiales y técnicas de fabricación, los tecnologías *wearables* seguirán mejorando en cuanto a rendimiento y fiabilidad, ampliando su aplicabilidad en campos como la robótica, la salud y la electrónica de consumo [45]. A continuación, se presenta la Tabla 1, la cual menciona las ventajas y desventajas del uso de los tipos de sensores ya mencionados, realizada a partir de la revisión bibliográfica.

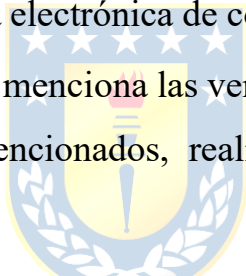



Tabla 1: Ventajas y desventajas de uso de los tipos de sensores revisados [15], [18], [39], [40], [41], [42]

Tipo de Sensor	Ventajas	Desventajas
Capacitivo	<ul style="list-style-type: none"> • Alta sensibilidad, detecta cambios mínimos de presión. • Alta precisión, con baja histéresis y buena linealidad. • Bajo costo en comparación con otros tipos de sensores (dependiendo de sus 	<ul style="list-style-type: none"> • Vida útil limitada si se someten a presiones elevadas o ciclos de carga frecuentes.

	materiales y fabricación).	
Neumático	<ul style="list-style-type: none"> • Robustos y fiables, con una buena resistencia a la fatiga y al desgaste. • Complejidad reducida para integrarlos en sistemas de medición. 	<ul style="list-style-type: none"> • Menor precisión en comparación con los sensores capacitivos, debido a la no linealidad de la respuesta de la membrana.
Piezoresistivos	<ul style="list-style-type: none"> • Simplicidad en el proceso de fabricación y estructura del dispositivo. • Amplio rango de detección de presión. 	<ul style="list-style-type: none"> • Sensibilidad limitada. • La resistencia eléctrica puede verse afectada por la temperatura. • La respuesta puede cambiar con el tiempo debido a la fatiga del material.
Piezoeléctricos	<ul style="list-style-type: none"> • Extremadamente sensibles a cambios rápidos de presión. • Amplio rango de medición. 	<ul style="list-style-type: none"> • Valor elevado en comparación con los anteriores. • No son adecuados para mediciones estáticas de presión, ya que la carga eléctrica se disipa con el tiempo.

1.5 Herramientas para Conocer la Presión Ejercida en la Presoterapia

1.5.1 Problemática

El estudio de las prendas de compresión y la presión ejercida sobre la piel, especialmente en el caso de pacientes que han sufrido quemaduras, es fundamental para garantizar una terapia efectiva. Como podemos imaginar, no es la primera vez que esta temática es planteada, existiendo diversos estudios que han buscado darles respuesta, los que se presentarán a continuación.

Las metodologías para conocer el valor suelen dividirse en dos enfoques principales: simulación y/o estimación de la presión mediante modelos matemáticos y medición directa de la presión usando sensores físicos. Esta revisión presenta una organización, clasificándolas en función del método utilizado para evaluar la presión, y considerando los tipos de sensores y sistemas empleados para las mediciones físicas.

1.5.2 Estado del Arte

Estimación de la Presión Mediante Modelos Matemáticos

La estimación de la presión mediante modelos matemáticos se ha convertido en una metodología clave en el diseño y desarrollo de prendas de compresión, especialmente en la fase de optimización del ajuste previo a la fabricación de estas. Estos modelos permiten realizar simulaciones detalladas de cómo la prenda ejercerá presión sobre el cuerpo del paciente, lo cual es crucial para asegurar la eficacia terapéutica y la comodidad del usuario. La

aplicación de modelos matemáticos en este campo abarca desde la utilización de principios físicos fundamentales, hasta el uso de simulaciones por computadora que permiten personalizar y adaptar los diseños a las necesidades específicas de los pacientes, especialmente en términos de tamaño, forma y ubicación de la quemadura.

Uno de los enfoques más utilizados para estimar la presión en prendas de compresión es la **Ley de Laplace**. Esta ley describe la relación entre la tensión del tejido y la presión ejercida sobre una superficie curva [46]. En el contexto de prendas de compresión, la Ley de Laplace se ha modificado y adaptado en algunos estudios para tener en cuenta las particularidades de los tejidos elásticos y las formas anatómicas complejas del cuerpo humano. Estas modificaciones permiten calcular de manera más precisa la presión en diferentes puntos del cuerpo, optimizando así el ajuste de la prenda y su efectividad clínica. Este tipo de enfoques ha sido empleado por investigadores como Teyeme et al. (2021) [46] y Macintyre et al. (2013) [47], quienes han desarrollado herramientas específicas que combinan la Ley de Laplace con otros factores de ajuste para mejorar la precisión del cálculo de la presión deseada a ejercer, donde también es comparado con la medición física de la misma [46].

El uso del **método de elementos finitos (FEM)** también ha sido fundamental en la simulación de la presión de prendas de compresión. FEM permite modelar la interacción entre el material de la prenda y el cuerpo humano, ofreciendo una visión detallada de cómo se distribuirá la presión sobre la piel. Esta técnica es especialmente útil para evaluar el comportamiento estructural del tejido y predecir deformaciones en respuesta

a los movimientos del cuerpo. Investigaciones de Ghorbani et al. (2019) [48], Ghorbani et al. (2020) [48] y Ma et al. (2023) [49] han utilizado FEM para modelar tejidos elásticos y evaluar cómo se comportan en contacto con la piel, proporcionando datos valiosos que pueden ser utilizados para mejorar la eficiencia y comodidad de las prendas. Un ejemplo se puede visualizar en la Fig. 1.4.

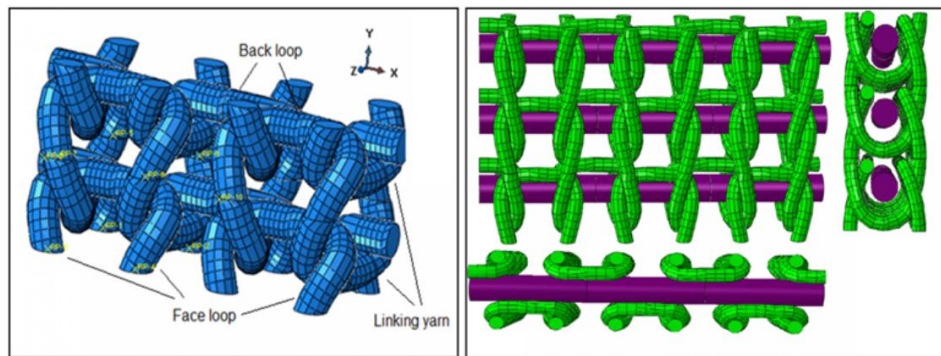


Fig. 1.4: (a) Tejido de punto acanalado simulado y (b) Tejido de punto acanalado simulado con hilos de trama. Imagen extraída de [48].

En otras investigaciones se ha realizado una combinación de **diseño CAD** y **simulación FEM**. Esto permite evaluar la distribución de la presión antes de la producción física de la prenda, facilitando así el ajuste y la personalización. Esta metodología presenta una gran ventaja para el diseño de prendas que deben adaptarse a formas corporales complejas y materiales elásticos de alto rendimiento. Investigadores como Horiba et al. (2021) [50] han aplicado este enfoque para optimizar el diseño y minimizar las pruebas experimentales, lo cual reduce costos y tiempos de desarrollo. Parte del aporte de su trabajo, se visualiza en Fig. 1.5.

Además de los ya mencionados, los **modelos matemáticos basados en las propiedades del material** también son utilizados para predecir la presión que ejercerá una prenda de compresión. Estos modelos consideran

propiedades como la elasticidad, la rigidez y la estructura del tejido. Por ejemplo, en la investigación de Shaker et al. (2021) [51], se evaluó cómo las características del tejido tridimensional afectaban el rendimiento de la prenda, demostrando que las propiedades elásticas influyen directamente en la presión aplicada. Estos enfoques proporcionan una comprensión más profunda de los factores que influyen en el rendimiento de las prendas, facilitando así su optimización.

Otro caso es el de Van den Kerckhove et al. (2005) [52], los objetivos eran este estudio eran evaluar la pérdida de presión de prendas de presión que se utilizan en el tratamiento de cicatrices hipertróficas tras lesiones por quemaduras, investigar la influencia de dos niveles diferentes de compresión en el eritema y el grosor de las cicatrices de quemaduras y examinar la asociación entre eritema y grosor. Cada paciente fue asignado aleatoriamente a un tratamiento de clase de compresión "normal" o "inferior", con valores medios respectivamente de 15 y 10 mmHg de presión tras llevar la prenda durante 1 mes. Las mediciones de ambos parámetros se realizaron a los 0, 1, 2 y 3 meses de tratamiento. Las prendas de compresión "normal" perdieron significativamente más compresión a lo largo de 1 mes (4,82 mmHg) que las prendas de la clase de compresión baja (2,57 mmHg). La diferencia de grosor de la cicatriz fue más evidente al mes, como se visualiza en la Fig. 1.6. A partir de entonces, no se pudo obtener ninguna otra mejora significativa entre los dos tratamientos diferentes a lo largo del tiempo. Esta diferencia no se observó en el eritema. Estos datos sugieren que las prendas de presión que ejercen una presión de al menos 15 mmHg tienden a acelerar la maduración de la cicatriz y que las mediciones del patrón de cambio del eritema pueden

utilizarse para predecir los cambios en el grosor de la cicatriz y viceversa. La presión no fue medida directamente con un instrumento en contacto con las cicatrices, sino calculada. Este cálculo se basó en las curvas de tensión-deformación de las prendas de compresión obtenidas mediante el método de la norma europea ENV 12718. Este método estima la presión ejercida por las prendas en función de la fuerza necesaria para estirarlas y ajustarlas al área afectada.

En cuanto a las herramientas de **diseño asistido por computadora**, estas se han desarrollado para estimar la presión de las prendas de compresión en diferentes escenarios, incluyendo variaciones en la elasticidad del material y en las condiciones de uso. Estas herramientas permiten evaluar cómo cambiará la presión dependiendo de diferentes configuraciones del tejido o del paciente, aportando flexibilidad al proceso de diseño. Investigadores como Macintyre et al. (2013) [47] y Kwon et al. [53] (2017) han desarrollado herramientas que emplean modelos matemáticos para este propósito, mejorando la precisión y facilitando la personalización de las prendas para usos clínicos específicos. Además, Kwon et al. (2018) [54] introdujeron un enfoque que permite estimar la presión bajo diferentes condiciones, considerando la elasticidad del material.

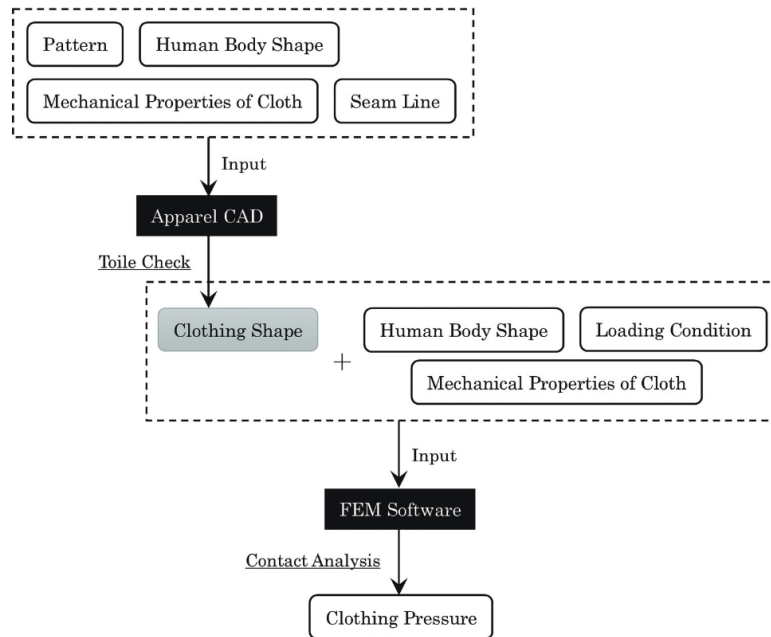


Fig. 1.5: Diagrama de flujo de trabajo, para el análisis utilizado en el cálculo de la presión de subprendas. Imagen extraída de [50]

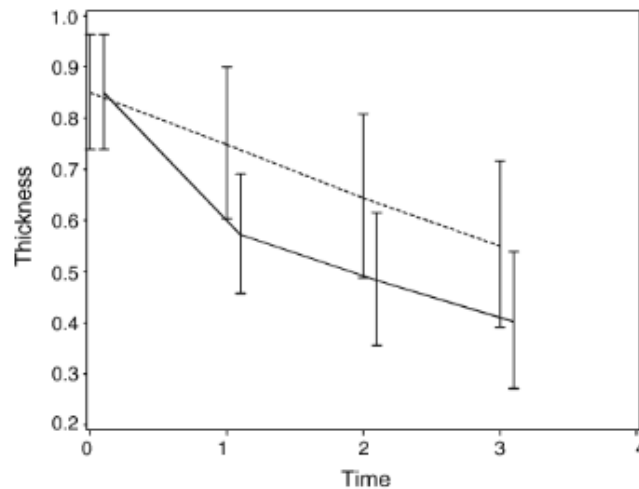


Fig. 1.6: Patrón de cambio de los valores de grosor en cicatrices post-quemadura en ambos grupos de tratamiento de compresión ($p = 0,027$). La línea plana (-) representa el grupo de compresión "normal", mientras que la línea discontinua (- -) representa el grupo de compresión "baja". Medias previstas en cada combinación de tiempo y grupo, incluido un intervalo de confianza del 95% para cada media prevista. Imagen extraída de [52].

Finalmente, se han aplicado **modelos teóricos avanzados** para comprender de manera más profunda los factores que afectan la presión ejercida por las prendas de compresión. En las investigaciones de Oner et al. (2017) [55] y Benigni et al. (2008) [56] han trabajado en la formulación de modelos que permiten predecir cómo diferentes técnicas de vendaje y configuraciones de compresión influyen en la presión y en la tolerancia del paciente. Estos modelos permiten explorar diversas estrategias con la finalidad de mejorar la efectividad clínica de las prendas sin necesidad de una gran cantidad de ensayos experimentales.

Medición Directa de la Presión Usando Sensores

La medición de la presión ejercida por las prendas de compresión es fundamental para garantizar la efectividad del tratamiento y la comodidad del paciente. Para llevar a cabo estas mediciones, se han utilizado diversos tipos de sensores, cada uno con sus propias ventajas y limitaciones como se analizó en la sección anterior. En esta revisión se presentan las principales tecnologías empleadas en la medición de la presión de prendas de compresión, presentadas en función del tipo de sensor utilizado.

Los **sensores neumáticos** son de los más utilizados en la medición de la presión durante la terapia de compresión, especialmente en aplicaciones clínicas. Uno de los dispositivos más utilizado para esta aplicación es PicoPress, mostrado en la Fig. 1.7. Entre algunas investigaciones que contemplan el uso de este tipo de sensor, tenemos a Ning et al. (2020) [57] y Nandasiri et al. (2020) [58], quienes utilizaron PicoPress para evaluar la presión bajo diferentes condiciones de vendaje, tales como la tensión

aplicada durante el vendaje, el número de capas de material utilizado, y la posición anatómica específica donde se aplicaba la compresión. Nandasiri et al. también utilizaron otros sensores, los cuales se muestran en la Fig. 1.8. Además, Lee et al. (2021) [59] emplearon PicoPress para comparar la efectividad de distintas prendas de compresión. Para esto, aplicaron el sensor bajo diferentes configuraciones de prendas, midiendo la presión ejercida en puntos específicos del cuerpo bajo condiciones controladas, para evaluar cómo variaban los niveles de presión en función del tipo de material y diseño de la prenda.

Otro dispositivo que usa sensores neumáticos es Kikuhime el cual se muestra en la Fig. 1.9, este fue utilizado en Van den Kerckhove et al. (2007) [60] quienes evaluaron la reproducibilidad del dispositivo y lo compararon con PicoPress, mientras que Partsch et al. (2010) [61] también llevaron a cabo comparaciones similares. Otro caso es Keller et al. (2009) [62] donde utilizaron Kikuhime para medir la presión antes y después de entrenamientos específicos, mostrando mejoras en la efectividad del vendaje. Aunque este dispositivo presenta ciertas ventajas, como su facilidad de uso en un entorno clínico al ser de menor tamaño, algunos de estudios han resaltado su menor precisión en mediciones de presiones bajas y la necesidad de recalibración frecuente. En este caso el PicoPress ha mostrado una mejor reproducibilidad. Adicionalmente, el uso de estos dispositivos en estudios clínicos ha permitido entender cómo varía la presión a lo largo del tiempo en distintas etapas del proceso de curación, lo cual es especialmente útil en pacientes con cicatrices de quemaduras.



Fig. 1.7: Dispositivo de medición de presión subvendaje PicoPress. Imagen extraída de [63].

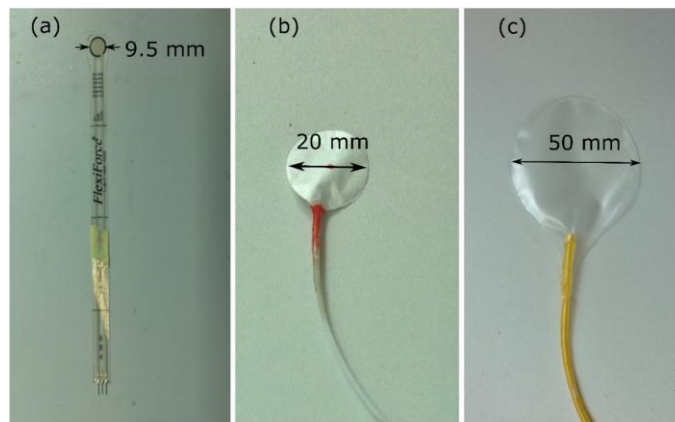


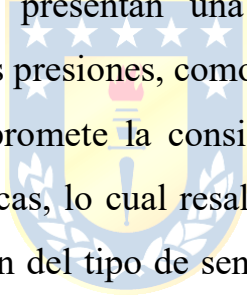
Fig. 1.8: Sensores utilizados para la evaluación (a) Sensor FlexiForce (b) Sensor AMI air-pack (c) Sensor PicoPress. Imagen extraída de [58].



Fig. 1.9: Monitor de presión subvendaje Kikuhime. Imagen extraída de [16].

Flaud et al. (2010) [64] llevaron a cabo un estudio comparativo de tres sistemas de medición de presión subvendaje, destacando diferencias significativas en términos de la precisión y la estabilidad de las mediciones. Los resultados indicaron que el sistema PicoPress ofrecía un mejor rendimiento en términos de precisión, mientras que otros sistemas, como Kikuhime, requerían una mayor frecuencia de calibración, lo cual podría limitar su aplicabilidad clínica. Del mismo modo, Brophy-Williams et al. (2013) [65] evaluaron la utilidad clínica del monitor de presión Kikuhime, encontrando que aunque el dispositivo era fácil de usar, su precisión variaba considerablemente dependiendo de la tensión y el ajuste de la prenda, subrayando la importancia del entrenamiento adecuado del personal clínico para garantizar resultados confiables al usar el dispositivo. Además, Thomas et al. [66] investigaron las limitaciones prácticas de Kikuhime y PicoPress para medir la presión subvendaje en vendajes compresivos, encontrando que, si bien la evidencia dice que PicoPress es estándar, ambos dispositivos presentaban limitaciones importantes, especialmente en términos de variabilidad en las mediciones y dificultades en la aplicación correcta del sensor en áreas anatómicas complicadas. Esto se ha evaluado principalmente en geometrías cilíndricas que simulan segmentos de extremidades inferiores tal como se indica en Thomas (2014) [66] y Nandasiri et al. (2020) [58], donde se muestra que el error de medición aumenta de forma significativa en radios de curvatura pequeños y a presiones bajas, y que la exactitud depende fuertemente de la forma anatómica del sitio de aplicación y de la técnica de posicionamiento del sensor. Esto resulta especialmente relevante para regiones anatómicamente complejas, donde la elasticidad y la curvatura de la

piel generan distribuciones de presión heterogéneas, como lo señalan Rimaud et al. (2014) [67] y otras investigaciones sobre presión subprenda. Aunque ambos dispositivos son utilizados comúnmente en la práctica clínica, su precisión está altamente condicionada por factores como la técnica de aplicación y la forma anatómica del área tratada, lo cual tiene implicaciones significativas para el uso efectivo de estos dispositivos en entornos clínicos.

Continuando con otro tipo de sensor utilizado, tenemos los **sensores piezoresistivos**. En el estudio de Chi et al. (2018) [17] se compararon sensores piezoresistivos con sensores neumáticos, específicamente PicoPress, observando que, aunque los sensores piezoresistivos son más accesibles económicamente,  presentan una mayor variabilidad en las lecturas, especialmente a altas presiones, como se puede visualizar en la Fig. 1.10. Esta variabilidad compromete la consistencia de las mediciones en aplicaciones clínicas específicas, lo cual resalta la necesidad de un análisis más cuidadoso en la selección del tipo de sensor dependiendo del contexto de uso. Otro aspecto evaluado con estos en Chi et al. (2019) [68], demostró que la presión disminuye significativamente durante los primeros días de uso, lo cual resalta la importancia de ajustes periódicos para asegurar la efectividad continua del tratamiento. Rimaud et al. (2014) [67] llevaron a cabo estudios in vivo para evaluar la variabilidad de estos sensores en distintas áreas anatómicas, encontrando que la presión medida variaba significativamente dependiendo de la localización, debido a diferencias en la elasticidad y curvatura de la piel. En el estudio de Zhang et al. (2024) [30] también analizaron la precisión de estos sensores, en este caso flexibles, en

un guante inteligente, destacando la variabilidad de la precisión durante la flexión.

McLaren et al. (2010) [69] combinaron mediciones con PicoPress, Kikuhime y otros sensores piezoresistivos para evaluar la presión dinámica en prendas de compresión. Los resultados mostraron que, aunque todos estos dispositivos son capaces de proporcionar mediciones precisas, cada uno presenta características y limitaciones específicas. PicoPress demostró ser más preciso y consistente en condiciones de presión alta y baja, mientras que Kikuhime mostró una menor precisión en las presiones más bajas, requiriendo recalibraciones más frecuentes. Los sensores piezoresistivos, por otro lado, aunque son más accesibles económicamente, presentaron una mayor variabilidad en las mediciones, especialmente durante cambios rápidos en la presión aplicada. Estas diferencias resaltan la importancia de seleccionar el sensor adecuado dependiendo del tipo de aplicación y los requisitos clínicos específicos. Parte de la medición se observa en la Fig. 1.11.

Un estudio más actual, Joo et al. [70] analiza la utilidad clínica del dispositivo portátil de medición de presión para prendas de compresión, específicamente en el contexto de cicatrices hipertróficas por quemaduras durante la terapia de compresión. Encontraron que el dispositivo a base de sensores piezoresistivos era efectivo para monitorear la presión aplicada por las prendas de compresión en pacientes con cicatrices, permitiendo ajustes precisos para mantener la presión terapéutica adecuada. El sistema se muestra en la Fig. 1.12. La conclusión principal del estudio fue que el uso de este tipo de dispositivos puede mejorar significativamente la calidad de la terapia de

compresión, asegurando un nivel de presión adecuado durante toda la duración del tratamiento, sin comprometer la comodidad del paciente.

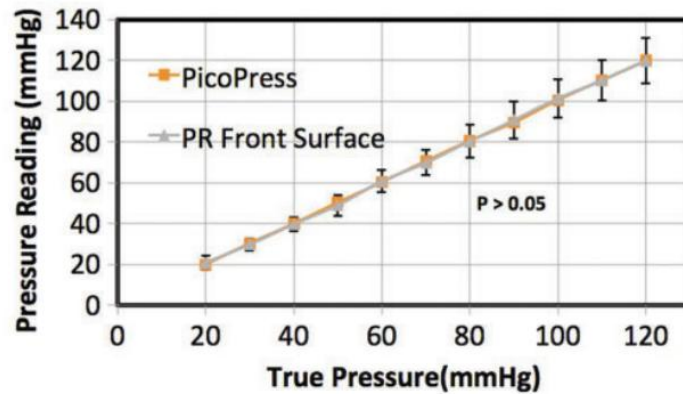


Fig. 1.10: Comparación de las mediciones de presión entre la superficie frontal del sensor piezoresistivo (PR) y el dispositivo PicoPress. Imagen extraída de [17].



Fig. 1.11: Dispositivo portátil de control de la presión dinámica en el sujeto, a) Sin prenda, b) Bajo prenda. Imagen extraída de [69].

Los **sensores capacitivos** también se han utilizado para la medición directa de la presión subvendaje, ofreciendo una alta precisión en las lecturas. Uno de los sistemas más conocidos es el Pliance X, el cual es un sistema comercial que ha demostrado tener resultados altamente precisos, pero

también un costo elevado. Wiseman et al. (2018, 2019) [32], [71] evaluaron la aplicabilidad del Pliance X para medir la presión subvendaje en niños con cicatrices originadas por quemaduras, destacando tanto su precisión como las limitaciones relacionadas con la calibración, particularmente debido a la variabilidad observada en diferentes condiciones de presión y la necesidad de ajustes frecuentes para asegurar resultados consistentes. También concluyeron que la calibración periódica era esencial para mantener la precisión del sistema, especialmente en pacientes pediátricos, donde las diferencias anatómicas y de curvatura corporal generaban desafíos adicionales. A pesar de estas limitaciones, el Pliance X demostró ser eficaz para proporcionar mediciones precisas que eran cruciales en el monitoreo de cicatrices de quemaduras y en la evaluación del progreso del tratamiento. Lai et al. (2009) [72] también validaron el uso de este mismo sistema, encontrando una alta correlación con mediciones de referencia estandarizadas, como el uso de PicoPress. Los resultados validaron la precisión del Pliance X, demostrando que sus lecturas eran consistentes con los valores estándar y confirmando su utilidad en aplicaciones clínicas, particularmente en el contexto de la terapia de compresión. En la Fig. 1.13 se puede ver cómo se realiza la medición. Esta tecnología también ha sido combinada con modelos matemáticos, como Ghorbani et al. (2019) [73] utilizaron el método de elementos finitos (FEM) junto con sensores capacitivos para evaluar cómo las propiedades de los materiales afectan la presión ejercida, destacando la importancia de la rigidez y la elasticidad del tejido.

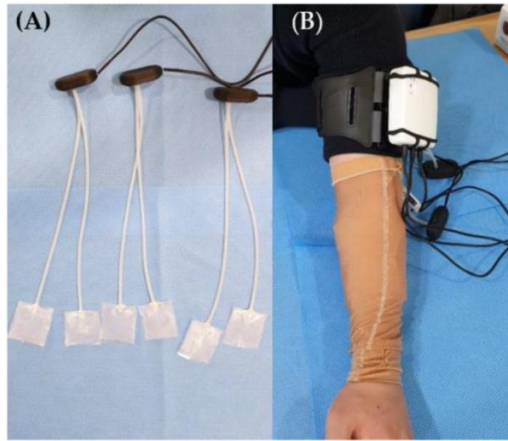


Fig. 1.12: (A) Dispositivo portátil de medición de la presión, sensor; (B) Prenda de presión en el antebrazo de un paciente. Imagen extraída de [70].

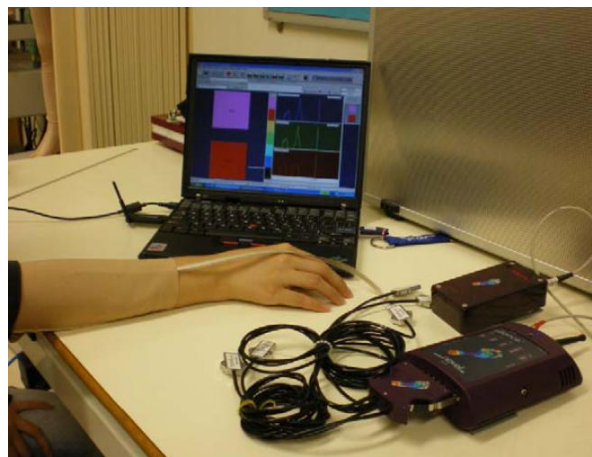


Fig. 1.13: Sistema Pliance X. Imagen extraída de [72].

Bodini et al. (2018) [74] propusieron el diseño y la fabricación de un sensor capacitivo flexible, diseñado específicamente para aplicaciones biomédicas. Los resultados preliminares mostraron que este sensor podría ser una alternativa viable para la medición precisa de la presión en aplicaciones de compresión, al ofrecer una buena adaptación a las superficies curvas y flexibles del cuerpo.

Los **sensores integrados en tejidos** también representan una innovación importante en la medición de la presión aplicada por prendas de compresión. Estos sensores eléctricos flexibles, que se pueden tejer directamente en las prendas, permiten una monitorización continua de la presión durante su uso, tal como se presenta en Shaker et al. (2021) [51]. La capacidad de medir la presión en tiempo real facilita un mejor control y ajuste de las prendas, optimizando la efectividad del tratamiento. Esta tecnología resulta particularmente útil en situaciones donde la presión debe mantenerse constante y ajustada a las necesidades individuales del paciente.

Por otro lado, los **sensores de fibra óptica** se han utilizado para ofrecer una solución de alta resolución que sea independiente de la curvatura de la extremidad. Esta tecnología minimiza los errores que suelen ocurrir en las mediciones cuando las prendas se ajustan a áreas del cuerpo con curvaturas pronunciadas, lo cual es una limitación de muchos otros sensores. La fibra óptica proporciona una mayor precisión, especialmente en la medición de presiones ejercidas sobre regiones complejas del cuerpo [75]. También Parkinson et al. (2019) [76] desarrollaron un sensor de fibra óptica de alta resolución para medir la presión en prendas de compresión. Este sensor mostró una gran precisión en condiciones de medición independientes de la curvatura, lo cual es una ventaja significativa frente a otros sensores tradicionales.

En otros estudios comparativos, como el de Protz et al. (2014) [77], se evaluaron sensores capacitivos versus piezoresistivos, encontrando diferencias significativas en la precisión de las mediciones bajo diferentes condiciones de presión. Los sensores capacitivos mostraron una mayor

consistencia y precisión en condiciones de presión constante, mientras que, al igual que se mencionó anteriormente en otros estudios, los sensores piezoresistivos tendieron a ser menos precisos en presiones elevadas, presentando una mayor variabilidad en las lecturas.

De acuerdo a los dispositivos revisados, los 3 más utilizados a lo largo del tiempo son Pliance X, PicoPress y Kikuhime, donde sus principales características se presentan en la Tabla 2.

Tabla 2: Principales características de los dispositivos para medir presión más utilizados [58], [61], [78].

Dispositivo	Rangos de medición	Precisión	Dimensiones del sensor	Grosor del sensor	Cantidad de sensores simultáneos
Pliance X	0 a 600 kPa*	± 1.451 mmHg	10 mm ² a 15 mm ²	< 1 mm	Máx. Matriz 16x16
PicoPress	0 a 200 mmHg	± 1.94 mmHg	5 cm diámetro	2 mm**	Sólo 1
Kikuhime	0 a 300 mmHg	$\pm 4.3\%$	4x3 cm o 12x10 cm	>5 mm	Sólo 1

*En el manual se indica esta presión como la máxima para calibrar el dispositivo.

**Valor del dispositivo desinflado.

En el contexto de la mano, la presencia de zonas cóncavas y relieves irregulares, tales como el hueco central de la palma y el rodete dígito palmar, se dificulta la compresión uniforme mediante guantes estándar y el uso de sensores de presión convencionales. Como se mencionaba anteriormente, estudios de diseño y simulación de telas compresivas han demostrado que la presión generada por estas prendas no es uniforme a lo largo de la mano,

concentrándose en regiones dorsales o metacarpianas, y disminuyendo en zonas cóncavas de la palma [79]. Además, trabajos recientes sobre guantes de compresión con almohadillas de silicona en la zona palmar han evidenciado presiones muy bajas en la palma cuando no se emplean elementos de relleno, así como una alta variabilidad espacial, lo cual subraya la dificultad de alcanzar niveles terapéuticos de presión en esta región anatómica específica [80].

1.6 Brecha de Investigación

A partir de lo presentado anteriormente, se evidencia que existen estudios, tecnologías y dispositivos que buscan medir la presión generada durante la terapia de compresión. A pesar de esto, pueden presentar diversas desventajas como un elevado costo y requerimientos adicionales de equipos y softwares que pueden complicar su adherencia tanto médica como del paciente, como en el caso de Pliance X, o que sean difíciles de adquirir comercialmente, como es en el caso de PicoPress que es uno de los dispositivos más utilizados para medir presión bajo telas compresivas.

Actualmente, la principal brecha de investigación se encuentra en el desarrollo de un sistema de medición de bajo costo y poco invasivo, en términos de su tamaño y materiales a usar, para potenciar el uso y adherencia en el sector de la salud, sin dejar de lado la característica de portabilidad que tienen algunos dispositivos presentes en la literatura (PicoPress y Kikuhime), esto con la finalidad de ser utilizado de manera eficiente en contextos clínicos reales.

La estimación de la presión mediante modelos matemáticos ha demostrado ser una herramienta valiosa para la optimización del diseño de prendas de compresión antes de su producción. Sin embargo, su aplicación en entornos clínicos se ve limitada por la complejidad inherente a la caracterización precisa de los materiales y las variaciones anatómicas de cada paciente, lo cual dificulta una respuesta rápida y eficaz adaptada a las condiciones particulares de cada individuo.

Por otro lado, los dispositivos de medición física de presión, como los sensores neumáticos, piezoresistivos, capacitivos e integrados en tejidos, presentan ventajas y limitaciones específicas. Aunque los sensores neumáticos como PicoPress y Kikuhime son accesibles y versátiles, su precisión se ve afectada en áreas anatómicas complejas y requieren recalibraciones frecuentes. Los sensores piezoresistivos y capacitivos, aunque pueden ofrecer mayor precisión bajo ciertas condiciones, suelen ser costosos y presentar variabilidad en sus lecturas, afectando la consistencia de los resultados en aplicaciones clínicas.

A modo de simplificar el análisis se presenta una línea de tiempo en la Fig. 1.14 que muestra los principales trabajos realizados en las últimas dos décadas que tienen como objetivo determinar el valor de la presión generado en la terapia de compresión.

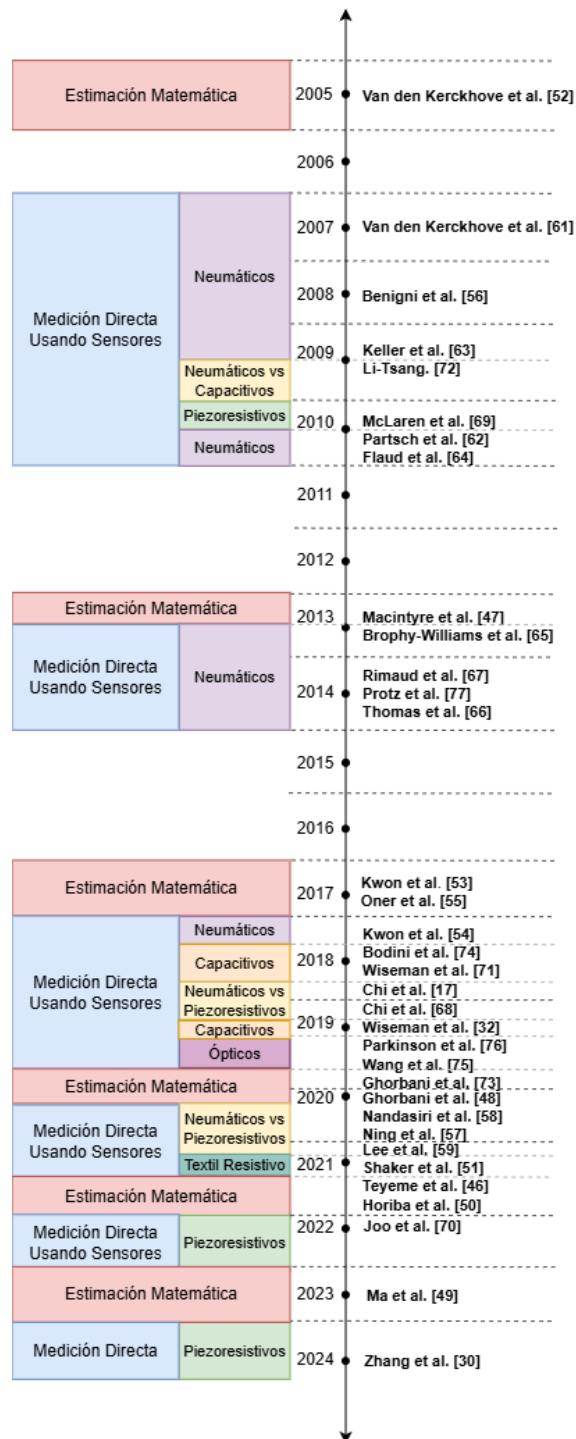


Fig. 1.14: Línea de tiempo a partir de los principales métodos de medición y estimación del valor de la presión ejercida durante la terapia de compresión, contemplando las últimas 2 décadas.

1.7 Discusión

Las quemaduras graves representan un desafío médico complejo que requiere un enfoque integral, desde la atención inicial hasta la rehabilitación prolongada. La terapia de compresión es una herramienta fundamental en la prevención de cicatrices hipertróficas, pero su efectividad depende en gran medida de la correcta aplicación de la presión. Es por esto por lo que el uso y desarrollo de sistemas para la medición precisa de esta presión es un área clave para mejorar los resultados del tratamiento y la calidad de vida de los pacientes. Esta revisión bibliográfica destaca la importancia de un enfoque multidisciplinario en el tratamiento de quemaduras, así como el potencial de la tecnología para mejorar la eficacia de las intervenciones clínicas.

En general, la estimación de la presión mediante modelos matemáticos permite una optimización significativa de las prendas de compresión antes de su producción física. No obstante, la aplicación de estos modelos está condicionada por la necesidad de caracterizar con precisión los materiales empleados y a las formas anatómicas propias de cada paciente, lo cual puede limitar su utilización en contextos clínicos donde se necesita una respuesta rápida y eficaz.

En la actualidad existen las tecnologías capaces de abarcar esa problemática. Por esto, se propone desarrollar un sistema de medición para el apoyo clínico del área de fisioterapia, que permita conocer y ajustar manualmente la presión generada por las telas compresivas en el proceso de cicatrización post injerto de las personas que han sufrido quemaduras, en este caso específicamente en la mano, debido a que son la zona que con más frecuencia sufre este tipo de lesiones. Se contempla que debe ser poco

intrusivo, fácil de usar y que permita ajustar la presión generada por el guante al valor deseado de una forma manual, donde el objetivo no es replicar las capacidades de los dispositivos ya revisados, sino ofrecer una solución más accesible y específica para aplicaciones clínicas.



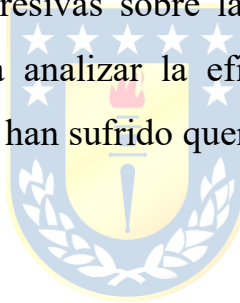
2 Objetivos

2.1 Hipótesis

El desarrollo y uso de un sistema de monitoreo permite medir con precisión y ajustar manualmente la presión ejercida por prendas compresivas sobre la piel en la mano.

2.2 Objetivo General

Desarrollar un sistema de medición y ajuste manual de la presión generada por las telas compresivas sobre la piel, utilizando sensores y/o transductores, para ayudar a analizar la eficacia de los tratamientos de cicatrización en personas que han sufrido quemaduras.



2.3 Objetivos Específicos

- Desarrollar sistema de medición de presión, usando sensores, que sea cómodo y seguro para usar entre las telas y la piel de pacientes que han sufrido quemaduras.
- Validar la precisión y confiabilidad de las mediciones de presión.
- Evaluar el sistema por medio de mediciones en voluntarios sanos, recopilando los valores de la presión ejercida sobre la piel.
- Evaluar los resultados obtenidos a partir de las características del sistema, determinando su viabilidad y efectividad para medir y ajustar la presión ejercida por las telas compresivas sobre la piel.

2.4 Alcances y Limitaciones

Para el desarrollo de este proyecto se consideran los siguientes alcances y limitaciones:

- Las pruebas y mediciones se realizarán en personas sanas.
- No se considerarán personas con heridas en la mano a medir ni dificultades motrices o cognitivas que no permitan que la mano se abra.
- El prototipo debe utilizarse en sujetos distintos, por lo que el tamaño y forma de los sensores, debe ser un promedio de la zona a medir, en este caso la mano (dorso y palma), con un espesor y material que permita ubicarlo bajo la prenda de tela utilizada.
- El diseño del circuito debe hacerse considerando que será usado por personas, por lo que el material y diseño, debe seleccionarse y desarrollarse evitando posibles rasguños por elementos cortantes y punzantes, disminuyendo posibles riesgos.

Respecto a esto, se debe comunicar al participante mediante el consentimiento informado las posibles complicaciones que existen al participar de este estudio piloto.

3 Metodología

Para poder realizar este proyecto, se consideran las siguientes etapas, las cuales se detallan en el esquema de la Fig. 3.1:

1. Se debe realizar un estudio bibliográfico sobre la problemática a desarrollar, la terapia de compresión como instrumento en el tratamiento de quemaduras graves, junto con la instrumentación y dispositivos usados para estimar, medir y/o ajustar la presión en este caso y otros afines. Esto con la finalidad de buscar y seleccionar, en este caso, los sensores óptimos para diseñar el sistema.
2. Contempla el diseño y desarrollo de un sistema de medición de presión utilizando sensores, usando el programa Autodesk Fusion [81], considerando características a partir de lo visto en el estudio bibliográfico. Para su funcionamiento no se contemplan matrices de sensores, ya que se utilizará solo uno, y para su comunicación se espera usar un microcontrolador ESP32, a partir del protocolo I2C o SPI según corresponda, desarrollando un firmware programado en lenguaje C, usando la extensión Espressif IDF [82].
3. Una vez se obtenga un prototipo funcional, la calibración del sistema se realizará según la naturaleza y requerimientos del sensor. En el caso del sistema de medición neumático, se utilizará un manómetro y/o una columna de agua para tener una presión referencial, lo que dependerá de la disponibilidad de los instrumentos. A partir de esto se realizará el cálculo de precisión del sensor, utilizando las siguientes ecuaciones:

$$Error\ Absoluto = |P_{sensor} - P_{real}| \quad (3.1)$$

$$\text{Error Máx. Absoluto} = \max(|P_{\text{sensor}1} - P_{\text{real}1}|, \dots, |P_{\text{sensor}n} - P_{\text{real}n}|) \quad (3.2)$$

$$\text{Precisión General (\%FSS)} = \frac{\text{Error Máx. Absoluto}}{FSS} \cdot 100 \quad (3.3)$$

donde P_{sensor} representa el valor de la presión medido por el sensor, P_{real} es la presión de control la cual es conocida, y FSS corresponde al rango de medición del sensor. En esta etapa, se busca obtener una precisión menor a ± 1 % FSS, en un rango de 10 a 30 mmHg.

Además de esto, la validación del sistema y del experimento se llevara a cabo por medio de pruebas en usando un fantoma, previo a la adquisición de datos en personas. Esto con la finalidad de poder realizar ajustes de ser necesario y ver la factibilidad del uso en personas del prototipo. En el caso de que los resultados no sean los deseados con respecto al tipo de sensor seleccionado (respecto a sensibilidad principalmente), se debe volver a la etapa de elección de sensores de presión.

4. Finalmente, la adquisición y el análisis de datos, a partir de la toma de muestras en persona, esto bajo el Comité de tica CEBB 1810-2024 emitido por la Vicerrectoría de Investigación y Desarrollo de la Universidad de Concepción, en el cual se contempla lo siguiente:
 - a. Número de participantes: 20 personas
 - b. Criterios de Inclusión:
 - i. Sujetos sanos de ambos sexos mayores de 18 años.
 - c. Criterios de Exclusión:
 - i. Personas que no puedan seguir instrucciones simples.
 - ii. Personas con discapacidad motora o dificultades motrices de mano.

- iii. Personas con alergias cutáneas o hipersensibilidad.
- d. Puntos de medición: 4 en total, 3 en la superficie palmar y 1 en el dorso de la mano como se observa en la Fig. 3.2, en el caso del sistema de medición de presión neumática.

A partir de los datos obtenidos en las mediciones, se evaluarán si estos se encuentran en rangos coherentes de presión (10 a 30 mmHg) y las posibles complicaciones al realizar las mediciones para determinar la viabilidad del sistema ante sus propias características. Junto con esto se realizarán análisis estadísticos evaluar la estabilidad y consistencia del sistema de medición de presión bajo distintas condiciones, tales como desviación estándar, pendiente, promedio, PCA, entre otros. Estos análisis permiten determinar si las mediciones de presión se mantienen dentro de rangos similares ante variaciones temporales y espaciales, y si el sistema presenta un comportamiento reproducible frente a cambios en las condiciones de uso.

La combinación del PCA con análisis permite complementar el análisis, entregando una visión integral del desempeño del sistema de medición. Este enfoque facilita la evaluación de la robustez del sistema frente a variaciones propias del uso clínico, como diferencias anatómicas, tiempo de aplicación del vendaje y ajustes de presión realizados durante el ensayo.

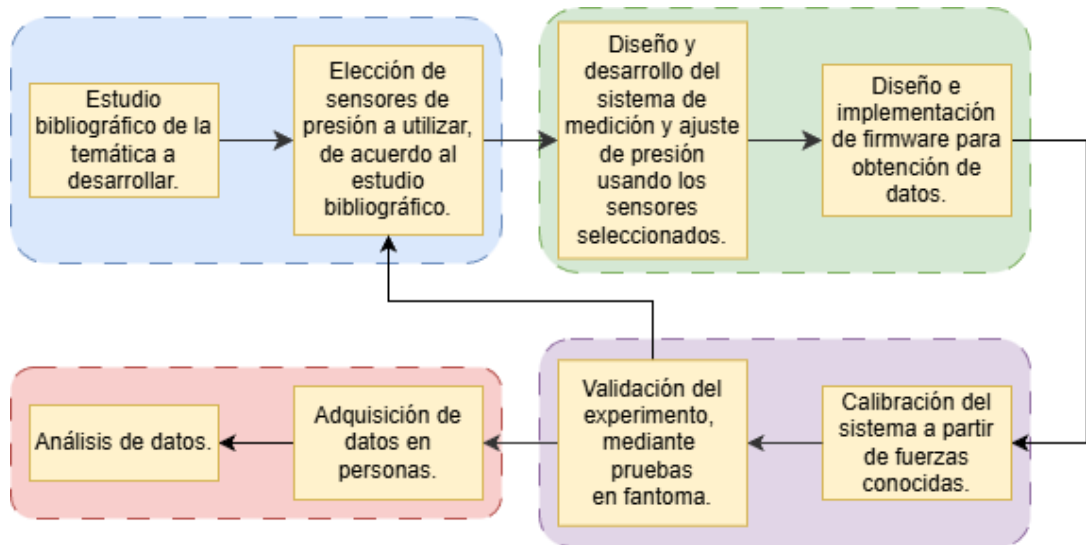


Fig. 3.1: Esquema de metodología propuesta.



Fig. 3.2: Puntos de medición utilizando sistema de medición de presión neumático.

4 Desarrollo del Prototipo

4.1 Prototipo utilizando sensores capacitivos

En primera instancia, se ha definido el uso de sensores capacitivos. Para el diseño y desarrollo de este sistema, es necesario un microcontrolador que pueda configurarse mediante un firmware, permitiendo así la medición y registro de datos de capacitancia en respuesta a las variaciones de presión aplicadas en el sensor. En la Fig. 4.1, se presentan los elementos involucrados en el sistema a desarrollar.

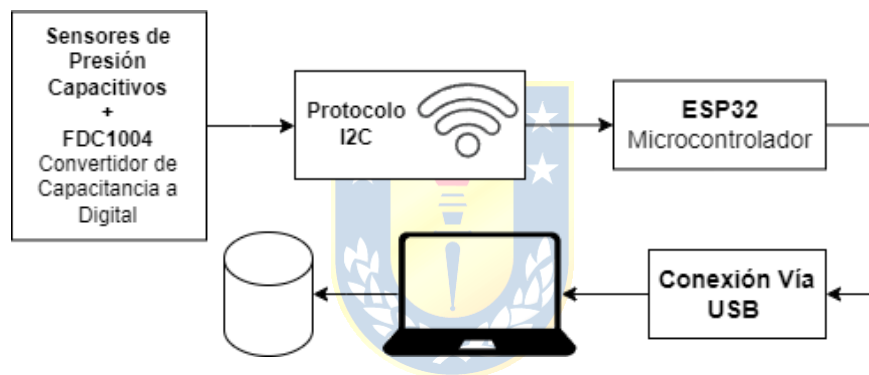


Fig. 4.1: Diagrama que describe la propuesta de sistema para medir presión por medio del uso de sensores de presión capacitivos.

4.1.1 Diseño de sensores

En cuanto al diseño de los sensores, se toman como referencia las bases existentes, mencionadas en la revisión bibliográfica sobre biosensores y sensores de medición de presión. Esto permite analizar las técnicas actuales con el fin de replicarlas y mejorarlas. Para los diseños, se utiliza el software Autodesk Fusion [81], donde se modelan los sensores usando el modo de placa de circuito impreso.

Para la implementación de estos, se usa como material dieléctrico Emfit® PET laminado [83], debido a que este formato facilita su manipulación y permite adaptar sus características según la configuración del sensor diseñado. Las propiedades de este material se pueden observar en la Tabla 6.

Un sensor de presión capacitivo debe seguir la configuración mostrada en la Fig. 4.2; se utilizan dos láminas de cobre flexible de 0.4 mm de grosor y un cable de transmisión de datos que contiene tres canales: dos de ellos con las mismas características, uno funcionando como tierra y el otro como canal de medición. Además, se emplea un cable de apantallamiento para reducir el ruido en la señal adquirida, esta configuración se visualiza en Fig. 4.3, donde se definen las capas y conexiones. La versión final del sensor puede verse en la Fig. 4.4.

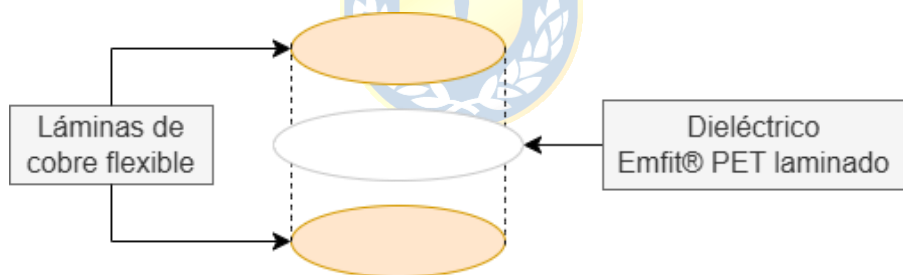


Fig. 4.2: Estructura del ensamblaje de los sensores capacitivos a fabricar, compuesto de dos láminas de cobre flexible y una capa interna de PET como dieléctrico.



Fig. 4.3: Esquema de construcción del sensor de presión capacitivo, y sus respectivos canales asociados.

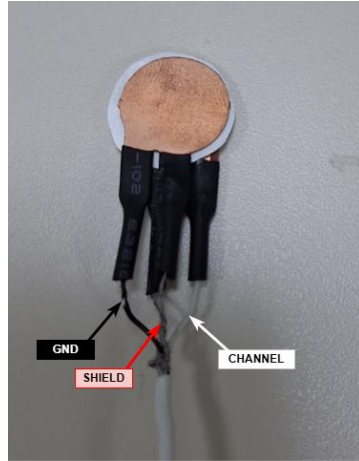


Fig. 4.4: Sensor de presión capacitivo obtenido a partir del ensamble de las capas, y luego de soldar los terminales al cable. De izquierda a derecha: Cable de tierra, cable de apantallamiento y cable asociado al canal de medición.



Fig. 4.5: Implementación del sistema usando un sensor, donde se conecta solo a un canal de medición del FDC1004, además del cable de tierra y el apantallamiento.

4.1.2 Diseño del Prototipo

Usando nuevamente Autodesk Fusion [81] se crea un diseño esquemático y luego el diseño de la placa impresa, donde se considera el convertidor de capacitancia a digital FDC1004, y un microcontrolador ESP32 debido a sus capacidades de transmitir datos de manera inalámbrica en un

futuro. Asimismo, se incluyen resistencias de pull-up en los pines I2C y capacitores de estabilización, tal como se sugiere en los datasheets [84], [85]. En este caso, la fuente de alimentación será el dispositivo de lectura, en este caso un computador. En Fig. 4.5 se muestra la configuración con un sensor.

4.1.3 Desarrollo del Firmware del Prototipo

Si bien el circuito puede recibir las señales generadas por la diferencia de capacitancia del sensor, es necesario desarrollar un firmware que permita la lectura de estas señales. El firmware se programó en lenguaje C para adquirir los valores de capacitancia y traducirlos a presión, utilizando la extensión Espressif IDF[82]. Se definieron los pines SDA y SCL, habilitando las resistencias de pull-up y estableciendo la velocidad del reloj, además de configurar el driver I2C con los parámetros necesarios. La función principal, `app_main`, coordina las inicializaciones y el ciclo principal de medición que configura y desencadena una medición, espera 1000 ms, realiza la lectura y cálculo de la capacitancia, imprime los resultados y ajusta el CAPDAC si la capacitancia está fuera de los límites esperados.

4.1.4 Calibración y Validación del Sistema

Se llevaron a cabo dos calibraciones, en primera instancia con una máquina de ensayos Zwick-Roell ProLine Z010, aplicando un rango de fuerza de 0 a 100 N con pulsos de 10 N durante 10 segundos. Parte de cómo se realizó el proceso puede verse en la Fig. 4.6.



Fig. 4.6: Medición de la diferencia de capacitancia con la máquina de ensayos Zwick-Roell ProLine Z010, utilizando el sistema configurado con un solo sensor.

Posteriormente, se realizó una calibración manual usando agua como elemento de prueba, usando un sistema diseñado en base a la forma del sensor, con un recipiente capaz de almacenar agua. Al conocer el gramaje del agua y la superficie, fue posible calcular la presión teórica generada y compararla con la capacitancia medida por el sensor, usando la ecuación 5.1.1 y la capacitancia marcada por el sensor.

$$P = \frac{F}{S} \quad (5.1.1)$$

donde P es la presión, F la fuerza ejercida sobre la superficie y S la superficie sobre la que se ejerce esta fuerza. Para usar esta relación, se deben considerar otras ecuaciones y equivalencias:

$$F = m \cdot g \quad (5.1.2)$$

donde F es la fuerza ejercida, m corresponde a la masa aplicada y g la constante de gravedad, y

$$1[mmHg] = 133,32 [Pa] \quad (5.1.3)$$

corresponde a la equivalencia entre milímetros de mercurio y pascales, para poder encontrar el valor de presión asociado a una fuerza determinada, al tener una masa y superficie con valores conocidos. Los detalles del montaje se muestran en la Fig. 7.1, y parte del proceso se aprecia en la Fig. 7.3.

Luego se realizaron pruebas de validación, que incluyeron el uso de un guante de compresión y los sensores diseñados, con el objetivo de verificar la viabilidad del sistema. Se llevaron a cabo dos pruebas distintas, se seleccionaron zonas palmar y dorsal, con el objetivo de observar si la presión fuera mayor en la región dorsal debido a la forma cóncava de la palma que limita la cobertura del guante. Las regiones palmares se ilustran en la Fig. 4.7.

Primero, se realizaron mediciones en seis puntos de la mano de diez sujetos, cambiando de posición entre cada medición para analizar variaciones entre puntos y personas. Los puntos medidos y el orden de las mediciones se ilustran en la Fig. 4.8, registrando diez datos por punto. En esta prueba, se midió la capacitancia en distintos puntos de la mano de 10 participantes, considerando variables adicionales como sexo, altura, peso y edad, lo que se registra en la Tabla 7. Estas mediciones permitieron evaluar la viabilidad del prototipo de acuerdo con la tendencia esperada de los puntos de contacto con el guante (aquellos que visible y sensorialmente ejercían mayor presión).

En la segunda ocasión se llevó a cabo una medición de capacitancia para encontrar el valor de presión asociado, midiendo dos puntos (dorso y palma) en dos sujetos, como se observa en la Fig. 4.9. En este caso, se seleccionaron cinco muestras y se calculó el promedio para luego aplicarlo en la ecuación de regresión.



Fig. 4.7: Regiones palmares. Son de utilidad para asociarlas a las mediciones a realizar.



Fig. 4.8: Puntos medidos para visualizar la variación de capacitancia en diferentes puntos de la mano, con cuatro puntos en la palma y dos en el dorso, seleccionando aquellos que suelen ser comunes en quemaduras.

**Puntos Medidos y Orden de Medición
(Segunda Validación)**



Fig. 4.9: Puntos medidos para ser reemplazados en la ecuación obtenida de la calibración del sistema con un solo sensor.



4.2 Prototipo Midiendo Presión Neumática

Debido a los resultados obtenidos anteriormente, los cuales reflejan que un sistema usando sensores capacitivos, con los materiales y métodos de fabricación utilizados, posee una baja sensibilidad, se concluye que no cumple con las necesidades del proyecto. Es por esto, y a que no existe disponibilidad de otras herramientas y materiales que reemplacen a los capacitivos en el sistema actual, que se consideran nuevamente las revisiones en la literatura. Lo anterior de la mano con lo ya existente, permitió plantear el desarrollo de un nuevo prototipo que sea de medición y ajuste de presión manual, esta vez utilizando sensores que nos permitan mediciones de presión neumática. Según lo revisado, estos sistemas han presentado resultados confiables en sus mediciones, evidenciándose en que son el método más utilizado al momento de medir la presión en el sub-vendaje en la terapia compresiva, lo cual es clave para alcanzar los objetivos propuestos.

Como se comentó en la sección 1.4, los sensores neumáticos funcionan detectando cambios en la presión del aire dentro de un sistema cerrado. Básicamente, comparan la presión de referencia, que suele ser un vacío (cero presión), con la presión externa que se está midiendo. Sabiendo lo anterior, este nuevo sistema busca medir y ajustar la presión mediante este principio en el sistema, utilizando un sensor piezoresistivo que nos permita medir la diferencia entre la presión interna y la presión externa. En la Fig. 4.10, se presentan los elementos involucrados en el sistema a desarrollar.

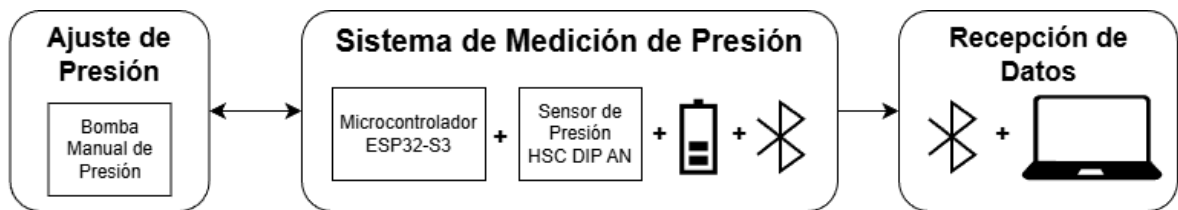


Fig. 4.10: Diagrama que describe la propuesta de sistema para medir presión por medio del uso de un sensor de presión piezoresistivo. Y ajuste manual de la presión usando una bomba, comúnmente usadas en la medición de presión arterial

4.2.1 Diseño del Prototipo

El diseño del sistema contempla una parte electrónica y la utilización de compresas de aire. Para el diseño electrónico se utilizó Autodesk Fusion, al igual que en el caso de los sensores capacitivos, y se consideran componentes como el microcontrolador ESP32, que permite la comunicación del sensor con los puertos SPI, además de ofrecer la posibilidad de transmitir datos vía Bluetooth. También se utilizan resistencias de pull-up y capacitores estabilizadores. Además, se utilizará una fuente de alimentación y un regulador de voltaje para garantizar los 3.3 V necesarios para el microcontrolador.

Este sistema no puede ser utilizado para medir la presión sin un elemento que permita almacenar aire en su interior, donde en este caso, por temas higiénicos y al ser destinado al área de salud, se elige trabajar con compresas de aire, fabricadas para medir la presión arterial de pacientes neonatales, donde en la Fig. 4.11 se puede apreciar una foto referencial. Estas pueden variar en sus dimensiones, por ejemplo, la imagen muestra de 4 a 8 cm, pero las adquiridas son de 3 a 6 cm. El tamaño de la sección a utilizar puede ser modificado dependiendo de la prueba, debido a que las compresas

pueden ser cortadas y selladas. Además, para realizar la medición, se utilizan las dos vías de la compresa: una para la entrada de aire, que lo recibe de forma manual mediante una bomba de aire comúnmente usada en medidores de presión arterial, que al ser presionada introduce aire por la vía; la otra debe estar conectada al sensor de presión. La propuesta de este sistema puede observarse en la Fig. 4.12.

A diferencia de los sistemas documentados en la literatura, este prototipo propone una herramienta de ajuste de presión simultáneo con la medición, por medio de una bomba de presión manual, comúnmente utilizada en mediciones de presión arterial. Este sistema ofrece dos opciones para la optimización del tratamiento:

1. **Ajuste manual de las telas:** Este procedimiento se realiza tradicionalmente dentro de los establecimientos de salud en nuestro país y se podrá llevar a cabo de manera más precisa gracias a la medición directa. A partir de lo medido se podrá ir ajustando la tela para producir la presión deseada.
2. **Mantenimiento de la presión deseada:** Se podrá mantener la presión en el interior de la compresa de aire, lo cual permite que el paciente conserve el dispositivo temporalmente hasta que se fabrique una nueva prenda compresiva específica para sus necesidades, en situaciones que el personal médico no pueda entregar uno nuevo rápidamente, para así no perder la continuidad del tratamiento.

Se selecciona un sensor DIP AN (HSC Series, Honeywell) [86], que se muestra en la Fig. 4.13. Este tiene las siguientes características, las cuales lo hacen idóneo para el prototipo propuesto:

- Sensor piezoresistivo de silicio de alta precisión.
- Precisión de $\pm 0.25\%$.
- Salida digital (SPI).
- Rango de temperatura de 0 °C a 50 °C.
- Fuente de alimentación de 3,3 V.
- Rango de medición de 0 a 1 psi.



Fig. 4.11: Brazaete Toma Presión Neonatal. Imagen referencial extraída de [87].

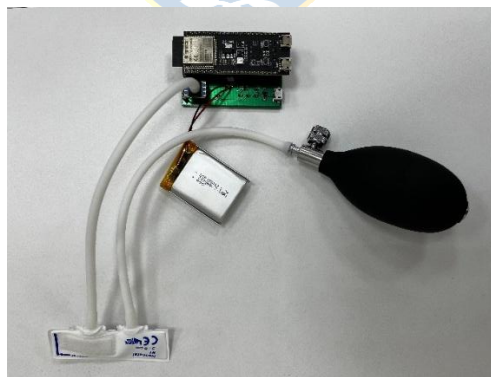


Fig. 4.12: Sistema de medición de presión neumática. Este incluye el brazaete neonatal, donde una vía se conecta con una bomba de aire manual, y la otra al sensor presente en la placa que almacena al sistema. En esta también se encuentra un ESP32 y una batería de 3,7 [V].



Fig. 4.13: Sensor HSCDANT001PGSA3.

4.2.2 Desarrollo del Firmware del Prototipo

Para el desarrollo de las mediciones del sistema neumático se utilizó el framework ESP-IDF dentro del entorno Visual Studio Code, lo cual permitió una programación estructurada en lenguaje C, aprovechando tanto el soporte del microcontrolador ESP32 como las librerías disponibles para comunicación inalámbrica. El objetivo de esta implementación fue crear un firmware capaz de adquirir en tiempo real los valores de presión provenientes del sensor neumático, procesarlos mediante el bus SPI y transmitirlos de manera inalámbrica utilizando el protocolo Bluetooth Low Energy (BLE). De esta forma se podrá conocer y ajustar la presión de forma inmediata.

El firmware se estructuró en torno a dos tareas principales ejecutadas bajo el sistema operativo en tiempo real FreeRTOS:

1. ***nimble_host_task***: encargada de inicializar y mantener en ejecución los protocolos NimBLE. En esta se gestiona la publicidad del dispositivo, el manejo de conexiones con clientes (por ejemplo, la aplicación nRF Connect donde se suele probar el funcionamiento de esta tarea) y la activación de notificaciones sobre la característica de presión.

2. *pressure_sensor_task*: encargada de realizar la lectura periódica del sensor de presión mediante el bus SPI. Cada segundo ejecuta una transacción de 4 bytes con el sensor, valida los datos recibidos y convierte la lectura cruda a valores de presión en psi y posteriormente en Pascales.

Ambas tareas se coordinan de manera que, si un cliente BLE se encuentra conectado y ha habilitado notificaciones, los valores de presión procesados son enviados automáticamente como paquetes Notify.

El sensor seleccionado entrega datos digitales a través del SPI, es por esto que fue necesario inicializar el periférico del ESP32 y configurar un dispositivo esclavo con velocidad de reloj de 100 kHz. La función *read_pressure_sensor()* se encarga de enviar los comandos adecuados y recibir la respuesta de 4 bytes, de los cuales se extraen 14 bits válidos que representan el valor de presión crudo. Posteriormente, este valor se normaliza dentro de un rango predefinido (0–1 psi), y se convierte a Pascales (Pa), unidad que se adoptó como estándar de transmisión, ya que la característica a utilizar se encontraba en esta unidad de medida.

Siguiendo con lo anterior, el sistema define un servicio GATT con UUID estándar de *Blood Pressure Service (0x1810)*, dentro del cual se incluye la característica *Pressure Measurement (0x2A6D)* configurada con permisos de lectura y notificación. El proceso contempla publicidad, conexión y suscripción, y notificaciones, siendo esta estructura la que garantiza que los datos se actualicen en tiempo, sin necesidad de comandos de lectura adicionales.

La estructura de servicio GATT adoptada es compatible con futuras interfaces gráficas desarrolladas en Python (PyQt), facilitando la visualización e interpretación de los datos.

4.2.3 Calibración y Validación del Sistema

Si bien se seleccionó un sensor comercial que indica que no requiere calibración, se realizó este proceso para asegurar su correcto funcionamiento e implementación. En esta etapa se valida la precisión del sistema de medición de presión neumática. En este caso, se implementó un procedimiento experimental utilizando una columna de agua, como método de referencia, dado que permite generar presiones bajas de forma estable y reproducible, dentro del rango de interés para la terapia de compresión (10 a 30 mmHg).

La columna fue diseñada en Autodesk Fusion, y posteriormente construida en material transparente, con una resolución de 1 mm en altura, empleando agua destilada teñida con colorante alimenticio para mejorar la visibilidad del nivel alcanzado. El resultado final se puede observar en la Fig. 5.4. La presión de referencia se calculó mediante la ecuación (5.1), donde corresponde a la densidad del agua (1000 kg/m^3), a la aceleración gravitacional ($9,81 \text{ m/s}^2$), y a la altura de la columna en metros.

$$P = \rho \cdot g \cdot h \quad (5.1)$$

Las mediciones se realizaron en incrementos de 2 cm de altura, registrando en cada punto el valor de presión medido por el sensor piezorresistivo en unidades de mmHg. Para cada condición se promediaron 200 muestras, equivalentes a 10 segundos de adquisición continua.

Posteriormente, se calculó el error absoluto y el error máximo según las ecuaciones mostradas en Metodología (3.1) y (3.2).

Luego de esto, se realizó una prueba utilizando un fantoma de mano impreso en 3D, con el objetivo de evaluar la factibilidad del sistema desarrollado en condiciones que simulan la práctica clínica, utilizando un guante de compresión. Esto permitió replicar la interacción entre la piel y la prenda, manteniendo la posibilidad de controlar el entorno de medición.

El fantoma utilizado presentó dimensiones promedio de 9 cm de alto, 8 cm de ancho y una circunferencia palmar de 20,5 cm, representativas de un adulto promedio [88], [89]. Se definieron cuatro puntos de medición: uno en el dorso de la mano y tres en la superficie palmar, seleccionados estratégicamente considerando las variaciones en área de contacto y en niveles de compresión. Además, se estableció un punto de referencia (punto 0), correspondiente a la presión aplicada en la compresa de aire sin la presencia del guante ni del fantoma. El sistema de medición y los puntos seleccionados se observan en la Fig. 4.14. Para cada punto se registraron seis mediciones en cuatro condiciones experimentales:

- Presión inicial: se fijó un valor de aproximadamente 5 mmHg antes de colocar la compresa dentro del guante.
- Prueba de 1 minuto: se registró el valor inmediatamente después de posicionar la compresa y se comparó con el valor medido transcurrido un minuto, con el fin de evaluar posibles variaciones en corto plazo.
- Prueba de 10 minutos: la presión se incrementó entre 2,5 y 3,5 mmHg respecto de la inicial, registrando el valor inmediatamente y luego de 10 minutos, para determinar la estabilidad de la presión en el tiempo.

- Medición final: al retirar la compresa se registró el valor de presión residual.

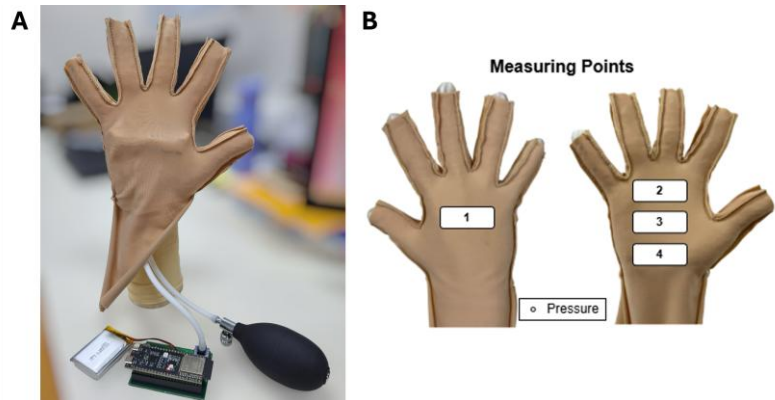


Fig. 4.14: A) Fantoma con el sistema de medición implementado en el guante. B) Puntos de medición en el guante que fueron monitoreados

4.2.4 Desarrollo de la Interfaz

Con el fin de visualizar en tiempo real las mediciones de presión obtenidas por el sistema y facilitar su posterior análisis, se diseñó e implementó una interfaz gráfica. Esta interfaz tuvo como objetivo central proveer al personal médico y a los usuarios una herramienta simple e intuitiva, que permitiera monitorear, registrar y almacenar los valores de presión generados por las prendas de compresión.

El diseño de la interfaz se realizó utilizando el software Qt Designer, generando un archivo de descripción gráfica en formato .ui. El archivo .ui generado fue cargado en Python mediante el módulo `uic.loadUi()`, lo que permitió mantener la separación entre la lógica y la presentación, utilizando la librería PyQt5. La lógica del programa se estructuró en torno a la clase `MainWindow`, que hereda de `QStackedWidget` para gestionar la navegación

entre páginas. La estructura final contempló varias páginas, cada una destinada a diferentes fases del proceso de medición:

- **Página inicial (pageStart):** Muestra en vivo la presión medida en mmHg mediante un visualizador digital y un gráfico temporal. Además, permite activar la función ZERO (funciona igual que un tare de pesas digitales) y acceder al inicio de la primera medición. Se puede visualizar esta página en la Fig. 4.15.
- **Página de información personal (pageInfo):** En esta página presentada en Fig. 4.16 es donde se puede guardar la información personal de cada persona que se mide, esto se guarda en una carpeta por cada uno que comienza con “Paciente” y luego lo que se indique en “Persona N°”. En esta carpeta se crea un Excel con el mismo nombre, que guarda las mediciones antropométricas, y en este mismo se guardarán los valores de presión.
- **Páginas de medición (pageMeasure1 a pageMeasure4):** Cada una corresponde a un punto de medición definido en la metodología. Estas páginas incluyen botones de control para registrar valores iniciales, iniciar series de medición: fase inicial de 30 segundos y fase final de 1 min o 5 min, botón que se habilita una vez se registra la medición inicial, además por cada sujeto incluye un registro automático en Excel y generación de gráficos asociados por cada punto medido. También tiene botones de hacer cero el valor, atrás para retroceder a la página anterior, y continuar a la siguiente etapa. Cada página incorpora además un gráfico de presión en tiempo real y un indicador visual que clasifica el valor como “Dentro de Rango”, “Cerca del Rango” o “Fuera de Rango”, considerando el

intervalo terapéutico de 20–25 mmHg. Esto se puede observar en la Fig. 4.17.

- **Página final:** Resume los promedios de presión obtenidos en las fases iniciales y finales de cada punto registrado, a modo de ver con mayor facilidad si dentro del periodo seleccionado (1 o 5 min) se logra mantener el ajuste en el rango idóneo de presión, esto se visualiza en Fig. 4.18Fig. 4.18.

Se desarrolló un hilo de ejecución paralelo (*BLEReaderThread*) empleando la librería *bleak*, que se conecta al microcontrolador ESP32 a través de *Bluetooth Low Energy*. Este hilo recibe continuamente los paquetes de presión enviados por el firmware y los decodifica a mmHg.

Sobre el almacenamiento de los datos adquiridos, la medición es registrada en archivos Excel mediante la librería *pandas*, lo que permite guardar de forma estructurada los valores de presión asociados a paciente, página y tiempo. Adicionalmente, cada serie completa genera automáticamente un gráfico en formato PNG que queda almacenado en la carpeta del paciente, por si el personal de salud necesitara ver otra vez la medición, en la Fig. 4.19Fig. 4.19 podemos visualizar un ejemplo, que se registra en la respectiva carpeta de la persona medida. Con respecto a los gráficos mencionados, se integró la librería *Matplotlib* en el entorno de *PyQt5*, lo que permitió renderizar en tiempo real las curvas de presión en cada página de medición. Estos gráficos se actualizan dinámicamente a medida que se reciben nuevos datos desde el sensor.

La implementación de la interfaz gráfica permitió vincular el sistema electrónico de medición con una herramienta práctica y visualmente clara

para el usuario final. Esto constituye un aporte fundamental en la validación del prototipo, al ofrecer tanto retroalimentación inmediata como almacenamiento confiable de la información obtenida.



Fig. 4.15: Primera página de la interfaz que muestra una previsualización de la presión medida, que indica el estado del valor dependiendo del rango en el que el valor se encuentra, si está fuera de rango, o si el dispositivo no está conectado aún, como es el caso de lo visto en la figura.

The image shows a user registration form titled "Información Personal". At the top left, there is a blue button labeled "Atrás". The title "Información Personal" is centered in a blue box. Below the title, there are seven input fields, each with a label and a corresponding input area:

- Persona N°: [Input field]
- Sexo: [Dropdown menu with "Seleccionar..." and a downward arrow]
- Edad (años): [Input field]
- Peso (kg): [Input field]
- Estatura (m): [Input field]
- Diámetro Mano (cm): [Input field]
- Altura Mano (cm): [Input field]
- Contorno Mano (cm): [Input field]

At the bottom center, there is a blue button labeled "Continuar".

Fig. 4.16: Segunda página de la interfaz, donde se registra la información personal del usuario. Estos datos se asocian al mismo Excel que guarda sus respectivas mediciones.



Fig. 4.17: Visualización de la primera medición, donde se registran valores durante 30 segundos inicialmente, luego para la fase de intervención para aumentar la presión, se puede seleccionar botón de 1 o 5 minutos para visualizar los cambios de presión obtenidos a través del tiempo.



Fig. 4.18: Página final que calcula y muestra el promedio de cada fase de medición, para facilitar la comprensión de los datos adquiridos.

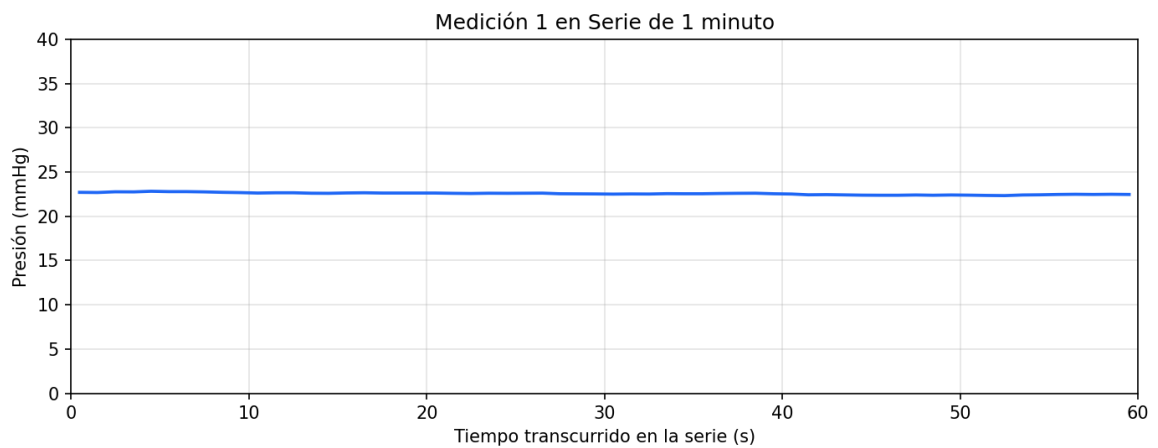


Fig. 4.19: Ejemplo de gráfico que genera la interfaz, por cada medición realizada, asociada a una persona y serie seleccionada.

4.2.5 Validación del Experimento Usando el Fantoma

Como se presentó anteriormente, esta etapa consiste en realizar pruebas en un fantoma, con el mismo protocolo a usar en personas. Previo a situar el sensor en el fantoma, se ajustó manualmente que en cada medición el valor basal estuviera entre 2 y 3 mmHg, y se registraron tendencias similares en cada punto medido. Un ejemplo de medición de M2 se visualiza en la Fig. 4.20.



Fig. 4.20: Medición del punto M2 usando el dispositivo propuesto, el cual se encuentra dentro de una caja diseñada a medida.

Para evaluar la repetibilidad del sistema y determinar si una misma zona puede ser medida mediante distintos sensores o intentos, se calcularon correlaciones utilizando los valores “crudos”, es decir la presión absoluta dentro del sistema, restando el valor basal ingresado en un inicio, que siempre se fijó en un rango de 2 a 3 mmHg. En términos de la validación del sistema, este enfoque permite conservar la magnitud física de la presión y detectar discrepancias reales entre mediciones. Las correlaciones no fueron

normalizadas en este caso, debido a que podría ocultar diferencias de sensibilidad o fallas de calibración al forzar curvas a tener la misma escala, y se quiere evaluar la consistencia y estabilidad del sistema propuesto. Posterior a esto se realizó un análisis estadístico, principalmente de promedio, pendiente, desviación estándar y coeficiente de variación, por cada muestra.

4.2.6 Medición en Personas Sanas y Análisis de Datos

Siguiendo la misma estructura que en el caso del fantoma, se realizaron pruebas en voluntarios sanos, utilizando el mismo guante de compresión estándar. En esta etapa, se logró medir a un total de 26 voluntarios, donde sus características y valores asociados se presentan en las Tablas 14 y 15. Se visualiza la medición del punto M3 de un voluntario de esta experiencia en la Fig. 4.21.



Fig. 4.21: Medición en voluntario del punto M3, correspondiente al hueco central de la palma de la mano.

Las mediciones permitieron observar si existe coherencia entre puntos con mayor contacto y mayores valores registrados, si es que los rangos se encontraban o se podían ajustar al propuesto en la literatura, si existe alguna diferencia atribuible a variaciones anatómicas y si la estabilidad de logra en todos los periodos de medición.

Con el objetivo de analizar la similitud y estabilidad de las curvas de presión registradas, se aplicó un Análisis de Componentes Principales (PCA) considerando las mediciones iniciales y finales de cada medición. Esto permite evaluar la variabilidad global de las curvas, enfatizando diferencias en su forma más que en la magnitud absoluta de la presión.

Finalmente, para evaluar si el uso del guante durante las mediciones en personas generó algún tipo de deformación que pudo afectar el desempeño del sistema, se compararon las curvas promedio obtenidas previamente, con una medición extra realizada posterior a las mediciones en personas. Adicionalmente, se comparó la correlación de este intento con las anteriores y su promedio.

5 Resultados y Discusión

5.1 Sistema de Medición de Presión con Sensores Capacitivos

5.1.1 Calibración del Sistema Capacitivo

En este proceso, se esperaba encontrar una correlación entre capacitancia y fuerza, y por lo tanto entre capacitancia y presión, a través de la relación entre fuerza, presión y superficie. Sin embargo, los resultados mostraron que la presión estimada estaba fuera del rango esperado, impidiendo obtener una relación clara debido a las presiones bajas en comparación con las ejercidas por la máquina.

A partir del proceso detallado en “Calibración y Validación del Sistema”, se obtuvo Fig. 5.1, donde se observa que los puntos de la curva ascendente (incremento de fuerza en rojo) no coinciden con los de la curva descendente (decremento de fuerza en azul), lo cual indica la presencia de histéresis en la relación entre la fuerza aplicada y la capacitancia del sistema.

A partir del registro de datos se graficaron los promedios de las muestras, repitiendo el proceso tres veces para obtener un promedio de las curvas obtenidas. Se utilizó Excel para calcular una regresión que asociara la presión a la capacitancia medida, como se muestra en la Fig. 5.2.

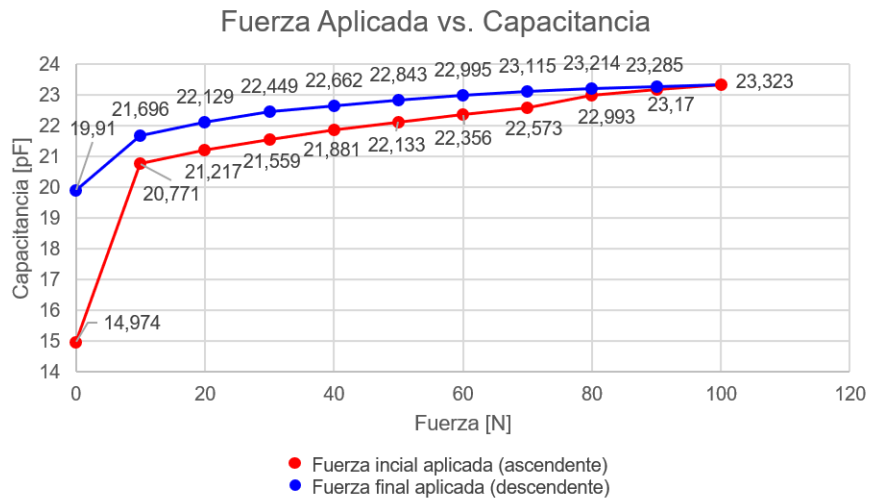


Fig. 5.1: Resultados de la calibración con máquina de ensayos, donde se muestra claramente el fenómeno de histéresis, donde la capacitancia medida durante el incremento de la fuerza aplicada, no coincide con la medida durante la disminución de la misma fuerza.

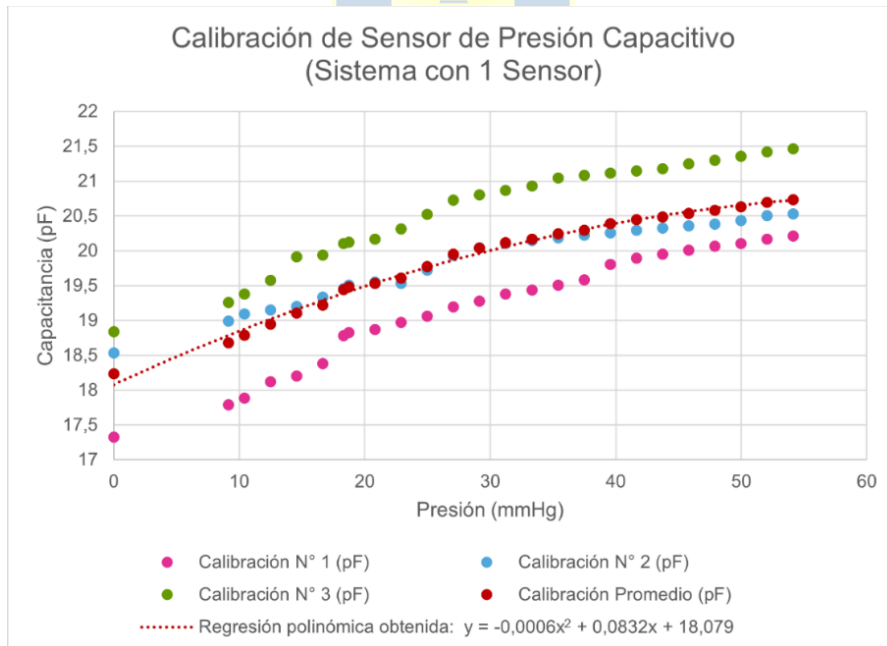


Fig. 5.2: Resultados de la calibración con pesos conocidos usando agua, donde se visualiza la "memoria" del dieléctrico entre cada medición, al ir desplazándose entre cada calibración.

5.1.2 Validación del sistema mediante medición en personas

Los valores de la primera prueba en personas se registraron en la Tabla 8, y el comportamiento de la capacitancia se presenta en la Fig. 5.3. Al analizar los valores ascendentes por punto para cada participante, se pudo observar una tendencia constante:

Punto 3 < Punto 2 = Punto 4 < Punto 6 < Punto 5 < Punto 1.

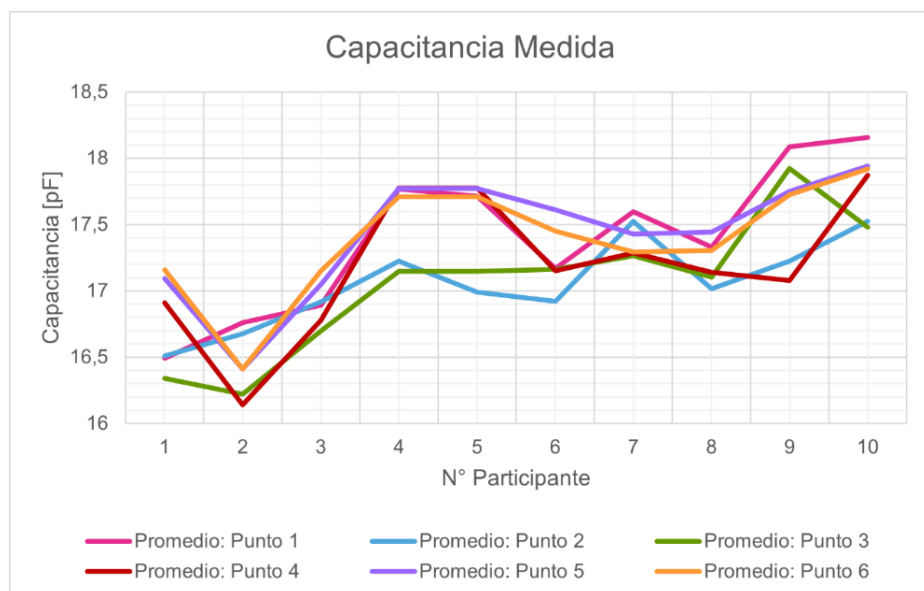


Fig. 5.3: Comportamientos de capacitancia según puntos medidos.

A partir de lo anterior, se notó que los puntos en la zona del rodete dígito palmar y el hueco central tienden a mostrar valores de capacitancia menores en comparación con los ubicados en la eminencia tenar y la región dorsal. Esto se puede atribuir a que la eminencia tenar es una zona más elevada, lo que genera una variabilidad coherente en la medición.

Los valores asociados a la segunda prueba en personas están presentes en las Tabla 3 y Tabla 4.

Tabla 3: Características participantes en el segundo proceso de evaluación del sistema. Ambos sujetos son de características similares, en términos de altura, peso y edad, además ambos son hombres.

N° Participante	Sexo	Altura [m]	Peso [kg]	Edad [años]
1	M	1,83	90	30
2	M	1,79	94	29

Tabla 4: Valores de capacitancia obtenidos junto con su presión asociada. *Al reemplazar el valor en la ecuación, se obtuvo una componente imaginaria, es por esto por lo que no se menciona su valor.

N° Participante	Capacitancia Dorso [pF]	Capacitancia Palma [pF]	Presión Dorso [mmHg]	Presión Palma [mmHg]
1	20,98	19,99	Fuera de rango*	109,53
2	20,21	20,26	104,61	105,36

En cuanto a las presiones obtenidas en las pruebas de validación, se observó que no coinciden con los valores indicados en la literatura. Considerando que el guante utilizado es estándar, estas presiones no deberían superar los 60 mmHg, valor máximo reportado en estudios sobre terapia de presión.

5.1.3 Discusión

A partir de la gráfica de la Fig. 5.1, se concluye que, debido a la configuración mecánica del sensor, no se obtienen valores consistentes bajo

una misma fuerza aplicada. Aunque la calibración utilizando agua fue más adecuada (en términos de abarcar valores menores en comparación con la máquina de ensayos), se identificaron varias dificultades que afectaron la medición: la rugosidad del recipiente causaba inestabilidad del recipiente que tendía a tambalearse durante las adiciones de agua, las bases donde se ubicaban los sensores eran demasiado ajustadas o no cubrían completamente la superficie de contacto, y existía la posibilidad de que los cables fueran sometidos a presión directa.

En el gráfico presentado en la Fig. 5.2 se observa un desplazamiento positivo de las curvas, lo cual podría atribuirse a la “deformación” del sensor entre cada medición, lo que muchas veces puede indicar su saturación o que este necesita tiempo para recuperar su condición original. Esto tiene coherencia con lo observado en la gráfica de la Fig. 5.1.

En la primera validación, donde solo se midió capacitancia, los resultados muestran una tendencia consistente, lo cual tiene sentido considerando las Fig. 4.7 y Fig. 5.3. La morfología de la mano [90] varía entre personas y, al usar un guante estándar, los valores más bajos suelen encontrarse en el rodete dígito palmar, que es una zona irregular y no siempre queda completamente presionada por la tela, a diferencia de la eminencia tenar y el dorso de la mano.

Hay varias razones que podrían explicar por qué el sistema no está relacionando la capacitancia con la presión de la manera esperada:

- **Ensamblaje manual:** La manipulación manual de los materiales del sensor podría modificar sus características entre cada medición, lo que

podría explicar por qué el sensor del canal 4 no mostró un comportamiento ascendente.

- **Errores en el código y configuración del CAPDAC:** Estos podrían estar asociando incorrectamente las diferencias de capacitancia, lo que afectaría la medición de la fuerza aplicada.
- **Interferencia del contacto con la piel:** El contacto directo con la piel o incluso la proximidad sin contacto podría incrementar la capacitancia del sensor, afectando las mediciones y registrando no solo la presión ejercida por las telas sino también la generada por la cercanía de la piel.

5.2 Sistema de Medición de Presión Neumática

5.2.1 Calibración del sistema

A partir de este valor se estimó la precisión global del sistema, expresada como porcentaje del rango de escala completa (Full Scale Span, FSS), definido en 0–34 mmHg, según la ecuación (3.3).

Los ensayos de calibración con la columna de agua evidenciaron una alta correlación entre los valores teóricos y los medidos por el sistema, que puede observarse en la Fig. 5.5. Al representar ambos conjuntos de datos se observó una relación lineal con una pendiente cercana a la unidad, lo que indica un desempeño coherente con lo esperado para el sensor utilizado.

El análisis de error mostró que la mayoría de los valores se concentraron por debajo de 0,2 mmHg como se observa en el histograma en la Fig. 5.6, con un error medio absoluto cercano a 0,116 mmHg, presente en la Fig. 5.7. El error máximo correspondió a 0,3 mmHg, lo que equivale a una precisión global de 0,88 % FSS en el rango de 0–34 mmHg. Este valor se

encuentra dentro de las especificaciones técnicas del sensor piezorresistivo, confirmando su idoneidad para el rango clínico requerido.

Para complementar el análisis se aplicó un gráfico de Bland-Altman, en el cual la diferencia promedio entre los valores medidos y los teóricos fue de $-0,116$ mmHg, con límites de concordancia dentro de $\pm 1,96$ desviaciones estándar, observado en la Fig. 5.8. Los resultados confirman que no existe un sesgo sistemático significativo y que las mediciones presentan un alto grado de confiabilidad, lo que permitió verificar que el sistema entrega mediciones confiables en el rango clínico de interés.

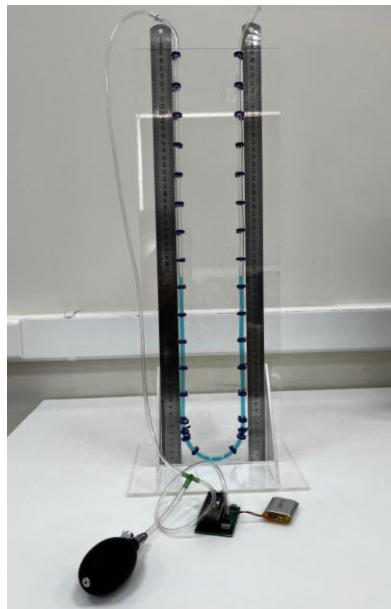


Fig. 5.4: Columna de agua construida como método comparativo para el dispositivo de medición de presión desarrollado.

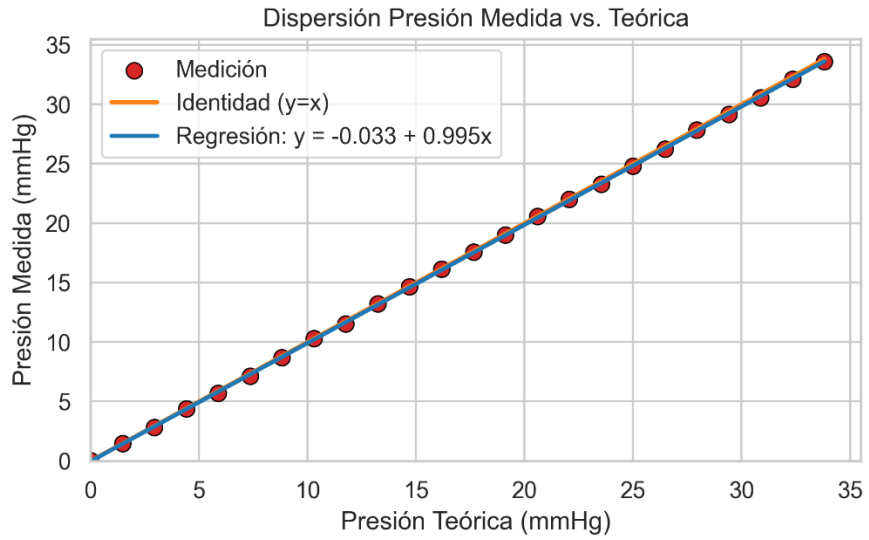


Fig. 5.5: Comparación entre presión teórica y medida, usando el sistema propuesto.

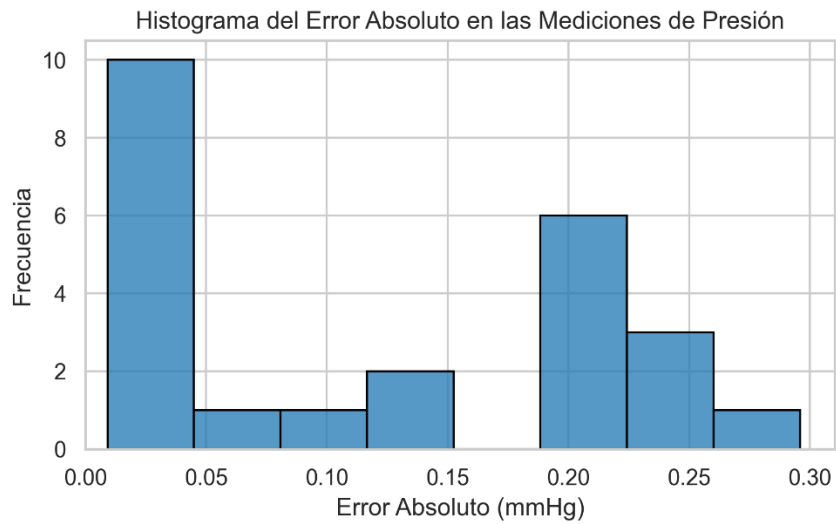


Fig. 5.6: Histograma de distribución de error absoluto, indicando que la mayoría de los errores se mantienen bajo los 0.2 mmHg.

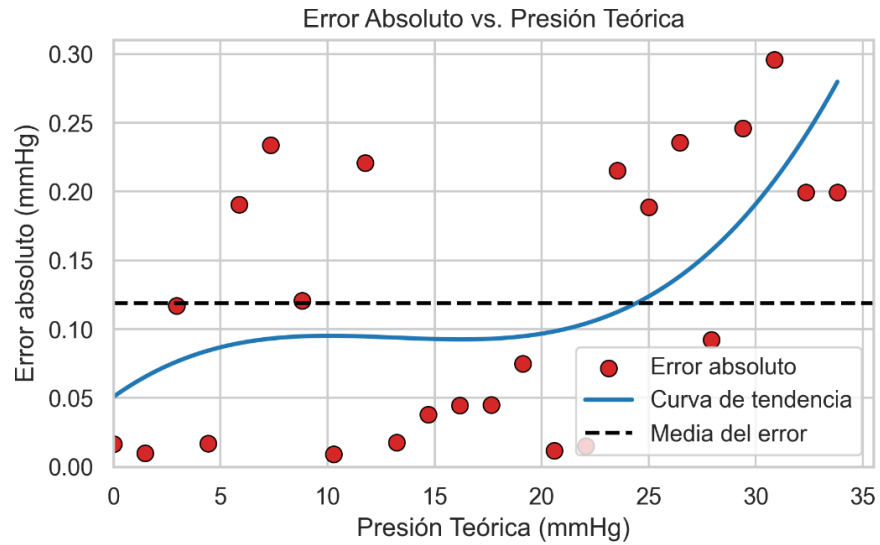


Fig. 5.7: Error absoluto comparado con la presión teórica, destacando la línea de tendencia de presión observada.

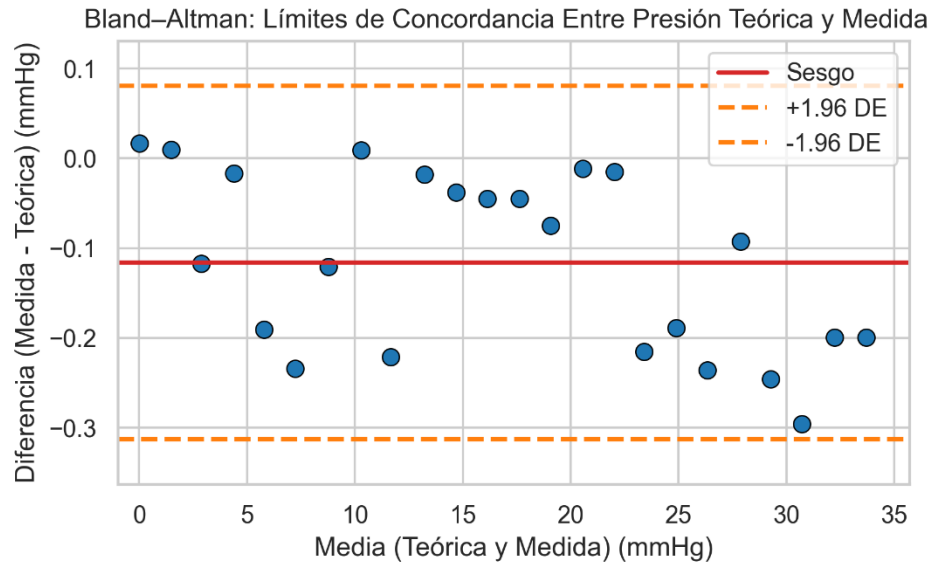


Fig. 5.8: Bland-Altman análisis sobre la precisión de la medición, demostrando una diferencia promedio de -0.116 mmHg y límites de acuerdo entre ± 1.96 SD (desviaciones estándar).

5.2.2 Validación del sistema

Al evaluar el sistema en el fantoma de mano, se registraron variaciones en los valores de presión presentadas en la Tabla 5, observando que en todos los puntos de medición hubo una disipación progresiva de la presión con respecto al tiempo, tanto en la prueba de 1 minuto como en la de 10 minutos.

Siguiendo con lo anterior, la zona dorsal presentó mayores fluctuaciones en comparación con la superficie palmar, lo que podría asociarse a las diferencias anatómicas simuladas en el fantoma. Con respecto a los valores iniciales de referencia (~5 mmHg), estos se incrementaron de manera controlada y manual al inyectar aire con la bomba de presión, alcanzando presiones entre 18 y 36 mmHg según la zona medida. Luego de 10 minutos, los valores finales evidenciaron descensos entre 2 y 5 mmHg, mostrando la tendencia a la pérdida de presión cuando se utiliza la bomba manual como medio de ajuste.

Tabla 5: Valores de presión registrados para las distintas zonas de la mano medidas, en 1 y 10 minutos.

Zona	Mediciones Registradas					
	Valor basal	Prueba 1-minuto		Prueba 10-minutos		Valor Final
		Valor Inicial	Valor Final	Valor Inicial	Valor Final	
0	-	9,83	9,49	12,02	9,63	-
1	5,17	36,44	33,72	36,36	23,33	2,46
2	5,05	18,58	17,9	20,38	17,29	4,49
3	5,01	17,41	16,41	19,66	14,88	4,3
4	5,15	19,27	18,24	21,06	15,53	4,4

5.2.3 Validación del experimento

Se observa en la Fig. 5.9 que las mediciones se mantienen estables durante el tiempo de medición, tanto en la fase inicial como en la fase final que representa la intervención para ajustar al rango idóneo según la literatura. Estos valores se presentan en mayor detalle, en la Tabla 9, que muestra los promedios de presión por cada punto y fase medida.

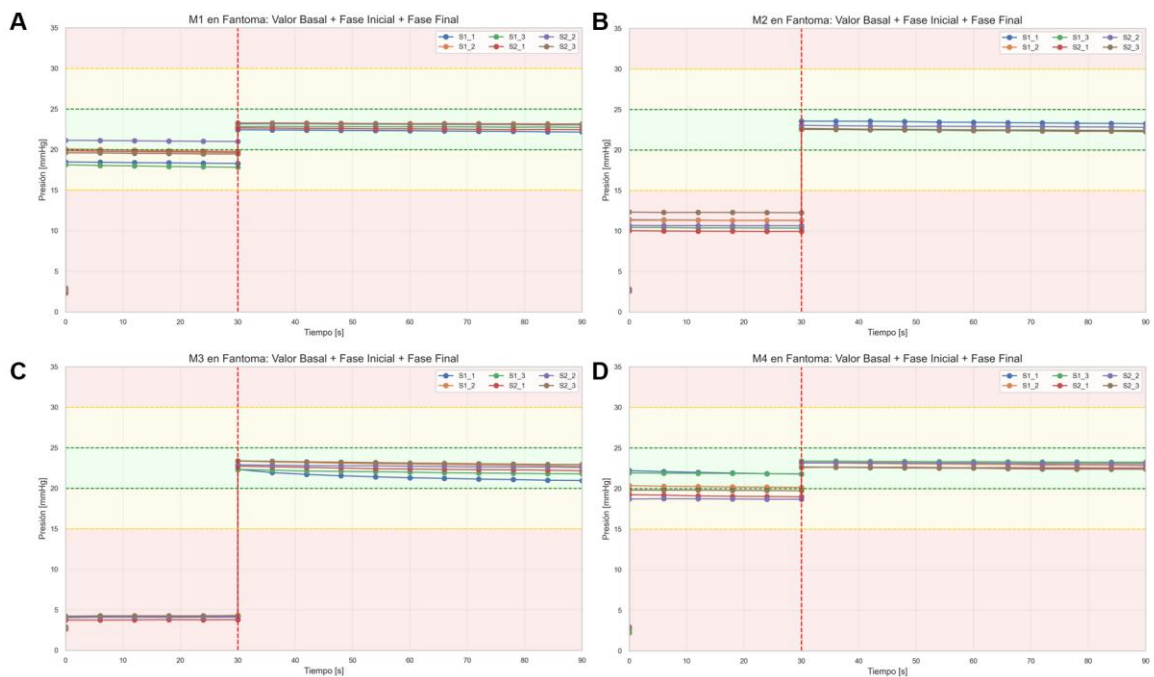


Fig. 5.9: Medición de las diversas zonas de interés, donde se presenta la fase inicial, y con una línea punteada roja el cambio a la fase final, interviniendo el valor de forma manual, al aumentar la presión del sensor.

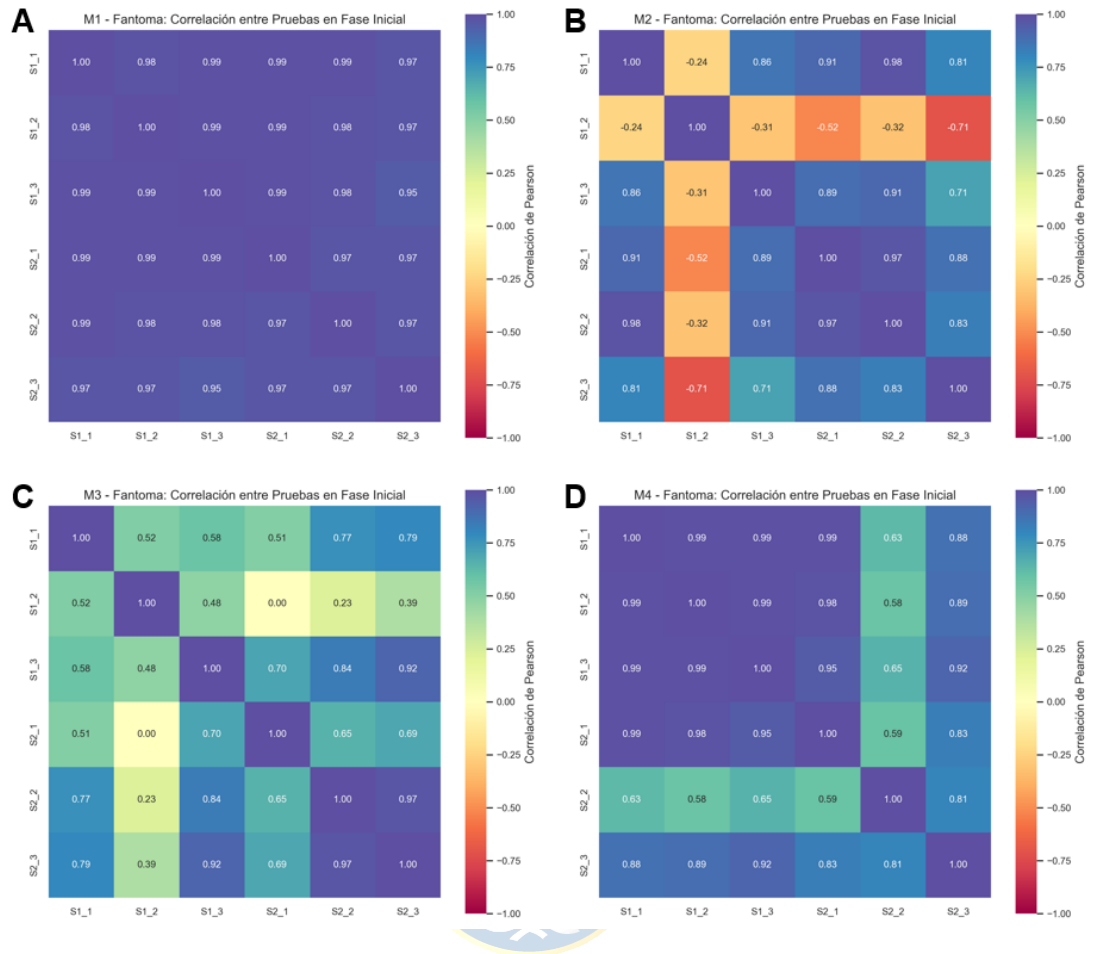


Fig. 5.10: Matrices de correlación de Pearson entre pruebas realizadas sobre el fantoma durante la fase inicial, es decir, antes de realizar ajustes en valores óptimos de presión, para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. Los valores de correlación permiten evaluar la similitud entre las curvas de presión obtenidas en distintas repeticiones bajo condiciones controladas, previo al proceso de estabilización del sistema.

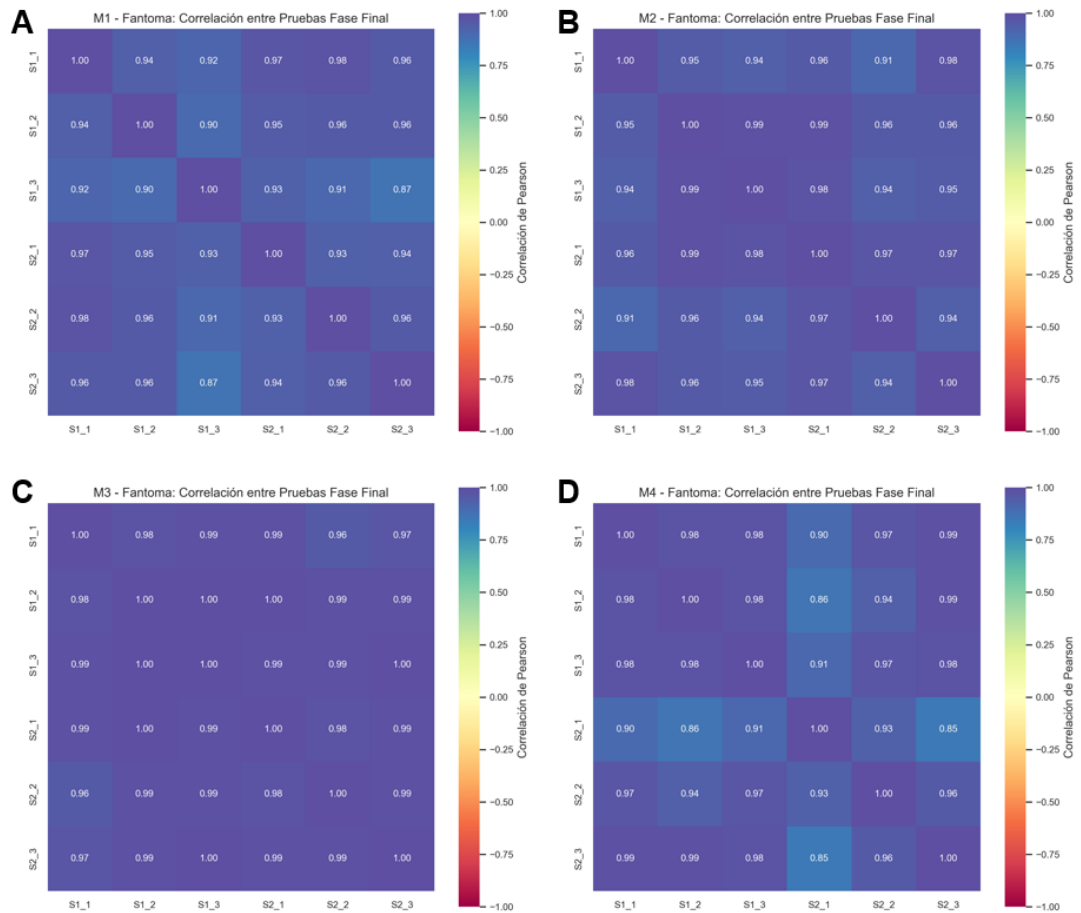


Fig. 5.11: Matrices de correlación de Pearson entre pruebas realizadas sobre el fantoma durante la fase final para las mediciones, es decir, posterior a realizar el ajuste de presión en valores óptimos (20 a 25 mmHg), (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. La alta correlación observada entre pruebas evidencia la reproducibilidad de las curvas de presión una vez alcanzado el estado estable de medición.

En Fig. 5.10 y Fig. 5.11 se presentan las correlaciones obtenidas entre las distintas pruebas realizadas usando el fantoma. La fase inicial corresponde a las mediciones realizadas antes del ajuste de la presión del vendaje, es decir, cuando la tela de compresión ha sido colocada sin aplicar un control o regulación de la presión ejercida sobre la superficie de contacto. Por otra parte, la fase final corresponde a las mediciones obtenidas posterior al ajuste de la presión, una vez alcanzado el rango de presión terapéutica

deseado, que va entre 20 a 25 mmHg. La idea de este análisis es poder visualizar la repetibilidad del sistema, al ver la correlación entre pruebas según los distintos intentos realizados.

A partir del análisis de los gráficos de correlación se observa que, en la fase inicial, existen diferencias relevantes entre las distintas mediciones. En particular, en la Fig. 5.10 se evidencia una mayor variabilidad en las mediciones M2 y M3, correspondientes a zonas asimétricas de la palma de la mano, específicamente el rodete dígito palmar y el hueco central, respectivamente. Esta mayor dispersión puede asociarse a la complejidad geométrica de estas zonas, las cuales presentan una superficie variable que dificulta la colocación repetida del sensor en una posición idéntica entre pruebas consecutivas. Adicionalmente, la interacción entre la tela compresiva y el dispositivo de medición en estas regiones puede generar un contacto menos uniforme durante las etapas iniciales, favoreciendo una mayor variabilidad en la forma de las curvas de presión registradas.

En contraste, la medición M1, correspondiente al dorso de la mano, presenta correlaciones elevadas entre pruebas incluso en la fase inicial, lo que puede atribuirse a la geometría más plana y estable de esta superficie en el fantoma. La medición M4, asociada a la eminencia tenar, muestra un comportamiento intermedio, con una variabilidad inicial moderada que puede explicarse por razones similares a las descritas para las zonas palmares. No obstante, estas diferencias observadas en la fase inicial no se mantienen en la fase final, donde todas las mediciones presentan altas correlaciones entre pruebas. Este comportamiento, que se observa en Fig. 5.11, indica que, si bien las curvas iniciales pueden diferir en su forma debido a factores

geométricos y de posicionamiento, el sistema de medición es capaz de converger hacia un comportamiento estable y reproducible tras el proceso de ajuste, con pérdidas mínimas de presión a lo largo del tiempo.

Esto también se evaluó realizando un análisis estadístico, que se observa en Tabla 10, Tabla 11, Tabla 12 y Tabla 13. En estos 4 casos las pendientes suelen estar cercanas a 0 (entre -0,02 y 0,02) lo que indica mínimas pérdidas de presión del sistema, que pueden deberse a micro fugas o a que el mismo aire dentro del sistema se “reordena” internamente.

También se observan valores del coeficiente de variación que, al menos en la fase de ajuste alcanzan máximo un coeficiente de variación del 1,07%, lo que indica que la presión es constante. Se destaca que todas las desviaciones estándar son menores a uno, por lo que se reafirma la precisión del sistema de medición.



5.2.4 Medición en Personas Sanas

En las figuras presentadas desde Fig. 5.12 a Fig. 5.19, se observa una comparación de voluntarios femeninos y masculinos respectivamente, donde analizamos aquellos que tenían al menos 3 características en el valor máximo o mínimo del conjunto de personas medidas, con la finalidad de ver si el comportamiento depende directamente del tamaño de la mano o la persona. De esto, se visualiza que al menos en los punto de mayor contacto como M1 y M4, los valores iniciales de las personas situadas en el máximo comienzan ya en el rango idóneo o incluso en el límite superior de este, incluso superándolo, esto puede ser porque al ser un guante estándar, la presión

acumulada es mayor que en el caso de aquellas manos más pequeñas. En el caso de los puntos M2 y M3, se observa un comportamiento similar independientemente de las características de quien se mide, esto se asocia a la superficie irregular en donde se mide al ser puntos de menor contacto. Se observan disminuciones de presión en las fases finales de estos dos puntos, lo que se asocia a la redistribución de aire dentro del sistema o a posibles fugas de presión, que no son significativas para términos de este experimento, ya que logra mantenerse dentro del rango idóneo.

El análisis de la pendiente global de las curvas de presión presentado en Fig. 5.20, permite evaluar la estabilidad temporal de la señal durante la medición. Los resultados muestran que, en las mediciones iniciales, la pendiente presenta una mayor dispersión y valores tanto positivos como negativos, lo que es consistente con un comportamiento transitorio del sistema. En cambio, en las finales exhiben pendientes más cercanas a cero y una menor variabilidad, lo que indica que la presión se mantiene prácticamente constante en el tiempo. Este comportamiento confirma que, una vez alcanzado el estado estable, el sistema de medición presenta una señal temporalmente estable, sin evidencia de deriva significativa.

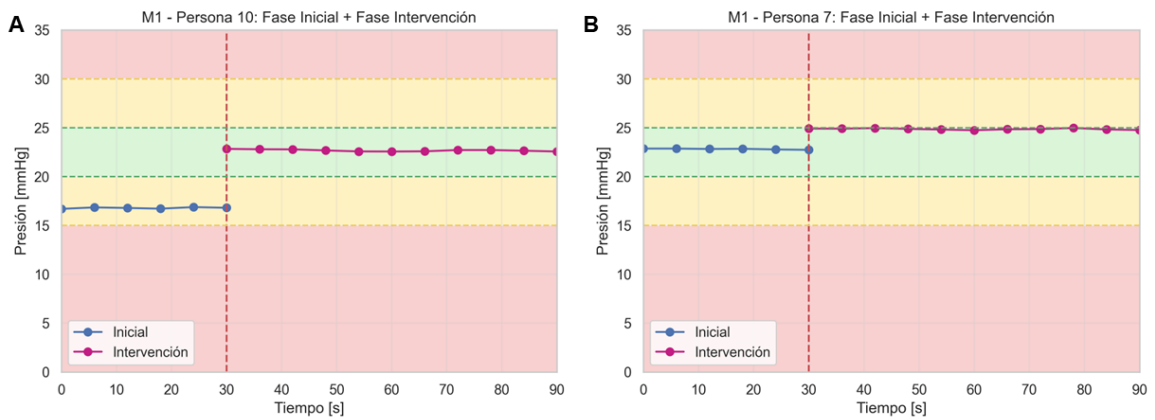


Fig. 5.12: Medición del punto 1 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

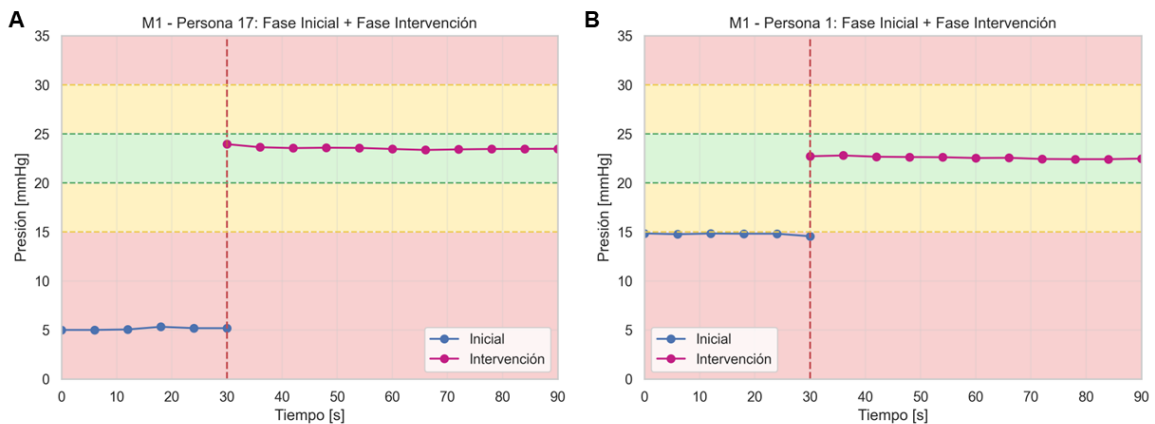


Fig. 5.13: Medición del punto 1 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

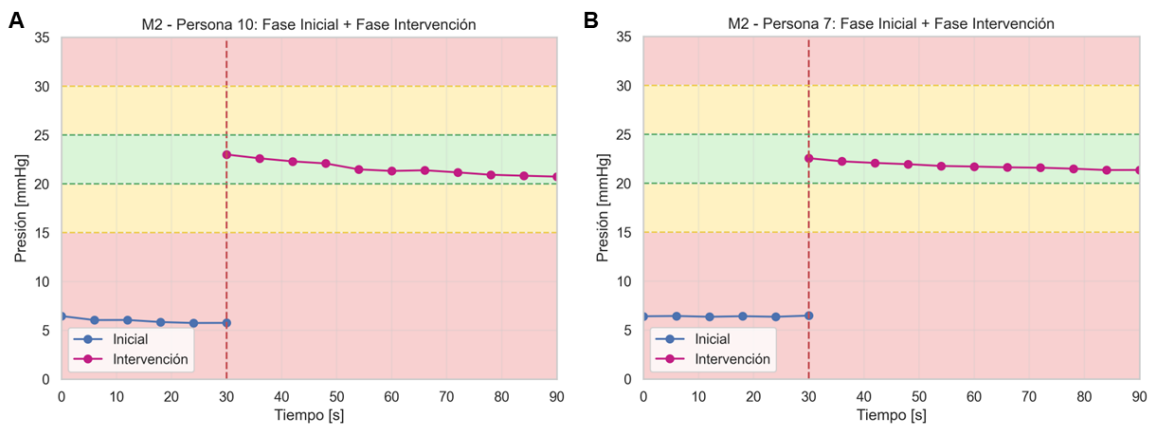


Fig. 5.14: Medición del punto 2 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

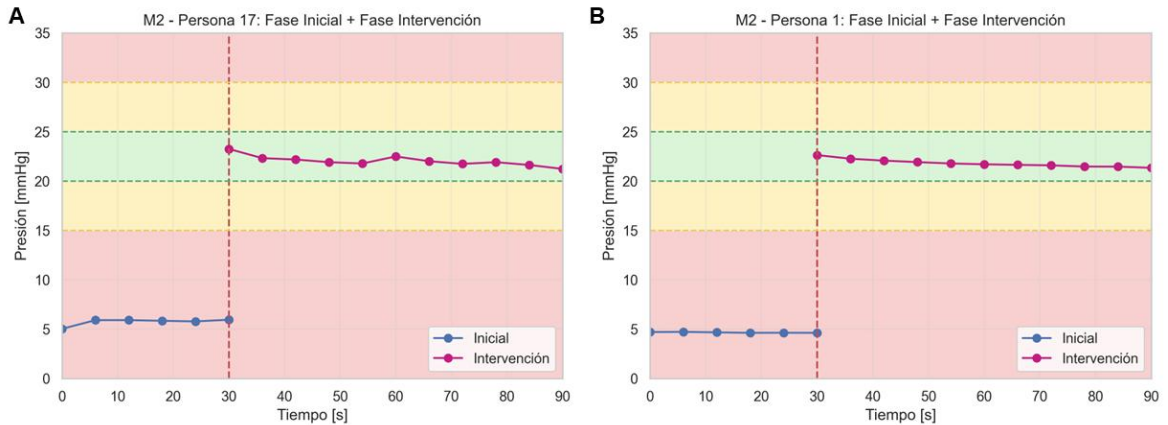


Fig. 5.15: Medición del punto 2 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

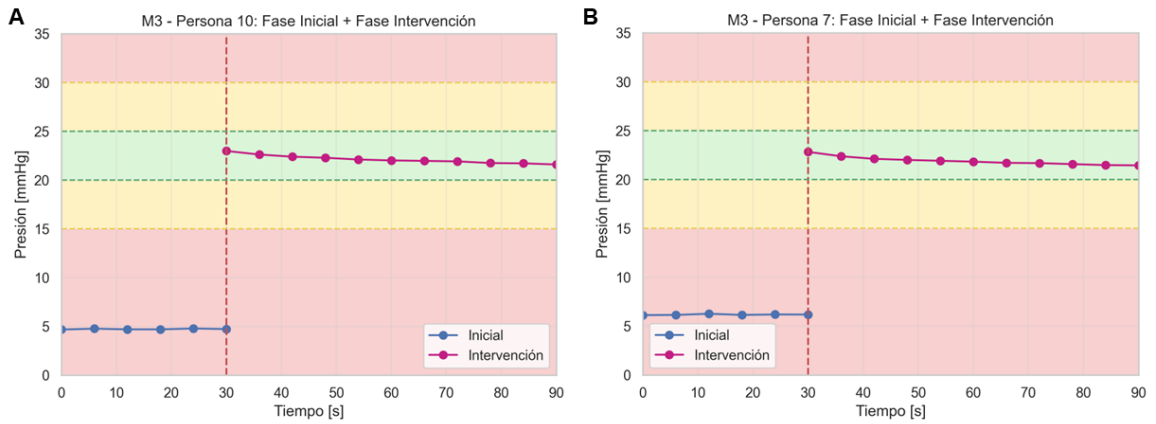


Fig. 5.16: Medición del punto 3 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

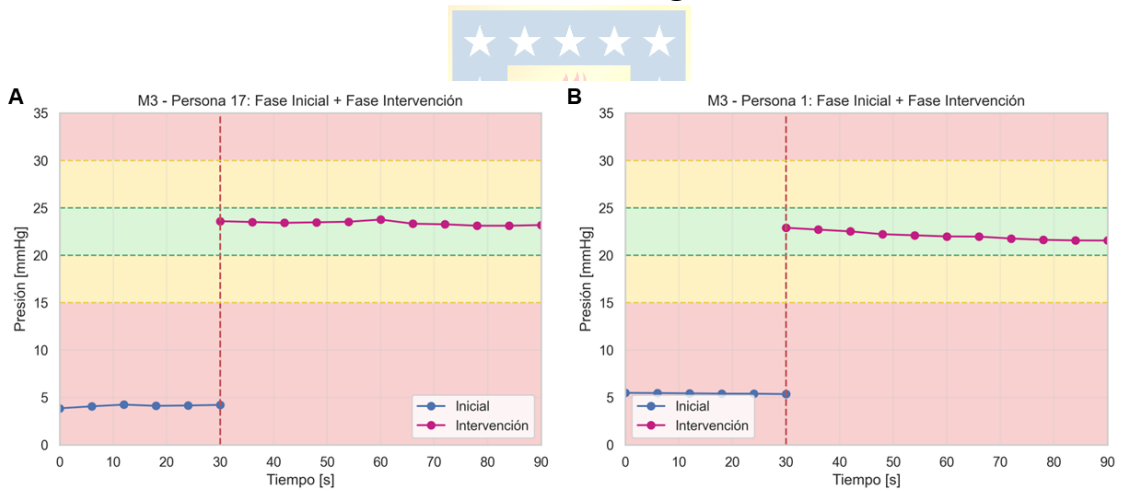


Fig. 5.17: Medición del punto 3 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

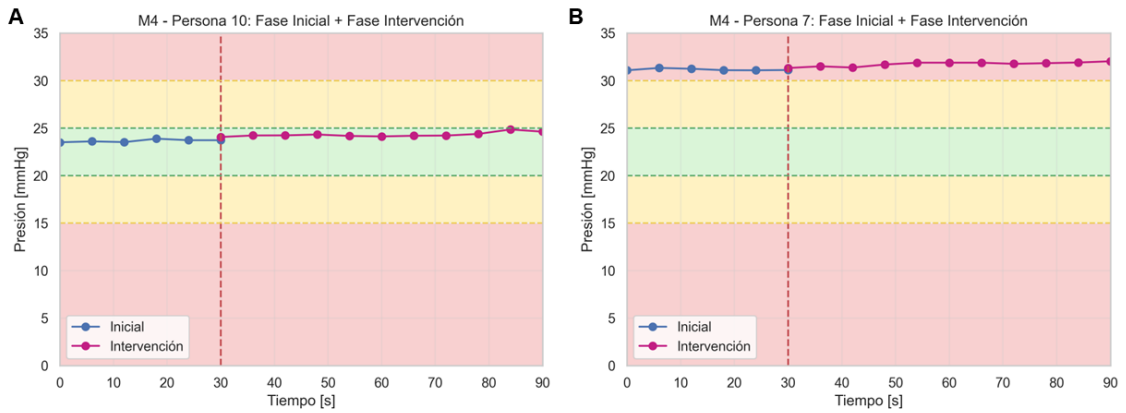


Fig. 5.18: Medición del punto 4 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el máximo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

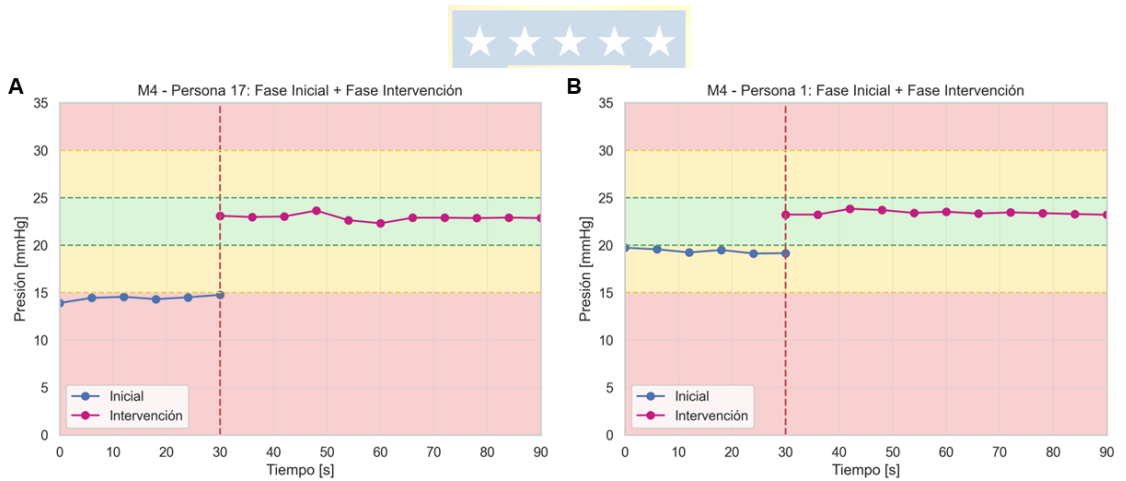


Fig. 5.19: Medición del punto 4 asociada a los voluntarios que representaban 3 al menos características morfológicas en el mínimo de tamaño, siendo la izquierda de sexo femenino y la derecha masculino. El aumento del valor en el segundo 30 representa el aumento de presión realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

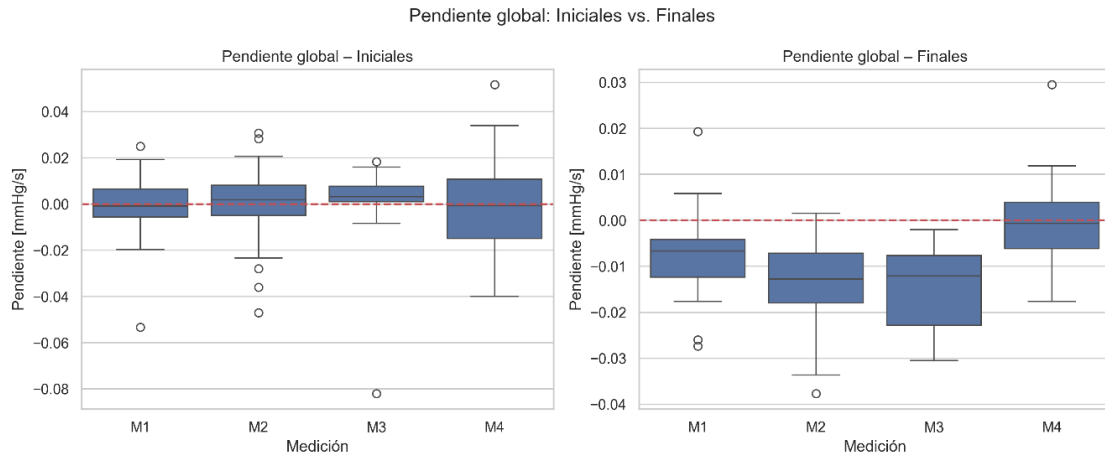


Fig. 5.20: Distribución de la pendiente global de las curvas de presión para las mediciones iniciales y finales, agrupadas por zona (M1–M4). La línea punteada indica pendiente cero, correspondiente a un estado de estabilidad. Las mediciones finales presentan pendientes más cercanas a cero y una menor dispersión en comparación con las iniciales, evidenciando la estabilización temporal de la señal.

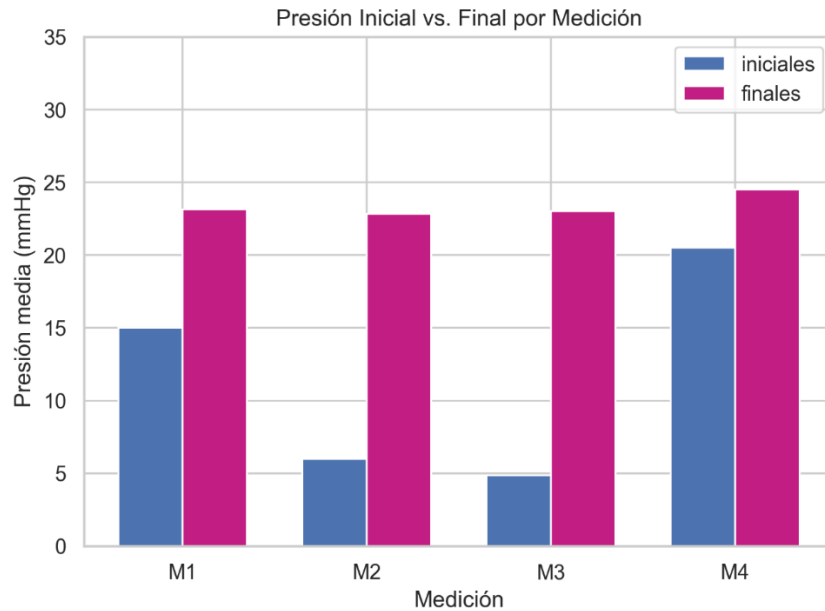


Fig. 5.21: Comparación de la presión media inicial y final para cada medición (M1–M4). Se observa que se logra el incremento de la presión media en la etapa final, lo que refleja el proceso de ajuste y estabilización del sistema de medición.

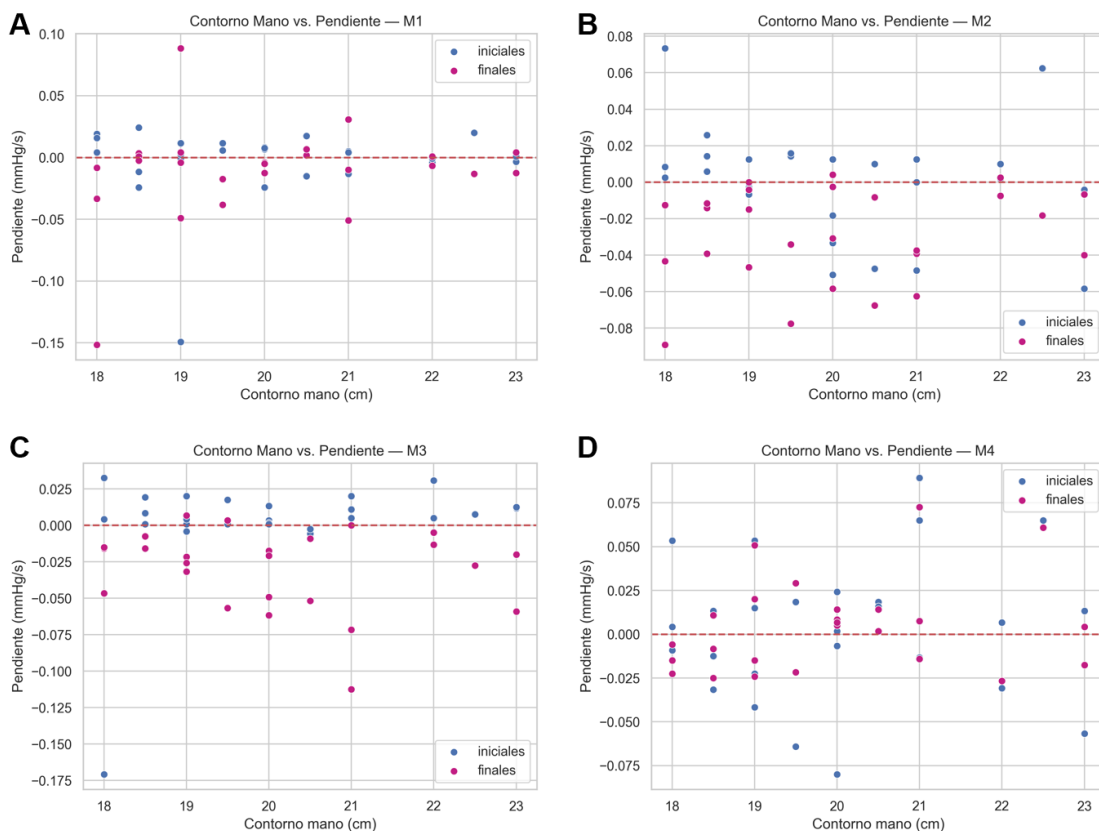


Fig. 5.22: Relación entre el contorno de la mano y la pendiente de las curvas de presión para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4, diferenciando mediciones iniciales y finales. La línea punteada indica pendiente cero, correspondiente a un estado de estabilidad. En general, no se observa una dependencia entre el contorno de la mano y la pendiente de la señal, mientras que las finales tienden a concentrarse en valores cercanos a cero, evidenciando la estabilización del sistema durante la medición.

Se analizó la relación entre el contorno de la mano y la pendiente de las curvas de presión registradas. Los resultados en la Fig. 5.22 muestran que no existe una tendencia sistemática entre el contorno de la mano y la pendiente de la señal, lo que indica que el sistema de medición no depende del tamaño del usuario, como se anticipaba en la sección anterior. En todas las mediciones, las pendientes se concentran en torno a valores cercanos a cero, especialmente en las mediciones finales, lo que nuevamente evidencia

un estado de estabilidad del sistema una vez completado el proceso de ajuste y acomodación del sensor. Las diferencias observadas entre mediciones reflejan características propias de cada medición, lo que se ve representado en Fig. 5.21, donde las presiones iniciales tienden a ser más bajas en puntos más inestables o de menor presión, y más altas en puntos de alto contacto.

Las medidas estadísticas se calcularon con la finalidad de verificar que el sistema se encuentra centrado dentro del rango terapéutico, donde se calculó el promedio de presión, coeficiente de variación y desviación estándar. Para garantizar que la mayoría de las muestras se mantengan dentro de dicho rango, se asuma una distribución aproximadamente normal, una desviación estándar ≤ 1.28 mmHg asegura que aproximadamente el 95% de las muestras se encuentren dentro de ± 2.5 mmHg respecto del valor medio, esto se calcula de la siguiente forma, y la Tabla 16 presenta los resultados asociados:

$$1.96 \cdot SD \leq 2.5 \Rightarrow SD \leq 1.28 \text{ mmHg}$$

Según los valores filtrados por fase final de esta, correspondiente a un total de 104 datos, tan solo 6 personas no cumplen con ambas condiciones ($SD \leq 1.28$ mmHg y estar entre 20 a 25 mmHg), lo que representa que el criterio de estabilidad definido se cumple en el 94,2%. Es importante mencionar, que estas muestras inicialmente o ya se encontraban dentro del rango, o estaban muy cerca de los 25 mmHg.

Se observa en las Fig. 5.23 que la mayoría de las curvas se agrupan en una región compacta del espacio definido por las dos primeras componentes principales, lo que indica una alta consistencia en el patrón de presión registrado por el sistema. En general, las mediciones finales presentan una menor dispersión en comparación con las iniciales, lo que sugiere un proceso

de estabilización del sistema neumático y del contacto entre el sensor y la superficie durante el transcurso de la medición.

Al analizar cada medición por separado en Fig. 5.24, se observa que la variabilidad depende principalmente de la zona y no del sistema, destacando mediciones con alta estabilidad y otras con mayor sensibilidad a las condiciones iniciales. En conjunto, estos resultados respaldan la reproducibilidad del sistema de medición de presión desarrollado y confirman su capacidad para registrar patrones de presión consistentes una vez alcanzado el estado estable de medición.

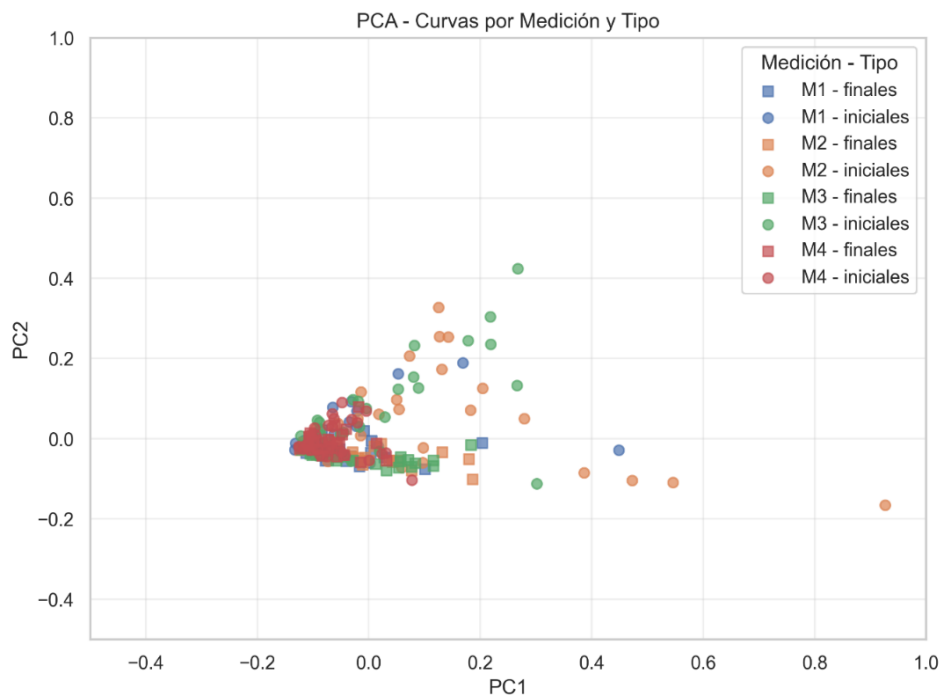


Fig. 5.23: Análisis de Componentes Principales (PCA) considerando todas las mediciones (M1–M4), diferenciando entre iniciales y finales. La concentración de los datos en torno a (0,0) indica una alta similitud entre las curvas de presión registradas, mientras que la menor dispersión observada en las mediciones finales sugiere un proceso de estabilización del sistema durante el proceso.

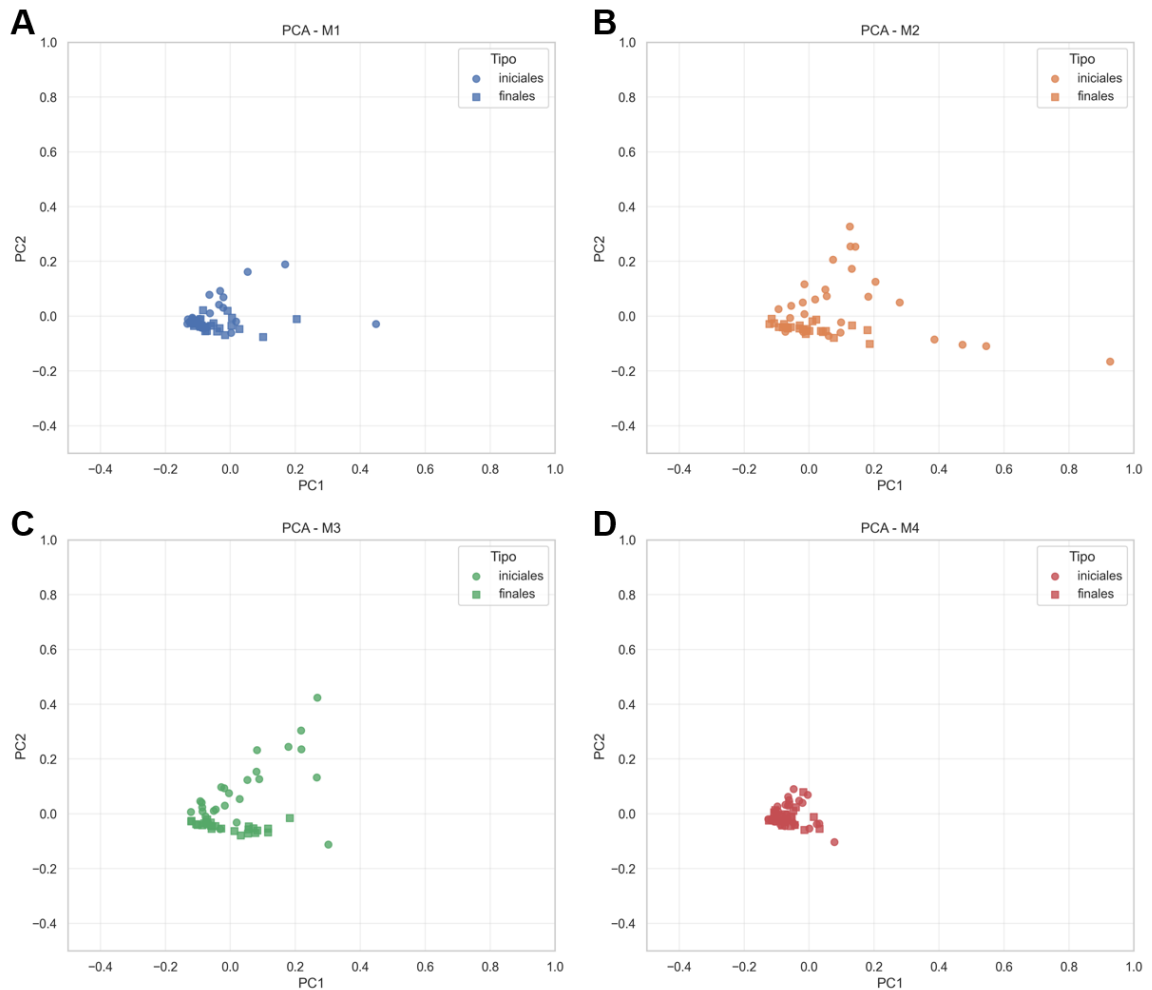


Fig. 5.24: Análisis de Componentes Principales de las curvas de presión para cada medición individual: (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4, considerando mediciones iniciales y finales. En general, las mediciones finales presentan una menor dispersión en el espacio definido por las dos primeras componentes principales, lo que indica una mayor estabilidad del patrón de presión una vez alcanzado el estado estable de medición. Las diferencias en la distribución de los datos entre mediciones reflejan variaciones propias de cada zona medida y de las condiciones de contacto entre el sensor y la superficie, evidenciando que la variabilidad observada depende principalmente de la medición y no del sistema de adquisición.

Los resultados muestran un comportamiento similar al que se produjo previo a la prueba en personas para todas las mediciones (M1–M4), sin evidenciar cambios significativos en su comportamiento temporal ni en el

nivel de presión alcanzado, como se observa en las Fig. 5.25, Fig. 5.26 y Fig. 5.27, destacando la fase final, que nuevamente indica una alta consistencia entre las mediciones, lo que apoya la propuesta de ajuste.

En conjunto, estos resultados sugieren que el guante no presenta un ensanchamiento ni una deformación producto de su uso durante las mediciones en personas, manteniendo un comportamiento mecánico y funcional estable. Esto confirma que el sistema de medición conserva su reproducibilidad y confiabilidad tras su aplicación repetida en condiciones reales de uso.

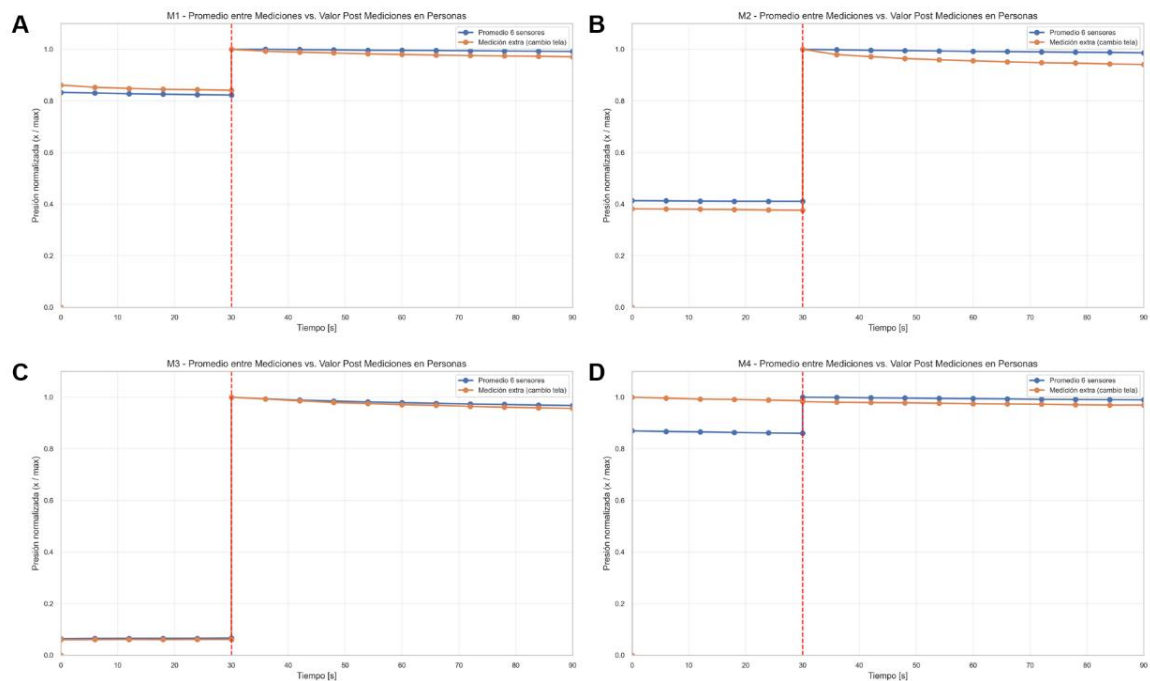


Fig. 5.25: Comparación entre el promedio de las mediciones y el valor registrado posterior a las mediciones en personas para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. La línea vertical punteada indica el cambio de la fase inicial a la final que corresponde al ajuste, donde el aumento de presión representa el ajuste realizado manualmente, para dejar en el rango de 25 a 30 mmHg.

. La alta similitud entre las curvas sugiere que el uso del guante no produce deformaciones significativas en el comportamiento del sistema

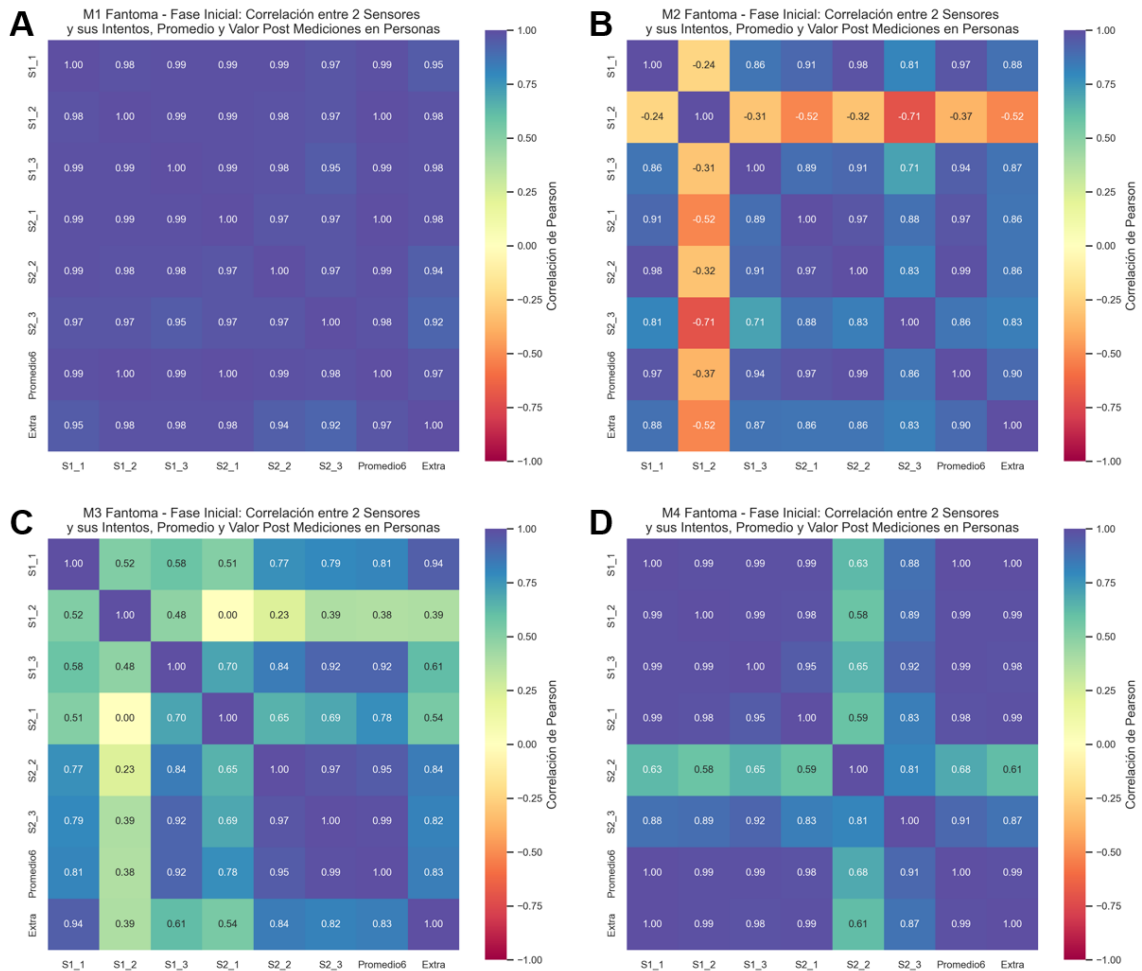


Fig. 5.26: Matrices de correlación de Pearson entre sensores, intentos, promedio y valor post mediciones en personas durante la fase inicial para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. Permiten evaluar la consistencia de las curvas registradas tras el uso del guante en mediciones con personas, evidenciando un comportamiento similar al observado en condiciones previas.

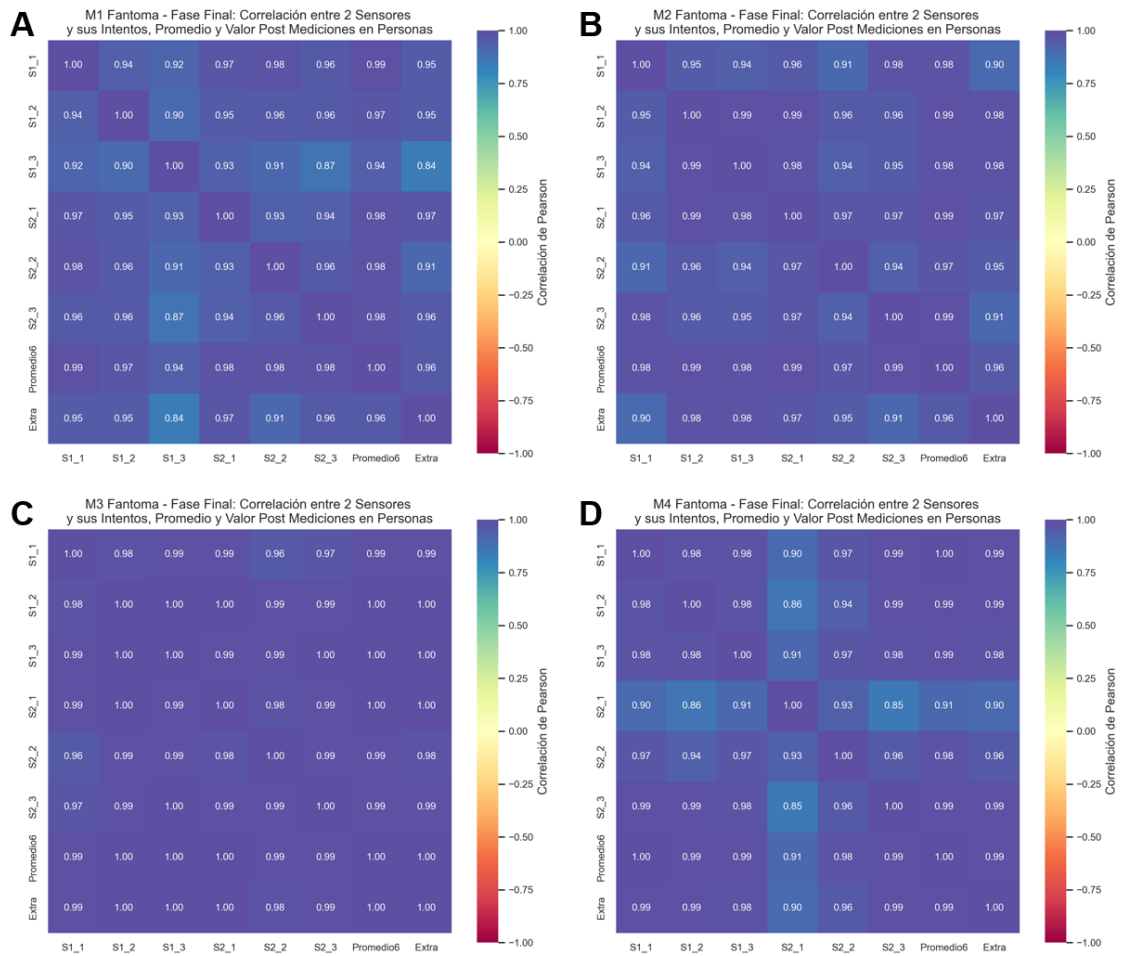


Fig. 5.27: Matrices de correlación de Pearson entre sensores, intentos, promedio y valor post mediciones en personas durante la fase final para las mediciones (A) M1, (B) M2, (C) M3 y (D) M4. La presencia de correlaciones elevadas y homogéneas confirma que el sistema mantiene una alta reproducibilidad una vez alcanzado el estado estable, incluso después de su uso repetido en personas.

5.2.5 Discusión

El presente trabajo se orientó al desarrollo y validación de un sistema de medición y ajuste de presión destinado a aplicaciones de terapia de compresión en personas que han sufrido quemaduras, abordando una de las

principales dificultades reportadas en la literatura: la imposibilidad de monitorear y mantener presiones terapéuticas adecuadas de forma reproducible y localizada. En este contexto, los resultados obtenidos permiten no solo validar el desempeño del sistema desarrollado, sino también establecer una comparación clara con dispositivos comerciales y experimentales existentes, destacando su valorización técnica, funcional y clínica.

El desarrollo del prototipo de medición de presión neumática surge como una respuesta directa a las limitaciones observadas en el primer sistema basado en sensores capacitivos, las cuales impidieron alcanzar la sensibilidad, estabilidad y reproducibilidad requeridas para la aplicación clínica planteada. Este cambio de enfoque no responde a una decisión arbitraria, sino que se fundamenta tanto en la evidencia experimental obtenida durante el desarrollo del proyecto como en el estado del arte, donde los sistemas neumáticos han demostrado mayor confiabilidad para la medición de presión subprenda en el rango terapéutico de interés.

Uno de los principales aportes del prototipo neumático es su capacidad de medir presión en rangos clínicamente relevantes (10–30 mmHg) con alta precisión, validada mediante calibración con columna de agua. Los resultados muestran una relación lineal entre la presión teórica y la presión medida, con un error absoluto promedio cercano a 0,116 mmHg y una precisión global de 0,88 % FSS. Estos valores se encuentran dentro de los márgenes de error reportados para dispositivos comerciales ampliamente utilizados en la práctica clínica, como PicoPress y Kikuhime, lo que permite

posicionar al sistema desarrollado como una alternativa técnicamente competente para el apoyo a la terapia de compresión.

A diferencia de la mayoría de los dispositivos comerciales disponibles, que se enfocan principalmente en la medición puntual de la presión, el sistema desarrollado incorpora además la posibilidad de ajustar la presión de forma inmediata durante el proceso de medición. Si bien se observan disminuciones de presión a lo largo del tiempo, estas no resultan significativas, ya que permanecen dentro del rango terapéutico recomendado. Dichas variaciones pueden atribuirse al desplazamiento del aire dentro del sistema neumático y a las características propias del inflado manual, fenómenos esperables en este tipo de soluciones y también reportados en la literatura. La capacidad de medición y ajuste en tiempo real representa, por tanto, un valor agregado relevante frente a sistemas que solo entregan información pasiva.

Desde el punto de vista de la estabilidad temporal, tanto las pruebas realizadas en fantoma como en voluntarios sanos evidencian que, una vez alcanzado un valor de presión idóneo y estable tras el ajuste manual de la presión, las mediciones presentan pendientes cercanas a cero, coeficientes de variación bajos ($\leq 1,07\%$) y desviaciones estándar inferiores a 1 mmHg. Estos indicadores confirman que el sistema es capaz de mantener presiones constantes durante periodos compatibles con sesiones clínicas de ajuste, abordando la pérdida progresiva de presión a lo largo del tiempo.

El análisis espacial de la presión en distintas zonas de la mano permitió evidenciar comportamientos asociados a la anatomía local. Las zonas correspondientes al rodete dígito palmar y al hueco central de la palma

presentaron una mayor variabilidad inicial, atribuible a la complejidad geométrica y a la dificultad de lograr un contacto uniforme entre la prenda compresiva, la compresa neumática y la superficie de la piel. En contraste, el dorso de la mano mostró una alta reproducibilidad desde las fases iniciales, asociada a su geometría más estable. Estos resultados son coherentes con estudios previos sobre la distribución no uniforme de presión en guantes compresivos y refuerzan la necesidad de mediciones localizadas y específicas por zona anatómica, aspecto que no siempre es abordado por los sistemas disponibles comercialmente.

Otro aspecto relevante del sistema propuesto es su bajo grado de dependencia respecto de las características antropométricas del usuario. El análisis de la relación entre el contorno de la mano y la evolución temporal de la presión no evidenció dependencias sistemáticas, lo que sugiere que el sistema es robusto frente a variaciones de tamaño de la mano. Considerando que las evaluaciones se realizaron utilizando un guante de talla estándar, esta característica resulta especialmente relevante en contextos clínicos reales, donde la disponibilidad de prendas personalizadas puede ser limitada.

La incorporación de conectividad inalámbrica mediante Bluetooth Low Energy y el desarrollo de una interfaz gráfica simple constituyen un aporte adicional del sistema frente a otros dispositivos reportados en la literatura. Estas características permiten la visualización en tiempo real de la presión, el registro de series temporales y facilitan la toma de decisiones clínicas durante el proceso de ajuste. En este sentido, el sistema desarrollado no solo cumple una función de medición, sino que también actúa como una herramienta de apoyo al ajuste de la presión, permitiendo guiar al usuario o

profesional de la salud hacia el rango terapéutico recomendado. No obstante, el carácter manual del ajuste representa una oportunidad de mejora futura, particularmente en lo relativo a la precisión fina del valor objetivo.

Finalmente, la comparación entre las mediciones realizadas antes y después de las pruebas en voluntarios sanos demuestra que el guante de compresión no presenta deformaciones significativas producto del uso repetido. La alta correlación entre las curvas promedio y las mediciones posteriores confirma que el sistema mantiene su reproducibilidad y que los resultados no se ven afectados por posibles cambios en las propiedades mecánicas del material textil, respaldando la confiabilidad del protocolo experimental empleado.

En conjunto, los resultados obtenidos permiten afirmar que el prototipo neumático desarrollado presenta una valorización clara frente a sistemas y dispositivos existentes, al combinar precisión comparable a soluciones comerciales, estabilidad temporal, capacidad de medición localizada, conectividad inalámbrica y posibilidad de ajuste en tiempo real. Estas características posicionan al sistema como una alternativa portátil, de bajo costo y funcional para apoyar el monitoreo y ajuste de presión en la terapia de compresión en personas que han sufrido quemaduras, con una proyección favorable hacia aplicaciones clínicas futuras.

6 Conclusión

El objetivo general de este trabajo fue desarrollar y validar un sistema de medición y ajuste manual de la presión ejercida por telas compresivas sobre la piel, orientado al apoyo de la terapia de compresión en personas que han sufrido quemaduras, con especial énfasis en la mano como zona anatómica de alta complejidad. A partir de los resultados experimentales obtenidos, es posible afirmar que la hipótesis planteada se cumple, ya que el sistema desarrollado permite medir con alta precisión y ajustar manualmente la presión ejercida por una prenda compresiva de manera confiable, reproducible y clínicamente relevante.

El proceso de desarrollo iterativo permitió identificar tempranamente las limitaciones del primer prototipo basado en sensores capacitivos, particularmente en términos de sensibilidad, histéresis, interferencia asociada al contacto con la piel y baja reproducibilidad de las mediciones. Estos resultados, lejos de constituir una debilidad del estudio, fueron fundamentales para redirigir el diseño hacia una solución neumática más adecuada para la aplicación clínica.

El prototipo final basado en medición de presión neumática demostró un desempeño sólido y consistente en el rango terapéutico de interés (10–30 mmHg), con niveles de precisión y estabilidad comparables a los reportados por dispositivos comerciales de referencia. La validación experimental, apoyada en análisis estadísticos descriptivos y comparativos, confirmó que el sistema es capaz de mantener presiones estables y reproducibles en el tiempo, tanto en pruebas con fantoma como en voluntarios sanos, abordando

de manera efectiva la problemática de la pérdida progresiva de presión documentada en la literatura.

El análisis mediante PCA permitió complementar los análisis con una visión global del comportamiento del sistema frente a variaciones temporales, espaciales y de condición de ajuste, evidenciando patrones de agrupamiento consistentes entre las condiciones inicial y final, así como una mayor concentración de las mediciones posteriores al ajuste, lo que refuerza la estabilidad y reproducibilidad del sistema.

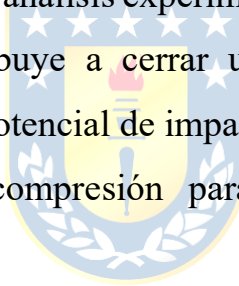
Además, mediante el análisis por zonas de medición demostró que el sistema es capaz de adaptarse a zonas anatómicas con geometrías complejas, como la superficie palmar de la mano, donde históricamente la medición de presión ha sido desafiante. Si bien se observaron mayores variabilidades iniciales en zonas como el rodete dígito palmar y el hueco central de la palma, estas diferencias se estabilizan tras el ajuste de presión, lo que refuerza la necesidad y utilidad de mediciones localizadas por zona anatómica. Adicionalmente, la relación entre características antropométricas y comportamiento de la presión no evidenció dependencias sistemáticas, sugiriendo que el sistema es robusto frente a variaciones de tamaño de la mano, incluso al utilizar prendas compresivas de talla estándar.

Desde una perspectiva clínica, el sistema desarrollado aporta una herramienta objetiva para cuantificar, monitorear y ajustar la presión aplicada durante la terapia de compresión, superando la práctica habitual basada principalmente en la experiencia del profesional y la percepción subjetiva del paciente. La incorporación de conectividad inalámbrica y una interfaz gráfica simple permite la visualización en tiempo real de la presión y el registro de

series temporales, facilitando la toma de decisiones clínicas informadas y potenciando el control del tratamiento.

Si bien este estudio se limitó a evaluaciones en fantoma y en personas sanas, los resultados obtenidos establecen una base metodológica y técnica sólida para futuras investigaciones. Entre las proyecciones del trabajo se incluyen la validación clínica en pacientes con cicatrices postquemadura, la miniaturización del sistema y la automatización del ajuste de presión, con el objetivo de mejorar la precisión, repetibilidad y facilidad de uso.

En conclusión, este trabajo demuestra que es posible desarrollar un sistema de medición de presión subprenda preciso, estable, reproducible y de bajo costo, validado mediante análisis experimentales y estadísticos robustos. El sistema propuesto contribuye a cerrar una brecha identificada en la literatura y presenta un alto potencial de impacto en el monitoreo y ajuste de presión en la terapia de compresión para personas que han sufrido quemaduras...



7 Anexo

Tabla 6: Promedios de capacitancia medida en el punto N°1, usando el canal de medición 1.

Propiedad	Valor (Unidad de medida)
Temperatura de Funcionamiento	-20(°C) a +70(°C)
Espesor	0.15 (mm)
Capacitancia	15 (pF/cm ²)
Resistencia al Quiebre	535 (N)
Rango de Fuerza Operativa	<300 (N/ cm ²)

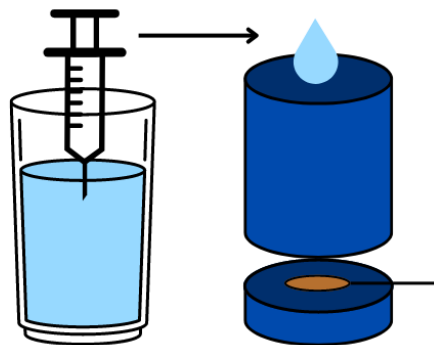


Fig. 7.1: Diagrama del proceso de calibración del sistema, donde se llena la jeringa con 5 ml, para posteriormente adicionar estos en el recipiente que ejerce presión en el sensor.

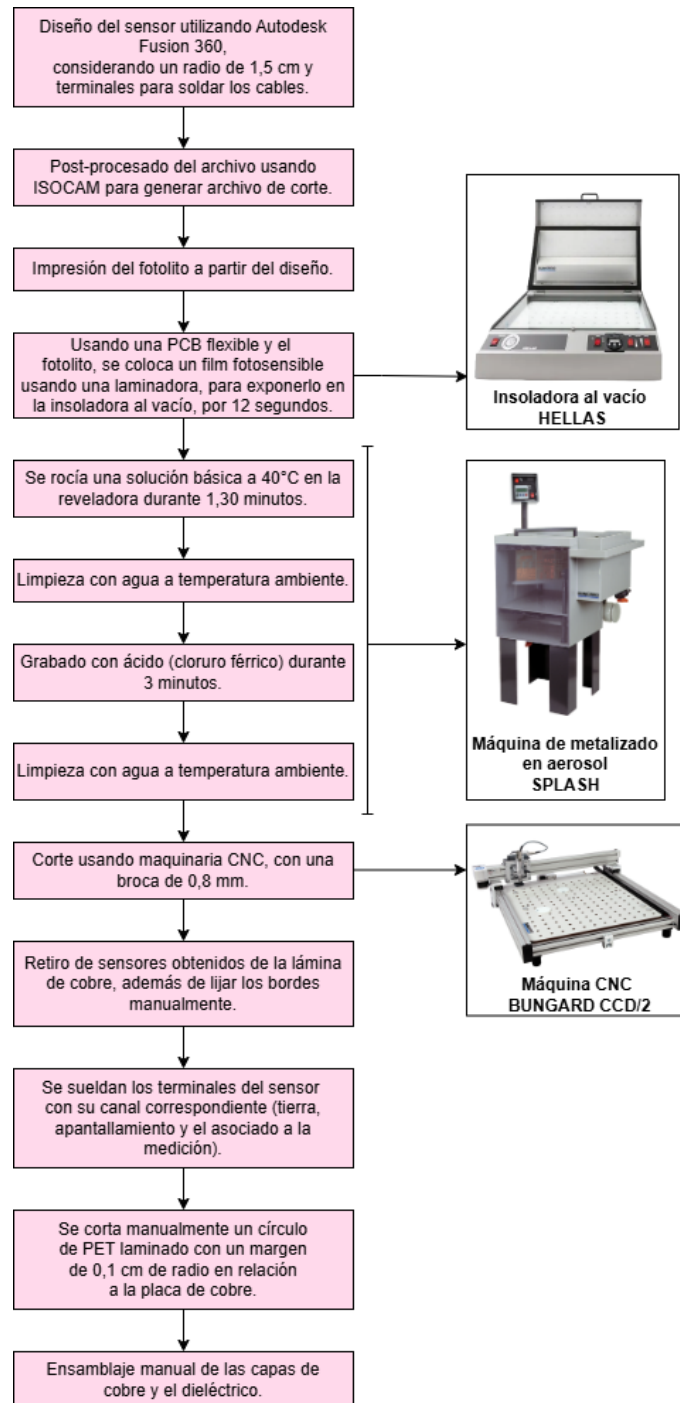


Fig. 7.2: Proceso de diseño y fabricación del sensor de presión capacitivo, que incluye diseño en Autodesk Fusion, etching con sus respectivas maquinarias, y ensamble manual.

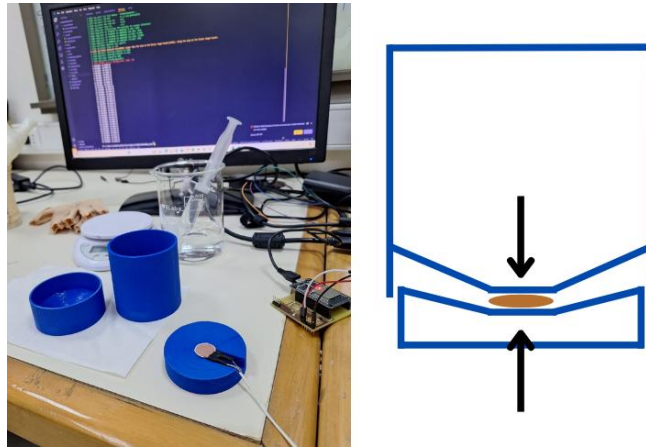


Fig. 7.3: Al lado izquierdo se muestra el proceso de calibración del sistema con un sensor, posicionándolo en la base del sistema, donde se ven los instrumentos usados: recipientes, jeringa, agua y pesa. El lado derecho muestra cómo se ejerce presión solo en el sensor, ya que el diseño del sistema no permite que se ejerza una presión en el total de la superficie.

Tabla 7: Características de las y los voluntarios medidos en esta etapa experimental, usando sistema de sensores capacitivos.

N° Participante	Sexo	Altura [m]	Peso [kg]	Edad [años]
1	F	1,60	78	24
2	F	1,70	85	22
3	F	1,63	83	22
4	M	1,64	55	22
5	M	1,78	76	26
6	F	1,64	72	29
7	M	1,69	80	28
8	M	1,83	87	30
9	M	1,70	83	30
10	M	1,79	94	28

Tabla 8: Valores promedio de capacitancia asociada a los diversos puntos por cada participante.

N° Participante	Punto 1 [pF]	Punto 2 [pF]	Punto 3 [pF]	Punto 4 [pF]	Punto 5 [pF]	Punto 6 [pF]
1	16,49	16,51	16,34	16,91	17,09	17,16
2	16,76	16,68	16,22	16,14	16,41	16,41
3	16,89	16,92	16,70	16,78	17,05	17,15
4	17,77	17,22	17,15	17,78	17,77	17,71
5	17,71	16,99	17,15	17,78	17,77	17,71
6	17,17	16,92	17,16	17,15	17,61	17,45
7	17,60	17,52	17,26	17,29	17,43	17,29
8	17,33	17,01	17,10	17,14	17,44	17,30
9	18,09	17,22	17,92	17,08	17,75	17,72
10	18,16	17,53	17,48	17,87	17,94	17,92

Tabla 9: Presión total aplicada en el fantoma, considerando el valor basal contenido antes de iniciar la medición (2-3 mmHg).

Sensor	Intento	Promedios de Presión (mmHg)							
		M1		M2		M3		M4	
		Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
1	1	18,38	22,30	11,33	23,40	4,24	21,42	21,97	22,99
	2	19,90	23,21	11,31	22,44	4,08	23,00	20,24	23,01
	3	17,96	22,80	10,39	22,50	4,09	22,00	21,87	23,30
2	1	19,74	22,54	9,97	22,44	3,76	22,41	19,10	22,57
	2	21,06	23,11	10,65	22,90	4,08	22,72	18,71	23,12
	3	19,52	23,16	12,28	22,39	4,26	23,13	19,78	22,49

Tabla 10: Análisis estadístico de M1, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.

Sensor	Intento	Inicial				Final			
		X (mmHg)	σ	CV (%)	m	X (mmHg)	σ	CV (%)	m
1	1	16,06	0,07	0,44	-0,01	19,98	0,09	0,47	-0,01
	2	16,96	0,11	0,67	-0,01	20,27	0,04	0,21	0,00
	3	15,67	0,11	0,72	-0,01	20,51	0,04	0,19	0,00
2	1	17,34	0,07	0,43	-0,01	20,14	0,08	0,38	0,00
	2	18,13	0,05	0,30	-0,01	20,18	0,05	0,25	0,00
	3	16,79	0,06	0,36	-0,01	20,43	0,06	0,30	0,00
Promedio Sensores		16,82	0,08	0,49	-0,01	20,25	0,06	0,30	0,00

Tabla 11: Análisis estadístico de M2, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.

Sensor	Intento	Inicial				Final			
		X (mmHg)	σ	CV (%)	m	X (mmHg)	σ	CV (%)	m
1	1	8,50	0,04	0,46	0,00	20,57	0,11	0,56	-0,01
	2	8,59	0,01	0,11	0,00	19,72	0,08	0,41	0,00
	3	7,76	0,04	0,52	0,00	19,87	0,08	0,41	0,00
2	1	7,39	0,03	0,44	0,00	19,86	0,09	0,47	-0,01
	2	7,97	0,01	0,16	0,00	20,22	0,07	0,36	0,00
	3	9,51	0,03	0,28	0,00	19,62	0,10	0,50	-0,01
Promedio Sensores		8,29	0,03	0,33	0,00	19,98	0,09	0,45	0,00

Tabla 12: Análisis estadístico de M3, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.

Sensor	Intento	Inicial				Final			
		X (mmHg)	σ	CV (%)	m	X (mmHg)	σ	CV (%)	m
1	1	1,35	0,01	0,90	0,00	18,53	0,43	2,31	-0,02
	2	1,47	0,01	0,43	0,00	20,39	0,20	1,00	-0,01
	3	1,26	0,01	1,06	0,00	19,17	0,18	0,93	-0,01
2	1	1,11	0,02	2,04	0,00	19,76	0,18	0,93	-0,01
	2	1,31	0,03	2,08	0,00	19,95	0,11	0,54	-0,01
	3	1,37	0,03	2,34	0,00	20,24	0,15	0,75	-0,01

Promedio Sensores	1,31	0,02	1,48	0,00	19,67	0,21	1,07	-0,01
--------------------------	-------------	-------------	-------------	-------------	--------------	-------------	-------------	--------------

Tabla 13: Análisis estadístico de M4, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.

Sensor	Intento	Inicial				Final			
		X (mmHg)	σ	CV (%)	m	X (mmHg)	σ	CV (%)	m
1	1	19,04	0,16	0,84	-0,02	20,06	0,11	0,56	-0,01
	2	17,77	0,08	0,44	-0,01	20,54	0,11	0,52	-0,01
	3	19,65	0,04	0,22	0,00	21,08	0,04	0,21	0,00
2	1	16,28	0,10	0,62	-0,01	19,75	0,04	0,18	0,00
	2	15,78	0,03	0,19	0,00	20,19	0,05	0,22	0,00
	3	16,92	0,03	0,19	0,00	19,63	0,10	0,50	-0,01
Promedio Sensores		17,57	0,07	0,42	-0,01	20,21	0,07	0,37	0,00

Tabla 14: Características de las y los voluntarios medidos en esta etapa experimental, usando sistema de sensores capacitivos.

N° Persona	Sexo	Edad (años)	Peso (kg)	Estatura (m)	Diámetro Mano (cm)	Altura Mano (cm)	Contorno Mano (cm)	Contorno Muñeca (cm)
1	Masculino	24	64	1,64	9	17,5	19	15
2	Femenino	69	60	1,55	9	17,5	20	16
3	Masculino	74	72	1,65	11,5	17,5	21	17
4	Masculino	27	72	1,71	9,5	18	19	16,5
5	Femenino	53	63	1,63	9,5	17	20	16,5
6	Masculino	55	77	1,63	10	17,5	20,5	17
7	Masculino	25	85	1,85	11	21	23	18
8	Femenino	41	75	1,59	9	16,5	18,5	16
9	Femenino	24	65	1,63	9,5	18	18,5	15
10	Femenino	24	100	1,7	10	18	20	17
11	Femenino	24	85	1,63	9	16,5	18	16
12	Masculino	28	90	1,8	11	18,5	21	17,5
13	Masculino	30	94	1,79	12	19,5	22,5	18
14	Masculino	31	85	1,83	11	20	21	17,5
15	Femenino	24	62	1,6	9	17	18	14,5

16	Masculino	35	93	1,77	10,5	18	20,5	16
17	Femenino	26	56	1,54	9	16	18	14,5
18	Femenino	23	52	1,66	9	17,5	18,5	15
19	Femenino	24	95	1,65	9	18	19	17
20	Masculino	25	75	1,77	10	19	22	16,5
21	Femenino	24	68	1,66	9,5	18	19	15,5
22	Masculino	50	80	1,65	11	17,5	23	19
23	Femenino	23	54	1,66	9	17,5	19,5	14,5
24	Masculino	19	70	1,82	10	19,5	22	18
25	Masculino	23	71	1,75	11	18,5	20	17,5
26	Femenino	24	70	1,58	9,5	18	19,5	16

Tabla 15: Presión total aplicada en la mano de la persona, considerando el valor basal contenido antes de iniciar la medición (2-3 mmHg).

N° Persona	Promedios de Presión (mmHg)							
	Medición 1		Medición 2		Medición 3		Medición 4	
	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final	Inicial	Final
1	14,77	22,56	4,66	21,81	5,42	22,08	19,38	23,41
2	18,92	23,50	5,70	23,82	5,24	22,22	21,51	24,07
3	18,32	22,99	6,85	22,01	6,37	21,23	21,07	24,24
4	12,79	23,64	6,35	22,57	4,87	22,42	18,78	22,02
5	16,08	23,20	4,47	22,83	5,29	22,15	19,13	23,78
6	19,46	22,35	6,45	20,82	5,30	22,26	23,36	23,98
7	17,03	24,86	8,01	21,78	6,17	21,90	31,16	31,73
8	6,73	23,46	4,54	23,66	4,94	23,14	14,62	23,78
9	10,69	22,98	5,28	22,21	4,63	22,95	15,45	23,15
10	10,21	22,67	5,98	21,61	4,72	22,12	23,66	24,31
11	13,38	20,91	5,08	22,56	5,82	22,39	23,96	24,47
12	19,44	22,18	8,21	21,95	5,93	22,29	31,18	31,16
13	21,06	22,97	8,07	23,24	6,07	23,20	24,48	26,13
14	20,93	24,77	4,73	23,29	4,86	23,00	23,47	23,88
15	5,77	22,98	4,15	22,56	4,11	22,55	8,45	22,16
16	21,66	23,46	8,77	21,69	4,62	23,47	21,55	23,02
17	5,12	23,53	5,44	22,04	4,10	23,39	13,79	22,91
18	13,50	21,99	4,61	22,36	4,79	23,58	14,07	23,00
19	7,01	21,53	5,02	22,12	4,14	23,14	21,32	22,77
20	16,84	22,36	8,96	19,66	5,25	23,45	26,16	25,99
21	10,05	23,87	4,61	23,70	3,95	23,46	14,35	23,85

22	17,99	23,97	6,16	22,91	4,69	22,29	28,75	28,07
23	5,37	22,44	6,46	21,45	3,44	21,91	7,81	23,01
24	18,87	22,58	7,69	23,28	4,06	23,04	25,90	25,58
25	18,54	23,03	3,43	22,85	4,14	22,67	22,20	23,71
26	9,14	22,05	10,83	22,56	3,49	22,76	17,81	22,85

Tabla 16: Medidas estadísticas asociadas a cada medición, que permiten verificar si se mantiene en el rango terapéutico. Las filas destacadas en rojo indica que las condiciones $SD \leq 1.28$ mmHg y estar entre 20 a 25 mmHg no se cumplen en su totalidad.

Nº Persona	Medición	Tipo	X (mmHg)	σ	CV (%)
1	M1	finales	22,56	0,13	0,57
1	M1	iniciales	14,77	0,11	0,74
1	M2	finales	21,81	0,39	1,78
1	M2	iniciales	4,66	0,04	0,93
1	M3	finales	22,08	0,46	2,09
1	M3	iniciales	5,42	0,05	0,88
1	M4	finales	23,41	0,20	0,87
1	M4	iniciales	19,38	0,25	1,28
2	M1	finales	23,50	0,20	0,86
2	M1	iniciales	18,92	0,48	2,54
2	M2	finales	23,82	0,18	0,77
2	M2	iniciales	5,70	0,52	9,10
2	M3	finales	22,22	0,38	1,69
2	M3	iniciales	5,24	0,09	1,74
2	M4	finales	24,07	0,26	1,07
2	M4	iniciales	21,51	0,41	1,91
3	M1	finales	22,99	0,17	0,74
3	M1	iniciales	18,32	0,08	0,43
3	M2	finales	22,01	0,33	1,48
3	M2	iniciales	6,85	0,30	4,45
3	M3	finales	21,23	0,48	2,26
3	M3	iniciales	6,37	0,13	2,06
3	M4	finales	23,44	0,32	1,36
3	M4	iniciales	21,07	0,49	2,35
4	M1	finales	23,64	0,45	1,89
4	M1	iniciales	12,79	0,70	5,45
4	M2	finales	22,57	0,11	0,49
4	M2	iniciales	6,42	0,08	1,32
4	M3	finales	22,42	0,48	2,12
4	M3	iniciales	4,87	0,15	3,06

4	M4	finales	22,02	0,40	1,80
4	M4	iniciales	18,78	0,34	1,82
5	M1	finales	23,20	0,41	1,75
5	M1	iniciales	16,08	0,06	0,40
5	M2	finales	22,83	0,31	1,35
5	M2	iniciales	4,75	0,08	1,78
5	M3	finales	22,15	0,28	1,28
5	M3	iniciales	5,29	0,03	0,56
5	M4	finales	23,78	0,09	0,38
5	M4	iniciales	19,13	0,31	1,61
6	M1	finales	22,35	0,13	0,58
6	M1	iniciales	19,46	0,17	0,86
6	M2	finales	20,50	0,23	1,10
6	M2	iniciales	6,45	0,18	2,87
6	M3	finales	22,26	0,46	2,06
6	M3	iniciales	5,30	0,16	3,03
6	M4	finales	23,98	0,20	0,82
6	M4	iniciales	23,36	0,17	0,72
7	M1	finales	24,86	0,07	0,30
7	M1	iniciales	22,81	0,05	0,23
7	M2	finales	21,78	0,38	1,75
7	M2	iniciales	6,40	0,05	0,73
7	M3	finales	21,90	0,42	1,90
7	M3	iniciales	6,17	0,05	0,82
7	M4	finales	31,73	0,23	0,74
7	M4	iniciales	31,16	0,11	0,34
8	M1	finales	23,46	0,29	1,25
8	M1	iniciales	10,75	0,21	1,98
8	M2	finales	23,66	0,18	0,75
8	M2	iniciales	4,54	0,07	1,44
8	M3	finales	23,14	0,21	0,90
8	M3	iniciales	4,94	0,04	0,88
8	M4	finales	23,78	0,14	0,58
8	M4	iniciales	14,62	0,18	1,21
9	M1	finales	22,98	0,18	0,79
9	M1	iniciales	10,69	0,18	1,67
9	M2	finales	22,21	0,18	0,83
9	M2	iniciales	5,28	0,12	2,29
9	M3	finales	22,95	0,16	0,72
9	M3	iniciales	4,63	0,17	3,72
9	M4	finales	23,15	0,14	0,61
9	M4	iniciales	15,45	0,53	3,43

10	M1	finales	22,67	0,10	0,44
10	M1	iniciales	16,78	0,07	0,42
10	M2	finales	21,61	0,76	3,53
10	M2	iniciales	5,98	0,27	4,49
10	M3	finales	22,12	0,42	1,89
10	M3	iniciales	4,72	0,04	0,92
10	M4	finales	24,31	0,23	0,96
10	M4	iniciales	23,66	0,14	0,61
11	M1	finales	20,91	0,55	2,61
11	M1	iniciales	13,38	0,19	1,44
11	M2	finales	22,34	0,37	1,64
11	M2	iniciales	4,57	0,11	2,41
11	M3	finales	22,39	0,49	2,21
11	M3	iniciales	5,82	0,92	15,78
11	M4	finales	24,47	0,21	0,86
11	M4	iniciales	23,96	0,25	1,05
12	M1	finales	22,18	0,27	1,20
12	M1	iniciales	19,44	0,29	1,48
12	M2	finales	21,95	0,25	1,16
12	M2	iniciales	8,21	0,17	2,04
12	M3	finales	22,29	0,51	2,29
12	M3	iniciales	5,93	0,14	2,33
12	M4	finales	31,16	0,28	0,89
12	M4	iniciales	31,18	0,64	2,06
13	M1	finales	22,97	0,18	0,79
13	M1	iniciales	23,56	0,11	0,46
13	M2	finales	23,24	0,38	1,65
13	M2	iniciales	8,07	0,43	5,35
13	M3	finales	23,20	0,15	0,66
13	M3	iniciales	6,07	0,06	1,01
13	M4	finales	26,13	0,50	1,93
13	M4	iniciales	24,48	0,64	2,61
14	M1	finales	24,77	0,17	0,68
14	M1	iniciales	23,19	0,09	0,41
14	M2	finales	23,29	0,22	0,96
14	M2	iniciales	4,73	0,08	1,63
14	M3	finales	23,00	0,14	0,61
14	M3	iniciales	4,86	0,07	1,50
14	M4	finales	23,88	0,35	1,46
14	M4	iniciales	23,47	0,34	1,45
15	M1	finales	22,98	0,14	0,61
15	M1	iniciales	5,77	0,10	1,67

15	M2	finales	22,56	0,20	0,86
15	M2	iniciales	4,15	0,03	0,64
15	M3	finales	22,55	0,13	0,59
15	M3	iniciales	4,11	0,04	0,99
15	M4	finales	22,16	0,33	1,49
15	M4	iniciales	8,45	0,11	1,34
16	M1	finales	23,46	0,30	1,29
16	M1	iniciales	21,76	0,09	0,41
16	M2	finales	22,43	0,26	1,16
16	M2	iniciales	4,78	0,19	3,93
16	M3	finales	23,47	0,18	0,77
16	M3	iniciales	4,62	0,19	4,20
16	M4	finales	23,02	0,23	0,98
16	M4	iniciales	20,82	0,11	0,51
17	M1	finales	23,53	0,16	0,67
17	M1	iniciales	5,12	0,13	2,48
17	M2	finales	22,04	0,53	2,39
17	M2	iniciales	5,74	0,35	6,13
17	M3	finales	23,39	0,21	0,89
17	M3	iniciales	4,10	0,14	3,42
17	M4	finales	22,91	0,32	1,41
17	M4	iniciales	14,41	0,29	1,99
18	M1	finales	21,99	0,29	1,31
18	M1	iniciales	13,50	0,11	0,78
18	M2	finales	22,36	0,37	1,65
18	M2	iniciales	4,61	0,19	4,11
18	M3	finales	23,58	0,05	0,22
18	M3	iniciales	4,79	0,03	0,57
18	M4	finales	23,00	0,07	0,32
18	M4	iniciales	14,07	0,15	1,07
19	M1	finales	21,53	0,54	2,52
19	M1	iniciales	7,01	0,07	0,94
19	M2	finales	22,12	0,35	1,58
19	M2	iniciales	5,02	0,07	1,31
19	M3	finales	23,14	0,39	1,67
19	M3	iniciales	4,14	0,04	0,95
19	M4	finales	22,77	0,23	1,02
19	M4	iniciales	21,32	0,11	0,53
20	M1	finales	22,36	0,23	1,01
20	M1	iniciales	16,84	0,37	2,17
20	M2	finales	23,52	0,17	0,72
20	M2	iniciales	8,71	0,08	0,87

20	M3	finales	23,45	0,27	1,13
20	M3	iniciales	5,25	0,20	3,83
20	M4	finales	25,99	0,18	0,70
20	M4	iniciales	26,16	0,07	0,27
21	M1	finales	23,87	0,09	0,37
21	M1	iniciales	10,05	0,09	0,85
21	M2	finales	23,70	0,09	0,37
21	M2	iniciales	4,61	0,05	1,04
21	M3	finales	23,46	0,07	0,28
21	M3	iniciales	3,95	0,04	1,04
21	M4	finales	23,85	0,10	0,44
21	M4	iniciales	14,52	0,14	0,99
22	M1	finales	23,97	0,20	0,84
22	M1	iniciales	17,99	0,05	0,28
22	M2	finales	22,31	0,19	0,86
22	M2	iniciales	6,72	0,38	5,70
22	M3	finales	22,29	0,23	1,03
22	M3	iniciales	4,69	0,09	1,90
22	M4	finales	28,07	0,20	0,71
22	M4	iniciales	28,75	0,30	1,06
23	M1	finales	22,44	0,20	0,90
23	M1	iniciales	5,37	0,14	2,69
23	M2	finales	21,45	0,57	2,68
23	M2	iniciales	6,46	0,13	2,04
23	M3	finales	21,91	0,53	2,43
23	M3	iniciales	3,44	0,10	2,85
23	M4	finales	23,00	0,18	0,80
23	M4	iniciales	7,81	0,15	1,88
24	M1	finales	22,58	0,12	0,55
24	M1	iniciales	18,87	0,08	0,43
24	M2	finales	23,28	0,07	0,30
24	M2	iniciales	7,69	0,15	1,89
24	M3	finales	23,04	0,22	0,96
24	M3	iniciales	4,06	0,03	0,66
24	M4	finales	25,58	0,21	0,81
24	M4	iniciales	25,90	0,15	0,57
25	M1	finales	23,03	0,31	1,34
25	M1	iniciales	18,54	0,12	0,63
25	M2	finales	22,85	0,23	0,99
25	M2	iniciales	3,43	0,08	2,28
25	M3	finales	22,67	0,14	0,60
25	M3	iniciales	4,14	0,01	0,24

25	M4	finales	23,71	0,17	0,74
25	M4	iniciales	22,20	0,18	0,81
26	M1	finales	22,05	0,34	1,53
26	M1	iniciales	9,14	0,06	0,62
26	M2	finales	22,56	0,56	2,50
26	M2	iniciales	10,83	0,21	1,91
26	M3	finales	22,76	0,15	0,65
26	M3	iniciales	3,49	0,02	0,61
26	M4	finales	22,85	0,15	0,67
26	M4	iniciales	17,81	0,30	1,71

Tabla 17: Análisis estadístico de la medición extra en fantoma, siendo X el promedio, σ la desviación estándar, CV el coeficiente de variación y m la pendiente.

Medición	Inicial				Final			
	X (mmHg)	σ	CV (%)	m	X (mmHg)	σ	CV (%)	m
1	17,74	0,15	0,87	-0,02	20,52	0,19	0,92	-0,01
2	7,72	0,04	0,57	0,00	19,54	0,36	1,86	-0,02
3	1,30	0,01	0,63	0,00	20,86	0,31	1,47	-0,02
4	21,51	0,11	0,49	-0,01	21,14	0,10	0,47	-0,01



Bibliografía

- [1] Castro S., “Incendios Forestales de la V Región Lecciones por Aprender,” Nueva institucionalidad de GRD en Chile, May 2023.
- [2] J. León, M. Vicuña, M. Gil, and C. González-Mathiesen, “Después de la emergencia: claves para una recuperación sostenible en zonas afectadas por incendios en la interfaz urbano-forestal,” Nov. 2023.
- [3] “Burns,” World Health Organization. Accessed: Jun. 21, 2024. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/burns>
- [4] M. Burgess, F. Valdera, D. Varon, E. Kankuri, and K. Nuutila, “The Immune and Regenerative Response to Burn Injury,” *Cells*, vol. 11, no. 19, Art. no. 19, Jan. 2022, doi: 10.3390/cells11193073.
- [5] W. T. Richards, E. Vergara, D. G. Dalaly, L. Coady-Fariborzian, and D. W. Mozingo, “Acute Surgical Management of Hand Burns,” *The Journal of Hand Surgery*, vol. 39, no. 10, pp. 2075-2085.e2, Oct. 2014, doi: 10.1016/j.jhsa.2014.07.032.
- [6] B. S. Pan, A. T. Vu, and K. P. Yakuboff, “Management of the Acutely Burned Hand,” *The Journal of Hand Surgery*, vol. 40, no. 7, pp. 1477–1484, Jul. 2015, doi: 10.1016/j.jhsa.2015.02.033.
- [7] H. B. Kitzinger, “Burn Reconstruction: Hand,” in *Handbook of Burns Volume 2: Reconstruction and Rehabilitation*, L.-P. Kamolz, M. G. Jeschke, R. E. Horch, M. Küntscher, and P. Brychta, Eds., Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 297–308. doi: 10.1007/978-3-030-34511-2_27.

- [8] Coaniquem, “Nuestra Causa,” Área de Ética y Cumplimiento. Accessed: Jun. 21, 2024. [Online]. Available: <https://coaniquem.cl/es/nuestra-causa/>
- [9] C. R. Albornoz, J. Villegas, V. Peña, and S. Whittle, “Epidemiología del paciente gran quemado adulto en Chile.,” *Revista Médica de Chile*, vol. 141, no. 2, Art. no. 2, Jan. 2013, Accessed: Jun. 21, 2024. [Online]. Available: <https://www.revistamedicadechile.cl/index.php/rmedica/article/view/2001>
- [10] B. Larrea A., M. Ávila Á., and C. Raddatz M., “Manejo del dolor en pacientes quemados,” *Rev Chil Anest*, vol. 44, no. 1, pp. 78–95, Mar. 2015, doi: 10.25237/revchilanestv44n01.08.
- [11] D. G. Greenhalgh, “Operative Management of Burns: Traditional Care,” *European Burn Journal*, vol. 4, no. 2, Art. no. 2, Jun. 2023, doi: 10.3390/ebj4020024.
- [12] Z. Koç and Z. Sağlam, “Burn epidemiology and cost of medication in paediatric burn patients,” *Burns*, vol. 38, no. 6, pp. 813–819, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.burns.2012.03.011.
- [13] A. M. Al-Mousawi, G. A. Mecott-Rivera, M. G. Jeschke, and D. N. Herndon, “Burn Teams and Burn Centers: The Importance of a Comprehensive Team Approach to Burn Care,” *Clin Plast Surg*, vol. 36, no. 4, pp. 547–554, Oct. 2009, doi: 10.1016/j.cps.2009.05.015.
- [14] J.-W. Ai *et al.*, “The effectiveness of pressure therapy (15–25 mmHg) for hypertrophic burn scars: A systematic review and meta-analysis,” *Sci Rep*, vol. 7, no. 1, p. 40185, Jan. 2017, doi: 10.1038/srep40185.

- [15] I. De Decker *et al.*, “Pressure therapy for scars: Myth or reality? A systematic review,” *Burns*, vol. 49, no. 4, pp. 741–756, Jun. 2023, doi: 10.1016/j.burns.2023.03.007.
- [16] S. C. Anand, K. Kanchi Govarthanam, and D. Gazioglu, “A study of the modelling and characterisation of compression garments for hypertrophic scarring after burns. Part 1: modelling of compression garments,” vol. 104, no. 7, 2013, Accessed: Jan. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.tandfonline.com/doi/epdf/10.1080/00405000.2012.753697?src=getftr>
- [17] Y.-W. Chi, K.-H. Tseng, R. Li, and T. Pan, “Comparison of piezoresistive sensor to PicoPress® in in-vitro interface pressure measurement,” *Phlebology*, vol. 33, no. 5, pp. 315–320, Jun. 2018, doi: 10.1177/0268355517705292.
- [18] H. C. Koydemir and A. Ozcan, “Wearable and Implantable Sensors for Biomedical Applications,” *Annual Review of Analytical Chemistry*, vol. 11, no. 1, pp. 127–146, 2018, doi: 10.1146/annurev-anchem-061417-125956.
- [19] A. Markiewicz-Gospodarek, M. Koziół, M. Tobiasz, J. Baj, E. Radzikowska-Büchner, and A. Przekora, “Burn Wound Healing: Clinical Complications, Medical Care, Treatment, and Dressing Types: The Current State of Knowledge for Clinical Practice,” *Int J Environ Res Public Health*, vol. 19, no. 3, p. 1338, Jan. 2022, doi: 10.3390/ijerph19031338.
- [20] R. B. Mishra, N. El-Atab, A. M. Hussain, and M. M. Hussain, “Recent Progress on Flexible Capacitive Pressure Sensors: From Design and Materials to Applications,” *Advanced Materials Technologies*, vol. 6, no. 4, p. 2001023, 2021, doi: 10.1002/admt.202001023.

- [21] T. Q. Trung and N.-E. Lee, “Flexible and Stretchable Physical Sensor Integrated Platforms for Wearable Human-Activity Monitoring and Personal Healthcare,” *Advanced Materials*, vol. 28, no. 22, pp. 4338–4372, 2016, doi: 10.1002/adma.201504244.
- [22] D. P. Pinheiro, “Quemaduras: grados, imágenes y tratamiento,” MD.Saúde. Accessed: Jan. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.mdsaude.com/es/dermatologia-es/quemaduras/>
- [23] T. J. Schaefer and K. D. Szymanski, “Burn Evaluation and Management,” in *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023. Accessed: Jan. 02, 2024. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK430741/>
- [24] R. A. Macchiavello M. *et al.*, “Registro Nacional de Quemados Chile: Presentación de una plataforma online y mirada al pronóstico de pacientes no trasladados a Centro de Quemados,” *Revista de cirugía*, vol. 73, no. 6, pp. 710–717, Dec. 2021, doi: 10.35687/s2452-454920210061143.
- [25] A. M. H. Choo, Y. S. Ong, and F. Issa, “Scar Assessment Tools: How Do They Compare?,” *Front Surg*, vol. 8, p. 643098, Jun. 2021, doi: 10.3389/fsurg.2021.643098.
- [26] Q. Jiang^a, J. Chen^a, F. Tian, and Z. Liu, “Silicone gel sheeting for treating hypertrophic scars,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 9, 2021, doi: 10.1002/14651858.CD013357.pub2.
- [27] C. Smolle *et al.*, “Recent trends in burn epidemiology worldwide: A systematic review,” *Burns*, vol. 43, no. 2, pp. 249–257, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.burns.2016.08.013.

- [28] Isbi Practice Guidelines Committee *et al.*, “ISBI Practice Guidelines for Burn Care,” *Burns*, vol. 42, no. 5, pp. 953–1021, Aug. 2016, doi: 10.1016/j.burns.2016.05.013.
- [29] P. Brychta, “European practice guidelines for burn care: Minimum level of burn care provision in Europe,” in *Handbook of Burns*, M. G. Jeschke, L.-P. Kamolz, F. Sjöberg, and S. E. Wolf, Eds., Vienna: Springer Vienna, 2012, pp. 97–102. doi: 10.1007/978-3-7091-0348-7_6.
- [30] P. Zhang *et al.*, “Efficacy and Safety of Pressure Therapy Alone and in Combination with Silicone in Prevention of Hypertrophic Scars: A Systematic Review with Meta-analysis of Randomized Controlled Trials,” *Aesth Plast Surg*, vol. 47, no. 5, pp. 2159–2174, Oct. 2023, doi: 10.1007/s00266-023-03591-w.
- [31] J. Wiseman, M. Simons, R. Kimble, R. S. Ware, S. M. McPhail, and Z. Tyack, “Effectiveness of topical silicone gel and pressure garment therapy for burn scar prevention and management in children 12-months postburn: A parallel group randomised controlled trial,” *Clin Rehabil*, vol. 35, no. 8, pp. 1126–1141, Aug. 2021, doi: 10.1177/02692155211020351.
- [32] J. Wiseman, M. Simons, R. Kimble, and Z. Tyack, “Variability of pressure at the pressure garment-scar interface in children after burn: A pilot longitudinal cohort study,” *Burns*, vol. 45, no. 1, pp. 103–113, Feb. 2019, doi: 10.1016/j.burns.2018.08.029.
- [33] D. M. DeBruler *et al.*, “Role of Early Application of Pressure Garments following Burn Injury and Autografting,” *Plastic and Reconstructive Surgery*, vol. 143, no. 2, p. 310e, Feb. 2019, doi: 10.1097/PRS.00000000000005270.

- [34] L. L. Jones *et al.*, “Outcomes important to burns patients during scar management and how they compare to the concepts captured in burn-specific patient reported outcome measures,” *Burns*, vol. 43, no. 8, pp. 1682–1692, Dec. 2017, doi: 10.1016/j.burns.2017.09.004.
- [35] D. Syron-Jones and L. Macintyre, “Pressure by design: How to improve the consistency of pressure garments in the clinical environment and implement a simple method for gathering evidence to establish efficacy,” *Burns*, vol. 48, 2022, doi: <https://doi.org/10.1016/j.burns.2021.07.019>.
- [36] I. Latańska *et al.*, “Biological Properties of Knitted Fabrics Used in Post-Burn Scar Rehabilitation,” *Autex Research Journal*, vol. 22, no. 3, pp. 343–349, Sep. 2022, doi: 10.2478/aut-2020-0058.
- [37] I. M. Harris, K. C. Lee, J. J. Deeks, D. J. Moore, N. S. Moimen, and J. Dretzke, “Pressure-garment therapy for preventing hypertrophic scarring after burn injury,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 1, 2024, doi: 10.1002/14651858.CD013530.pub2.
- [38] Ministerio de Salud, Chile, “ORIENTACIONES CLÍNICAS PARA LA REHABILITACIÓN DEL PACIENTE GRAN QUEMADO ADULTO.” Accessed: Jan. 02, 2024. [Online]. Available: <https://diprece.minsal.cl/wp-content/uploads/2020/10/ORIENTACIONES-CLI%CC%81NICAS-PARA-LA-REHABILITACIO%CC%81N-DEL-PACIENTE-GRAN-QUEMADO-ADULTO.pdf>
- [39] S. Choudhary, G. Pandey, R. Mukherjee, and A. Joshi, “Biomedical Instrumentation: Focus Toward Point-of-Care Devices,” in *Biomedical Engineering and its Applications in Healthcare*, S. Paul, Ed., Singapore: Springer, 2019, pp. 297–326. doi: 10.1007/978-981-13-3705-5_13.

- [40] E. K. Lee, M. K. Kim, and C. H. Lee, "Skin-Mountable Biosensors and Therapeutics: A Review," *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 21, no. 1, pp. 299–323, 2019, doi: 10.1146/annurev-bioeng-060418-052315.
- [41] C. C. dos Santos, G. N. Lucena, G. C. Pinto, M. J. Júnior, and R. F. C. Marques, "Advances and current challenges in non-invasive wearable sensors and wearable biosensors—A mini-review," *MEDICAL DEVICES & SENSORS*, vol. 4, no. 1, p. e10130, 2021, doi: 10.1002/mds3.10130.
- [42] H. Wang *et al.*, "Flexible capacitive pressure sensors for wearable electronics," *J. Mater. Chem. C*, vol. 10, no. 5, pp. 1594–1605, Feb. 2022, doi: 10.1039/D1TC05304C.
- [43] W. Wu, K. Schnittker, and J. Andrews, "Printed Capacitive Pressure Sensor with Enhanced Sensitivity through a Layered PDMS/BaTiO₃ Structure," in *2021 IEEE Sensors*, Oct. 2021, pp. 1–4. doi: 10.1109/SENSORS47087.2021.9639486.
- [44] P. Yang, F. Tian, and Y. Ohki, "Dielectric properties of poly(ethylene terephthalate) and poly(ethylene 2,6-naphthalate)," *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation*, vol. 21, no. 5, pp. 2310–2317, Oct. 2014, doi: 10.1109/TDEI.2014.004416.
- [45] W. Yang, Y. Liu, W. Xu, and H.-Y. Nie, "Design and Fabrication of Flexible Capacitive Sensor With Cellular Structured Dielectric Layer via 3D Printing," *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 9, pp. 10473–10482, May 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3060281.
- [46] Y. Teyeme, B. Malengier, T. Tesfaye, S. Vasile, W. Endalew, and L. Van Langenhove, "Predicting Compression Pressure of Knitted Fabric Using

a Modified Laplace's Law," *Materials*, vol. 14, no. 16, Art. no. 16, Jan. 2021, doi: 10.3390/ma14164461.

[47] L. Macintyre and R. Ferguson, "Pressure garment design tool to monitor exerted pressures," *Burns*, vol. 39, no. 6, pp. 1073–1082, Sep. 2013, doi: 10.1016/j.burns.2013.05.012.

[48] E. Ghorbani, H. Hasani, R. J. Nedoushan, and N. Jamshidi, "Finite Element Modeling of the Compression Garments Structural Effect on the Pressure Applied to Leg," *Fibers Polym*, vol. 21, no. 3, pp. 636–645, Mar. 2020, doi: 10.1007/s12221-020-9542-3.

[49] Y. Ma, T. Hua, Y. Yang, X. Tian, B. Niu, and X. Chao, "Predicting the Pressure Behavior and Sensing Property of Elastic Pressure Exerting and Sensing Fabrics for Compression Textiles," *ACS Appl. Mater. Interfaces*, vol. 15, no. 42, pp. 49402–49417, Oct. 2023, doi: 10.1021/acsami.3c09362.

[50] Y. Horiba, T. Amano, S. Inui, and T. Yamada, "Proposal of Method for Estimating Clothing Pressure of Tight-Fitting Garment Made from Highly Elastic Materials: Hybrid Method Using Apparel CAD and Finite Element Analysis Software," *Journal of Fiber Science and Technology*, vol. 77, no. 2, pp. 76–87, 2021, doi: 10.2115/fiberst.2021-0006.

[51] K. Shaker, M. Umair, S. T. A. Hamdani, and Y. Nawab, "Effect of Fabric Structure on the Performance of 3D Woven Pressure Sensor," *Fibers Polym*, vol. 22, no. 3, pp. 847–853, Mar. 2021, doi: 10.1007/s12221-021-0371-9.

[52] E. Van den Kerckhove *et al.*, "The assessment of erythema and thickness on burn related scars during pressure garment therapy as a

preventive measure for hypertrophic scarring,” *Burns*, vol. 31, no. 6, pp. 696–702, Sep. 2005, doi: 10.1016/j.burns.2005.04.014.

[53] “Full article: An indirect testing approach for characterizing pressure profiles of compression bandages and hosiery.” Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available:

<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00405000.2017.1340079>

[54] “Full article: An introduction to a new direct testing method for characterizing pressure in compression fabrics.” Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available:

<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00405000.2018.1527966>

[55] “A new technique to measure pressure in medical compression stockings.” Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available:

<https://journals.sagepub.com/doi/epub/10.1177/0040517517725121>

[56] J.-P. Benigni, J.-F. Uhl, A. Cornu-Thénard, and E. Blin, “Compression bandages: Influence of techniques of use on their clinical efficiency and tolerance,” *International angiology : a journal of the International Union of Angiology*, vol. 27, pp. 68–73, Mar. 2008.

[57] J. Ning, J. Fish, F. Trinh, J. Abbas, A. Seiwert, and F. Lurie, “Comparison of three pressure monitors used to measure interface pressure under compression bandages,” *Phlebology*, vol. 35, no. 4, pp. 262–267, May 2020, doi: 10.1177/0268355519862178.

[58] G. K. Nandasiri, A. M. Shahidi, and T. Dias, “Study of Three Interface Pressure Measurement Systems Used in the Treatment of Venous Disease,” *Sensors*, vol. 20, no. 20, Art. no. 20, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20205777.

- [59] S. Y. Lee, Y. S. Cho, S. Y. Joo, and C. H. Seo, “Comparison between the portable pressure measuring device and PicoPress® for garment pressure measurement on hypertrophic burn scar during compression therapy,” *Burns*, vol. 47, no. 7, pp. 1621–1626, Nov. 2021, doi: 10.1016/j.burns.2021.01.018.
- [60] E. Van den Kerckhove *et al.*, “Reproducibility of repeated measurements with the Kikuhime pressure sensor under pressure garments in burn scar treatment,” *Burns*, vol. 33, no. 5, pp. 572–578, Aug. 2007, doi: 10.1016/j.burns.2006.08.032.
- [61] H. Partsch and G. Mosti, “Comparison of three portable instruments to measure compression pressure,” *International angiology: a journal of the International Union of Angiology*, vol. 29, pp. 426–30, Oct. 2010.
- [62] “Bandage pressure measurement and training: simple interventions to improve efficacy in compression bandaging - Keller - 2009 - International Wound Journal - Wiley Online Library.” Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1742-481X.2009.00621.x>
- [63] “Microlab PicoPress®,” Medis Pty Ltd. Accessed: Dec. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.medismedical.com/?product=picopress>
- [64] P. Flaud, S. Bassez, and J.-L. Counord, “Comparative In Vitro Study of Three Interface Pressure Sensors Used to Evaluate Medical Compression Hosiery,” *Dermatologic Surgery*, vol. 36, no. 12, p. 1930, Dec. 2010, doi: 10.1111/j.1524-4725.2010.01767.x.
- [65] N. Brophy-Williams, M. Driller, S. Halson, J. Fell, and C. Kitic, “Evaluating the Kikuhime pressure monitor for use with sports compression clothing,” *Sports Engineering*, Jul. 2013, doi: 10.1007/s12283-013-0125-z.

- [66] S. Thomas, “Practical limitations of two devices used for the measurement of sub-bandage pressure: Implications for clinical practice | Journal of Wound Care.” Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available: <https://www.magonlinelibrary.com/doi/full/10.12968/jowc.2014.23.6.300>
- [67] D. Rimaud, R. Convert, and P. Calmels, “In vivo measurement of compression bandage interface pressures: The first study,” *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, vol. 57, no. 6, pp. 394–408, Aug. 2014, doi: 10.1016/j.rehab.2014.06.005.
- [68] “Effect of subsurface pressure on the interface pressure measurement in an in vitro experiment - Yung-Wei Chi, Ray Lin, Kuo-Hao Tseng, Blythe Durbin-Johnson, 2020.” Accessed: Aug. 19, 2024. [Online]. Available: <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0268355519857627>
- [69] J. McLaren, R. J. N. Helmer, S. L. Horne, and I. Blanchonette, “Preliminary development of a wearable device for dynamic pressure measurement in garments,” *Procedia Engineering*, vol. 2, no. 2, pp. 3041–3046, Jun. 2010, doi: 10.1016/j.proeng.2010.04.108.
- [70] S. Y. Joo *et al.*, “Clinical Utility of the Portable Pressure-Measuring Device for Compression Garment Pressure Measurement on Hypertrophic Scars by Burn Injury during Compression Therapy,” *Journal of Clinical Medicine*, vol. 11, no. 22, Art. no. 22, Jan. 2022, doi: 10.3390/jcm11226743.
- [71] J. Wiseman, M. Simons, R. Kimble, and Z. Tyack, “Reliability and clinical utility of the Pliance X for measuring pressure at the interface of pressure garments and burn scars in children,” *Burns*, vol. 44, no. 7, pp. 1820–1828, Nov. 2018, doi: 10.1016/j.burns.2018.05.002.

- [72] C. H. Y. Lai and C. W. P. Li-Tsang, "Validation of the Pliance X System in measuring interface pressure generated by pressure garment," *Burns*, vol. 35, no. 6, pp. 845–851, Sep. 2009, doi: 10.1016/j.burns.2008.09.013.
- [73] E. Ghorbani, H. Hasani, and R. Jafari Nedoushan, "Finite element modelling the mechanical performance of pressure garments produced from elastic weft knitted fabrics," *The Journal of The Textile Institute*, vol. 110, no. 5, pp. 724–731, May 2019, doi: 10.1080/00405000.2018.1513772.
- [74] A. Bodini, S. Pandini, E. Sardini, and M. Serpelloni, "Design and fabrication of a flexible capacitive coplanar force sensor for biomedical applications," in *2018 IEEE Sensors Applications Symposium (SAS)*, Mar. 2018, pp. 1–5. doi: 10.1109/SAS.2018.8336775.
- [75] J. Wang, B. Zhong, and H. Wang, "Measuring garment pressure at any point using a wearable sensor," *Journal of Engineered Fibers and Fabrics*, vol. 14, p. 1558925019879290, Jan. 2019, doi: 10.1177/1558925019879290.
- [76] L. A. Parkinson, A. W. Papageorgiou, and J. W. Arkwright, "A curvature-independent high-resolution pressure sensor provides sub-bandage pressure measurement in accordance with Laplace's law," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 30, no. 5, p. 055701, Apr. 2019, doi: 10.1088/1361-6501/ab08db.
- [77] K. Protz, K. Heyer, I. Verheyen-Cronau, and M. Augustin, "Loss of Interface Pressure in Various Compression Bandage Systems over Seven Days," *Dermatology*, vol. 229, no. 4, pp. 343–352, Nov. 2014, doi: 10.1159/000365111.

- [78] Novel USA, “PlianceX Manual.” Accessed: Jan. 13, 2025. [Online]. Available:
https://www.novelusa.com/assets/pdf/manual_old/old/plianceX_v22_final.pdf
- [79] A. Yu, K. L. Yick, S. P. Ng, J. Yip, and Y. F. Chan, “Numerical simulation of pressure therapy glove by using Finite Element Method,” *Burns*, vol. 42, no. 1, pp. 141–151, Feb. 2016, doi: 10.1016/j.burns.2015.09.013.
- [80] T. Koller, “Physical Therapy,” in *Scars: A Practical Guide for Scar Therapy*, S. P. Nischwitz, L.-P. Kamolz, and L. K. Branski, Eds., Cham: Springer International Publishing, 2024, pp. 211–236. doi: 10.1007/978-3-031-24137-6_14.
- [81] *Fusion 360*. Autodesk. Accessed: Jan. 02, 2024. [Online]. Available: <https://www.autodesk.es/products/fusion-360/overview>
- [82] Espressif Systems, “ESP-IDF Getting Started.” 2024. Accessed: May 05, 2024. [Online]. Available: <https://idf.espressif.com/>
- [83] “Printable Emfit film,” EMFIT SENSORS. Accessed: May 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.sensors.emfit.com/copy-of-s-series-sensor>
- [84] Texas Instruments, “Datasheet FDC1004,” DigiKey. Accessed: May 05, 2024. [Online]. Available: <https://www.digikey.com/en/htmldatasheets/production/1633556/0/0/1/fdc1004dsct>
- [85] “ESP32-S3-WROOM-1(U) Datasheet,” Espressif Systems. Accessed: May 05, 2024. [Online]. Available:

<https://www.digikey.com/en/htmldatasheets/production/9938981/0/0/1/esp32-s3-wroom-1-n8r2>

[86] Honeywell, “TruStability® Board Mount Pressure Sensors: HSC Series.” 2024.

[87] “Brazalete Toma Presión Neonatal N° 2 dos vías, Set 10 Unid.,” ALLMEDICA Equipos Médicos. Accessed: Dec. 06, 2024. [Online]. Available: <https://www.allmedica.cl/producto/brazalete-toma-presion-neonatal-n-2-dos-vias/>

[88] R. A. Kumar, P. Potdar, R. Singh, K. K. Shukla, and Y. Yadav, “Correlation of Human Height with Hand Dimensions: A Study among Medical students,” *Indian Journal of Community Health*, vol. 34, no. 3, pp. 418–421, Sep. 2022, doi: 10.47203/IJCH.2022.v34i03.018.

[89] H. Keleş, S. Çınaroğlu, F. Çiçek, F. G. Ceranoğlu, and M. Tekeli, “Gender and Height Estimation from Hand and Handprint Sizes in the Turkish Population,” *Journal of the Anatomical Society of India*, vol. 72, no. 4, p. 326, Dec. 2023, doi: 10.4103/jasi.jasi_159_22.

[90] “Hand/Wrist,” wikiRadiography. Accessed: Aug. 20, 2024. [Online]. Available: <http://www.wikiradiography.net/page/Hand/Wrist>