



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
Instituto Universitario de Microelectrónica Aplicada

TESIS DOCTORAL

**DESARROLLO DE UN SENSOR DE
CALORIMETRÍA MÉDICA, APLICACIÓN
AL ESTUDIO DEL FLUJO DE CALOR
SUPERFICIAL DISIPADO POR EL
CUERPO HUMANO**

Pedro Jesús Rodríguez de Rivera Socorro

Noviembre, 2021



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

ESCUELA DE DOCTORADO

Programa de doctorado en Tecnologías de Telecomunicación e Ingeniería
Computacional

TÍTULO DE LA TESIS DOCTORAL:

**DESARROLLO DE UN SENSOR DE CALORIMETRÍA MÉDICA,
APLICACIÓN AL ESTUDIO DEL FLUJO DE CALOR SUPERFICIAL
DISIPADO POR EL CUERPO HUMANO**

Tesis Doctoral presentada por **D. Pedro Jesús Rodríguez de Rivera Socorro**

Dirigida por el **Dr. D. Gustavo Iván Marrero Callicó**

Codirigida por el **Dr. D. Manuel Rodríguez de Rivera Rodríguez**

El Director,

(firma)

El Codirector,

(firma)

El Doctorando,

(firma)

Las palmas de Gran Canaria, a __ de _____ de 2021



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA
Instituto Universitario de Microelectrónica Aplicada

DIVISIÓN DE DISEÑO DE SISTEMAS INTEGRADOS

TESIS DOCTORAL

**DESARROLLO DE UN SENSOR DE
CALORIMETRÍA MÉDICA,
APLICACIÓN AL ESTUDIO DEL FLUJO DE
CALOR SUPERFICIAL DISIPADO POR EL
CUERPO HUMANO**

Pedro Jesús Rodríguez de Rivera Socorro

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido posible gracias a la ayuda muchas personas. En primer lugar, quiero agradecer a mis padres, a mi familia y a mi novia por el apoyo continuo que me han brindado. También quiero agradecer a mis directores de Tesis, D. Gustavo I. Marrero Callicó y D. Manuel Rodríguez de Rivera Rodríguez, que me han guiado cercanamente durante estos años en todos los aspectos que competen a la realización de una tesis doctoral.

El apoyo del Departamento de Física y del Instituto Universitario de Microelectrónica aplicada han sido fundamentales para la realización de este trabajo. Particularmente quisiera agradecer a D. Antonio Núñez Ordóñez, a D. Juan A. Montiel-Nelson y a D. Antonio Hernández Ballester su apoyo cuando solicité el contrato predoctoral FPU del ministerio, del que he sido beneficiario durante el desarrollo de la tesis doctoral. Por otra parte, también quiero agradecer a D. Ángel Plaza todo lo que aprendí con él en sus clases.

También quiero agradecerle a J. A. López Calbet la oportunidad que me brindó, para realizar medidas experimentales en el Laboratorio de Rendimiento Humano de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, agradecimiento extensivo a todos los que allí trabajan. Los resultados que allí obtuve resultaron reveladores y de gran utilidad. También quiero agradecer a D. Vicente Henríquez Concepción que me iniciara en el ámbito de la termodinámica, allá en el Laboratorio de Motores Térmicos del Departamento de Procesos, hace ya algunos años. Y, por último, y más importante, gracias a Dios.

RESUMEN

Las magnitudes térmicas del tejido vivo cada vez presentan mayor interés, particularmente cuando se miden *in vivo*. Esta tesis doctoral trata sobre un sensor calorimétrico diseñado para medir estas magnitudes de forma directa y no invasiva. El sensor implementa los principios básicos de la calorimetría para medir *in vivo* el *flujo de calor*, la *resistencia térmica equivalente* y la *capacidad calorífica* de una región de piel de 2×2 (4) cm^2 , con una *profundidad de penetración térmica* de 4 mm. Se presentan varias medidas experimentales realizadas con los sensores, y se evalúa el orden de magnitud de los resultados obtenidos en varios sujetos y zonas del cuerpo humano. Para ello, ha sido necesario el desarrollo de varias herramientas matemáticas que han permitido modelizar de forma rigurosa el fenómeno de transferencia de calor cuando se coloca el sensor sobre la piel. Las herramientas empleadas son generalmente sistemas MIMO (Multiple Input – Multiple Output). Se han utilizado modelizaciones a constantes localizadas (RC) y también modelizaciones mediante funciones de transferencia (FT). Los modelos más relevantes son el modelo 4FT y el modelo RCB. Algunas aportaciones realizadas en este ámbito son aplicables a instrumentos calorimétricos de otras áreas.

Se han realizado medidas en siete zonas diferentes del cuerpo humano en 16 sujetos, en varios ambientes y condiciones. El *flujo de calor* depende de la diferencia de temperatura entre la piel y el entorno, y varía de 36 a 362 mW en 4 cm^2 , para una temperatura del termostato de 26°C . La *resistencia térmica equivalente* varía de 20 a 58 KW^{-1} . Es diferente en cada zona estudiada y depende de varios factores anatómicos y fisiológicos. La *capacidad calorífica* en reposo varía de 4.1 y 6.6 JK^{-1} , y también presenta un valor diferente en cada zona estudiada. Esta magnitud depende principalmente de la composición del tejido analizado. Se ha efectuado un análisis comparativo en el que se contrastan nuestros resultados con los obtenidos en varios trabajos de autores distintos, *in vivo* e *in vitro*. En general existe coherencia en las hipótesis planteadas en torno a las propiedades anatómicas, el grado de hidratación de los tejidos, la realización de actividades, la influencia de las condiciones ambientales o los cambios asociados a patologías.

No obstante, existen diferencias entre autores, especialmente en las medidas de flujo de calor localizado mediante sensores de contacto. Estas discrepancias han sido estudiadas, y responden a las diferencias en las características del fenómeno de transferencia de calor que tiene lugar cuando se realiza la medición con los diferentes instrumentos. Las aplicaciones y el interés por este campo han crecido notablemente en los últimos años. Las aportaciones en este ámbito pueden constituir un valioso complemento para el avance del conocimiento, y para el desarrollo de procedimientos y técnicas de diagnóstico de diferentes patologías.

ABSTRACT

Thermal magnitudes of living tissue are of increasing interest, particularly when measured *in vivo*. This thesis deals with a calorimetric sensor designed to measure these magnitudes directly and non-invasively. The sensor implements the basic principles of calorimetry to measure *in vivo* *heat flux*, *equivalent thermal resistance* and *heat capacity* of a 2×2 (4) cm^2 skin region, with a *thermal penetration depth* of 4 mm. Experimental measurements performed with the sensors are presented, and the order of magnitude of the results obtained on various subjects and areas of the human body are evaluated. For this purpose, it has been necessary to develop several mathematical tools that have allowed rigorous modeling of the heat transfer phenomenon when the sensor is placed on the skin. The tools used are generally MIMO (Multiple Input - Multiple Output) systems. Localized constant and transfer function modeling have been also used. The most relevant models are the 4FT model and the RCB model. Some contributions made in this field are applicable to calorimetric instruments in other areas.

Measurements have been performed in seven different areas of the human body in 16 subjects, in various environments and conditions. The *heat flux* depends on the temperature difference between the skin and the environment, and varies from 36 to 362 mW in 4 cm^2 , for a thermostat temperature of 26°C . The *equivalent thermal resistance* varies from 20 to 58 KW^{-1} . It is different in each area studied and depends on several anatomical and physiological factors. The *heat capacity* varies from 4.1 and 6.6 JK^{-1} , and also presents a different value in each studied zone. This magnitude depends mainly on the composition of the tissue analyzed. A comparative analysis has been carried out, in which our results are contrasted with those obtained in several works by different authors, *in vivo* and *in vitro*. In general, there is consistency in the hypotheses put forward regarding anatomical properties, the degree of tissue hydration, the performance of activities, the influence of environmental conditions or changes associated with pathologies.

However, there are differences between authors, especially in the measurements of localized *heat flow* by means of contact sensors. These discrepancies have been studied, and respond to the differences in the characteristics of the heat transfer phenomenon that takes place when the measurement is performed with the different instruments. Applications and interest in this field have grown significantly in recent years. Contributions in this field can constitute a valuable complement for the advancement of knowledge, and for the development of procedures and techniques for the diagnosis of different pathologies.

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. MOTIVACIÓN	1
1.2. ANTECEDENTES	2
1.3. OBJETIVO DE LA TESIS	4
1.4. ORGANIZACIÓN DE LA TESIS	5
CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE	7
2.1. CALORIMETRÍA	7
2.2. CALORIMETRÍA MÉDICA	12
2.3. SENSORES TÉRMICOS DE CONTACTO Y A DISTANCIA	15
2.4. CONCLUSIONES	23
CAPÍTULO 3. SISTEMA EXPERIMENTAL	25
3.1. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA	25
3.1.1. El sensor calorimetrico	25
3.1.2. La base de calibración.....	30
3.1.3. Instrumental de medida y control	33
3.2. FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA	36
3.2.1. Principio de funcionamiento	36
3.2.2. Sistema de control de temperatura.....	39
3.3. OPERACIÓN DEL SISTEMA	46
3.3.1. Datos de entrada	46
3.3.2. Algoritmo de control y medida.....	47
3.4. CONCLUSIONES	48
CAPÍTULO 4. MODELOS CALORIMÉTRICOS E IDENTIFICACIÓN	49
4.1. MODELOS DESARROLLADOS	49
4.2. MODELO 4FT	50
4.2.1. Descripción del modelo	50
4.2.2. Consideraciones experimentales.....	51
4.2.3. Medida de calibración	51
4.2.4. Algoritmo de identificación.....	53
4.2.5. Dinámica y estática del modelo	55
4.3. MODELO 12FT	57
4.3.1. Descripción del modelo	57
4.3.2. Medidas de calibración	58
4.3.3. Algoritmo de identificación.....	60
4.3.4. Simulación del control de temperatura.....	63
4.3.5. Simulación del rango de operación.....	64
4.4. MODELO RC	67
4.4.1. Descripción del modelo	67
4.4.2. Identificación del modelo	68
4.5. MODELO RC COMPENSADO (RCB)	70

4.5.1.	Descripción del modelo	71
4.5.2.	Medida de calibración.....	72
4.5.3.	Identificación del modelo	73
4.5.4.	Dinámica del modelo	74
4.6.	DOMINIO DE FUNCIONAMIENTO Y RESOLUCIÓN	76
4.6.1.	Límites de temperatura.....	76
4.6.2.	Límites de potencia medible.....	76
4.6.3.	Resolución.....	79
4.7.	CONCLUSIONES.....	80
CAPÍTULO 5. DETERMINACIÓN DEL FLUJO DE CALOR Y DE LAS PROPIEDADES TÉRMICAS DE LA PIEL.....		81
5.1.	MEDIDA DEL FLUJO DE CALOR	81
5.1.1.	Procedimiento de medida.....	82
5.1.2.	Método filtrado inverso (ifm).....	83
5.1.3.	Deconvolución con el modelo 12ft	87
5.1.4.	Reconstrucción de la señal calorimétrica (csrcm).....	89
5.2.	MEDIDA DE LAS PROPIEDADES TÉRMICAS	99
5.2.1.	Identificación a temperatura constante.....	99
5.2.2.	Identificación con temperatura variable.....	101
5.2.3.	Identificación a partir del modelo rc.....	103
5.2.4.	Identificación a partir del modelo rcb (compensado).....	113
5.3.	CONCLUSIONES.....	124
CAPÍTULO 6. MEDIDAS EN EL CUERPO HUMANO.....		125
6.1.	FLUJO DE CALOR.....	126
6.1.1.	Medición del flujo de calor en reposo	126
6.1.2.	Análisis de la disipación estacionaria en sujetos en reposo	129
6.1.3.	Energía transitoria de contacto en sujetos en reposo	133
6.1.4.	Flujo de calor en sujetos durante un ejercicio físico	134
6.1.5.	Discusión.....	139
6.2.	RESISTENCIA TÉRMICA EQUIVALENTE.....	143
6.2.1.	Análisis de la resistencia térmica en sujetos en reposo.....	144
6.2.2.	Relación entre resistencia térmica y flujo de calor	145
6.2.3.	Resistencia térmica en sujetos durante ejercicio físico	147
6.2.4.	Discusión.....	147
6.3.	CAPACIDAD CALORÍFICA.....	156
6.3.1.	Discusión.....	158
6.4.	EVOLUCIÓN TÉRMICA DE UNA QUEMADURA DE SEGUNDO GRADO	161
6.5.	CONCLUSIONES.....	163
CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES Y FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN		165
7.1.	CONCLUSIONES.....	165
7.2.	LINEAS FUTURAS	169
7.3.	FINANCIACIÓN	171
7.4.	PRODUCCIÓN CIENTÍFICA	171
BIBLIOGRAFÍA		175

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1.	<i>Comparación entre el sensor S4a (izquierda) y el S36 (derecha).</i>	3
Figura 2.1.	<i>Esquema básico de un calorímetro diferencial de barrido (DSC).</i>	11
Figura 2.2.	<i>Imágenes de dispositivos DSC. De izquierda a derecha, DSC – 3 (Metler Toledo) [33], DSC7000 (Hitachi) [34], DSC2500 (TA instruments) [35].</i>	11
Figura 2.3.	<i>Dispositivos de calorimetría directa. De izquierda a derecha, Cámara de Snellen abierta [63], Cámara calorimétrica de Snellen con usuario en su interior [64], traje – calorímetro portátil de Webb [62].</i>	13
Figura 2.4.	<i>Dispositivos de calorimetría indirecta. Izquierda: calorímetro indirecto de circuito abierto [68], derecha: calorímetro indirecto tipo habitación [69].</i>	14
Figura 2.5.	<i>Número anual de publicaciones científicas relacionadas con la calorimetría directa (en rojo) y con la calorimetría indirecta (en azul). Datos obtenidos de “Web of Science”, Clarivate Analytics.</i>	14
Figura 2.6.	<i>Número anual de publicaciones científicas relacionadas con las magnitudes térmicas de la piel. Datos obtenidos de “Web of Science”, Clarivate Analytics.</i>	15
Figura 2.7.	<i>Ilustración del cambio de transferencia de calor producido por la variación de conductividad térmica.</i>	17
Figura 2.8.	<i>Ilustración de cicatrización hipertrófica (izquierda) y queloide (derecha) [88].</i>	18
Figura 2.9.	<i>Dispositivos utilizados para medir la conductividad térmica de la piel in vivo. Derecha: dispositivo utilizado por Bortolino et al. [102]. Imagen superior izquierda: dispositivo “Hematron” utilizado por Grenier et al. [103]. Imagen inferior izquierda: dispositivo utilizado por Okabe et al [105].</i>	21
Figura 2.10.	<i>Matriz ultrafina de contacto utilizada por Webb R.C. et al. [113].</i>	22
Figura 3.1.	<i>Esquema genérico del sensor calorimétrico (izquierda) e imagen (derecha).</i>	26
Figura 3.2.	<i>Sujeción sin aislamiento térmico (izquierda) y con aislamiento térmico (derecha).</i>	29
Figura 3.3.	<i>Primer prototipo de base de calibración de los sensores S4a.</i>	30
Figura 3.4.	<i>Base de calibración actual, con el sensor 1 colocado en su receptáculo.</i>	31
Figura 3.5.	<i>Ilustración del sistema de sujeción magnética del sensor.</i>	33
Figura 3.6.	<i>Instrumentación en escritorio (izquierda) y en soporte portátil (derecha).</i>	34
Figura 3.7.	<i>Esquema de conexión de instrumentación, instrumento y ordenador.</i>	35
Figura 3.8.	<i>Esquema de funcionamiento del sensor, colocado en el cuerpo humano.</i>	36
Figura 3.9.	<i>Esquema de funcionamiento del sensor calorimétrico, colocado en la base de calibración.</i>	38
Figura 3.10.	<i>Curvas de temperatura de calibración Peltier para cada sensor (S1, S2).</i>	39
Figura 3.11.	<i>Ajuste de la curva de enfriamiento para el sensor 1.</i>	40
Figura 3.12.	<i>Primera medida de identificación del controlador, $K_p = 1.3:0.1:2.0$.</i>	42
Figura 3.13.	<i>Segunda medida de identificación, $K_p = (1.42: 0.02: 1.48), (1.92: 0.02: 1.98)$.</i>	43
Figura 3.14.	<i>Prueba del sistema de control de temperatura calibrado con el segundo método de Ziegler – Nichols, y ampliación de la estabilización térmica de 24 a 26 °C.</i>	44

Figura 3.15.	<i>Prueba del sistema de control de temperatura de la base de calibración 2.</i>	45
Figura 3.16.	<i>Esquema del algoritmo de medida y control.</i>	47
Figura 4.1.	<i>Medida de calibración para el modelo 4FT (las líneas de base de todas las señales fueron corregidas).</i>	52
Figura 4.2.	<i>Algoritmo de identificación del modelo 4FT.</i>	54
Figura 4.3.	<i>Dinámica de las funciones de transferencia del modelo 4FT, para los sensores S4a y para el S36.</i>	56
Figura 4.4.	<i>Primera medida de calibración del modelo 12FT (las líneas de base de las señales fueron corregidas).</i>	59
Figura 4.5.	<i>Segunda medida de calibración del modelo 12FT (las líneas de base de las señales fueron corregidas).</i>	59
Figura 4.6.	<i>Ajuste entre señales experimentales y reconstruidas por el modelo 12FT (y_1, y_2 e y_3 con u_1 y u_2).</i>	60
Figura 4.7.	<i>Ajuste entre señales experimentales y reconstruidas por el modelo 12FT (y_1, y_2 e y_3 con u_3 y u_4).</i>	61
Figura 4.8.	<i>Simulación del control de temperatura del sensor. A', B' y C' representan una ampliación de la parte final de las curvas A, B y C, respectivamente (de $t = 700$ s a 1200 s).</i>	64
Figura 4.9.	<i>Simulación del control de temperatura para diferentes tensiones V_{pel}.</i>	66
Figura 4.10.	<i>Modelo RC de dos cuerpos.</i>	67
Figura 4.11.	<i>Medida de calibración del modelo RCB.</i>	72
Figura 4.12.	<i>Diagrama de Bode de las FT_i (magnitud) que relacionan la salida y con las entradas del modelo.</i>	75
Figura 4.13.	<i>Diagrama de Bode de las FT_i (magnitud) que relacionan la salida T_2 con las entradas del modelo.</i>	75
Figura 4.14.	<i>Simulación de una medida con variación lineal de temperatura del termostato (T_2).</i>	78
Figura 4.15.	<i>Oscilaciones de y, T_2 y W_2 para un estado estacionario experimental.</i>	79
Figura 5.1.	<i>Procedimiento de medida del flujo de calor.</i>	82
Figura 5.2.	<i>Curvas experimentales sobre la que se aplica el método IFM.</i>	85
Figura 5.3.	<i>Curvas experimentales sobre la que se aplicará el método IFM, corregidas las líneas de base.</i>	85
Figura 5.4.	<i>Ejemplo de aplicación del método del filtrado inverso sobre la medida experimental representada en las figuras 5.2 y 5.3. Resultados para diferentes valores de $m\Delta t$.</i>	86
Figura 5.5.	<i>Representación frecuencial de la fase y magnitud del filtro derivativo continuo y discreto.</i>	87
Figura 5.6.	<i>Simulación de la operación del sensor. A) Potencia disipada en el termostato. B) Temperatura del termostato. C) Señal calorimétrica. D) Potencia simulada (curva azul) y potencia calculada (curva roja).</i>	88
Figura 5.7.	<i>Constantes de tiempo de la potencia W_1 (Ec. 5.12) en función de la temperatura del termostato.</i>	91
Figura 5.8.	<i>Identificación de una señal de potencia en la base de calibración por CSRM e IFM.</i>	92
Figura 5.9.	<i>Aplicación del método CSRM a medidas experimentales de calibración Joule.</i>	94

Figura 5.10.	<i>Curva calorimétrica (y), temperaturas (T_{room}, T_2) y potencia del termostato (W_2) para el caso de cuatro medidas consecutivas realizadas en la zona del esternón de un sujeto sano de 60 años.</i>	95
Figura 5.11.	<i>Señal calorimétrica (y), y potencia W_1 calculada por CSRM e IFM de las medidas de la figura 5.10.</i>	96
Figura 5.12.	<i>Modelo biotérmico para la determinación de la resistencia térmica.</i>	99
Figura 5.13.	<i>Medida simulada. Señal calorimétrica (y), temperaturas de la base (T_1) y termostato (T_2), potencias disipadas en la base (W_1) y en el termostato (W_2).</i>	105
Figura 5.14.	<i>Medida simulada. A) Ajuste de la señal calorimétrica con la expresión 5.19. B) Deconvolución de la señal usando la expresión (5.21).</i>	106
Figura 5.15.	<i>Medida experimental en la base de calibración. A) Señal calorimétrica (y), B) potencias (W_1) y (W_2), C) temperatura del termostato (T_2), D) Ajuste con la ecuación. (5.19) de la zona de la señal calorimétrica marcada con una flecha, E) cálculo de la potencia W_1 (W_{1cal}) con la ecuación (5.21).</i>	107
Figura 5.16.	<i>Medida experimental en la piel del cuerpo humano: A) Señal calorimétrica (y), B) potencias del termostato (W_2), C) temperatura del termostato (T_2), D) Ajuste con la ecuación. (5.19) de la zona de la señal calorimétrica marcada con una flecha, E) Ajuste del área marcada de la potencia disipada en el termostato.</i>	109
Figura 5.17.	<i>Determinación del flujo de calor disipado por la superficie del cuerpo humano. A) señal calorimétrica experimental (y_{exp}) y calculada (y_{cal}) del tramo inicial, B) flujo de calor del tramo inicial (W_A). C) Flujo de calor transmitido desde la piel al sensor en función del tiempo (W_A, W_B and W_C).</i>	110
Figura 5.18.	<i>Aplicación del sensor en el muslo.</i>	111
Figura 5.19.	<i>Simulaciones del sensor en su base de calibración para diferentes capacidades caloríficas.</i>	114
Figura 5.20.	<i>Simulaciones del sensor en la piel para diferentes capacidades caloríficas.</i>	115
Figura 5.21.	<i>Deconvolución mediante el modelo RCB.</i>	117
Figura 5.22.	<i>Serie de cuatro medidas en el sujeto 4.</i>	118
Figura 5.23.	<i>Sensor aplicado en la sien del sujeto 4.</i>	119
Figura 5.24.	<i>(a) Flujo de calor W_1 obtenido de la medida M1 en la Figura 5.22. (b) Ajuste de la señal calorimétrica Δy. (c) Ajuste de temperatura del termostato ΔT_2 y representación de ΔT_0.</i>	120
Figura 5.25.	<i>Flujo de calor W_1 medido en la sien del sujeto 5 en diferentes días.</i>	121
Figura 6.1.	<i>Flujo de calor estacionario A_0 para $T_2 = 26$ °C y $T_2 = 36$ °C, en seis sujetos y seis zonas diferentes.</i>	128
Figura 6.2.	<i>Tasa metabólica basal (BMR) calculada con la expresión de Mifflin – St Jeor [152] (azul) y 55% de la misma (gris) y BMR calculada con nuestras medidas (C3: rojo y C2: amarillo).</i>	131
Figura 6.3.	<i>Evolución del flujo de calor, A_0, en función del tiempo en el muslo y ajuste exponencial.</i>	133
Figura 6.4.	<i>Energía transitoria de contacto en función de la temperatura de la piel T_{skin}.</i>	134
Figura 6.5.	<i>Flujo de calor (estacionario, A_0) en función del tiempo. Se resaltan los eventos estudiados (ejercicios físicos INC y Time trial y oclusión) para los sujetos E1 – E5 (hombres) y E6 – E10 (mujeres).</i>	136

Figura 6.6.	<i>Flujo de calor (transitorio, A_1) en función del tiempo. Se resaltan los eventos estudiados (ejercicios físicos INC y Time trial y oclusión) para los sujetos E1 – E5 (hombres) y E6 – E10 (mujeres).</i>	137
Figura 6.7.	<i>Flujo de calor (transitorio, A_2) en función del tiempo. Se resaltan los eventos estudiados (ejercicios físicos INC y Time trial y oclusión) para los sujetos E1 – E5 (hombres) y E6 – E10 (mujeres).</i>	138
Figura 6.8.	<i>Comparación entre los resultados (flujo de calor cutáneo medido localmente) de diferentes trabajos.</i>	142
Figura 6.9.	<i>Resistencia térmica equivalente R_{body} en función de la temperatura de la piel (T_{skin}) para cada superficie estudiada. El contorno rojo contiene mediciones realizadas en tejido quemado.</i>	145
Figura 6.10.	<i>Correlación entre la resistencia térmica equivalente y el flujo de calor a $T_2 = 26$ °C, para cada zona del cuerpo humano estudiada. Se muestran las líneas de regresión del muslo, el talón, la muñeca y la sien.</i>	146
Figura 6.11.	<i>Modelizaciones para la determinación de la conductividad térmica de la piel.</i>	148
Figura 6.12.	<i>Comparación entre autores. Resistencia térmica medida in vivo, R y $r = R/A$, en función de la penetración térmica (p o p/A). R^2 es el coeficiente de regresión lineal.</i>	152
Figura 6.13.	<i>Conductividad térmica (λ) medida in vivo e in vitro en diferentes zonas, por diferentes autores.</i>	153
Figura 6.14.	<i>Capacidad calorífica C_{body} en función de la temperatura de la piel (T_{skin}) para cada superficie estudiada. El contorno rojo contiene mediciones realizadas en tejido quemado.</i>	157
Figura 6.15.	<i>Capacidad calorífica (C_p) medida in vivo e in vitro en diferentes zonas, por diferentes autores.</i>	159
Figura 6.16.	<i>Zonas de medición A y B, y evolución temporal de la lesión.</i>	161
Figura 6.17.	<i>Evolución temporal del flujo de calor para las temperaturas del termostato 26 y 36 °C, de la resistencia térmica equivalente R_{body} y de la capacidad calorífica C_1 en la zona lesionada y sana de la muñeca derecha del sujeto R_1 (áreas A y B de la figura 6.16).</i>	162
Figura 7.1.	<i>Adaptación mecánica para aplicación del sensor calorimétrico en la sien.</i>	169
Figura 7.2.	<i>Identificación de la capacidad calorífica del aluminio con el sensor calorimétrico.</i>	170

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1.	<i>Técnicas de calorimetría [13].</i>	9
Tabla 2.2.	<i>Disipación calorífica de una persona en diferentes actividades [75].</i>	16
Tabla 2.3.	<i>Principales trabajos relacionados con la medición de propiedades térmicas in vivo.</i>	24
Tabla 3.1.	<i>Listado de los componentes del minisensor.</i>	27
Tabla 3.2.	<i>Listado de los componentes de la base de calibración</i>	31
Tabla 3.3.	<i>Resultados de la calibración del sistema de enfriamiento.</i>	40
Tabla 3.4.	<i>Expresiones de Ziegler – Nichols, segundo método.</i>	42
Tabla 3.5.	<i>Controladores utilizados.</i>	45
Tabla 4.1.	<i>Parámetros del modelo 4FT de los sensores S4a y S36</i>	55
Tabla 4.2.	<i>Parámetros de las FTij del modelo 12FT, sensor 1</i>	62
Tabla 4.3.	<i>Parámetros de las FTij del modelo 12FT, sensor 2</i>	62
Tabla 4.4.	<i>W₂ en función de T₂, T_{room} y V_{pel}.</i>	66
Tabla 4.5.	<i>Parámetros del modelo RC.</i>	70
Tabla 4.6.	<i>Comparación entre parámetros del modelo 4FT y RC</i>	70
Tabla 4.7.	<i>Parámetros del modelo RCB.</i>	74
Tabla 4.8.	<i>Temperaturas límites de operación (°C).</i>	76
Tabla 4.9.	<i>Límites inferior y superior de W₁ (en W) para medidas con el termostato constante.</i>	77
Tabla 4.10.	<i>Margen de V_{pel} recomendado en función de T₂ y de T_{room}, para el sensor 1.</i>	79
Tabla 5.1.	<i>Potencia A₀ medida sin desplazamiento de los sensores (W₁ = 300.4 mW).</i>	93
Tabla 5.2.	<i>Parámetros A_i de las medidas de la figura 5.9.</i>	94
Tabla 5.3.	<i>Parámetros A_i de las medidas de la figura 5.11.</i>	97
Tabla 5.4.	<i>Parámetros del modelo RC, ecuación (5.15).</i>	105
Tabla 5.5.	<i>Características de los sujetos (mujeres).</i>	112
Tabla 5.6.	<i>Identificación de la señal en la zona de temperatura del termostato constante. W_A y W_C.</i>	112
Tabla 5.7.	<i>Identificación de la señal en la zona de temperatura variable del termostato. C_{body} y R_{body}.</i>	112
Tabla 5.8.	<i>Resultados del cálculo de las medidas simuladas con C₁ = 3, 6 y 9 JK⁻¹ (figura 5.20).</i>	117
Tabla 5.9.	<i>Características de los sujetos (varones).</i>	118
Tabla 5.10.	<i>Resultados de las medidas experimentales en la sien del sujeto 4.</i>	119
Tabla 5.11.	<i>Resultados de las medidas experimentales en la sien del sujeto 5 (M1 – M4: día 1, M5 – M8: día 2).</i>	121
Tabla 5.12.	<i>Resultados de las medidas experimentales en la mano del sujeto 5 (M1 – M3: día 1, M4 – M7: día 2).</i>	122
Tabla 6.1.	<i>Características antropométricas de los sujetos participantes en el estudio: edad (años), masa (kg), altura (m) y sexo (H: hombre, M: mujer).</i>	125
Tabla 6.2.	<i>Flujo de calor A₀ (mW) en reposo, para cada temperatura T₂. Se muestra el valor medio ± desviación estándar para cada sujeto y zona. Primera campaña experimental (C1).</i>	127

Tabla 6.3.	<i>Flujo de calor A_0 (mW) en reposo, para cada temperatura T_2. Se muestra el valor medio \pm desviación estándar para cada sujeto y zona. Segunda campaña experimental (C2).....</i>	127
Tabla 6.4.	<i>Flujo de calor A_0 (mW) en reposo, para cada temperatura T_2. Se muestra el valor medio \pm desviación estándar para cada sujeto y zona. Tercera campaña experimental (C3).....</i>	127
Tabla 6.5.	<i>Parámetros del ajuste lineal entre el flujo de calor y la diferencia de temperatura entre la piel y el entorno, para la campaña C3 (figura 6.1) y para la campaña C2, antes y después del ejercicio (AE y DE).</i>	129
Tabla 6.6.	<i>Comparación del flujo de calor (A_0) para cada zona y para $T_2 = 26$ °C, entre sujetos mayores y jóvenes.</i>	130
Tabla 6.7.	<i>Coefficiente de correlación entre el flujo de calor (A_0) y las propiedades antropométricas (M, SM SM^{-1}, BMI) en la campaña C3, para dos temperaturas del termostato T_2.</i>	130
Tabla 6.8.	<i>Medidas del flujo de calor cutáneo mediante sensores de flujo de calor.</i>	139
Tabla 6.9.	<i>Resistencia térmica equivalente en reposo, R_{body} (KW^{-1}), valor medio \pm desviación estándar. Los datos en rojo corresponden a la campaña C1, las azules a la segunda (C2) y los negros a la tercera (C3).</i>	144
Tabla 6.10.	<i>Parámetros del ajuste lineal entre A_0 y R_{body} para $T_2 = 26$ °C.</i>	146
Tabla 6.11.	<i>Medida in vivo de la conductividad térmica λ (mínimo ~ máximo, media \pm desviación estándar %).</i>	149
Tabla 6.12.	<i>Medida in vivo de la resistencia térmica, r. (media \pm desviación estándar %).</i>	149
Tabla 6.13.	<i>Medidas in vivo de la resistencia / conductividad térmica con el sensor calorimétrico. Los datos se presentan como (mínimo ~ máximo, media \pm desviación estándar %).</i>	150
Tabla 6.14.	<i>Capacidad calorífica absoluta, C_{body} (JK^{-1}), valor medio \pm desviación estándar.</i>	156
Tabla 6.15.	<i>Capacidad calorífica, conductividad térmica y densidad de diferentes tejidos medida in vitro [89].</i>	156
Tabla 6.16.	<i>Medida in vivo de la capacidad calorífica (mínimo ~ máximo, media \pm desviación estándar %).</i>	158

LISTA DE ACRÓNIMOS

Acrónimo	Significado
AE	Antes del Ejercicio
ATP	Adenosine TriPhosphate
CTE	Código Técnico de la Edificación
CSM	Core – Skin Model
CSRM	Inverse Filtering Method
DB-HE	Documento Básico Ahorro de Energía
DE	Después del Ejercicio
DETA	DiElectric Thermal Analysis
DMA	Dynamic Mechanical Analysis
DTA	Differential Thermal Analysis
DSC	Differential Scanning Calorimetry
EGA	Evolved Gas Analysis
EPS	Expanded Polystyrene (Styrofoam)
ETHZ	Eidgenössische Technische Hochschule Zürich
FRP	Fiber Reinforced Polymers
FT	Función de Transferencia
GECAT	Grupo Especializado en Calorimetría y Análisis Térmico
GPIB	General Purpose Interface Bus
HFS	Heat Flux Sensor
HR	Humedad Relativa
IFM	Calorimetric Signal Reconstruction Method
INC	Ejercicio físico INCremental
IUMA	Instituto Universitario de Microelectrónica Aplicada
LCM	Local Conduction Model
LTI	Linear Time Invariant
MIMO	(Multiple Input – Multiple Output)
NASA	National Aeronautics and Space Administration
P	(Control) Proporcional
PI	(Control) Proporcional Integral

LISTA DE ACRÓNIMOS

PID	(Control) Proporcional Integral Derivativo
PVC	PoliVinil Cloruro
RC	Thermal Resistance (or conductance) and Capacitance model
RCB	modelo RC compensado (B)
RMSE	Root Mean Square Error
RTD	Resistance Temperature Detector
S/N	Signal / Noise ratio
S1	Primer Sensor calorimétrico S4a
S2	Segundo Sensor calorimétrico S4a
S4a	Sensor calorimétrico de 4 cm², Prototipo a
S4b	Sensor calorimétrico de 4 cm², Prototipo b
S4c	Sensor calorimétrico de 4 cm², Prototipo c
S36	Sensor calorimétrico de 36 cm²
TGA	ThermoGravimetric Analysis
TL	ThermoLuminescence dating
TM	ThermoMagnetometry
TMA	Thermal Mechanical Analysis
TOA	Thermo – Optical Analysis
TS	Thermo – Sonometry
ULPGC	Universidad de Las Palmas de Gran Canaria
USB	Universal Serial Bus
4FT	Modelo empírico de 4 Funciones de Transferencia
12FT	Modelo empírico de 12 Funciones de Transferencia

NOMENCLATURA

Temperatura...			λ	Conductividad térmica	$WK^{-1}m^{-1}$
T_1	dominio analizado por el sensor	K, °C	P_{ij}	Conductancia térmica entre...	WK^{-1}
T_2	termostato del sensor		P_1	el sensor y el entorno	
T_{room}, T_{∞}	entorno		P_2	el dominio analizado y el foco frío	
ΔT_0	incremento de T_{room}		P_{12}	el sensor y el dominio analizado	
ΔT_{pel}	decremento por efecto <i>Peltier</i>		R_i	Resistencia térmica absoluta...	KW^{-1}
T_{cold}	foco frío del sensor, $T_{room} - \Delta T_{pel}$		R_T	total, medida por el sensor	
T_{int}	punto interior del cuerpo humano		R_S	del sensor	
T_{core}	interior estable del cuerpo humano		R_{body}	del cuerpo humano	
T_{skin}	piel del cuerpo humano		r	Resistencia térmica	$KW^{-1}m^2$
Potencia...			Capacidad calorífica...		
$w(t)$	desarrollada (volumétrica)	Wm^{-3}	c_p	específica	$Jkg^{-1}K^{-1}$
$\dot{q}(t)$	flujo de calor	Wm^{-2}	C_i	absoluta	JK^{-1}
$W_i(t)$	desarrollada (en un dominio i)	W	C_1	dominio analizado por el sensor	
W_1	medida por el sensor		C_2	termostato del sensor	
W_2	en el termostato del sensor		C_{body}	cuerpo humano	
A_0	amplitud estacionaria	mW	α	Difusividad térmica	m^2s
A_1	amplitud del pico inicial		y	Señal calorimétrica	mV
A_2	amplitud de la ecualización térmica		k, k_1, k_2	Coefficiente Seebeck	mVK^{-1}
ρ	Densidad	kgm^{-3}	V_{pel}	Tensión termopila de enfriamiento	V
VCO ₂	Volumen de dióxido de carbono	m^3	p	Profundidad penetración térmica	mm
(VO ₂)	Volumen de oxígeno	m^3	g_s	Flujo sanguíneo másico	$kgs^{-1}m^{-3}$
K_i, K_{ij}	Sensibilidad de FT_i, FT_{ij}		K_p	Coefficiente proporcional PID	WK^{-1}
	$K_1, K_2, K_{31}, K_{32}, K_{33}, K_{34}$	mVW^{-1}	K_I	Coefficiente integral PID	$WK^{-1}s^{-1}$
	$K_3, K_4, K_{11}, K_{12}, K_{21}, K_{22}$	KW^{-1}	K_d	Coefficiente derivativo PID	$WK^{-1}s$
	$K_{13}, K_{14}, K_{23}, K_{24}$	KV^{-1}	K_{cr}	Valor crítico de proporcionalidad	WK^{-1}
τ_i, τ_{ij}	Constante de tiempo	s	T_{cr}	Periodo critico	s
τ_i^*, τ_{ij}^*	Opuesta de la inversa del cero	s			
Δt	Periodo de muestreo	s	ε	Función de error	-
t	Instante de tiempo	s			

Dedicado a Jesús

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

Esta tesis doctoral trata sobre el diseño de un sensor calorimétrico para medir magnitudes térmicas de la piel en sujetos vivos de forma directa y no invasiva. Esta investigación comprende el desarrollo técnico, teórico y experimental del dispositivo, así como el estudio de los resultados térmicos obtenidos durante el desarrollo de varias campañas experimentales.

1.1. MOTIVACIÓN

Existe tecnología para caracterizar las magnitudes térmicas de la piel *in vivo*. No obstante, la propia naturaleza de este tipo de medidas, unida a la compleja multidisciplinariedad que implica la relación de la propia fisiología con las leyes de la transferencia de calor y la termodinámica, ha propiciado la creación de multitud de instrumentos diferentes a lo largo del tiempo con el objetivo de medir las mismas magnitudes. La medición directa del flujo de calor, la conductividad térmica o la capacidad calorífica implica producir una perturbación térmica en el tejido que se desea estudiar. De este modo, el resultado de la medida debe ser interpretado como la respuesta o reacción del organismo a la perturbación producida por el instrumento para realizar la medida. Como consecuencia, en función de la perturbación producida por el instrumento, pueden obtenerse diferentes resultados aplicando diferentes dispositivos en el mismo sujeto y en las mismas condiciones.

El desarrollo de la medición *in vivo* de las magnitudes térmicas de la piel del cuerpo humano ha tenido su principal énfasis en la detección de la temperatura, y en menor grado, del flujo de calor y la conductividad térmica. En cuanto a la capacidad calorífica, los resultados de la tecnología DSC (calorimetría diferencial de barrido) han hecho mucho menos necesario el tener que desarrollar instrumentos para la medición *in vivo* de la capacidad calorífica. Nótese que la variabilidad de la conductividad térmica cutánea es muy elevada, debido a los fenómenos de evacuación o retención del calor que presentan los organismos vivos, como por ejemplo los fenómenos de vasoconstricción y vasodilatación; mientras que la capacidad calorífica depende de la composición química del tejido (en especial, el contenido en agua). Este hecho hace que la correspondencia entre la capacidad calorífica del tejido *in vivo* y del tejido *in vitro* sea significativa, cosa que no sucede con otras propiedades térmicas como la conductividad térmica. A pesar de ello, varios trabajos recientes muestran el interés creciente de la comunidad científica en la detección *in vivo* de la capacidad calorífica. En los últimos 10 años hemos desarrollado varios sensores calorimétricos, basados en los fundamentos de la calorimetría, con el objetivo de caracterizar térmicamente la piel *in vivo*.

Las labores científicas se han desarrollado en el Laboratorio de Calorimetría de la Universidad de las Palmas de Gran Canaria, en colaboración con el Instituto Universitario de Microelectrónica Aplicada (IUMA). Estos dispositivos pretenden constituir un instrumento útil valioso en el campo de la medición *in vivo* de las propiedades térmicas de la piel. El dispositivo cuenta con un termostato programable en su interior, de modo que puede funcionar en varias configuraciones diferentes. La magnitud de la perturbación que produce el sensor consiste en la unión repentina de dos superficies: la piel, y la placa de medición del sensor, que se encuentra a una temperatura programada por el termostato del sensor. A partir de la implementación del principio de funcionamiento de los calorímetros DSC (excitaciones térmicas lineales sobre la piel), el sensor es capaz de medir la temperatura ($^{\circ}\text{C}$), el flujo de calor (W), la capacidad calorífica (JK^{-1}) y la resistencia térmica (KW^{-1}) de una zona de piel con una superficie de 2×2 (4) cm^2 . La *profundidad de penetración térmica* de las medidas realizadas es de unos 3 – 4 mm, pero este parámetro puede programarse con facilidad mediante la variación de la velocidad y la amplitud de la excitación térmica.

1.2. ANTECEDENTES

El inicio de esta línea de investigación se remonta al año 2010. En los primeros trabajos (desde 2010 hasta 2015) se diseñó y construyó un sensor calorimétrico para medir el flujo de calor superficial y localizado de la piel del cuerpo humano, dispositivo que denominamos S36. Este sensor tenía una superficie de detección de 6×6 (36) cm^2 , y fue diseñado para medir en zonas extensas de la piel como por ejemplo el abdomen o el muslo. Con este dispositivo, se pretendía aplicar la tecnología de la calorimetría básica al ámbito de la medicina, midiendo el flujo de calor de la piel de forma directa y localizada. En el diseño de este sensor se combinan las tecnologías de un calorímetro isoterma y la de un calorímetro diferencial de barrido (DSC). El dispositivo consiste en una termopila de medición aislada en contacto con la piel y adosada a un termostato programable. Este sensor opera con una resolución de 15 mW y un rango de medida de 0 – 2 W para una temperatura del termostato de 28 $^{\circ}\text{C}$. En virtud de los resultados obtenidos en varios experimentos y modelizaciones con este sensor, la aplicación de esta tecnología resultó satisfactoria para la determinación del flujo de calor [1, 2, 3, 4].

Sin embargo, con los componentes disponibles en el mercado, se observó que era posible reducir el tamaño del dispositivo manteniendo unas condiciones de medida aceptables. Esta reducción de tamaño supondría dos ventajas. En primer lugar y más importante, la posibilidad de acceder a zonas más pequeñas de la piel como por ejemplo el talón, la muñeca, algunas zonas de la cara, etcétera. En segundo lugar, al reducir el tamaño, la inercia térmica del dispositivo disminuye, y las medidas se podrían realizar en menos tiempo. De este modo, en 2015 comenzó la construcción de dos nuevos sensores calorimétricos de menor tamaño que denominamos S4a. Estos sensores tienen esencialmente el mismo diseño que su antecesor, pero con un tamaño reducido de 2×2 (4) cm^2 . Además, la construcción de dos sensores idénticos permitiría la realización de medidas cruzadas. En la figura 1.1 se muestra una imagen de los dispositivos: a la derecha el S36, y a la izquierda, el S4a.



Figura 1.1. Comparación entre el sensor S4a (izquierda) y el S36 (derecha).

Entre los años 2015 y 2018, se realizaron varios experimentos y modificaciones técnicas, teóricas y procedimentales para mejorar la operación de los nuevos dispositivos S4a. Durante el proceso, se fueron modificando paulatinamente varios componentes de los sensores para hacerlos más rápidos y precisos. También se realizaron múltiples medidas en el cuerpo humano en varios sujetos y en distintas zonas de la piel. Todas estas actividades permitieron optimizar notablemente los tiempos de operación y alcanzar una precisión aceptable en la determinación del flujo de calor [5, 6].

Este proceso iterativo de mejora fue llevado a cabo en el marco del Trabajo de Fin de Master realizado por el doctorando y dirigido por el mismo equipo que actualmente dirige esta tesis doctoral. El trabajo de Fin de Master se tituló: “*Minisensor calorimétrico para aplicaciones médicas. Evaluación del flujo de calor superficial y localizado del cuerpo humano*”, y antecede a esta tesis doctoral. De modo resumido, los resultados más relevantes de este trabajo fueron [7]:

- 1) Se optimizó el sistema de control de temperatura, mediante una caracterización rigurosa del *efecto Peltier* (enfriamiento) y también a través de un estudio experimental de los controladores de temperatura. El resultado fue un controlador PID (proporcional integral derivativo) capaz de alcanzar el estado estacionario en apenas un minuto.
- 2) Se validó experimentalmente un modelo calorimétrico empírico de 4 FT (funciones de transferencia) y se desarrolló un proceso de deconvolución capaz de identificar el flujo de calor medido por el sensor y de separar la información en coeficientes con significado físico (valor estacionario A_0 , pico de potencia A_1 y ecualización térmica A_2).
- 3) Se realizaron medidas de flujo de calor en dos sujetos y tres zonas distintas de la piel para diferentes temperaturas constantes del termostato del sensor (24, 28, 32 y 36 °C).

Uno de los resultados más relevantes de este Trabajo de Fin de Master se originó en la observación experimental: el sensor era capaz de obtener más información a parte del flujo de calor, si se operaba de la forma correcta. Inicialmente esta tecnología fue diseñada para medir el flujo de calor (W). No obstante, era teóricamente posible medir además otras magnitudes térmicas de la piel, como la conductancia térmica (WK^{-1}) y la capacidad calorífica (JK^{-1}).

1.3. OBJETIVO DE LA TESIS

Los sensores calorimétricos desarrollados eran capaces de obtener información térmica adicional además del flujo de calor. A partir de esta observación se decidió continuar investigando estas nuevas posibles aplicaciones en el marco de la presente Tesis doctoral, comenzada en octubre de 2018. El objetivo principal de esta tesis doctoral es el desarrollo de un instrumento médico que, en poco tiempo, sea capaz de medir la temperatura ($^{\circ}\text{C}$), el flujo de calor (W), la capacidad calorífica (JK^{-1}) y la resistencia térmica (KW^{-1}) de una zona localizada de la piel, de forma no invasiva y con una profundidad de penetración térmica aceptable. Para alcanzar este punto ha sido necesaria la realización de varias actividades concretas a lo largo de estos años. Al comienzo de la tesis doctoral, fueron propuestos los siguientes tres objetivos como pilares de la investigación:

- 1) **Mejorar la tecnología de los dispositivos.** Se busca un bajo nivel de incertidumbre y una mejor resolución, mediante la mejora mecánica de los componentes (hardware), el diseño de herramientas computacionales específicamente diseñadas para el estudio del fenómeno de transferencia de calor producido en el sensor (software) y la formulación de un modelo calorimétrico preciso del fenómeno de transferencia de calor.
- 2) **Diseñar un método para obtener la información térmica en el menor tiempo posible.** Se desea habilitar el sensor para que pueda medir la temperatura, el flujo de calor, la capacidad calorífica y la resistencia térmica. Para ello se investigará la identificación de magnitudes térmicas en excitaciones lineales de temperatura, con el objetivo de realizar su implementación en los sensores *S4a* de forma no diferencial.
- 3) **Aplicar esta tecnología a la medicina.** La finalidad de la investigación es el desarrollo de sensores útiles para la medicina. Es fundamental, por tanto, utilizar los sensores en sujetos vivos para determinar la información térmica de la piel, y estudiar estos resultados para evaluar su utilidad. Para ello se realizarán campañas experimentales de diversa índole atendiendo a las posibilidades disponibles.

Cabe destacar que las actividades correspondientes a estos tres objetivos se han realizado de forma coordinada a lo largo del desarrollo de la tesis doctoral. A medida que se mejoran los dispositivos y se diseñan nuevos métodos, se han programado campañas experimentales en función de las posibilidades de los sensores. Al mismo tiempo, y en función de los resultados y las observaciones realizadas en las campañas experimentales, se han ido detectando varias posibles mejoras técnicas y también se ha obtenido información relevante para el desarrollo de la metodología. Este proceso iterativo ha resultado de gran utilidad. También es importante recalcar que la declaración del estado de alarma a causa de la situación de emergencia sanitaria provocada por el coronavirus COVID-19 en España ha supuesto una ralentización de la investigación. En estas circunstancias, las actividades científicas realizadas desde la declaración del estado de alarma y hasta la fecha, han sido llevadas a cabo según las posibilidades disponibles y atendiendo a las medidas de seguridad e higiene con el objetivo de evitar la propagación del coronavirus COVID-19.

1.4. ORGANIZACIÓN DE LA TESIS

Esta tesis doctoral se estructura en 7 capítulos, siendo el primero de ellos esta introducción. A continuación, se expone el título y una breve descripción de cada uno de los capítulos que componen este documento:

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

En este capítulo se han expuesto la motivación, los antecedentes, los objetivos de esta Tesis Doctoral y su estructura.

CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se expone el estado del arte del ámbito de esta Tesis doctoral, comenzando con una descripción del desarrollo de los instrumentos de análisis térmico desde un punto de vista general, y enfatizando posteriormente en la medición *in vivo* de las magnitudes térmicas más relevantes: la *temperatura*, el *flujo de calor*, la *conductividad térmica* y la *capacidad calorífica*.

CAPÍTULO 3. PROTOTIPO EXPERIMENTAL

En este capítulo se realiza una detallada descripción del sistema experimental, distinguiendo sus tres componentes principales: los sensores calorimétricos, la base de calibración y la instrumentación de medida y control. Exposición del funcionamiento del sistema mediante diagramas de bloques y explicación del algoritmo de control y medida.

CAPÍTULO 4. MODELOS CALORIMÉTRICOS E IDENTIFICACIÓN

Descripción de los modelos calorimétricos utilizados a lo largo del desarrollo de la Tesis Doctoral. Estos modelos definen el comportamiento físico del sensor. Se han desarrollado varios modelos calorimétricos, algunos de ellos de tipo empírico, formulados mediante funciones de transferencia identificadas experimentalmente. Otros modelos son analíticos, a constantes localizadas, y están definidos mediante sistemas de cuerpos conectados entre sí mediante acoplamientos térmicos.

CAPÍTULO 5. DETERMINACIÓN DEL FLUJO DE CALOR Y DE LAS PROPIEDADES TÉRMICAS DE LA PIEL

En este capítulo se exponen los métodos utilizados para identificar, a partir de las medidas experimentales, la información térmica del cuerpo humano. Una vez han sido identificados los modelos calorimétricos en el capítulo anterior, se utilizan algoritmos y métodos de deconvolución para identificar las medidas realizadas en el cuerpo humano y obtener así el *flujo de calor*, la *resistencia térmica equivalente* y la *capacidad calorífica* de la piel en la zona de medida.

CAPÍTULO 6. MEDIDAS EN EL CUERPO HUMANO

En este capítulo se exponen las medidas experimentales realizadas en el cuerpo humano y los resultados térmicos obtenidos en cada campaña experimental llevada a cabo. Se analizan los resultados correspondientes al *flujo de calor*, la *resistencia térmica equivalente* y la *capacidad calorífica*. Adicionalmente, se realiza una breve discusión relativa a cada una de estas magnitudes, comparando nuestros resultados con los obtenidos por otros autores con métodos diferentes. Finalmente se expone un estudio térmico temporal de una quemadura de segundo grado.

CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES Y FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN

En este capítulo se recogen las conclusiones del trabajo realizado y se discute el futuro de la línea de investigación. También se exponen la producción científica fruto de este trabajo y la financiación que lo ha hecho posible.

BIBLIOGRAFÍA.

Finalmente, se expone un listado que recoge los recursos científicos y técnicos referenciados en este documento.

Capítulo 2

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se expone el contexto en el que se encuentra esta línea de investigación. Primero se exponen las nociones básicas del área de estudio, es decir, de la calorimetría y sus aplicaciones. Posteriormente se explica el estado actual del campo específico en el que se desarrolla la investigación, que es la calorimetría médica. Finalmente, se realiza una breve descripción de las tecnologías paralelas a los sensores calorimétricos objeto de la tesis.

2.1. CALORIMETRÍA

En el estudio de los procesos físicos, químicos o biológicos, la energía desarrollada en el proceso siempre ha sido una magnitud de gran interés. Esta energía puede ser medida utilizando instrumentos calorimétricos, que han sido principalmente desarrollados en el ámbito del análisis térmico [8, 9]. La calorimetría consiste en la medición de la energía desarrollada en un proceso, y esta disciplina también engloba el estudio y la medición de varias propiedades que influyen en la magnitud de esta energía, como por ejemplo la capacidad calorífica o la conductividad térmica. La conductividad térmica define la cantidad de energía que puede ser transferida a través del sistema. La capacidad calorífica es la relación entre la energía que recibe un cuerpo y el incremento de temperatura que experimenta.

La incertidumbre de las medidas calorimétricas es relativamente alta debido a la influencia de perturbaciones externas, la falta de conocimiento del proceso en estudio y la frecuente incapacidad para replicar con precisión el proceso. En general los instrumentos calorimétricos se calibran mediante disipaciones *Joule* y procesos de referencia conocidos de antemano [10]. La incertidumbre de las mediciones de energía puede llegar hasta un 10% según sea el caso [11, 12]. Para reducir esta incertidumbre, el proceso en estudio se desarrolla en un entorno de estudio cerrado y controlado para reproducir con la mayor precisión posible el proceso analizado. La consideración de procesos adiabáticos, isotermos o isoperibólicos permite una mejor identificación de los fenómenos. Por ello, y con frecuencia, es necesario fabricar instrumentos específicos para cada caso, con la finalidad de reducir la incertidumbre de la medición. Esto ha propiciado el desarrollo de una gran variedad de instrumentos de análisis térmico [9]. Una de las condiciones imprescindibles para el correcto funcionamiento de un calorímetro es evitar la influencia de los mecanismos de transferencia de calor no deseados (generalmente radiación y convección). Esto se logra, normalmente, a través de un correcto diseño de los componentes del dispositivo en cuestión [13]. Por ejemplo, para reducir la radiación, es frecuente el uso de acabados espejo.

En estas condiciones, la mayoría de los calorímetros suele considerar un proceso de conducción de calor en el que los procesos de radiación y convección no intervienen. De este modo, el fenómeno estará caracterizado por la *Ley de Fourier* o alguna variación de la misma. Para un elemento diferencial de volumen tenemos (2.1):

$$w(t) = \rho c_p \frac{\delta T}{\delta t} + \text{div}(-\lambda \nabla T) \quad (2.1)$$

Siendo $w(t)$ la potencia desarrollada en Wm^{-3} , T la temperatura, ρ la densidad en kg m^{-3} , c_p la capacidad calorífica específica en $\text{JKg}^{-1}\text{K}^{-1}$, y λ la conductividad térmica en $\text{WK}^{-1}\text{m}^{-1}$ [14]. En un sistema sencillo, considerando varios dominios, y siendo sus temperaturas homogéneas (la misma temperatura en todos sus puntos), la ley puede expresarse del siguiente modo (2.2):

$$W_i = C_i \frac{dT_i}{dt} + \sum_{j=1}^N P_{ij}(T_i - T_j) \quad (2.2)$$

En este balance energético, la potencia W_i desarrollada en cada sistema o dominio i considerado, es igual a la suma de dos términos. El primer término es el correspondiente a la potencia que varía la temperatura del propio dominio, y que es proporcional a su capacidad calorífica C_i (JK^{-1}). Y el segundo es la potencia transferida por conducción a los dominios vecinos, y que es proporcional a la conductancia térmica entre dominios P_{ij} (WK^{-1}) [15]. Estas propiedades térmicas (capacidad calorífica y conductividad térmica), y otras como la difusividad térmica, el calor latente o el poder calorífico; constituyen una información valiosa y ampliamente utilizada en diferentes ámbitos como la construcción, la climatización, el diseño de motores, la ingeniería de materiales, etcétera.

Por ejemplo, en el *Código Técnico de la Edificación* (CTE), el documento *DB-HE Ahorro de energía* [16], contiene una guía para el cálculo de la *resistencia térmica total* de diferentes elementos de la edificación y establece límites para asegurar la eficiencia energética de nuevas edificaciones. Cuando se proyecta una edificación, es conveniente reducir al máximo la transferencia de calor entre el edificio y el entorno. El CTE dispone de un prontuario de referencia para su uso técnico [17]. En la práctica es frecuente instalar paneles de poliestireno expandido ($\lambda = 0.03 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$) entre muros de bloques de hormigón ($\lambda = 2.30 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$) para la ejecución de los cerramientos exteriores. Los materiales tienen conductividades térmicas muy diferentes; nótese, por ejemplo, la diferencia entre las conductividades del poliestireno expandido ($\lambda = 0.03 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$) y del cobre ($\lambda = 380 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$). Aún más asombrosa es la conductividad térmica de los caloductos, ampliamente utilizados en electrónica, llegando a valores de $18000 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$ [18], unas 50 veces más que el cobre en estado metálico. Por otra parte, para el desarrollo de cualquier instalación de refrigeración es fundamental el conocimiento de la capacidad calorífica del refrigerante en cuestión y de sus calores latentes de cambio de estado (principalmente los de evaporación y fusión). Los calores latentes son magnitudes que describen la cantidad de energía que absorbe una sustancia durante el cambio de fase. En el ámbito de los motores térmicos, un parámetro esencial, además de las magnitudes ya mencionadas, es la energía que puede liberar el combustible cuando se produce la reacción de combustión. Esta magnitud se denomina poder calorífico.

La conductividad térmica, la capacidad calorífica, los calores latentes, el poder calorífico, la difusividad térmica, etcétera son propiedades que se determinan mediante la calorimetría. En las aplicaciones mencionadas hasta ahora, toda esta información se manifiesta a través de prontuarios, tablas de datos y otros documentos de carácter similar [19].

Para elaborar estos documentos, se requiere la realización de miles de mediciones de gran precisión, que se realizan mediante instrumentos calorimétricos. Con el paso del tiempo, la calorimetría ha evolucionado en un entorno multidisciplinar, y ha adquirido un papel más activo en el desarrollo tecnológico en muchas aplicaciones diferentes.

En la década de los 40 comenzó el desarrollo industrial de instrumentos calorímetros de mano de empresas como *SETARAM Instrumentation* (Francia) [20] o *IKA* (Alemania). Ya en los años 20 los científicos que constituirían la empresa *IKA* habían desarrollado un calorímetro cuya finalidad era la medición del poder calorífico de distintos combustibles [21]. Una gran variedad de instrumentos calorimétricos se desarrollaría en los años posteriores. A partir de los años 70, la calorimetría experimentó un crecimiento notable y comenzaron a surgir numerosas empresas. Una de las novedades fue el uso de técnicas de calorimetría en el ámbito de la ingeniería de materiales [13]. Mediante análisis de muestras y experimentación, se pueden diseñar compuestos y aleaciones capaces de conservar sus propiedades mecánicas y dimensionales en rangos de temperaturas más adecuados a su ámbito de aplicación. Esto ha resultado muy ventajoso en el campo de los polímeros reforzados con fibra (FRP) [22, 23].

La compañía *Thermometric* (actualmente *TA instruments*) se especializó, por ejemplo, en la construcción de microcalorímetros para el análisis de mezclas líquidas en el ámbito de los calorímetros de titulación (*Isothermal Titration Calorimetry*) [24], línea que también siguió *Malvern Panalytical* en la década de los 70 [25]. Estas empresas, y otras, como *Hitachi High-Technologies* o *Metler Toledo* han seguido desarrollando las tecnologías de análisis calorimétrico a niveles cada vez más avanzados [26, 27]. Por ejemplo, hace pocos años *Metler Toledo* desarrolló un calorímetro diferencial de barrido (DSC) de alta velocidad, denominado “*flash DSC*”, que es capaz de caracterizar procesos que antes no se podían medir [27]. En la tabla 2.1 se muestra una descripción de los equipos más utilizados en la industria y su aplicación.

Tabla 2.1. Técnicas de calorimetría [13].

Denominación		Principio de funcionamiento	Aplicaciones
Análisis térmico diferencial	<i>DTA</i>	Se controla el flujo de calor y se estudia como respuesta la <i>variación de la temperatura</i>	Reacciones, cambios de fase
Calorimetría diferencial de barrido	<i>DSC</i>	Se controla la temperatura y se estudia como respuesta la <i>variación del flujo de calor</i>	Reacciones, cambios de fase, capacidad calorífica, conductancia térmica [28]
Análisis termogravimétrico	<i>TGA</i>	Se calienta la muestra y se estudia como respuesta la <i>variación de la masa</i>	Descomposiciones, oxidaciones

Denominación		Principio de funcionamiento	Aplicaciones
Análisis termo mecánico	<i>TMA</i>	Se calienta una muestra y se aplica una carga normalizada para medir <i>cambios dimensionales</i>	Cambios mecánicos y dilatación
Análisis dinámico mecánico	<i>DMA</i>	Se aplican cargas periódicas y control térmico y se estudian los <i>propiedades viscoelásticas</i>	Cambios de fase, transiciones vítreas, curación de polímeros
Análisis térmico dieléctrico	<i>DETA</i>	Durante el desarrollo de procesos térmicos se estudian la <i>capacitancia y la conductancia</i>	
Análisis de gases desprendidos	<i>EGA</i>	Caracterización, durante una reacción de descomposición, de los <i>gases desprendidos</i>	Descomposiciones
Análisis termo – óptico	<i>TOA</i>	Mientras se varía la temperatura, se miden las <i>propiedades ópticas</i>	Cambios de fase, reacciones superficiales, cambios de color
Termosonimetría	<i>TS</i>	Se aplica un calentamiento a un material y se estudia el cambio de <i>sonido</i>	Cambios mecánicos y químicos
Termoluminiscencia	<i>TL</i>	Se aplica un calentamiento a una sustancia y se mide la <i>emisión lumínica</i>	Oxidación, cambios magnéticos
Termomagnetometría	<i>TM</i>	Se aplica un calentamiento a una material y se mide el cambio de <i>propiedades magnéticas</i>	Temperaturas de <i>Curie</i>

Estas técnicas, se utilizan en diferentes ámbitos de la industria que van desde diseño de polímeros y aleaciones hasta el análisis de muestras de tejidos biológicos. De forma paralela a este desarrollo, que ha tenido su principal impulso en la década de los 70, ha surgido una nueva tendencia. A partir del final de la década de los 80 y principios de los 90, se popularizó el uso de la calorimetría para el estudio de procesos metabólicos en seres vivos. La esencia de esta técnica no es novedosa: en el siglo XVIII *Antoine Lavoisier* teorizó sobre la relación entre el consumo de oxígeno y la generación de calor en los seres vivos. Sin embargo, es en estas décadas cuando se ha podido desarrollar esta disciplina de forma rigurosa. En los últimos 35 años [29, 30, 31, 32], empresas como *COSMED*, *Columbus Instruments*, *MGC Diagnostics* y *TSE Systems* se han especializado en el desarrollo de esta tecnología, dando lugar a un nuevo campo de conocimiento: la *calorimetría médica*. Los sensores calorímetros objeto de esta Tesis Doctoral se desarrollan en el ámbito de la *calorimetría médica*. Su principio de funcionamiento guarda cierta similitud con los calorímetros diferenciales de barrido (DSC) en cuanto a su operación (variación lineal de temperatura). El DSC es uno de los equipos más utilizados en la práctica. Entre sus aplicaciones, se encuentran la medición del flujo de calor, de la capacidad calorífica y, según estudios recientes, también es capaz de medir la conductividad térmica [28].

A continuación, se explicará cómo funcionan los DSC, y en el próximo apartado se expondrán algunas nociones de la calorimetría métrica. La figura 2.1 muestra un esquema del dispositivo. En un DSC, dos células de medición son calentadas simultáneamente de forma lineal a través de resistencias de calefacción. El sistema de control aporta energía a las células, mediante un controlador de temperatura calibrado. Una de las células hace de referencia y la otra contiene la muestra a analizar. El sensor normalmente consiste en un sistema integrado de termopares capaz de detectar la temperatura y el flujo de calor que recibe cada muestra.

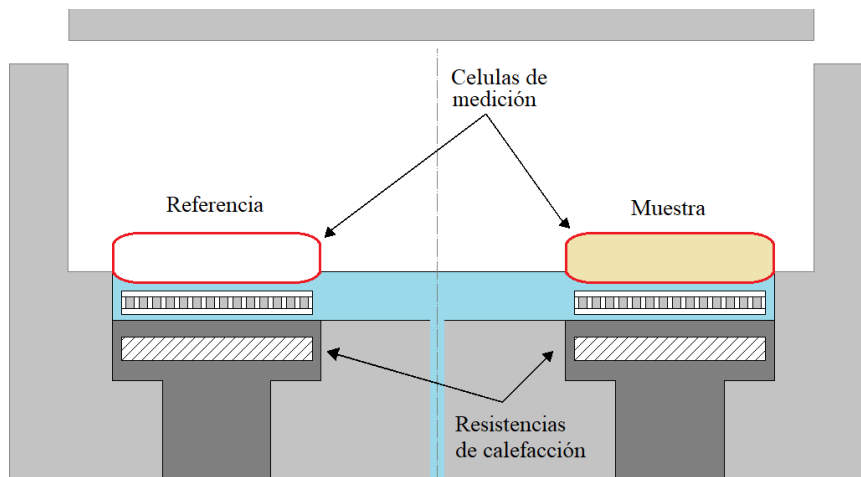


Figura 2.1. Esquema básico de un calorímetro diferencial de barrido (DSC).

El calor suministrado por las resistencias de calefacción es igual a la suma de los calores necesarios para calentar las células, para mantener el equilibrio térmico y para calentar el contenido de la célula (es decir, la muestra). La temperatura ambiental dentro del calorímetro también es controlada. Dado que una de las células es una referencia, al restar las señales calorimétricas proporcionadas por las termopilas de medida (tratamiento diferencial) el resultado es el flujo de calor que corresponde a la muestra contenida en la célula. De este modo se obtiene una función que relaciona flujo de calor que recibe la muestra y su temperatura. La relación entre el flujo de calor aportado a la muestra y el incremento de temperatura que experimenta (dq/dT) es la capacidad calorífica. El dispositivo sirve para determinar características de procesos que tienen una respuesta térmica, como por ejemplo cambios de estructura, desnaturalizaciones, procesos de curación, transiciones, y un largo etcétera que hacen de esta tecnología una herramienta muy versátil para muchas aplicaciones diferentes. En la figura 2.2 se muestran algunos dispositivos comerciales [33, 34, 35].



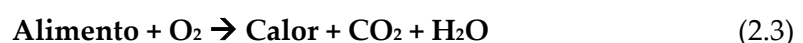
Figura 2.2. Imágenes de dispositivos DSC. De izquierda a derecha, DSC – 3 (Mettler Toledo) [33], DSC7000 (Hitachi) [34], DSC2500 (TA instruments) [35].

2.2. CALORIMETRÍA MÉDICA

Definimos la *calorimetría médica* como la aplicación de la calorimetría al estudio de procesos biológicos del cuerpo humano *in vivo*. En este ámbito, los procesos a analizar son los procesos fisicoquímicos propios que se dan en el cuerpo humano. Esta disciplina implica un problema o reto muy particular, que radica en la dificultad que conlleva aislar el fenómeno en estudio, que puede ser global o local. El interés por las magnitudes térmicas del cuerpo humano se remonta a muchos años atrás, y cada vez tiene mayor interés, siendo la temperatura corporal (interior y superficial) la magnitud más estudiada hasta la fecha.

En relación con la temperatura interior del cuerpo humano, se han realizado multitud de trabajos. Podemos mencionar como ejemplo reciente, la utilización de sensores tipo píldora para monitorizar la temperatura interior del cuerpo humano a lo largo de periodos de tiempo largos (uno o varios días) [36]. En cuanto a la temperatura superficial del cuerpo humano, con el auge de gran variedad de cámaras infrarrojas digitales, se han realizado multitud de trabajos. En muchos casos, estas investigaciones tienen la finalidad de estudiar la interacción entre las condiciones ambientales y la termofisiología del cuerpo humano [37]. En aplicaciones más relacionadas con la fisiopatología, el estudio de la temperatura cutánea permite detectar y monitorizar estados febriles [38], y diversas patologías como por ejemplo alergias [39], tendinitis [40], diferentes inflamaciones [41] y cáncer de piel [42]. También es una magnitud de interés en el estudio de dolencias tales como los reemplazamientos de rodilla [43, 44] y la osteoartritis [45]. El cuerpo humano dispone de un sistema de regulación que le permite controlar su propia temperatura, utilizando para ello diversos mecanismos como la respiración, la sudoración, el control del flujo sanguíneo (vasodilatación y vasoconstricción), etcétera [46]. El órgano encargado de esta misión es el hipotálamo. De este modo, la temperatura interior normal del cuerpo humano se encuentra en un margen de 36.7 – 37.5 °C [47]. Cualquier valor de la temperatura corporal fuera de este rango, indica claramente que algo anómalo sucede. El uso de la temperatura como indicador está muy extendido, siendo su medición un denominador común en casi todas las especialidades de la medicina.

No obstante, en el estudio de los mecanismos de regulación térmica, es de gran interés conocer los balances de energía del cuerpo humano, tanto a nivel general, como en zonas localizadas. Y esta es precisamente la finalidad de la calorimetría médica: medir la energía desarrollada en los procesos biológicos. En este campo, se utilizan dos técnicas: la *calorimetría directa* y la *calorimetría indirecta*. En ambos casos, todo gira en torno a la reacción química que tiene lugar en cualquier ser vivo. De forma genérica y sencilla, podemos escribir (2.3):



El mecanismo principal de suministro energético de los organismos vivos consiste en la producción de trifosfato de adenosina (ATP) mediante fosforilación oxidativa. Este proceso consume oxígeno y tiene como subproductos CO₂ y agua [48, 49]. La cantidad de oxígeno consumido y de dióxido de carbono generado guarda una relación directa con la energía desarrollada en los procesos metabólicos del cuerpo humano [50].

La *calorimetría indirecta* consiste en medir el volumen de dióxido de carbono generado por el sujeto (VCO_2) y/o el volumen de oxígeno (VO_2) consumido. Conocida la concentración de los gases, se calcula el balance energético (de ahí, el adjetivo “*indirecta*”), la *calorimetría directa* consiste en la medida directa del calor producido por el organismo vivo.

La *calorimetría indirecta* es más sencilla que la *calorimetría directa* y ha experimentado un crecimiento notable en los últimos años [29, 30, 31, 32]. Actualmente es la técnica más usada, en virtud de su reproducibilidad y precisión en relación con su costo [51]. En la medicina, se usa la *calorimetría indirecta* como herramienta para la evaluación de la tasa metabólica en reposo [52, 53, 54], que es alterada por varias causas [55, 56]. El metabolismo varía en función de diversos factores [57, 58, 59, 60] como la actividad física, la edad, sexo, peso, patologías, y un largo etcétera. Esto implica respuestas energéticas muy variadas en función de la actividad desarrollada por el sujeto. Por otra parte, la *calorimetría directa* presenta varias complicaciones para llevarse a cabo, dado que requiere aislar completamente al sujeto y medir la cantidad total de calor generado. Ambas técnicas, calorimetría directa e indirecta, se han desarrollado conjuntamente con el objetivo de validarse mutuamente [61, 62].

El desarrollo de la *calorimetría directa* ha propiciado la construcción de gran variedad de máquinas. Como ejemplos de estos equipos, podemos mencionar la cámara calorimétrica de Snellen, (Universidad de Ottawa) [63, 64], o el traje – calorímetro portátil de Webb [65, 66], basado en la tecnología utilizada por la NASA para el desarrollo de sus trajes espaciales. En la figura 2.3 se muestran imágenes de estos dos dispositivos.

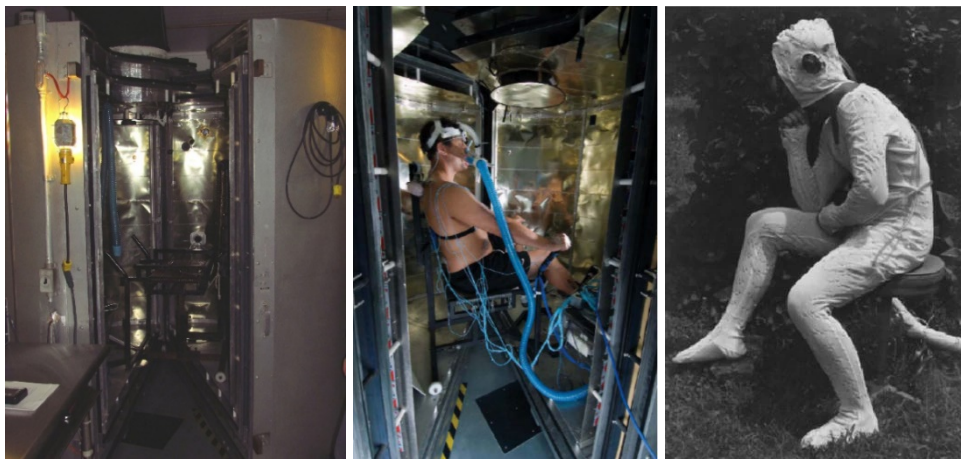


Figura 2.3. Dispositivos de calorimetría directa. De izquierda a derecha, Cámara de Snellen abierta [63], Cámara calorimétrica de Snellen con usuario en su interior [64], traje – calorímetro portátil de Webb [62].

El desarrollo de la calorimetría indirecta ha avanzado en dos direcciones. Se han diseñado equipos tipo habitación, para medir con gran precisión procesos metabólicos. Como ejemplo de estos equipos tenemos los suministrados por *Maastricht instruments*, diseñados para medir la producción y consumo de CO_2 y VO_2 , el gasto de energía, la tasa metabólica, etcétera [67]. También existen instrumentos compactos diseñados para adaptarse mejor a las necesidades de distintos laboratorios. Los instrumentos más usados en la actualidad son los de circuito abierto [61]. En la figura 2.4 se muestran estos dos ejemplos de calorímetros indirectos [68, 69].



Figura 2.4. Dispositivos de calorimetría indirecta. Izquierda: calorímetro indirecto de circuito abierto [68], derecha: calorímetro indirecto tipo habitación [69].

La *calorimetría directa* constituye el método más preciso, pero su reproducibilidad y operación implican una cantidad de recursos al alcance de muy pocos laboratorios [70]. La mayor cantidad de trabajos en calorimetría médica se realizan utilizando técnicas indirectas, aunque es frecuente utilizar la calorimetría directa como punto de referencia estándar. En la figura 2.5 se muestra el número anual de publicaciones relacionado con cada una de las técnicas de calorimetría mencionadas. El número de publicaciones en calorimetría indirecta ha incrementado notablemente desde los años 80, mientras que el número de publicaciones de calorimetría directa ha permanecido estable.

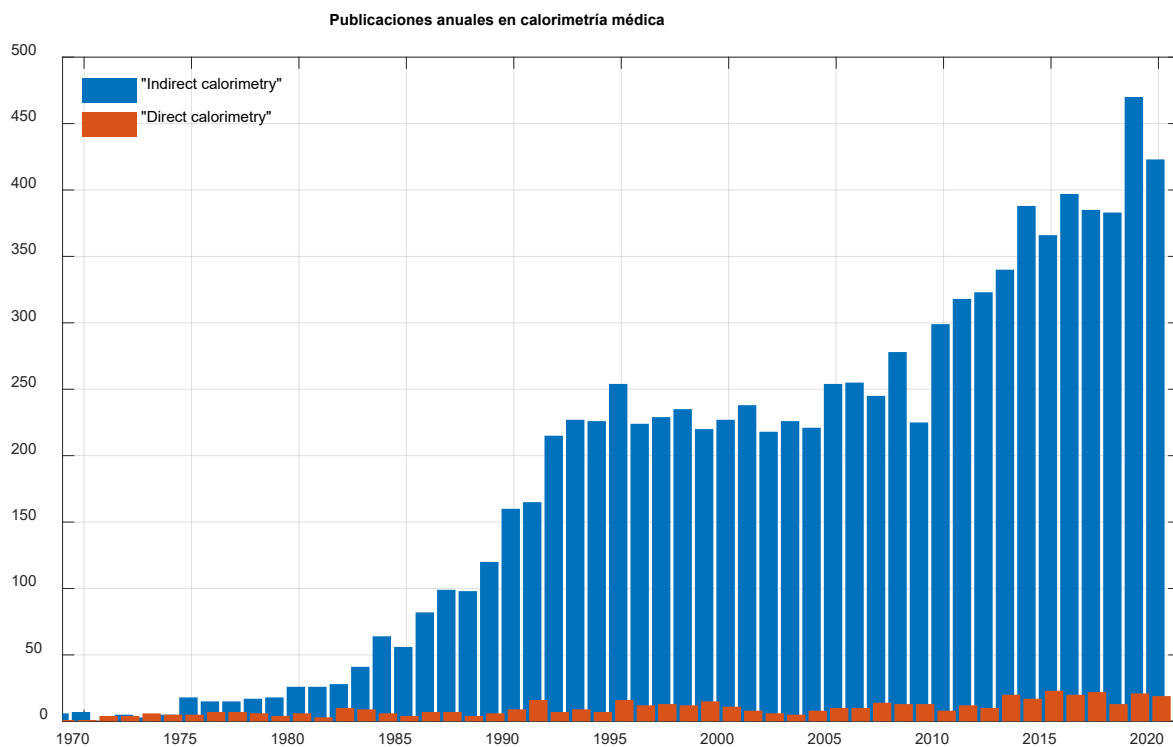


Figura 2.5. Número anual de publicaciones científicas relacionadas con la calorimetría directa (en rojo) y con la calorimetría indirecta (en azul). Datos obtenidos de "Web of Science", Clarivate Analytics.

2.3. SENSORES TÉRMICOS DE CONTACTO Y A DISTANCIA

El concepto de calorimetría en el ámbito de la medicina se aplica principalmente a medidas globales, como se expone en el apartado anterior (calorimetría directa y calorimetría indirecta). Sin embargo, la calorimetría aplicada a una zona localizada de un organismo vivo es un campo significativamente menos explorado.

En la figura 2.6 se muestra una representación de los artículos publicados anualmente en los últimos 50 años relativos a las magnitudes térmicas de la piel. Se divide esta relación en cuatro grupos: temperatura de la piel (estudio general), temperatura de la piel (estudios relacionados con la termografía), disipación calorífica de la piel, y propiedades térmicas de la piel (capacidad calorífica, conductividad térmica, difusividad térmica, etcétera).

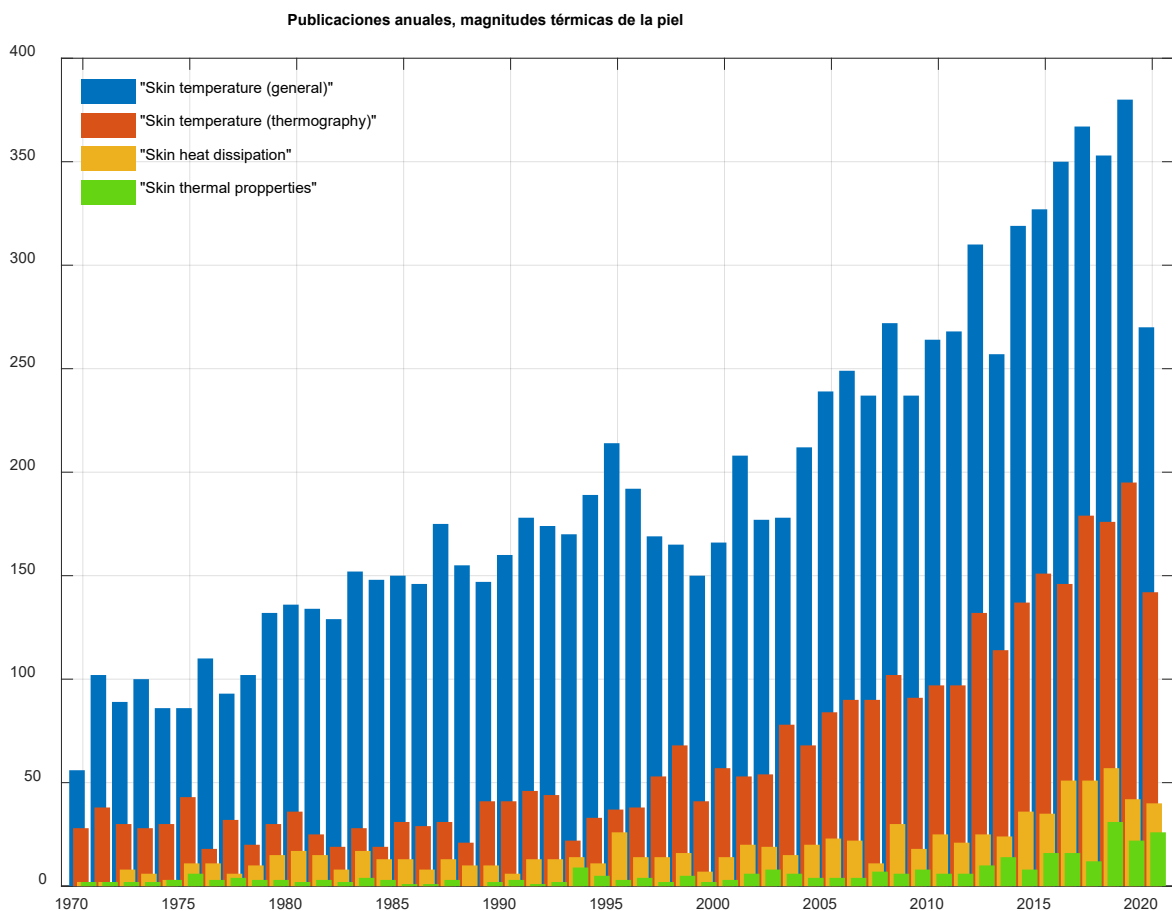


Figura 2.6. Número anual de publicaciones científicas relacionadas con las magnitudes térmicas de la piel. Datos obtenidos de "Web of Science", Clarivate Analytics.

Temperatura cutánea. Como se expuso en el apartado anterior, la temperatura corporal (interior y superficial) es la magnitud térmica del cuerpo humano más estudiada. Gran parte de los trabajos relativos al estudio de la temperatura de la piel (datos en azul en la figura 2.6) están relacionados de algún modo con el uso de la termografía digital (datos en rojo en la figura 2.6). Esta relación es de aproximadamente 1 de cada 3 trabajos. Esta relación se acentúa en las dos últimas décadas. Nótese, paralelamente, el incremento notable de producción científica que tiene lugar en los últimos años.

Disipación calorífica. En cuanto al estudio del flujo de calor cutáneo (datos en amarillo en la figura 2.6), se trata de un campo en crecimiento. Más de la mitad de los trabajos se han publicado a partir del año 2007 y la mayor parte (>75%) corresponden directamente a las áreas de dermatología y fisiología. A partir del año 2015 este campo ha experimentado un salto significativo. Algunas aplicaciones recientes relacionadas con la medida del flujo de calor consisten en el estudio de la vasodilatación y la vasoconstricción [71], la evaluación de las respuestas termorreguladoras del cuerpo humano [72], el diseño de prototipos para investigación [73], y el estudio del confort térmico [74].

La variabilidad de la temperatura interior del cuerpo humano es relativamente baja [47], (37 ± 0.50 °C). Sin embargo, el flujo de calor desprendido por el cuerpo humano presenta una variabilidad mucho mayor. Es importante destacar este hecho: considerando la producción metabólica en diferentes circunstancias, el flujo de calor puede variar [75, 76] entre 3.8 mW/cm² y 77 mW/cm². En situaciones de reposo el cuerpo humano disipa menos energía [77]. En caso de realizar actividades o ejercicio físico, el cuerpo incrementa su disipación calorífica [78], hasta veinte veces más que en situación de reposo en los casos más extremos. En la tabla 2.2 se muestra una relación de diferentes actividades y su disipación calorífica asociada.

Tabla 2.2. Disipación calorífica de una persona en diferentes actividades [75].

Actividad	Disipación calorífica	
Dormir	3.8	mW/cm ²
Sentado / trabajo de mesa	4.5	mW/cm ²
De pie	5.1	mW/cm ²
Caminar / bicicleta (75 W)	15	mW/cm ²
Correr a 8 km/h	39	mW/cm ²
Bicicleta (250 W)	51	mW/cm ²
Correr a 16 km/h	77	mW/cm ²

Los mayores valores de disipación de la tabla 2.2 corresponden con situaciones de ejercicio físico intenso, en las que la temperatura interior del cuerpo humano alcanza valores más elevados de lo normal, llegando a cifras mayores de 38.5 °C [79] y, en algunos casos, alcanzando hasta 40 °C [80]. El cuerpo humano evacúa calor mediante varios mecanismos para intentar mantener la temperatura interior en un rango determinado [46]. Esta pérdida de calor se traduce en una disipación al ambiente que es medible, y cada parte del cuerpo humano disipa calor en diferente magnitud [81, 82]. Los mecanismos de sudoración, por ejemplo, son más abundantes en unas zonas del cuerpo humano que en otras. Por otra parte, la presencia de lesiones en los tejidos puede afectar a los mecanismos de termorregulación [83], lo que altera la transferencia de calor de forma local. Es fácil deducir el interés que radica en la medición de la disipación cutánea. Generalmente, suelen usarse sensores de flujo de calor, que consisten en termopilas diseñadas para ser aplicadas en la piel. En el dispositivo objeto de este trabajo de Tesis, [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7], también se utilizan termopilas, en una configuración consistente en su integración en un dispositivo termostático controlable.

La medición del flujo de calor mediante dispositivos de contacto entraña una dificultad particular: requiere de contacto directo entre sensor y piel para que se transfiera el calor por conducción. De esta forma, cuando el sensor se coloca en la superficie humana, el flujo de calor medido se corresponde con un estado perturbado de la piel, y no con su estado normal.

Por ejemplo, un sujeto disipa aproximadamente 87 W en reposo. De esta cantidad, un 20% del calor se pierde por evaporación y un 25% por respiración [84]. Por tanto, el flujo de calor transferido por conducción, radiación y convección a través de la piel será de unos 48 W. Suponiendo una superficie corporal de 1.7 m², obtenemos un flujo de calor de 10 a 12 mW en 4 cm². Esto corresponde al flujo de calor cutáneo en su estado natural, es decir, cuando el sensor no está en contacto con la piel. Sin embargo, cuando se aplica un sensor, el flujo de calor suele superar con creces el valor anterior. Este resultado experimental se explica por el aumento del flujo de calor transmitido por conducción, que es proporcional a la diferencia de temperaturas e inversamente proporcional a la resistencia térmica del sistema. En el caso del sistema *piel-aire*, para un ambiente cerrado sin corriente de aire perceptible, la resistencia térmica es de aproximadamente 220 KW⁻¹ [82]. Cuando se aplica un sensor, el sistema *piel-sensor* tiene una resistencia térmica mucho menor, que puede oscilar entre 10 y 20 KW⁻¹ dependiendo del tipo de termopila y de los materiales de su sustrato y encapsulado. Como consecuencia, el flujo de calor medido por sensores de contacto puede ser muy superior al observado en condiciones naturales, es decir, para una transferencia de calor *piel-aire*. Esta es la razón por la cual, al tocar una superficie metálica se siente frío, incluso si el metal está a una temperatura igual a la del ambiente. Esta sensación de frío se debe al elevado flujo de calor transferido de la piel al metal, facilitado por la alta conductividad térmica del metal.

Por dicho motivo, nuestro sensor cuenta con un termostato en su interior, de modo que la excitación térmica que produce el dispositivo en la piel es conocida y controlada. En la figura 2.7 se muestra un esquema ilustrativo de este fenómeno. Considerando una temperatura del aire de $T_{\infty} = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ (caso *a*), el flujo de calor cutáneo será W_1 . Si en contacto con la piel se halla un cuerpo metálico de aluminio (caso *b*), también a $T_{\infty} = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$, el flujo de calor en la zona de contacto será $W_2 > W_1$. Se produce un incremento del flujo de calor, aunque la diferencia de temperatura entre focos sea la misma. Esto sucede cuando se aplica cualquier cuerpo que tenga propiedades térmicas diferentes que las del aire sobre la piel.

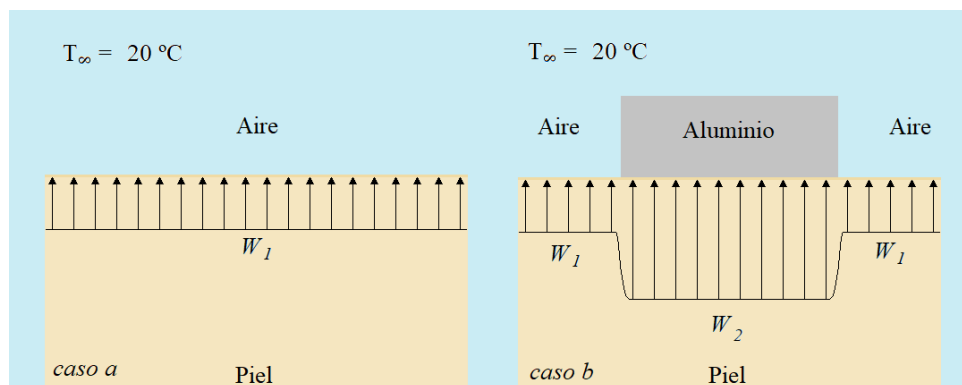


Figura 2.7. Ilustración del cambio de transferencia de calor producido por la variación de conductividad térmica.

Propiedades térmicas. El número de publicaciones relativas al estudio de las propiedades térmicas de la piel (datos en verde en la figura 2.6) está experimentando un aumento notable. Véase, por ejemplo, la diferencia entre el número de publicaciones en los tres últimos años y el resto de la serie en la figura 2.6. Aproximadamente, uno de cada cuatro trabajos en este campo se han publicado desde el año 2018. La mayor parte de los trabajos (>70%), se relacionan directamente con las áreas de ingeniería y física, en el ámbito del diseño de tejidos textiles.

Las propiedades térmicas de la piel se pueden medir mediante dos tipos de procedimiento. En primer lugar, tenemos los procedimientos de medición *in vitro*, que tienen lugar fuera del organismo vivo: es decir, se obtiene una muestra del organismo vivo (biopsia) y se analiza posteriormente con el instrumental adecuado. Por otra parte, los procedimientos *in vivo* consisten en la medición dentro del (o en el) organismo vivo. A continuación, se expone el desarrollo de ambos métodos, enfatizando en las dos propiedades térmicas más importantes: la capacidad calorífica y la conductividad térmica.

Mediciones *in vitro*. Tanto la capacidad calorífica como la conductividad térmica pueden determinarse a partir de muestras de tejido utilizando diferentes tipos de instrumentos. En la actualidad, es frecuente la utilización de calorímetros DSC para el estudio de la capacidad calorífica [85, 86]. Por otra parte, existe una gran diversidad de métodos [87] para medir la conductividad térmica. En función de las características del sistema en estudio, se utiliza un método u otro. Por ejemplo, para la medición de la conductividad térmica de capas delgadas, sólidos granulados o líquidos suele utilizarse el método 3ω , mientras que para sólidos isótropos suelen utilizarse métodos de tipo estacionario.

Como claro ejemplo de la utilización de la calorimetría para el estudio de tejidos humanos, podemos citar el trabajo de *Wiegand et al. (2013)* [85]. Para analizar la capacidad calorífica de diferentes tipos de tejidos, *Wiegand* utilizó un microcalorímetro SETARAM Micro DSC-II aplicando una velocidad de calentamiento de 0.3 K min^{-1} con un barrido de 0 a $100 \text{ }^\circ\text{C}$. Como resultado, *Wiegand* observó diferencias significativas en la capacidad calorífica de los tres tipos de tejido que fueron analizados en el experimento. En el tejido correspondiente a una cicatriz hipertrófica, se obtuvo una capacidad calorífica un 43% inferior que el tejido intacto, y en tejido correspondiente a una cicatriz queloide se obtuvo una capacidad calorífica un 98% superior. *Wiegand*, al igual que muchos autores, asoció estos cambios de capacidad calorífica a las variaciones de la cantidad de agua en los diferentes tejidos estudiados. Estas variaciones en la cantidad de agua se deben al cambio en la composición de los tejidos a causa de las lesiones. En la figura 2.8 se muestra una ilustración comparativa de estos dos tipos de lesiones [88]. A la izquierda se muestra una cicatriz de tipo hipertrófica y a la derecha una cicatriz queloide.



Figura 2.8. Ilustración de cicatrización hipertrófica (izquierda) y queloide (derecha) [88].

Los resultados de este tipo de trabajos y otros similares pueden ser utilizados para la creación de bases de datos. Como ejemplo, tenemos la base de datos de *IT'IS Foundation* [89]. Esta fundación de investigación se originó en 1999 a partir de la iniciativa del Instituto Federal de Tecnología de Zúrich (ETHZ); y dispone de una amplia base de datos de propiedades térmicas de tejidos humanos medidas con varias técnicas. Estas bases de datos constituyen un excelente punto de partida para muchas labores de investigación. Un ejemplo de aplicación de esta información es la formulación de modelos biotérmicos de diversa índole. Gran parte de estos modelos parten de una modificación de la Ley de Fourier (ecuación 2.1) en el que se incluye un término correspondiente a la perfusión de la sangre que pasa por los tejidos:

$$w(t) = \rho_t c_t \frac{\delta T}{\delta t} + \text{div}(-\lambda_t \nabla T) + g_s c_s (T - T_s) \quad (2.4)$$

En esta ecuación $w(t)$ es la potencia metabólica desarrollada en Wm^{-3} , T la temperatura del tejido, ρ_t la densidad del tejido en kgm^{-3} , c_t la capacidad calorífica específica del tejido en $\text{JKg}^{-1}\text{K}^{-1}$, λ_t la conductividad térmica del tejido en $\text{WK}^{-1}\text{m}^{-1}$, T_s la temperatura arterial de la sangre, c_s la capacidad calorífica específica de la sangre en $\text{JKg}^{-1}\text{K}^{-1}$ y g_s es el flujo sanguíneo másico por unidad de volumen en $\text{kgs}^{-1}\text{m}^{-3}$. A partir de esta ecuación biotérmica, denominada *ecuación de Pennes* [90, 91], se han desarrollado modelos, concebidos para la caracterización de fluctuaciones térmicas [92], para modelizar la transferencia de calor en el sistema vascular [93], o también para describir la distribución de temperaturas de la piel y de los tejidos más profundos en las diferentes extremidades del cuerpo humano [94], entre otras utilidades.

Lo comentado hasta ahora demuestra el potencial de la calorimetría como complemento útil en la medicina. El estudio de las propiedades térmicas de la piel *in vitro* se ha llevado a cabo desde hace varias décadas y tiene resultados muy positivos.

Mediciones *in vivo*. El estudio de las propiedades térmicas de la piel con procedimientos *in vivo* se ha desarrollado de forma muy diferente al caso anterior. Este tipo de medidas tiene un interés muy elevado, dado que presentan la ventaja de constituir una fuente de *información en tiempo real* del funcionamiento de un organismo vivo. Sin embargo, ciertas dificultades han ralentizado significativamente el desarrollo de estos procedimientos y deben considerarse a la hora de utilizar este tipo de procedimientos. A continuación, se comentan brevemente dos de estas dificultades, que radican en la propia perturbación *producida por la medida*, y en la *profundidad de penetración térmica* del instrumento.

- 1) *Perturbación producida por la medida.* Como se explicó anteriormente, la medida directa del flujo de calor implica una perturbación térmica sobre el sistema en estudio. A la hora de medir propiedades térmicas, la resolución dependerá en gran medida de la magnitud y la velocidad de esta perturbación. En virtud de la ecuación 1, para medir directamente la capacidad calorífica es necesario que exista una variación de temperatura (dT/dt), y para medir la conductividad térmica, es necesario que exista un gradiente de temperatura (dT/dx). El sensor *debe* producir una perturbación térmica en el tejido para poder medir estas propiedades térmicas.

Sin embargo, el cuerpo humano *reaccionará* a dicha perturbación. Por ejemplo, si se excita el tejido humano con un incremento de temperatura elevado, el tejido podría reaccionar tratando de evacuar ese calor con rapidez, mediante la activación de las glándulas sudoríparas. Claro está, esto dependería también de la cantidad de tejido afectado por la medida. En este sentido, han de tenerse en cuenta dos factores:

- El significado de la medida debe ser entendido más como una *respuesta a una perturbación* que como la *representación de un estado natural*.
- Dado que se mide la *respuesta a una perturbación*, dicha perturbación producida por el instrumento debe ser reproducible y estar caracterizada rigurosamente.

2) *Profundidad de penetración térmica*. La profundidad de penetración térmica (*thermal penetration depth*) define la región bajo la zona de medida que puede ser térmicamente modificada por el sensor, que se denomina *zona afectada por el calor*. El término "*thermal penetration depth*" se popularizó a partir de los años 80, pero en los años 50 Burton ya investigaba la influencia de este parámetro en sus procedimientos, y cómo esto afectaba a sus resultados [95, 96]. Cuando se miden las propiedades térmicas de un sistema no contenible en el instrumento, dichas propiedades corresponderán directamente a la *zona afectada por el calor*. Como cabe esperar, la *profundidad de penetración térmica* dependerá de la magnitud de la *perturbación producida por la medida*. En este tipo de medidas, es conveniente caracterizar la *profundidad de penetración térmica*. Por ejemplo, si la profundidad de penetración térmica de un instrumento es de 0.1 mm, las propiedades térmicas medidas por el sensor serán las de los estratos exteriores de la piel, y el resultado obtenido será similar en cualquier zona del cuerpo humano. No obstante, un instrumento que tenga una profundidad de penetración térmica de 10 mm permitiría medir las propiedades térmicas de una *zona afectada por el calor* mucho mayor: una combinación de tejidos más profundos, además de la piel.

Estos dos factores condicionan los procedimientos experimentales en gran medida. No es raro que en los últimos 10 años se hayan seguido publicando trabajos en los que la principal novedad radica en la medición *in vivo* de las propiedades térmicas de la piel, a pesar de que esto lleva haciéndose desde hace 70 años. A continuación, se expone el desarrollo de algunos procedimientos de medición de la conductividad térmica y de la capacidad calorífica.

Conductividad térmica de la piel. Se ha intentado medir la conductividad térmica de la piel mediante procedimientos *in vivo* desde mediados de los años 50 [95]. En los años 60, se realizaron mediciones *in vivo* de la conductividad térmica de la piel mediante la aplicación de dispositivos compuestos por sensores de temperatura y sistemas de calentamiento [96]. Este procedimiento y sus variaciones son los más utilizados actualmente (calentar y medir la temperatura). Con el paso del tiempo han ido surgiendo más métodos. Por ejemplo, en la década de los 80, comenzaron a usarse dispositivos basados en el "*Zero-heat flow method*" (tecnología utilizada para la medición no invasiva de la temperatura interior de un ser vivo) para la determinación de la conductividad térmica en circunstancias de pre eclampsia [97].

En la década de los noventa, durante el auge de la termografía digital, se realizaron varios trabajos en los que se estudió la identificación de las propiedades térmicas de la piel utilizando para ello detección por imagen [98, 99, 100, 101]. En 2012, *Bortolino et al.* [102] propusieron un método para medir la *resistencia térmica de contacto* (no confundir con *resistencia térmica*) de la piel mediante un método basado en calentamientos programados utilizando elementos *Peltier*. Poco después, en 2016, *Grenier et al.* [103] estudiaron los efectos de las medias de compresión sobre la microcirculación cutánea mediante la evaluación de la resistencia térmica de piel. Para ello, utilizaron un instrumento diseñado para tal fin, denominado “*Hematron*”.

En 2018, *Wang, L., et al* [104], propusieron un método para predecir la resistencia térmica de la piel, en el ámbito del estudio de los fenómenos de vasoconstricción y vasodilatación. Para ello, utilizaron un diseño experimental en el que se sometió a sujetos a diferentes ambientes térmicos. La resistencia térmica de la piel se determinó con medición de temperatura y medición de la disipación calorífica mediante sensores de flujo de calor (KM1, Kyoto Electronics Manufacturing Co.). El resultado es un método que permite caracterizar los fenómenos de vasoconstricción y vasodilatación a partir de la resistencia térmica de la piel.

Paralelamente en el mismo año, *T. Okabe et al* [105] presentaron un trabajo en el que realiza medidas de la conductividad térmica efectiva en diferentes zonas de la piel (mejilla, talón y antebrazo) utilizando una técnica de pulsos de potencia (Pulse-power integrated-decay) [106]. En este trabajo se enfatiza sobre los efectos que tiene en los resultados experimentales la *profundidad de penetración térmica* del instrumento. En la figura 2.9 se muestra un esquema de los dispositivos experimentales utilizados por *Bortolino et al.*, *Grenier et al.* y *Okabe et al.*

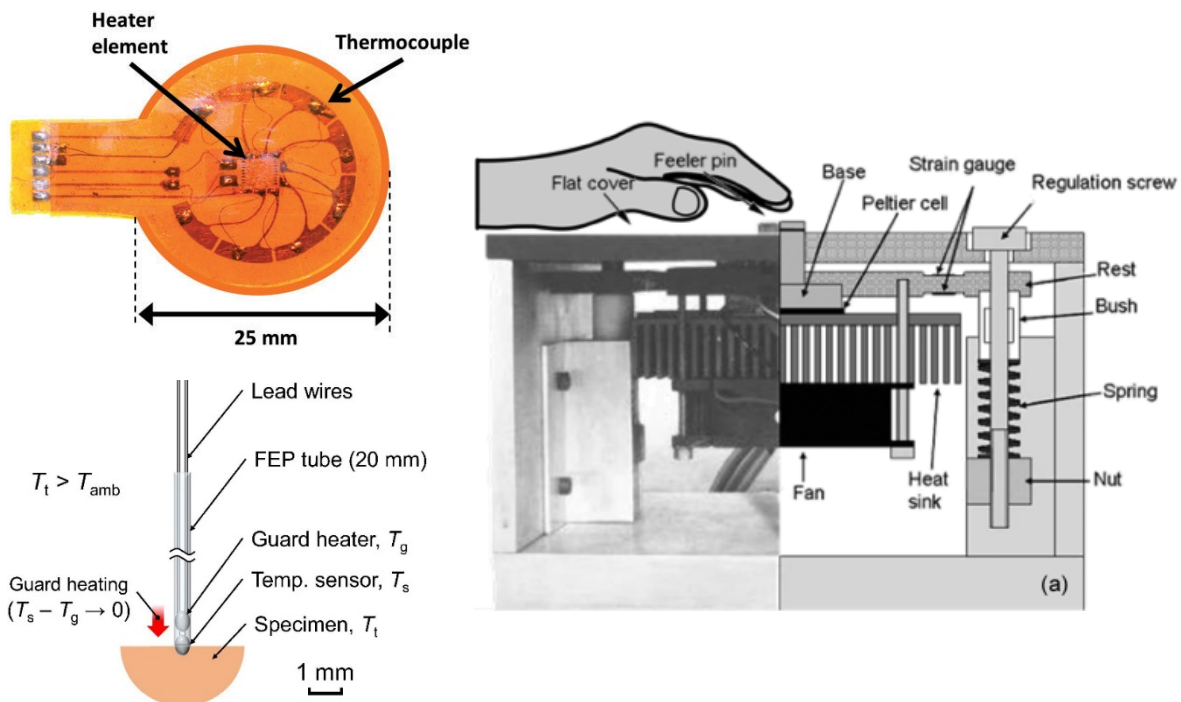


Figura 2.9. Dispositivos utilizados para medir la conductividad térmica de la piel in vivo. Derecha: dispositivo utilizado por *Bortolino et al.* [102]. Imagen superior izquierda: dispositivo “*Hematron*” utilizado por *Grenier et al.* [103]. Imagen inferior izquierda: dispositivo utilizado por *Okabe et al* [105].

Capacidad calorífica de la piel. En cuanto a la medición de la capacidad calorífica, ésta se ha realizado principalmente mediante procedimientos *in vitro*. Hasta la década de los 80 [107], en varios trabajos se midió la inercia térmica de la piel (magnitud que depende de la capacidad calorífica) *in vivo* mediante métodos de irradiación, con el objetivo de hallar su conductividad térmica. Posteriormente, comenzaron a emplearse las técnicas de calorimetría diferencial de barrido (DSC) para la determinación de la capacidad calorífica *in vitro* [108]. Dada la alta eficiencia de las mediciones DSC, la medición *in vivo* no se ha desarrollado tanto como en el caso de la medición *in vivo* de la conductividad térmica. A mediados de los 90, se popularizó el uso del método 3ω para medir capacidades caloríficas de sólidos y líquidos [109, 110]. En la década posterior se discutió sobre la utilización de este método para realizar medidas sobre la piel *in vivo* [111], principalmente para determinar la conductividad térmica. En la última década se han desarrollado sensores a partir de la tecnología 3ω para medir la conductividad térmica de la piel [112]. Sin embargo, esta tecnología es capaz de medir, además, la capacidad calorífica de la piel *in vivo* [113] mediante un correcto tratamiento de las señales.

En el año 2013, *Webb R.C.* comenzó a investigar la aplicación de matrices ultrafinas de contacto para la caracterización térmica de la piel [114]. En 2014, utilizaron dispositivos fotónicos para realizar esta actividad [115]. Estos dispositivos consisten en cristales líquidos nemáticos quirales microencapsulados, cuya fase varía en un intervalo de pocos grados, adecuado al ámbito de aplicación. Posteriormente, utilizarían dispositivos consistentes en matrices de estructuras filamentosas metálicas, construidas con conductores de oro y cromo, que funciona al mismo tiempo como sensor y actuador (tecnología muy similar al método 3ω). Inicialmente el trabajo de *Webb R.C. et al.* se centró en la determinación de la conductividad térmica y la difusividad térmica, pero en 2015 presentaron como resultado valores de capacidad calorífica medida *in vivo*. A partir de la difusividad térmica, se determinó la capacidad calorífica en diferentes zonas del cuerpo humano [113], con una profundidad de penetración térmica de aproximadamente 0.5 mm. En sus últimos trabajos relacionados con este tema, se menciona explícitamente la utilización del método 3ω [116]. En la figura 2.10 se muestra una imagen del dispositivo utilizado por *Webb R.C. et al.*, la matriz ultrafina de contacto. Sus métodos han dado lugar a una patente en el año 2017 [117].

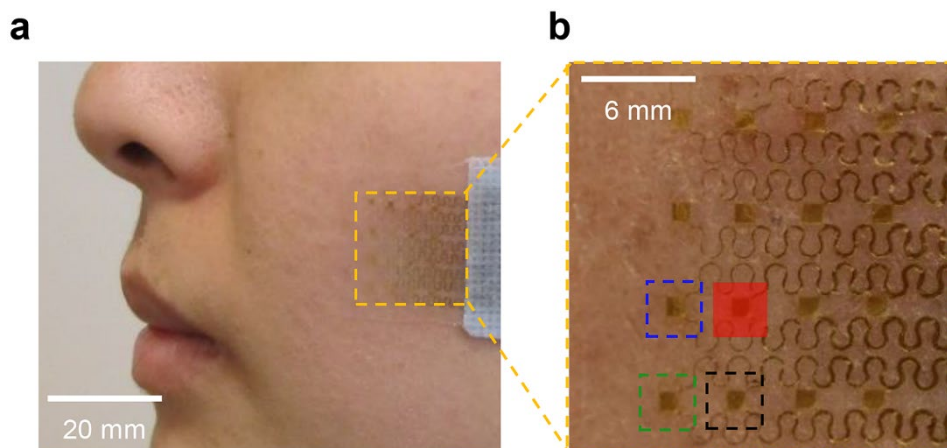


Figura 2.10. Matriz ultrafina de contacto utilizada por *Webb R.C. et al.* [113].

2.4. CONCLUSIONES

En el ámbito de la medición *in vivo* de las magnitudes térmicas de la piel, varios instrumentos han sido desarrollados a lo largo de las últimas décadas. Sin embargo, la complejidad derivada de la naturaleza de estas técnicas; y la dificultad de establecer modelos rigurosos que relacionen las leyes de la transferencia de calor con la propia fisiología del cuerpo humano; ha ralentizado el avance del conocimiento. Para medir directamente el flujo de calor, la capacidad calorífica o la conductividad térmica, es necesario producir una excitación térmica del tejido a analizar. La no consideración del resultado de la medida como una respuesta del cuerpo humano a la excitación producida por el propio sensor, tiene como resultado una información sesgada. Es frecuente la obtención de resultados diferentes al aplicar sensores diferentes, en el mismo sujeto y en las mismas condiciones ambientales y de actividad física. Este hecho es destacable en el ámbito de la medición del flujo de calor.

Hay ciertos factores que deben considerarse cuando se miden magnitudes térmicas *in vivo*. En particular, es de gran importancia la correcta caracterización de la *excitación térmica* producida por la medición: debe tratarse de una excitación definida y reproducible. Al mismo tiempo, conviene plantear una buena modelización de la *zona afectada por el calor*. En particular, dos parámetros de gran interés son la *resistencia térmica del sensor* y la *profundidad de penetración térmica* en la piel que produce el sensor en cada medida. Estos valores son fundamentales a la hora de realizar comparaciones entre autores. Estos factores parecen haber condicionado considerablemente el desarrollo de los métodos de medida en los últimos años.

La medición *in vivo* de las magnitudes térmicas del cuerpo humano ha experimentado su mayor desarrollo en la detección de la temperatura (interior y superficial), y en menor medida, en la medición del flujo de calor cutáneo. La conductividad térmica de la piel se mide mediante procedimientos *in vivo* desde los años 50 – 60, mediante sensores compuestos por elementos calefactores y detectores de temperatura. A lo largo del tiempo estas mediciones han resultado útiles en el campo de la medicina, particularmente en el estudio del flujo sanguíneo cutáneo y sus variaciones (vasoconstricción y vasodilatación). Paralelamente, se han desarrollado métodos para identificar la resistencia térmica de la piel, mediante el uso de sensores de flujo de calor y la medición de la temperatura interior del cuerpo humano, planteando hipótesis de transferencia de calor en el ámbito del tejido vivo. En cuanto a la capacidad calorífica, ésta se ha medido principalmente *in vitro*, mediante calorimetría DSC. El excelente resultado de esta tecnología ha hecho innecesario medir *in vivo* la capacidad calorífica de la piel. Desde hace unos pocos años, la medición *in vivo* de esta magnitud ha experimentado un creciente interés. Varios autores han planteado la medición de esta magnitud de diferentes formas y con diferentes técnicas; siendo especialmente relevante el uso de matrices ultrafinas de contacto para identificar – vía difusividad térmica – la capacidad calorífica de la piel *in vivo*.

A continuación, en la tabla 2.3, se expone un breve resumen de algunos de los trabajos relevantes en este campo citados hasta ahora, enfatizando en la medición *in vivo* de las propiedades térmicas: la conductividad térmica y capacidad calorífica.

Tabla 2.3. Principales trabajos relacionados con la medición de propiedades térmicas *in vivo*.

Trabajo	Conductividad / resistencia térmica		Capacidad calorífica	
		W K ⁻¹ m ⁻¹	KW ⁻¹ m ²	Jg ⁻¹ K ⁻¹
(1968) WJBM van de Staak [96]				
Medida en <i>Muslo</i> , antes (A) y después (D) de ocluir el flujo sanguíneo. $T_{room} = 25$ °C.	A	0.39 ± 9 %		
	D	0.42 ± 9 %		
(2014) Li Gao, et al. [115]				
Medida en <i>Muñeca</i> , sujeto en reposo. Resultado en función de la hidratación del tejido.			23% HL	2.4
			67% HL	2.9
			84% HL	3.0
			95% HL	3.1
(2014) E. Grenier [103]				
Medida en <i>Pantorrilla</i> , sujetos en reposo, con enfermedad venosa crónica. $T_{room} = 22 \pm 2$ °C.	Sin venda	0.31 ± 21 %		
	con venda	0.33 ± 13 %		
(2015) Webb R.C. [113]				
Medida en <i>Mejilla, talón, muñeca, etc.</i> Sujetos en reposo.	Mejilla	0.42 ± 10 %	Mejilla	2.5 ± 7 %
	Talón	0.29 ± 13 %	talón	1.8 ± 9 %
	Muñeca	0.38 ± 11 %	muñeca	2.1 ± 6 %
(2017) Limei Tian [116]				
Medida en <i>Antebrazo</i> , sujetos en reposo (R) y con urticaria (U).	R	0.25 ± 8 %	R	1.5 ± 20 %
	U	0.33 ± 6 %	U	1.8 ± 18 %
(2018) Wang L, et al. [104]				
Medida en <i>Antebrazo</i> , sujetos en reposo sometidos a diferentes ambientes, $T_{room} = 18.1$ a 32.3 °C.				0.064
				0.049
				0.036
(2018) Takahiro Okabe [105]				
Medida en <i>mano, antebrazo y talón</i> , en reposo. $T_{room} = 26$ °C.	Mano	0.43 ± 4 %		
	Antebrazo	0.35 ± 3 %		
	Talón	0.26 ± 4 %		

Capítulo 3

SISTEMA EXPERIMENTAL

En este capítulo se describen los prototipos experimentales de minisensor calorimétrico utilizados y desarrollados en esta Tesis Doctoral. Se expone en primer lugar el hardware (descripción del sensor, la base de calibración y el instrumental de medida y control). Posteriormente se explica el funcionamiento del sistema (control de temperatura y relación entre variables) y finalmente, se expone su operación (sistema de medida y control).

3.1. DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

En este apartado se explican las características técnicas de los componentes del sensor, así como su procedencia o proceso de manufactura. Se realiza una descripción análoga de la base de calibración y del instrumental de medida y control necesario para operar el dispositivo.

3.1.1. EL SENSOR CALORIMETRICO

El funcionamiento básico de los sensores calorimétricos utilizados en este trabajo es similar al funcionamiento del sensor S36. Estos nuevos dispositivos (sensores S4a) son más pequeños, lo que los hace aptos para medir en superficies cutáneas más pequeñas, y con mayor rapidez.

El primer sensor con un área de medición de 2×2 (4) cm^2 comenzó a construirse en el año 2015 y aún sigue operativo. El segundo sensor de este tipo, similar al anterior, fue construido en el año 2017 y estuvo operativo desde mediados del 2017 hasta julio del 2019, cuando resultó gravemente dañado tras un accidente de transporte. Durante este periodo pudieron hacerse medidas cruzadas. Hasta la fecha, estos han sido los sensores que han sido utilizados en la práctica. No obstante, se han desarrollado algunos diseños. En el año 2018, comenzó la construcción de un sensor con la misma área de medición, pero con diferentes características constructivas, denominado S4b. Este prototipo y su diseño fueron desechados por dificultades operativas de carácter mecánico. Por otra parte, actualmente se están construyendo dos nuevos sensores, denominados S4c. Aún no se ha finalizado su construcción.

En la figura 3.1 se muestra un esquema del sensor calorimétrico. El sensor consiste en una termopila de medida (parte 2 de la figura 3.1), que se sitúa entre una placa de aluminio (parte 1 de la figura 3.1) y un termostato (parte 3 en figura 3.1). La termopila de medida proporciona la señal calorimétrica por *efecto Seebeck*, que es proporcional a la diferencia de temperaturas entre las dos caras de la termopila. La placa de aluminio se apoya en la zona dónde se medirá la disipación calorífica: la piel del cuerpo humano, o una superficie de calibración.

El termostato consiste en un bloque de aluminio con dos orificios cuyos ejes forman un plano paralelo a las superficies de las termopilas. En el interior de los orificios, se encuentran una resistencia de calefacción y un sensor RTD (resistance temperature detector). El termostato dispone de un sistema de enfriamiento basado en una termopila de enfriamiento por *efecto Peltier*, un disipador y un ventilador (partes 4, 5 y 6 de la figura 3.1). Ambas termopilas de medida y enfriamiento son idénticas. En la figura 3.1 se muestra un detalle del interior del sensor en el que se aprecian las termopilas y el termostato. El perímetro del sensor, excluyendo el ventilador y el disipador, se rodea con un aislamiento térmico de poliestireno expandido (parte 7 de la figura 3.1) para disminuir las perturbaciones externas. Para reducir la transferencia de calor por radiación, se recubre con una fina capa de aluminio reflectante.

Para calibrar el sensor se ha construido una base formada por un bloque de material aislante (parte 8 en la figura 3.1) que dispone de una placa de cobre que contiene una resistencia para realizar calibraciones *Joule* (parte 9 en la figura 3.1). Además, la base de calibración tiene un sistema de sujeción magnética (parte 10 en la figura 3.1) que facilita el manejo del sensor. La calibración se realiza disipando potencias conocidas en la base mientras se controla la temperatura del termostato del sensor. Estas mediciones de calibración están diseñadas para intentar reproducir las condiciones de medida en el cuerpo humano. En el próximo apartado se expone una descripción más detallada de la base de calibración.

En 2019, previo a la realización de una campaña experimental de medición de propiedades térmicas en diferentes zonas de la piel, se incorporó un termistor en el exterior del sensor (parte 11 en la figura 3.1), con el objetivo de medir la temperatura de piel en las proximidades del sensor. Cuando se aplica el sensor sobre la piel, la temperatura en la superficie de medición se ve alterada por el propio dispositivo, y resulta conveniente contar con esta información.

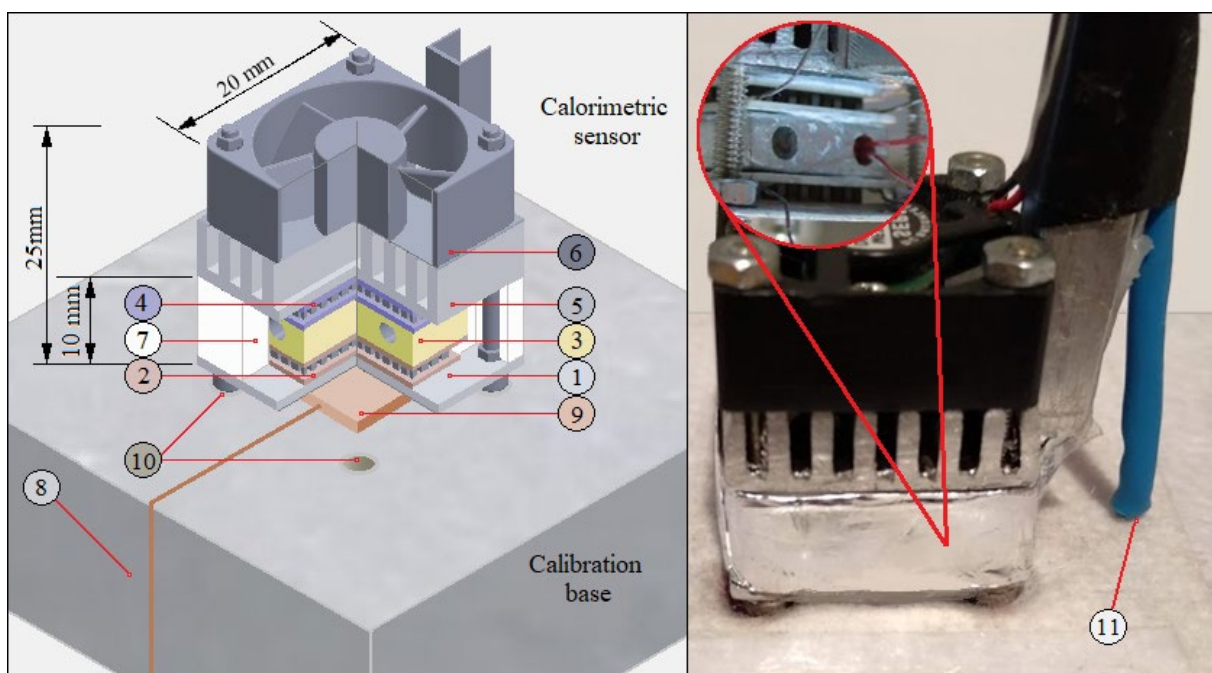


Figura 3.1. Esquema genérico del sensor calorimétrico (izquierda) e imagen (derecha).

En la tabla 3.1 se enumeran los componentes del sensor. Algunos han sido adquiridos en el mercado y otros son de fabricación propia. La secuencia de montaje de los minisensores se explica con detalle en trabajos anteriores [7].

Tabla 3.1. Listado de los componentes del minisensor

Elemento	Origen
1 Placa de medición de aluminio	Fabricación propia a partir de placa, AL000692, Goodfellow
2 Termopila de medición	HOT20-65-F2A, Laird
3 Termostato de aluminio	Fabricación propia
Termómetro RTD	PT100KN1515, Omega
Resistencia de calefacción	Fabricación propia a partir de hilo TFIR-005, Omega
4 Termopila de enfriamiento	HOT20-65-F2A, Laird
5 Disipador de aluminio	Fabricación propia
6 Ventilador	MF_20C05L, SEPA
7 Aislamiento térmico	Fabricación propia
Tornillos y tuercas de sujeción	Acero, M 1.5
Sujeción exterior	Perfil U 6 x 6 x 0.5 mm
11 Termistor	NTC 55007 5k Ω , Omega

A continuación, se describe con detalle cada componente del sensor:

- **Placa de medición de aluminio.** La placa de medición de aluminio tiene la función de transmitir el calor disipado por la piel a la termopila de medida.

En los calorímetros, se trata de reducir al máximo las perturbaciones exteriores aislando el proceso en estudio. En nuestro caso, al no ser posible el aislamiento completo del proceso, se opta por amplificar el fenómeno de transferencia de calor mediante la utilización de una superficie de contacto de alta conductividad térmica. Si bien la conductividad térmica es determinante, la estabilidad dimensional, la rigidez y la resistencia a la degradación son propiedades necesarias para el funcionamiento adecuado del sensor. Por ello, se considera idóneo utilizar aluminio de alta pureza.

Originalmente, se usó una placa de 1 mm de espesor para el primer sensor S4a. En el segundo sensor S4a, se utilizó una placa de 0.5 mm de espesor. Si bien la sensibilidad mejoró (en torno a un 9%), la rigidez de la placa era insuficiente, lo que finalmente provocó la rotura de las termopilas. Posteriormente, con la construcción del sensor S4b se utilizó una placa de 2 mm, idea que fue desechada en virtud del exceso de masa.

Las placas de medición están construidas en aluminio de pureza 99.99% AL000692 de Goodfellow [118]. El componente consiste en una pieza de 20 x 20 mm² y 1 mm de espesor. Para el montaje de los tornillos, se practican cuatro orificios de 2 mm de diámetro en las esquinas, con una separación entre ejes de 16 mm.

- **Termopila de medición.** La termopila de medición es del tipo *HOT20-65-F2A*, del fabricante *Laird* [119]. El sustrato está compuesto de cerámica aluminosa y los semiconductores de telururo de bismuto. La termopila tiene un espesor de 2.2 mm y unas dimensiones de 13.2 x 13.2 mm².
- La **termopila de enfriamiento** es del mismo tipo que la de medición.
- **Termostato.** El termostato tiene la misma sección que las termopilas, 13.2 x 13.2 mm², y un espesor de 4 mm. Los orificios son pasantes y de 2 mm de diámetro, cuyos ejes forman un plano paralelo a las superficies de la termopila. La pieza se construye en aluminio. A lo largo del desarrollo de la Tesis Doctoral, se ha comprobado el sensor funciona mejor con una distancia entre orificios lo mayor posible. De este modo, la temperatura del bloque es más homogénea. Por otra parte, también se ha comprobado que los termostatos de una pieza funcionan mejor que los termostatos partidos. El termostato partido implica construir el termostato con dos partes iguales, simétricas en el plano definido por los ejes de los orificios. El *sensor 1* dispone de termostato partido, y el *sensor 2* disponía de termostato de una pieza. En los orificios se encuentran el termómetro y la resistencia de calefacción.
 - **Termómetro RTD.** El sensor de temperatura del interior del termostato es una termorresistencia *PT100 KN1515*, de *Omega* [120].
 - **Resistencia de calefacción.** La resistencia de calefacción debe suministrar hasta 2W en un orificio de 2 mm y 13.2 mm de profundidad. En el mercado no resulta sencillo encontrar un cartucho de calentamiento con esas prestaciones. Tras realizar ciertos experimentos con varias resistencias de constantan con diferentes recubrimientos, la solución idónea hasta ahora ha consistido en la utilización de hilo de constantan teflonado del tipo *TFIR-005*, suministrado por *Omega* [121]. En los sensores, las resistencias utilizadas son: $R_{S1} = 16.85 \Omega$ y $R_{S2} = 9.400 \Omega$.
- **Disipador.** El disipador tiene unas dimensiones de 20 x 20 x 6 mm y es de aluminio. Pueden utilizarse disipadores comerciales de esas dimensiones, en los que se practican los orificios de 2 mm para los tornillos de sujeción y las ranuras pertinentes.
- **Ventilador.** El ventilador tiene unas dimensiones de 20 x 20 x 8 mm y se alimenta con una tensión de 5V. El dispositivo es un *MF_20C05L* de *SEPA* [122].
- **Aislamiento térmico.** El aislamiento térmico del sensor cubre las termopilas y el termostato. Consiste en placas de poliestireno expandido, de baja densidad. El aislamiento está compuesto de tres paneles, y el lado en el que se realizan las conexiones está aislado térmicamente mediante silicona, cuya función adicional es estabilizar mecánicamente los conductores de los diferentes componentes. Alrededor de este aislamiento, se coloca una capa de aluminio reflectante.
- **Termistor exterior.** El sensor de temperatura exterior del sensor está mecánicamente unido a la sujeción del sensor. El dispositivo es un termistor *55007*, de *Omega* [123].

- **Tornillos y tuercas de sujeción.** Dado que el dispositivo es un sensor térmico, el contacto mecánico entre superficies ha de ser idóneo. Además de una fina capa de pasta térmica conductora, la unión solidaria entre componentes se realiza mediante tornillos y tuercas de acero con rosca métrica de 1.5 mm.

El flujo de calor atraviesa la placa de medición y la termopila de medida, llegando al termostato. No obstante, la presencia de un puente térmico entre el disipador y la placa de medición a través de los tornillos supone un problema: parte del calor que debería ser medido por el sensor pasa directamente al disipador. Para evitar este problema se han propuesto varias soluciones. En el S36, se utilizaron tornillos de teflón, pero su deformación desencadenó inestabilidades dimensionales. En el primer sensor, se llevó a cabo una reducción del diámetro de los tornillos en la zona del disipador, de 1.5 a 1 mm; para reducir el contacto entre tornillo y disipador. En el segundo sensor, de forma análoga, se ensancharon los orificios del disipador de 2 a 2.5 mm. En el prototipo S4b, se probó el uso de manguitos de polietileno para conectar los tornillos de la placa con otros que partían del disipador, de modo que no hubiera contacto metálico directo. Habiendo evaluado estas soluciones, se concluyó que la deriva de flujo de calor de los tornillos al disipador no resultaba lo bastante significativa como para adoptar estas medidas. Actualmente se utilizan tornillos de acero, aunque una solución integrada sin tornillos de acero sería conveniente.

- **Sujeción del sensor.** Para que el experimentador sujete el sensor durante la medida, el dispositivo dispone de un perfil U de aluminio de 6 x 6 x 0.5 mm, unido al disipador mecánicamente mediante cierres de forma y tornillería. En su interior, aloja los cables de los componentes internos del sensor. El hecho de que este componente sea de aluminio supone un problema similar al caso anterior, pero de mayor magnitud. El calor de la mano del experimentador llega directamente al disipador, de modo que el foco frío del termostato se ve alterado durante la medida. Para evitar esta transferencia de calor, se optó por la utilización de un perfil de sujeción más largo con un grueso aislamiento térmico en su parte superior, mostrado en la figura 3.2. En futuros prototipos, sería deseable utilizar perfiles de PVC para reducir aún más esta incidencia.

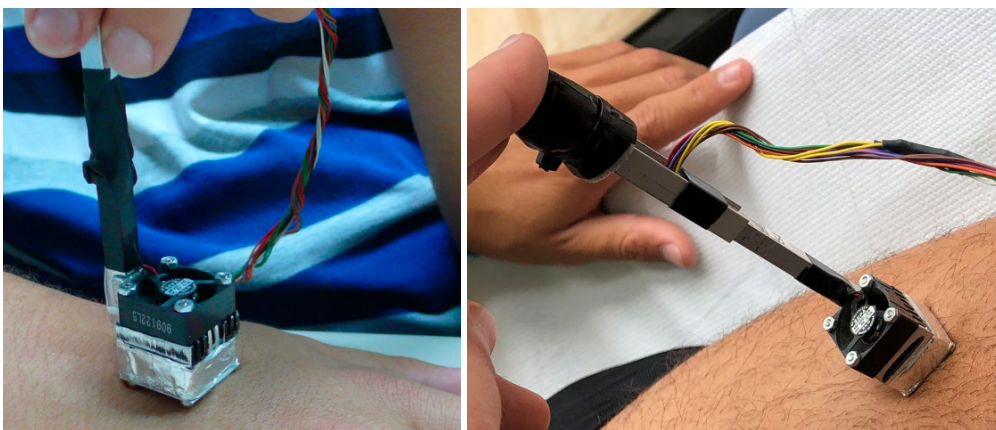


Figura 3.2. Sujeción sin aislamiento térmico (izquierda) y con aislamiento térmico (derecha).

3.1.2. LA BASE DE CALIBRACIÓN

El sensor mide el flujo de calor que se transmite por conducción desde la piel al termostato del sensor, a través de la placa de aluminio y la termopila de medición. La placa de medición está en contacto con la piel durante la medida, pero, cuando el sensor no está colocado en la piel, se requiere una referencia bien definida. Es necesario disponer de una buena línea de base antes y después de las medidas. La base de calibración realiza esta función: proporciona un ambiente térmicamente aislado que permite realizar disipaciones *Joule* para calibrar el sensor.

La base de calibración se utiliza, por tanto, con dos objetivos. El primero es disponer de una referencia estable para la línea de base, y el segundo es identificar el modelo calorimétrico del sensor. En esta Tesis Doctoral se han desarrollado varios modelos calorimétricos, cuya identificación y significado se expondrán en el capítulo 4.

En la figura 3.3 se muestra la base de calibración utilizada inicialmente para la operación de los sensores calorimétricos. Ésta base de calibración consistía en una superficie rectangular de poliestireno expandido con una resistencia de calibración de cobre, formada por una lámina de cobre con un conductor de constantan en su interior.

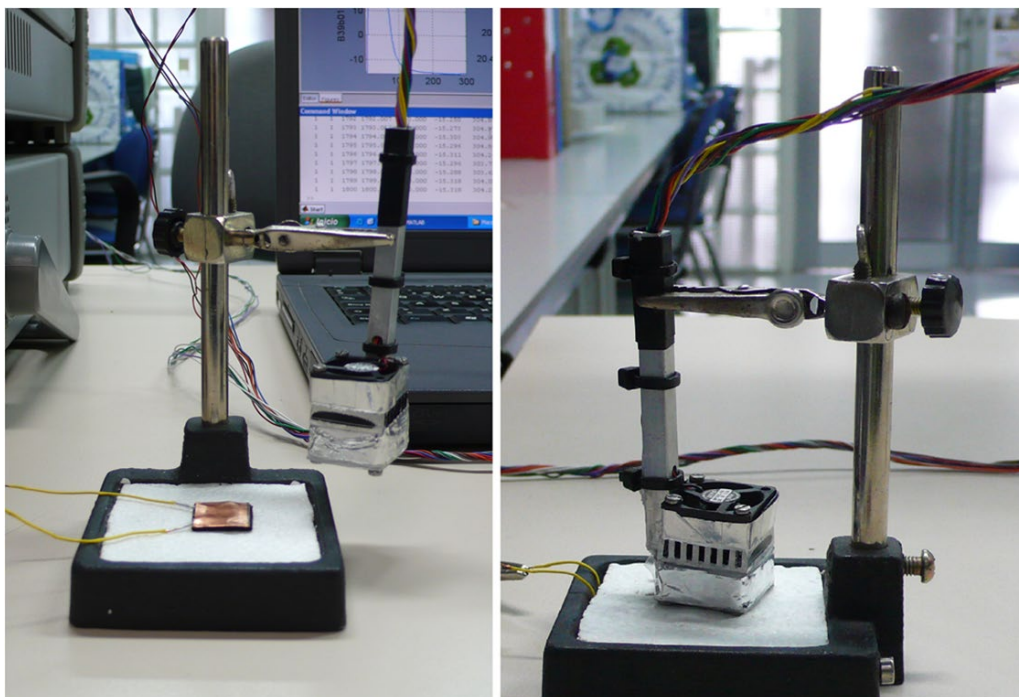


Figura 3.3. Primer prototipo de base de calibración de los sensores S4a.

Ha de tenerse en cuenta un hecho importante: cuando el sensor está en funcionamiento, su termostato interior disipa energía para mantener su temperatura en el valor programado. De esta forma, el propio sensor calienta la base de calibración; de modo que el ambiente “*térmicamente controlado*” de la base de calibración requiere de un tiempo para llegar al estado estacionario. No tener en cuenta esto puede producir errores significativos. Por este motivo, se optó por construir una base de calibración más robusta, en la que, además de la resistencia de calefacción, se pudiera medir la temperatura de la propia base.

En la figura 3.4 se muestra una imagen de la nueva base de calibración y del *sensor 1* colocado en su receptáculo. La base está preparada para la operación simultánea de dos sensores calorimétricos, lo que amplía el margen de posibilidades de medición. Esta es la base de calibración utilizada actualmente. La base cuenta con un sensor de temperatura, lo cual hace posible que ésta se pueda controlar a través de una correcta programación de la resistencia de calefacción. Por otra parte, la nueva base también dispone de un sistema de sujeción magnética que facilita considerablemente el manejo de los dispositivos, al no necesitarse ambas manos para desacoplar el sensor de la base.

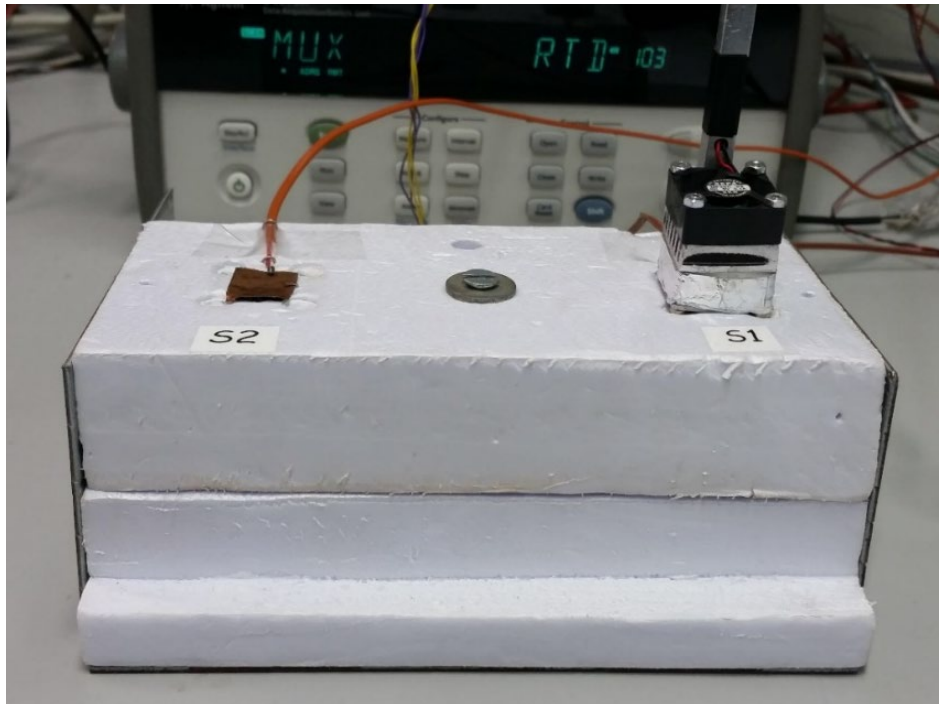


Figura 3.4. Base de calibración actual, con el sensor 1 colocado en su receptáculo.

En la tabla 3.2, se enumeran los componentes de la base de calibración. Posteriormente, se especifican las características de cada componente, su procedencia, y el desarrollo técnico de los mismos a lo largo de la Tesis Doctoral.

Tabla 3.2. Listado de los componentes de la base de calibración

Elemento	Origen
Bastidor	Fabricación propia
8 Bloque aislante	Fabricación propia
9 Elemento de calibración	Fabricación propia
Lámina de cobre	Fabricación propia, a partir de láminas serie CU000, Goodfellow
Resistencia de calefacción	Fabricación propia, a partir de hilo CU045840, Goodfellow
Sensor de temperatura	Kit 34307A, Keysight
10 Sistema de sujeción magnética	Fabricación propia

- **Bastidor.** El bastidor consiste en una chapa de acero galvanizado de 1 mm de espesor, plegada en forma de cajón abierto. La función principal del bastidor es dar masa al conjunto de la base de calibración. Las dimensiones del bastidor son 150 x 80 x 60 mm.
- **Bloque aislante.** El aislante térmico sobre el que se asienta el sensor está constituido por dos placas de poliestireno extruido, unidas entre sí y al bastidor mediante forma.
- **Elemento de calibración.** El elemento utilizado para realizar las calibraciones consiste en una fina lámina de cobre plegada sobre si misma; cuyo interior contiene la resistencia de calefacción y el sensor de temperatura.

Estos componentes están separados entre sí mediante un pequeño cilindro de latón de 2 mm de diámetro, soldado con estaño a la placa de cobre. En el interior del cilindro se encuentra el termopar, y enrollada en el exterior del cilindro, la resistencia.

- **Lámina de cobre.** La lámina utilizada es de la serie CU000, de Goodfellow [124] y tiene unas dimensiones (superficie de contacto con el sensor) de 10 x 10 mm².
- **Resistencia de calefacción.** La resistencia de calefacción es un conductor de constantan con recubrimiento de poliamida, CU045840, de Goodfellow [125].
- **Sensor de temperatura.** Se utiliza un termopar tipo J, 34307A, de Keysight [126].

Actualmente esta es la configuración del elemento de calibración. Debido a su poca masa, el control de temperatura del elemento presenta inconvenientes: el margen de temperatura programable es muy limitado, y debe tenerse en cuenta la posibilidad de que se produzca saturación debido a la ausencia de un sistema de enfriamiento.

En futuros prototipos, la solución óptima se plantea en utilizar como elemento de calibración un bloque de aluminio macizo en vez de una lámina de cobre. El bloque de aluminio tendría una configuración y un tamaño similar al bloque que contiene el sensor en su interior, que tiene la función de termostato.

- **Sistema de sujeción magnética.** En la figura 3.5 se muestra un esquema de este sistema. Este sencillo mecanismo tiene la ventaja de permitir manejar los sensores utilizando una sola mano, y es el sistema utilizado actualmente. Básicamente, bajo cada uno de los 4 tornillos de sujeción del sensor se colocan 2 imanes cilíndricos de neodimio separados por un cilindro de níquel. Estos imanes están unidos al bastidor. Las dimensiones del mecanismo se indican en la figura 3.5. Para minimizar la transferencia de calor de los tornillos a los imanes, se colocan discos separadores de poliestireno extruido entre las cabezas de los tornillos y los imanes superiores.

El aislamiento térmico entre las cabezas de los tornillos y los imanes de neodimio es efectivo. A lo largo de la tesis se han realizado varias medidas; y se ha comprobado experimentalmente que la deriva de flujo de calor por el sistema de sujeción magnética o por los tornillos de sujeción no es significativa. La diferencia entre el calor disipado por la base y el calor medido es en promedio del 0.2%, y hasta 1.6% en el peor caso [7].

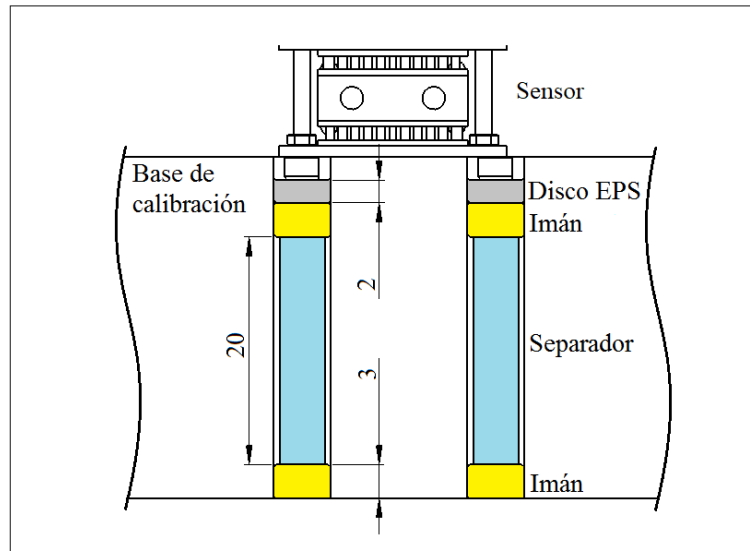


Figura 3.5. Ilustración del sistema de sujeción magnética del sensor.

Sin embargo, en las últimas mediciones se está estudiando la calibración del sensor no solo a partir de disipaciones conocidas, sino también a partir de capacidades caloríficas conocidas. Dado que medir la capacidad calorífica supone incrementar la temperatura del sensor, es posible que el propio sistema de sujeción implique dificultades prácticas, dado que su capacidad calorífica es de un orden de magnitud detectable por el sensor. El poliestireno extruido tiene una conductividad térmica muy baja, por lo que la zona afectada por el calor correspondiente al poliestireno extruido no debería presentar una capacidad calorífica de una magnitud significativa.

Por dicho motivo, en futuros prototipos se optará por una sujeción magnética que no actúe directamente en las proximidades de medición del sensor. Una posibilidad en desarrollo consiste en realizar la sujeción magnética en el perfil U de soporte exterior del sensor, utilizando perfilera de PVC y placas de material ferromagnético.

3.1.3. INSTRUMENTAL DE MEDIDA Y CONTROL

Para operar el sensor, es necesario medir y almacenar varias señales, y programar las salidas adecuadas. El sistema está realimentando, por lo que, durante la medida se realizan operaciones matemáticas a partir de las entradas para controlar las salidas. A continuación, se muestra la relación de instrumentación necesaria.

➤ Fuentes de alimentación.

- Cada sensor requiere una fuente de alimentación triple programable. Actualmente se utiliza una fuente triple *Agilent E3631A*, [127] de 80 W, con una salida de $\pm 6V$ a 5A y dos salidas de $\pm 25 V$ a 1A.
- Para los ventiladores, se utiliza una fuente *HP 6216A 30V/0.5A* [128]. La alimentación requerida por los ventiladores es constante, por lo que cualquier dispositivo que proporcione 5V/0.2A en corriente continua es una fuente válida.

- Adquisición de datos y control:
 - Se utiliza una unidad de adquisición de datos *Agilent 34970A* y un multiplexor de 20 canales *Agilent 34901A* [129]. Con una unidad de adquisición es suficiente para operar dos sensores y la base de calibración, aunque podría operar más dispositivos en caso de resultar necesario.
 - Para almacenar los datos y realizar las operaciones matemáticas pertinentes, se utiliza un ordenador. Un programa desarrollado en Microsoft Visual C++ almacena las variables medidas y controla el instrumento con un período de muestreo determinado. Inicialmente se utilizaba un periodo de muestreo de un segundo, pero desde octubre de 2019 se comenzó a utilizar un periodo de medio segundo.
 - Las fuentes de alimentación, la unidad de adquisición de datos y el ordenador utilizado para almacenar la información y controlar las salidas se conectan entre sí a través del bus GPIB mediante USB / GPIB, *Agilent 82357B* [130].

En la figura 3.6 se muestra la instrumentación descrita anteriormente, instalada en dos configuraciones diferentes. A la izquierda, la instrumentación está instalada en una mesa de escritorio del Laboratorio de Calorimetría, y a la derecha, en un soporte portátil para la realización de medidas experimentales en el cuerpo humano, en una campaña realizada en el Laboratorio de Rendimiento Humano de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Las Palmas de Gran Canaria (ULPGC).

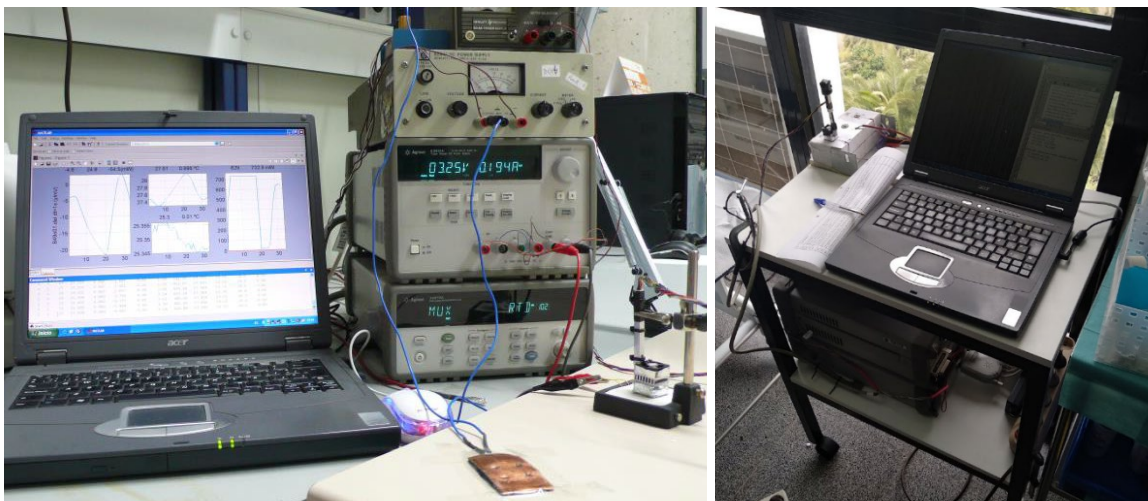


Figura 3.6. Instrumentación en escritorio (izquierda) y en soporte portátil (derecha).

Si bien el sensor es más pequeño que la mayoría de los calorímetros, la instrumentación necesaria para operarlo hace que su transporte y utilización resulte aparatoso. En un futuro, convendría construir un sistema integrado que permita usar los sensores con mayor facilidad. Esto es posible, aunque es preceptivo previamente optimizar el diseño de los sensores y de la base de calibración. En la figura 3.7 se muestra un esquema detallado del conexionado de la instrumentación, el ordenador y el instrumento, indicándose claramente las salidas y las entradas, el número de conductores, los canales ocupados del multiplexor, etcétera.

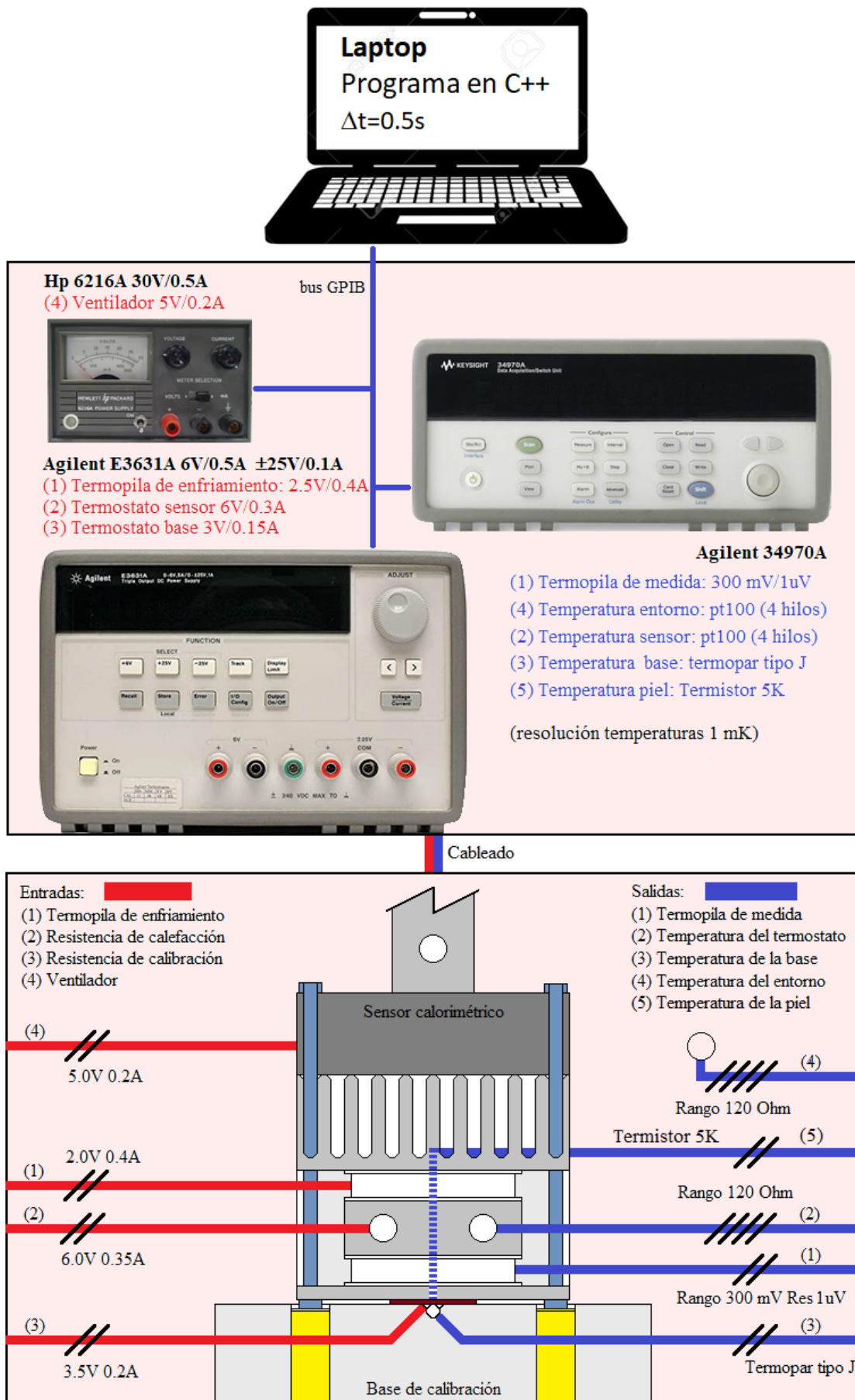


Figura 3.7. Esquema de conexionado de instrumentación, instrumento y ordenador.

3.2.FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA

En este apartado se explica el principio básico de funcionamiento del sensor calorimétrico. Se enfatiza en la descripción de las variables de entrada y salida y las relaciones entre ellas. También se describe cómo funciona el sistema de control de temperatura.

3.2.1. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

En la figura 3.8 se muestra un diagrama del principio de funcionamiento del sensor, en el que se representan las variables de entrada y salida. Un bloque denominado sensor calorimétrico contiene tres sub-bloques en su interior: el aislamiento térmico, el sistema de enfriamiento y el conjunto termostato – termopila de medida. El sensor se sitúa sobre un bloque que representa la superficie del cuerpo humano.

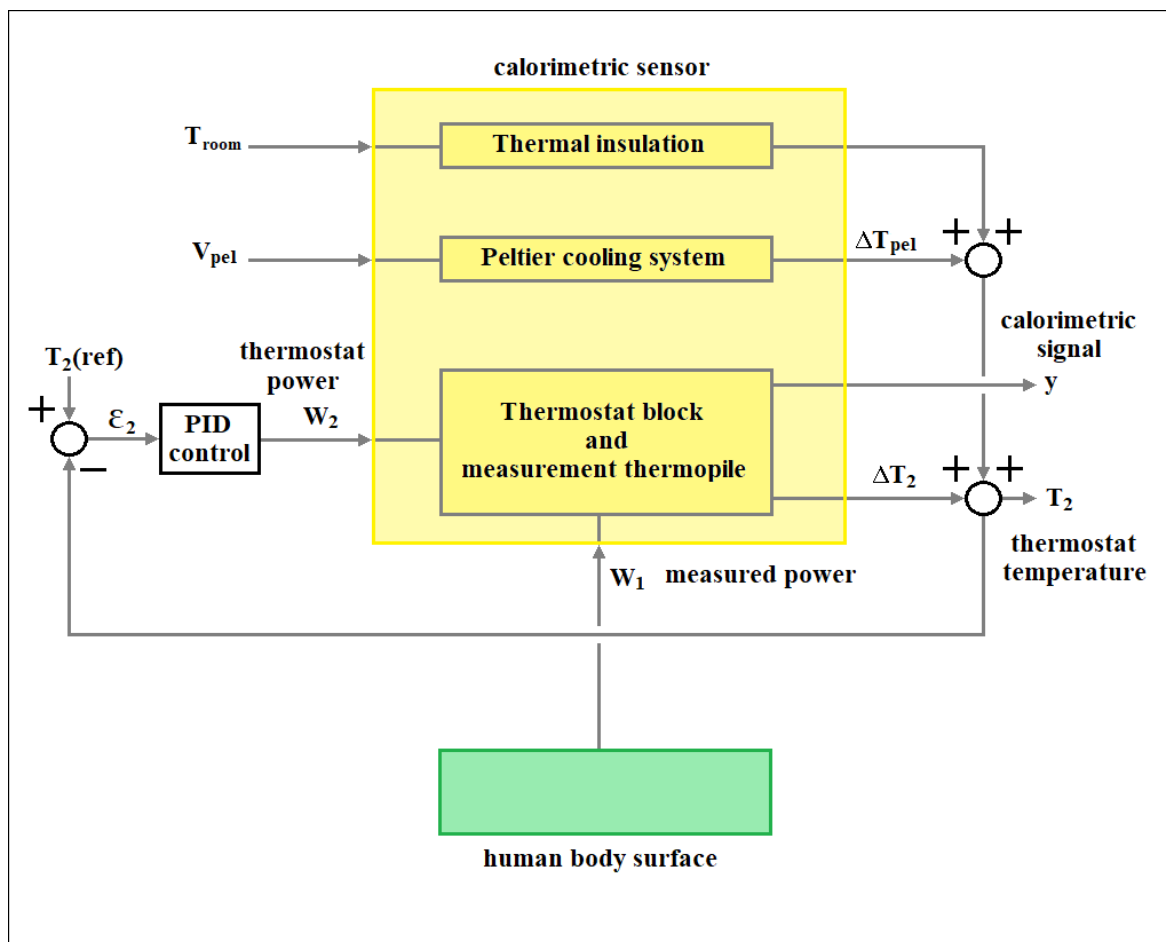


Figura 3.8. Esquema de funcionamiento del sensor, colocado en el cuerpo humano.

El termostato del sensor funciona por calentamiento, con un foco frío estacionario. Es decir, el sistema de enfriamiento produce un decremento de la temperatura por *efecto Peltier*. Este decremento de temperatura ΔT_{pel} depende de las propiedades de la termopila de enfriamiento, del disipador y del ventilador. Dado que el ventilador funciona siempre del mismo modo, el decremento de temperatura ΔT_{pel} depende directamente de la tensión de alimentación, V_{pel} . El termostato, por tanto, controla la temperatura únicamente mediante disipaciones controladas.

El decremento de temperatura ΔT_{pel} depende cuadráticamente de la tensión V_{pel} . Esta dependencia se identifica experimentalmente mediante una sencilla ecuación (3.1):

$$\Delta T_{pel} = a_0 + a_1 V + a_2 V^2 \quad (3.1)$$

Los coeficientes de la ecuación tienen el siguiente significado:

- El coeficiente a_1 es negativo, y representa el *efecto Peltier*: al aplicar una diferencia de tensión a la termopila, ésta produce un decremento de temperatura que es proporcional a dicha diferencia de tensión.
- El coeficiente a_2 , positivo, representa la disipación calorífica producida en la propia termopila a causa de la circulación de la corriente eléctrica. Esta disipación es proporcional al cuadrado de la tensión.
- El coeficiente a_0 , positivo, representa el incremento de temperatura producido por el ventilador, que es constante.

La temperatura del termostato se ve afectada por el decremento de temperatura ΔT_{pel} . No obstante, la temperatura del entorno también influye en el estado térmico del termostato, y su influencia depende del aislamiento térmico lateral del sensor. Considerando el incremento de temperatura que experimenta el termostato ΔT_2 a causa de la potencia disipada para controlar su temperatura, W_2 , la temperatura real del termostato vendrá dada por la siguiente expresión:

$$T_2 = T_{room} + \Delta T_{pel} + \Delta T_2 \quad (3.2)$$

Para conseguir que T_2 sea igual a la temperatura deseada, T_{2ref} , se utiliza un sistema de control PID (proporcional-integro-derivativo). En la figura 3.8 este bucle de control se sitúa en el exterior del sensor, dado que las operaciones son realizadas por el programa de control y adquisición de datos. El controlador determina la potencia W_2 que debe disipar la resistencia de calefacción para minimizar la diferencia entre la temperatura deseada y la real.

La diferencia entre la temperatura deseada y la real es el error \mathcal{E}_2 :

$$\mathcal{E}_2(t) = T_{2ref}(t) - T_2(t) \quad (3.3)$$

Y la ecuación del controlador es una función de dicho error:

$$W_2 = K_p \mathcal{E}_2(t) + K_i \int_0^t \mathcal{E}_2(t) \cdot dt + K_d \frac{d}{dt} \mathcal{E}_2(t) \quad (3.4)$$

Habiéndose determinado la potencia a disipar W_2 , se aplica un limitador de potencia. La potencia mínima a disipar es 0, y la potencia máxima es de unos 2W. Esta limitación es necesaria para evitar el sobrecalentamiento y la degradación de la resistencia de calefacción.

La señal calorimétrica $y(t)$ es el voltaje de la termopila de medida, que es proporcional a la diferencia de temperaturas en sus superficies. En la superficie interior, la temperatura está bien definida por el termostato, y tiene un valor T_2 . En la superficie exterior de la termopila, unida a la placa de medición de aluminio, se recibe o emite la disipación medida por el sensor, W_1 .

En el caso de la figura 3.8, esta disipación procede de la superficie del cuerpo humano. Sin embargo, la base de calibración está preparada para emitir disipaciones caloríficas controladas. Su diseño intenta reproducir un fenómeno de transferencia de calor parecido al que se da en la piel. En la figura 3.9 se representa un esquema análogo al de la figura 3.8. En este caso, la disipación medida por el sensor proviene de la base de calibración.

Como se comentó anteriormente, la base de calibración también dispone de un sistema de control de temperatura. El controlador utilizado para la base de calibración es un control PI (proporcional-integral). Este controlador tiene unas ecuaciones similares a las (3.3) y (3.4), con la diferencia de que no disponen de término derivativo.

$$\begin{aligned} \varepsilon_1(t) &= T_{1ref}(t) - T_1(t) \\ W_1 &= K_p \varepsilon_1(t) + K_i \int_0^t \varepsilon_1(t) \cdot dt \end{aligned} \quad (3.5)$$

Esta base permite emitir disipaciones controladas y conocidas para ser medidas por el sensor. También permite realizar medidas con control de temperatura. Estas medidas resultan útiles de cara a simular la homeostasis cutánea.

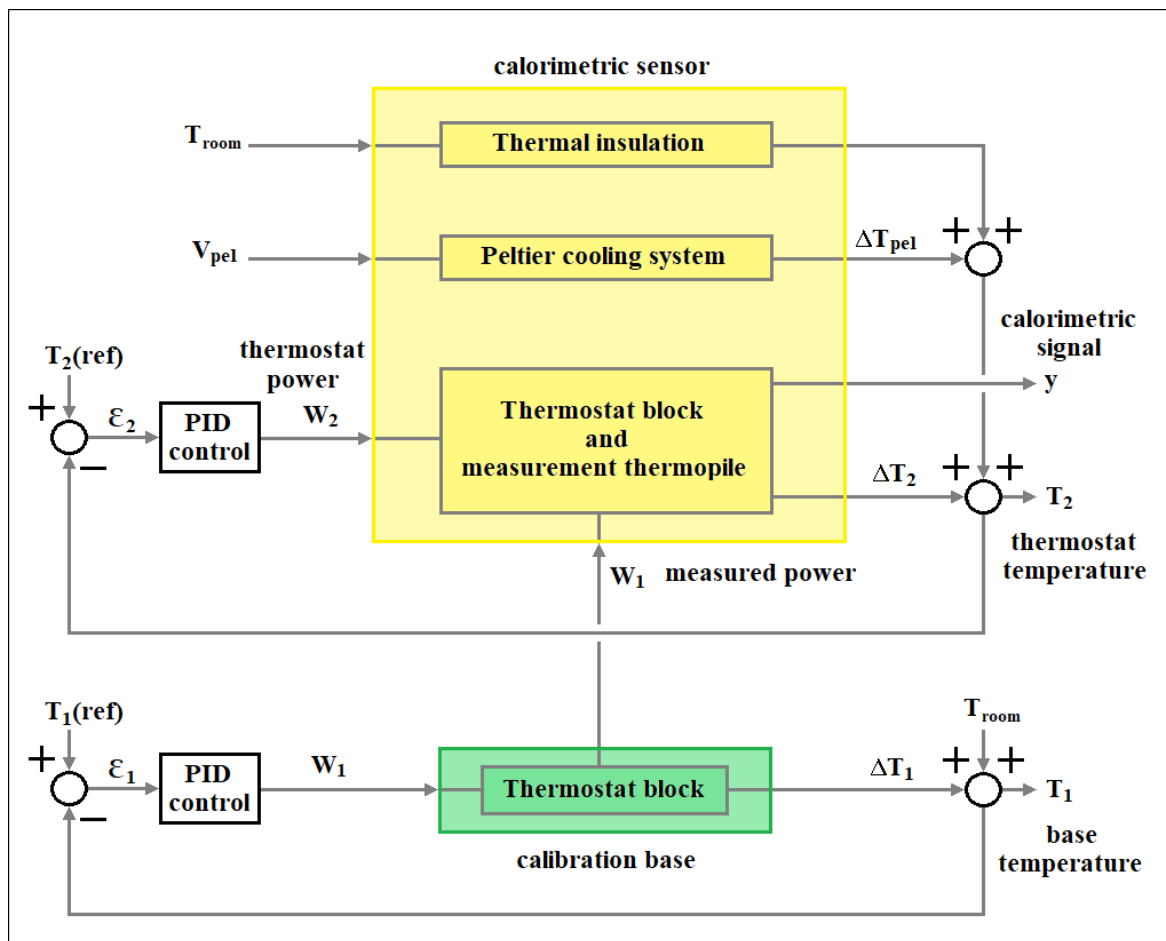


Figura 3.9. Esquema de funcionamiento del sensor calorimétrico, colocado en la base de calibración.

Finalmente, la relación entre entradas y salidas está definida por el modelo calorimétrico. Se han desarrollado varios modelos, que se explicarán en el capítulo 4.

3.2.2. SISTEMA DE CONTROL DE TEMPERATURA

El control de temperatura se realiza con los sistemas de enfriamiento y de calentamiento.

Sistema de enfriamiento. El sistema de enfriamiento está constituido por la termopila de enfriamiento, el ventilador y el disipador de aluminio. El funcionamiento del sistema se modela con una ecuación cuadrática (3.1). Para caracterizar los coeficientes de dicha ecuación, se realiza una identificación experimental: con el ventilador operando a su tensión nominal y los controladores de la base y del termostato desactivados, se aplican tensiones constantes a la termopila de enfriamiento y se mide la temperatura del termostato (T_2).

A continuación, se expone un ejemplo de identificación. En la medida mostrada en la figura 3.10, se aplican voltajes de 0.4, 0.8, 1.2, 1.6, 2.0, 2.4 y 0.4 V a la termopila de enfriamiento de los dos sensores (sensor 1: S1 y sensor 2: S2), con un periodo de muestreo de un segundo. En total, se programan 8 bloques, cada uno con una duración de 900 segundos (15 minutos).

El bloque correspondiente a la primera tensión de enfriamiento (0.4V) se repite al final para disponer de una referencia con la que corregir la línea de base. Esta medida se realizó para una temperatura del entorno de aproximadamente $T_{room} \approx 26$ °C.

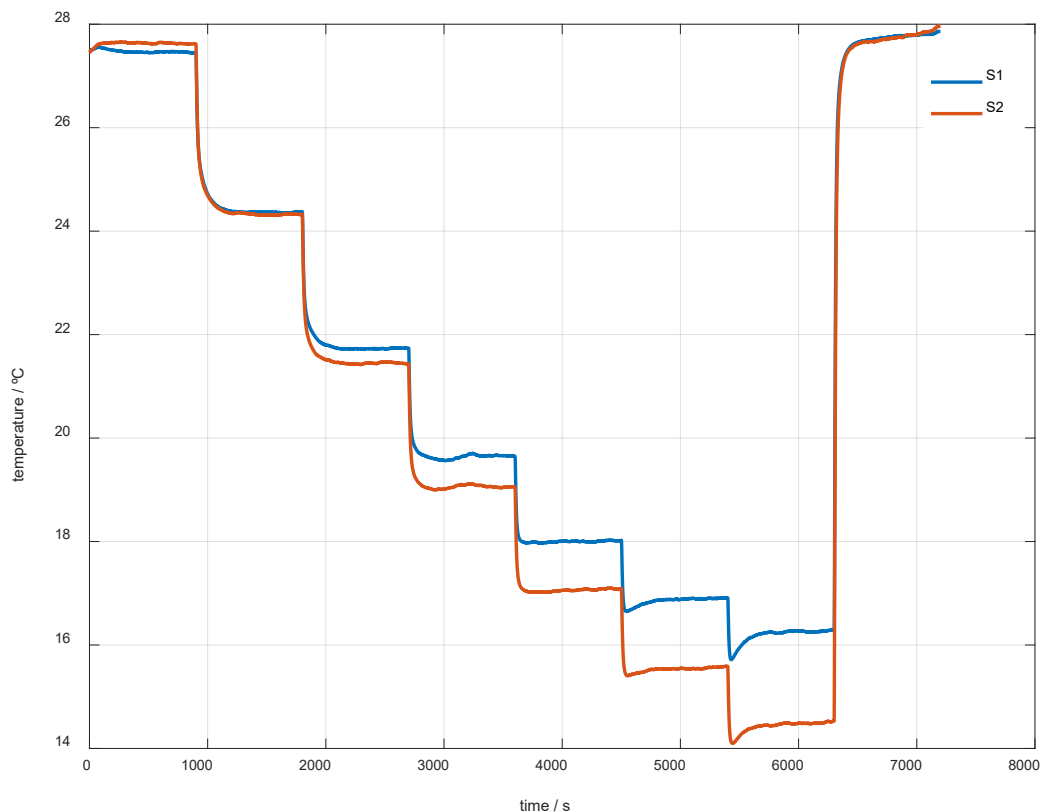


Figura 3.10. Curvas de temperatura de calibración Peltier para cada sensor (S1, S2).

Como puede verse, el funcionamiento de los dos sensores no es idéntico. En el sensor 2 se logra una mayor reducción de la temperatura del termostato que con el sensor 1. Esto puede estar relacionado con la propia configuración de los termostatos, el sensor 1 dispone de un termostato partido, y el sensor 2 dispone de un termostato de una pieza.

Es posible que el sistema de enfriamiento del sensor 1 sea menos efectivo para enfriar la mitad inferior del termostato que el sensor 2.

Con un sencillo ajuste cuadrático entre los valores medios de ΔT_{pel} y de T_2 (mostrados en la tabla 3.3) se realiza la identificación de los coeficientes de la ecuación de enfriamiento para cada uno de los sensores.

Tabla 3.3. Resultados de la calibración del sistema de enfriamiento.

V_{pel} (V)		0.0	0.4	0.8	1.2	1.6	2.0	2.4
T_2 S1		27.62	24.37	21.74	19.64	18.02	16.91	16.30
T_2 S2		27.45	24.32	21.43	19.06	17.09	15.59	14.53

A continuación, en la figura 3.11 se muestra el ajuste de la curva de enfriamiento para el sensor 1. Los puntos azules se corresponden con los datos experimentales y la curva roja es el resultado de la ecuación de enfriamiento. En relación con el sensor 2, el ajuste es muy similar y los coeficientes de la ecuación difieren ligeramente.

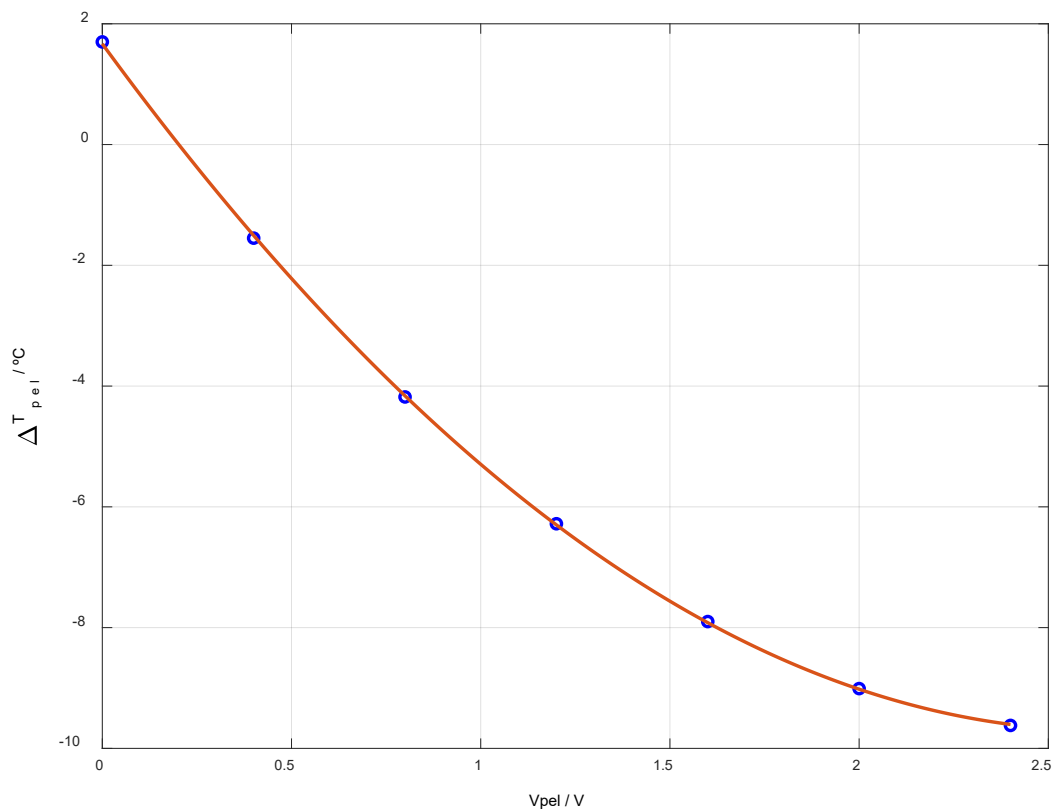


Figura 3.11. Ajuste de la curva de enfriamiento para el sensor 1.

Las curvas obtenidas mediante el ajuste son las siguientes (3.6):

$$\begin{aligned}
 \text{Sensor 1} \quad \Delta T_{pel, S1} &= \boxed{1.7 - 9.2V + 1.0V^2} \\
 \text{Sensor 2} \quad \Delta T_{pel, S2} &= \boxed{1.5 - 9.7V + 1.2V^2}
 \end{aligned}
 \tag{3.6}$$

Sistema de calentamiento. Conocidas las curvas de enfriamiento de cada sensor, se puede controlar el decremento de la temperatura producido por los sistemas de enfriamiento de los sensores. De este modo el termostato dispone de un foco frío. Durante el transcurso de las medidas, este decremento de temperatura suele permanecer constante.

Como se explicó anteriormente, el sistema de calentamiento consiste en controladores PID para los sensores calorimétricos y controladores PI para las bases de calibración. El controlador PID de los sensores fue sustituido por un controlador PI en octubre de 2019.

Los parámetros de estos controladores se determinan mediante el segundo método de *Ziegler – Nichols* [131, 132, 133, 134]. Este método es idóneo para la obtención de los parámetros del controlador a partir de la respuesta en estado estacionario, siempre y cuando se trate de un sistema de orden superior al primero (3.7).

$$\begin{aligned}
 PID_{control} &= K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \\
 PI_{control} &= K_p \left(1 + \frac{1}{T_i s} \right)
 \end{aligned}
 \tag{3.7}$$

El segundo método de *Ziegler – Nichols* consiste en aplicar un control proporcional, habiendo fijado previamente $T_i = \infty$ y $T_d = 0$ (si procede). En el experimento, el valor de K_p ha de incrementarse desde 0 hasta un valor denominado crítico, en el cual el sistema empieza a desarrollar una oscilación continua. Cuando se alcanza este estado, se pueden obtener los parámetros del controlador, que son una función de los valores críticos de proporcionalidad y periodo K_{cr} y P_{cr} . El valor mínimo de K_p en el que se da la oscilación mantenida es K_{cr} , y el periodo de dicha oscilación es P_{cr} . El controlador opera directamente sobre el error \mathcal{E} , que es la diferencia entre la temperatura real y la programada.

Como ejemplo de calibración de los controladores se expone la identificación del controlador de los sensores calorimétricos con un periodo de muestreo de un segundo. Las demás calibraciones se realizan de forma idéntica. Parte de los trabajos realizados en esta tesis doctoral se han realizado con un periodo de muestreo de un segundo y parte se han realizado con un periodo de muestreo de medio segundo.

Para realizar la identificación, se programan varias pruebas en las que la temperatura es controlada de forma proporcional. La programación de la prueba consiste en bloques de 150 segundos sin ningún tipo de control seguidos de 450 segundos con un control proporcional, siendo la temperatura programada 25 °C. La tensión de la termopila de enfriamiento se mantiene constante en un valor $V_{pel} = 1V$, lo que implica un decremento de la temperatura de unos 5 °C. Los valores de K_p programados en la primera prueba, mostrada en la figura 3.12, son los siguientes: $K_p = 1.3, 1.4, 1.5, 1.6, 1.7, 1.8, 1.9$ y 2.0 .

Como puede verse en la figura 3.12, el sensor 1 (color azul) comienza a presentar una oscilación mantenida a partir de un valor de K_p superior a **1.4**. Y el sensor 2 (color rojo), comienza a desarrollar el mismo fenómeno para un valor de K_p superior a **1.9**.

Dado que el método de *Ziegler – Nichols* toma como valores críticos los mínimos en los que comienza la oscilación mantenida, es necesario realizar una segunda prueba experimental con el objetivo de identificar estos valores críticos con mayor precisión.

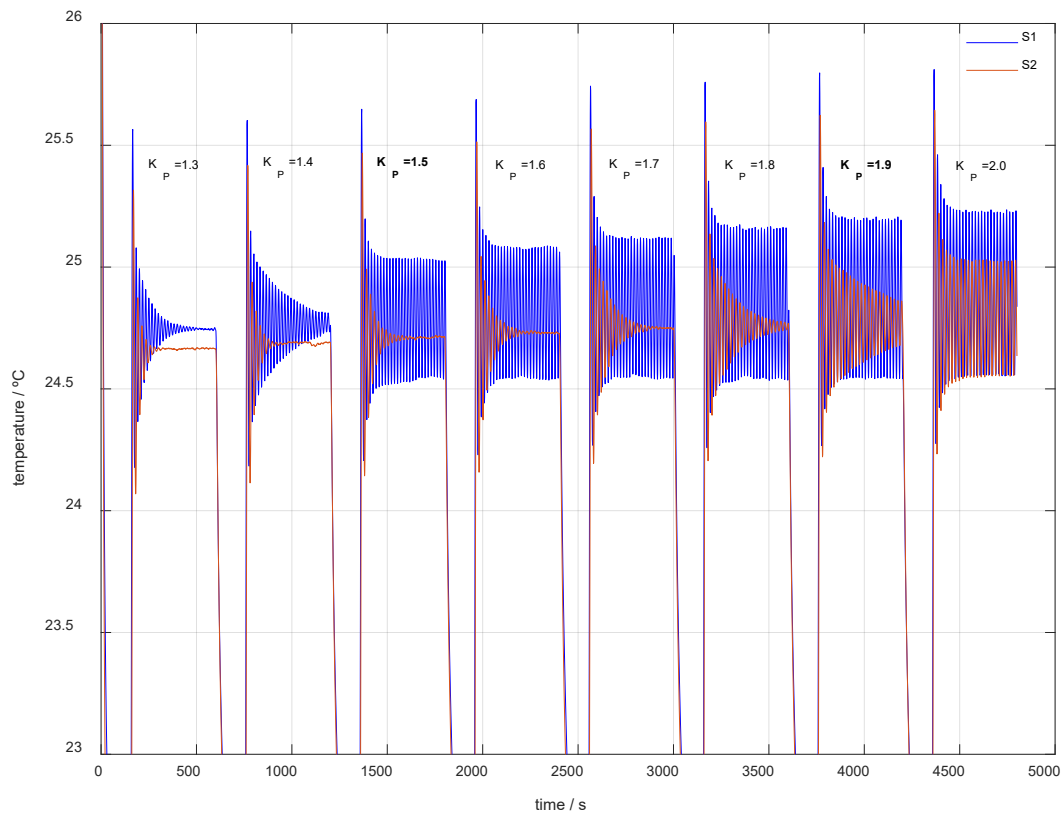


Figura 3.12. Primera medida de identificación del controlador, $K_p = 1.3:0.1:2.0$.

Esta segunda prueba experimental es similar a la anterior y se muestra en la figura 3.13. Para cada sensor, se aplican unos valores de K_p más específicos. Para el sensor 1 los valores de K_p son de 1.42, 1.44, 1.46 y 1.48 y para el sensor 2, los valores son de 1.92, 1.94, 1.96 y 1.98.

Observando la figura 3.13, la oscilación mantenida en el sensor 1 comienza para $K_p = 1.46$ (en la primera medida, el valor crítico sería 1.50), y tiene un periodo de 16 segundos. En cuanto al sensor 2, la oscilación mantenida comienza en $K_p = 1.92$ (en la primera medida, el valor crítico sería 2.00) y tiene un periodo de 20 segundos. Podrían realizarse más medidas para identificar con precisión más cifras, pero se considera que con la décima es suficiente.

Obtenidos los valores críticos, se calculan los parámetros de los controladores PID de los sensores, utilizando las expresiones propuestas por *Ziegler – Nichols*, mostradas en la tabla 3.4. Este método resulta muy versátil para nuestra aplicación.

Tabla 3.4. Expresiones de *Ziegler – Nichols*, segundo método.

Controlador	K_p	T_i	T_d
P	$0.500 K_{cr}$	∞	0
PI	$0.450 K_{cr}$	$0.833 P_{cr}$	0
PID	$0.600 K_{cr}$	$0.500 P_{cr}$	$0.125 P_{cr}$

Las funciones de transferencia de los controladores son, por tanto, las siguientes:

$$S1: \Delta W_2(s) = \left(0.876 + \frac{0.110}{s} + 1.752s \right) E(s)$$

$$S2: \Delta W_2(s) = \left(1.152 + \frac{0.115}{s} + 2.880s \right) E(s)$$
(3.8)

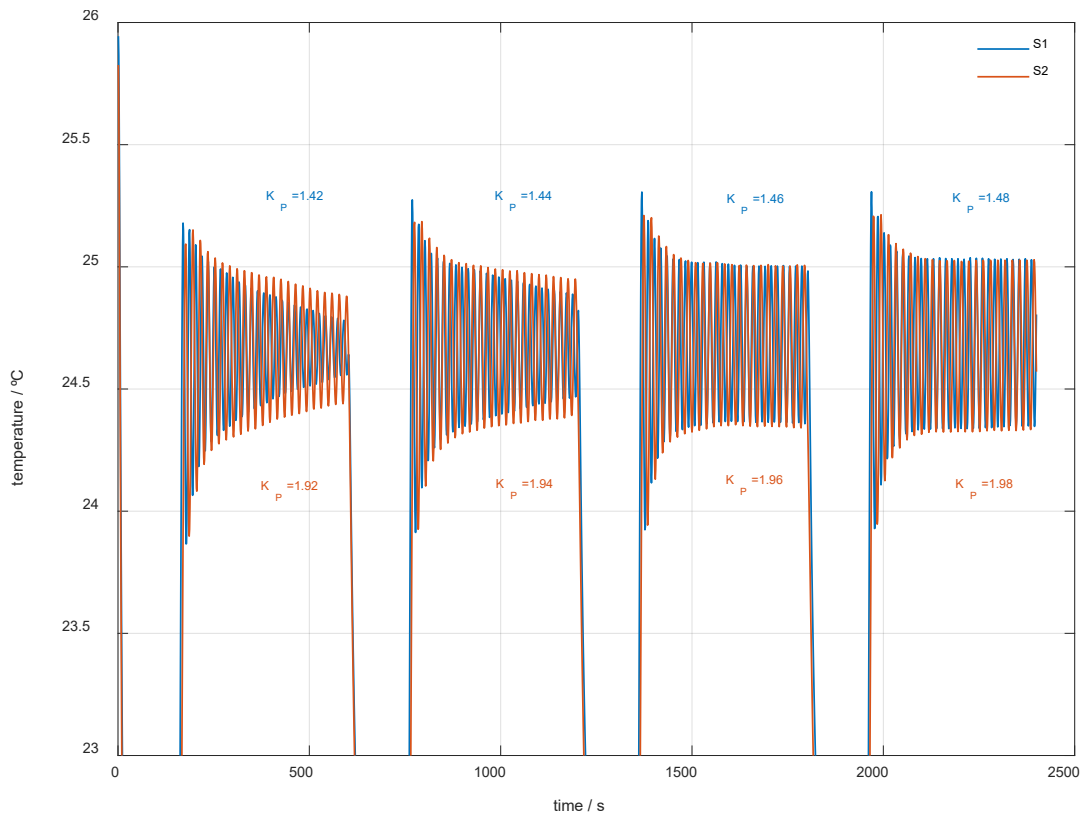


Figura 3.13. Segunda medida de identificación, $K_p = (1.42: 0.02: 1.48)$, $(1.92: 0.02: 1.98)$.

De este modo los controladores quedan definidos, y, conocida la curva de enfriamiento, el sistema de control de temperatura está completo.

A continuación se muestra un ejemplo del funcionamiento del sistema de control de temperatura de los sensores en la figura 3.14. El controlador utilizado es el PID con periodo de muestro de un segundo. En la prueba experimental representada en la figura 3.14, se programa el termostato del sensor para que su temperatura sea de 24, 26 y 28 °C durante 300 segundos (gráfica superior de la figura 3.14). En la gráfica inferior de la misma figura se muestra una ampliación de la estabilización térmica de 24 a 26 °C, definida por el rectángulo verde de la gráfica superior. Puede observarse una buena convergencia del sistema al régimen estacionario. El tiempo de establecimiento, para un error de ± 5 mK (estacionario), y un incremento de la temperatura del termostato de 2K, es ligeramente inferior a dos minutos (91 segundos para el sensor 1 y 104 segundos para el sensor 2), como se aprecia en la segunda gráfica de la figura 3.14. Por otra parte, la magnitud de la sobreoscilación y su duración, es del 26% y 15 segundos para el sensor 1 y 25% y 19 segundos para el sensor 2.

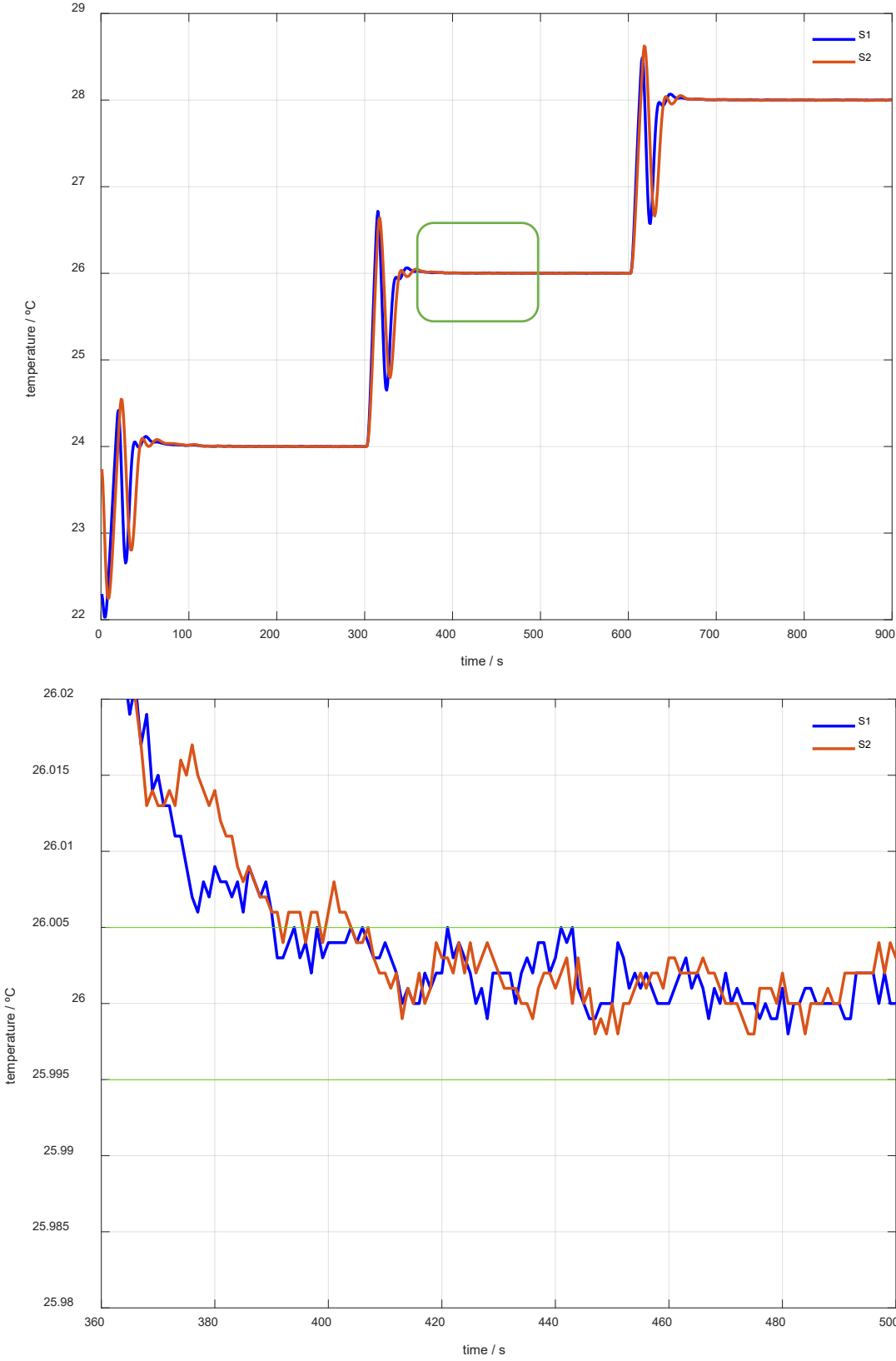


Figura 3.14. Prueba del sistema de control de temperatura calibrado con el segundo método de Ziegler – Nichols, y ampliación de la estabilización térmica de 24 a 26 °C.

Los controladores de la base de calibración se identifican con el mismo método. Como se comentó anteriormente, en octubre del año 2019 se realizó un cambio en el sistema y se redujo el periodo de muestreo de 1 a 0.5 segundos. Aunque esto implica un gasto computacional mayor, la estabilidad general del sistema mejoró. En la tabla 3.5 se muestran los controladores utilizados. Si bien la base de calibración respondió de forma positiva al cambio de periodo de muestreo sin tener que recalibrar el controlador, el sensor 1 (único disponible para entonces) requirió de una recalibración. Tras varios experimentos de diversa índole se encontró como solución óptima la utilización de un controlador PI para el sensor, en vez de utilizar un PID.

Tabla 3.5. Controladores utilizados.

Controlador	Tipo de controlador	Periodo de muestreo	K_p WK^{-1}	K_i $WK^{-1}s^{-1}$	K_d $WK^{-1}s$
sensor 1	PID	1	0.876	0.110	1.752
sensor 2	PID	1	1.152	0.115	2.880
sensor 1	PI	0.5	0.600	0.080	0
base 1	PI	1 y 0.5	0.130	0.024	0
base 2	PI	1 y 0.5	0.130	0.024	0

En la figura 3.15 se muestra una prueba de funcionamiento del controlador PI de la base 2 (receptáculo de la base correspondiente al sensor 2). El tiempo de establecimiento, para un error de ± 5 mK y un incremento de temperatura de 2K, es de 96 segundos, y la sobreoscilación es del 50% con una duración de 15 segundos.

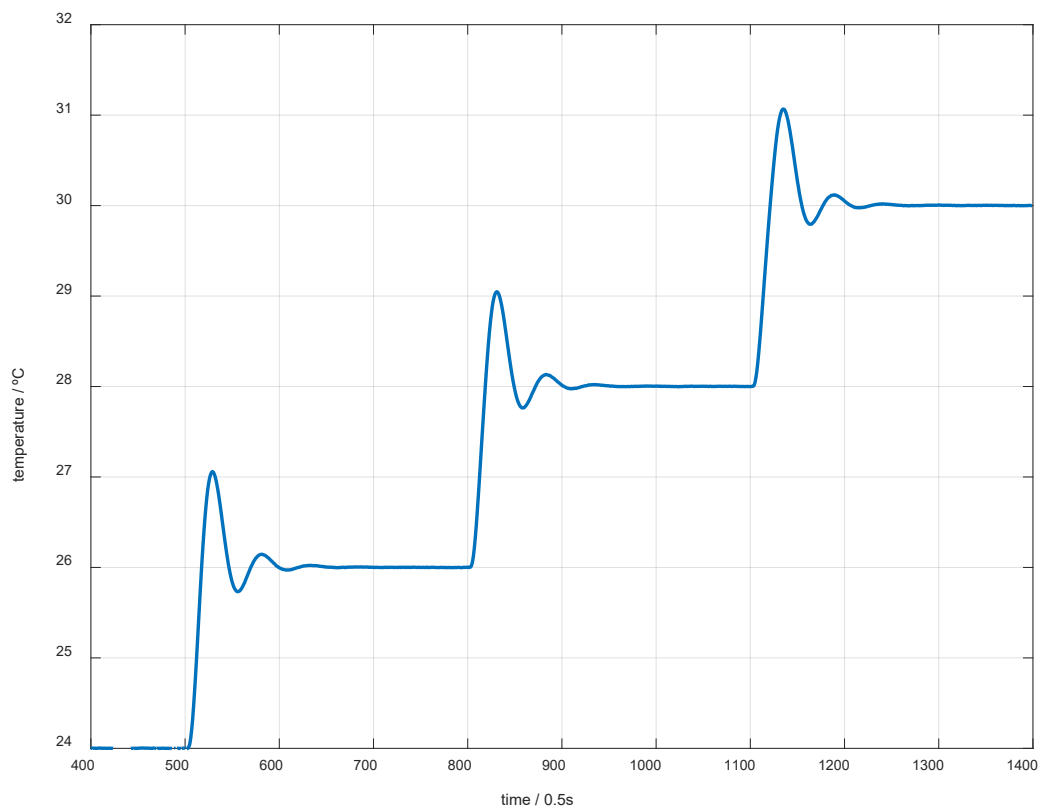


Figura 3.15. Prueba del sistema de control de temperatura de la base de calibración 2.

3.3. OPERACIÓN DEL SISTEMA

En este apartado se expone la estructura del bucle de medida y control y la programación utilizada para controlar el dispositivo. Para el tratamiento de las señales se utilizan diversos códigos generalmente escritos en MatLab, pero para la programación de la medida y del control de temperatura se utiliza programación en C++. Este lenguaje es idóneo para evitar problemas con el periodo de muestreo dado su alto nivel de prioridad en el sistema.

3.3.1. DATOS DE ENTRADA

Los datos de entrada de cada medida se especifican en un sencillo fichero de texto plano con formato .txt contenido en la misma carpeta que el programa ejecutable .exe. Los datos de entrada son los siguientes:

- Nombre del fichero.
- Periodo de muestreo (actualmente 0.5 segundos).
- Número de bloques (partes en las que se divide la medida). En cada bloque se puede programar el comportamiento de cada sensor de forma independiente, mediante el ajuste de los siguientes parámetros:
 - El número de puntos del bloque, n_p (cada punto es medio segundo).
 - La tensión de la termopila de enfriamiento V_{pel} .
 - La potencia disipada en la base de calibración, W_1 , inicial y final.
 - La potencia disipada en el termostato del sensor, W_2 , inicial y final.
 - La temperatura del termostato del sensor, T_1 , inicial y final.
 - La temperatura del termostato de la base de calibración, T_2 , inicial y final.
- En el mismo fichero, se especifican los valores de los parámetros de los controladores de temperatura de cada sensor y de cada receptáculo de la base de calibración. Nótese que tanto los sensores como los receptáculos de la base de calibración están preparados para ser operados por control de potencia o por control de temperatura.
 - Cuando se programa un control de potencia, se especifica el valor de la disipación calorífica para que la fuente de alimentación envíe la potencia programada.
 - Cuando se programa un control de temperatura, el programa de control y medida calcula en cada punto la potencia que debe disipar en el elemento para alcanzar la temperatura deseada, según lo explicado en el apartado anterior.
 - El control de temperatura permite programar un valor concreto y estacionario (temperatura inicial T_{ia} y final T_{ib} iguales), y también permite programar una variación lineal de la temperatura (la temperatura pasa de T_{ia} a T_{ib} en n_p puntos) a una velocidad de calentamiento o enfriamiento de $\Delta T / n_p = (T_{ib} - T_{ia}) / n_p$.

3.3.2. ALGORITMO DE CONTROL Y MEDIDA

En la figura 3.16 se muestra el algoritmo que representa el programa de control y medida de los sensores. Este programa ha sufrido cambios a lo largo de la tesis doctoral, con el objetivo de adaptarse a las necesidades de la investigación. Más adelante, se describen el algoritmo enfatizando en sus partes (*inicialización, medición, y finalización de la medida*).

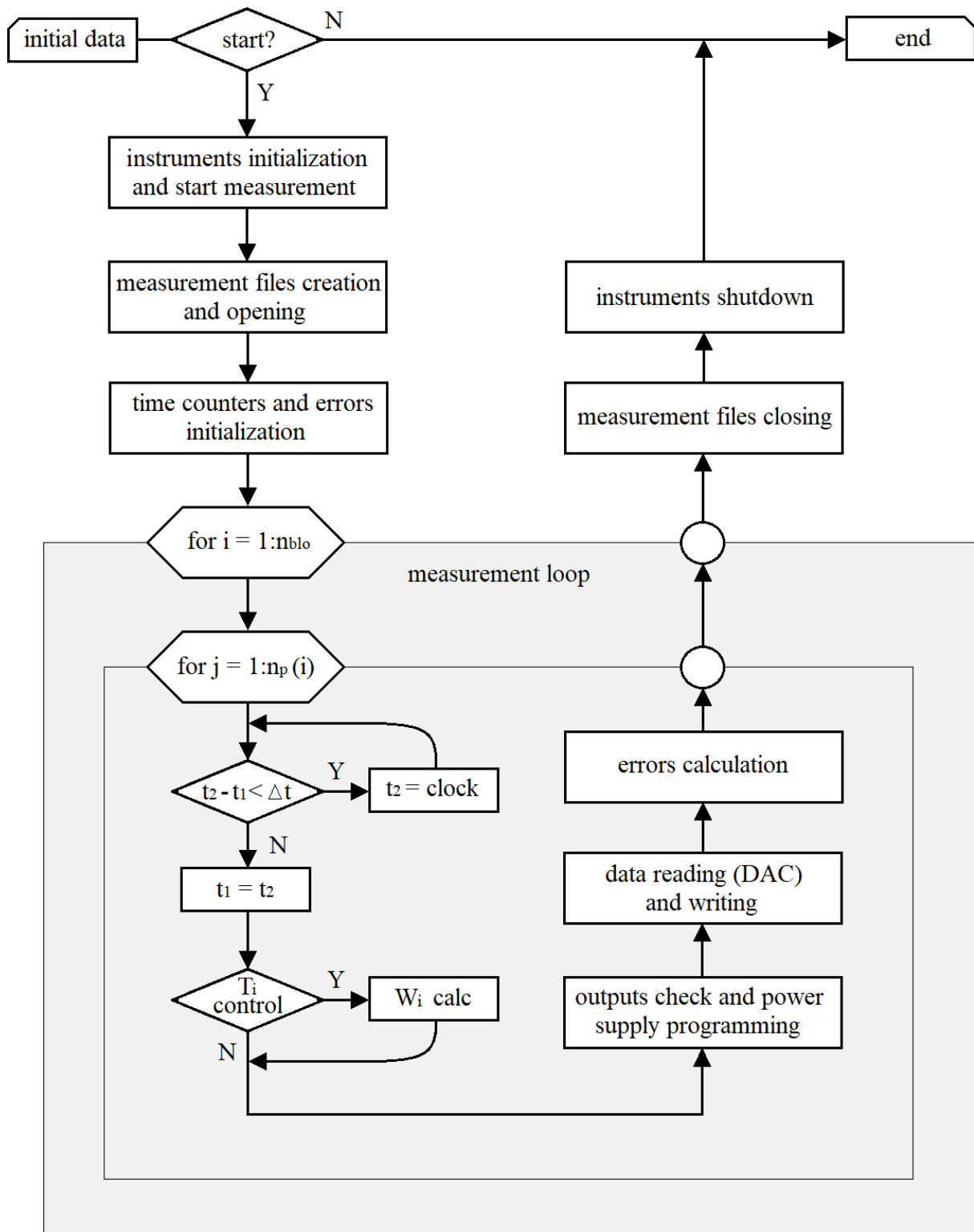


Figura 3.16. Esquema del algoritmo de medida y control.

Inicialización. Al ejecutar el programa, éste declara las variables de trabajo y lee los datos de entrada, que se muestran en pantalla para su revisión, tras la cual se pulsa una tecla que reanuda el proceso. Entonces, el programa accede a los dispositivos a través de la red GPIB y declara su denominación, y luego da instrucciones a cada fuente y a la unidad de adquisición de datos. A continuación, se definen los datos iniciales de los controles de temperatura (las resistencias de calefacción, los límites de potencia y la inicialización de los errores). También se genera el archivo de resultados de medida, en el que se escribe en cada instante. La escritura en tiempo real resulta conveniente para conservar bloques útiles en caso de fallo. Los errores suelen consistir en saturaciones en el control de temperatura o fallos en el suministro eléctrico.

Medición. Una vez realizado lo anterior, comienza el bucle de medición, representado en la figura 3.16 por el recuadro sombreado. El bucle contiene dos lazos anidados. El lazo exterior ($i = 1: n_{blo}$) se corresponde con cada bloque, y el interior ($j = 1: n_p$) con los puntos de cada bloque. En el lazo interior, el primer condicional actúa como controlador del periodo de muestreo, y su funcionamiento se basa en el acceso al propio contador temporal del equipo empleado para realizar las medidas. Una vez el código temporal se define, el programa comprueba si debe realizar el control de temperatura o no. En caso de ejecutar el control de temperatura, el programa calcula las potencias que debe suministrar, a partir de los errores ε_i del periodo anterior y aplicando las limitaciones de potencia. Comprobadas las salidas, y programadas en las fuentes, se realiza la lectura de datos en el periodo actual, y se imprimen los resultados en pantalla y en el fichero de resultados. También se calculan y almacenan los errores del próximo periodo. El bucle se repite cada periodo de muestreo hasta el final del bloque, y a continuación, comienza el siguiente bloque. El programa da una alarma al inicio y final de cada bloque. Esta característica es idónea cuando deben realizarse medidas consecutivas en el cuerpo humano.

Finalización de la medida. Una vez el bucle de medida ha terminado, comienza la finalización del programa de medida y control. Para ello, el programa en primer lugar cierra el fichero de resultados. Posteriormente pone las fuentes a cero y cierra los dispositivos. Concluidas estas tareas, el programa se cierra. La finalización del programa puede suceder de dos formas. La primera es cuando se finalizan todos los bloques, y es automática. La segunda opción implica que el programador decide terminar con la medida, pulsando para ello una tecla definida.

3.4. CONCLUSIONES

Se han construido dos sensores calorimétricos que permitirán hacer medidas cruzadas. Cada sensor está constituido por una termopila de medida y un termostato adosado en su cara fría. La cara caliente de la termopila se aplica sobre la piel a través de una placa de aluminio de 1 mm de espesor. La configuración del sensor y su aislamiento térmico proporciona, en estado estacionario, una oscilación de la señal calorimétrica menor de 0.2 mV y menor de 5 mK en la temperatura del termostato cuando ésta se programa constante. La instrumentación y el algoritmo de adquisición y control, con un periodo de muestreo de 0.5 s, resultan idóneos y eficaces para el funcionamiento del sensor.

Capítulo 4

MODELOS CALORIMÉTRICOS E IDENTIFICACIÓN

En este capítulo se describen los modelos calorimétricos utilizados en la Tesis Doctoral. Estos modelos definen el comportamiento físico del sensor. Se han desarrollado varios modelos, algunos empíricos y otros analíticos. Los empíricos son modelos MIMO (multiple input – multiple output) tipo caja negra. Los analíticos también son modelos MIMO, pero en este caso el sistema de ecuaciones se construye aplicando un balance de energía a los dominios considerados, y los parámetros del modelo tienen significado físico. El capítulo comienza con una presentación de los modelos y a continuación, se describe cada uno y sus características.

4.1. MODELOS DESARROLLADOS

A continuación, se presentan los modelos desarrollados en la Tesis Doctoral:

- *Modelo 4FT*. Desde el inicio, se ha usado un modelo empírico de cuatro FT_i . Este modelo relaciona dos entradas (las potencias del termostato y del cuerpo humano, W_1 y W_2) y dos salidas (la temperatura del termostato del sensor, T_2 y la señal calorimétrica, y).
- *Modelo 12FT*. Entre noviembre de 2018 y enero de 2019 se desarrolló un modelo empírico de 12 funciones de transferencia, cuyo objetivo fue el estudio de la dinámica del sensor a partir del momento en el que se enciende el sistema. Este modelo considera cuatro entradas: dos correspondientes al sistema de enfriamiento V_{pel} y V_{pel}^2 , y otras dos correspondientes a las potencias del termostato del sensor y del cuerpo humano W_1 y W_2 . Las salidas del modelo son tres: la temperatura de la base de calibración, T_1 , la temperatura del termostato del sensor, T_2 y la señal calorimétrica, y .
- *Modelo RC*. Entre enero y julio de 2019 se construyó un modelo mixto que procede de la relación entre el *modelo 4FT* con un modelo analítico “a constantes localizadas” de dos cuerpos. Las entradas y las salidas de ambos modelos son las mismas.
- *Modelo RC compensado o modelo RCB*. A partir de noviembre de 2019, se incorporó al modelo anterior una nueva variable que representa el incremento de la temperatura del entorno, que se denomina ΔT_0 . Este nuevo planteamiento del modelo analítico RC de dos cuerpos tiene como objetivo la evaluación de la capacidad calorífica que representa el dominio donde se produce la disipación W_1 . La variable ΔT_0 permite tener en cuenta los cambios que se producen en la temperatura que rodea al sensor cuando el dispositivo se coloca sobre la piel. La incorporación de esta variable reduce el tiempo de medida dado que no se requiere línea de base final.

4.2. MODELO 4FT

El modelo de 4FT (funciones de transferencia) tiene un origen previo al inicio de la tesis doctoral. Es el modelo empírico más utilizado hasta la fecha dada su robustez, sencillez y versatilidad. Este modelo calorimétrico es la referencia básica para el resto de modelos.

4.2.1. DESCRIPCIÓN DEL MODELO

Este modelo considera el sensor como un sistema lineal MIMO (múltiple input múltiple output) de dos entradas y dos salidas. Las entradas son la potencia W_2 disipada en el termostato y determinada por el controlador de temperatura; y el flujo de calor medido por el sensor, W_1 (procedente del cuerpo humano o de la base de calibración). Este flujo de calor se transmite por conducción entre la superficie de medición y el termostato, a través de la termopila de medición. Las salidas son la señal calorimétrica, y , proporcionada por la termopila de medición; y la variación de temperatura del termostato del sensor, T_2 . La relación entre las variables se define con cuatro funciones de transferencia en el dominio *Laplace*:

$$\begin{pmatrix} FT_1(s) & FT_2(s) \\ FT_3(s) & FT_4(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta W_1(s) \\ \Delta W_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta Y(s) \\ \Delta T_2(s) \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

Se trata de un sistema de ecuaciones diferenciales lineales de coeficientes constantes, fácilmente operable en el espacio de *Laplace*. Este solo tiene sentido si se considera como *LTI* (linear time invariant). Los registros temporales de las medidas realizadas con el sensor parten de un estado estacionario por lo que, al realizar la corrección de las líneas de base, los valores iniciales de las señales y sus derivadas son cero. En cuanto a los coeficientes del modelo, éstos se relacionan con las propiedades térmicas de los elementos que lo constituyen (capacidades caloríficas y conductividades térmicas). Aunque estas propiedades varían en función de la temperatura, el rango de funcionamiento del sensor permite no considerar esos efectos.

Las FT_i están formuladas con una notación basada en la definición de constante de tiempo, en virtud del interés que tiene el tiempo de respuesta del sistema. Esto tiene la ventaja de permitir una fácil identificación de las sensibilidades K_i , lo que simplifica la calibración. Esta formulación es la siguiente, siendo τ_i la constante de tiempo, τ_i^* la opuesta de la inversa del cero y K_i la sensibilidad o respuesta estacionaria a un escalón unitario (señal *Heaviside*):

$$FT_i(s) = K_i \frac{\prod_{i=1}^M (1 + s\tau_i^*)}{\prod_{i=1}^N (1 + s\tau_i)} \quad \tau_i = -\frac{1}{s_i} \quad \tau_i^* = -\frac{1}{s_i^*} \quad (4.2)$$

En cuanto a la forma de las funciones de transferencia, la relación señal/ruido de las medidas experimentales no permiten identificar más de dos polos. Por esta razón, cada función de transferencia FT_i viene dada por la siguiente expresión:

$$FT_i(s) = K_i \frac{(1 + s\tau_i^*)}{(1 + s\tau_1)(1 + s\tau_2)} \quad (4.3)$$

4.2.2. CONSIDERACIONES EXPERIMENTALES

La identificación de los parámetros del modelo se corresponde con la calibración del instrumento. Considerando las expresiones anteriores (4.1 y 4.3), el total de parámetros a determinar es 16. En la práctica, se realiza una serie de consideraciones que simplifican el proceso significativamente. Realizadas estas simplificaciones, se programa una medida de calibración, y posteriormente se aplica un algoritmo que identifica dichos parámetros. De esta forma, queda identificado el modelo y, por tanto, calibrado el instrumento.

En el caso general, la identificación implica determinar 4 parámetros para cada función de transferencia (las constantes de tiempo τ_1 y τ_2 , la opuesta de la inversa del cero τ_i^* , la sensibilidad K_i), en total 16 parámetros. Las simplificaciones realizadas, previas a la identificación, son las siguientes:

- *Constantes de tiempo.* En virtud de los modelos de constantes localizadas ampliamente utilizado en los calorímetros de conducción de calor [15, 135, 136], se consideran los mismos dos polos para todas las funciones de transferencia. Los resultados experimentales obtenidos en la identificación de este modelo confirman la validez de esta hipótesis. De esta forma, se reduce el número de parámetros de 16 a 10.
- *Determinación de las sensibilidades.* Utilizando el teorema del valor final, se puede obtener la forma del sistema en régimen estacionario para una entrada escalón. A partir de dicha expresión (4.4), las sensibilidades se hallan directamente a partir de los diferentes estados estacionarios; por lo que estos parámetros no son considerados en el algoritmo de identificación.

$$\begin{pmatrix} K_1(s) & K_2(s) \\ K_3(s) & K_4(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta W_1(s) \\ \Delta W_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta Y(s) \\ \Delta T_2(s) \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

4.2.3. MEDIDA DE CALIBRACIÓN

El método resultante implica, en primer lugar, una identificación de las sensibilidades. Posteriormente, se ejecuta algoritmo que identifica 6 parámetros: las dos constantes de tiempo τ_1 y τ_2 y las cuatro inversas de las opuestas de los ceros τ_1^* , τ_2^* , τ_3^* y τ_4^* .

Para determinar el modelo y, por ende, completar la calibración del instrumento, se realiza una *medida de calibración*. Esta medida está diseñada para facilitar la determinación de cada parámetro mediante un adecuado control de las señales. La figura 4.1 muestra una medida de calibración del modelo, que se realiza de la siguiente manera:

- En primer lugar, la temperatura del termostato del sensor se establece en $T_2 = 28$ °C, y se mantiene así hasta que se alcanza el estado estacionario (zona *a* en la figura 4.1).
- Posteriormente, se programa un salto de 6 K en la temperatura del termostato, y se mantiene así ($T_2 = 34$ °C) hasta que el sensor alcanza nuevamente el estado estacionario (zona *b* en la figura 4.1).

- En el intervalo de tiempo definido por la zona *b*, la resistencia de calefacción situada en la base de calibración produce una disipación *Joule* de 0.3 W ($W_1 = 0.3$) hasta que se alcanza el estado estacionario (zona *c* en la figura 4.1).
- A continuación, finaliza la disipación y, las señales se estabilizan y vuelven al estado estacionario para la temperatura del termostato $T_2 = 34$ °C (zona *d* en la figura 4.1, similar a la zona *b*).
- Finalmente, se vuelve a programar la temperatura inicial del termostato, $T_2 = 28$ °C (zona *e* en la figura 4.1, similar a la zona *a*).

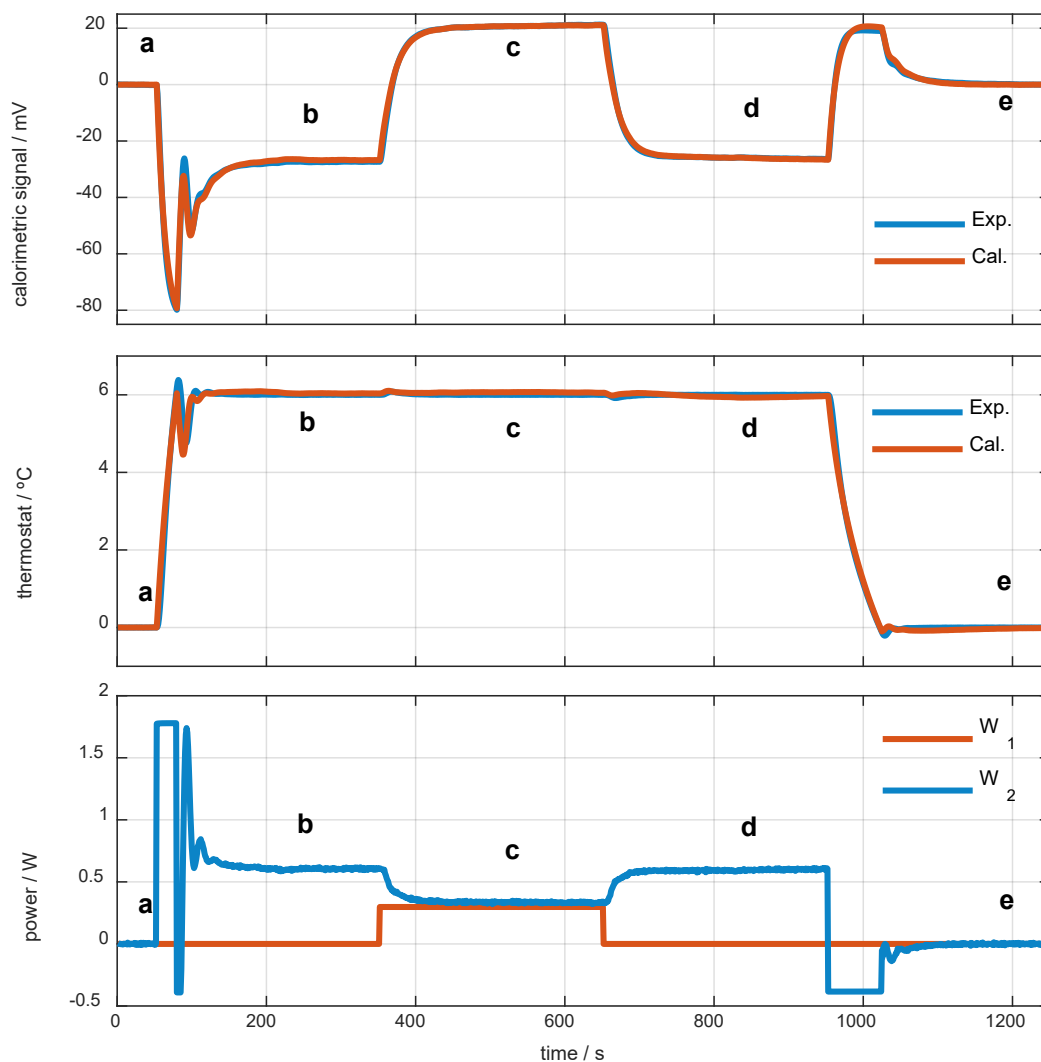


Figura 4.1. Medida de calibración para el modelo 4FT (las líneas de base de todas las señales fueron corregidas).

Durante el transcurso de la medida, el sensor se encuentra inmóvil en su receptáculo de la base de calibración. La potencia medida por el sensor es la potencia disipada por la propia resistencia de calefacción incorporada en la base de calibración. De este modo, en las medidas de calibración, tanto las entradas como las salidas del sistema (W_1 , W_2 , T_2 e y) son señales conocidas, lo que permite identificar el modelo.

Las zonas a , b , c , d y e representan los diferentes estados estacionarios. A partir de la expresión (4.4), podemos aislar las sensibilidades K_i . de esta forma obtenemos las relaciones mostradas a continuación, que permiten el cálculo de las sensibilidades utilizando los valores estacionarios de las curvas en las zonas a , b , c , d , e de la figura 4.1.

$$\begin{aligned} \left[K_1 = \frac{\Delta y - K_2 \Delta W_2}{\Delta W_1} \right]_{bc} & \left[K_3 = \frac{\Delta T_2 - K_4 \Delta W_2}{\Delta W_1} \right]_{bc} \\ \left[K_2 = \frac{\Delta y}{\Delta W_2} \right]_{ab} & \left[K_4 = \frac{\Delta T_2}{\Delta W_2} \right]_{ab} \end{aligned} \quad (4.5)$$

Después, se identifican el resto de parámetros mediante un algoritmo que minimiza el error entre las salidas experimentales y las salidas calculadas. Se distingue entre señales *experimentales*, que son las señales reales medidas o controladas, y las señales *calculadas*, que son las reconstruidas por el modelo en el algoritmo de identificación. En la figura 4.1 se muestran tres gráficas. En la primera gráfica se muestra la señal calorimétrica experimental (*exp*) y la calculada (*cal*). En la segunda gráfica se muestra la temperatura del termostato del sensor, experimental (*exp*) y calculada (*cal*). En la tercera gráfica se muestra la potencia medida por el instrumento, W_1 (conocida, dado que procede de la resistencia de calefacción instalada en la base de calibración) y la potencia disipada en el termostato del sensor, W_2 (también conocida). La línea de base de todas las señales representadas ha sido corregida.

4.2.4. ALGORITMO DE IDENTIFICACION

Habiendo determinado las sensibilidades a partir de los diferentes estados estacionarios, se procede a identificar el resto de parámetros del modelo (polos y ceros de cada FT_i). Para ello se usa un método iterativo basado en el algoritmo de *Nelder-Mead* [137, 138]. Este método minimiza un criterio de error entre las señales calculadas con el modelo (señales *cal* en la figura 4.1) y las experimentales (señales *exp* en la figura 4.1). El algoritmo obtiene nuevos valores de polos y ceros hasta que el criterio de error resulta admisible.

El criterio de error utilizado es una suma ponderada de las raíces de los errores cuadráticos medios (RMSE), definido por la siguiente expresión:

$$\varepsilon = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (\Delta y_{\text{exp}}(i) - y_{\text{cal}}(i))^2} + \frac{\gamma}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (\Delta T_{2\text{exp}}(i) - T_{2\text{cal}}(i))^2} \quad (4.6)$$

... siendo Δy_{exp} y $\Delta T_{2\text{exp}}$, los valores experimentales de la señal calorimétrica y de la temperatura del termostato. Las señales calculadas por el modelo son y_{cal} y $T_{2\text{cal}}$. N es el número de puntos utilizados en el ajuste y γ es un parámetro de ponderación de la raíz del error cuadrático medio de la temperatura del termostato (normalmente, $\gamma = 10$ para el caso en el que Δy_{exp} esté en mV y $\Delta T_{2\text{exp}}$ en K). El error cuadrático medio habitual en la reconstrucción de la señal calorimétrica es de unos 30 μV y en la temperatura del termostato de 5 mK.

En la figura 4.2 se muestra un esquema del algoritmo.

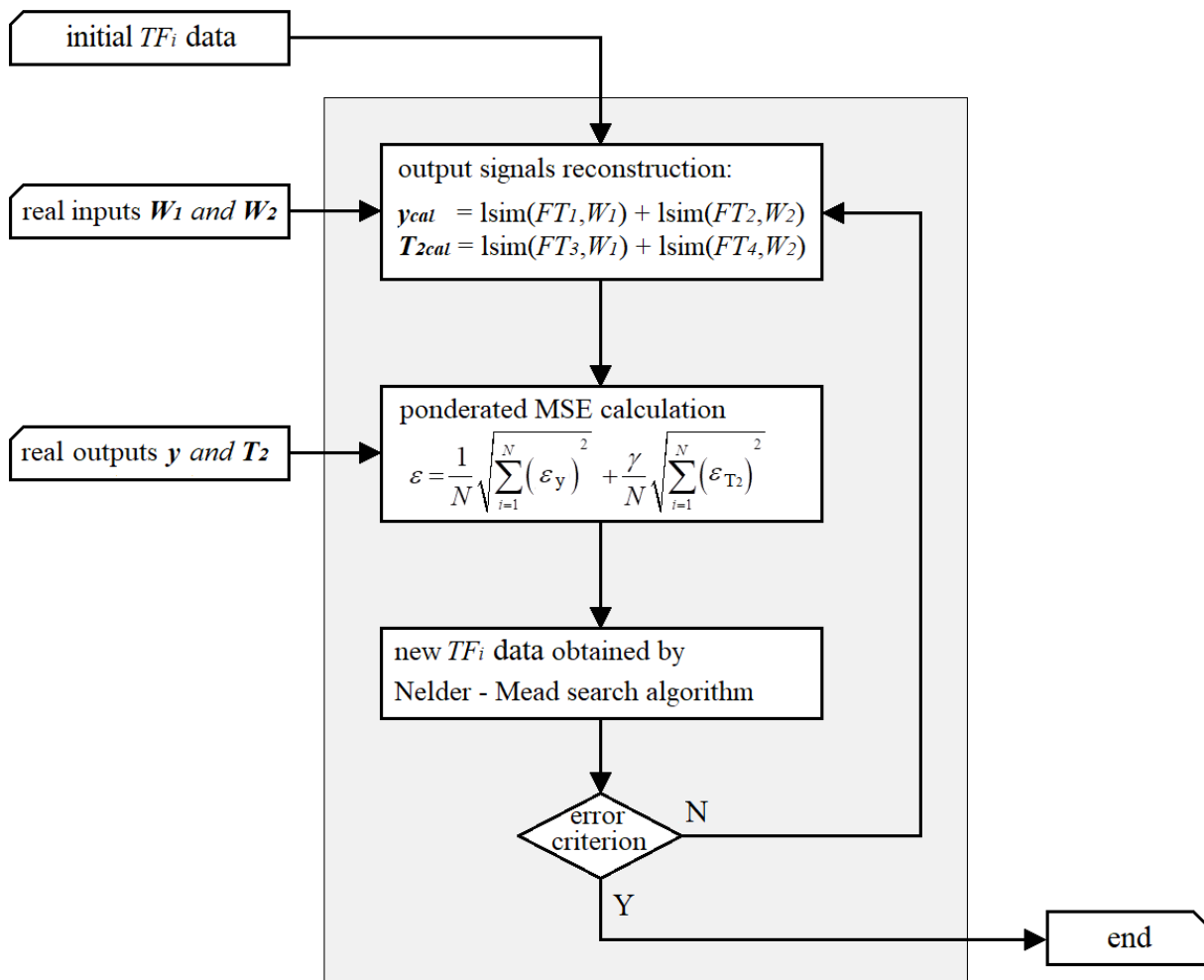


Figura 4.2. Algoritmo de identificación del modelo 4FT.

El procedimiento de identificación es el siguiente:

- Inicialmente el algoritmo abre el fichero de datos de la medida, define las variables; elimina los transitorios iniciales (propios del encendido del sensor) y corrige las líneas de base de todas las señales (en general, las líneas de base se corrigen a dos puntos).
- Posteriormente se establecen unos valores iniciales de los parámetros de las funciones de transferencia y se calculan las sensibilidades mediante las expresiones (4.6) obtenidas del sistema (4.5). Ha de tenerse en cuenta la posible desviación de la línea de base a causa de fluctuaciones externas. Nótese que con 3 estacionarios es suficiente para la determinación de las sensibilidades (a , b y c o bien c , d y e). Para compensar las posibles desviaciones de las líneas de base, las sensibilidades se determinan utilizando ambos grupos de estacionarios y calculando el valor medio. Generalmente se obtienen valores similares en ambos grupos, siendo las diferencias máximas del 2%.
- Finalmente, se inicia el bucle de identificación. En primer lugar, se construyen las cuatro funciones de transferencia, utilizando la función *zpk* de Matlab.

A partir de estas funciones de transferencia y de las entradas reales W_1 y W_2 , se utiliza la función *lsim* de Matlab para calcular las salidas que corresponderían a los valores iniciales de los parámetros de dichas funciones de transferencia.

Estas señales calculadas, denominadas T_{2cal} e y_{cal} , son comparadas con las salidas reales T_2 e y mediante un criterio, que es la suma ponderada de las raíces de los errores cuadráticos medios (4.6). A partir de esta información, se utiliza el método de *Nelder – Mead*; que en Matlab se corresponde con la función *fminsearch* de Matlab. Esta función propone unos nuevos valores de los parámetros de las funciones de transferencia que implican una reducción del error ε .

Con los nuevos parámetros del modelo, se utiliza un criterio de convergencia para determinar la continuidad del algoritmo. Si el error resulta admisible, el programa se detiene. En caso contrario, se vuelve a ejecutar el bucle con los nuevos parámetros del modelo. El algoritmo continúa hasta que el error ε alcanza un valor aceptable.

En la tabla 4.1 se muestran los parámetros del modelo calorimétrico para cada sensor S4a, y también se muestran los parámetros relativos al sensor S36 a modo comparativo. Se muestran las sensibilidades K_i de cada función de transferencia, las constantes de tiempo τ_1 y τ_2 , que son iguales para todas las FT_i , y la inversa del opuesto del cero τ_i^* de cada FT_i .

Tabla 4.1. Parámetros del modelo 4FT de los sensores S4a y S36

Parámetro	S36	S1	S2	unidad
K_1	46.00	110.5	124.9	mVW ⁻¹
K_2	-9.300	-54.20	-44.20	mVW ⁻¹
K_3	1.760	9.220	9.240	KW ⁻¹
K_4	1.700	12.10	10.10	KW ⁻¹
τ_1	147	86	87	s
τ_2	27	11	12	s
τ_1^*	91	67	76	s
τ_2^*	243	112	100	s
τ_3^*	0	0	0	s
τ_4^*	49	23	19	s

4.2.5. DINÁMICA Y ESTÁTICA DEL MODELO

En la figura 4.3 se muestra la dinámica del sistema a partir de la representación frecuencial en el espacio de Fourier (diagramas de Bode) del módulo de cada función de transferencia del modelo $FT_i(j\omega)$, de los dos sensores calorimétricos S4a, y del sensor S36 (a modo comparativo), siendo $\omega = 2\pi f$, y $f = 0: 1$ Hz.

$$\left| \frac{FT_i(j\omega)}{K_i} \right| = 20 \log_{10} \left| \frac{1 + j\omega\tau_i^*}{(1 + j\omega\tau_1)(1 + j\omega\tau_2)} \right| \quad (dB) \quad (4.7)$$

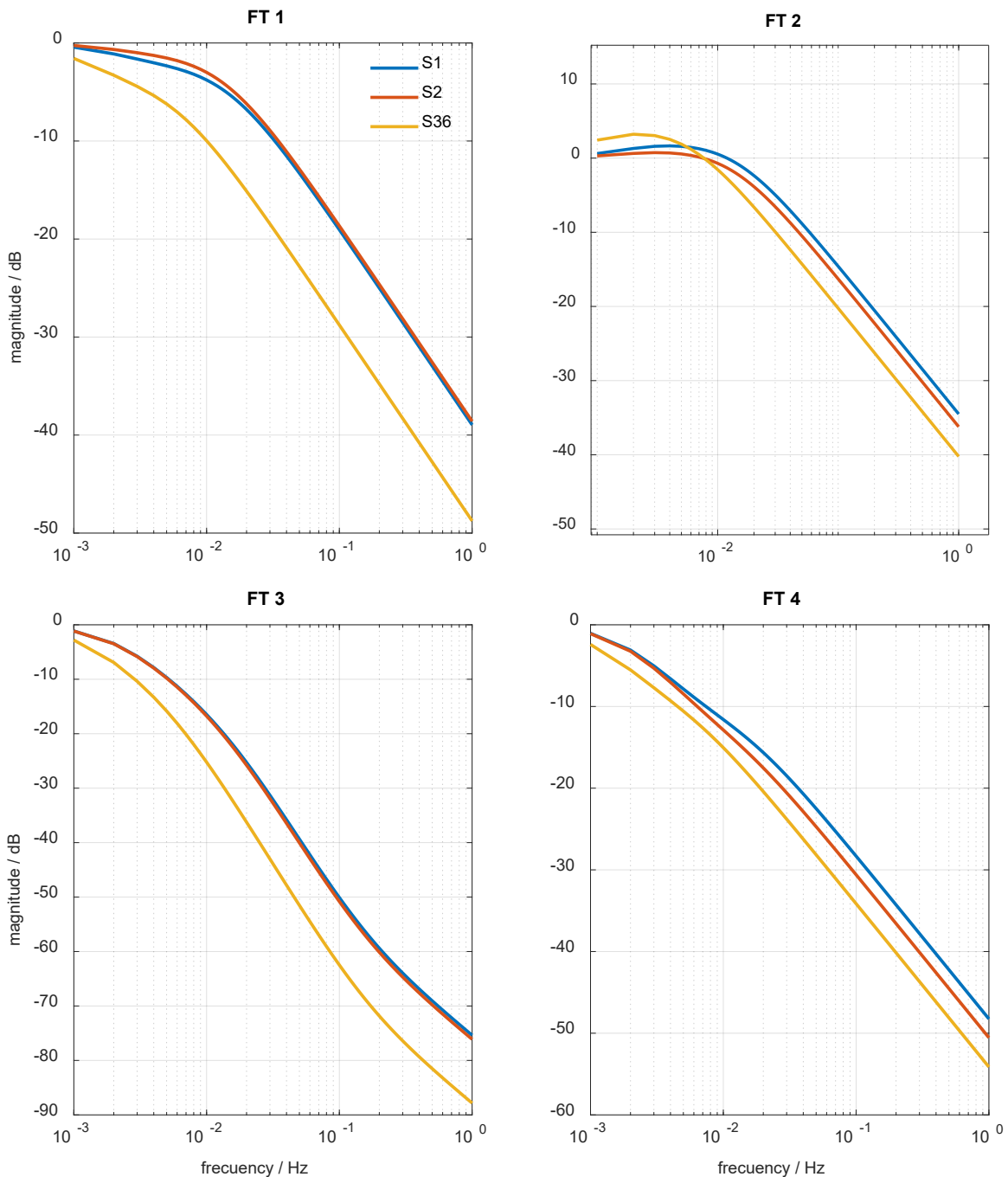


Figura 4.3. Dinámica de las funciones de transferencia del modelo 4FT, para los sensores S4a y para el S36.

Paralelamente al desarrollo de este modelo y su método de identificación, se realizaron varias pruebas para evaluar la robustez del modelo ante diferentes condiciones. Estos experimentos se realizaron en el marco del Trabajo de Fin de Máster realizado por el doctorando y dirigido por el mismo equipo que actualmente dirige la tesis doctoral [7]. El resultado de este estudio permitió comprobar que las variaciones en las sensibilidades ante diferentes condiciones de trabajo no son significativas. Estas condiciones consistieron en variar la tensión de la termopila de enfriamiento, el margen de temperaturas del termostato, y la orientación y colocación del sensor en la base de calibración.

4.3. MODELO 12FT

En este apartado se expone un modelo de doce funciones de transferencia que describe el funcionamiento del sensor calorimétrico. Este modelo fue desarrollado entre noviembre de 2018 y enero de 2019. El objetivo fue crear una herramienta matemática que representara adecuadamente tanto la estática como la dinámica del sistema. Este modelo simula el funcionamiento del sensor, permite determinar sus límites de funcionamiento y estimar el flujo de calor que se transmite de la piel humana al termostato del sensor. El método propuesto es aplicable a cualquier calorímetro no diferencial y se utiliza para el diseño experimental.

Se propone un método de calibración del sensor calorimétrico, que consiste en identificar las doce funciones de transferencia que relacionan las entradas con las salidas del sistema. Con dos medidas experimentales independientes y un método numérico de optimización, basado en el ajuste de las curvas de salida experimentales con las calculadas por el modelo, se obtienen las sensibilidades, polos y ceros de cada una de las funciones de transferencia, un método similar al expuesto para el *modelo 4FT*. Si bien el modelo es complejo, actualmente es de interés para las siguientes aplicaciones:

- Las simulaciones realizadas con este modelo son un complemento ideal que reduce en gran medida el tiempo necesario para la identificación del controlador de temperatura del termostato del sensor. El método de *Ziegler – Nichols* requiere varios experimentos que se pueden simular utilizando el *modelo 12FT*, en un tiempo mucho más corto. El controlador configurado por el modelo funciona tan bien como el experimental.
- Este modelo permite simular el funcionamiento del termostato y del sistema de refrigeración, lo que permite estimar el rango de funcionamiento del dispositivo en función de las condiciones de medida. El sensor calorimétrico es capaz de funcionar para temperaturas ambiente entre 18 y 28 °C y para temperaturas del termostato del sensor de entre 24 y 36 °C.
- El propósito de este instrumento es la determinación del flujo de calor transmitido por conducción entre la superficie del cuerpo humano y el termostato sensor. El modelado permite simular dicha potencia para diferentes temperaturas del termostato, incluso para casos en los que la temperatura del termostato varía linealmente.

4.3.1. DESCRIPCIÓN DEL MODELO

Este modelo considera cuatro entradas y tres salidas. Las dos primeras entradas son, la potencia disipada por el cuerpo humano que pasa a través del sensor, $u_1 = W_1$, y la potencia disipada en el termostato del sensor, $u_2 = W_2$. Cuando se mide en la piel del cuerpo humano, entonces u_1 será la potencia disipada por la piel. Pero cuando el sensor se halla en la base de calibración, la potencia u_1 es la disipada por la resistencia de calefacción de la base de calibración. Las otras dos entradas son el voltaje de la termopila de enfriamiento, $u_3 = V_{pel}$, y la potencia disipada en la termopila de enfriamiento, representada por $u_4 = V_{pel}^2$.

El funcionamiento de la termopila de enfriamiento no es lineal. Esto puede verificarse experimentalmente para los valores de voltaje (0 - 2V) e intensidad (0 - 0.34A) utilizados. Por ello, se consideran dos entradas para el suministro de la termopila: la tensión que produce el efecto de enfriamiento *Peltier* ($u_3 = V_{pel}$), y la tensión al cuadrado que es proporcional a la potencia disipada por el efecto *Joule* ($u_4 = V_{pel}^2$). De este modo se linealiza el comportamiento de la termopila de enfriamiento.

Las tres salidas son, la temperatura cutánea o de la base de calibración $y_1 = T_1$, la temperatura del termostato del sensor $y_2 = T_2$, y la señal calorimétrica proporcionada por la termopila de medición $y_3 = y$. El modelo, que consta de doce funciones de transferencia TF_{ij} que relacionan las entradas y las salidas, permite simular el funcionamiento del sensor.

De forma similar al *modelo 4FT*, se trata de un sistema lineal MIMO, constituido por una serie de ecuaciones diferenciales de coeficientes constantes. Las consideraciones realizadas con el *modelo 4FT* constituyen el punto de partida para este modelo, definido por la expresión (4.8). En virtud de la relación señal-ruido de las curvas experimentales, se proponen dos polos en cada TF_{ij} para reconstruir las señales de salida. Esto determina la forma de cada TF_{ij} , que se indica en la expresión (4.9). Las funciones de transferencia de este modelo también están formuladas con una notación basada en la definición de constante de tiempo (4.2).

$$Y_i(s) = \sum_{j=1}^4 TF_{ij}(s) \cdot U_j(s) \quad i = 1, 2, 3 \quad (4.8)$$

$$TF_{ij}(s) = \frac{K_{ij} \cdot (1 + s\tau_{ij}^*)}{(1 + s\tau_{1ij}) \cdot (1 + s\tau_{2ij})} \quad (4.9)$$

Donde K_{ij} es la sensibilidad (respuesta estacionaria a una entrada *Heaviside*), τ_{1ij} y τ_{2ij} son las constantes de tiempo y τ_{ij}^* es la opuesta de la inversa del cero.

4.3.2. MEDIDAS DE CALIBRACIÓN

Para realizar la identificación, se ha diseñado un procedimiento que requiere la realización de dos medidas experimentales. En la figura 4.4 se muestra la primera medida de calibración, y en la figura 4.5 la segunda. En ambas medidas se ha corregido la línea de base de todas las señales. El ejemplo mostrado en estas dos figuras se corresponde con el sensor 1.

- La primera medida consiste en disipar 300 mW (u_1) en la base de calibración durante 300 s. Luego, tras 600 s (10 minutos), se disipa una potencia de 500 mW (u_2) en el termostato del sensor durante 300 s. Esta medida permite determinar la relación entre las salidas (y_1 , y_2 e y_3) y las entradas u_1 y u_2 .
- La segunda medida consiste en programar variaciones de la tensión de la termopila de enfriamiento (u_3), aplicando de forma consecutiva distintas tensiones: 0.0, 0.4, 0.8, 1.2, 1.6 y 2.0 V, durante 600 s para cada valor de tensión. Esta segunda medida permite determinar la relación entre las entradas u_3 y $u_4 = u_3^2$ y las salidas (y_1 , y_2 e y_3).

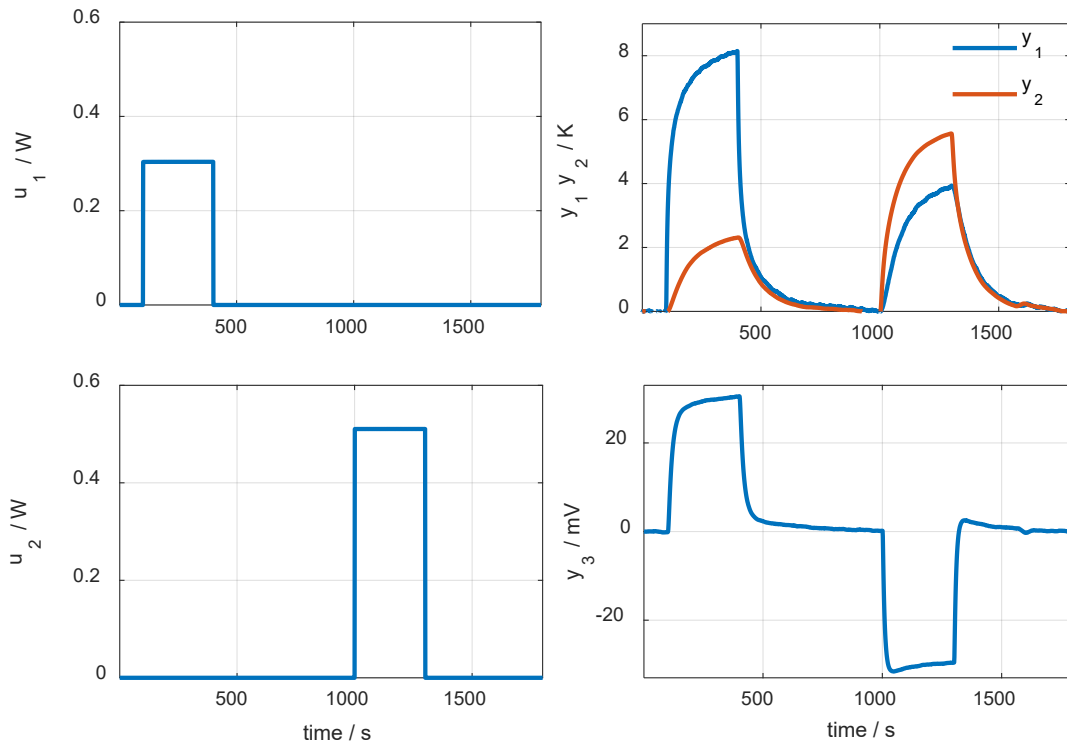


Figura 4.4. Primera medida de calibración del modelo 12FT (las líneas de base de las señales fueron corregidas).

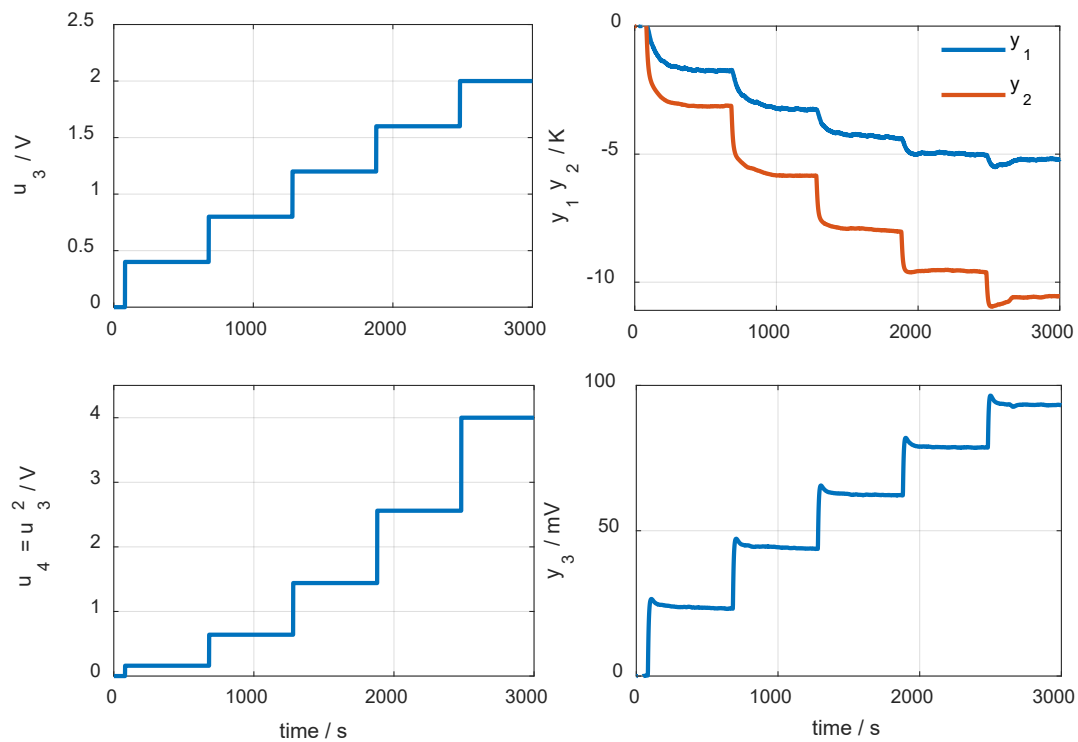


Figura 4.5. Segunda medida de calibración del modelo 12FT (las líneas de base de las señales fueron corregidas).

A continuación, se explica el algoritmo de identificación, que, partiendo de estas señales, identifica los parámetros de las funciones de transferencia de un modo similar al *modelo 4FT*.

4.3.3. ALGORITMO DE IDENTIFICACIÓN

La identificación consiste en un algoritmo iterativo basado en el método de *Nelder-Mead* [137, 138], similar al mostrado en la figura 4.2. El algoritmo identifica los polos, los ceros, y la sensibilidad de cada TF_{ij} . El criterio de error es la suma ponderada de la raíz del error cuadrático medio entre las señales calculadas con el modelo y las señales experimentales (4.6).

Para facilitar la comprensión de la nomenclatura empleada en esta sección, se escribe el modelo en forma matricial. Posteriormente se identifica cada señal de entrada y salida con la nomenclatura utilizada hasta ahora ($T_1, T_2, y, W_1, W_2, V_{pel}$ y V_{pel}^2).

$$\begin{pmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ Y_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} TF_{11} & TF_{12} & TF_{13} & TF_{14} \\ TF_{21} & TF_{22} & TF_{23} & TF_{24} \\ TF_{31} & TF_{32} & TF_{33} & TF_{34} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} U_1 \\ U_2 \\ U_3 \\ U_4 \end{pmatrix}$$

$$\begin{aligned} Y_1 &\equiv T_1 & Y_2 &\equiv T_2 & Y_3 &\equiv y \\ U_1 &\equiv W_1 & U_2 &\equiv W_2 & U_3 &\equiv V_{pel} & U_4 &\equiv V_{pel}^2 \end{aligned} \quad (4.10)$$

Las figuras 4.6 y 4.7 muestran el ajuste entre las señales experimentales y las reconstruidas por el algoritmo de identificación.

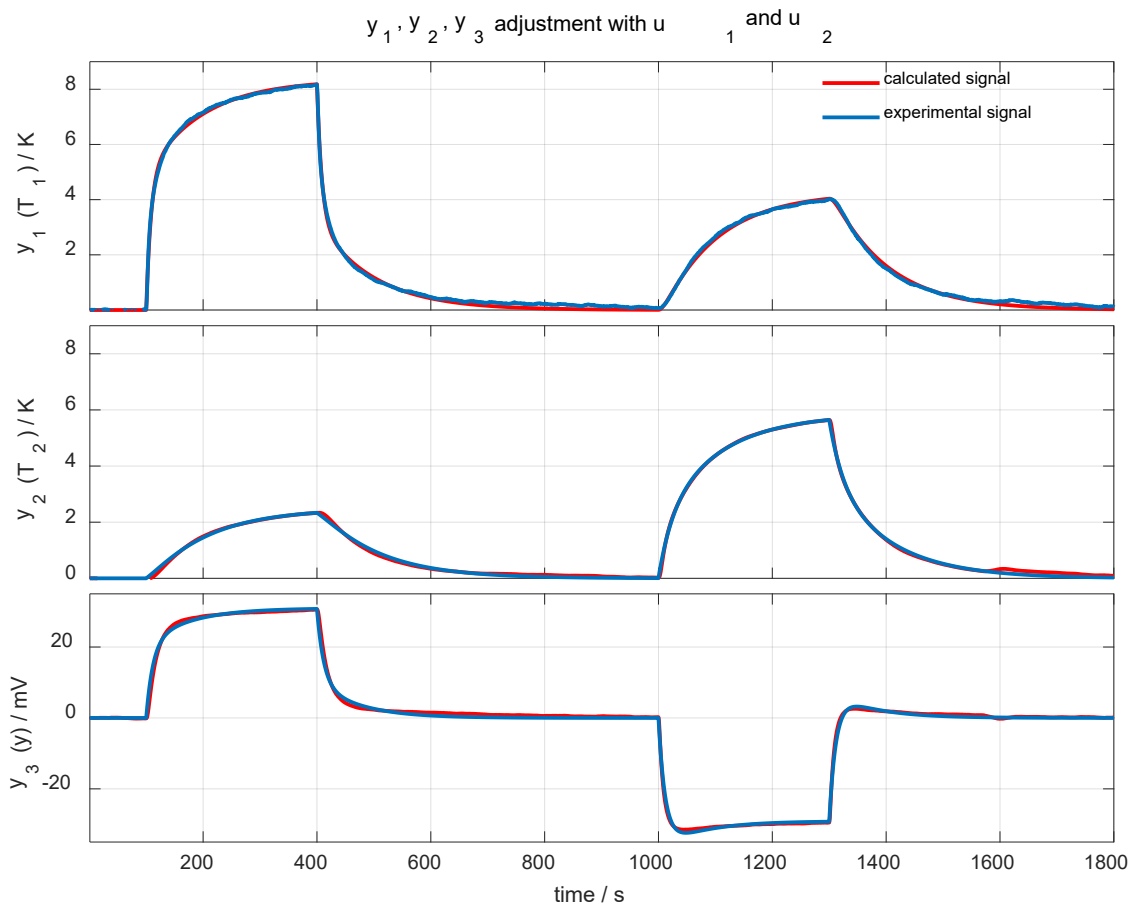


Figura 4.6. Ajuste entre señales experimentales y reconstruidas por el modelo 12FT (y_1, y_2 e y_3 con u_1 y u_2).

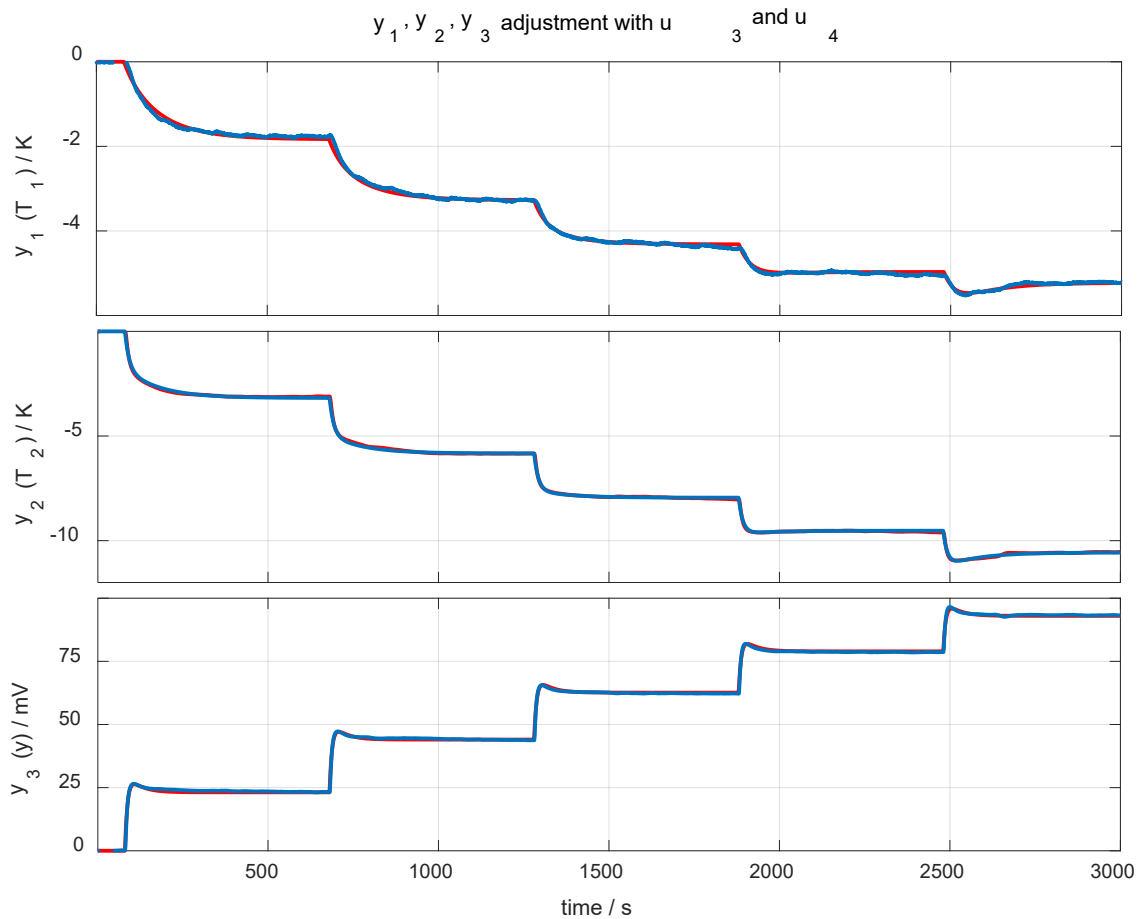


Figura 4.7. Ajuste entre señales experimentales y reconstruidas por el modelo 12FT (y_1 , y_2 e y_3 con u_3 y u_4).

En primer lugar, se identifican los parámetros de las funciones de transferencia que relacionan la salida y_1 (T_1) con las entradas u_1 (W_1) y u_2 (W_2) (curva y_1 de la figura 4.6). Estas funciones de transferencia son las TF_{11} and TF_{12} . De acuerdo con la formulación de modelos calorimétricos RC, [15, 135, 136], se considera que las constantes de tiempo de estas dos funciones de transferencia son las mismas. No obstante, las sensibilidades y los ceros son diferentes para cada función de transferencia.

El procedimiento es el mismo para determinar el resto de parámetros que relacionan las salidas y_2 (T_2) e y_3 (y) con las entradas u_1 (W_1) y u_2 (W_2) (curvas y_1 e y_2 de la figura 4.6). De esta manera se identifican las funciones de transferencia TF_{21} , TF_{22} , TF_{31} y TF_{32} . Posteriormente, se repite el procedimiento para identificar las funciones de transferencia que relaciona las salidas y_1 (T_1), y_2 (T_2) e y_3 (y) con las salidas u_3 (V_{pel}) y u_4 (V_{pel^2}) (curvas y_1 , y_2 e y_3 de la figura 4.7). De este modo se identifican las funciones de transferencia TF_{13} , TF_{14} , TF_{23} , TF_{24} , TF_{33} y TF_{34} .

Los resultados obtenidos en la calibración de los sensores se muestran en las tablas 4.2 y 4.3: sensibilidades, constantes de tiempo e inversas de las opuestas de los ceros. Los resultados se muestran para cada función de transferencia. También se muestra el RMSE (4.6) cometido en la reconstrucción de las señales. Nótese que el error cometido en las reconstrucciones realizadas con este modelo es significativamente inferior al error cometido en la reconstrucción de las señales con el modelo 4FT.

Tabla 4.2. Parámetros de las TF_{ij} del modelo 12FT, sensor 1

TF_{ij}	Sensibilidad		Constantes de tiempo		Inv. opuesta cero	Error (4.6)	
	K_{ij}		τ_{ij} / s	τ_{2ij} / s	τ_{ij}^* / s	RMSE	
TF_{11}	27.47	KW ⁻¹	98.0	8.50	61.3	2.00	mK
TF_{12}	8.330	KW ⁻¹	98.0	8.50	0.00	2.00	mK
TF_{13}	-5.070	KV ⁻¹	106	33.1	37.9	0.90	mK
TF_{14}	1.230	KV ⁻¹	106	33.1	0.00	0.90	mK
TF_{21}	8.180	KW ⁻¹	103	23.1	15.0	1.30	mK
TF_{22}	11.46	KW ⁻¹	103	23.1	50.5	1.30	mK
TF_{23}	-8.180	KV ⁻¹	98.9	12.2	57.0	0.70	mK
TF_{24}	1.670	KV ⁻¹	98.9	12.2	14.0	0.70	mK
TF_{31}	101.9	mVW ⁻¹	74.9	11.8	54.7	14.7	μV
TF_{32}	-57.07	mVW ⁻¹	74.9	11.8	91.0	14.7	μV
TF_{33}	60.71	mVV ⁻¹	36.6	7.50	47.0	7.20	μV
TF_{34}	-7.100	mVV ⁻²	36.6	7.50	40.7	7.20	μV

Tabla 4.3. Parámetros de las TF_{ij} del modelo 12FT, sensor 2

TF_{ij}	Sensibilidad		Constantes de tiempo		Inv. opuesta cero	Error (4.6)	
	K_{ij}		τ_{ij} / s	τ_{2ij} / s	τ_{ij}^* / s	RMSE	
TF_{11}	36.19	KW ⁻¹	108	8.50	77.2	2.00	mK
TF_{12}	7.210	KW ⁻¹	108	8.50	1.00	2.00	mK
TF_{13}	-5.310	KV ⁻¹	92.6	32.1	42.3	0.80	mK
TF_{14}	1.120	KV ⁻¹	92.6	32.1	7.80	0.80	mK
TF_{21}	8.530	KW ⁻¹	106	31.8	26.0	1.10	mK
TF_{22}	9.860	KW ⁻¹	106	31.8	55.0	1.10	mK
TF_{23}	-9.480	KV ⁻¹	73.6	13.8	48.6	1.20	mK
TF_{24}	1.650	KV ⁻¹	73.6	13.8	20.6	1.20	mK
TF_{31}	121.4	mVW ⁻¹	169	15.1	47.6	13.4	μV
TF_{32}	-43.53	mVW ⁻¹	169	15.1	93.3	13.4	μV
TF_{33}	66.22	mVV ⁻¹	59.8	5.80	68.6	5.70	μV
TF_{34}	-6.830	mVV ⁻²	59.8	5.80	62.6	5.70	μV

El modelado RC de calorímetros por conducción de calor implica la descomposición del dispositivo en tantos dominios como elementos de disipación y detección existen. El número de dominios determina el número de polos. Estos polos son los mismos para todas las TF_{ij} que relacionan las entradas y salidas. En nuestro caso, se consideran dos polos. Para cada salida y_i , las TF_{ij} relacionadas con u_1 y u_2 (TF_{11} , TF_{12} , TF_{21} , TF_{22} , TF_{31} y TF_{32}) tienen polos comunes. Sin embargo, las TF_{ij} relacionadas con u_3 y u_4 (TF_{13} , TF_{14} , TF_{23} , TF_{24} , TF_{33} y TF_{34} .) implican otro elemento diferente; la termopila de enfriamiento. Por lo tanto, estas funciones de transferencia tienen polos idénticos, pero diferentes a las TF_{ij} relacionadas con u_1 y u_2 .

La identificación de este modelo supone una tarea tediosa y lenta. No obstante, la utilidad de este modelo radica principalmente en las simulaciones. Esta herramienta matemática, calibrada con el sistema experimental, permite simular cual será el comportamiento del sensor en diferentes circunstancias. Esto permite diseñar experimentos de forma eficiente.

Utilizando los parámetros del *modelo 12FT* (tablas 4.2 y 4.3), se construyen las funciones de transferencia a partir de la función de *zpk* de Matlab. Posteriormente, y mediante un bucle iterativo basado en la función *lsim* de Matlab, se construyen las señales simuladas. Aunque este proceso requiere de varios minutos para construir la medida virtual, el tiempo necesario para ello es muy inferior al tiempo equivalente de forma experimental. Aproximadamente, y en función de la capacidad de procesamiento del equipo utilizado, 100 minutos de señal virtual construida requieren de uno a dos minutos de cálculo. En los siguientes apartados se exponen algunas aplicaciones de estas simulaciones.

4.3.4. SIMULACIÓN DEL CONTROL DE TEMPERATURA

Las simulaciones son muy útiles para comprobar el correcto funcionamiento del control de temperatura del termostato del sensor y ajustar sus parámetros. El *modelo 12FT* permite calibrar cualquier tipo de controlador de temperatura. En esta sección nos centraremos en el controlador PID, cuya función de transferencia viene dada por la expresión (2.7). Para el ajuste de sus parámetros, se utilizan las reglas de *Ziegler-Nichols*. Como se explicó en el capítulo anterior, este método implica la realización de varias medidas experimentales. Se programan valores constantes de K_p , y el objetivo del método es encontrar unos valores críticos en los cuales se produce una oscilación mantenida de la señal a controlar.

El tipo de medida experimental que se requiere, representada en las figuras 3.12 y 3.13, puede ser realizada por el algoritmo de simulación. Del mismo modo que ocurre en la realidad experimental, la temperatura del termostato del sensor (T_2) comienza a presentar una oscilación mantenida en un punto concreto (valor crítico). Repitiendo el proceso varias veces, los parámetros del controlador pueden ajustarse con precisión. Se ha verificado que los parámetros del controlador se mantienen y funcionan en la realidad experimental, siempre y cuando los límites de potencia del termostato y el período de muestreo no cambien.

De lo contrario, si se produjera cualquier cambio, estos parámetros deberían reajustarse. Una ventaja de identificar el controlador de temperatura mediante simulaciones es el ahorro de tiempo que implica. Si bien es necesaria una nueva identificación del sistema cada vez que cambian las características del dispositivo, el tiempo total requerido para calcular los parámetros del controlador es menor que el necesario experimentalmente.

La figura 4.8 muestra una simulación del funcionamiento del control de temperatura durante dos períodos de tiempo consecutivos. En el primer período (600 s) se aplica una tensión constante de 0.8 V a la termopila de enfriamiento para una temperatura ambiente de 25°C, y la temperatura del termostato desciende a $T_2 = 19.53$ °C. A continuación, se pone en marcha el controlador PID y se programa a 24 °C.

Esta simulación incluye un ruido en la señal de potencia (W_2) de ± 10 mW, lo que produce un ruido de ± 0.15 mV en la señal calorimétrica (y) y ± 4 mK en la temperatura del termostato (T_2). Estos valores son muy similares a los experimentales. El estado estacionario de la temperatura del termostato se alcanza a los 150 s. La señal calorimétrica alcanza el estado estacionario a los 250 s. Esto implica que 300 s son suficientes para alcanzar el estado estacionario del sensor. Los valores de los parámetros utilizados en el controlador PID son los siguientes: $K_p = 0.96$ WK⁻¹; $K_I = 0.32$ W K⁻¹ s⁻¹ y $K_d = 0.72$ W K⁻¹ s.

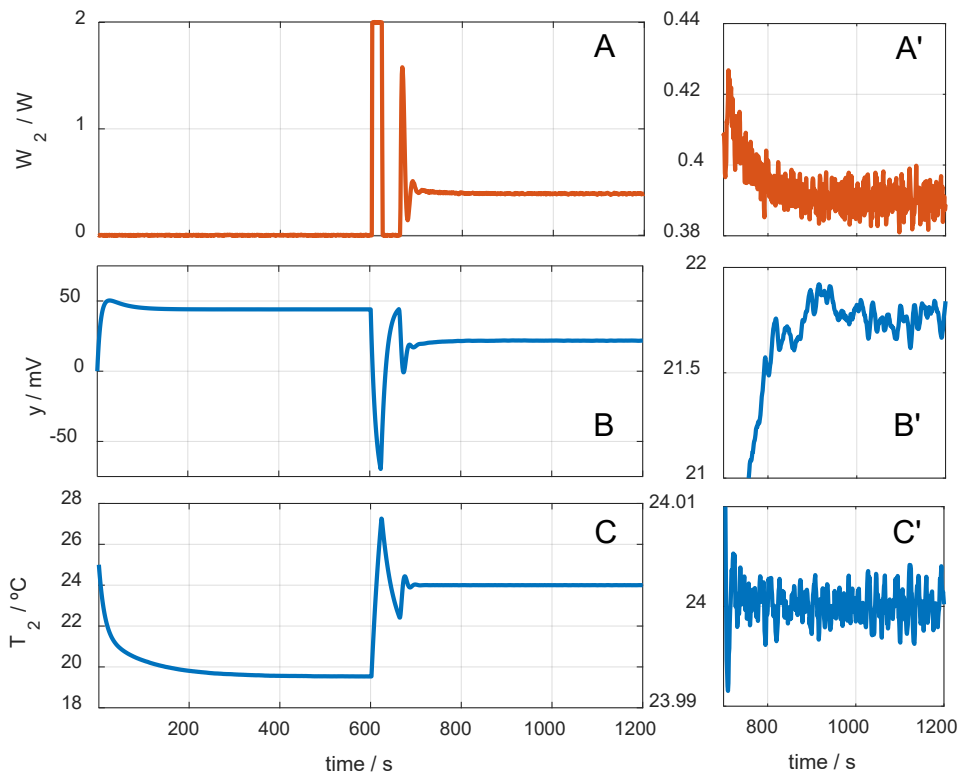


Figura 4.8. Simulación del control de temperatura del sensor. A', B' y C' representan una ampliación de la parte final de las curvas A, B y C, respectivamente (de $t = 700$ s a 1200 s).

4.3.5. SIMULACIÓN DEL RANGO DE OPERACIÓN

El controlador de temperatura puede mantener la temperatura del termostato constante independientemente del voltaje aplicado a la termopila de enfriamiento. Sin embargo, es necesario ajustar correctamente este voltaje para evitar la saturación del sensor. La saturación puede darse en dos circunstancias:

- La saturación *superior* sucede cuando la potencia necesaria para mantener el valor programado de temperatura es superior al límite de potencia. Por tanto, la temperatura real será inferior a la programada dado que el sensor no se calienta lo suficiente.
- La saturación *inferior* ocurre cuando la potencia necesaria para mantener el valor programado de temperatura del termostato es inferior a 0. Cuando esto sucede, el sensor no es capaz de enfriarse lo suficiente y como consecuencia, la temperatura real es superior a la programada.

Según el modelo $12FT$, la temperatura del termostato viene dada por la expresión (4.11):

$$T_2 = \frac{T_{room}}{s} + Y_2(s) = \frac{T_{room}}{s} + \sum_{j=1}^4 TF_{2,j}(s) \cdot U_j(s) \quad (4.11)$$

En estado estacionario, y para el sensor 1, operamos la expresión anterior, obteniendo la ecuación siguiente:

$$T_2 = \frac{T_{room}}{s} + 8.18W_1 + 11.46W_2 - 8.18V_{pel} + 1.67V_{pel}^2 \quad (4.12)$$

Siendo T_{room} la temperatura ambiente, W_1 la potencia medida por el sensor y V_{pel} el voltaje aplicado a la termopila de enfriamiento.

Las expresiones (4.11) y (4.12) permiten determinar la tensión V_{pel} que es necesario aplicar a la termopila de enfriamiento para que, con la programación de la temperatura del termostato deseada, y teniendo en cuenta el valor máximo de W_2 (2 W) y el valor estimado de W_1 , no se produzca saturación superior ni saturación inferior.

A modo de ejemplo, la figura 4.9 muestra la simulación del funcionamiento del sensor para una temperatura ambiente de $T_{room} = 25^\circ\text{C}$, en dos casos diferentes. En ambos casos, se simula una disipación $W_1 = 300 \text{ mW}$ (curva azul de la figura 4.9A).

- En el primer caso (t desde 0 a 1200 s en la figura 4.9), el voltaje aplicado a la termopila de enfriamiento es de 0.2V (figura 4.9D). Como consecuencia, para la entrada W_1 asignada, la potencia necesaria para mantener la temperatura T_2 en el valor deseado (señal roja de la figura 4.9A) se hace nula cuando comienza la disipación W_1 . Cuando W_1 aumenta, se requiere menos energía para mantener la temperatura programada del termostato. Sin embargo, esta reducción de potencia es lo suficientemente alta como para provocar que el valor de potencia W_2 llegue a ser cero. De esta forma, se produce una saturación inferior, la temperatura del termostato deja de ser constante, y se pierde el control de temperatura (figura 4.9C).
- En el segundo caso (t de 1200 a 2400 s en la figura 4.9), simulado a continuación del primero, la tensión de la termopila de enfriamiento aumenta a 0.6 V. En este caso, el termostato está más frío, y la potencia necesaria para mantener la temperatura programada es mayor. Como consecuencia, cuando comienza la disipación W_1 , se produce un decremento de la potencia W_2 , pero ésta no llega a ser nula. De esta forma, la temperatura T_2 se mantiene en el valor programado de 24°C durante la disipación W_1 (véase la figura 4.9C) y no se produce la saturación del controlador. La señal calorimétrica (figura 4.9B) responde adecuadamente a las variaciones de las potencias W_1 y W_2 .

A partir de la ecuación (4.12) se ha elaborado la tabla 4.4, que muestra la potencia del termostato, W_2 en función de la tensión aplicada en la termopila de enfriamiento, V_{pel} , de la temperatura del entorno, T_{room} y de la temperatura programada en el termostato T_2 .

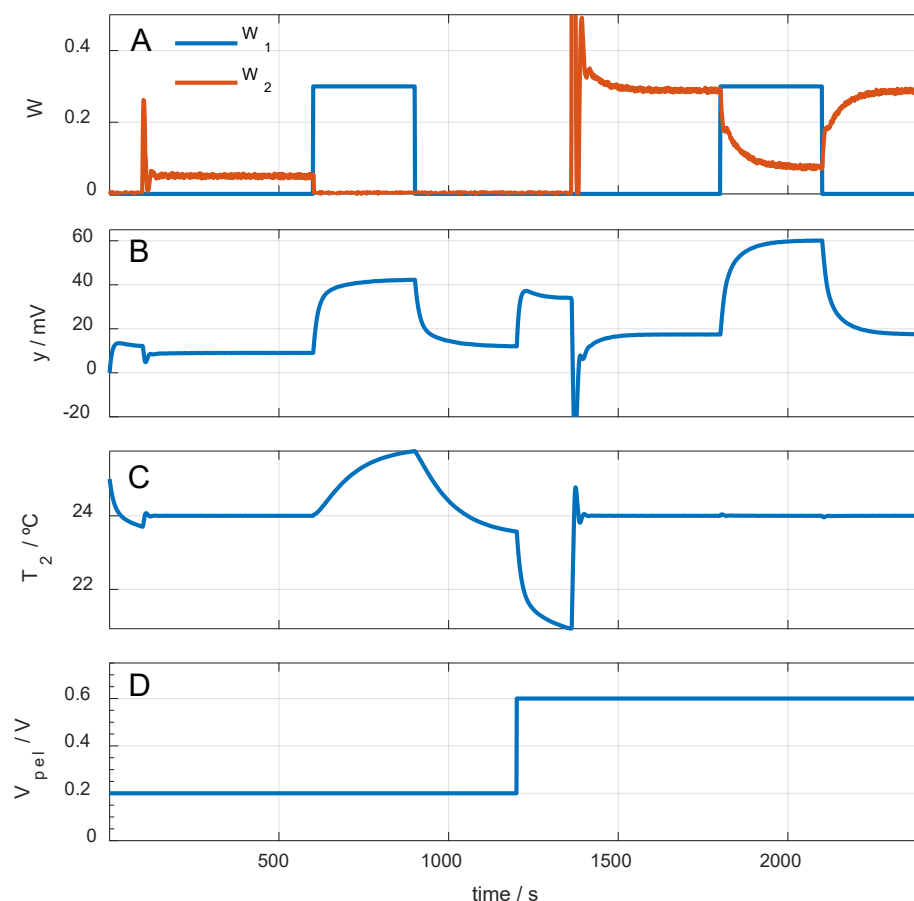

 Figura 4.9. Simulación del control de temperatura para diferentes tensiones V_{pel} .

 Tabla 4.4. W_2 en función de T_2 , T_{room} y V_{pel} .

T_{room}	V_{pel}	$T_2 = 24\text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_2 = 28\text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_2 = 32\text{ }^{\circ}\text{C}$	$T_2 = 36\text{ }^{\circ}\text{C}$
18 $^{\circ}\text{C}$	0.0 V	0.267 W	0.699 W	1.131 W	1.564 W
20 $^{\circ}\text{C}$	0.4 V	0.354 W	0.787 W	1.219 W	1.651 W
22 $^{\circ}\text{C}$	0.8 V	0.395 W	0.828 W	1.260 W	1.692 W
24 $^{\circ}\text{C}$	1.2 V	0.390 W	0.822 W	1.254 W	1.687 W
26 $^{\circ}\text{C}$	1.6 V	0.338 W	0.770 W	1.202 W	1.635 W
28 $^{\circ}\text{C}$	2.0 V	0.239 W	0.671 W	1.103 W	1.536 W

En el cálculo se considera que W_1 varía linealmente desde 360 mW para $T_2 = 24^{\circ}\text{C}$ a 10 mW para $T_2 = 36^{\circ}\text{C}$. Esta hipótesis se basa en el orden de magnitud de las medidas experimentales obtenidas con este sensor, en las que se verifica que el flujo de calor superficial del cuerpo humano depende de la temperatura del termostato del sensor. Estas simulaciones ponen de manifiesto la importancia de una correcta programación de la tensión de enfriamiento, V_{pel} . El sensor puede funcionar en cualquier entorno con temperaturas ambiente entre 18 y 28 $^{\circ}\text{C}$. Esto es de gran importancia, ya que facilita su uso en instalaciones donde no se puede controlar la temperatura ambiente. Este modelo también puede usarse para simular disipaciones cutáneas y evaluar los métodos de deconvolución que se tratarán en el próximo capítulo.

4.4. MODELO RC

El modelo RC fue desarrollado entre enero y julio de 2019. Este modelo mixto consiste en una relación entre el modelo 4FT con un modelo analítico “a constantes localizadas” de dos cuerpos. El modelo 4FT y el analítico asocian las mismas entradas y las salidas.

4.4.1. DESCRIPCIÓN DEL MODELO

Este método fue diseñado para identificar las propiedades térmicas de la piel, a partir de una medida con variación lineal de la temperatura del termostato. El procedimiento para obtener la información térmica del cuerpo humano a partir de estos modelos requiere de varios procedimientos y técnicas que se explican en el siguiente capítulo. A continuación, se describe el modelo analítico de dos cuerpos, cuyo esquema se representa en la figura 4.10.

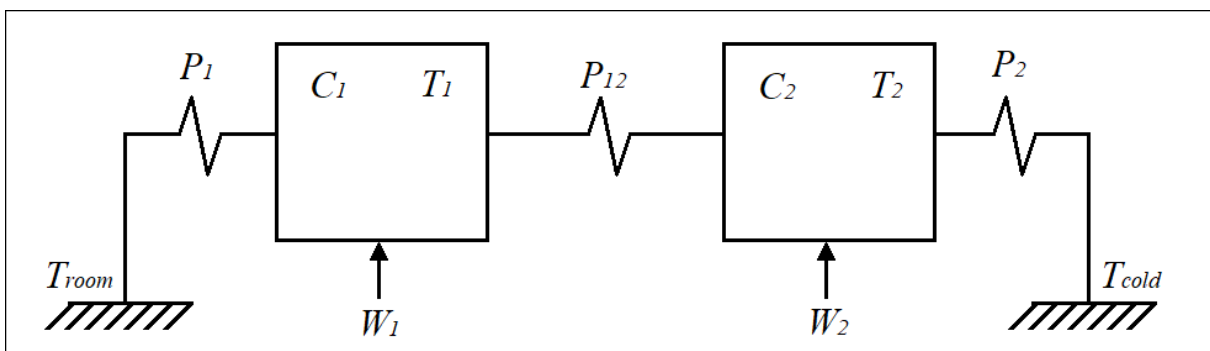


Figura 4.10. Modelo RC de dos cuerpos.

La señal calorimétrica de la termopila de medición es proporcional a la diferencia de temperaturas entre sus dos caras. Por ello, en el modelo se consideran dos cuerpos que tengan estas temperaturas; T_1 y T_2 . El primer cuerpo representa el dominio formado por el lugar donde tiene lugar la disipación, y el segundo cuerpo representa el dominio formado por el termostato del sensor. Cada cuerpo tiene una capacidad calorífica C_i y una resistencia térmica nula, por lo que cada punto del dominio tiene la misma temperatura. Cada dominio está conectado a los demás y al exterior mediante acoplamientos térmicos de conductancia térmica definida P_{ik} . Los fenómenos de radiación y convección no son considerados, y el significado de cada una de las propiedades térmicas es el siguiente:

- P_1 : conductancia térmica entre el primer dominio y el entorno.
- P_2 : conductancia térmica entre el segundo dominio y el sistema de enfriamiento.
- P_{12} : conductancia térmica entre cuerpos. Su inversa es la resistencia térmica del sensor.
- C_1 : capacidad calorífica del dominio donde tiene lugar la disipación que atraviesa el sensor y es medida. Si el sensor está en la base de calibración, C_1 representa el elemento donde se encuentra la resistencia de calibración. Cuando se aplica a la piel del cuerpo humano, C_1 representa la zona afectada por el calor correspondiente a la medida.
- C_2 : capacidad calorífica del dominio que está a la temperatura T_2 del termostato.

Por otra parte, T_{room} es la temperatura del entorno y T_{cold} es la temperatura del foco frío. La temperatura del foco frío es igual a la temperatura del entorno menos el decremento de temperatura producido en la termopila de enfriamiento por el efecto *Peltier* ΔT_{pel} (4.13). El decremento de temperatura ΔT_{pel} está definido por la expresión (2.1).

$$T_{cold} = T_{room} - \Delta T_{pel} \quad (4.13)$$

Las potencias W_1 y W_2 son las disipadas en cada dominio: la potencia medida por el sensor y la potencia disipada en el termostato, respectivamente. Las ecuaciones del modelo se construyen formulando un balance de energía en cada dominio considerado. La potencia disipada en el dominio es igual a la suma de la potencia que se invierte en variar la temperatura del propio dominio; y las potencias transmitidas por conducción a los dominios próximos. De esta forma, las ecuaciones del modelo son (4.14):

$$\begin{aligned} W_1(t) &= C_1 \frac{dT_1}{dt} + P_1(T_1 - T_{room}) + P_{12}(T_1 - T_2) \\ W_2(t) &= C_2 \frac{dT_2}{dt} + P_2(T_2 - T_{cold}) + P_{12}(T_2 - T_1) \\ y &= k(T_1 - T_2) \end{aligned} \quad (4.14)$$

4.4.2. IDENTIFICACIÓN DEL MODELO

Durante la medida, T_{room} se puede considerar constante, y como V_{pel} es constante también se puede considerar ΔT_{cold} constante. Como consecuencia, es posible corregir las líneas de base de todas las señales y obtener así un sistema simplificado:

$$\begin{aligned} \Delta W_1 &= C_1 \frac{d\Delta T_1}{dt} + P_{12}(\Delta T_1 - \Delta T_2) + P_1\Delta T_1 \\ \Delta W_2 &= C_2 \frac{d\Delta T_2}{dt} + P_{12}(\Delta T_2 - \Delta T_1) + P_2\Delta T_2 \\ \Delta y &= k(\Delta T_1 - \Delta T_2) \end{aligned} \quad (4.15)$$

En estas condiciones de trabajo, las señales y sus derivadas son nulas en el origen. Aplicamos la transformada de *Laplace*, obteniendo el sistema (4.16), cuya solución se muestra a continuación (4.17).

$$\begin{aligned} \Delta W_1(s) &= C_1 \frac{d\Delta T_1(s)}{dt} s + P_{12}(\Delta T_1(s) - \Delta T_2(s)) + P_1\Delta T_1(s) \\ \Delta W_2(s) &= C_2 \frac{d\Delta T_2(s)}{dt} s + P_{12}(\Delta T_2(s) - \Delta T_1(s)) + P_2\Delta T_2(s) \end{aligned} \quad (4.16)$$

$$\begin{aligned} \Delta T_1 &= \frac{W_1(s)(sC_2 + P_2 + P_{12}) + P_{12}\Delta W_2(s)}{\Delta} \\ \Delta T_2 &= \frac{\Delta W_2(s)(sC_1 + P_1 + P_{12}) + P_{12}W_1(s)}{\Delta} \end{aligned} \quad (4.17)$$

Siendo:

$$\Delta = (sC_1 + P_1 + P_{12})(sC_2 + P_2 + P_{12}) - P_{12}^2 \quad (4.18)$$

Introduciendo en la señal calorimétrica las ecuaciones (4.17), y operando, obtenemos un sistema (4.19) que describe la relación entre las variables del modelo calorimétrico en el espacio de *Laplace*, mediante cuatro funciones de transferencia FT_i :

$$\begin{pmatrix} FT_1 & FT_2 \\ FT_3 & FT_4 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} W_1 \\ \Delta W_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta Y \\ \Delta T_2 \end{pmatrix} \quad (4.19)$$

Siendo:

$$\begin{aligned} FT_1 &= \frac{k(C_2s + P_2)}{\Delta} & FT_2 &= -\frac{k(C_1s + P_1)}{\Delta} \\ FT_3 &= \frac{P_{12}}{\Delta} & FT_4 &= \frac{C_1s + P_1 + P_{12}}{\Delta} \end{aligned} \quad (4.20)$$

Nótese que las cuatro funciones de transferencia tienen los mismos polos. No obstante, las sensibilidades y los ceros son diferentes para cada una. Con esta modelización RC el modelo está definido por seis parámetros: C_1 , C_2 , P_1 , P_{12} , P_2 y k . (C_i en JK^{-1} , P_i en WK^{-1} y k en mVK^{-1}).

Los polos, ceros y sensibilidades de cada FT_i dependen de estos parámetros (4.21). Por otra parte, se observa que la interacción descrita por la FT_3 no posee cero, $\tau_3^* = 0$. Esto es de esperar, dado que no hay contacto directo entre el lugar de disipación y el termostato.

$$\begin{aligned} K_1 &= \frac{kP_2}{\Psi} & K_2 &= -\frac{kP_1}{\Psi} & K_3 &= \frac{P_{12}}{\Psi} & K_4 &= \frac{P_1 + P_{12}}{\Psi} \\ \tau_1^* &= \frac{C_2}{P_2} & \tau_2^* &= \frac{C_1}{P_1} & \tau_3^* &= 0 & \tau_4^* &= \frac{C_1}{P_1 + P_{12}} \end{aligned} \quad (4.21)$$

Siendo:

$$\Psi = (P_1 + P_{12})(P_2 + P_{12}) - P_{12}^2 \quad (4.22)$$

Con estas consideraciones puede identificarse el modelo RC. El algoritmo utilizado es idéntico al explicado para el modelo 4FT, pero con una diferencia: las señales reconstruidas se calculan con las ecuaciones del modelo mediante diferencia finitas, en vez de utilizar la función *lsim* de Matlab. El sistema a resolver es el siguiente (4.23), siendo Δt el periodo de muestreo:

$$\begin{pmatrix} \Delta T_1(i) \\ \Delta T_2(i) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{C_1}{\Delta t} + P_1 + P_{12} & -P_{12} \\ -P_{12} & \frac{C_2}{\Delta t} + P_2 + P_{12} \end{pmatrix}^{(-1)} \begin{pmatrix} \Delta W_1(i) + \frac{C_1}{\Delta t} \Delta T_1(i-1) \\ \Delta W_2(i) + \frac{C_2}{\Delta t} \Delta T_2(i-1) \end{pmatrix} \quad (4.23)$$

Los procedimientos matemáticos y de identificación del modelo RC de dos cuerpos se describe con más detalle en trabajos anteriores [7].

Realizando medidas idénticas a las mostradas en la figura 4.1, se obtienen los parámetros del modelo RC (tabla 4.5). El RMSE (expresión 4.6) cometido en la reconstrucción es de $44 \mu\text{V}$ en la señal calorimétrica y 4.3 mK en la temperatura T_2 .

Tabla 4.5. Parámetros del modelo RC.

Parámetro	S1	S2	unidad
C_1	3.1903	2.8384	JK^{-1}
C_2	3.7831	5.8462	JK^{-1}
P_{12}	0.1307	0.1298	WK^{-1}
P_1	0.0300	0.0276	WK^{-1}
P_2	0.0610	0.0765	WK^{-1}
k	24.441	24.515	mVK^{-1}

A partir de estos parámetros, se calculan los correspondientes a las FT_i (4.21). En la tabla 4.6 se muestran los parámetros calculados mediante el modelo analítico en comparación con los obtenidos de forma directamente empírica. La diferencia entre los parámetros obtenidos mediante los dos modelos es muy baja.

Tabla 4.6. Comparación entre parámetros del modelo 4FT y RC

Parámetro	S1		S2		unidad
	RC	4FT	RC	4FT	
K_1	109.0	110.5	120.1	124.9	mVW^{-1}
K_2	-53.20	-54.20	-43.41	-44.20	mVW^{-1}
K_3	9.550	9.220	8.310	9.240	KW^{-1}
K_4	11.70	12.10	10.10	10.10	KW^{-1}
τ_1	78	86	84	87	s
τ_2	11	11	13	12	s
τ^*_1	62	67	76	76	s
τ^*_2	107	112	103	100	s
τ^*_3	0	0	0	0	s
τ^*_4	20	23	18	19	s

4.5. MODELO RC COMPENSADO (RCB)

El modelo RC ajusta bien las señales, pero es muy sensible a las perturbaciones. Esto se debe a que la formulación RC es muy restrictiva. Cualquier perturbación térmica puede producir cambios en las señales. El modelo RCB es una versión del modelo RC que trata de solucionar este problema incorporando de un término que recoge estas perturbaciones. La modificación del modelo parte de la observación de las medidas experimentales, y soluciona con éxito la poca estabilidad del modelo RC ante perturbaciones térmicas externas.

4.5.1. DESCRIPCIÓN DEL MODELO

El decremento de temperatura producido por la termopila de enfriamiento, ΔT_{pel} se modela como una modificación de la temperatura del entorno T_{room} . Hasta ahora, se ha considerado que T_{room} es constante. Esta hipótesis es asumible cuando el sensor se halla en la base de calibración. Sin embargo, no es válida cuando el sensor cambia de lugar durante la medida (de la base de calibración al cuerpo humano). La temperatura T_{room} que rodea al sensor cuando está sobre la piel no es la misma T_{room} que rodea al sensor cuando está en la base de calibración. Esta diferencia se debe a la propia disipación del cuerpo humano, que eleva la temperatura del entorno próximo al sensor. La magnitud de esta diferencia puede llegar fácilmente a 3K. Este incremento de la temperatura del entorno, se denomina ΔT_0 , y afecta también a la temperatura del foco frío. En cada medida, V_{pel} es constante y, en consecuencia, ΔT_{pel} también es constante. Por lo tanto, si se produce un cambio en T_{cold} , se deberá únicamente a los cambios que se producen en T_{room} . Cuando el sensor se coloca sobre la piel, la superficie exterior del aislamiento térmico mantiene la temperatura del entorno inicial y se adapta gradualmente a esta nueva situación, al igual que el resto de componentes del sensor. Esta ecualización térmica no es instantánea, y en el cálculo se asume que tiene una forma definida por la expresión (4.24).

$$\Delta T_0 = A \left(1 - e^{-t/\tau_r}\right) + B \frac{t}{t_{end}} \quad (4.24)$$

La validez de esta expresión se comprueba ajustando las señales experimentales con las señales determinadas por el modelo. Los parámetros A , B y la constante de tiempo τ_r se determinan en cada medición. El tiempo (t) comienza cuando el sensor se aplica a la piel y termina (t_{end}) cuando el sensor se vuelve a colocar en la base de calibración. Las nuevas ecuaciones (4.25) incorporan esta variación en la temperatura ambiente ΔT_0 .

$$\begin{aligned} \Delta W_1(t) &= C_1 \frac{d\Delta T_1}{dt} + P_1 \cdot \Delta T_1 + P_{12} (\Delta T_1 - \Delta T_2) - P_1 \cdot \Delta T_0 \\ \Delta W_2(t) &= C_2 \frac{d\Delta T_2}{dt} + P_2 \cdot \Delta T_2 + P_{12} (\Delta T_2 - \Delta T_1) - P_2 \cdot \Delta T_0 \\ \Delta y &= k (\Delta T_1 - \Delta T_2) \end{aligned} \quad (4.25)$$

Resolviendo este sistema de ecuaciones, y aplicando y operando la transformada de Laplace del mismo modo que con el modelo RC, se obtienen seis funciones de transferencia que relacionan las entradas $\Delta W_1(s)$, $\Delta W_2(s)$ e $\Delta T_0(s)$ con las salidas $\Delta Y(s)$ e $\Delta T_2(s)$, donde s es la variable de Laplace. En el proceso de obtención de este sistema (4.26) se asume que el valor inicial de todas las variables y su derivada en el origen del tiempo es cero y, por esta razón, es importante tener una buena línea de base inicial en las medidas experimentales.

$$\begin{pmatrix} \Delta Y(s) \\ \Delta T_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k \frac{C_2 s + P_2}{Q(s)} & -k \frac{C_1 s + P_1}{Q(s)} & \frac{k(P_1 C_2 - P_2 C_1)s}{Q(s)} \\ \frac{P_{12}}{Q(s)} & \frac{C_1 s + P_{12} + P_1}{Q(s)} & \frac{P_2(C_1 s + P_{12} + P_1) + P_1 P_{12}}{Q(s)} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta W_1 \\ \Delta W_2 \\ \Delta T_0 \end{pmatrix} \quad (4.26)$$

Siendo:

$$Q(s) = (C_1s + P_1 + P_{12})(C_2s + P_2 + P_{12}) - P_{12}^2 \quad (4.27)$$

Como puede observarse, los denominadores de las seis FT_i son los mismos, lo que implica que los polos de todas las TF_i son iguales, tal y como sucede con el modelo RC. Y del mismo modo, los numeradores de cada TF_i son diferentes. Se puede verificar que la respuesta transitoria de la señal calorimétrica y de la temperatura del termostato dependen de la capacidad calorífica C_i donde se produce la disipación. En general, un aumento de C_i implica mayores constantes de tiempo, lo que se traduce en una respuesta transitoria más lenta.

4.5.2. MEDIDA DE CALIBRACIÓN

La figura 4.11 muestra dos medidas de calibración con diferentes saltos de la temperatura del termostato de 10 y 5 K en 150 segundos.

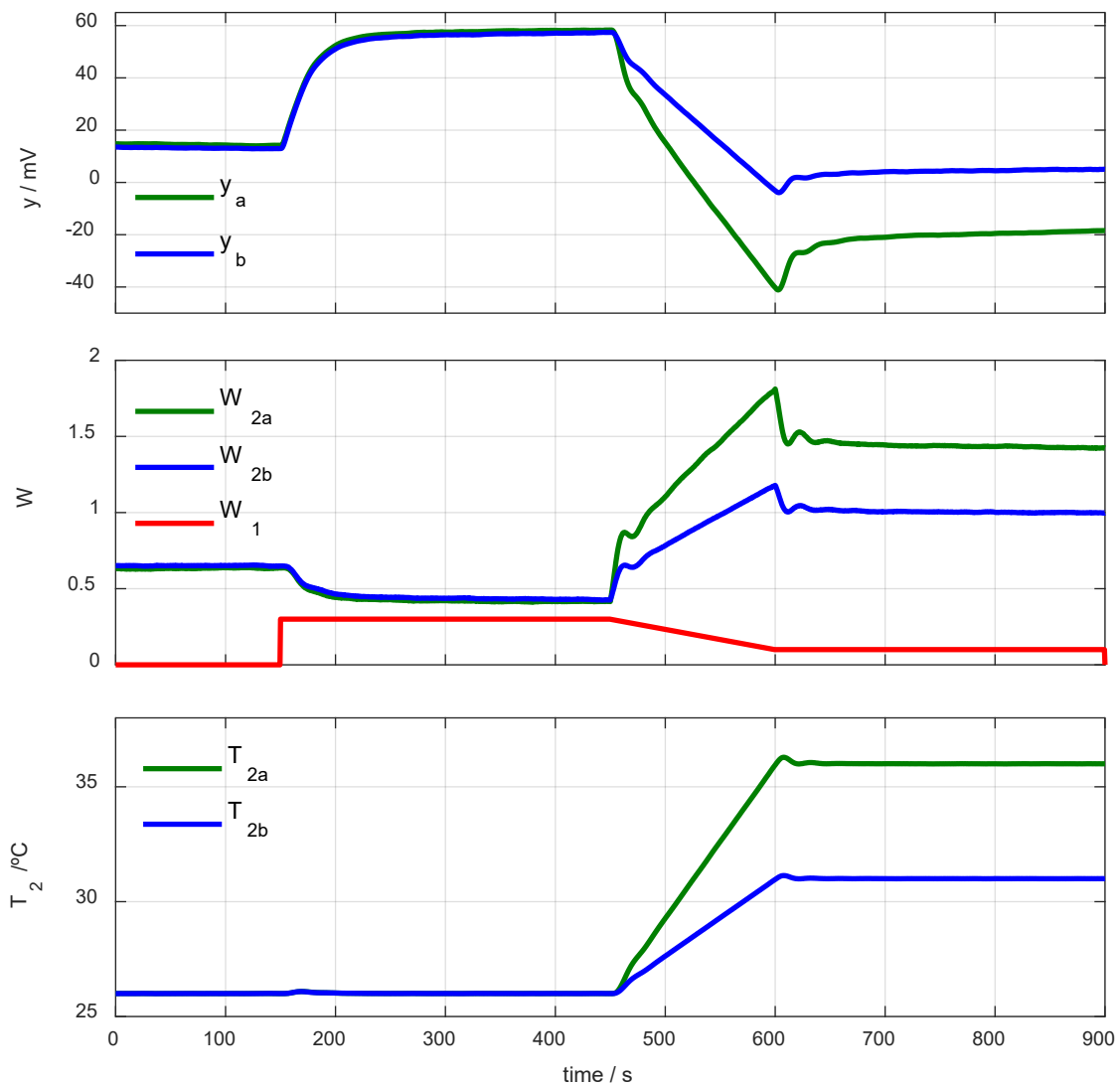


Figura 4.11. Medida de calibración del modelo RCB.

La hipótesis propuesta en el modelo implica que los parámetros C_2 , P_1 , P_{12} , P_2 y k son característicos del sensor e invariables. Por otro lado, se conocen la señal calorimétrica (y), la temperatura del termostato (T_2) y la potencia disipada en el termostato (W_2). Sin embargo, C_1 depende de la región donde se produce la disipación W_1 , y esta potencia W_1 sólo es conocida cuando se realizan medidas de calibración. Estas medidas de calibración permiten determinar los parámetros invariables del modelo.

La medida de calibración del modelo *RCB* se realiza del siguiente modo. El sensor está colocado en su receptáculo de la base de calibración. Inicialmente, se programa una temperatura constante del termostato T_{20} , y cuando se alcanza el estado estacionario, se disipa una potencia constante W_{10} en la base de calibración durante 300 s. A continuación, durante 150 s, se programa un aumento lineal de la temperatura del termostato hasta T_{2end} , y simultáneamente, la disipación en la base de calibración se reduce linealmente de W_{10} a W_{1end} . Finalmente, y durante 300 s, la temperatura del termostato T_{2end} se mantiene en un valor constante, y al mismo tiempo se mantiene también constante la disipación W_{1end} .

En la figura 4.11 se representan las curvas experimentales de las potencias de entrada (potencia medida W_1 y del termostato, W_2) y de las señales de salida: la señal calorimétrica (y) y la temperatura del termostato (T_2). Se muestran dos casos. En el primero (señales verdes) el aumento de temperatura en el termostato es de 10 K (de 26 a 36 °C); y en el segundo caso (señales azules) el incremento de la temperatura del termostato es de 5 K (de 26 a 31 °C). En ambos casos la potencia W_1 disipada en la base de calibración (señal roja) es de $W_{10} = 300$ mW al principio y de $W_{1end} = 100$ mW al final.

4.5.3. IDENTIFICACIÓN DEL MODELO

Se utiliza el mismo método de minimización de error que en los casos anteriores, basado en el algoritmo de *Nelder-Mead* (función *fminsearch* de Matlab), para identificar los parámetros del modelo. El criterio de error es la suma ponderada de las raíces de los errores cuadráticos medios (4.6) entre las señales experimentales y las señales calculadas por el modelo. En el caso mostrado en la figura 4.11, el periodo de muestreo es de 0.5 segundos.

El cálculo comienza con unos valores iniciales de los parámetros del modelo calorimétrico (C_1 , C_2 , P_1 , P_2 , P_{12} y k). Con estos parámetros se construyen las funciones de transferencia que relacionan las entradas con las salidas según la expresión (4.26), y se determinan las salidas calculadas con el modelo (y_{cal} y T_{2cal}) para las entradas conocidas W_1 y W_2 . Luego se calcula el error (4.6) y se aplica el método de *Nelder-Mead*, que proporciona nuevos valores de los parámetros del modelo (C_1 , C_2 , P_1 , P_2 , P_{12} y k). El proceso se repite hasta que el ajuste entre las curvas calculadas y experimentales no puede mejorarse más.

La tabla 4.7 muestra los valores de los parámetros obtenidos en las medidas de calibración. Estos resultados corresponden a los valores medios de una serie de 20 medidas en las que se ha variado la potencia disipada en la base de calibración (400, 300 y 100 mW) y el salto de temperatura del termostato (5 y 10 K).

Esta calibración solo se ha realizado en el sensor 1 dado que fue posterior a la inhabilitación del sensor 2. En la tabla 4.7 también se indica la desviación estándar; siendo la notación del resultado *valor medio ± desviación estándar*.

Tabla 4.7. Parámetros del modelo RCB.

Parámetro		unidad
C_1	3.00 ± 0.11	JK^{-1}
C_2	3.98 ± 0.10	JK^{-1}
P_{12}	96.1 ± 7.19	mWK^{-1}
P_1	33.4 ± 2.77	mWK^{-1}
P_2	64.8 ± 3.91	mWK^{-1}
K	19.0 ± 1.09	mVK^{-1}

El error medio cometido en los ajustes de la señal calorimétrica es de $14 \mu\text{V}$ sobre una señal pico a pico de 100 mV . En cuanto a la temperatura del termostato, este error en el ajuste es de 4 mK en una señal pico a pico de 10 K .

Todos estos resultados muestran la capacidad del sensor para detectar cambios en la capacidad calorífica del dominio medido por el instrumento.

4.5.4. DINÁMICA DEL MODELO

La calibración del sensor permite determinar los parámetros del modelo que mejor se ajustan a las medidas experimentales (tabla 4.7). En este apartado se estudia el funcionamiento del sensor a partir de simulaciones, según la expresión (4.28), que muestra la relación entre las entradas y salidas del modelo mediante seis funciones de transferencia TF_i cuyas expresiones están definidas por el sistema de ecuaciones (4.26).

$$\begin{pmatrix} \Delta Y(s) \\ \Delta T_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} TF_1(s) & TF_2(s) & TF_3(s) \\ TF_4(s) & TF_5(s) & TF_6(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta W_1 \\ \Delta W_2 \\ \Delta T_0 \end{pmatrix} \quad (4.28)$$

A continuación, se presenta un estudio de la variación de las TF_i del modelo RCB en función del valor de la capacidad calorífica. Las figuras 4.12 y 4.13 representan el módulo de cada función de transferencia TF_i en función de la frecuencia, para los casos extremos en los que la capacidad calorífica medida por el sensor vale $C_1 = 3 \text{ JK}^{-1}$ y $C_1 = 9 \text{ JK}^{-1}$. Se representa un módulo normalizado para poder comparar las respuestas dinámicas utilizando la misma escala vertical. En la respuesta calorimétrica, se observa que cuando la capacidad calorífica C_1 aumenta, el sistema responde de forma más lenta, lo cual se verifica en TF_1 y TF_3 . Sin embargo, la dinámica de TF_2 permanece sin cambios. Por otro lado, la respuesta dinámica de la temperatura del termostato se ve menos afectada con la variación de C_1 , pero como era de esperar, la respuesta de TF_4 es más lenta con valores crecientes de C_1 . TF_5 y TF_6 están menos alterados con la variación de C_1 .

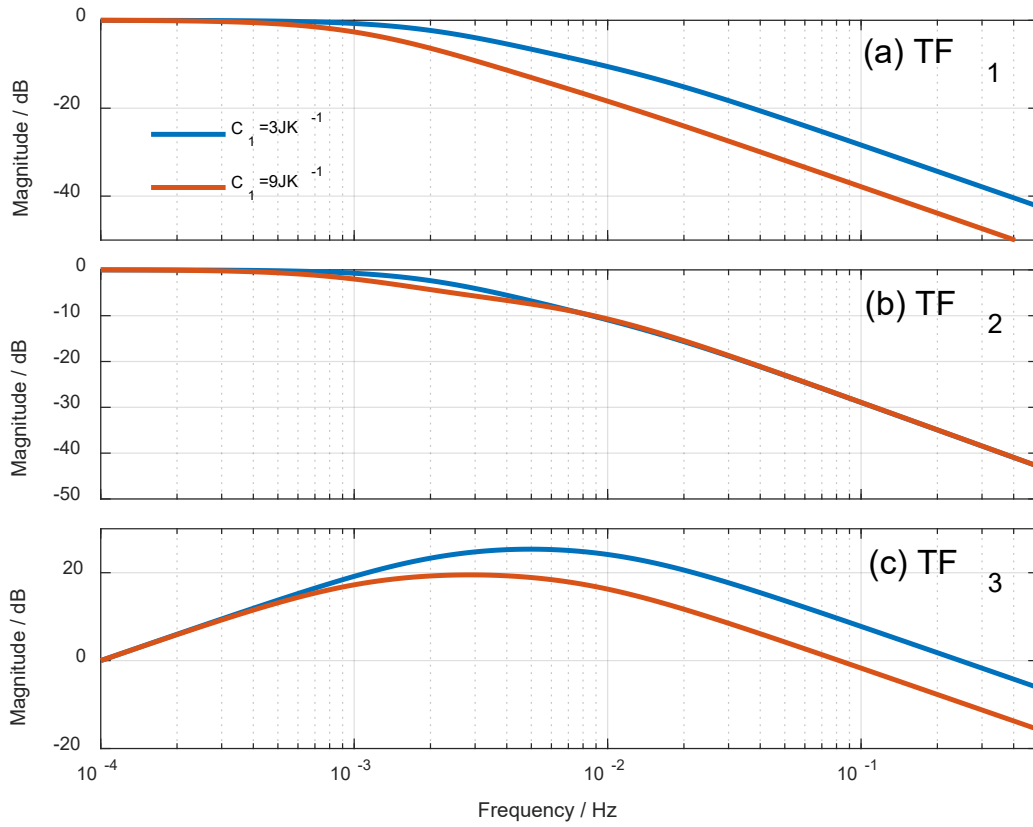


Figura 4.12. Diagrama de Bode de las FT_i (magnitud) que relacionan la salida y con las entradas del modelo.

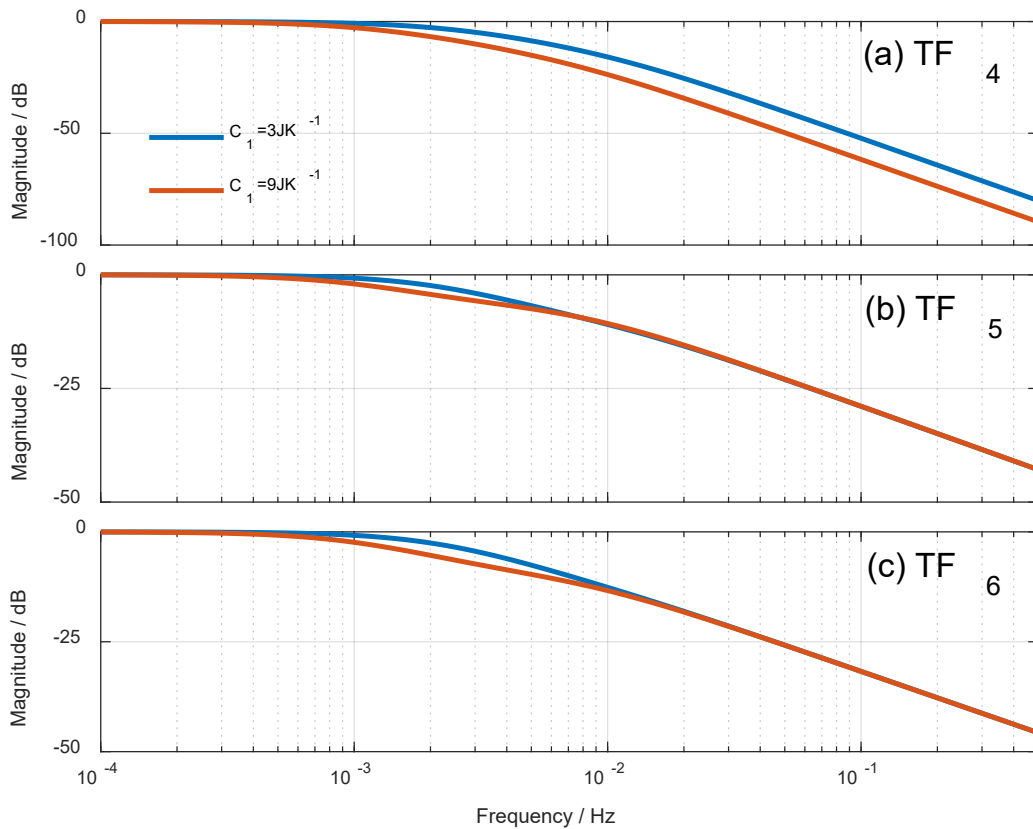


Figura 4.13. Diagrama de Bode de las FT_i (magnitud) que relacionan la salida T_2 con las entradas del modelo.

4.6. DOMINIO DE FUNCIONAMIENTO Y RESOLUCIÓN

En este breve apartado se exponen las prestaciones del dispositivo en cuanto a límites de temperatura, de potencia medible y resolución.

4.6.1. LÍMITES DE TEMPERATURA

En la tabla 4.4 se mostraron los valores de la potencia del termostato, W_2 , para cada temperatura del termostato programada, en función de la temperatura ambiente y de la tensión de la termopila de enfriamiento. De forma complementaria, la tabla 4.8 muestra un cálculo realizado a partir de la expresión (4.12), en el que se exponen las temperaturas límite programables del termostato para ambos sensores, considerando $W_1 = 0$.

Tabla 4.8. Temperaturas límites de operación (°C).

	T_{room}	$T_2 \min$	$T_2 \max$
Sensor 1	18.0	11.3	40.5
	28.0	21.3	50.5
Sensor 2	18.0	10.6	39.8
	28.0	20.6	49.8

Esta tabla da una idea de los límites de funcionamiento del dispositivo. No obstante, la operación del dispositivo está limitada, además, por la propia potencia medible, W_1 . Es necesario ajustar adecuadamente la tensión de la termopila de enfriamiento, V_{pel} , para evitar la saturación. En estado estacionario el comportamiento del sensor es predecible, pero en los transitorios puede darse situaciones imprevistas. Es frecuente que la saturación, si se produce, sea en estado transitorio.

4.6.2. LÍMITES DE POTENCIA MEDIBLE

La potencia medible por el sensor, W_1 , está limitada principalmente por la potencia disipada en el termostato, W_2 , aunque la tensión de enfriamiento también desempeña un papel determinante. Cuando el sensor se coloca en la piel, la disipación puede ser positiva o negativa.

Cuando la disipación cutánea es positiva, la potencia necesaria para calentar el termostato se reduce dado que el instrumento tiene una ganancia energética procedente de la piel. El límite superior de potencia medible es aquel valor de W_1 que produce que la disipación del termostato llegue a cero. En este caso el sensor no es capaz de enfriarse y se produce saturación inferior. Normalmente, la disipación cutánea medida por el sensor varía entre -100 y 400 mW en función de la temperatura del termostato. En estado estacionario y operando el dispositivo para una temperatura constante del termostato, podemos obtener el límite superior de la potencia medible, utilizando la siguiente expresión, formulada según el modelo 4FT (4.4):

$$W_{1,max} = \frac{T_2 - T_{room} - \Delta T_{pel} - K_4 W_{2,min}}{K_3} \quad (4.29)$$

Por seguridad, se considera un límite inferior de potencia del termostato $W_{2, \min.} = 0.15 \text{ W}$.

Por otra parte, cuando la disipación cutánea es negativa, se requiere de una potencia W_2 mayor, y puede producirse saturación superior, de modo que el termostato no alcanza la temperatura programada. Esto no es frecuente, pero puede suceder. El cálculo del límite inferior de potencia medible se determina considerando los límites de potencia impuestos por seguridad, que son $W_{2, \max.} = 1.8\text{W}$ para el sensor 1 y $W_{2, \max.} = 2.1\text{W}$ para el sensor 2.

$$W_{1, \min} = \frac{T_2 - T_{room} - \Delta T_{pel} - K_4 W_{2, \max}}{K_3} \quad (4.30)$$

En la tabla 4.9 se muestra un cálculo de los límites de potencia medible del instrumento W_1 , en función de la temperatura del entorno T_{room} , de la temperatura programada en el termostato T_2 , y de la tensión de enfriamiento V_{pel} . La potencia W_1 se expresa con un intervalo. El primer número corresponde con la potencia W_1 más baja (4.30) que puede atravesar el sensor sin que se produzca *saturación inferior*. El segundo número corresponde con la potencia W_1 más alta (4.29) que puede atravesar el sensor sin que se produzca *saturación superior*. La tabla muestra los resultados para ambos sensores, que presentan un comportamiento parecido, aunque el sensor 2 tiene una capacidad de enfriamiento mayor. En una medida sobre la piel, el valor máximo que alcanza W_1 es de +400 mW, y el menor es de -100 mW, para temperaturas constantes del termostato de 24 y 36 °C respectivamente. Por ello, la saturación puede producirse si el intervalo de potencias W_1 mínima y máxima no contiene el intervalo de -100 a 400 mW. En verde se marcan las condiciones de funcionamiento adecuadas para que no se produzca la saturación. En rojo se muestran las condiciones en las que puede suceder la saturación superior, y en azul las condiciones en las que puede suceder la saturación inferior. Para cada condición de funcionamiento existe un valor óptimo de la tensión V_{pel} .

Tabla 4.9. Límites inferior y superior de W_1 (en W) para medidas con el termostato constante.

V_{pel}/V	$T_2 / ^\circ\text{C}$	sensor 1			sensor 2		
		$T_{room} = 18 ^\circ\text{C}$	$T_{room} = 23 ^\circ\text{C}$	$T_{room} = 28 ^\circ\text{C}$	$T_{room} = 18 ^\circ\text{C}$	$T_{room} = 23 ^\circ\text{C}$	$T_{room} = 28 ^\circ\text{C}$
0.5	24	-1.42 : +0.74	-1.97 : +0.20	-2.50 : -0.34	-1.32 : +0.82	-1.86 : +0.27	-2.40 : -0.27
	28	-0.99 : +1.18	-1.53 : +0.63	-2.07 : +0.09	-0.88 : +1.25	-1.42 : +0.71	-1.96 : +0.16
	32	-0.56 : +1.61	-1.10 : +1.07	-1.64 : +0.52	-0.45 : +1.68	-0.99 : +1.14	-1.53 : +0.60
	36	-0.12 : +2.04	-0.66 : +1.50	-1.21 : +0.96	-0.02 : +2.11	-0.56 : +1.57	-1.10 : +1.03
1.0	24	-1.01 : +1.16	-1.55 : +0.62	-2.09 : +0.07	-0.89 : +1.24	-1.43 : +0.70	-1.97 : +0.16
	28	-0.57 : +1.59	-1.12 : +1.05	-1.66 : +0.51	-0.46 : +1.67	-1.00 : +1.13	-1.54 : +0.59
	32	-0.14 : +2.03	-0.68 : +1.48	-1.22 : +0.94	-0.02 : +2.11	-0.56 : +1.57	-1.11 : +1.03
	36	+0.29 : +2.46	-0.25 : +1.92	-0.79 : +1.37	+0.41 : +2.54	-0.13 : +2.00	-0.67 : +1.46
1.5	24	-0.64 : +1.52	-1.19 : +0.98	-1.73 : +0.44	-0.53 : +1.61	-1.07 : +1.06	-1.61 : +0.52
	28	-0.21 : +1.95	-0.75 : +1.41	-1.29 : +0.87	-0.09 : +2.04	-0.63 : +1.50	-1.18 : +0.96
	32	+0.22 : +2.39	-0.32 : +1.84	-0.86 : +1.31	+0.34 : +2.47	-0.20 : +1.93	-0.74 : +1.39
	36	+0.66 : +2.82	+0.12 : +2.28	-0.43 : +1.74	+0.77 : +2.90	+0.23 : +2.36	-0.31 : +1.82

Cuando la medida se realiza con una variación lineal de la temperatura del termostato T_2 , hay que considerar que se produce una sobreoscilación de la potencia del termostato W_2 . Este incremento de la potencia W_2 es igual a C_2dT_2/dt . En la figura 4.14 se muestra una simulación de este tipo de medida. En la primera gráfica se muestra la señal calorimétrica, en la segunda las potencias del termostato W_2 y la potencia medida W_1 , y en la tercera la temperatura del termostato T_2 para un incremento de temperatura de 5 K. Nótese que la sobreoscilación de la potencia W_2 será positiva si hay calentamiento y negativa si hay enfriamiento. En este tipo de medidas hay que recalcular las condiciones posibles de funcionamiento del sensor, dado que los límites inferior y superior de potencia medible W_1 se ven alterados al tener en cuenta estas sobreoscilaciones. En la simulación de la figura 4.14, la temperatura del entorno es $T_{room} = 23$ °C y la tensión de la termopila de enfriamiento es $V_{pel} = 1V$.

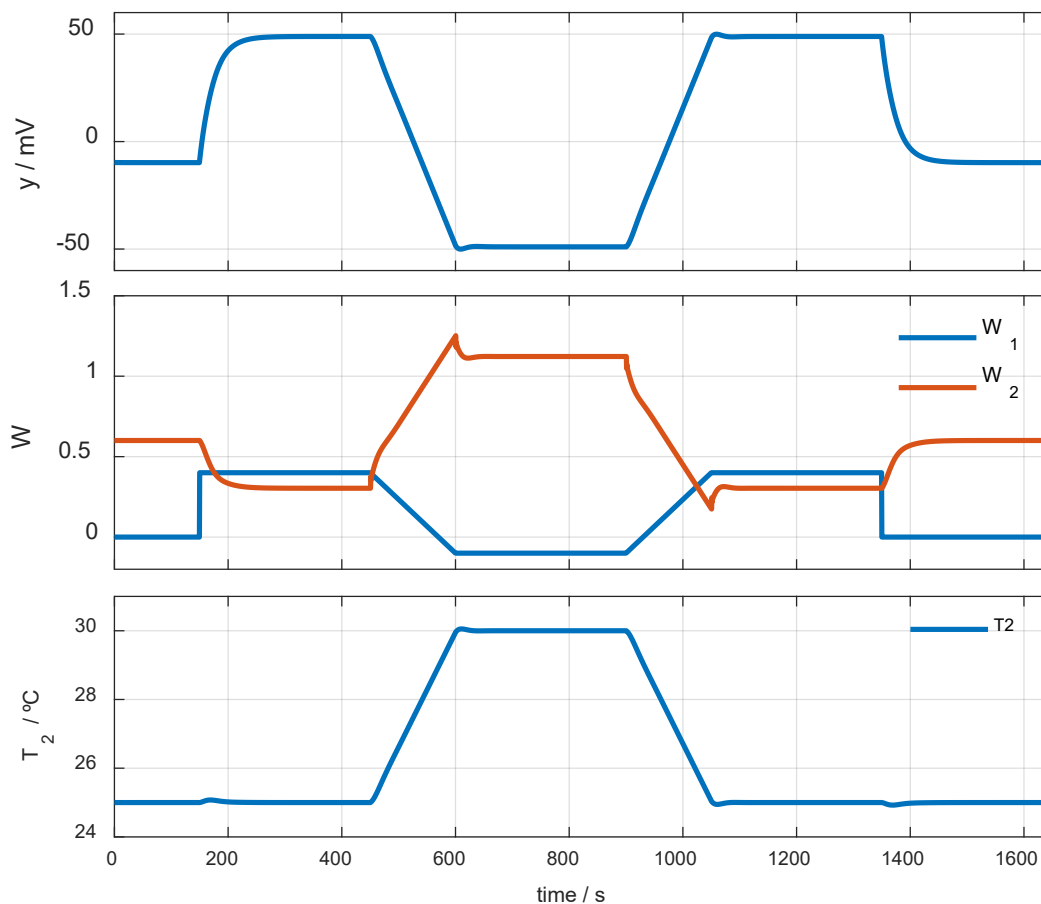


Figura 4.14. Simulación de una medida con variación lineal de temperatura del termostato (T_2).

Podemos realizar cálculos similares a los mostrados en la tabla 4.9 en estas condiciones. En la tabla 4.10 se muestran los valores recomendados de la tensión de la termopila de enfriamiento V_{pel} para que no se produzca la saturación, en función de la temperatura del entorno T_{room} y de la temperatura del termostato T_2 . El cálculo de los valores óptimos de V_{pel} se ha determinado mediante simulaciones del funcionamiento del sensor similares a la mostrada en la figura 4.14. En estas simulaciones, se ha considerado una potencia W_1 de +400 mW para 25 °C y -100 mW para 35°C, que son las condiciones más desfavorables en la práctica.

La capacidad calorífica considerada en este cálculo es de $C_2 = 4 \text{ JK}^{-1}$. En la tabla 4.10 se muestran los resultados para dos velocidades de calentamiento de 10 y 5K en 150 segundos para el sensor 1, teniendo el sensor 2 un comportamiento muy similar. Nótese que los límites de V_{pel} no son iguales si se produce un calentamiento o un enfriamiento. Por otra parte, estos límites son más acotados cuanto mayor es el salto de temperaturas.

Tabla 4.10. Margen de V_{pel} recomendado en función de T_2 y de T_{room} , para el sensor 1.

T_{room}	Calentamiento		Enfriamiento	
	$T_2= 25 \text{ a } 30 \text{ }^\circ\text{C}$	$T_2= 25 \text{ a } 35 \text{ }^\circ\text{C}$	$T_2= 30 \text{ a } 25 \text{ }^\circ\text{C}$	$T_2= 35 \text{ a } 25 \text{ }^\circ\text{C}$
18 $^\circ\text{C}$	0.20 a 1.00	————	0.20 a 1.40	0.20 a 0.40
23 $^\circ\text{C}$	0.40 a 2.00	0.50 a 0.80	0.70 a 2.00	1.10 a 1.40
28 $^\circ\text{C}$	1.40 a 2.00	1.40 a 1.80	1.70 a 2.00	————

4.6.3. RESOLUCIÓN

La resolución es el menor valor absoluto de W_1 que puede detectar el sensor. A partir de los parámetros de las funciones de transferencia de la tabla 4.6 y del ruido de las señales, puede deducirse la resolución de W_1 a partir de las ecuaciones del modelo 4FT.

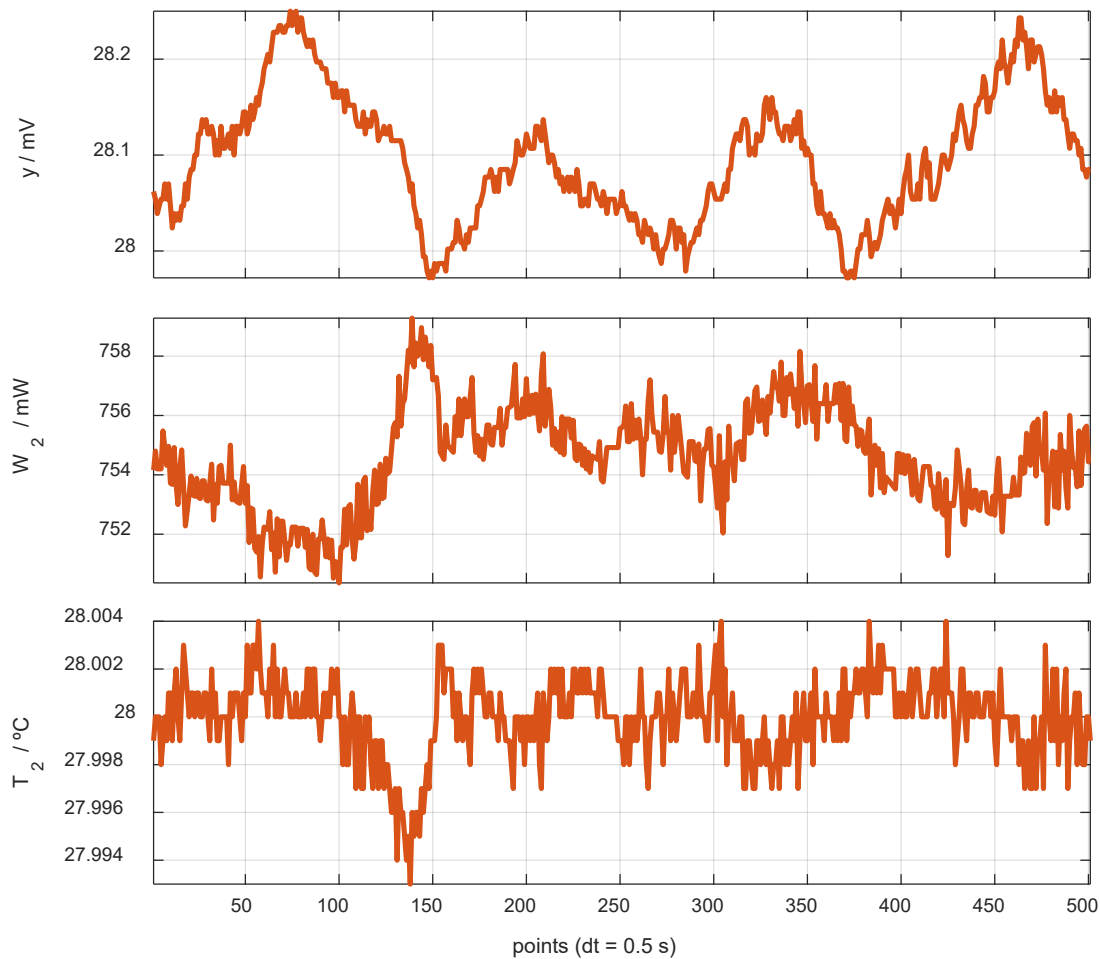


Figura 4.15. Oscilaciones de y , T_2 y W_2 para un estado estacionario experimental.

Para un periodo de muestreo de un segundo, el ruido de la señal calorimétrica es de aproximadamente ± 0.2 mV, el de la temperatura del termostato T_2 de ± 5 mK y el de la potencia del termostato W_2 de ± 10 mW. La potencia del termostato W_2 tiene un ruido inferior cuando se utiliza un periodo de muestreo de medio segundo, que puede considerarse la mitad. En la figura 4.15 se muestra un tramo de las curvas experimentales en estado estacionario, en las que se observan las oscilaciones de alta y baja frecuencia de las señales. Para determinar la resolución utilizamos las oscilaciones de baja frecuencia dado que son mayores. Usando la primera ecuación del modelo $4FT$, correspondiente a la señal calorimétrica, podemos estimar la resolución del dispositivo. Se muestra como ejemplo el cálculo efectuado para el sensor 1 y para un periodo de muestreo de uno y medio segundo:

$$K_1 W_1 + K_2 W_2 = y \quad \rightarrow \quad K_1 dw_1 + K_2 dw_2 = dy \quad (4.30)$$

$$\text{Para } \Delta t = 1.0 \text{ s} \quad dw_1 = \frac{dy - K_2 dw_2}{K_1} = \frac{0.2 + 54.2 \cdot 0.010}{110.5} = 0.0067W$$

$$\text{Para } \Delta t = 0.5 \text{ s} \quad dw_1 = \frac{dy - K_2 dw_2}{K_1} = \frac{0.2 + 54.2 \cdot 0.005}{110.5} = 0.0043W$$

Si usáramos la ecuación de la temperatura del termostato obtendríamos un peor resultado. Teniendo en cuenta las perturbaciones térmicas propias del aislamiento térmico y demás factores no considerados, la resolución real del dispositivo es ligeramente mayor a la calculada con la expresión (4.30).

En la práctica, la resolución del dispositivo es la siguiente:

- Para un periodo de muestreo $\Delta t = 1.0$ s, la resolución de W_1 es de **8 mW**.
- Para un periodo de muestreo $\Delta t = 0.5$ s, la resolución de W_1 es de **4 mW**.

4.7. CONCLUSIONES

Para relacionar todas las variables medidas con el flujo de calor que atraviesa el sensor, es necesario proponer un modelo de funcionamiento del sensor. Los modelos calorimétricos empíricos y analíticos considerados reproducen adecuadamente comportamiento físico del sensor. Los modelos empíricos de funciones de transferencia (modelos $4FT$ y $12FT$) permiten estudiar de forma sencilla la dinámica y la estática del sistema. Por otra parte, los modelos analíticos presentan ciertas dificultades en su uso, dado que resultan muy restrictivos. No obstante, mediante una adecuada modelización de los elementos que intervienen en el fenómeno de transferencia de calor, y considerando adecuadamente las influencias exteriores, los modelos analíticos (modelos a constantes localizadas de dos cuerpos RC y RC compensado) resultan muy eficaces para determinar la capacidad calorífica.

Capítulo 5

DETERMINACIÓN DEL FLUJO DE CALOR Y DE LAS PROPIEDADES TÉRMICAS DE LA PIEL

En el capítulo anterior se describen los modelos calorimétricos empleados y su método de identificación. Este método consistía en escoger adecuadamente las entradas del sistema para poder determinar los parámetros del modelo. Estas calibraciones se realizan en la base de calibración utilizando referencias conocidas, es decir, unas entradas y salidas conocidas. Este proceso de calibración también se denomina identificación del modelo del sensor.

En este capítulo se utilizan los modelos identificados previamente, para determinar la potencia calorífica (flujo de calor) que atraviesa el sensor desde la base de calibración o desde la superficie del cuerpo humano. Este capítulo se divide en dos apartados. En el primero se exponen los métodos utilizados para la determinación del flujo de calor disipado por el cuerpo humano. En el segundo, se exponen los métodos utilizados para identificar las propiedades térmicas de la piel, en nuestro caso, se identifican dos propiedades térmicas: la conductancia térmica (o su inversa, la resistencia térmica) y la capacidad calorífica. La temperatura en las proximidades de la zona de contacto, que también es una magnitud relevante, se mide utilizando un termistor incorporado en el sensor (ver figura 3.1).

5.1. MEDIDA DEL FLUJO DE CALOR

Como se explicó en la introducción, existen multitud de técnicas para medir el flujo de calor cutáneo, y la variabilidad de esta magnitud depende de muchos factores, entre ellos, la situación física del sujeto (vestimenta, posición, nivel de reposo, realización de actividades, etcétera), las características del entorno (temperatura, humedad relativa, velocidad del aire, etcétera) y la fisiología propia del sujeto en estudio. Además de esto, la medición local del flujo de calor entraña una dificultad relacionada con el propio contacto entre sensor y piel, y este efecto debe tenerse en cuenta.

El funcionamiento del sensor consiste en aplicar el dispositivo sobre la piel con el objetivo de medir el flujo de calor que se transmite, por conducción, entre la piel y el termostato del sensor. Al aplicar el sensor sobre la piel, el propio dispositivo altera el estado térmico de la piel. Esto da como resultado la medición de un estado alterado que hay que estudiar. Para atajar este problema, puede optarse por utilizar métodos que alteren mínimamente la piel o bien explicar correctamente esta alteración al exponer los resultados experimentales obtenidos mediante una técnica de medición por contacto.

5.1.1. PROCEDIMIENTO DE MEDIDA

El objetivo del dispositivo es evaluar las propiedades térmicas y el flujo de calor de la piel. Es fundamental una correcta determinación del flujo de calor para poder identificar de forma rigurosa las propiedades térmicas. En este apartado se explica el procedimiento de medida del flujo de calor. La metodología empleada es muy sencilla, y se muestra en la figura 5.1a:

- En primer lugar (imagen 1 en figura 5.1a), el sensor está emplazado en la base de calibración hasta que el sensor, en su conjunto, alcanza el estado estacionario propio del equilibrio térmico.
- Posteriormente (imagen 2 en figura 5.1a), el sensor se coloca en la superficie del cuerpo humano donde se pretende realizar la medición, y permanece sobre la piel manteniendo la programación establecida de la temperatura del termostato, hasta que el sensor alcanza el nuevo estado estacionario.
- Finalmente (imagen 3 en figura 5.1a), el sensor se vuelve a colocar en la base de calibración hasta que el sensor (en su conjunto) regresa nuevamente al estado estacionario original.

El estado estacionario se comprueba a partir de las dos salidas experimentales del sistema: la temperatura del termostato, T_2 , y la señal calorimétrica y . Por lo general, en una medida de este tipo (flujo de calor cutáneo para una temperatura constante del termostato) cada etapa tiene una duración de 5 minutos, haciendo un total de 15 minutos. Es fundamental disponer de una buena línea de base inicial y final para la señal calorimétrica. Por dicho motivo son necesarios los estacionarios de referencia definidos por las imágenes 1 y 3 de la figura 5.1a.

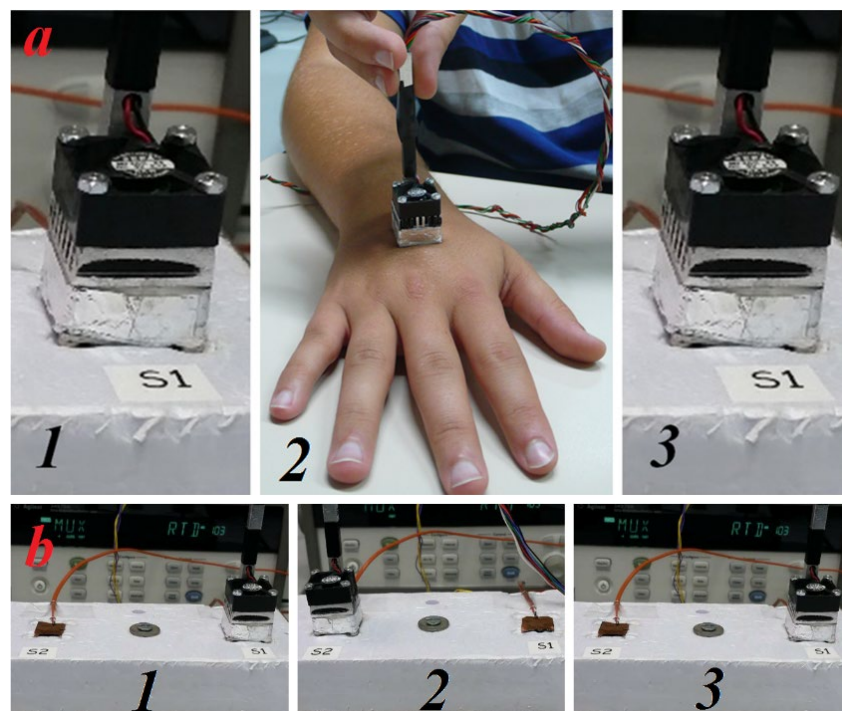


Figura 5.1. Procedimiento de medida del flujo de calor.

Se han realizado varias pruebas en la base de calibración para simular el procedimiento de medida en la piel. Para ello se utilizan las dos resistencias (S1 y S2) disponibles en la base para la realización de calibraciones. Estos experimentos se realizan mediante el siguiente procedimiento, similar al utilizado en el cuerpo humano: a) se sitúa el sensor en el receptáculo S1 hasta que se alcanza el estado estacionario para la temperatura programada en el termostato, b) manteniendo la programación de la temperatura del termostato, se sitúa el sensor en S2, donde se está disipando una potencia conocida hasta que se alcanza el nuevo estado estacionario, c) finalmente se vuelve a colocar el sensor en la base inicial S1. Cada etapa tiene una duración de cinco minutos, y el procedimiento (1, 2, 3) se muestra en la figura 5.1b.

En estas medidas, el sensor es movido de un receptáculo de la base de calibración al otro. La finalidad de mover el sensor es poder simular el transitorio de contacto. El contacto repentino entre la placa de medición y la superficie en estudio ocurre en todas las medidas realizadas en el cuerpo humano. Este contacto repentino produce un pico inicial en la señal de potencia, que depende de la diferencia de temperatura entre las superficies de contacto. Después de este pico inicial de potencia, la señal se estabiliza alcanzando el régimen estacionario. El mismo efecto tiene lugar cuando el sensor se vuelve a colocar en su base de calibración después de haber sido aplicado sobre la piel. A continuación, se exponen los métodos utilizados para la determinación del flujo de calor del cuerpo humano: el método del filtrado inverso (*Inverse Filtering Method, IFM*) y el método de la reconstrucción de la señal calorimétrica (*Calorimetric Signal Reconstruction Method, CSRM*).

5.1.2. MÉTODO FILTRADO INVERSO (IFM)

El método del filtrado inverso es un procedimiento para obtener la potencia W_i a partir del resto de las señales. Mediante la integral de convolución, se obtiene la salida de un sistema, a partir de su entrada y de su respuesta a un *delta de Dirac*. La deconvolución es la operación inversa a la convolución: obtener las entradas del sistema a partir de sus salidas.

En el capítulo anterior, se controlaron las entradas y salidas del sistema para identificar los parámetros de las funciones de transferencia del modelo calorimétrico (FT_i), marcadas en azul en la expresión (5.1). Ahora, conocidas las funciones de transferencia, se desean obtener las entradas (5.2); particularmente la entrada W_i , que es el flujo de calor que se desea medir.

$$\text{Identificación del modelo:} \quad \begin{pmatrix} FT_1(s) & FT_2(s) \\ FT_3(s) & FT_4(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta W_1(s) \\ \Delta W_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta Y(s) \\ \Delta T_2(s) \end{pmatrix} \quad (5.1)$$

$$\text{Identificación de la entrada } W_i: \quad \begin{pmatrix} FT_1(s) & FT_2(s) \\ FT_3(s) & FT_4(s) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta W_1(s) \\ \Delta W_2(s) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \Delta Y(s) \\ \Delta T_2(s) \end{pmatrix} \quad (5.2)$$

La determinación del flujo de calor mediante filtrado inverso consiste en aislar la potencia de una de las ecuaciones del modelo calorimétrico $4FT$. En nuestro caso, podemos despejar W_i en ambas ecuaciones:

$$FT_1W_1 + FT_2W_2 = \Delta Y \rightarrow W_1 = \frac{\Delta Y - FT_2W_2}{FT_1} \quad (5.3)$$

$$FT_3W_1 + FT_4W_2 = \Delta T_2 \rightarrow W_1 = \frac{\Delta T_2 - FT_4W_2}{FT_3} \quad (5.4)$$

Para la identificación, suele utilizarse la ecuación correspondiente a la señal calorimétrica (5.3) dado que su relación señal/ruido es muy superior a la relación de la ecuación que incluye la temperatura del termostato (5.4). En este tipo de medidas, la temperatura del termostato T_2 suele programarse en un valor constante, y eso dificulta la identificación de W_1 con la ecuación (5.4). Operando, se obtiene la expresión que define el proceso de filtrado:

$$W_1(s) = \left[(1 + s\tau_1)(1 + s\tau_2)Y(s) - K_2(1 + s\tau_2^*)W_2(s) \right] \frac{1}{K_1(1 + s\tau_1^*)} \quad (5.5)$$

El método consiste en aplicar dos filtros derivativos de ganancia unitaria $(1 + s\tau_1)$ $(1 + s\tau_2)$, sobre la señal calorimétrica y un filtro derivativo $(1 + s\tau_2^*)$ con ganancia K_2 sobre la potencia del termostato. A la señal resultante se le aplica un filtro integrador $(1 + s\tau_1^*)$ con ganancia K_1^{-1} . De esta forma obtenemos una aproximación a la potencia $W_1(t)$. La implementación de la ecuación (5.5) se realiza mediante una discretización, definida según las siguientes expresiones:

$$\text{Filtro derivativo:} \quad D[i] = x[i] + \tau_d \frac{x[i] - x[i-m]}{m\Delta t} \quad (5.6)$$

$$\text{Filtro integrativo:} \quad I[i] = \frac{x[i] + (\tau_i/\Delta t)I[i-1]}{1 + (\tau_i/\Delta t)} \quad (5.7)$$

La deconvolución mediante filtrado inverso es un procedimiento rápido y sencillo. Sin embargo, los filtros derivativos amplifican el ruido existente. Para mitigar este efecto, se aumenta el espacio temporal entre los puntos experimentales, $m\Delta t$, al resolver la derivación discreta [139]. Como resultado de este procedimiento, el ruido disminuye, pero este suavizado produce retrasos en la fase de la señal y una ligera integración de los transitorios. Estas son las limitaciones que implica este método. En la figura 5.2 se muestran las curvas experimentales de una medida sobre la que se aplica el método del filtrado inverso. Se trata de una disipación constante en la base de calibración, de valor $W_1 = 150$ mW, con una duración de 300 segundos (45 J). Se representan la señal calorimétrica y la potencia disipada en el termostato para mantener constante la temperatura del termostato a 28°C. El periodo de muestreo fue de 0.5 s. Antes de aplicar los filtros derivativos e integradores se han corregido las líneas de base de la señal calorimétrica y de la potencia disipada en el termostato (figura 5.3). La reconstrucción está definida por la ecuación (5.5) y se calcula mediante las expresiones (5.6) y (5.7). La figura 5.4 muestra la reconstrucción de la potencia utilizando diferentes distancias temporales entre los dos puntos utilizados en la derivación discreta, esto es, para $m\Delta t = 1$, $m\Delta t = 2$ y $m\Delta t = 3$. Estas medidas están realizadas para una temperatura del entorno $T_{room} = 21^\circ\text{C}$, una tensión de enfriamiento $V_{pel} = 1.5$ V, y con el termostato a $T_2 = 28^\circ\text{C}$.

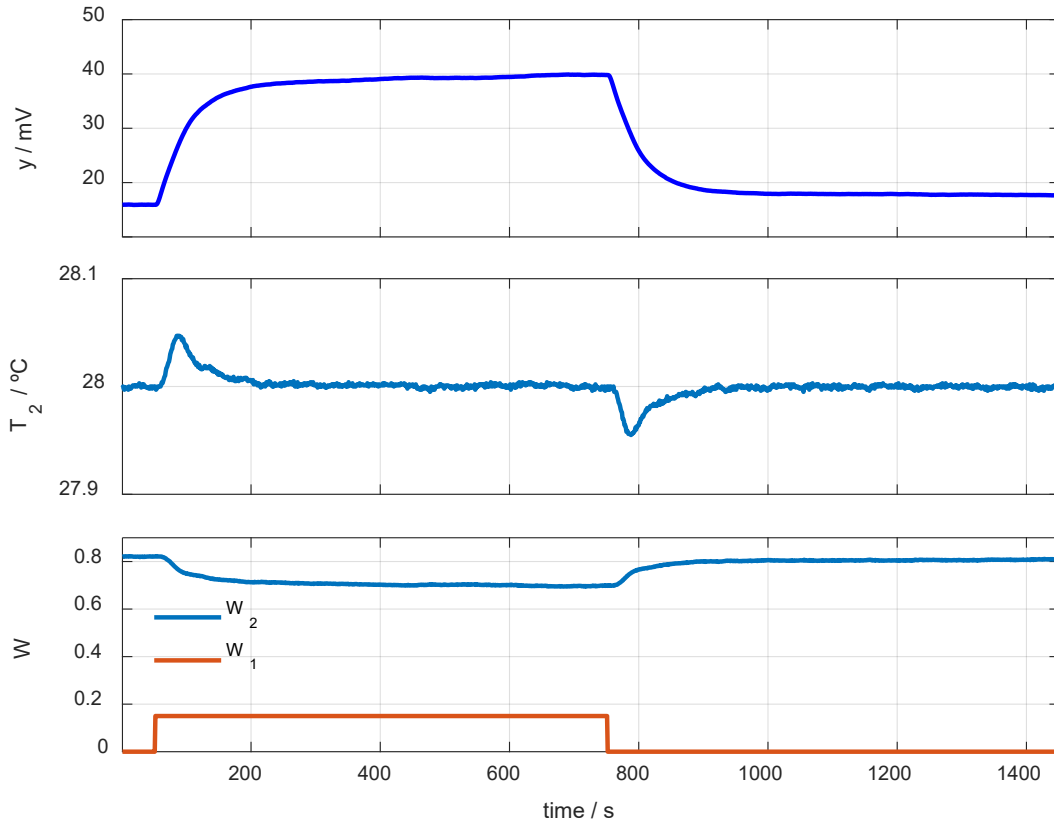


Figura 5.2. Curvas experimentales sobre la que se aplica el método IFM.

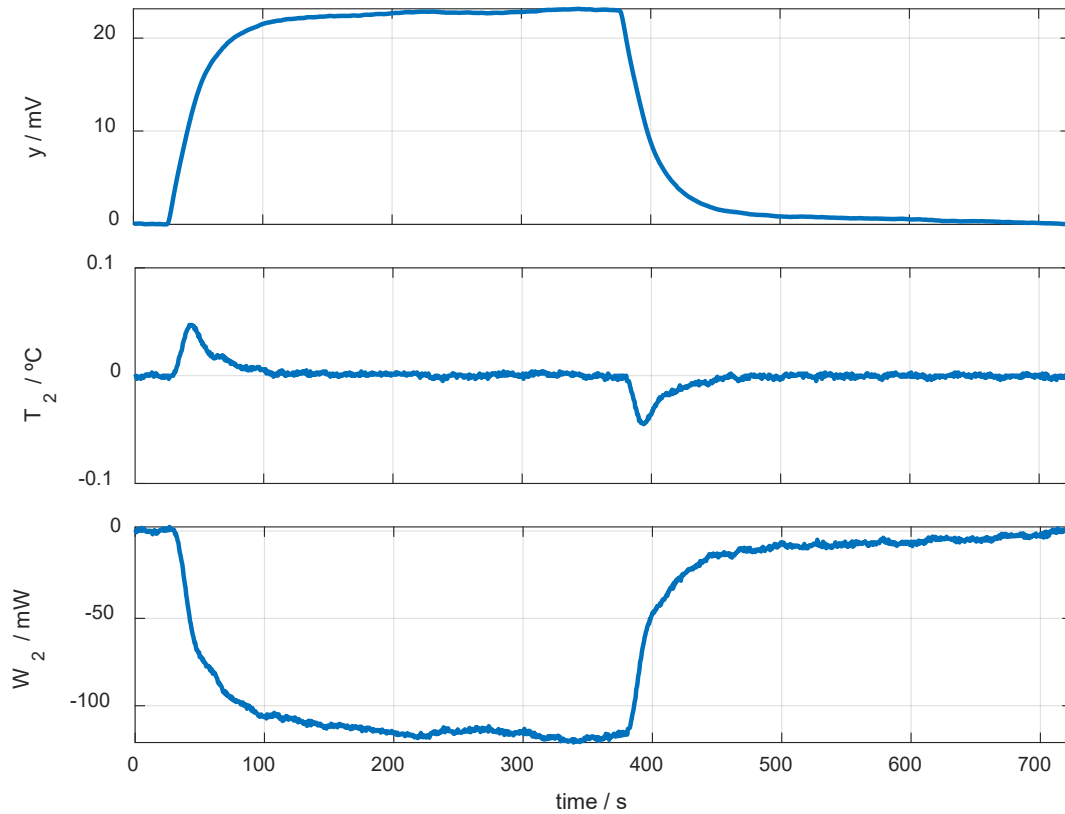


Figura 5.3. Curvas experimentales sobre la que se aplicará el método IFM, corregidas las líneas de base.

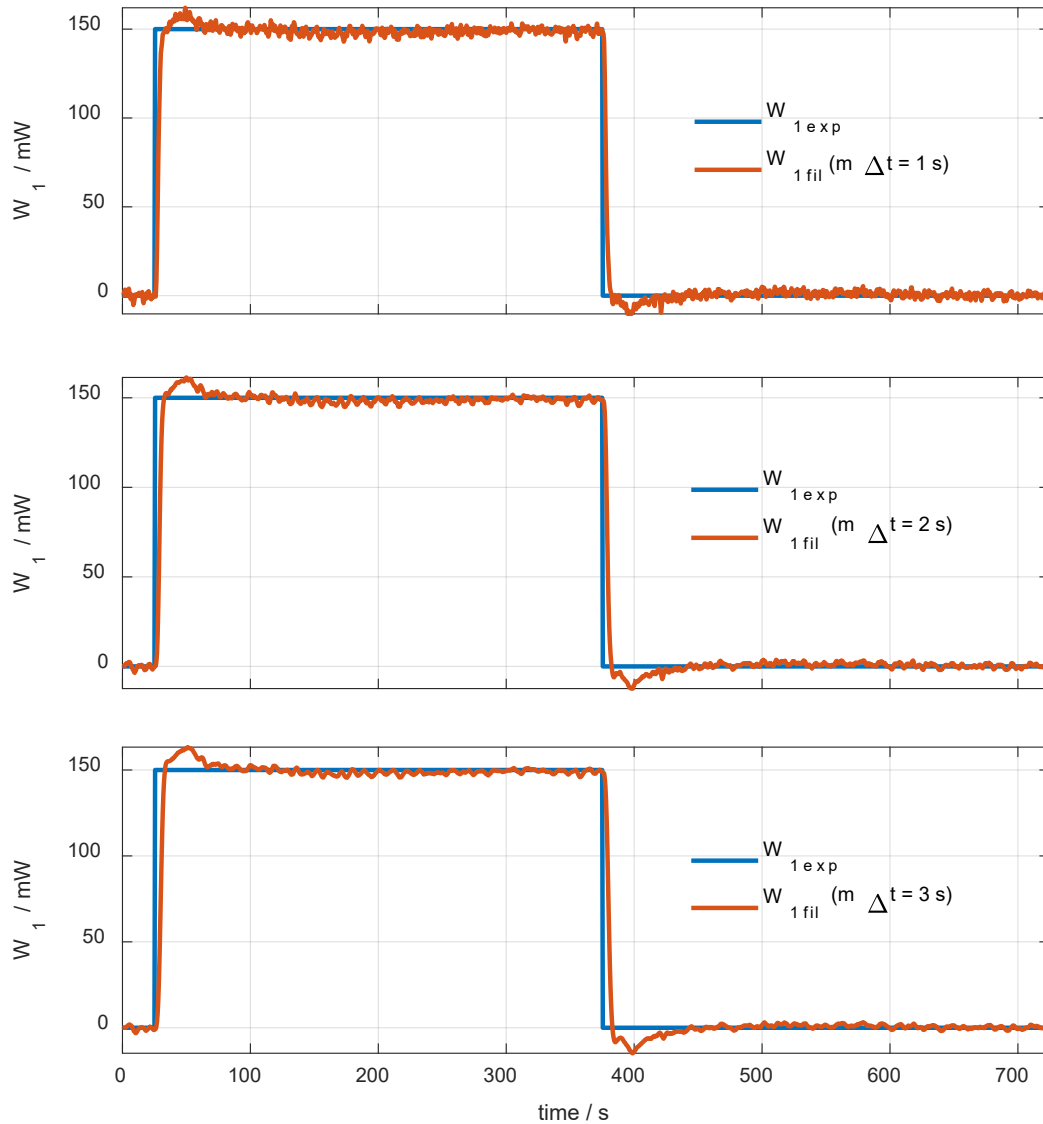


Figura 5.4. Ejemplo de aplicación del método del filtrado inverso sobre la medida experimental representada en las figuras 5.2 y 5.3. Resultados para diferentes valores de $m\Delta t$.

En la figura 5.5 se muestra una representación frecuencial de la fase y la magnitud del filtro derivativo utilizado en la reconstrucción de la figura 5.4. Se representan tres modelizaciones del mismo filtro derivativo en dominio frecuencial, que se corresponden con el filtro continuo, y con el filtro discreto para dos valores diferentes de la distancia entre puntos utilizados en la derivación discreta de 1 y 2 segundos. El módulo está expresado en dB: $20\log_{10}|F(j\omega)/F(0)|$. Las ecuaciones de cada filtro, en el espacio de *Fourier*, son las siguientes:

Filtro continuo:

$$F(j\omega) = 1 + j\omega\tau \quad (5.8)$$

Filtro discreto:

$$F'(j\omega) = \left(1 + \frac{\tau}{m\Delta t}\right) - \frac{\tau e^{-j\omega m\Delta t}}{m\Delta t} = \left(1 + \frac{\tau}{m\Delta t}\right) - \frac{\tau}{m\Delta t} [\cos(\omega m\Delta t) - j \sin(\omega m\Delta t)] \quad (5.9)$$

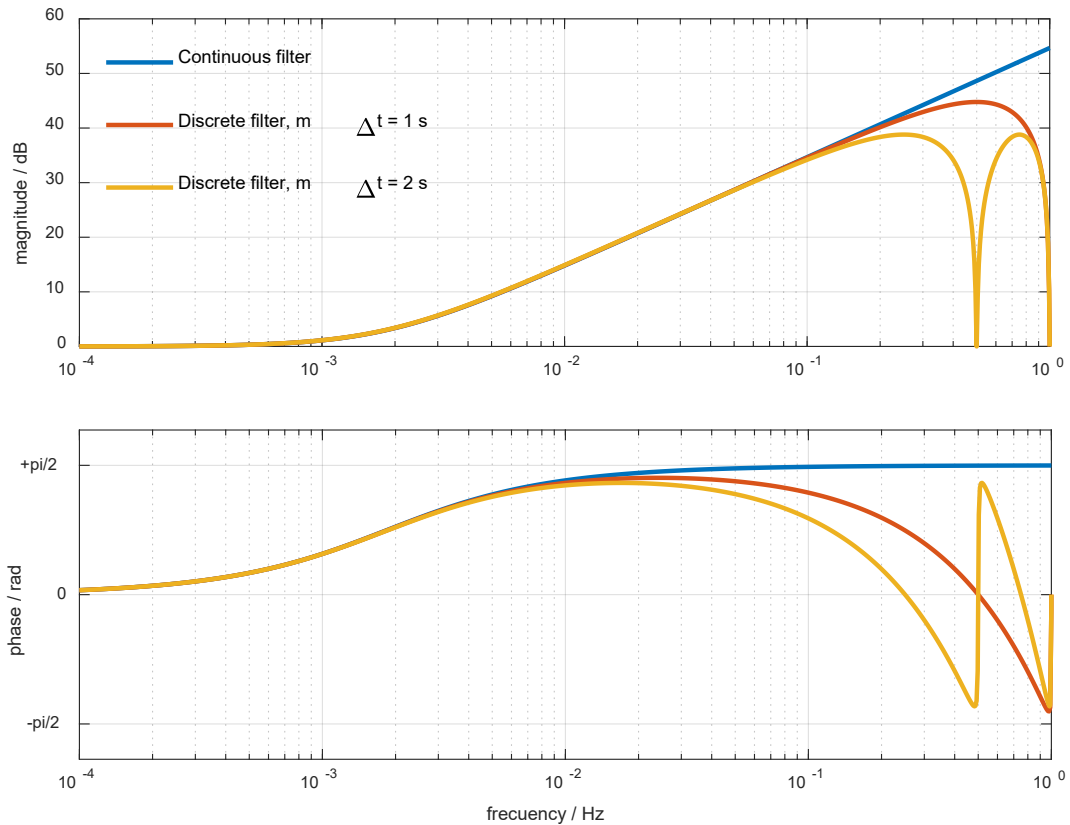


Figura 5.5. Representación frecuencial de la fase y magnitud del filtro derivativo continuo y discreto.

Nótese que las magnitudes comienzan a separarse en 0.1 Hz. A partir de esta frecuencia, los filtros discretos suavizan la señal. A medida que $m\Delta t$ aumenta, el suavizado comienza en una frecuencia inferior. Por otra parte, existe un decalaje temporal a partir de 0.01 Hz.

En los trabajos realizados con el sensor S36, se consideraba como resultado de la medición de W_i un valor medio calculado a partir de la integral de la respuesta obtenida mediante el método del filtrado inverso (IFM). Este valor medio representaba el valor de la disipación emitida por el cuerpo humano, bajo la hipótesis de una respuesta con forma rectangular.

A partir de la observación de las medidas en el cuerpo humano, se observó que la forma de la potencia W_i debe incorporar ciertos fenómenos transitorios que tienen lugar cuando se desarrolla la medición. El método de la reconstrucción de la señal calorimétrica (CSRM), es un procedimiento alternativo al filtraje inverso, que incorpora estos fenómenos transitorios y los cuantifica. Actualmente el método del filtraje inverso se utiliza de forma complementaria.

5.1.3. DECONVOLUCIÓN CON EL MODELO 12FT

El principal objetivo del sensor es obtener información térmica de la piel. La primera variable de interés es el flujo de calor que desprende la piel cuando se aplica el sensor sobre el cuerpo humano: a partir de esta variable se determina todo lo demás. En esta breve sección se realiza una simulación de la deconvolución utilizando el modelo 12 FT en vez del modelo 4FT.

En la figura 5.6 se simulan dos casos diferentes en el cuerpo humano. En el primer caso la temperatura del termostato es constante ($T_2 = 28^\circ\text{C}$, $T_{room} = 24^\circ\text{C}$ y $V_{pel} = 0.8 \text{ V}$) y la disipación, mientras el sensor está sobre la piel, se supone constante y de valor $W_1 = 150 \text{ mW}$. El segundo caso incorpora una variación lineal de la temperatura del termostato, siendo la potencia $W_1 = 150 \text{ mW}$ para $T_2 = 28^\circ\text{C}$ y $W_1 = 50 \text{ mW}$ para $T_2 = 33^\circ\text{C}$. V_{pel} se mantiene constante en las dos mediciones. La potencia U_1 se calcula con la expresión:

$$U_{1cal}(s) = \frac{Y_3(s) \cdot (1 + s\tau_1) \cdot (1 + s\tau_2) - K_{32} \cdot (1 + s\tau_{32}^*) \cdot U_2(s)}{K_{31} \cdot (1 + s\tau_{31}^*)} \quad (5.10)$$

Siendo:

$$\tau_1 = \tau_{131} = \tau_{132}; \tau_2 = \tau_{231} = \tau_{232} \quad (\text{ver tabla 4.2}) \quad (5.11)$$

Y siendo Y_3 la señal calorimétrica y U_2 la potencia disipada en el termostato.

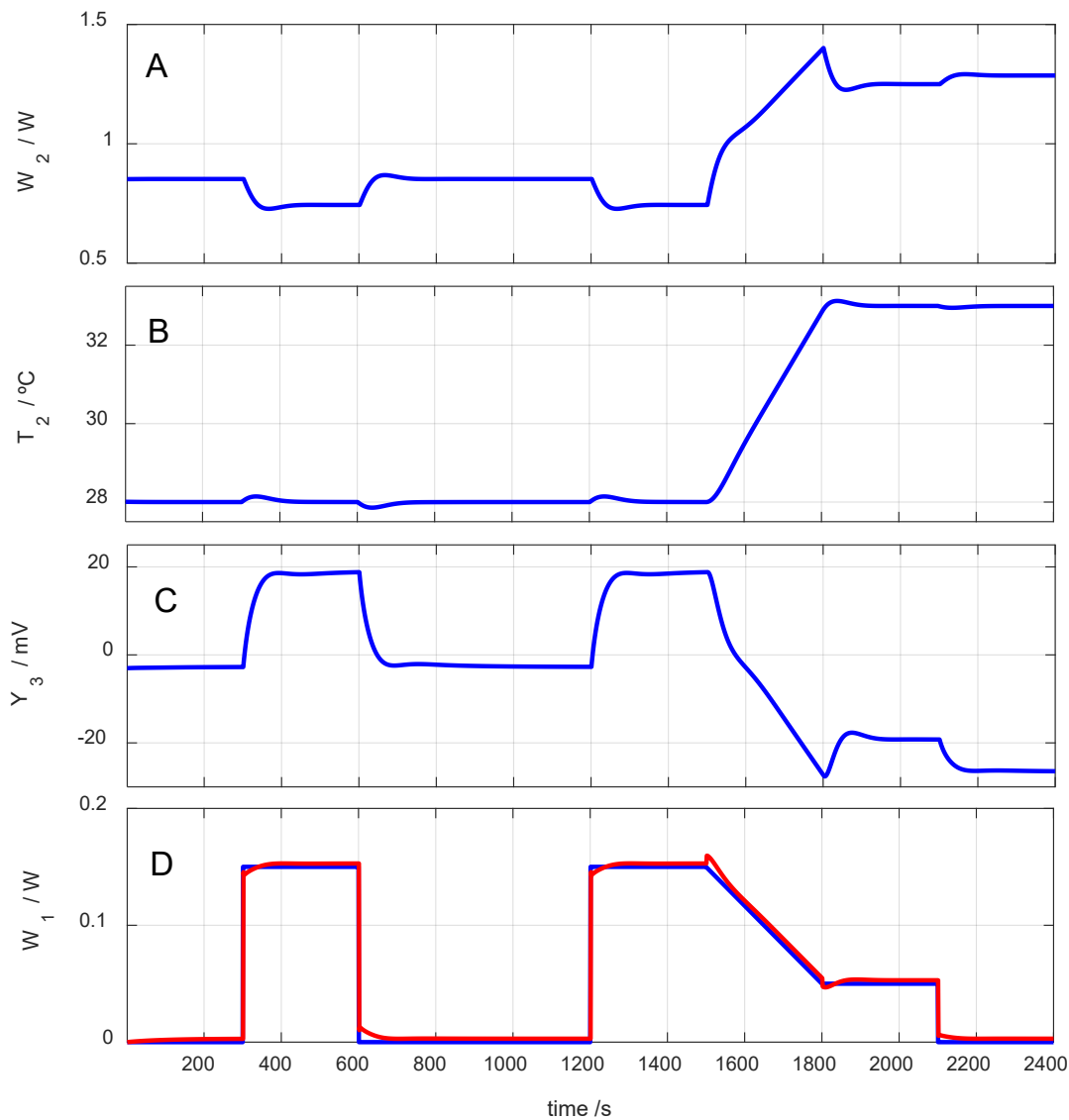


Figura 5.6. Simulación de la operación del sensor. A) Potencia disipada en el termostato. B) Temperatura del termostato. C) Señal calorimétrica. D) Potencia simulada (curva azul) y potencia calculada (curva roja).

La figura 5.6 muestra las curvas correspondientes a estas dos simulaciones. Se observa un buen ajuste de la potencia calculada con la ecuación (5.10) (curva roja en la figura 5.6 D) con la potencia simulada (curva azul en la figura 5.6 D). Con esta simulación, se comprueba la capacidad de este modelo para simular medidas en la piel del cuerpo humano con diferentes temperaturas del termostato, para medidas simples (termostato a temperatura constante) y complejas (con una variación programada del termostato, en este caso variación lineal).

5.1.4. RECONSTRUCCIÓN DE LA SEÑAL CALORIMETRICA (CSRM)

La reconstrucción de la señal calorimétrica (CSRM) es un procedimiento que consiste en determinar W_1 mediante un proceso iterativo que reconstruye la señal calorimétrica a partir del modelo identificado y de la suposición de una forma específica de la potencia W_1 . Este método se basa en el supuesto de que la potencia W_1 que pasa a través del sensor se puede representar como una suma de una serie de exponenciales que tiene la forma:

$$W_1(t) = A_0 + \sum_{i=1}^n A_i e^{-t/\tau_i} \quad (5.12)$$

La señal de potencia $W_1(t)$ se construye a partir de las amplitudes A_i y de las constantes de tiempo τ_i . Conocidas las potencias W_1 (ecuación 5.12) y la potencia W_2 (potencia del termostato del sensor), se reconstruye la señal calorimétrica utilizando la ecuación que las relacionan. En el dominio temporal, la expresión que relaciona dichas variables es la siguiente:

$$\tau_1 \tau_2 \frac{d^2 y}{dt^2} + (\tau_1 + \tau_2) \frac{dy}{dt} + y = K_1 \left(\tau_1^* \frac{dW_1}{dt} + W_1 \right) + K_2 \left(\tau_2^* \frac{dW_2}{dt} + W_2 \right) \quad (5.13)$$

Este método implica la utilización del ya mencionado algoritmo de minimización de error de *Nelder – Mead*; y el error considerado en el cálculo es la raíz del error cuadrático medio entre la señal calorimétrica experimental y la reconstruida a partir de la señal de potencia supuesta W_1 . El algoritmo de cálculo es muy similar al mostrado anteriormente en el esquema de la figura 4.2. En este caso, los parámetros ajustados se corresponden con los coeficientes que definen la señal de potencia W_1 . En la práctica, este método y sus distintas modificaciones son los procedimientos más utilizados, en virtud de su versatilidad y robustez. El método CSRM presenta dos grandes ventajas. En primer lugar, permite definir la señal de potencia W_1 mediante coeficientes cuya comprensión es sencilla, y que además poseen un significado físico. Además, proporciona muy buenos resultados en las mediciones donde la relación señal/ruido es muy desfavorable.

5.1.4.1. MODELIZACIÓN DEL FLUJO DE CALOR

El método CSRM parte de la suposición de un modelo de la disipación W_1 . Este modelo matemático describe la transferencia de potencia calorífica desde la piel del cuerpo humano al sensor calorimétrico, y está definido mediante la siguiente expresión, que consiste en una función definida a trozos:

$$\begin{aligned}
 W_1(t) &= 0 && \text{for } t < t_1 \\
 W_1(t) &= A_0 + A_1 \exp(-t/\tau_1) + A_2 \exp(-t/\tau_2) && \text{for } t_1 \leq t \leq t_2 \\
 W_1(t) &= A'_1 \exp(-t/\tau_1) + A'_2 \exp(-t/\tau_2) && \text{for } t > t_2
 \end{aligned} \tag{5.14}$$

... siendo t_1 el instante en que el sensor calorimétrico se coloca en el cuerpo humano, y t_2 el instante en el que se retira el sensor de la piel y se devuelve a la base de calibración:

La función $W_1(t)$ está dividida en tres tramos:

- En el primer tramo ($t < t_1$), el sensor se encuentra en la base de calibración y el flujo de calor es cero. Esta parte de la señal constituye la línea de base inicial.
- En el segundo tramo ($t_1 \leq t \leq t_2$), el sensor está aplicado sobre la piel, y tiene lugar la transferencia de calor entre la piel y el sensor. Esta disipación cutánea transferida al sensor puede separarse en tres fenómenos, definidos por tres coeficientes:
 - El coeficiente A_0 es la amplitud de la potencia transferida en régimen estacionario.
 - El coeficiente A_1 es la amplitud de la exponencial correspondiente al pico inicial de potencia, que es consecuencia del contacto repentino entre el sensor y la piel. La magnitud de A_1 depende de la diferencia de temperaturas entre las dos superficies. Esta exponencial está asociada a una constante de tiempo τ_1 .
 - El coeficiente A_2 es la amplitud del segundo fenómeno transitorio, que suele consistir en un decrecimiento exponencial asociado a una constante de tiempo τ_2 . A_2 caracteriza la ecualización térmica entre las dos superficies implicadas, hasta que se alcanza el régimen estacionario.
- En el tercer tramo, el sensor se coloca de nuevo en la base de calibración, y tiene lugar un transitorio de contacto similar al descrito anteriormente para el instante t_1 . Estos transitorios están definidos por los coeficientes A'_1 y A'_2 , y tienen el mismo significado que A_1 y A_2 , pero corresponden al periodo en que el sensor se coloca de nuevo en la base después de la medición. Esta exponencial se aproxima a cero con el tiempo, y constituye la línea de base final de la medida.

En este tipo de medidas, las constantes de tiempo pueden fijarse en $\tau_1 = 5\text{s}$ y $\tau_2 = 70\text{ s}$. Esta consideración implica una simplificación del proceso de identificación, y ha sido formulada a partir de varias mediciones en el cuerpo humano, en las que se ha estudiado el valor de las constantes de tiempo τ_1 y τ_2 que mejor resultado proporcionen. En la figura 5.7 se muestra una representación de los valores obtenidos en ajustes de medidas reales.

Se muestran las constantes de tiempo del flujo de calor W_1 , en el dorso la mano derecha (puntos azules) y en la mano izquierda (puntos rojos) de un sujeto varón sano de 23 años, medido con el sensor S1 (puntos redondos) y el sensor S2 (puntos cuadrados) para diferentes temperaturas del termostato (T_2). En esta se expone el coeficiente de correlación lineal de *Pearson* entre la temperatura del termostato T_2 y el valor de las constantes de tiempo τ_1 y τ_2 .

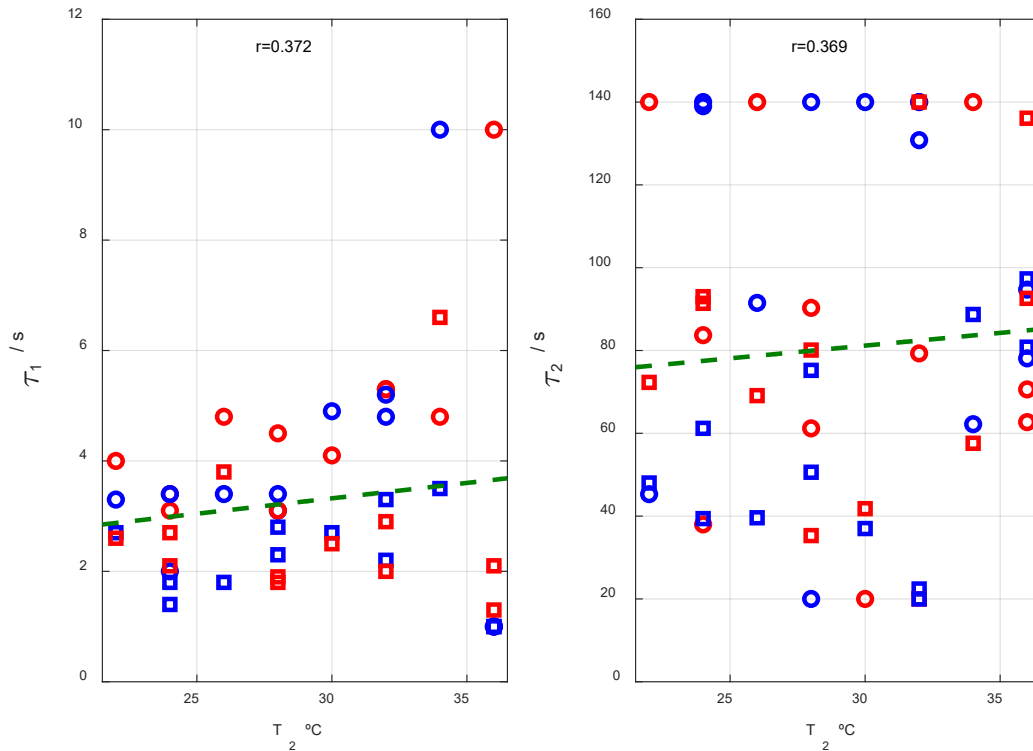


Figura 5.7. Constantes de tiempo de la potencia W_1 (Ec. 5.12) en función de la temperatura del termostato.

La dispersión de los valores obtenidos es grande y no parece existir una relación directa con la temperatura del termostato del sensor, siendo $r = 0.372$ y 0.369 . En base a estos resultados podemos considerar un valor medio de las constantes de tiempo de $\tau_1 = 5$ s y $\tau_2 = 70$ s. Es importante establecer estas constantes de tiempo para que los valores de las amplitudes sean comparables entre sí, y el valor ajustado del término independiente A_0 no se vea afectado por los fenómenos transitorios. A pesar de la gran variabilidad que se observa en la figura 5.7, al volver a calcular las amplitudes A_0 , A_1 y A_2 tras fijar las constantes de tiempo τ_1 y τ_2 en 5 y 70 s, las diferencias obtenidas con los valores originales son inferiores al 3%.

5.1.4.2. IDENTIFICACIÓN DEL FLUJO DE CALOR

El método CSRM utiliza el algoritmo de *Nelder – Mead* y su aplicación es similar a lo definido en el esquema de la figura 4.2. Los parámetros ajustados por el algoritmo son las amplitudes A_0 , A_1 y A_2 que definen la señal de potencia W_1 ; y el error considerado es la raíz del error cuadrático medio entre la señal calorimétrica reconstruida y la experimental.

Inicialmente, se establecen los valores iniciales de los parámetros de la ecuación de la potencia W_1 . A partir del método IFM, pueden estimarse unos valores de A_0 , A_1 y A_2 , que son utilizados como valores iniciales por el algoritmo. Estos valores son una buena referencia, y su consideración acelera el proceso de identificación. Con estos valores iniciales de A_0 , A_1 , A_2 , τ_1 y τ_2 se construye la señal W_1 . Además, se conoce la señal de la potencia del termostato W_2 . Con el conocimiento de W_1 y W_2 , se realiza una reconstrucción de la señal calorimétrica a partir de las funciones de transferencia FT_1 y FT_2 del modelo $4FT$, utilizando, para ello, la función *lsim* de Matlab. Esta operación se corresponde con la ecuación (5.13).

Posteriormente se calcula el criterio de error, y entonces se utiliza la función *fminsearch* de Matlab para obtener unos nuevos valores de los parámetros A_0 , A_1 y A_2 . El proceso se repite hasta que el criterio de error es admisible.

La figura 5.8 muestra el resultado de aplicar el método del filtrado inverso (IFM) y el método de reconstrucción de la señal calorimétrica (CSRМ) sobre una medida experimental realizada en la base de calibración según el procedimiento descrito en el esquema de la figura 5.1b. En este caso se trata de una señal rectangular de potencia disipada en la base, de 100 mW.

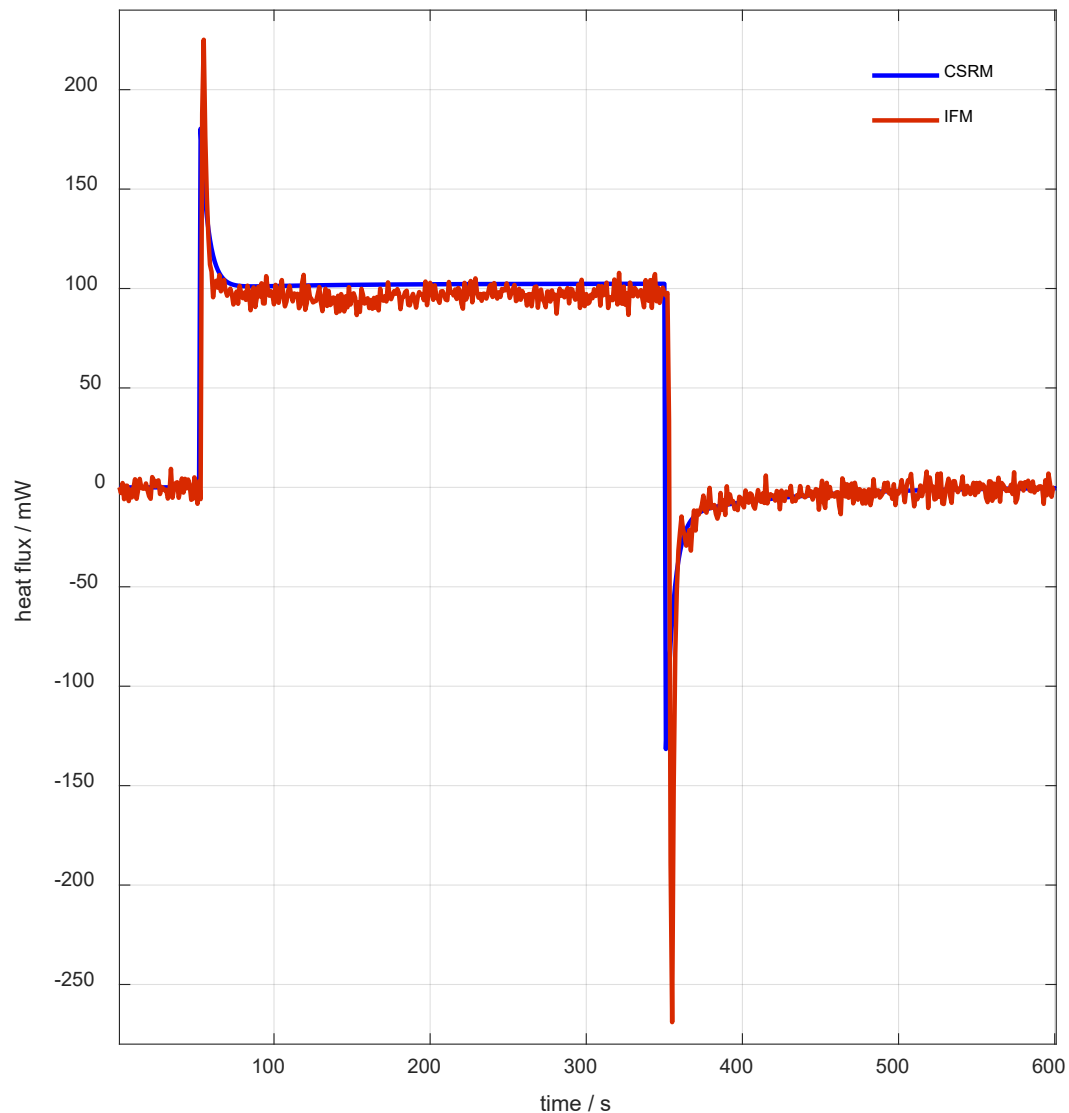


Figura 5.8. Identificación de una señal de potencia en la base de calibración por CSRМ e IFM.

En la figura 5.8 se puede observar cómo afectan los tres parámetros A_0 , A_1 y A_2 , en la función de potencia W_1 (ecuación 5.14). A_0 define la potencia en régimen estacionario, A_1 es la amplitud del pico inicial de potencia y A_2 es la amplitud del fenómeno de equalización térmica entre las superficies que entran en contacto. El error cometido en la reconstrucción es inferior a $40 \mu\text{V}$ utilizando el método CSRМ, 20 veces inferior al cometido utilizando el método IFM (esto es de esperar, dado que los filtros derivativos amplifican el ruido existente en la señal).

5.1.4.3. DISIPACIONES JOULE

Durante la realización del Trabajo de Fin de Máster realizado por el doctorando y dirigido por los mismos investigadores que dirigen esta Tesis [7], se realizó un estudio para validar el método CSRM mediante la evaluación de A_0 en disipaciones *Joule*. En este apartado se resumen brevemente los resultados de este estudio, que se dividió en dos partes. En la primera parte del estudio se evaluó la medida de disipación *sin movimiento del sensor*. En este caso, el sensor se halla inmóvil en la base de calibración mientras sucede la disipación. Como consecuencia, en estos experimentos no aparecen los picos transitorios iniciales de potencia y el sensor registra la totalidad de la disipación. En la tabla 5.1 se muestra el valor medio de A_0 obtenido para cada temperatura del termostato, siendo la disipación aplicada $W_1 = 300.4$ mW.

La diferencia máxima entre A_0 y el valor real de W_1 es de 1.03% para el sensor 1 y 1.68% para el sensor 2. Nótese que A_0 presenta cierta linealidad con la temperatura del termostato T_2 , aunque su magnitud no es significativa. En el caso de que el sensor esté colocado en el receptáculo incorrecto de la base de calibración, el resultado cambia hasta en un 4%, como se observa en la tabla 5.1. Este cambio se debe a diferencias constructivas que fueron resueltas posteriormente mediante la construcción de elementos calefactores idénticos.

Tabla 5.1. Potencia A_0 medida sin desplazamiento de los sensores ($W_1=300.4$ mW).

Termostato	S1 en su base	S1 en otra base	S2 en su base	
$T_2 = 24$ °C	295.4	306.5	298.8	mW
$T_2 = 28$ °C	295.5	308.1	299.9	mW
$T_2 = 32$ °C	298.8	307.8	301.7	mW
$T_2 = 36$ °C	299.6	310.6	301.9	mW

En la segunda parte del estudio se evaluó la medida de disipación *con movimiento del sensor*. En estos experimentos, el sensor se mueve de un receptáculo de la base de calibración al otro según se describe esquemáticamente en la figura 5.1b, con el fin de reproducir el proceso de medida en el cuerpo humano de la forma más precisa posible. Para garantizar el correcto funcionamiento del sensor y del método CSRM se realizaron varios experimentos de este tipo, en las que la disipación comienza antes de aplicar el sensor y finaliza después de retirar el dispositivo, tal y como sucede con la superficie del cuerpo humano. La figura 5.9 muestra dos experimentos correspondientes a una disipación *Joule* constante de $W_1 = 200$ mW, para dos temperaturas diferentes del termostato de $T_2 = 24$ °C y $T_2 = 36$ °C. Se muestran los ajustes de la señal calorimétrica y también las deconvoluciones (reconstrucción de la potencia W_1).

En las gráficas superiores de la figura 5.8 se muestra el ajuste entre la señal calorimétrica experimental y la reconstruida, indicándose el error cometido en cada caso. En las dos gráficas inferiores se muestra la determinación de la potencia con el método del filtrado inverso (IFM) y con el método de la reconstrucción de la señal calorimétrica (CSRM). La primera columna corresponde a la temperatura del termostato $T_2 = 24$ °C y la segunda a la temperatura $T_2 = 36$ °C. La tabla 5.2 muestra el resultado numérico de las mediciones mostradas en la figura 5.9.

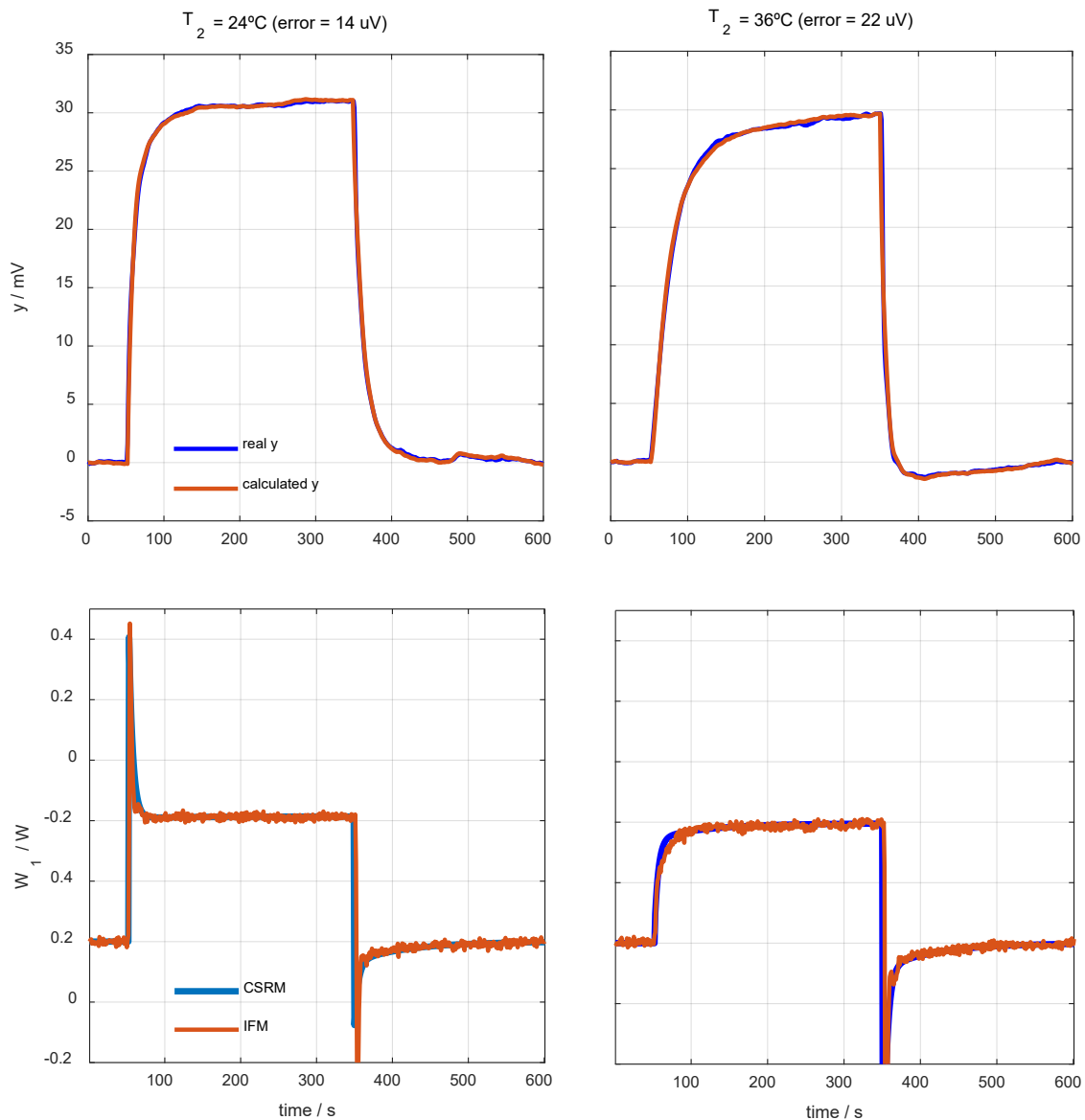


Figura 5.9. Aplicación del método CSRM a medidas experimentales de calibración Joule.

El CSRM tiene dos ventajas importantes en comparación con el método de filtrado inverso (IFM). En primer lugar, el CSRM es capaz de proporcionar directamente la información de la potencia W_1 a través de los parámetros A_i . Por otra parte, el CSRM “absorbe” el ruido y las perturbaciones producidas por la mano del experimentador en los parámetros A_1 y A_2 .

Tabla 5.2. Parámetros A_i de las medidas de la figura 5.9.

Parámetro	$T_2 = 24\text{ }^\circ\text{C}$	$T_2 = 36\text{ }^\circ\text{C}$
A_0	206.9 mW	198.0 mW
A_1	299.7 mW	-124.7 mW
A_2	-3.000 mW	-24.90 mW
A'_1	-104.6 mW	-392.5 mW
A'_2	-33.40 mW	-41.80 mW

El valor A_0 representa la potencia constante disipada por la resistencia de la base de calibración, de 200 mW. Los valores A_1 y A'_1 , como se indicó anteriormente, están directamente relacionados con la diferencia de temperatura entre las dos superficies en contacto, que en este caso depende directamente de la temperatura del termostato. Los parámetros A_2 y A'_2 son las amplitudes de los exponenciales de mayor constante de tiempo ($\tau_2 = 70$ s) y representan la ecuilización progresiva de la temperatura de las superficies en contacto.

5.1.4.4. DISIPACIONES EN EL CUERPO HUMANO

Después de haber validado el método con varias mediciones de disipaciones *Joule*, se han realizado numerosas mediciones en el cuerpo humano, en varias condiciones, localizaciones y sujetos. La figura 5.10 muestra el caso de cuatro medidas consecutivas realizadas en el área del esternón de un sujeto varón de 60 años, sano, en estado de reposo (sentado) y vestido con normalidad. El sujeto no realizó ejercicio antes de las mediciones, la temperatura ambiente T_{room} fue de 24.4 ± 0.2 °C y la humedad relativa fue de aproximadamente el 60%. Se evitó el flujo de aire en la habitación donde se realizó la medida.

Estas cuatro medidas corresponden a cuatro temperaturas del termostato del sensor: 24, 28, 32 y 36 °C. La figura 5.10 muestra la señal calorimétrica y , las temperaturas de la habitación y del termostato T_{room} y T_2 , y la potencia disipada del termostato del sensor, W_2 .

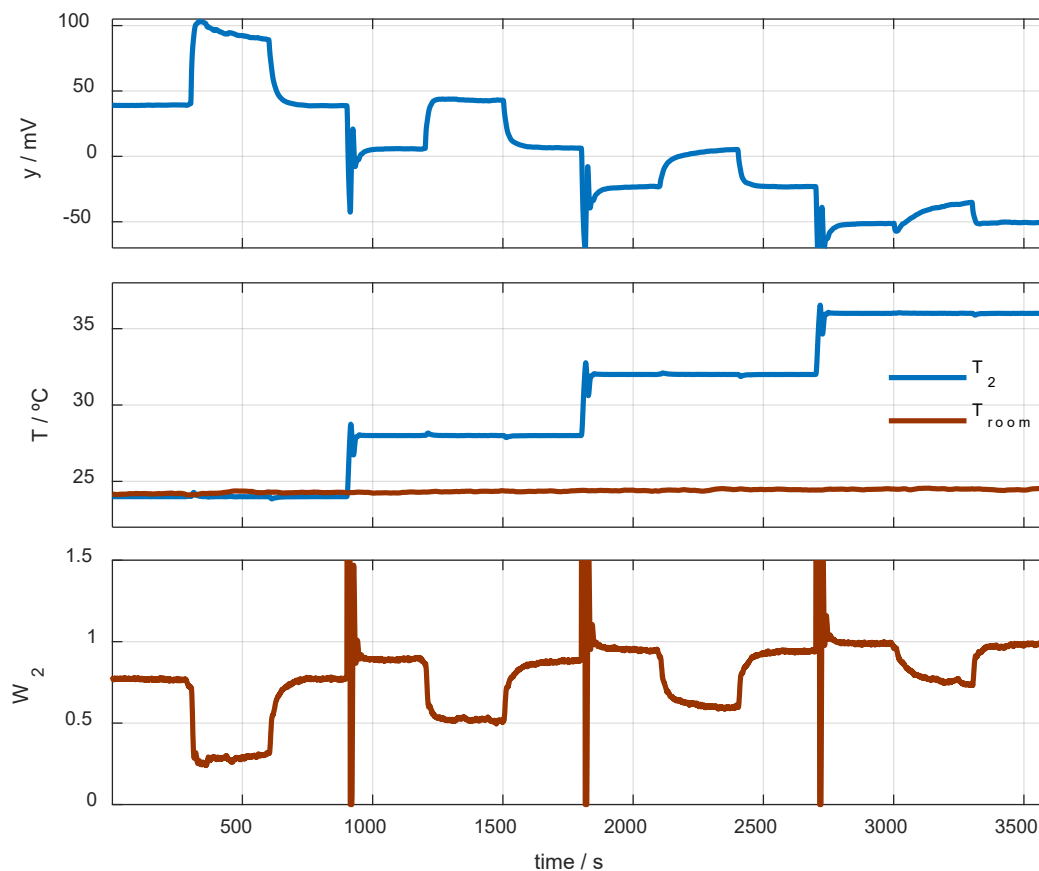


Figura 5.10. Curva calorimétrica (y), temperaturas (T_{room} , T_2) y potencia del termostato (W_2) para el caso de cuatro medidas consecutivas realizadas en la zona del esternón de un sujeto sano de 60 años.

La figura 5.11 muestra los resultados del cálculo de la potencia transmitida del cuerpo humano al termostato del sensor. Este cálculo se ha realizado con los métodos descritos anteriormente. En azul se muestra la potencia W_1 determinada mediante el método de reconstrucción de señal calorimétrica (CSRM) y, superpuesto en rojo, se muestra la potencia W_1 determinada mediante el método de filtrado inverso (IFM). Además, también se representa la señal calorimétrica experimental (en azul) y la calculada (en rojo) por el CSRM.

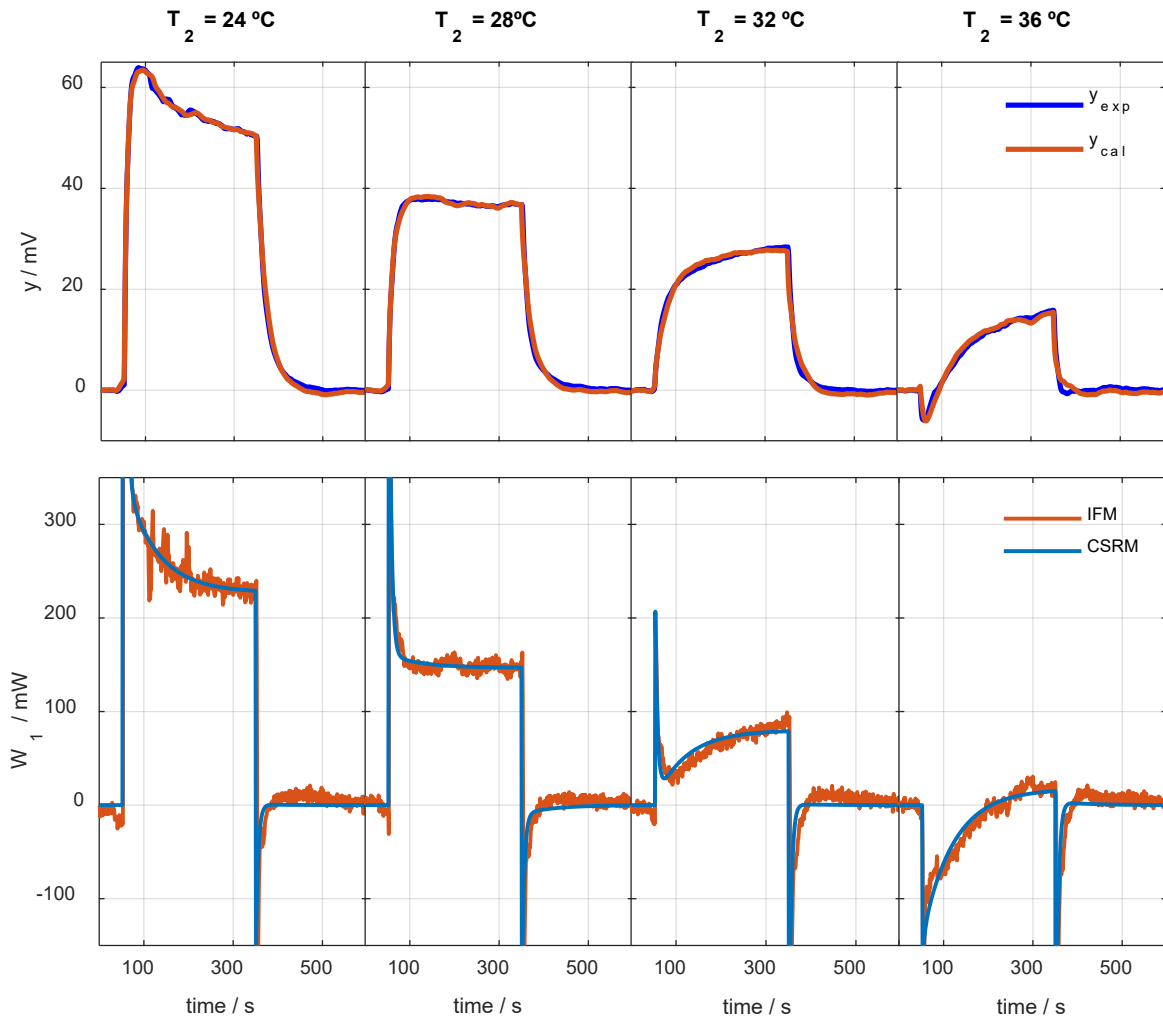


Figura 5.11. Señal calorimétrica (y), y potencia W_1 calculada por CSRM e IFM de las medidas de la figura 5.10.

En estas medidas, el método CSRM permite obtener los coeficientes A_i que describe la función temporal de la potencia (ecuación 5.14). Nótese en la figura 5.11 la buena aproximación de la señal calorimétrica reconstruida, incluso en los casos en los que la relación señal / ruido es muy baja. En la tabla 5.3 se muestran los valores obtenidos de los coeficientes A_0 , A_1 , A_2 , A'_1 y A'_2 para cada una de las cuatro medidas realizadas a diferentes temperaturas del termostato y mostradas en las figuras 5.10 y 5.11. Los coeficientes A_1 , A_2 , A'_1 y A'_2 son las amplitudes de los términos de la potencia que representan los estados transitorios correspondientes a la colocación del sensor en la piel (A_1 y A_2) y el reposicionamiento del sensor en su base de calibración (A'_1 y A'_2). Por otra parte, el parámetro A_0 representa directamente la magnitud de la potencia W_1 transmitida desde la piel al termostato del sensor en el estado estacionario.

Como cabe esperar, existe una relación lineal entre los parámetros A_i y T_2 . La menor disipación A_0 se da cuando la diferencia entre la temperatura de la piel y la del termostato es menor. En la tabla 5.3 se indica el coeficiente de correlación (r) entre estas variables. Posteriormente se indica la pendiente de esta relación lineal, en mWK^{-1} , y su inversa, R_T .

Tabla 5.3. Parámetros A_i de las medidas de la figura 5.11.

Parámetro	A_0	A_1	A_2	A'_1	A'_2	unidades
$T_2 = 24\text{ }^\circ\text{C}$	227	977	129	-163	0.80	mW
$T_2 = 28\text{ }^\circ\text{C}$	147	458	14.1	-197	-9.50	mW
$T_2 = 32\text{ }^\circ\text{C}$	80.8	200	-73.3	-306	1.20	mW
$T_2 = 36\text{ }^\circ\text{C}$	17.2	-25.1	-155	-396	3.80	mW
Correlación con T_2	-0.998	-0.978	-0.997	-0.982	0.433	
Pendiente	-17.40	-81.60	-23.50			mWK^{-1}
R_T	57.40	12.20	42.60			KW^{-1}

Cuando la diferencia ente la temperatura del termostato del sensor T_2 y la piel del cuerpo humano disminuye, la potencia transmitida también disminuye. Analizando los resultados, se observa que la inversa de la pendiente entre la disipación A_0 y la temperatura del termostato T_2 es una magnitud que representa de algún modo la resistencia térmica entre la piel y el termostato del sensor. Esta magnitud se denomina R_T (resistencia térmica total). Conocida la resistencia térmica del sensor, determinada experimentalmente en trabajos realizados con anterioridad ($R_S = 12.2\text{ KW}^{-1}$), podemos extraer una magnitud de resistencia térmica referida al cuerpo humano: $R_{body} = R_T - R_S = 57.4 - 12.2 = 45.2\text{ KW}^{-1}$.

Experimentalmente, esta *resistencia térmica equivalente* se corresponde con la propiedad física de la *zona afectada por el calor*, cuya superficie es de 4 cm^2 . En el próximo apartado se expondrán métodos específicos para determinar esta magnitud, siendo este experimento el fundamento de los mismos. Es interesante observar la magnitud del parámetro R_T asociado a cada parámetro A_i (57.4, 12.0 y 45.4). Nótese que la suma de la resistencia térmica R_T de A_1 y A_2 es igual a la resistencia térmica R_T de A_0 . En cuanto a los coeficientes transitorios A_1 y A_2 , cada uno de ellos contiene información relevante:

- El coeficiente A_1 representa un pico, consecuencia del contacto instantáneo entre dos superficies que se encuentran a diferentes temperaturas. Este coeficiente también tiene una variación lineal con T_2 , pero en este caso, la inversa de la pendiente es del mismo orden de magnitud que la resistencia térmica del sensor. Este hecho confirma que existe una dependencia directa entre A_1 y la diferencia de temperatura entre la superficie de medición y el termostato del sensor.
- La amplitud A_2 representa la potencia correspondiente a la ecualización térmica entre las superficies que entran en contacto (el sensor calorimétrico y la superficie del cuerpo humano). El coeficiente A_2 está de algún modo relacionado con la capacidad calorífica de los cuerpos implicados (C_1 y C_2).

Nótese que el menor valor de A_2 se da para una temperatura del termostato del sensor $T_2 = 28$ °C. Un valor de A_2 bajo implica alcanzar el estado estacionario antes, y por dicho motivo suele programarse esta temperatura cuando se realizan medidas en las que la temperatura del termostato se programa en un valor constante.

- Los coeficientes A'_1 y A'_2 tienen la misma interpretación que los coeficientes A_1 y A_2 , pero en este caso las exponenciales representan la potencia correspondiente al contacto entre las superficies del sensor y la base de calibración cuando ha finalizado la medida. Dado que la base de calibración constituye la referencia inerte, $A'_0 = 0$.

Según las observaciones anteriores, los parámetros A_0 y A_1 deberían permitir estimar las temperaturas del interior (T_{core}) y de la superficie (T_{sup}) del cuerpo humano en el área de medición. Entendiéndose la temperatura T_{core} como la temperatura de un punto interior del cuerpo humano con el que el sensor alcanza el equilibrio. En el caso presentado en la figura 5.11, el resultado de este cálculo sería $T_{core} = 36.76$ °C y $T_{sup} = 34.93$ °C. Cuando la temperatura del termostato del sensor es menor que T_{core} , A_0 será positivo, de lo contrario será negativo; lo mismo ocurre con la diferencia $T_2 - T_{sup}$, que tendrá el mismo signo que A_1 . Varios autores han realizado trabajos para identificar T_{core} de distintas formas, y la identificación de T_{core} mediante el flujo de calor suele ser considerado inconsistente y dependiente de muchos factores [140].

No obstante, la finalidad de la reflexión no es identificar T_{core} , sino profundizar en las características del fenómeno de transferencia de calor. Habiendo determinado la temperatura de la piel en el área de medición (T_{sup}) y considerando que T_{core} es constante, se puede estimar el flujo de calor que sale del cuerpo humano hacia el exterior para el caso de no haber colocado el sensor en dicha área. En el caso presentado, la potencia disipada en el área de detección de 4 cm² sería: $W_{1, natural} = (T_{core} - T_{sup}) / R_{body} = 1.83/45.2 = 0.0406$ W (≈ 100 Wm⁻²). Nótese que, a partir de estas medidas, en las que el flujo de calor varía de 10 a 220 mW en 4 cm² ($25 - 550$ Wm⁻²), se estima un flujo de calor *natural* de 100 Wm⁻². En la introducción se explicó que el resultado de las medidas del flujo de calor depende de varios factores: la temperatura del entorno, las zonas del cuerpo humano expuestas y cubiertas, las propiedades del sujeto, la actividad física, etcétera. Si además la medida es local, hay que sumar una variable que consiste en la propia aplicación del sensor sobre la piel. Dependiendo de las propiedades térmicas del instrumento, el resultado obtenido será diferente. Esto último se demuestra claramente en la figura 5.11: programando la temperatura del termostato T_2 en diferentes valores, la alteración térmica producida es diferente y el resultado de la medida varía proporcionalmente.

En la práctica, suelen usarse HFS (*heat flux sensors*), que son comúnmente termopilas. Dado que una de las superficies de estos sensores suele estar al aire, el foco frío está constituido por la temperatura ambiente, y el flujo de calor que atraviesa el elemento está afectado por la radiación, convección y conducción de la superficie libre del sensor. También está afectado por las propias características de transferencia de calor de la termopila y su encapsulado. Como consecuencia, el flujo de calor medido de forma local suele ser muy variable. Es frecuente que en los trabajos en los que se mide esta magnitud no se aporten datos directos del flujo de calor.

5.2. MEDIDA DE LAS PROPIEDADES TÉRMICAS

Como ya se ha expuesto, el resultado de la medida del flujo de calor depende de las condiciones en las que se realiza. Cuando se determinan las propiedades térmicas de la piel, sucede lo mismo por extensión. En función de cómo y cuánto se altere la piel, la *zona afectada por el calor* puede cambiar y, por tanto, el resultado de la medida no siempre será el mismo. A lo largo de este apartado se expondrán diferentes métodos. Las propiedades térmicas del cuerpo humano que se identifican son la *resistencia térmica equivalente* y la *capacidad calorífica*.

5.2.1. IDENTIFICACIÓN A TEMPERATURA CONSTANTE

El primer método utilizado para identificar las propiedades térmicas del cuerpo humano consiste en el estudio de las disipaciones en estado estacionario en función de la temperatura del termostato del sensor, para identificar la *resistencia térmica equivalente* de la zona del cuerpo humano estudiada. Este procedimiento se introdujo con anterioridad a partir de los datos de la tabla 5.3. Cuando aumenta la temperatura del termostato, la disipación disminuye. Experimentalmente, se comprueba que existe una relación lineal entre la temperatura del termostato y la disipación medida por el sensor. La pendiente de esa relación es la resistencia térmica entre el termostato del sensor y un punto interno del cuerpo humano.

Este procedimiento implica realizar una serie de cuatro medidas consecutivas para cuatro temperaturas constantes del termostato de 24, 28, 32 y 36 °C, como se muestra en la figura 5.11. Posteriormente, y a partir de las disipaciones estacionarias obtenidas (amplitudes A_0), se obtiene una resistencia térmica total realizando un ajuste por mínimos cuadrados y, restando la resistencia térmica del sensor, se obtiene una *resistencia térmica equivalente* de la zona del cuerpo humano *afectada por el calor*. El modelo biotérmico considerado en este cálculo es muy sencillo, y está representado en la figura 5.12.

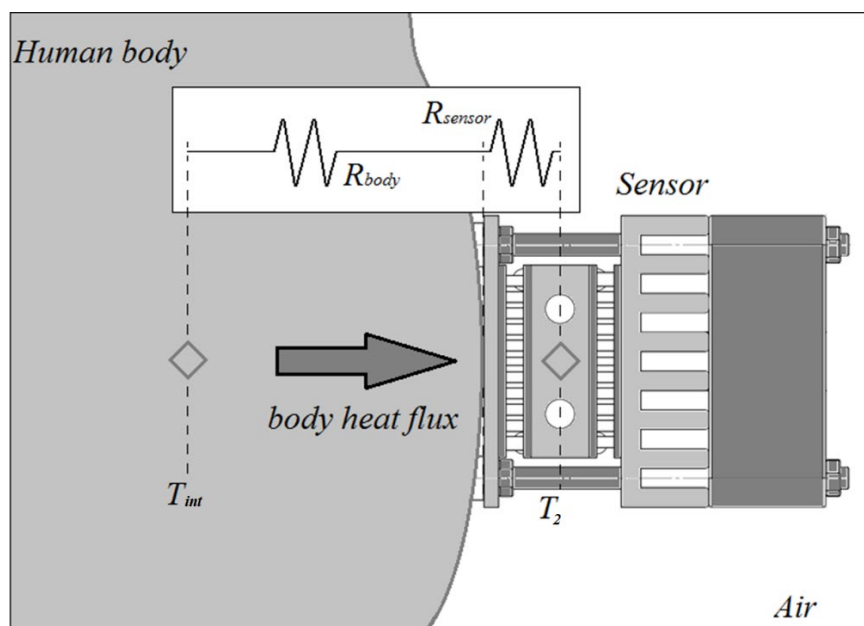


Figura 5.12. Modelo biotérmico para la determinación de la resistencia térmica.

Este modelo consiste en dos resistencias térmicas asociadas en serie. Los dos sumideros se consideran estacionarios y son la temperatura del termostato, T_2 , y la temperatura de un punto interior del cuerpo humano que se encuentra contenido en la frontera de la *zona afectada por el calor*, T_{int} . En el cálculo no se utilizan los valores de T_{int} , dado que son desconocidos. Parece que la temperatura interior T_{int} es superior a la temperatura cutánea, aunque no hay evidencia suficiente como para asegurar esta observación.

La determinación estacionaria de la resistencia térmica implica alterar la piel de cuatro formas diferentes durante una hora (véase la figura 5.10). Las alteraciones consisten en aplicar el sensor calorimétrico habiendo programado diferentes temperaturas del termostato. Cada medida estacionaria dura cinco minutos, por lo que entre alteraciones (entre medidas) transcurren diez minutos, en los que la zona del cuerpo humano estudiada se halla en reposo. De esta forma, se pretende caracterizar una zona concreta.

Con este procedimiento se han realizado varias medidas en las zonas de la mano, el esternón y el abdomen, obteniéndose valores de entre 42 y 77 KW^{-1} . En el próximo capítulo se describe con más detalle estos resultados. Aunque este método es sencillo y fácil de aplicar, presenta ciertos inconvenientes, que se han detectado *a posteriori*:

- La duración total de la medida es de una hora. Aunque los sujetos se hallen en reposo y las condiciones ambientales del entorno de trabajo se controlen, se ha observado que dicho tiempo es suficiente para que se produzcan cambios fisiológicos significativos ajenos al proceso de medida, que podrían invalidar la medición.
- Se realizan cuatro alteraciones diferentes poco distanciadas en el tiempo. Aunque las alteraciones realizadas sobre la piel son controladas y su caracterización es rigurosa, se ha visto que diez minutos de reposo entre medidas no es suficiente para que la zona estudiada vuelva a su estado natural. Las medidas posteriores a la primera suelen presentar alteraciones producidas por este efecto. La alteración topológica producida por el sensor (el sensor deja una marca) no siempre desaparece completamente antes de la siguiente aplicación del sensor sobre el cuerpo humano.
- Aplicar y retirar el sensor de la zona de medida varias veces. Aunque la zona de medición se marca desde la primera medición, en cada medida el sensor no se aplica de forma idéntica, y las imperfecciones en la mano del experimentador se traducen en una mayor incertidumbre en la determinación de la resistencia térmica.

Por todos estos motivos, se planteó una nueva manera de identificar la resistencia térmica realizando una única alteración sobre la piel, pero siendo ésta variable. De esta manera, el sensor se aplicaría sobre la piel, y hallándose inmóvil en el mismo sitio, la temperatura del termostato se programaría con una variación lineal para obtener la información deseada. La identificación realizada de esta manera requiere tener en cuenta los fenómenos transitorios de las señales, lo que supone cierta problemática. No obstante, considerar los transitorios supone una ventaja: es posible determinar la capacidad calorífica de la *zona afectada por el calor*. Para ello, deben ajustarse las señales con un modelo muy diferente al expuesto en la figura 5.12.

5.2.2. IDENTIFICACIÓN CON TEMPERATURA VARIABLE

Conceptualmente, la idea de identificar las propiedades térmicas utilizando variaciones lineales de temperatura tiene una doble finalidad: en primer lugar, disponer de dos valores estacionarios de flujo de calor en la misma medida y en una sola aplicación del sensor, en el mínimo tiempo posible, para así poder determinar la *resistencia térmica equivalente* de la zona de piel estudiada. Para ello, es necesario que la temperatura del termostato cambie mientras el sensor sigue aplicado en el cuerpo humano, sin que se produzca saturación del sensor, inferior o superior. La otra finalidad de este procedimiento es la determinación de la *capacidad calorífica*, lo cual es posible al identificar el transitorio de las señales: la *capacidad calorífica* es identificable sólo cuando hay cambios de temperatura. Como se explicó anteriormente, se puede identificar una *resistencia térmica equivalente* del cuerpo humano a partir de valores de flujo de calor para diferentes temperaturas del termostato. La calidad de la identificación de la resistencia térmica dependerá de cuánto cambie la temperatura interior T_{int} . Cuanto menos dure la medida, menos cambiará T_{int} y mejor se identificarán las propiedades térmicas de la zona del cuerpo humano estudiada. Por dicho motivo se busca una medida lo más rápida posible. Utilizando un procedimiento de medida con temperatura variable, el tiempo de medida se reduce considerablemente. En el caso de la medida anterior (identificación de propiedades térmicas a partir de temperaturas constantes del termostato) la medida duraba una hora y la aplicación en el cuerpo humano era de 50 minutos (cuatro aplicaciones de cinco minutos con reposo de 10 minutos entre aplicaciones), con el nuevo procedimiento (variación lineal de la temperatura del termostato) la medida dura menos de la mitad, y la aplicación en el cuerpo humano dura unos diez o quince minutos, en una sola aplicación.

Para poder realizar estas medidas, fue necesario en primer lugar modificar el algoritmo de control y medida para que se pudiera controlar la temperatura del termostato de forma lineal. Esta tarea no presentó muchas dificultades a nivel de programación. Sin embargo, operar el sensor de esta manera presenta varias limitaciones. Durante los primeros meses en los que se utilizó esta técnica, se pretendió simplificar al máximo la medida para que tuviera la menor duración posible. A lo largo de este proceso se caracterizaron las posibilidades de este nuevo método, y aunque su funcionamiento tiene cierta similitud con un calorímetro diferencial de barrido (DSC), han de tenerse en cuenta dos aspectos:

- El sensor calorimétrico no es un dispositivo diferencial. En un DSC la temperatura comienza a cambiar linealmente prácticamente desde el primer momento de la medida, pero este sensor calorimétrico no puede operarse del mismo modo, dado que nuestro instrumento no es diferencial. Por ello, no pueden compensarse las perturbaciones ambientales de forma directa como se realiza en un DSC. Es necesario considerar estos efectos desde el principio de la medida.
- Por otra parte, la muestra estudiada (tejido del cuerpo humano) no es inerte y emite una disipación calorífica. Por ello, en el origen y en el final de los tiempos el flujo de calor desprendido por el sistema en estudio no es cero.

Como consecuencia de estos dos factores, es indispensable que la variación lineal de temperatura cuente con un estado de referencia antes y después de la misma. Es decir, la medida debe programarse de modo que la variación lineal de temperatura parta de un estado estacionario bien establecido, y cuando finalice, las señales deben alcanzar el estado estacionario nuevamente. Si no se dispone de un estado estacionario antes y después de la variación lineal de temperatura, y considerando los modelos utilizados para este dispositivo, no es posible identificar las propiedades térmicas de la piel.

Se han realizado varias medidas para examinar estas condiciones. Al inicio se programaron experimentos en los que el sensor comienza de forma inmediata a cambiar la temperatura cuando se aplica en el cuerpo humano. Posteriormente se vio la necesidad de contar con un estacionario en el propio cuerpo humano al inicio y al final de la medición. Se ha llegado a la conclusión de que es necesario disponer de zonas de la señal en la que las derivadas de la temperatura sean cero y zonas en las que las derivadas de la temperatura no sean cero. Sólo de esta forma puede caracterizarse el sistema en el origen y en el final de los tiempos, y de ese modo, caracterizar los transitorios. Operar de otro modo conduce a pérdidas de información física y errores de identificación.

Otro aspecto que ha de tenerse en cuenta en este tipo de medidas es el rango de operación del sensor. Considerando los límites de potencia y temperatura que puede alcanzar el termostato (tabla 4.8) y el sistema de enfriamiento del sensor, existen unas velocidades límites de calentamiento y enfriamiento. Estas velocidades dependen de las condiciones ambientales, del salto de temperatura que se programe y de la tensión de la termopila de enfriamiento:

- *Velocidad máxima de cambio de temperatura.* Cuanto mayor sea la velocidad de cambio de temperatura (ya sea calentamiento o enfriamiento), mayor será la derivada de las temperaturas, y mejor será la identificación de la capacidad calorífica. No obstante, esto tiene un límite: si la velocidad es muy alta el número de puntos experimentales puede ser insuficiente para que el algoritmo de identificación pueda determinar la capacidad calorífica. Por otra parte, el sensor no es capaz de calentar o enfriar con una velocidad más allá de un límite concreto, a causa de que la potencia está limitada por seguridad y el sensor puede saturarse. La velocidad límite máxima se establece en $\pm 4 \text{ Kmin}^{-1}$.
- *Velocidad mínima de cambio de temperatura.* Si la velocidad de cambio de temperatura es muy baja, la derivada de las temperaturas será cercana a cero y la identificación resultará infructuosa. La mínima velocidad que permite identificar las propiedades térmicas con una precisión aceptable se establece en $\pm 0.5 \text{ Kmin}^{-1}$.

Se han utilizado principalmente dos métodos para identificar las propiedades térmicas de la piel a partir de este tipo de medidas: la identificación mediante el modelo RC de dos cuerpos, y la identificación mediante el modelo RC de dos cuerpos compensado (RCB). Este último modelo (RCB) permite compensar los cambios que se producen en la temperatura ambiental durante el transcurso de la medida. Actualmente se están desarrollando procedimientos que utilizan otros tipos de consignas, como señales sinusoidales.

5.2.3. IDENTIFICACIÓN A PARTIR DEL MODELO RC

Es posible determinar directamente el flujo de calor transmitido desde la piel al sensor en función de la temperatura del termostato, T_2 . Este tipo de medida (variación lineal de la temperatura del termostato) proporciona la *resistencia térmica equivalente* y la *capacidad calorífica* de la zona afectada en la medida (*zona afectada por el calor*). Para relacionar la señal calorimétrica con las variaciones de potencia y con la capacidad calorífica de la zona de medida es necesario proponer un modelo que represente adecuadamente el funcionamiento del sensor. En este procedimiento se utiliza el modelo RC de dos cuerpos, descrito con detalle en el capítulo 4.

Recordemos que C_2 representa la capacidad calorífica del termostato del sensor y C_1 la capacidad calorífica del dominio donde tiene lugar la disipación medida por el sensor. T_1 y T_2 son las temperaturas de cada dominio, P_{12} es la conductancia térmica entre dominios, siendo su inversa la resistencia térmica del sensor. P_1 es la conductancia térmica entre el primer dominio y el entorno, y P_2 es la conductancia térmica entre el segundo dominio y el sistema de enfriamiento. El balance de energía de cada dominio está descrito por la expresión (3.14).

Considerando que la temperatura ambiente y la temperatura del foco frío (T_{room} y T_{cold}) son constantes, y corrigiendo la línea de base de todas las señales, se obtiene el sistema (5.15), en el que todas las señales tienen valor cero en el origen de tiempos:

$$\begin{aligned} W_1(t) &= C_1 \frac{dT_1}{dt} + P_1 T_1 + P_{12}(T_1 - T_2) \\ W_2(t) &= C_2 \frac{dT_2}{dt} + P_2 T_2 + P_{12}(T_2 - T_1) \end{aligned} \quad (5.15)$$

En este procedimiento de identificación, se supone que la señal calorimétrica y es una combinación lineal de las temperaturas de los cuerpos entre los que se ubica la termopila de medida, de la forma:

$$y = k_1 T_1 - k_2 T_2 \quad (5.16)$$

Nótese que esta consideración es diferente a la expuesta en el capítulo 4. Despejando T_1 y sustituyendo en la primera ecuación del sistema (5.15) obtenemos una ecuación diferencial que relaciona la señal calorimétrica $y(t)$, la temperatura $T_2(t)$ y la potencia $W_1(t)$ desarrollada en el dominio con capacidad calorífica C_1 :

$$W_1(t) = \frac{1}{k_y} \left(\tau_y \frac{dy}{dt} + y \right) + \frac{1}{k_T} \left(\tau_T \frac{dT_2}{dt} + T_2 \right) \quad (5.17)$$

Siendo:

$$\begin{aligned} \tau_y &= \frac{C_1}{P_1 + P_{12}} & \tau_T &= \frac{k_2 C_1}{k_2 \cdot P_1 + (k_2 - k_1) P_{12}} \\ k_y &= \frac{k_1}{P_1 + P_{12}} & k_T &= \frac{k_2}{k_2 \cdot P_1 + (k_2 - k_1) P_{12}} \end{aligned} \quad (5.18)$$

Cuando se realiza una programación lineal de la temperatura del termostato ($dT_2/dt = \text{cte}$), en el cuerpo humano también hay una variación lineal del flujo de calor entre la superficie de la piel y el termostato ($dW_1/dt = \text{cte}$). Esta hipótesis se comprueba experimentalmente a partir de diferentes medidas en la superficie de la piel, para diferentes temperaturas constantes del termostato T_2 , como se describe con anterioridad. En esta situación, la ecuación (5.17) se puede resolver analíticamente y su solución viene dada por la ecuación (5.19).

$$\begin{aligned} y &= y_0 + a_y \cdot t + b_y \cdot (1 - e^{-t/\tau_y}) & \text{for } t_1 \leq t \leq t_2 \\ y &= y_f + b_y \cdot (1 - e^{-t/\tau_y}) & \text{for } t \geq t_2 \end{aligned} \quad (5.19)$$

La programación lineal de la temperatura se realiza desde $t = t_1$ hasta $t = t_2$. Para $t > t_2$, la temperatura del termostato T_2 permanece constante. Los valores y_0 e y_f son los valores de la señal calorimétrica para los instantes t_1 y t_2 respectivamente. Las constantes a_y y b_y están relacionadas con dW_1/dt y con dT_2/dt , y están definidas por las expresiones (5.20), que muestran la dependencia de estos parámetros con la velocidad de calentamiento y otras variables.

$$a_y = k_y \frac{dW_1}{dt} - \frac{k_y}{k_T} \frac{dT_2}{dt} \quad b_y = -\tau_y k_y \frac{dW_1}{dt} - \left(\tau_y - \tau_T \right) \frac{k_y}{k_T} \frac{dT_2}{dt} \quad (5.20)$$

Para la medida propuesta en este método, inicialmente el termostato se mantiene a temperatura constante. Cuando se alcanza el estado estacionario, el sensor se coloca en la zona de la piel donde se realizará la medida, manteniendo constante la temperatura del termostato. Una vez que se ha alcanzado el estado estacionario en la piel, y manteniendo el sensor inmóvil, se programa una variación lineal de la temperatura del termostato. A continuación, se vuelve a mantener constante la temperatura del termostato hasta que se alcanza nuevamente el estado estacionario, y finalmente se retira el sensor de la piel y se coloca en su base. Este es el método operativo que se utiliza tanto en simulaciones como en medidas experimentales.

5.2.3.1. SIMULACIÓN

En esta sección se muestra una simulación para ilustrar como son las distintas curvas experimentales en las medidas del cuerpo humano.

En esta simulación del funcionamiento del sensor se programa una temperatura constante del termostato T_2 de +4 K por encima de la temperatura ambiente. Cuando se alcanza el estado estacionario, se disipa en la base de calibración una potencia $W_1 = 0.2$ W. Luego se disminuye la potencia de forma lineal (-0.4 mWs⁻¹) hasta un valor de $W_1 = 0.1$ W. Simultáneamente se incrementa la temperatura del termostato T_2 linealmente (20 mKs⁻¹) hasta +9 K por encima de la temperatura ambiente, manteniendo esta temperatura hasta el final de la medición. En el tiempo $t = 1150$ s finaliza la disipación emitida en la base ($W_1 = 0$). Esta programación tiene como objetivo simular el método de funcionamiento del sensor cuando se aplica a la piel. La figura 5.13 muestra la señal calorimétrica, las temperaturas de la base y del termostato, y las potencias disipadas en la base y en el termostato.

La potencia W_i se calcula con la siguiente expresión, que parte del modelo 4FT:

$$Y(s) = \frac{K_1(1+s\tau_1^*)}{(1+s\tau_1)(1+s\tau_2)} W_1(s) + \frac{K_2(1+s\tau_2^*)}{(1+s\tau_1)(1+s\tau_2)} W_2(s) \quad (5.21)$$

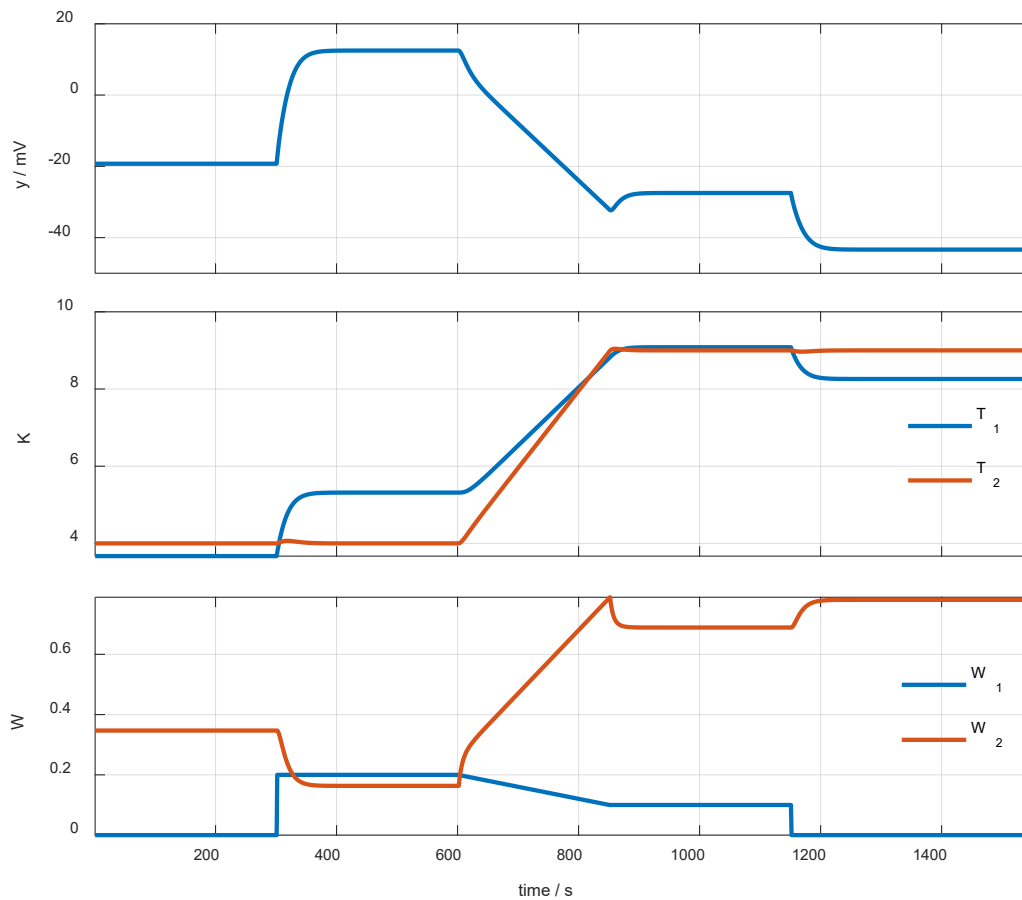


Figura 5.13. Medida simulada. Señal calorimétrica (y), temperaturas de la base (T_1) y termostato (T_2), potencias disipadas en la base (W_1) y en el termostato (W_2).

En la simulación, se utiliza el modelo RC de dos cuerpos descrito anteriormente, cuyos parámetros se han determinado ajustando las curvas simuladas con medidas experimentales. La tabla 5.4 muestra los valores de los parámetros del modelo determinados con este método.

Tabla 5.4. Parámetros del modelo RC, ecuación (5.15).

C_1	C_2	P_1	P_2	P_{12}	Señal calorimétrica	k_1	k_2
JK ⁻¹	JK ⁻¹	mWK ⁻¹	mWK ⁻¹	mWK ⁻¹	(y)	mV K ⁻¹	mV K ⁻¹
2.00	3.66	10.0	77.6	112	$y = k_1 T_1 - k_2 T_2$	19.3	22.5

5.2.3.2. MÉTODO DE CÁLCULO

A continuación, se expone el método para determinar la capacidad calorífica. Para ello se estudia la señal calorimétrica en la rampa existente entre los estacionarios correspondientes a las temperaturas constantes del termostato. En cada tramo de la señal calorimétrica, la expresión que la curva describe es diferente, según la expresión (5.19).

- De $t = 600$ s a $t = 850$ s (figura 5.13) la señal calorimétrica es: $y = y_0 + a_y t + b_y (1 - e^{-t/\tau_y})$
- Desde $t \geq 850$ s (después de la rampa) la señal calorimétrica es: $y = y_f + b_y (1 - e^{-t/\tau_y})$, siendo y_f el valor de la curva $y(t)$ en el punto final de la rampa.

Si ajustamos la señal calorimétrica a las ecuaciones, se obtienen los siguientes parámetros: $\tau_y = 16.46$ s, $a_y = -0.159$ mVs⁻¹ y $b_y = 17.62$ mV, con un error cuadrático medio de 6 μ V en el ajuste. El método de optimización utilizado se basa en el propuesto por *Nelder – Mead*. La figura 5.14 muestra el ajuste final del proceso de identificación de los parámetros τ_y , a_y y b_y .

La primera ecuación de las expresiones (5.18) se utiliza para determinar la capacidad calorífica C_1 , resultando $C_1 = 16.45 / 8.23 = 2$ JK⁻¹, valor que coincide con el utilizado en el modelo. Con este resultado, se evalúa la validez del método para determinar la capacidad calorífica del dominio donde ocurre la disipación. En este caso, el sensor siempre se ubica en su base de calibración y el flujo de calor se determina directamente mediante la expresión (5.17). El resultado se muestra en la figura 5.14B.

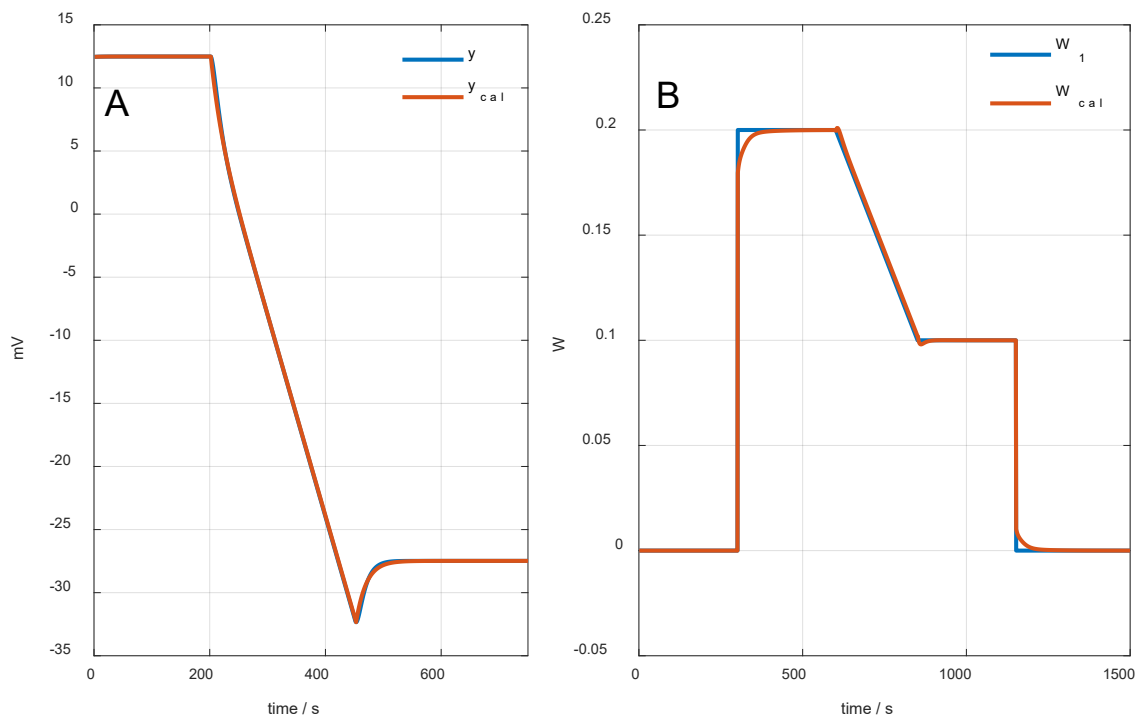


Figura 5.14. Medida simulada. A) Ajuste de la señal calorimétrica con la expresión 5.19. B) Deconvolución de la señal usando la expresión (5.21).

5.2.3.3. APLICACIÓN EN LA BASE DE CALIBRACIÓN

Antes de aplicar este método al cuerpo humano, se han realizado varias pruebas en la base de calibración. Al igual que en el caso simulado, el termostato del sensor se programa a una temperatura constante de 25 °C. Cuando se alcanza el estado estacionario se disipa una potencia constante de 0.2 W durante 550 s y, a continuación, se programa una variación lineal de la temperatura del termostato de 25 a 30 ° C en 250 s.

Simultáneamente, la potencia disipada en la resistencia de la base se varía linealmente de 0.2 a 0.1 W (250 s). Manteniendo la temperatura constante a 30 °C, se mantiene la disipación de 0.1 W durante 550 s, y posteriormente finaliza la disipación, manteniéndose la temperatura del termostato a 30 °C.

La figura 5.15a muestra la señal calorimétrica y la figura 5.15b las potencias disipadas en la base de calibración (W_1) y en el termostato del sensor (W_2). La figura 5.15c muestra la variación de la temperatura del termostato (T_2), de 5K en 250 s. Se ha corregido la línea de base de las señales representadas en la figura 5.15. Para determinar la capacidad calorífica de la base de calibración, la curva calorimétrica se ajusta con las funciones dadas por la expresión (5.19) (figura 5.15d). En este proceso de identificación, los parámetros calculados tienen los siguientes valores: $\tau_y = 20.34$ s, $a_y = -0.152$ mVs⁻¹ y $b_y = 6.372$ mV.

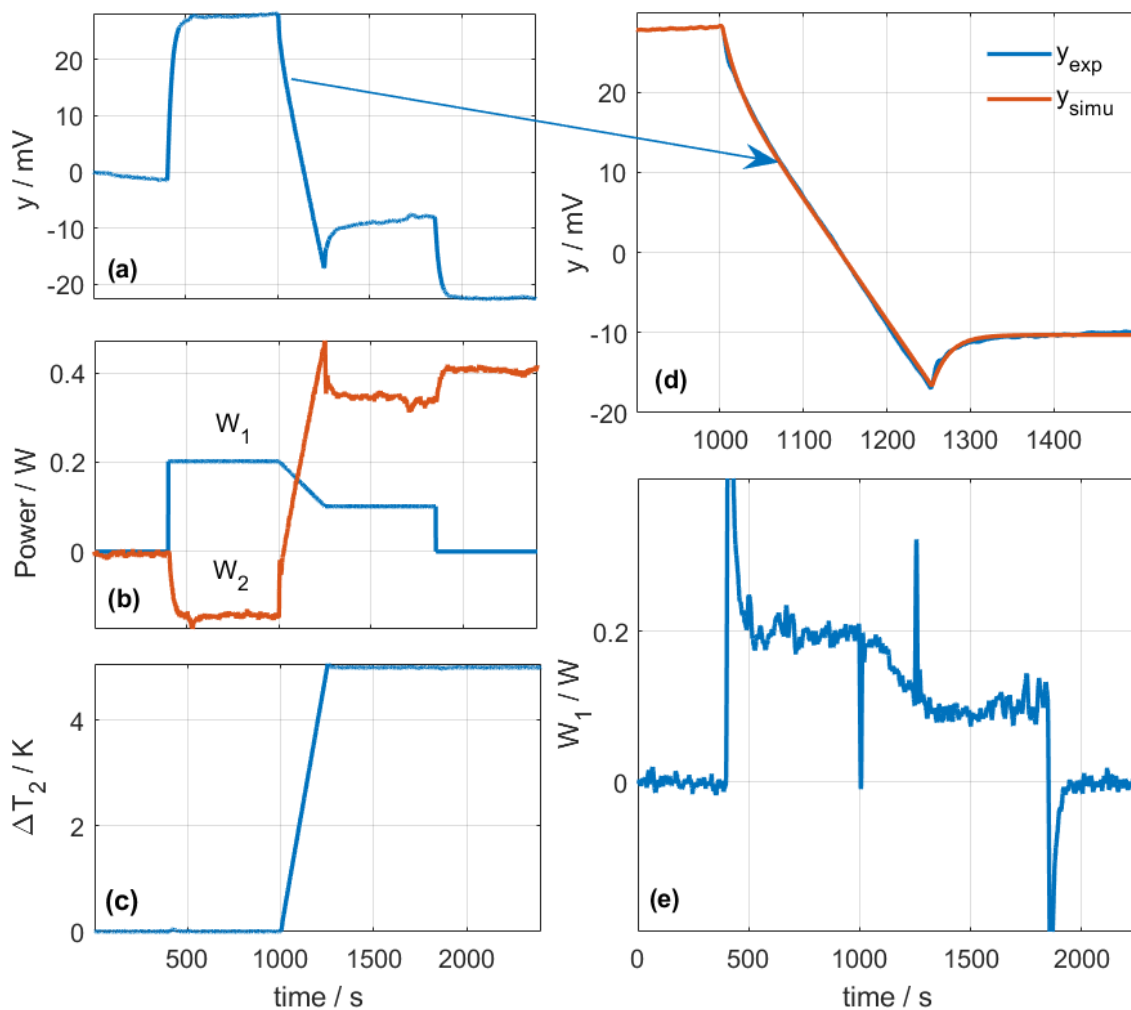


Figura 5.15. Medida experimental en la base de calibración. A) Señal calorimétrica (y), B) potencias (W_1) y (W_2), C) temperatura del termostato (T_2), D) Ajuste con la ecuación. (5.19) de la zona de la señal calorimétrica marcada con una flecha, E) cálculo de la potencia W_1 (W_{1cal}) con la ecuación (5.21).

Es interesante la relación entre la constante de tiempo de la señal calorimétrica (τ_y) y la capacidad calorífica C_1 , que representa el dominio donde tiene lugar la disipación W_1 . Según la primera ecuación de las expresiones (5.18): $\tau_y = C_1 / (P_{12} + P_1)$.

Dado que en este modelo $P_1 \ll P_{12}$ (ver tabla 5.4), podemos estimar que la constante de tiempo de la señal calorimétrica es aproximadamente $\tau_y \approx C_1/P_{12} = C_1 \cdot R_s$. Conocida la resistencia térmica del sensor, se obtiene una aproximación que relaciona la capacidad calorífica con la constante de tiempo: $\tau_y \approx 12C_1$. En esta medida, el resultado de este cálculo tendría como resultado $C_1 = 20.34 / 12 = 1.695 \text{ JK}^{-1}$. Finalmente, aplicamos la ecuación (5.21) para determinar la potencia disipada por la resistencia ubicada en la base de calibración. El resultado (figura 5.15e) es adecuado, ya que se obtienen correctamente los valores de potencia de 0.2 y 0.1 W disipados a las temperaturas del termostato inicial (25°C) y final (30°C). Sin embargo, aparecen picos no deseados en el proceso de deconvolución antes y después de la variación lineal de temperatura. Para evitarlos, se propone el método descrito a continuación.

5.2.3.4. APLICACIÓN EN EL CUERPO HUMANO

El procedimiento de medición en la superficie del cuerpo humano es similar al descrito en las secciones anteriores y requiere un total de 600 s sobre el cuerpo humano (diez minutos). El procedimiento presenta las siguientes fases:

- Inicialmente, el sensor se encuentra en la base de calibración. Se programa el termostato a una temperatura constante de $T_2 = 28 \text{ }^\circ\text{C}$.
- Cuando el sensor alcanza el estado estacionario, se aplica sobre la zona de piel que se desea estudiar, manteniendo la temperatura del termostato constante (28 °C) hasta que se alcanza el estado estacionario en la piel.
- Manteniendo el sensor inmóvil sobre la piel, se programa una variación lineal de la temperatura del termostato de 28 °C a 33 °C durante 150 s.
- A continuación, sin mover el sensor de la piel, y durante 250 s, la temperatura del termostato se mantiene constante a 33 °C hasta que se alcanza el estado estacionario.
- Finalmente, el sensor se vuelve a colocar en la base de la calibración.

A continuación, se expone una medida experimental en el muslo derecho de una mujer sana de 20 años, en estado de reposo y en posición horizontal (sujeto 2 de la tabla 5.5), en un entorno sin flujo de aire, humedad relativa del 60% y $T_{room} = 24.6 \text{ }^\circ\text{C}$. En la figura 5.16 se muestra la señal calorimétrica (figura 5.16a), la potencia disipada en el termostato (figura 5.16b) y la temperatura del termostato (figura 5.16c). Para determinar el flujo de calor disipado por la superficie del cuerpo humano, se sigue el siguiente procedimiento:

- 1) En primer lugar, se realiza un ajuste de la señal calorimétrica correspondiente a la variación de temperatura lineal de $t = 300 \text{ s}$ a $t = 450 \text{ s}$ con la función exponencial dada por la ecuación (5.19). En la figura 5.16d muestra tres curvas: la curva experimental (y_{exp}), la curva calculada (y_{simu1}) y la curva calculada eliminando el término exponencial (y_{simu2}). Los parámetros obtenidos son: $\tau_y = 66.9 \text{ s}$, $a_y = -0.2249 \text{ mVs}^{-1}$ y $b_y = 27 \text{ mV}$. La capacidad calorífica de la zona del cuerpo humano afectada por el calor es $C_1 = \tau_y/R_s = 5.575 \text{ JK}^{-1}$. El error cuadrático medio del ajuste fue de $48 \text{ } \mu\text{V}$ ($N = 400$ puntos).

- 2) Posteriormente, se estudia el área de la curva que representa la potencia del termostato del sensor, cuando varía linealmente de $t = 300$ s a $t = 450$ s. Esta área de la curva se ajusta con una función exponencial similar a la ecuación (5.19) y se obtienen los siguientes parámetros: $\tau_w = 44.9$ s, $a_w = 3.1598$ mWs⁻¹ y $b_w = -242$ mW. La figura 5.16e muestra la curva experimental (W_{exp}), la curva calculada (W_{simu1}) y la curva calculada eliminando el término exponencial (W_{simu2}). El error cuadrático medio del ajuste fue de 1.6 mW (N = 400 puntos).

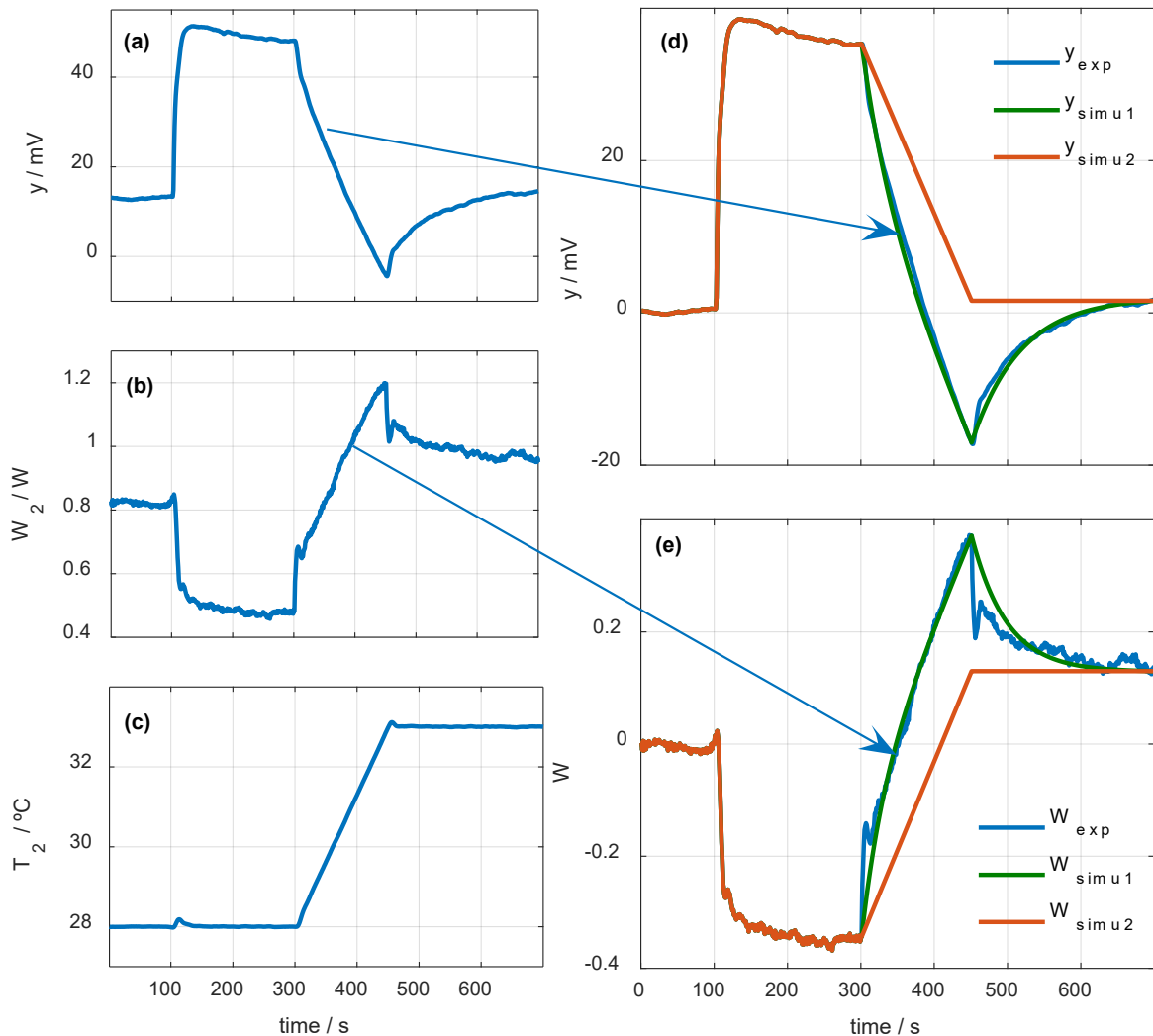


Figura 5.16. Medida experimental en la piel del cuerpo humano: A) Señal calorimétrica (y), B) potencias del termostato (W_2), C) temperatura del termostato (T_2), D) Ajuste con la ecuación (5.19) de la zona de la señal calorimétrica marcada con una flecha, E) Ajuste del área marcada de la potencia disipada en el termostato.

- 3) Estudio del área inicial de la señal de potencia. Al colocar el sensor sobre la piel, el flujo de calor se puede representar como una suma de exponenciales. Esta modelización está definida por la expresión (5.14), y el método de cálculo CSRSM permite obtener los parámetros que definen la señal de potencia. En esta tercera fase del procedimiento se determina el flujo de calor para esta primera zona de medición (de $t = 100$ s a $t = 300$ s) en la que el termostato se encuentra a una temperatura constante de 28 °C.

Los coeficientes exponenciales calculados para esta medida en concreto son los siguientes: $A_0 = 150.9$ mW; $A_1 = 568.7$ mW y $A_2 = 210.3$ mW. A_0 representa el flujo de calor estacionario, A_1 la primera exponencial ($\tau_1 = 5$ s) y A_2 la segunda exponencial (en este caso $\tau_2 = 30.3$ s). La figura 5.17A muestra la curva calorimétrica experimental (y_{exp}) y la curva calculada (y_{cal}) mediante el método CSRM. El error cuadrático medio del ajuste es $43 \mu\text{V}$ ($N = 300$ puntos). El flujo de calor (W_A) disipado por la piel y medido por el sensor se muestra en la figura 5.17B.

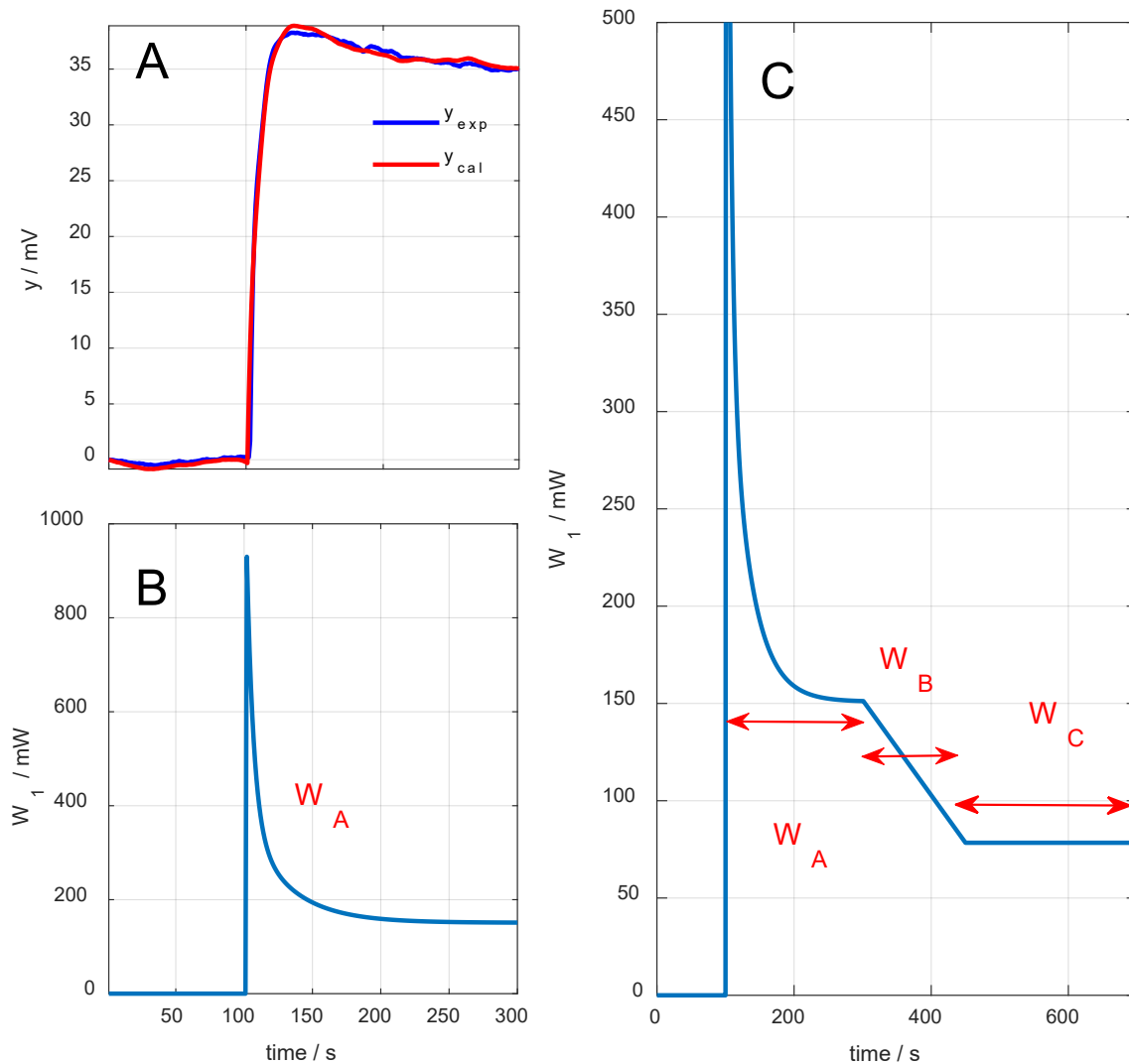


Figura 5.17. Determinación del flujo de calor disipado por la superficie del cuerpo humano. A) señal calorimétrica experimental (y_{exp}) y calculada (y_{cal}) del tramo inicial, B) flujo de calor del tramo inicial (W_A). C) Flujo de calor transmitido desde la piel al sensor en función del tiempo (W_A , W_B and W_C).

- 4) Finalmente se determina el flujo de calor, que está definido como una función de tres tramos. El primer tramo se corresponde con el primer estacionario (W_A), que transcurre desde que se aplica el sensor en la piel hasta que comienza la variación lineal de temperatura. El segundo tramo se corresponde con la variación lineal del flujo de calor asociada a la variación lineal de temperatura del termostato, (W_B) y el tercer tramo se corresponde con el segundo estacionario (W_C).

- Tramo A (W_A). De $t_1 = 100$ s a $t_2 = 300$ s. Temperatura del termostato constante y de valor $T_2 = 28^\circ\text{C}$.

$$W_A(t) = A_0 + A_1 \cdot e^{-(t-t_1)/\tau_1} + A_2 \cdot e^{-(t-t_1)/\tau_2}$$

$$A_0 = 150.9 \text{ mW}; A_1 = 568.7 \text{ mW}; A_2 = 210.3 \text{ mW} \quad (5.22)$$

$$\tau_1 = 5 \text{ s}; \tau_2 = 30.3 \text{ s}$$

- Tramo B (W_B). Desde $t_2 = 300$ s a $t_3 = 450$ s. Variación lineal de la temperatura del termostato de 28 a 33 °C. En este tramo, el flujo de calor se determina mediante la expresión (5.21) (las sensibilidades de las funciones de transferencia K_1 y K_2 se indican en la tabla 4.8 del capítulo 4).

$$W_B(t) = W_A(t_2) + \frac{a_y(t-t_2) - a_T(t-t_2)K_2}{K_1} \quad (5.23)$$

$$a_y = -0.2249 \text{ mVs}^{-1}; a_T = 3.1598 \text{ mWK}^{-1}$$

- Tramo C. De $t_3 = 450$ s a $t_4 = 700$ s. Temperatura del termostato constante y de valor $T_2 = 28^\circ\text{C}$. En este tramo, la disipación tiene un valor igual al valor final de la rampa:

$$W_C(t) = W_B(t_3) \quad (5.24)$$

El resultado final se muestra en la figura 5.17C. Con esta reconstrucción de la potencia, es posible determinar la *resistencia térmica equivalente* de la piel (R_{body}), siendo el salto de temperatura del termostato $\Delta T = 5$ K, en un intervalo de tiempo $\Delta t = 150$ s (2.0 Kmin^{-1}).

$$R_T = \frac{\Delta T}{\Delta t} \cdot \frac{K_1}{a_y - a_w \cdot K_2} = 68.15 \text{ KW}^{-1} \quad (5.23)$$

$$R_{body} = R_T - R_S = 68.15 - 12 = 56.15 \text{ KW}^{-1}$$

A continuación, se muestran los resultados obtenidos en los tres sujetos disponibles en este estudio, tres mujeres jóvenes de $20 - 23$ años. Las medidas se realizaron en el muslo, en posición de reposo y con los sujetos en una camilla (figura 5.18). El peso y la altura de los sujetos se indican en la tabla 5.5. La temperatura promedio del laboratorio fue de 24.7 °C



Figura 5.18. Aplicación del sensor en el muslo.

Tabla 5.5. Características de los sujetos (mujeres).

Sujeto	Edad	masa (kg)	altura (m)
1	23	54	1.55
2	20	74	1.68
3	20	88	1.68

En las tablas 5.6 y 5.7 se muestra los resultados del análisis de estas tres medidas.

Los resultados mostrados en la tabla 5.6 corresponden al análisis de las zonas de medición inicial y final, es decir, para las temperaturas constantes del termostato de 28 °C (W_A) y 33 °C (W_C). Estas zonas se corresponden con los dos regímenes estacionarios y con los transitorios de contacto que tiene lugar al inicio de la medida. En los ejemplos mostrados, la potencia disipada cuando el sensor se aplica a la piel es diferente para cada sujeto.

En la tabla 5.7 se muestran los resultados del análisis de la zona de medida correspondiente a la variación lineal de la temperatura del termostato. Estos parámetros permiten determinar la *capacidad calorífica* y la *resistencia térmica equivalente* de la zona medida, que se indican en la tabla. Los resultados obtenidos son diferentes en cada sujeto.

El valor de *resistencia térmica equivalente* obtenida mediante este procedimiento es del mismo orden de magnitud que utilizando el procedimiento explicado anteriormente. En cuanto a la capacidad calorífica, la obtenida en el tejido vivo es muy diferente de la obtenida en la base de calibración. Esta aplicación muestra la capacidad del sensor para medir el flujo de calor y las propiedades térmicas de una zona superficial y localizada del cuerpo humano. Adicionalmente, en la tabla también se indica el error cuadrático medio de las señales reconstruidas, de valor ε_y y ε_w .

Tabla 5.6. Identificación de la señal en la zona de temperatura del termostato constante. W_A y W_C .

sujeto	T_{room} (°C)	$W_A(t) = A_0 + A_1 \exp(-t/\tau_1) + A_2 \exp(-t/\tau_2)$					W_C (mW)	error (mW)
		A_0 (mW)	A_1 (mW)	A_2 (mW)	τ_1 (s)	τ_2 (s)		
1	24.7	167.2	846.6	58.50	5	52.4	103.1	± 1.3
2	24.6	150.9	568.7	210.3	5	30.3	78.3	± 1.1
3	24.6	112.1	466.1	54.70	5	21.9	48.7	± 1.2

Tabla 5.7. Identificación de la señal en la zona de temperatura variable del termostato. C_{body} y R_{body} .

sujeto	y (señal calorimétrica, figura 5.16D)				W_2 (Termostato, figura 5.16E)				propiedades térmicas		
	τ_y s	a_y mVs ⁻¹	b_y mV	ε_y μV	τ_w s	a_w mWs ⁻¹	b_w mW	ε_w mW	C_{body} JK ⁻¹	R_{body} KW ⁻¹	Error KW ⁻¹
1	64.7	-0.2243	21.2	45	35.4	3.2446	-249.4	1.6	5.39	63.9	± 1.5
2	66.9	-0.2249	27.0	48	44.9	3.1598	-242.4	1.6	5.58	56.1	± 1.2
3	69.9	-0.2135	23.2	42	38.5	3.0750	-249.9	1.6	5.83	66.4	± 1.5

El flujo de calor y las propiedades térmicas de la piel son muy variables. Es necesario, por tanto, desarrollar técnicas capaces de determinar esta información en un corto período de tiempo. El método propuesto a partir del modelo RC permite determinar las propiedades térmicas de un área de piel en una medida de 10 minutos. Se han realizado experimentos en el cuerpo humano y en la base de calibración (disipaciones *Joule*). Los resultados muestran la capacidad del sensor para determinar la *capacidad calorífica* y la *resistencia térmica equivalente* de la piel. Esta modelización ha constituido el primer paso en la búsqueda de un proceso óptimo para identificar propiedades térmicas de la piel. Aunque este método es rápido y sencillo de aplicar, implica la utilización de una consideración particular del modelo RC, cuya identificación se resume en la determinación de las constantes de tiempo. Habida cuenta de la naturaleza de las medidas térmicas, este proceso de identificación tiende a la divergencia a causa de la imprecisión en el ajuste del transitorio de la potencia disipada en el termostato principalmente en la zona C de la reconstrucción (ver figura 5.16e). Este problema se corregirá buscando ajustar no sólo la señal calorimétrica sino también la temperatura del termostato, con un método de reconstrucción compensado, que se describe a continuación.

5.2.4. IDENTIFICACIÓN A PARTIR DEL MODELO RCB (COMPENSADO)

En el método descrito anteriormente, el ajuste de la señal calorimétrica era aceptable. Sin embargo, el ajuste de la potencia disipada en el termostato tenía ciertas deficiencias. En la búsqueda de las causas se comprobó una divergencia en el ajuste de la temperatura del termostato. A causa de estos factores, se decidió añadir una modificación en el modelo RC, consistente en un término que representa las perturbaciones ambientales. Este término, denominado ΔT_0 , compensa los efectos producidos por las variaciones de la temperatura ambiente cuando se coloca el sensor sobre la piel. Como consecuencia, es posible determinar las propiedades térmicas de piel ajustando directamente este modelo RC compensado (RCB). Esto supone una importante mejora del proceso de medida, además de una simplificación importante. El modelo RCB se expone con detalle en el capítulo 4, y está definido por la expresión (3.26). Al tener en cuenta las perturbaciones exteriores, y tras la realización de varias medidas, se ha comprobado que la utilización de este modelo permite no considerar la línea de base final, lo que reduce el tiempo de medida. Además de estos cambios, se realizan las siguientes modificaciones en el procedimiento (en comparación con el método anterior):

- Se cambia la perturbación producida, incrementándose la velocidad de cambio de temperatura y también la magnitud del salto. En el caso anterior se programa el salto de temperatura del termostato de 28 a 33 °C en 150 s (2.0 Kmin⁻¹). En este caso se dobla la magnitud del salto (10K, de 26 a 36 °C) en el mismo tiempo (4.0 Kmin⁻¹).
- La forma de la señal de potencia se define por una hipótesis parecida a las ya descritas, pero con una diferencia: no se consideran los efectos producidos por el segundo transitorio (amplitud A_2), dado que la consideración integral del modelo ya tiene en cuenta las capacidades caloríficas de los cuerpos y sus efectos. La exponencial de contacto (amplitud A_1) ha de ser considerada dado que no forma parte del modelo.

5.2.4.1. SIMULACIÓN DE LA MEDIDA

En este apartado se muestran varias simulaciones con el objetivo de ilustrar como cambian las señales experimentales en función del valor de la capacidad calorífica medida, C_1 . Las simulaciones se realizan a partir de la expresión (3.26).

En primer lugar, se muestra la simulación del funcionamiento del sensor cuando está ubicado en su base de calibración. Se muestran tres simulaciones, para diferentes capacidades caloríficas de la base, de valor $C_1 = 3, 6$ y 9 JK^{-1} . Inicialmente la temperatura del termostato T_2 se mantiene constante y cuando el sensor alcanza el estado estacionario, aumenta linealmente a $+10 \text{ K}$ durante 150 , y finalmente permanece constante hasta el final. En la base, se disipa una potencia constante $W_1 = 0.3 \text{ W}$ durante 300 s, y cuando la temperatura del termostato aumenta, disminuye linealmente hasta $W_1 = 0.1 \text{ W}$, valor que permanece constante hasta el final de la simulación. La figura 5.19 muestra la temperatura del termostato T_2 , la señal calorimétrica y , la potencia disipada en la base W_1 y la potencia disipada en el termostato W_2 . Además, también se ha simulado un aumento lineal de 0.5 K en la temperatura ambiente (ΔT_0).

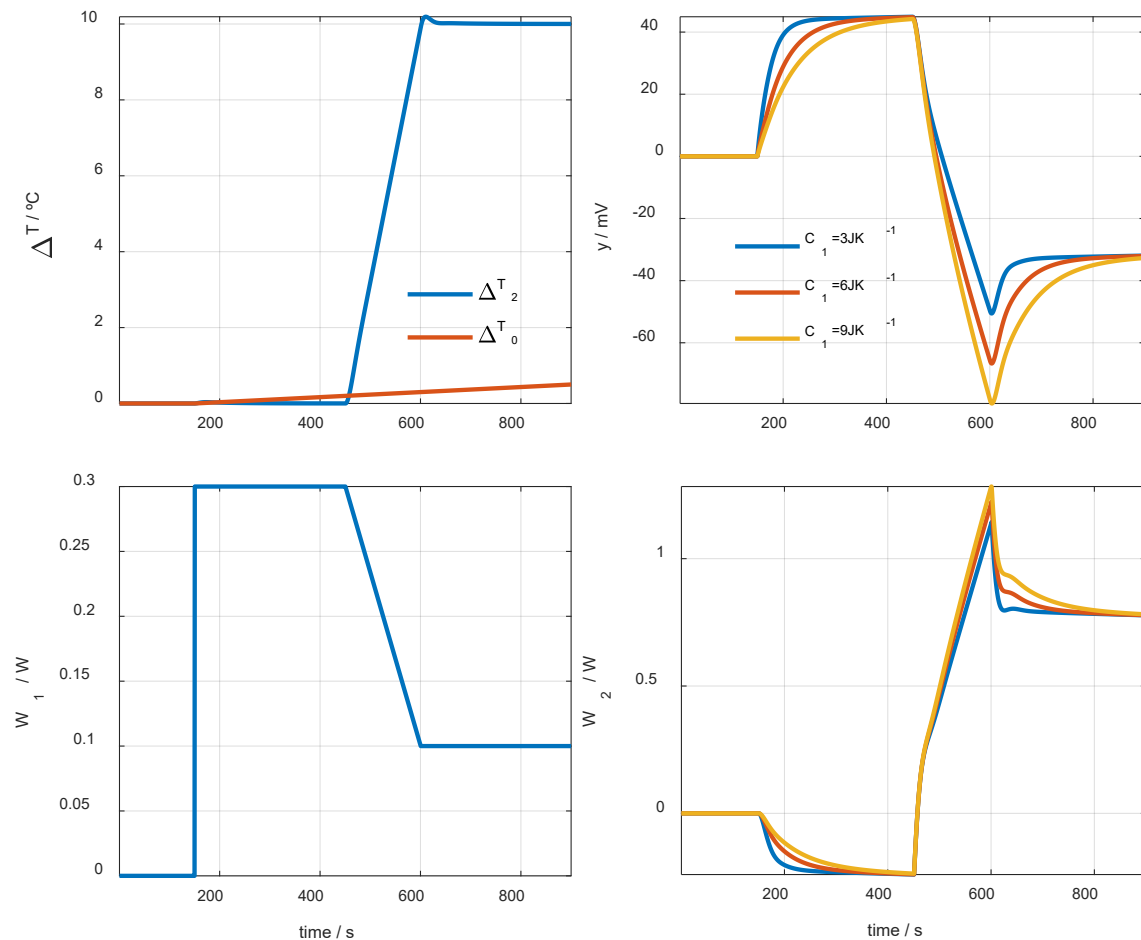


Figura 5.19. Simulaciones del sensor en su base de calibración para diferentes capacidades caloríficas.

En la figura 5.19, se han corregido las líneas base de todas las señales. Como era de esperar, un valor más alto de capacidad calorífica C_1 implica una respuesta transitoria más lenta de la señal calorimétrica.

La figura 5.20 muestra la simulación de una medición en la superficie del cuerpo humano. La simulación tiene en cuenta que el sensor se encuentra inicialmente en su base ($C_1 = 3 \text{ JK}^{-1}$) y luego se aplica a la piel, que tiene la misma o diferente capacidad calorífica.

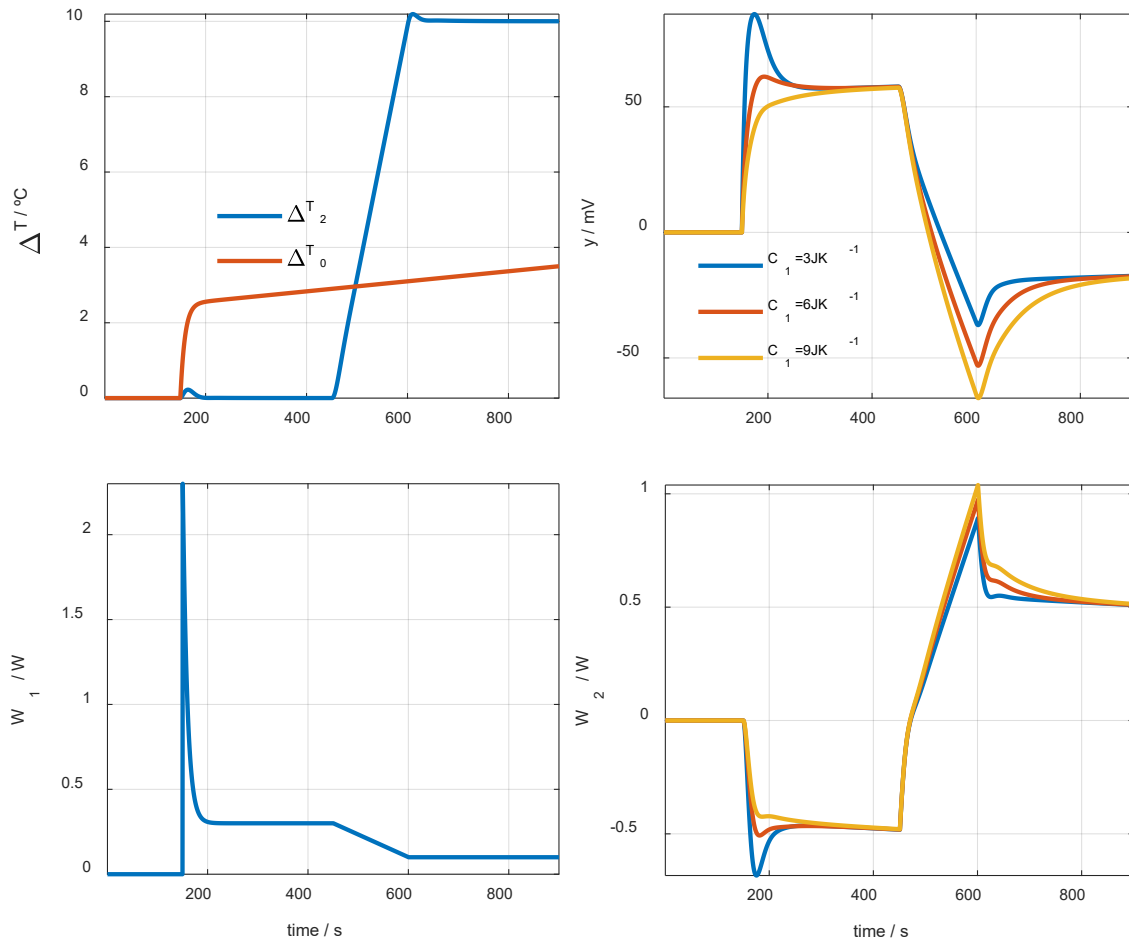


Figura 5.20. Simulaciones del sensor en la piel para diferentes capacidades caloríficas.

Al colocar el sensor sobre la piel, aparecen tres fenómenos que diferencian esta medida de una medida en la base de calibración:

- 1) Se produce un contacto instantáneo entre la superficie del sensor y la superficie de la piel, que se encuentran a diferentes temperaturas. Esto produce un pico en la señal calorimétrica, provocado por una potencia instantánea que se transmite desde la superficie de mayor a la de menor temperatura. Esta potencia instantánea que se transmite desde la piel al sensor se representa con una función exponencial de la forma:

$$W_1(t) = A_0 + A_1 \exp(-t/\tau_1) \quad (5.26)$$

Dónde A_0 es la potencia transmitida en estado estacionario y A_1 es la amplitud de la exponencial decreciente debido al contacto instantáneo entre las superficies del sensor y la piel. En el caso simulado representado en la figura 5.20, se considera una disipación $A_0 = 0.3 \text{ W}$ para la temperatura inicial del termostato y una potencia de $A_0 = 0.1 \text{ W}$ para la final. Se supone una amplitud $A_1 = 2 \text{ W}$ y una constante de tiempo $\tau_1 = 9 \text{ s}$.

- 2) La temperatura que rodea al sensor cambia al aplicar el sensor sobre la piel, y no es la misma temperatura que rodea al sensor cuando está en la base de calibración. En general, la temperatura en el entorno de piel es más alta. Esta diferencia de temperatura está representada por ΔT_0 y se define por la expresión (3.24). En el caso simulado en la figura 5.20, se considera $A = 2.5$ K, $B = 1$ K y una constante de tiempo $\tau_T = 9$ s.
- 3) La piel tiene una capacidad calorífica propia de la zona donde se está midiendo y, por tanto, la respuesta transitoria dependerá de esa capacidad calorífica. La figura 5.20 muestra estas diferencias en la señal calorimétrica. En esta simulación se han utilizado tres capacidades caloríficas para la piel de valor $C_I = 3, 6$ y 9 JK⁻¹.

5.2.4.2. MÉTODO DE CÁLCULO

A continuación, se describe el método de cálculo utilizado para determinar la capacidad calorífica y el flujo de calor en una superficie localizada del cuerpo humano. La efectividad de este método se verifica a partir de las curvas simuladas en el apartado anterior. En el procedimiento, se consideran las siguientes hipótesis sobre la piel humana:

- 1) Cuando la temperatura del termostato es constante ($T_{2, inicial}$) y el sensor se aplica a la piel, el flujo de calor W_I que pasa por el sensor obedece a la ecuación (5.26). Cuando hay una variación lineal en la temperatura del termostato (de $T_{2, inicial}$ a $T_{2, final}$), se asume que la potencia W_I disminuye linealmente hasta un valor final, que permanece constante, al igual que la temperatura del termostato ($T_{2, final}$). Por lo tanto, el flujo de calor se puede describir con la expresión (5.27):

$$\begin{aligned}
 W_I(t) &= 0 & \text{for } t < t_1 \\
 W_I(t) &= A_0 + A_1 \exp(-(t-t_1)/\tau_1) & \text{for } t_1 \leq t \leq t_2 \\
 W_I(t) &= W_I(t_2) + \Delta A_0 \cdot (t-t_2)/(t_3-t_2) & \text{for } t_2 \leq t \leq t_3 \\
 W_I(t) &= W_I(t_3) & \text{for } t_3 \leq t \leq t_{end}
 \end{aligned} \tag{5.27}$$

En esta ecuación, t_1 es el instante en el que se aplica el sensor a la piel, t_2 es el instante en el que comienza el aumento lineal de la temperatura del termostato, t_3 es el instante en el que la variación lineal antes mencionada termina y comienza a mantenerse la temperatura constante, y t_{end} es el instante final de la medición.

- 2) La diferencia de temperatura ambiente ΔT_0 obedece a la expresión (3.24).
- 3) Las relaciones entre todas las variables del sistema obedecen a las ecuaciones del modelo (3.26). Se consideran los parámetros del modelo determinados en calibraciones previas (tabla 5.7) excepto el valor de C_I , que depende del lugar de medición.

El método de cálculo es similar al utilizado en la identificación del modelo y explicado anteriormente. El método consiste en determinar ocho parámetros: los cuatro primeros ($A_0, A_1, \tau_1, \Delta A_0$) permiten reconstruir la potencia $W_I(t)$. Los siguientes tres (A, B, τ_T) permiten construir la función, y el último (C_I) completa el modelo descrito por la expresión (3.26).

El procedimiento parte de unos valores iniciales de los primeros siete parámetros con los que se construyen las curvas $W_1(t)$ e $\Delta T_0(t)$. A partir de estas funciones temporales, la potencia $W_2(t)$ (conocida) y el valor inicial del octavo parámetro (C_1), la temperatura T_2 y la señal calorimétrica y se reconstruyen utilizando el modelo RCB. A partir de estas reconstrucciones, se determina el criterio de error dado por la expresión (3.6). Utilizando el ya mencionado algoritmo de *Nelder – Mead*, se determinan los nuevos valores de los parámetros hasta que el criterio de error resulta admisible. La figura 5.21 muestra un diagrama del procedimiento.

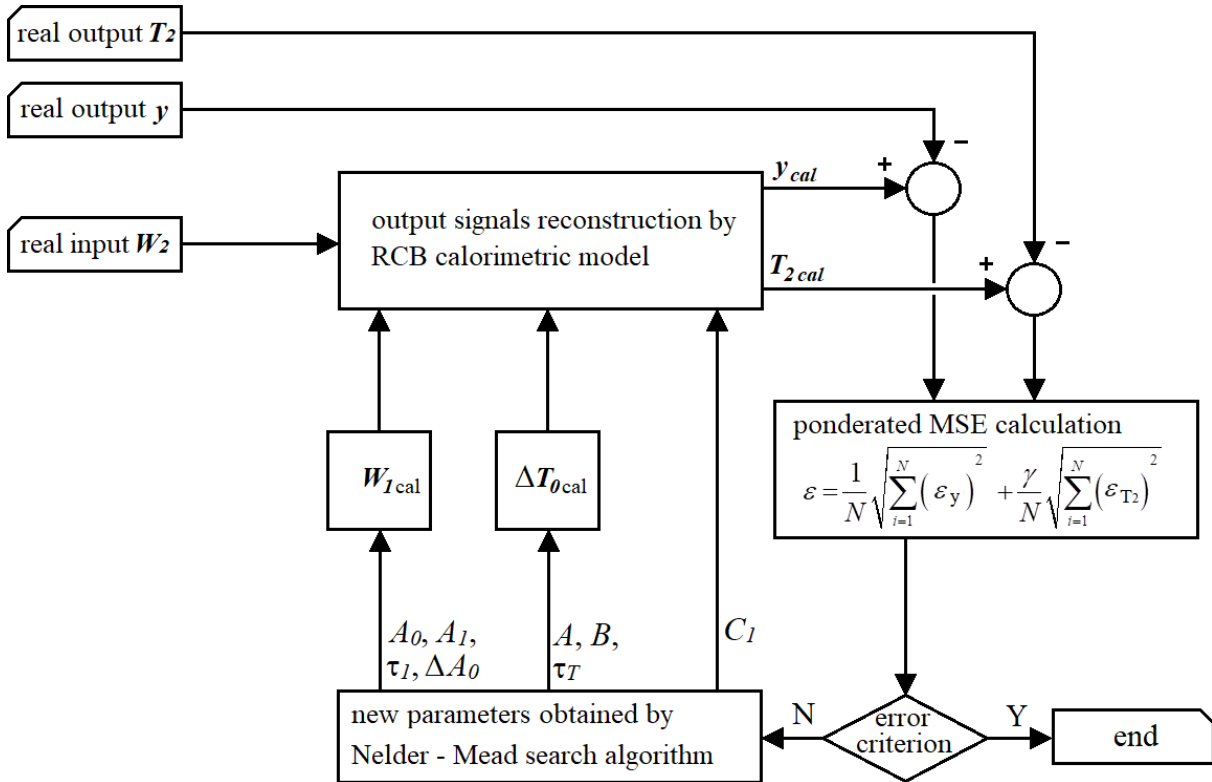


Figura 5.21. Deconvolución mediante el modelo RCB.

La tabla 5.8 muestra los resultados obtenidos mediante este proceso para las tres medidas simuladas representadas en la figura 5.20. Los errores en la determinación del flujo de calor A_0 e ΔA_0 son inferiores al 0.3%, y en la determinación de la capacidad calorífica es menor al 0.4%. Los errores (RMSE) en el ajuste de la señal calorimétrica y la temperatura del termostato (menos de 9 μV y 0.15 mK, respectivamente) son muy pequeños en relación al valor pico a pico de estas curvas (120 mV y 10 K). El resultado de la deconvolución de las medidas simuladas demuestra la capacidad del método para determinar la información deseada.

Tabla 5.8. Resultados del cálculo de las medidas simuladas con $C_1 = 3, 6$ y 9 JK^{-1} (figura 5.20).

	Flujo de calor, eq. 5.24 (A_i en mW)				Modelo, eq. 3.26			ΔT_0 , eq. 3.24		Error, eq. 3.6	
	A_0	A_1	ΔA_0	τ_1 (s)	C_1 (JK^{-1})	A (K)	B (K)	τ_T (s)	ε_y (μV)	ε_T (mK)	
(1)	300.5	2125.9	-200.3	8.4	3.01	2.51	0.99	9.0	8.88	0.13	
(2)	300.4	2125.5	-200.5	8.4	6.00	2.50	0.99	9.0	4.70	0.09	
(3)	300.3	2123.6	-200.6	8.4	8.98	2.50	0.99	9.0	3.29	0.08	

5.2.4.3. APLICACIÓN EN EL CUERPO HUMANO

En este apartado se presentan los resultados correspondientes a las medidas realizadas en dos sujetos varones sanos. Los datos característicos de los sujetos se indican en la tabla 5.9. Ambos sujetos están sanos y las medidas son realizadas en reposo.

Tabla 5.9. Características de los sujetos (varones).

Sujeto	Edad	masa (kg)	altura (m)
4	28	67	1.72
5	62	71	1.65

Medidas en el sujeto 4. Una vez se ha verificado la idoneidad del método en el apartado anterior, el método propuesto se aplica a una medida experimental en piel del cuerpo humana. A continuación, se presenta serie de cuatro medidas consecutivas idénticas en la sien del sujeto menor. El sujeto está sentado y en reposo durante la medición. Las medidas son del mismo tipo que las presentadas en la simulación (figura 5.20). La figura 5.22 muestra las curvas experimentales de la señal calorimétrica (y), la potencia disipada en el termostato (W_2) y la temperatura del termostato (T_2).

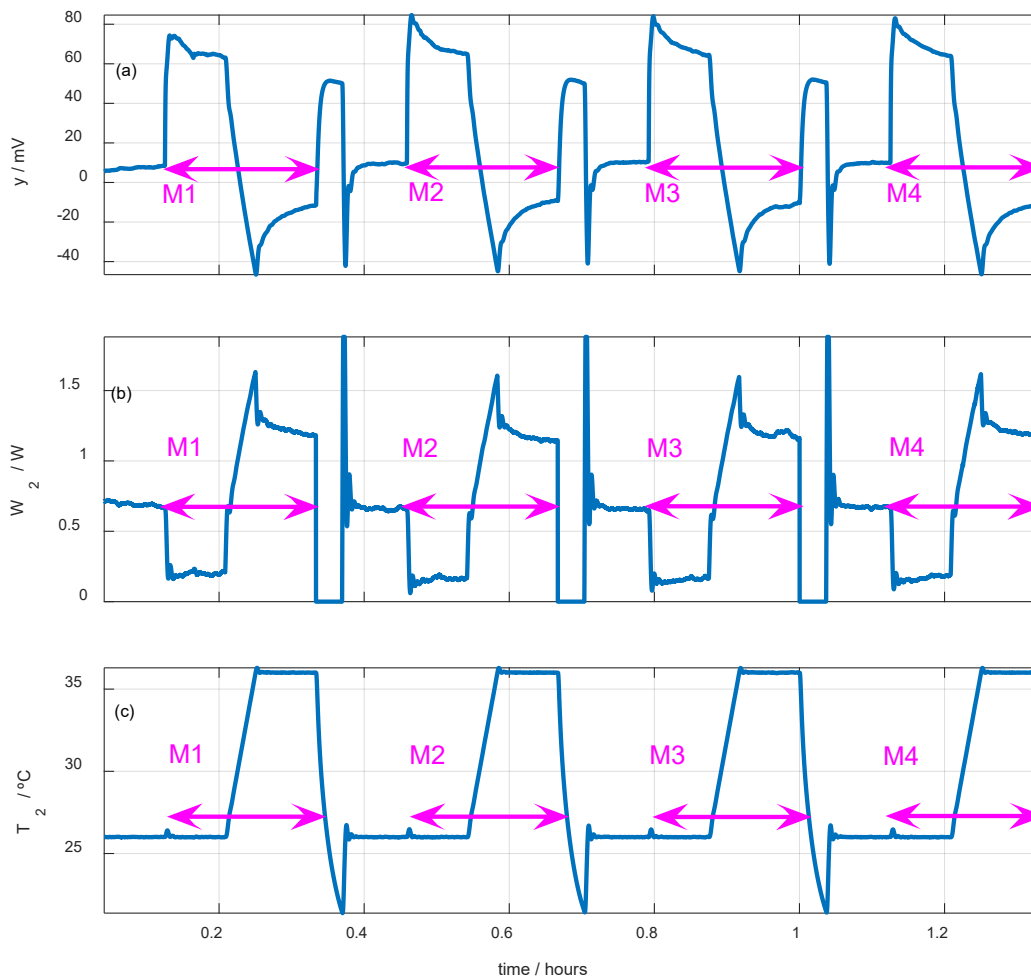


Figura 5.22. Serie de cuatro medidas en el sujeto 4.

La figura 5.23 muestra el sensor en la sien del sujeto 4. Las medidas se realizaron con una humedad relativa del 53% y una temperatura ambiente de $T_{room} = 22.6 \pm 0.5$ °C.

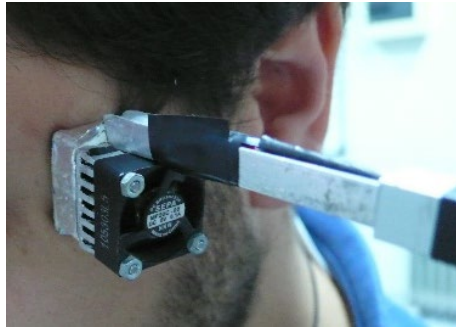


Figura 5.23. Sensor aplicado en la sien del sujeto 4.

Se aplica el método de cálculo a cada medida. Los resultados obtenidos se muestran en la tabla 5.10, donde se indican los valores de los ocho parámetros. En primer lugar, se muestran los parámetros relacionados con la reconstrucción del flujo de calor (A_0 , A_1 , τ_1 , ΔA_0) en función del tiempo, cuando se aplica el sensor a la piel humana. A continuación, se muestra el valor de la capacidad calorífica C_1 de la zona del cuerpo humano donde se realiza la medición, siendo el valor medio obtenido 5.91 JK^{-1} . Finalmente, se muestran los parámetros que permiten reconstruir el incremento de la temperatura del entorno ΔT_0 (A , B , τ_T), que se corresponde con la ecualización térmica alrededor del sensor cuando se aplica el dispositivo sobre la piel. En los ajustes se obtuvo un error inferior a $35 \mu\text{V}$ para una señal calorimétrica de 120 mV de pico a pico, y un error inferior a 4 mK para una temperatura de termostato de 10 K de pico a pico.

Tabla 5.10. Resultados de las medidas experimentales en la sien del sujeto 4.

	Flujo de calor, eq. 5.24 (A_i en W)				Modelo, eq. 3.26	ΔT_0 , eq. 3.24			Error, eq. 3.6	
	A_0	A_1	ΔA_0	τ_1 (s)	C_1 (JK^{-1})	A (K)	B (K)	τ_T (s)	ε_V (μV)	ε_T (mK)
M1	0.288	2.73	-0.221	7.9	5.69	2.46	1.23	16.6	29.7	1.47
M2	0.279	3.24	-0.216	8.1	5.82	2.68	1.60	9.00	33.5	2.03
M3	0.272	3.38	-0.203	8.0	5.96	2.80	1.05	9.00	34.7	3.78
M4	0.272	3.82	-0.214	7.0	6.17	2.86	1.11	9.00	29.1	2.55
Mean	0.278	3.29	-0.214	7.8	5.91	2.70	1.25	10.9		
SD	0.008	0.45	0.008	0.5	0.21	0.18	0.15	3.80		

La figura 5.24a muestra el flujo de calor medido por el sensor en la primera medida (M1) realizada en la sien del sujeto. Se observa el flujo de calor transitorio inicial cuando se aplica el sensor, causado por el contacto instantáneo entre las superficies del sensor y la piel. A continuación, el flujo de calor alcanza un estado estable de 288 mW para una temperatura del termostato de 26 °C. Esta disipación disminuye linealmente a medida que aumenta T_2 , alcanzando un valor de 67 mW para $T_2 = 36$ °C. En la figura 5.24b y 5.24c se muestra la reconstrucción de la señal calorimétrica y de la temperatura del termostato; diferenciando las curvas experimentales y calculadas con los subíndices *exp* y *cal*, respectivamente. La variación ΔT_0 en función del tiempo también se representa en la figura 5.24c.

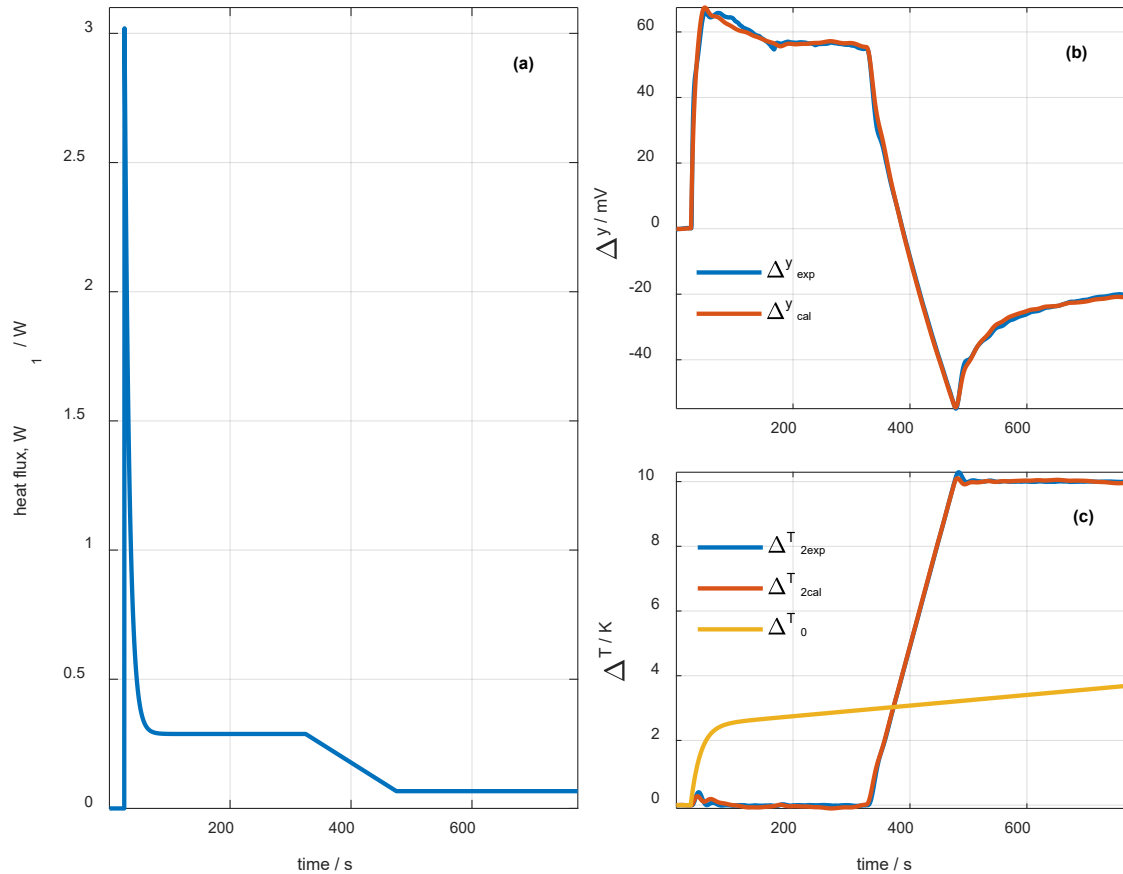


Figura 5.24. (a) Flujo de calor W_1 obtenido de la medida M1 en la Figura 5.22. (b) Ajuste de la señal calorimétrica Δy . (c) Ajuste de temperatura del termostato ΔT_2 y representación de ΔT_0 .

La potencia disipada por el sujeto depende de la situación física del sujeto, de la humedad relativa y de la temperatura, entre otros factores. Consideramos que una caracterización térmica rigurosa de la piel requiere, además del conocimiento del flujo de calor, datos sobre la capacidad calorífica y la conductancia térmica de la piel. La capacidad calorífica y el flujo de calor se determinan directamente mediante el método de cálculo. La conductancia térmica (o su inversa, la resistencia térmica), se puede caracterizar a partir de la variación del flujo de calor W_1 en función de la temperatura del termostato T_2 . Como ya se ha explicado, la inversa de la pendiente de esta línea tiene unidades de resistencia térmica, por lo que se define una *resistencia térmica equivalente* de la piel R_{body} :

$$R_{body} = \frac{\Delta T_2}{\Delta W_1} - R_{sensor} \quad (5.28)$$

En este método, se considera que la resistencia térmica del sensor R_s es la inversa de la conductancia térmica P_{12} , en lugar del valor experimental anteriormente utilizado (12 KW^{-1}). En este caso, $R_s = 1/P_{12} = 10.41 \text{ KW}^{-1}$, $\Delta T_2 = 10 \text{ K}$, $\Delta W_1 = \Delta A_0$. Sustituyendo los valores de la tabla 5.10, obtenemos $R_{body} = 36.5 \pm 1.7 \text{ KW}^{-1}$. La incertidumbre de los valores obtenidos para las propiedades térmicas de la piel en esta serie de medidas es del 3.5% para la *capacidad calorífica* y del 4.7% para la *resistencia térmica equivalente*.

Medidas en el sujeto 5. A continuación se presentan ocho medidas realizadas en diferentes días en la sien del sujeto 5. La figura 5.25 muestra la variación del flujo de calor en cada día en función del tiempo, y la temperatura del termostato T_2 ; y la tabla 5.11 muestra los resultados numéricos obtenidos. El flujo de calor es muy similar en ambos días, aunque el primer día es ligeramente superior. Esto probablemente se debe a que la temperatura ambiente fue menor ese día, lo que generalmente supone una mayor disipación. En cuanto a las propiedades térmicas de la piel en el área medida, la capacidad calorífica media obtenida el primer día es de 5.7 JK^{-1} y en el segundo día es de 5.9 JK^{-1} ($C_1 = 5.8 \pm 0.2 \text{ JK}^{-1}$). La resistencia térmica equivalente media obtenida el primer día es de 31 KW^{-1} y en el segundo día es de 29 KW^{-1} ($= 30 \pm 2 \text{ KW}^{-1}$). La incertidumbre en la determinación de las propiedades térmicas de la piel es del 3.4% para la capacidad calorífica y del 6.7% para la resistencia térmica en este caso. En el primer día la temperatura del entorno fue $T_{room} = 23.3 \text{ }^\circ\text{C}$, y en el segundo $23.5 \text{ }^\circ\text{C}$.

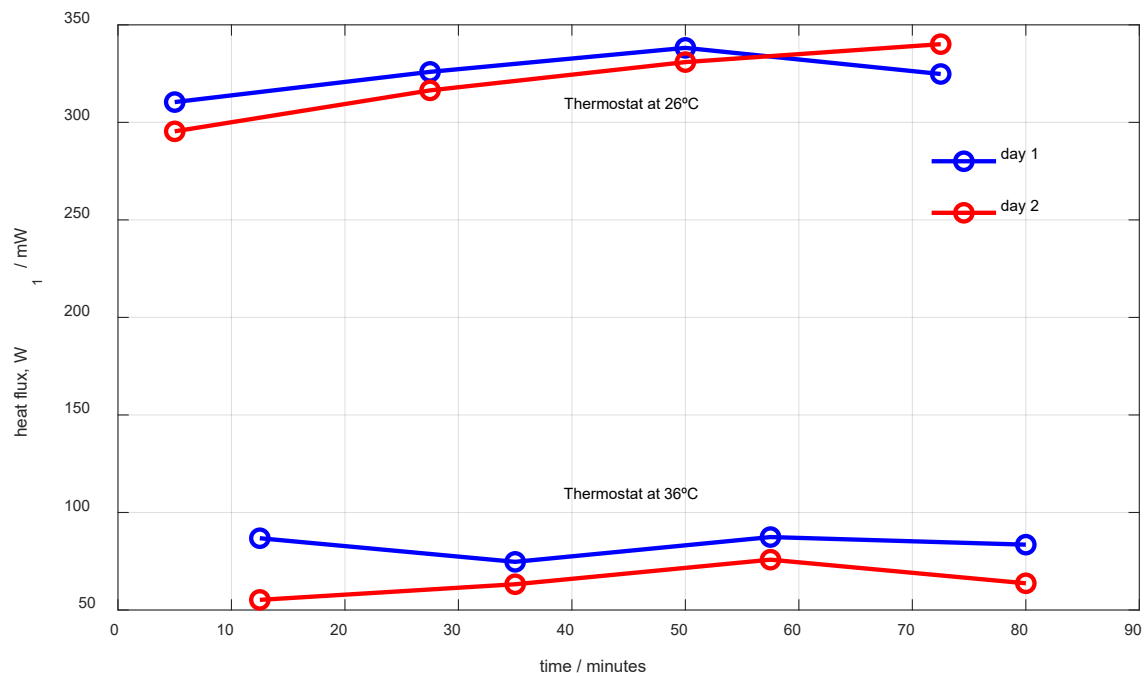


Figura 5.25. Flujo de calor W_1 medido en la sien del sujeto 5 en diferentes días.

Tabla 5.11. Resultados de las medidas experimentales en la sien del sujeto 5 (M1 – M4: día 1, M5 – M8: día 2).

	Flujo de calor, eq. 5.24 (A_i en W)				Modelo, eq. 3.26		ΔT_0 , eq. 3.24			Error, eq. 3.6	
	A_0	A_1	ΔA_0	τ_1 (s)	C_1 (JK^{-1})	A (K)	B (K)	τ_T (s)	ε_V (μV)	ε_T (mK)	
M1	0.310	3.03	-0.224	7.3	5.53	2.10	0.80	9.00	24.4	2.59	
M2	0.326	4.89	-0.251	5.3	6.08	2.41	1.46	9.00	32.3	1.75	
M3	0.338	3.21	-0.251	7.4	5.37	2.26	1.16	30.0	32.6	2.00	
M4	0.325	3.55	-0.241	7.0	5.91	2.57	0.69	21.0	28.3	2.69	
M5	0.295	2.98	-0.240	7.5	5.91	2.59	0.84	30.0	29.2	1.15	
M6	0.316	2.82	-0.253	9.1	5.83	2.45	0.81	9.00	35.7	2.02	
M7	0.331	3.73	-0.255	6.6	6.00	3.08	0.60	30.0	25.8	1.54	
M8	0.340	3.29	-0.276	8.0	5.85	2.71	1.09	22.9	32.1	1.31	

La tabla 5.12 muestra los resultados de las medidas realizadas en la mano derecha del sujeto 5 en dos días diferentes. En este caso, existe una clara diferencia en las medidas del primer día, dado que el sujeto presentó una disipación inusualmente baja. En el primer día la temperatura del entorno fue $T_{room} = 21.3$ °C, y en el segundo 21.8 °C. La temperatura alrededor del sensor (cuando se aplica el sensor en la piel, la temperatura que rodea al sensor es $T_{room} + \Delta T_0$) en el primer día fue de $T_{room} + A = 21.3 + 0.6 = 21.9$ °C, y en el segundo día fue de 23.7 °C. La temperatura superficial de la piel fue muy inferior en el primer caso. Por otra parte, podemos comparar el área $A_1\tau_1$, que representa la energía del fenómeno transitorio de contacto entre superficies. En las medidas del primer día, dicha energía fue negativa o muy pequeña en comparación con la del segundo día. Esto se debe a que la temperatura de la piel antes de aplicar el sensor fue más baja durante el primer día. Las capacidades caloríficas y las *resistencias térmicas equivalentes* obtenidas fueron: el primer día, $C_1 = 5.05 \pm 0.2$ JK⁻¹, $R_{body} = 38.9 \pm 0.7$ KW⁻¹, y en el segundo día, $C_1 = 5.43 \pm 0.49$ JK⁻¹, $R_{body} = 28.9 \pm 1.3$ KW⁻¹.

Las capacidades caloríficas obtenidas en la mano son menores que en la sien, y las diferencias entre días son del mismo orden de magnitud. La capacidad calorífica media en la mano es de 5.3 ± 0.4 JK⁻¹ con una incertidumbre del 8%. Sin embargo, la *resistencia térmica equivalente* obtenida en la mano es muy variable, de manera que, en el primer día medido, con menor disipación de calor, la *resistencia térmica equivalente* es un 35% mayor que la obtenida en el segundo día. Nótese que, mientras la capacidad calorífica en una zona de la piel mantiene su valor en un rango del 8%, la *resistencia térmica equivalente* puede variar mucho en función de la situación física del sujeto. La variación del flujo de calor – y de la *resistencia térmica equivalente* – que se observa en esta serie de medidas, es compatible con el funcionamiento de los mecanismos de vasoconstricción y vasodilatación y su relación con la transferencia de calor [88, 141]. Este fenómeno parece corresponderse con una reducción del flujo sanguíneo (vasoconstricción) en la zona de medida. Esta reducción del flujo sanguíneo produciría un aumento de la *resistencia térmica equivalente*, que a su vez produciría una reducción del flujo de calor. Esta hipótesis cobra más sentido cuando se comparan las capacidades caloríficas: en el primer día es inferior; lo cual es coherente con una reducción de la cantidad de agua en el tejido, causada por una hipotética reducción del flujo sanguíneo.

Tabla 5.12. Resultados de las medidas experimentales en la mano del sujeto 5 (M1 – M3: día 1, M4 – M7: día 2).

	Flujo de calor, eq. 5.24 (A_i en W)				Modelo, eq. 3.26	ΔT_0 , eq. 3.24			Error, eq. 3.6	
	A_0	A_1	ΔA_0	τ_1 (s)	C_1 (JK ⁻¹)	A (K)	B (K)	τ_T (s)	ϵ_y (μ V)	ϵ_T (mK)
M1	0.016	-0.271	-0.202	5.0	5.08	0.61	0.49	9.30	42.3	1.60
M2	0.013	-0.037	-0.200	18	5.23	0.63	0.60	9.00	23.6	1.96
M3	0.026	0.055	-0.206	11	4.83	0.93	0.93	9.80	17.0	0.97
M5	0.296	2.114	-0.248	6.9	4.85	1.88	0.96	9.00	26.3	1.70
M6	0.300	3.217	-0.247	6.4	6.04	1.96	0.73	30.0	35.3	2.75
M7	0.284	2.335	-0.260	7.7	5.50	1.73	0.71	9.60	24.1	1.62
M8	0.247	1.935	-0.264	8.3	5.31	1.43	0.81	9.00	26.6	2.42

Se han realizado varios estudios y aplicado diferentes procedimientos. El método de identificación mediante el modelo RCB (modelo de dos cuerpos compensado), implica la programación de variaciones lineales de temperatura de 10 K a una velocidad de 4 Kmin⁻¹.

Este método es el que mejores resultados proporciona, y su principio de funcionamiento presenta ciertas similitudes con los calorímetros DSC, como hemos comentado con anterioridad. La magnitud de la *resistencia térmica equivalente* y de la capacidad calorífica expuesta en estas medidas es global e inespecífica, y está asociada con un área de medida de 2 x 2 (4) cm². El coeficiente de variación es del 3.5% para la capacidad calorífica y del 6% para la *resistencia térmica equivalente*. Estos indicadores presentan cierto parecido a valores obtenidos por otros autores empleando distintos métodos [85, 86].

Como ya se ha visto a lo largo del capítulo, el flujo de calor medido por el sensor presenta una gran variabilidad y dependen de muchos factores. Del mismo modo, la *resistencia térmica equivalente* también experimenta grandes cambios. No obstante, la capacidad calorífica presenta valores mucho más estables, lo cual es coherente dado que esta magnitud depende de las propiedades físicas de los tejidos que conforman la *zona afectada por el calor*, cuyos cambios principalmente se corresponderán con la cantidad de agua que contiene. Si bien la variabilidad de las medidas puede suponer problemas de incertidumbre, también es una oportunidad para avanzar en el estudio de la fisiología humana con nuevos datos aportados por este sensor calorimétrico. Los experimentos de repetibilidad realizados en cada serie muestran que la variabilidad de los resultados responde más a cambios en el sujeto y en el entorno que a cambios en el dispositivo.

La medida *in vivo* de la conductividad térmica de la piel tiene precedentes, y se utilizan multitud de instrumentos y técnicas [95, 96, 97, 103, 104, 105] desde hace varias décadas. Por lo general, esta información suele presentarse de forma específica (WK⁻¹m⁻¹), siendo necesario suponer la geometría de la *zona afectada por el calor* para poder realizar comparaciones. En nuestro caso, los datos se tratan como magnitudes absolutas. No obstante, es fácil comparar nuestros datos con los de otros autores, si se considera la geometría de la *zona afectada por el calor*. En nuestro caso, y considerando un prisma de 2 x 2 (4) cm², y un espesor (*profundidad de penetración térmica*) de unos 4 mm, se observa que el orden de magnitud de nuestras medidas coincide con la de otros autores, y la dispersión de los resultados es similar. Si se consideran unos valores de referencia frecuentes en la literatura (3.4 Jg⁻¹K⁻¹, 1.15 gcm⁻³ y 0.3 WK⁻¹m⁻¹) obtendríamos una capacidad calorífica absoluta de 6.26 JK⁻¹ y una resistencia térmica equivalente de 33.3 KW⁻¹, valores similares a nuestros resultados.

Sin embargo, no es sencillo encontrar referencias de capacidad calorífica medida *in vivo*. Por lo general la capacidad calorífica de los tejidos biológicos se suele medir *in vitro*. Aun así, es posible comparar nuestros resultados con los resultados obtenidos *in vitro*. Uno de los pocos trabajos en los que se proporciona este tipo de magnitud medida *in vivo* es un artículo reciente de Webb R.C, titulado *Thermal Transport Characteristics of Human Skin Measured In Vivo Using Ultrathin Conformal Arrays of Thermal Sensors and Actuators* [113].

La medida *in vivo* de la capacidad calorífica plantea varias dudas. Consideramos que, además de los trabajos realizados, es conveniente la realización de más experimentos concretos para validar los métodos de identificación de la capacidad calorífica. En el próximo capítulo, se profundizará en el análisis de los resultados obtenidos en las medidas experimentales y se realizarán contrastes entre los resultados obtenidos por diferentes autores.

5.3. CONCLUSIONES

Se ha comprobado la eficacia del sensor para determinar el flujo de calor que lo atraviesa y para la determinación de dos propiedades térmicas de la superficie cutánea donde se aplica: la capacidad calorífica y la resistencia térmica equivalente. Se han desarrollado varios métodos para identificar las magnitudes térmicas de la piel. El método CSRM y la descomposición del flujo de calor mediante la suma de exponenciales constituyen la mejor herramienta para determinar la disipación cutánea del cuerpo humano, dado que se realiza una separación de los términos estacionario y transitorios. En cuanto a las propiedades térmicas, la resistencia térmica se identifica de forma idónea empleando valores estacionarios de flujo de calor lo más próximos en el tiempo, para diferentes temperaturas del termostato. Por otra parte, el método de identificación mediante el modelo RCB (modelo de dos cuerpos compensado), operado mediante variaciones lineales de la temperatura del termostato, proporciona los mejores resultados en cuanto a identificación de capacidad calorífica. Este método, permite además identificar el flujo de calor y la resistencia térmica con precisión.

Capítulo 6

MEDIDAS EN EL CUERPO HUMANO

En este capítulo se exponen los resultados experimentales obtenidos en el cuerpo humano empleando el sensor calorimétrico, y que complementan a las medidas del capítulo anterior. Las características antropométricas de los sujetos participantes en estos estudios se exponen en la tabla 6.1. Se han realizado varias campañas experimentales, siendo las más relevantes las descritas a continuación:

- **C1.** Medida del *flujo de calor* y de la *resistencia térmica equivalente* en reposo en los sujetos R_1 y R_2 (ver tabla 6.1), en tres zonas: mano (dorsal), esternón (mango), y abdomen (flanco). El flujo de calor se determinó con el CSRМ y la identificación de propiedades térmicas se realizó a temperatura constante. La temperatura del termostato T_2 fue de 24, 28, 32 y 36 °C. Esta campaña se realizó en junio – diciembre de 2018.
- **C2.** Medida del *flujo de calor* en reposo, tras ejercicio físico, en recuperación y durante la oclusión del flujo sanguíneo, en los sujetos $E_1 - E_{10}$ (ver tabla 6.1), en el muslo. Estas medidas complementan a un experimento realizado bajo la dirección del Dr. José A. L. Calbet, en el Laboratorio de Rendimiento Humano de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la ULPGC. El flujo de calor se determinó con el CSRМ, y T_2 fue de 28 °C. Esta campaña se realizó en mayo – julio de 2019.
- **C3.** Medida del *flujo de calor*, la *capacidad calorífica* y la *resistencia térmica equivalente* en reposo, en los sujetos $R_1 - R_6$ en seis zonas: sien, mano (dorsal), abdomen (flanco), muslo (interior), muñeca (volar) y talón. Estas magnitudes también se evaluaron en una cicatriz correspondiente a una quemadura de segundo grado de $2 \times 1 \text{ cm}^2$ en la zona volar de la muñeca del sujeto R_4 . El método utilizado es la identificación de propiedades térmicas a partir del modelo RC compensado (RCB), y la temperatura del termostato T_2 fue de 26 a 36 °C. Esta campaña se realizó en marzo – junio de 2020.

Tabla 6.1. Características antropométricas de los sujetos participantes en el estudio: edad (años), masa (kg), altura (m) y sexo (H: hombre, M: mujer).

Sujeto	R_1	R_2	R_3	R_4	R_5	R_6	E_1	E_2	E_3	E_4	E_5	E_6	E_7	E_8	E_9	E_{10}
Edad	62	27	29	57	31	24	25	23	25	24	20	21	21	23	20	29
masa	71	83	68	68	74	53	-	72	76	79	80	-	54	54	74	88
altura	1.60	1.72	1.77	1.66	1.49	1.61	-	1.68	1.81	1.72	1.68	-	1.60	1.55	1.68	1.69
Sexo	H	H	H	M	M	M	H	H	H	H	H	M	M	M	M	M

A continuación, se analizan los resultados en el siguiente orden: el *flujo de calor*, la *resistencia térmica equivalente* y la *capacidad calorífica*. Finalmente se analiza una serie de medidas realizadas para estudiar la evolución de una quemadura de segundo grado.

6.1. FLUJO DE CALOR

En las campañas experimentales, el método de identificación no es siempre el mismo: en las dos primeras campañas se utiliza el método CSRM, y en la tercera campaña las medidas se identifican con el modelo RC compensado. Independientemente del método utilizado, el flujo de calor estacionario (A_0) es comparable en las tres campañas. Sin embargo, la identificación mediante el modelo RC compensado considera los efectos de la capacidad calorífica del cuerpo estudiado, y la eualización térmica no se representa con un término A_2 , sino a partir de la propia capacidad calorífica. Como consecuencia, es necesario añadir un grado de libertad al término correspondiente al pico inicial de potencia (A_1), por lo que la constante de tiempo τ_1 es diferente en cada medición. Por este motivo, los efectos transitorios definidos por los coeficientes A_1 y A_2 (ecuación 4.12) no pueden compararse si el método de cálculo es diferente.

6.1.1. MEDICIÓN DEL FLUJO DE CALOR EN REPOSO

En esta sección se analizan las características del flujo de calor en sujetos en situación de reposo. En las tablas 6.2, 6.3 y 6.4, se muestra el flujo de calor A_0 , en función de la temperatura del termostato T_2 , en cada zona del cuerpo humano y sujeto analizado. Estos resultados corresponden a las campañas C1, C2 y C3, cuyas metodologías de medida y cálculo fueron muy diferentes. En la primera y segunda campaña se realizaron medidas a diferentes temperaturas constantes del termostato. Antes y después de la medida el sensor se situó en su base de calibración. El método de cálculo utilizado fue el CSRM y la corrección de las líneas de base se hace a partir de los valores iniciales y finales de las señales en la base. En la tercera campaña, el método de medida y de cálculo está más elaborado y con seguridad los resultados son más precisos, dado que la corrección de la línea de base tiene en cuenta el aumento de la temperatura alrededor del sensor cuando éste se coloca sobre la piel.

Como ya se explicó en el capítulo anterior, el flujo de calor medido por el sensor es mayor cuanto menor sea la temperatura del termostato. Concretamente, y como se verá más adelante, el flujo de calor es proporcional a la diferencia de temperaturas entre la piel y el entorno. En las tablas 6.2, 6.3 y 6.4 se observa claramente esta tendencia.

Véase también que el flujo de calor y su variabilidad es diferente en cada zona estudiada del cuerpo humano. Cabe destacar que las medidas realizadas en el esternón presentan dificultades en términos de identificación. Estas dificultades han sido reportadas en algún trabajo reciente [142], y por dicho motivo ya no se suele medir en dicha localización.

El análisis que se realiza a continuación está centrado en los datos de la campaña **C3**. Algunas de las hipótesis obtenidas en el transcurso de esta investigación fueron también estudiadas en las campañas anteriores **C1** y **C2**.

Tabla 6.2. Flujo de calor A_0 (mW) en reposo, para cada temperatura T_2 . Se muestra el valor medio \pm desviación estándar para cada sujeto y zona. Primera campaña experimental (C1).

Sujeto	R_1			R_2		
	mano	abdomen	esternón	mano	abdomen	esternón
$T_2 = 24$ °C	151 \pm 87	208 \pm 28	223 \pm 26	200 \pm 33	209 \pm 30	214 \pm 37
$T_2 = 28$ °C	101 \pm 56	132 \pm 31	157 \pm 20	185 \pm 19	126 \pm 21	162 \pm 20
$T_2 = 32$ °C	49 \pm 84	110 \pm 23	122 \pm 20	119 \pm 22	86 \pm 23	99 \pm 8
$T_2 = 36$ °C	-11 \pm 90	66 \pm 19	71 \pm 7	56 \pm 24	21 \pm 29	57 \pm 19

Tabla 6.3. Flujo de calor A_0 (mW) en reposo, para cada temperatura T_2 . Se muestra el valor medio \pm desviación estándar para cada sujeto y zona. Segunda campaña experimental (C2).

sujeto	E_1	E_2	E_3	E_4	E_5	E_6	E_7	E_8	E_9	E_{10}
$T_2 = 28$ °C	162	126	111	143	172	186	84	113 \pm 6	124 \pm 39	87 \pm 7

Tabla 6.4. Flujo de calor A_0 (mW) en reposo, para cada temperatura T_2 . Se muestra el valor medio \pm desviación estándar para cada sujeto y zona. Tercera campaña experimental (C3).

termostato	sujeto	sien	mano	abdomen	muslo	talón	muñeca
$T_2 = 26$ °C	R_1	323 \pm 15	282 \pm 24	278 \pm 8	195 \pm 22	84 \pm 18	296 \pm 20
	R_2	362 \pm 17	241 \pm 14	198 \pm 24	180 \pm 11	36 \pm 12	322 \pm 25
	R_3	279 \pm 6	171 \pm 38	224 \pm 18	200 \pm 7	-40 \pm 22	
	R_4	294 \pm 15	300 \pm 18	195 \pm 29	166 \pm 20	105 \pm 22	
	R_5	339 \pm 13	207 \pm 42	205 \pm 17	160 \pm 17	6 \pm 18	
	R_6	293 \pm 8	221 \pm 22	341 \pm 29	212 \pm 38	19 \pm 28	
$T_2 = 36$ °C	R_1	74 \pm 12	35 \pm 18	52 \pm 13	9 \pm 12	-109 \pm 15	29 \pm 15
	R_2	107 \pm 5	15 \pm 7	-8 \pm 43	-11 \pm 5	-177 \pm 20	29 \pm 23
	R_3	64 \pm 4	-58 \pm 32	26 \pm 10	20 \pm 10	-222 \pm 17	
	R_4	78 \pm 7	38 \pm 14	-28 \pm 28	-20 \pm 4	-109 \pm 21	
	R_5	130 \pm 7	-12 \pm 41	12 \pm 18	-2 \pm 10	-177 \pm 14	
	R_6	60 \pm 6	-27 \pm 24	88 \pm 13	42 \pm 28	-172 \pm 16	

Las medidas de la campaña C3 consistieron en aplicar el sensor en la piel con el termostato del sensor a una temperatura constante de 26 °C durante 450 s, a continuación, se aumenta linealmente la temperatura del termostato hasta los 36 °C durante 150 s, manteniéndose a 36 °C en los 300 s finales (ver figura 4.24c). El sensor está situado en su base antes y después de su colocación en la piel. La aplicación del sensor sobre la piel provoca una disminución inicial de la temperatura de la piel en el área de medición, ya que la temperatura del termostato se mantiene inicialmente en 26 °C, y la conductividad térmica del sensor es muy alta. El termistor instalado en el dispositivo lee la temperatura de la piel durante la medición. Se define T_{skin} como el valor medio de la temperatura de la piel cuando el termostato se encuentra a 26 °C.

La temperatura T_{skin} fue ligeramente inferior a la temperatura normal de la piel en un ambiente termoneutral. Los valores de T_{skin} en esta campaña (C3) fueron de 31.6 ± 0.7 °C en la sien, $31.5 \pm 0,7$ °C en la muñeca, 30.1 ± 0.9 °C en el abdomen, 29.6 ± 1.3 °C en la mano, 28.8 ± 0.7 °C en el muslo, y 25.1 ± 1.1 °C en el talón.

En la figura 6.1 se representan los valores del flujo de calor estacionario A_0 para las dos temperaturas del termostato ($T_2 = 26$ °C y $T_2 = 36$ °C) en función de la diferencia de temperatura entre la piel y el entorno, $T_{skin} - T_{room}$. En la figura se observa claramente la correlación existente entre el flujo de calor y la diferencia de temperatura entre la piel y el entorno.

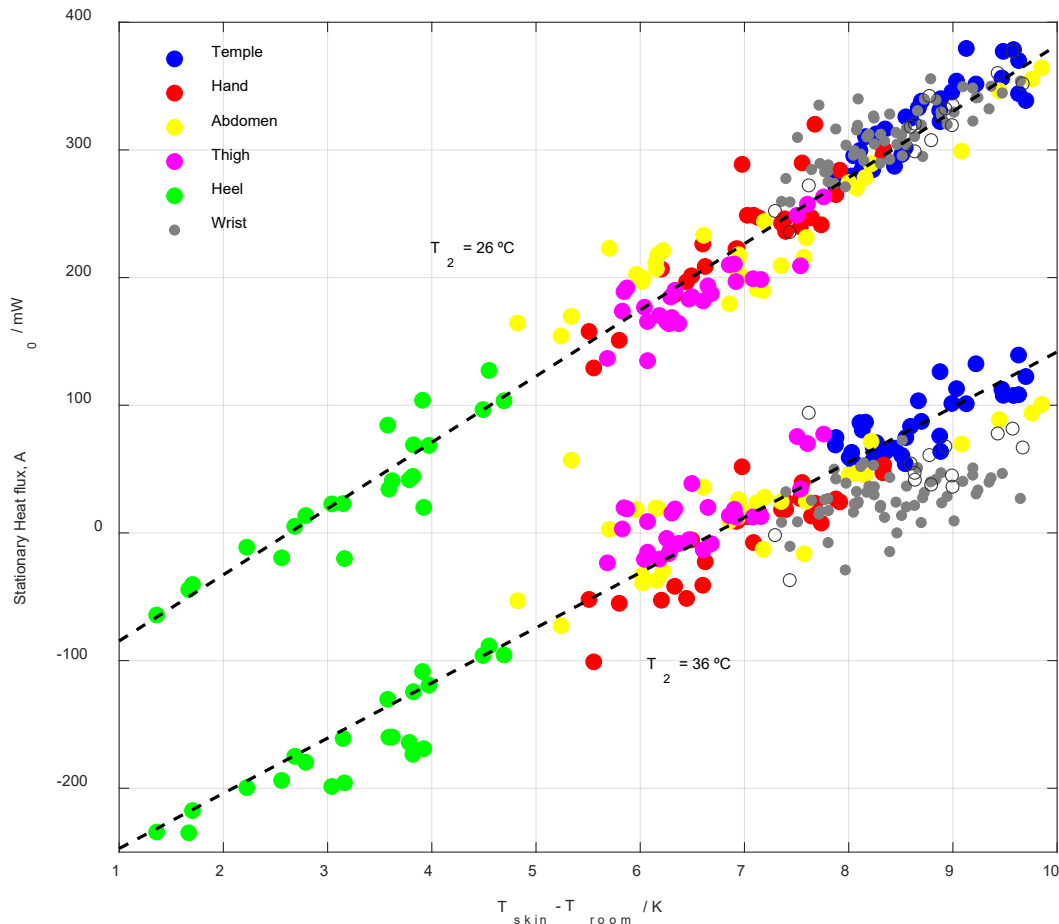


Figura 6.1. Flujo de calor estacionario A_0 para $T_2 = 26$ °C y $T_2 = 36$ °C, en seis sujetos y seis zonas diferentes.

Nótese que el flujo de calor es mayor cuando el termostato está a 26 °C que cuando está a 36 °C. Cuando el termostato se programó en 26 °C, todos los valores fueron positivos excepto algunos casos en el talón. A 36 °C, todos los valores en la sien fueron positivos; en abdomen, mano y muslo, el 60% de los valores fueron positivos, en la muñeca el 85% fueron positivos y en el talón todos los valores de flujo de calor fueron negativos. Por otro lado, los valores más bajos de temperatura se midieron en el talón y los valores más altos en la sien. El flujo de calor puede ser positivo, incluso cuando la temperatura de la piel es inferior a la del termostato. Esto ocurre porque el sensor se estabiliza con una zona de la piel debajo de la superficie, que debe estar a una temperatura más alta que T_{skin} y T_2 .

Como cabe esperar [143], el flujo de calor es proporcional a la diferencia de temperatura entre la piel y el entorno, $T_{skin} - T_{room}$. En la figura 6.1 se observan las rectas de regresión, y los parámetros de los ajustes se muestran en la tabla 6.5. Esta correlación es mayor para menores temperaturas del termostato, es decir cuando la perturbación producida por el instrumento es mayor (menor T_2).

Tabla 6.5. Parámetros del ajuste lineal entre el flujo de calor y la diferencia de temperatura entre la piel y el entorno, para la campaña C3 (figura 6.1) y para la campaña C2, antes y después del ejercicio (AE y DE).

Campaña	Modelo ajustado	T_2	a / mW	b / mWK^{-1}	R^2 ajustado	RMSE / mW
C3	$A_{0,26} = a + b (T_{skin} - T_{room})$	26°C	-136	52	0.95	22
	$A_{0,36} = a + b (T_{skin} - T_{room})$	36°C	290	43	0.91	25
C2	AE	28°C	9.70	11	0.82	15
	DE		8.90	8.7	0.55	24

Se ha probado esta hipótesis con los datos de la campaña C2, y esta relación se cumple, particularmente en reposo. Después de realizar ejercicio físico, esta relación no se ve tan clara, lo cual resulta coherente dado que la disipación después del ejercicio físico depende de muchos factores aparte de la temperatura de la piel T_{skin} . Por otra parte, también se han detectado diferencias en el flujo de calor relacionadas con la zona de la piel donde se realiza la medida, con el sexo, la edad, las propiedades antropométricas de los sujetos, la tasa metabólica basal y presencia o no de vestimenta en la zona de medición.

6.1.2. ANÁLISIS DE LA DISIPACIÓN ESTACIONARIA EN SUJETOS EN REPOSO

Localización. La zona de la piel donde se realiza la medición influye en el resultado obtenido. El valor promedio del flujo de calor para $T_2 = 26 \text{ }^\circ\text{C}$, es de 315 mW en la sien, 309 mW en la muñeca, 240 mW en el abdomen, 237 mW en la mano, 186 mW en el muslo y 48 mW en el talón. El mayor flujo de calor se produjo en la sien y el más bajo en la extremidad inferior (muslo y talón). La mayor variabilidad del flujo de calor se detectó en el brazo y la más pequeña en la sien. Los mayores valores de flujo de calor se obtienen en la frente y el antebrazo, lo cual es coherente con las medidas de Keijzer, A. [144] y de H. Anttonen [145]. Por otra parte, la gran variabilidad de las mediciones en la mano es coherente con el trabajo de House, J.R [141]. Estas medidas no coinciden con las de estos autores en términos de magnitud, aunque las diferencias sistemáticas entre autores es algo relativamente frecuente [146, 147].

Edad. Existen diferencias relacionadas con la edad de los sujetos. En el abdomen, la sien y el muslo, las disipaciones fueron similares en todos los sujetos. Sin embargo, en la mano, el flujo de calor en los sujetos mayores (> 50 años, $n = 2$) es un 34% mayor que en las personas más jóvenes (<30 años, $n = 4$). En el talón, los sujetos jóvenes tenían un flujo de calor cercano a 0 o negativo (media 3 mW), mientras que en los mayores es mayor (media 93 mW). El número de sujetos es bajo, pero la magnitud de la diferencia es destacable.

En la tabla 6.6 se muestra el valor medio de la disipación y el resultado del test Welch – t, empleado para evaluar diferencias (el resultado del test es 1 si la diferencia es significativa y 0 si no lo es). El mayor flujo de calor en los sujetos mayores, en mano y talón, concuerda con las observaciones de *Wagner JA*. [148], que indican una menor susceptibilidad a los ambientes fríos en las personas mayores. Esta susceptibilidad está relacionada con la capacidad de reacción del cuerpo humano ante cambios térmicos ambientales.

Tabla 6.6. Comparación del flujo de calor (A_0) para cada zona y para $T_2 = 26$ °C, entre sujetos mayores y jóvenes.

zona	sujetos > 50 años		sujetos 30 < años		test Welch – t	p – valor
	n_1 ⁽¹⁾	media x_1 (mW)	n_2 ⁽¹⁾	media x_2 (mW)		
sien	12	313	20	327	0	p > 0.05
mano	7	289	20	216	1	4.5×10^{-5}
abdomen	7	242	24	228	0	p > 0.05
muslo	8	181	20	193	0	p > 0.05
talón	7	93	15	3	1	3.5×10^{-6}

⁽¹⁾ n : tamaño de la muestra

Sexo. En promedio, los sujetos masculinos disipan un 8% más que los sujetos femeninos. En la campaña **C2** se detectó la misma diferencia, con una magnitud del 15%. Este fenómeno es coherente con lo reportado al respecto en varios trabajos [148, 149, 150].

Masa, altura y superficie. Algunos autores afirman que las diferencias muestrales en la termorregulación se pueden normalizar a partir del peso (M) y de la superficie (S) corporal de los sujetos [146, 150]. *Havenith, G.* afirma que en las mismas condiciones de tasa metabólica, un menor ratio SM^{-1} está relacionado con una mayor estabilidad térmica del sujeto [143]. En la tabla 6.7, se muestra el coeficiente de correlación entre el flujo de calor estacionario A_0 y la masa de los sujetos (M, kg), su superficie corporal (S, m²), el cociente SM^{-1} , y el índice de masa corporal (BMI, kgm⁻²). La superficie corporal de los sujetos se calcula con la expresión de *Mosteller* [151], a partir del peso y la altura de cada individuo.

Tabla 6.7. Coeficiente de correlación entre el flujo de calor (A_0) y las propiedades antropométricas (M, SM SM^{-1} , BMI) en la campaña C3, para dos temperaturas del termostato T_2 .

zona	mano		abdomen		muslo		talón		sien	
T_2 (°C)	26	36	26	36	26	36	26	36	26	36
M	+0.11	+0.48	-0.79	-0.69	-0.61	-0.76	+0.09	-0.01	+0.77	+0.70
S	+0.05	+0.38	-0.77	-0.70	-0.40	-0.68	+0.01	-0.12	+0.56	+0.42
SM^{-1}	-0.18	-0.51	+0.72	+0.62	+0.76	+0.76	-0.18	-0.15	-0.91	-0.85
BMI	+0.14	+0.41	-0.52	-0.41	-0.76	-0.59	+0.15	+0.19	+0.78	+0.92

Los resultados de la tabla 6.7 se corresponden con los sujetos de la campaña **C3** (6 sujetos), siendo los resultados de la campaña **C2** parecidos (8 sujetos).

Véase que los coeficientes de correlación a diferentes temperaturas del termostato son parecidos entre sí. Considerando significativo un coeficiente de correlación mayor a 0.5, se observa que, de las cinco zonas expuestas en la tabla, en dos de ellas no se distinguen diferencias apreciables (talón y mano). En las otras zonas como el abdomen, el muslo y la sien, los coeficientes de correlación si son significativos, particularmente en lo referido al cociente SM^{-1} , que representa la superficie corporal por unidad de masa. Véase que la falta de correlación se da en zonas lejanas al tronco. El número de sujetos no es suficiente como para afirmar con certeza estas relaciones, aunque la coherencia de estos datos con la bibliografía constituye una observación de interés [143].

Tasa metabólica basal. La tasa metabólica basal (BMR) es la energía en estado de reposo que emplea una persona para mantener su organismo en funcionamiento. A partir de medidas del flujo de calor en zonas localizadas y superficiales del cuerpo humano, sería plausible estimar una magnitud equivalente. En 1995, *H. Anttonen* midió el flujo de calor en varias zonas de la piel, y ponderando sus resultados en función de la superficie correspondiente a cada región, obtuvo una magnitud parecida al BMR [145]. Con nuestras medidas sucede algo parecido. En la figura 6.2 se muestra el BMR de cada sujeto, calculado con la expresión de *Mifflin – St Jeor* [152], que depende del sexo, de la edad y de la masa del sujeto, en color azul. También se muestra el cálculo del BMR utilizando los resultados obtenidos con el sensor calorimétrico, en rojo para las medidas de la campaña C3 y en amarillo para las medidas de la campaña C2.

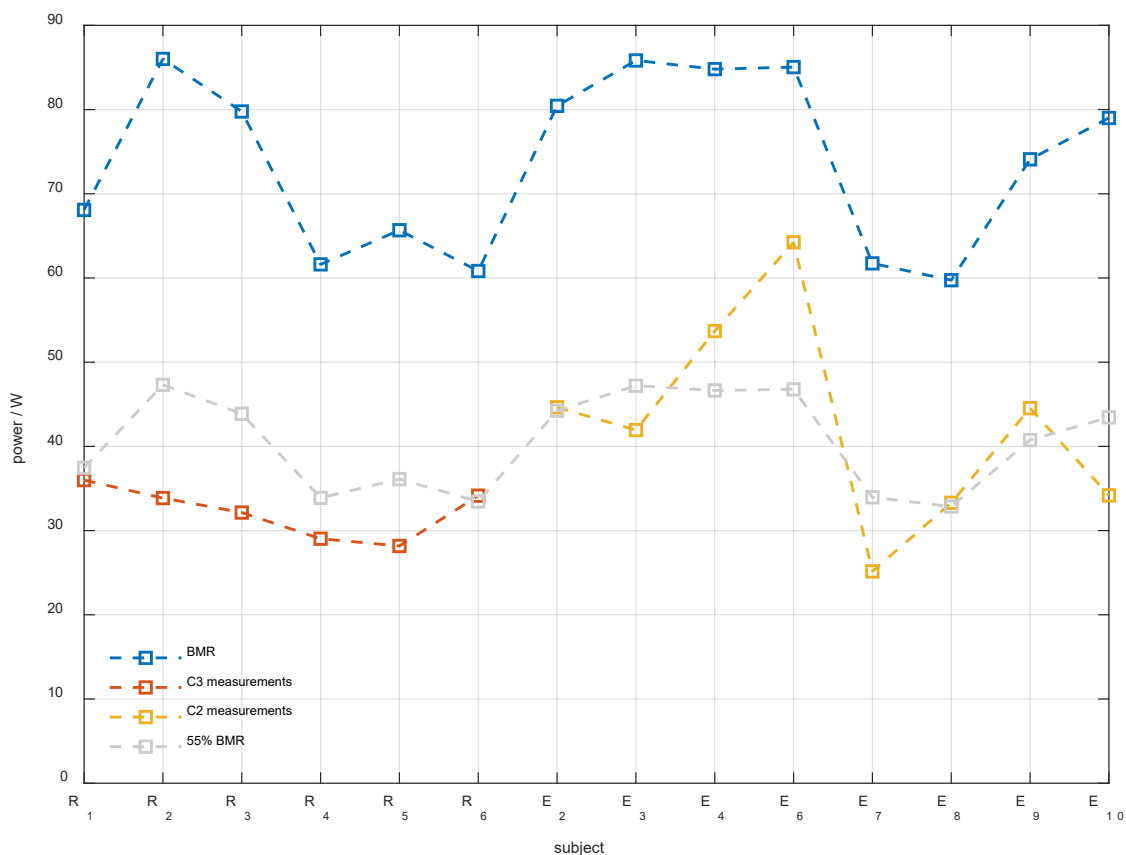


Figura 6.2. Tasa metabólica basal (BMR) calculada con la expresión de *Mifflin – St Jeor* [152] (azul) y 55% de la misma (gris) y BMR calculada con nuestras medidas (C3: rojo y C2: amarillo).

Es interesante comprobar la concordancia (figura 6.2) entre los resultados proporcionados por nuestro sensor y el 55% del BMR que corresponde a la tasa de la potencia calorífica medible a través de la piel, y que se explica a continuación. El cálculo del BMR a partir de nuestros resultados se realiza ponderando el flujo de calor obtenido en cada zona, considerando un 40% abdomen, un 40% muslos y un 20% las demás zonas. El resultado se multiplica entonces por la superficie corporal [151], obteniéndose un valor de potencia en vatios. No obstante, es necesario recordar que los sensores de contacto alteran de forma diferente la transmisión de calor a través de la piel, de modo que el resultado depende del instrumento utilizado. En nuestro caso, podemos establecer una relación que hace converger los resultados, empleando el concepto de *resistencia térmica absoluta*.

La excitación térmica producida por el dispositivo es conocida, y podemos cuantificarla. Para ello consideramos dos situaciones diferentes: 1) flujo de calor disipado por la piel en una situación natural al aire (W_N) y 2) flujo de calor disipado en la misma zona de piel, pero con el sensor aplicado en dicha zona (W_S). Así, tenemos:

$$W_N = \frac{T_{skin} - T_{room}}{R_N} \quad W_S = \frac{T_{skin} - T_2}{R_S} \quad (6.1)$$

Siendo R_N la *resistencia térmica equivalente* en condiciones naturales, R_S la *resistencia térmica equivalente* del sensor calorimétrico, T_{skin} , T_{room} y T_2 las temperaturas de la piel, del ambiente y del termostato respectivamente. Todas las variables son conocidas salvo R_N , que se puede estimar con la expresión de Kurazumi, Y. [82]. Expresiones similares suelen usarse en este tipo de estudios [104, 113, 116]. De este modo, el BMR calculado con nuestro sensor sería igual al flujo de calor ponderado \bar{A}_0 , multiplicado por la superficie corporal S y por el cociente W_N/W_S :

$$BMR = \frac{W_N}{W_S} (\bar{A}_0 \cdot S) = \left(\frac{T_{skin} - T_2}{T_{skin} - T_{room}} \frac{R_N}{R_S} \right) (\bar{A}_0 \cdot S) \quad (6.2)$$

La velocidad del viento considerada es 0.5 ms^{-1} (entorno cerrado) para los datos de la campaña **C3** y 1.0 ms^{-1} para los datos de la campaña **C2** (cierto nivel de ventilación). Para las medidas de la campaña **C3**, se utiliza el flujo de calor multiplicado por un coeficiente de compensación, dado que solamente se disponen de medidas en el muslo. Por dicho motivo, la dispersión de las medidas de color amarillo de la figura 6.2 es coherente. El flujo de calor obtenido con nuestro sensor es aproximadamente la mitad del BMR. Esto concuerda con las observaciones de Cain, J.B. et al. [84], que postula que aproximadamente un 45% del calor desprendido por el cuerpo humano se transmite por evaporación y respiración. La parte restante (curva gris en la figura 6.2), se correspondería con el flujo de calor transmitido a través de la piel, que es precisamente lo que miden los sensores de contacto.

Vestimenta. Al comienzo de los experimentos de la campaña **C3** se observó que, en las medidas en zonas donde es necesario retirar la ropa (muslo, abdomen y talón) es frecuente que se produzca una estabilización del flujo de calor, que tiene la forma: $A_0(t) = a + b \cdot \exp(c \cdot t)$. Se realizaron 37 series de medidas consecutivas en diferentes zonas del cuerpo humano.

En las zonas en las que es necesario retirar la ropa (muslo interior, abdomen y talón), esta estabilización se observa en 14 de 21 series. En las zonas expuestas, la estabilización se produce sólo en un 6% de las series (1 de 16). La amplitud de este fenómeno suele ser de 20 – 30 mW, y la constante de tiempo de unos 20 minutos. Por este motivo, es conveniente que la retirada de ropa se produzca al menos 30 minutos antes de comenzar la medición. Este incremento del flujo de calor producido por la retirada de la vestimenta es coherente con las observaciones de *H. Anttonen* [145], que también detecta un flujo de calor mayor en zonas sin cubrir.

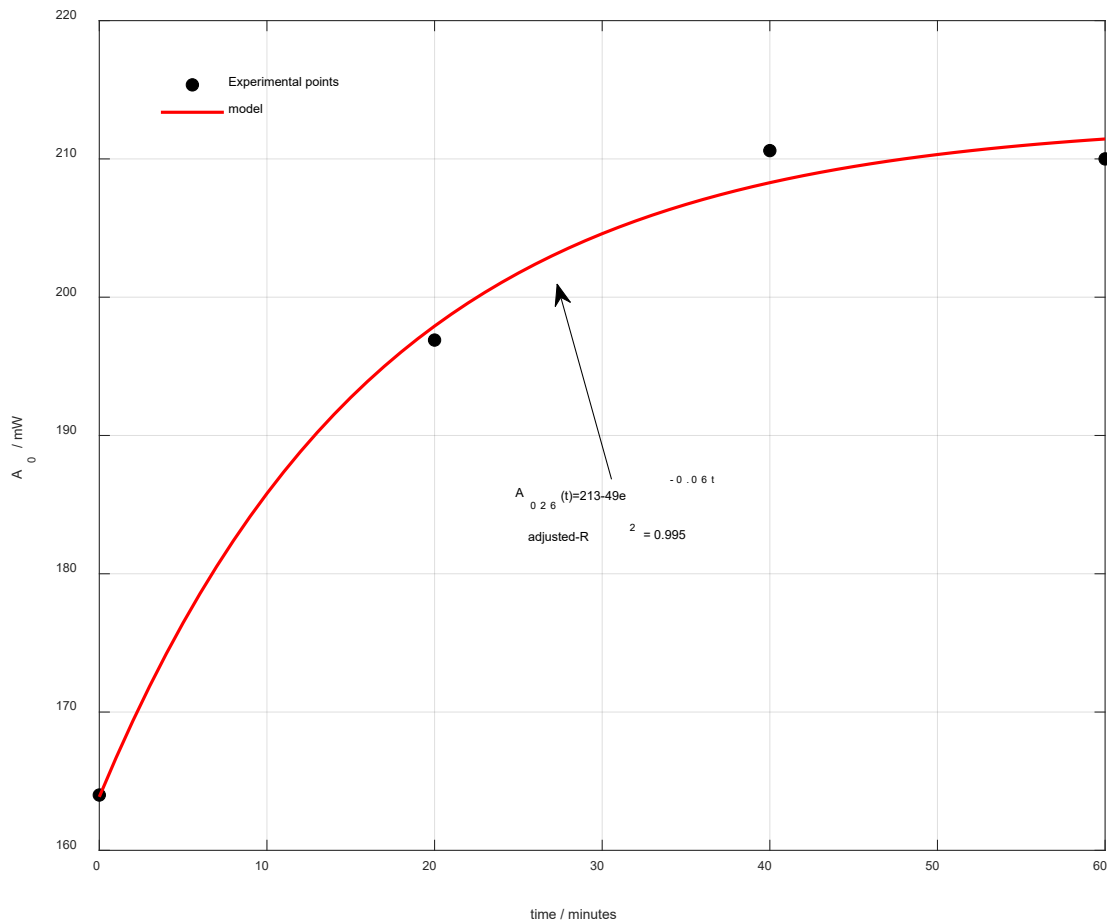


Figura 6.3. Evolución del flujo de calor, A_0 , en función del tiempo en el muslo y ajuste exponencial.

6.1.3. ENERGÍA TRANSITORIA DE CONTACTO EN SUJETOS EN REPOSO

En los modelos empleados, siempre existe al menos un término transitorio que describe el flujo de calor que se transfiere cuando se produce el contacto entre la superficie de la piel y la del sensor. En la figura 6.4 se representa la energía de contacto transitoria que se transfiere desde el sensor a la piel (o viceversa) en función de la temperatura de la piel. Esta energía se determina como la integral del flujo de calor por encima del valor estacionario, cuyo valor es el producto de $A_1\tau_1$. Esta integral corresponde al área bajo el pico inicial del flujo de calor W_1 (ver la figura 4.24a). La energía transitoria de contacto es muy variable, y es proporcional a la temperatura de la piel, mostrando un comportamiento similar al del flujo de calor estacionario. Los datos de la figura 6.4 corresponden a la campaña C3.

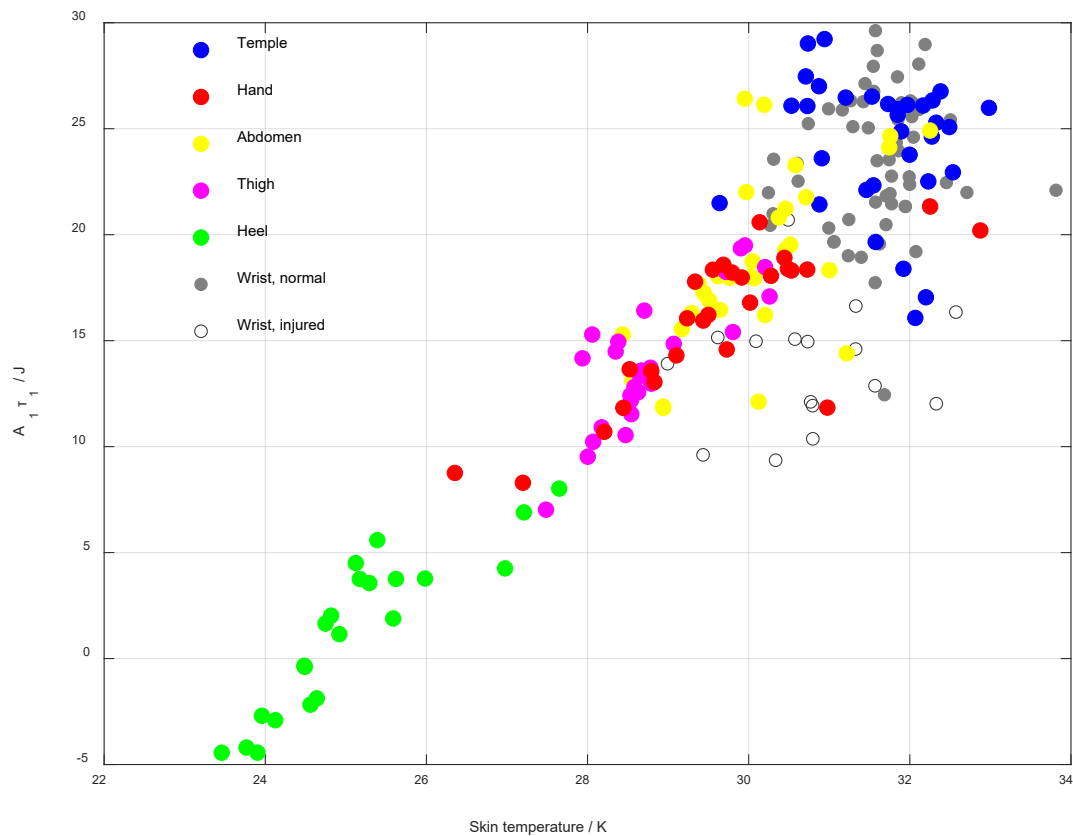


Figura 6.4. Energía transitoria de contacto en función de la temperatura de la piel T_{skin} .

6.1.4. FLUJO DE CALOR EN SUJETOS DURANTE UN EJERCICIO FÍSICO

En este apartado se analizan las medidas correspondientes a la campaña C2. El estudio inferencial de estas mediciones está supeditado al análisis del experimento en su conjunto, por lo que este análisis es principalmente descriptivo. El procedimiento de la campaña programada por el Laboratorio de Rendimiento Humano, de forma resumida, es el siguiente:

- En primer lugar, se prepara a los sujetos y se inserta quirúrgicamente un termistor en la arteria femoral, para medir la temperatura de la sangre durante todo el experimento.
- Después de un tiempo de reposo, el sujeto comienza un ejercicio físico incremental realizado en un cicloergómetro, que denominaremos *INC* [153]. Este ejercicio tiene una duración de aproximadamente 30 minutos, dependiendo del sujeto. Finalizada esta actividad, los sujetos reposan tumbados durante un mínimo de 90 minutos.
- Finalizado el reposo, los sujetos realizan una segunda actividad física, denominada *Time trial*, que consiste en un ejercicio físico intenso cuya potencia se determina a partir del rendimiento máximo del ejercicio *INC*. Este ejercicio dura unos 6 – 9 minutos.
- Finalmente, el sujeto permanece en reposo y se retira el termistor. Para evitar un excesivo flujo de sangre, el protocolo implica la oclusión manual del flujo sanguíneo durante 20 minutos tras extraer el termistor. Además de la temperatura de la sangre, se dispone de otros datos, como por ejemplo biopsias y calorimetría indirecta.

En total se pudieron realizar 100 medidas en 10 sujetos diferentes. El objetivo fue evaluar el flujo de calor de la zona interior del muslo para una temperatura constante del termostato T_2 de 28 °C, empleando el método CSRM. Además del flujo de calor, también se recogieron los siguientes datos: masa, altura, sexo y edad (tabla 6.1), la rutina de ejercicio en horas por semana, la temperatura del entorno, la sensación térmica al comienzo y al final de cada medida (escala de frío – calor – neutro), y el uso (o no) de un ventilador para refrigerar al sujeto después del ejercicio. Las condiciones ambientales fueron muy variables, dado que el local disponía de aire acondicionado y en algunas ocasiones fue necesaria, adicionalmente, ventilación natural.

Estas medidas no estuvieron programadas, por lo que las condiciones de medición no fueron del todo óptimas. El dispositivo no estaba preparado para medir durante el desarrollo de ejercicio físico, por lo que solo se pudo medir antes y después de cada evento. Además, en la mayoría de los casos se usó un ventilador para refrigerar a los sujetos tras el ejercicio. Este factor, unido a la variabilidad de las condiciones ambientales, impide que estas medidas sean útiles para caracterizar los cambios de disipación que se producen cuando se realiza ejercicio físico. Aun así, se observa cierta compatibilidad con las observaciones de *Eggenberger P.* [146], *Xu, X.* [154] y *Hui Zhang B.E* [155], entre otros. A continuación, se exponen algunas observaciones de interés, relativas a cada parámetro de la señal de flujo de calor (A_0 , A_1 y A_2). Los resultados obtenidos se muestran en las figuras 6.5, 6.6 y 6.7. En estas figuras se representan con franjas de colores los tres eventos (*INC*, *Time trial* y *occlusion*).

Flujo de calor estacionario (A_0). El flujo de calor en situación de reposo varía de 80 a 170 mW, y tras el ejercicio físico llega hasta 220 mW. Tras el ejercicio *INC*, en el 95% de los casos (18/19), el flujo de calor tras el evento es superior al valor inicial, un 6 – 83%. No obstante, tras el ejercicio *Time trial*, de menor duración, no se detectó un incremento sistemático. En un 66% de los casos, el flujo de calor creció y en el resto de los casos no. Por otra parte, cuando se produce la oclusión del flujo sanguíneo, el flujo de calor suele aumentar en torno a un 20% en la mayoría de los casos (83%). También se observó cierta correlación entre el incremento de la disipación, la sensación térmica y las propiedades antropométricas de los sujetos.

Flujo de calor transitorio (A_1). La amplitud del pico inicial tiene un valor de 0 a 1000 mW. Este parámetro presenta un aumento sistemático en todos los casos en los que se ocluye el flujo sanguíneo, de hasta un 182%. El parámetro A_1 depende de la temperatura cutánea, por lo que esta observación es compatible con el eritema que se suele observar durante este evento.

Flujo de calor transitorio (A_2). La amplitud de la ecualización térmica es de –120 a 120 mW. Este parámetro se relaciona con la capacidad calorífica de la piel, aunque también depende de las perturbaciones térmicas durante la medida, muy frecuentes en esta campaña C2. Después de cualquiera de los ejercicios físicos realizados, es frecuente que este parámetro disminuya, aunque esto posiblemente se deba al uso del ventilador. Este parámetro aumenta siempre durante la oclusión, y se reduce cuando finaliza el evento. Esta observación es compatible con el eritema mencionado, que sugiere una mayor cantidad de sangre; siendo el agua una de las principales influencias en el valor de capacidad calorífica del tejido vivo.

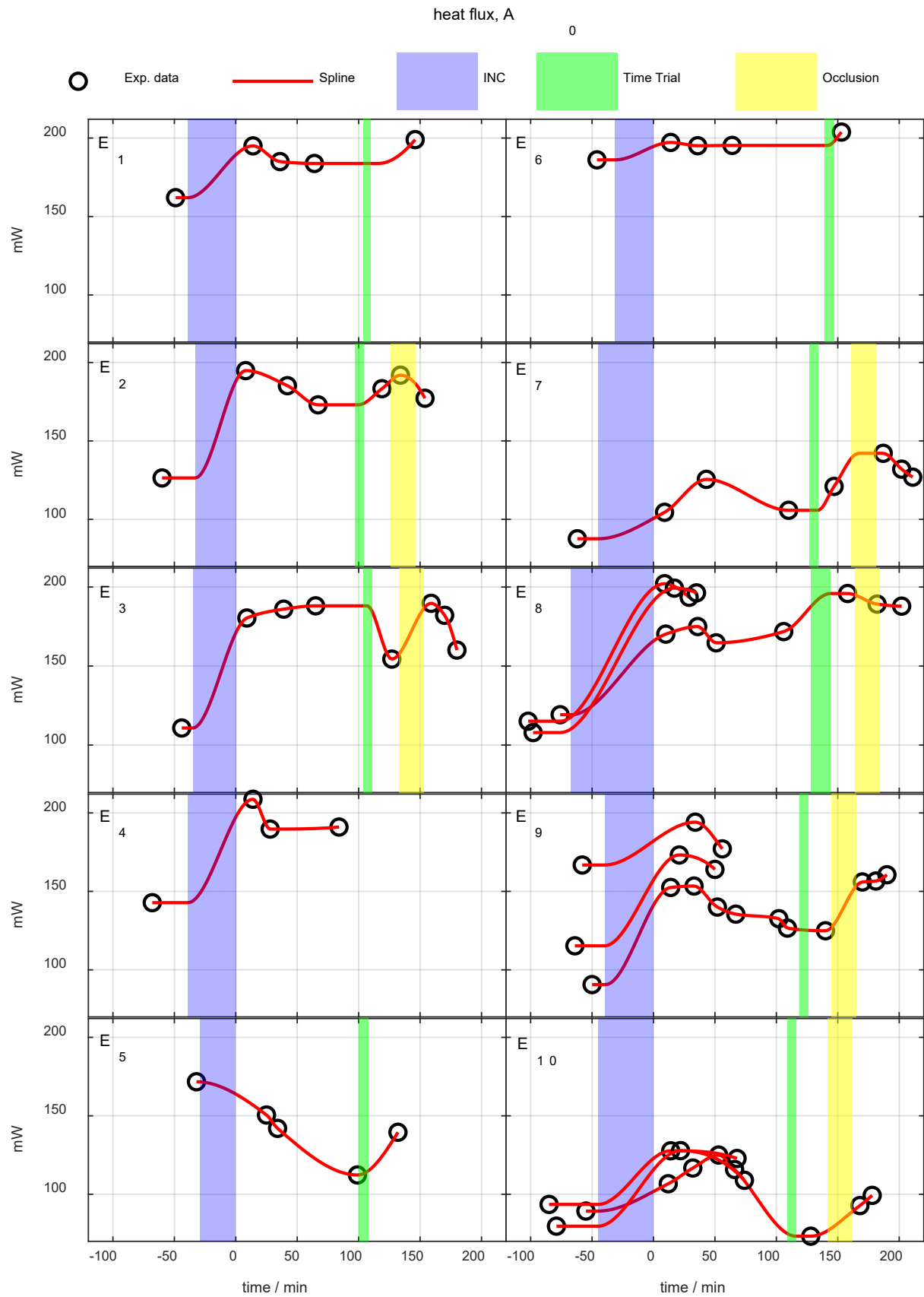


Figura 6.5. Flujo de calor (estacionario, A_0) en función del tiempo. Se resaltan los eventos estudiados (ejercicios físicos INC y Time trial y oclusión) para los sujetos E1 – E5 (hombres) y E6 – E10 (mujeres).

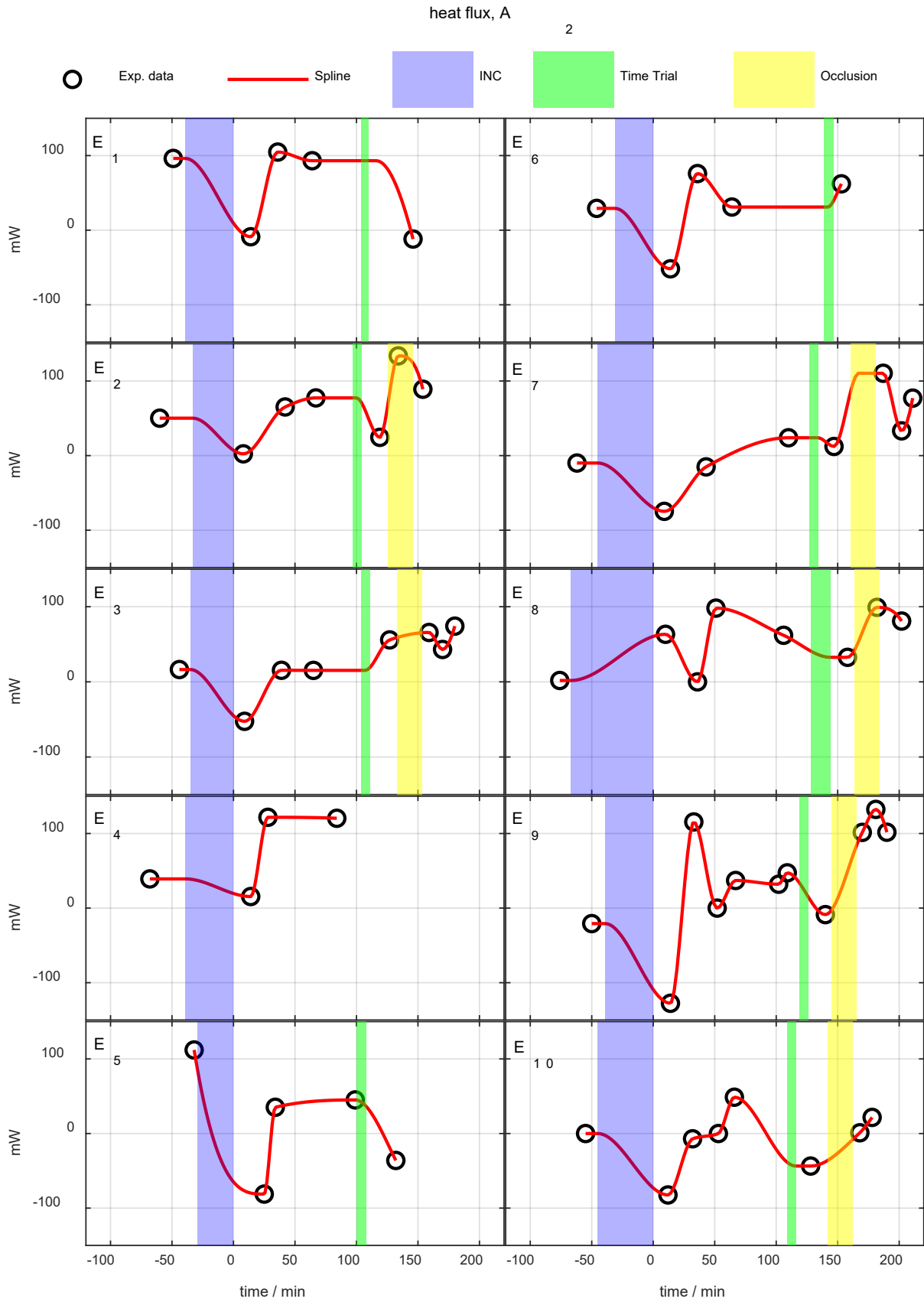


Figura 6.7. Flujo de calor (transitorio, A_2) en función del tiempo. Se resaltan los eventos estudiados (ejercicios físicos INC y Time trial y oclusión) para los sujetos E1 – E5 (hombres) y E6 – E10 (mujeres).

6.1.5. DISCUSIÓN

En la tabla 6.8 se muestran algunos datos numéricos de diferentes autores. En la última sección de la tabla, se muestra una relación de datos obtenidos con nuestro sensor [5, 6] (campana C3), normalizados según la expresión (6.2), y en las mismas unidades de Wm^{-2} .

Tabla 6.8. Medidas del flujo de calor cutáneo mediante sensores de flujo de calor.

Autor	Condiciones de medida	Resultado (Wm^{-2})	
(1972) Keijzer, A. [144] No se especifica el instrumento. Disco de 2cm ² y espesor 2.5 mm, Sensibilidad: 1mV \approx 60 Wm^{-2}	<i>Pie, tibia, muslo, nalga, pecho, espalda, brazo, antebrazo, mano y frente.</i> Medida estacionaria. Sujetos en reposo y con vestimenta normal. $T_{room} = 30.1$ °C, 60% HR.	<i>pie</i> +53	<i>espalda</i> +28
		<i>tibia</i> +36	<i>brazo</i> +32
		<i>muslo</i> +31	<i>antebrazo</i> +46
		<i>nalga</i> +15	<i>mano</i> +30
		<i>pecho</i> +21	<i>frente</i> +59
(1995) H. Anttonen [145] HA-13-18-10, Thermonetics [156]	<i>Frente, escápula, brazo, abdomen, cintura, pecho, muslo.</i> Medida estacionaria. Sujetos (niños) anestesiados, en diferentes condiciones de vestimenta. $T_{room} = 22$ °C y 31% HR.	W_{medio} , desnudo + 62	
		W_{medio} , cubierto + 44	
		W_{medio} , frente + 107	
		$W_{máx.}$ + 160	
(2002) House, J.R [141] FMS-060, CE [157]	<i>Manos</i> (reposo). Al inicio T_{room} es 26.6 °C, y luego se sumerge al sujeto en agua a 40.7 °C.	El flujo de calor cambia hasta un 150 %	
(2013) Xu, X. [154] FMS-060, CE [157]	<i>Frente, esternón, pectoral, pecho, escapula, muslo.</i> Medidas en reposo y en ejercicio, en diferentes condiciones ambientales. Se muestran medidas a $T_{room} = 40$ °C, 20% HR.	<i>Antebrazo</i> (reposo) – 20	
		<i>Antebrazo</i> (ejercicio) – 70	
		<i>Escápula</i> (reposo) – 20	
		<i>Escápula</i> (ejercicio) – 40	
(2015) Ostrowski [147] 27160-C-L-A01, RdF Corp. [158]	<i>Antebrazo.</i> Medida del <i>transitorio</i> tras enfriar la piel a ≈ 9 °C aplicando un objeto frío.	$W, t = 1$ s +5200	
		$W, t = 15$ s +2600	
(2018) Eggenberger P. [146] XM 26 9C, greenTEG [159]	<i>Esternón y escápula.</i> Medida en reposo y en ejercicio. $T_{room} = 23.3 - 35.4$ °C, 25 – 57 % HR.	$W_{medio, máx.}$ > + 300	
		$W_{medio, min.}$ < – 100	
(2018) S. K. Shenoy [160] PHFS-01, FluxTeq [161]	<i>Brazo.</i> Sujeto en reposo sometido a flujos de aire para una $T_{room} = 25$ °C.	Cambios en el número de <i>Frossling</i>	
		18.1 °C	+117
(2018) Wang, L., et al. [104] HFM-215N, GPS I. [162]	<i>Antebrazo.</i> Sujetos en reposo sometidos a diferentes ambientes, $T_{room} = 18.1$ a 32.3 °C.	21.6 °C	+113
		24.9 °C	+80
		27.0 °C	+32
		30.5 °C	+11
Rodríguez de Rivera et al. Sensor calorimétrico S4a [5, 6].	<i>Sien, mano, abdomen, muslo, talón, muñeca.</i> (campana C3) Sujetos en reposo, sentados y vestidos con normalidad. Se programa el termostato en $T_2 = 26$ y 36 °C, $T_{room} = 23$ °C, 60% HR. Se muestran los valores medios de las medidas de la tabla 6.2, corregidos según la expresión (6.2).	T_2 26 °C	36 °C
		<i>sien</i>	+50 -15
		<i>mano</i>	+38 0.3
		<i>abdomen</i>	+38 -4.3
		<i>muslo</i>	+39 -1.1
		<i>talón</i>	+6.0 -29
		<i>muñeca</i>	+49 -5.3

En la primera columna se indica el autor del trabajo, el año en el que fue publicado y el instrumento utilizado. En la segunda columna se indican las condiciones de la medida, y en la tercera los resultados, en Wm^{-2} . El flujo de calor medido de forma local es una magnitud muy variable. Es frecuente que en los trabajos en los que se mide esta magnitud no se aporten datos directos del flujo de calor. En su lugar, se aportan resultados estadísticos o valores relativos, [140, 141, 142, 146, 160] aunque algunos aportan datos específicos [104, 144, 145, 147, 154]. A partir de los datos de la tabla 6.8, se observan varias tendencias, dignas de discusión y compatibles con las hipótesis presentadas en este capítulo:

- El flujo de calor medido de forma local, varía de un lugar a otro del cuerpo humano, incluso en las mismas condiciones de temperatura y humedad relativa [144, 145, 154]. Algunas zonas estudiadas presentan dificultades prácticas. Antes se mencionó, por ejemplo, los problemas que presentan las mediciones en el esternón [142].
- Por otra parte, el flujo de calor también varía en función de la actividad física realizada por el sujeto [154]. Es interesante remarcar que esta variación no es homogénea: cuando se realiza ejercicio físico, en algunas zonas la disipación aumenta y en otras disminuye, siendo esto fruto de la autorregulación térmica del cuerpo humano. Ante alteraciones localizadas, como por ejemplo inmersiones de parte del cuerpo en agua caliente o enfriamientos de zonas concretas del cuerpo humano, se observan cambios muy notorios, como muestran los experimentos de *House, J.R* [141] y *Ostrowski* [147].
- Además, existe una dependencia entre la disipación cutánea y las condiciones ambientales. Cuanto mayor es la diferencia entre la temperatura cutánea T_{skin} y la temperatura del entorno T_{room} , mayor es el flujo de calor. Esta hipótesis está considerada en multitud de trabajos, y es fácil aseverarla a partir de los datos de la tabla 6.8. No obstante, recordemos que, en condiciones ambientales similares, es frecuente que el flujo de calor de un mismo organismo presente valores muy dispares en función de la zona estudiada. Por ejemplo, en el trabajo de *H. Anttonen* [145], para una misma diferencia de temperatura $T_{skin} - T_{room}$ de 10 K, el flujo de calor medido fue de 40 Wm^{-2} en las extremidades superiores y unos 140 Wm^{-2} en la cabeza.

Recordemos que este tipo de medidas localizadas induce alteraciones en la medición. En los años 90, *Frim, J.* enunció que, si bien los sensores de flujo de calor proporcionan una medida simple y directa, el sensor perturba el flujo de calor en la zona de medida, lo que conduce a errores en el resultado [163]. *Frim, J* propone un método para compensar estos efectos. A partir de las propiedades térmicas de los materiales que intervienen en el fenómeno de transferencia de calor, *Frim, J* construye un gráfico para estimar un factor de corrección. En nuestro caso, utilizamos una expresión sencilla para normalizar nuestros resultados (6.2). El flujo de calor medido con termopilas presenta esta desventaja. Por ello, para cada aplicación hay que calibrar el sensor y cuantificar cómo influyen las características del instrumento en la medida [164]. Con el tiempo, algunos autores han comenzado a considerar este factor. En 2015, por ejemplo, *Ostrowski* consideró la resistencia de contacto introducida por el sensor [147].

La perturbación producida por el sensor dependerá de las propiedades térmicas y de transferencia de calor del instrumento. Varias industrias comercializan dispositivos para medir el flujo de calor. Estos sensores están constituidos por termopilas, que generalmente vienen encapsuladas en algún tipo de polímero (con frecuencia poliamida), aunque también se comercializan encapsuladas en cerámica y en aluminio anodizado. En estas investigaciones, es necesario considerar el material del encapsulado de la termopila como una variable más que interviene en el fenómeno de transferencia de calor.

Cuando tocamos una superficie metálica, *se siente fría*, aunque el metal esté a la misma temperatura que el entorno. Si la superficie es de poliamida, madera, poliestireno, etc. la sensación térmica será diferente. La sensación térmica del cuerpo humano está directamente relacionada con la pérdida de calor [165]. Una termopila encapsulada en aluminio producirá una alteración térmica de mayor magnitud que una termopila encapsulada en poliamida. Como consecuencia, el flujo de calor medido será también mayor, y esto se observa en los datos mostrados. Por ejemplo, *Eggenberger P.* [146] utilizó una termopila XM 26 9C, greenTEG [159], encapsulada en aluminio anodizado. En su trabajo, los valores medidos de flujo de calor son altos en comparación con otros experimentos en las mismas condiciones. *Eggenberger P.* establece un umbral de -100 a 300 Wm^{-2} , dentro del cual considera que el flujo de calor es normal. Sin embargo, el autor afirma que la principal dificultad del estudio fue la gran cantidad de valores atípicos en las medidas de flujo de calor.

Nótese que los resultados de *Eggenberger P.* y los resultados obtenidos con nuestro sensor calorimétrico (también “*encapsulado*” en aluminio) presentan cierta similitud, tanto en las condiciones de temperatura aplicadas como en los resultados obtenidos (la similitud se da con los resultados sin normalizar). En las medidas de *Eggenberger P.* la temperatura del entorno varía entre 23.3 a $35.4 \text{ }^{\circ}\text{C}$, y en nuestro caso, se programa la temperatura del termostato del sensor, T_2 entre 24.0 y $36.0 \text{ }^{\circ}\text{C}$. El flujo de calor obtenido en ambos casos es de un orden de magnitud parecido, y la relación entre el flujo de calor máximo y mínimo con la diferencia de temperaturas también es similar. En nuestro caso, la dependencia directa entre el flujo de calor medido y la temperatura del termostato T_2 demuestra la importancia de las condiciones de funcionamiento del instrumento en la medida. Por dicho motivo, nuestro sensor dispone de un termostato en la cara fría de la termopila (superficie que no está en contacto con la piel). De esta forma, la alteración térmica que produce el dispositivo en la piel es conocida y controlada.

En la figura 6.8 se muestra la comparación entre los resultados obtenidos en los diferentes trabajos expuestos, a excepción de los resultados de *Ostrowski*, cuya medida se realiza en régimen transitorio y no pueden representarse en la misma escala dada su magnitud. No obstante, en las medidas obtenidas con nuestro sensor calorimétrico, el orden de magnitud del término transitorio A_1 presenta similitudes con los valores medidos por *Ostrowski*. En la figura se representa el valor de la disipación cutánea en Wm^{-2} , en función de la temperatura de la cara fría de la termopila. En el caso general, esta temperatura es una función de la temperatura del entorno, T_{room} . En nuestro caso, esta temperatura es la temperatura del termostato, T_2 . Los datos mostrados correspondientes a nuestro sensor están normalizados con la expresión (6.2).

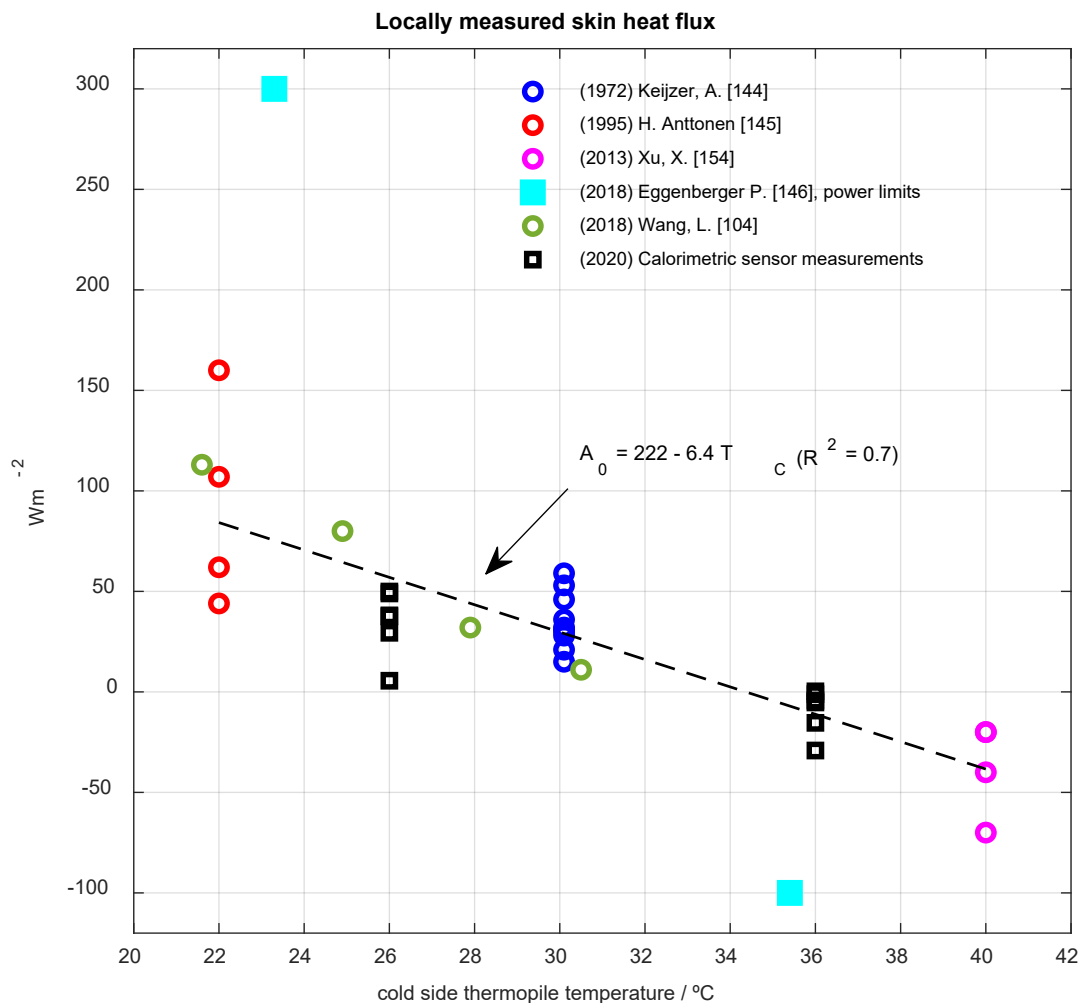


Figura 6.8. Comparación entre los resultados (flujo de calor cutáneo medido localmente) de diferentes trabajos.

El gráfico se ha construido utilizando los datos de los trabajos citados. Los puntos redondos se corresponden con medidas realizadas con termopilas encapsuladas en material polimérico o cerámico (conductividad térmica: $0.2 - 5.0 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$) y los puntos cuadrados se corresponden con medidas realizadas con termopilas encapsuladas en aluminio metálico (conductividad térmica: $200 - 240 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$). El flujo de calor disminuye cuando la temperatura de la cara fría de la termopila se aproxima a la temperatura cutánea, y después de la situación de equilibrio (el flujo de calor se aproxima a cero cuando las temperaturas de la piel y de la cara fría de la termopila son iguales) la disipación vuelve a aumentar en magnitud, pero en sentido contrario (signo negativo). En la figura 6.8 se muestra la recta de regresión lineal de esta correlación. Esta correlación no tiene en cuenta las medidas de *Eggenberger*.

Aunque no se muestra en la gráfica, la correlación entre la temperatura de la cara fría de la termopila (T_c) y la disipación (A_0), de nuestros datos *sin normalizar* (ver tabla 6.5) es muy similar a la correlación que presentan las mediciones de *Eggenberger*. Esto indica la importancia de caracterizar rigurosamente el fenómeno de transferencia de calor. En nuestro caso, al disponer de un termostato en la cara fría de la termopila, se simplifica en gran medida esta caracterización, al tratarse de un fenómeno de transferencia eminentemente por conducción.

6.2. RESISTENCIA TÉRMICA EQUIVALENTE

En esta sección se analizan los resultados de la *resistencia térmica equivalente* medida por el sensor, R_{body} . En la tabla 6.9, se muestran los resultados obtenidos en cada campaña (en total, siete zonas y dieciséis sujetos). el método utilizado para determinar la *resistencia térmica equivalente* es diferente en cada campaña. Los métodos de identificación fueron los siguientes:

- Campaña C1. El método utilizado para determinar la *resistencia térmica equivalente* fue la identificación de propiedades térmicas a **temperatura constante**, descrita en el apartado 4.2.1. Se realizaron cinco medidas consecutivas a 24, 28, 32, 36 y 24 °C, durante un total de 80 minutos (50 minutos entre la primera disipación y la última). En esta misma campaña se analizó la variación del flujo de calor a lo largo del tiempo, y se observó que este método, aunque es sencillo, presenta grandes imprecisiones dado que el flujo de calor en reposo puede variar notablemente en 50 minutos, que es el tiempo de medición requerido para obtener R_{body} (véase la figura 6.3). De hecho, la última de las cinco medidas es una repetición de la primera, que pretende compensar estas variaciones. Esto justifica la diferencia sistemática entre los resultados de esta campaña y las posteriores. Este método fue el primer paso para el desarrollo de mejores métodos.
- Campaña C2. En esta campaña se determinó la *resistencia térmica equivalente* a partir del modelo biotérmico de la figura 5.12, utilizando como valor de T_{int} la temperatura de la sangre medida con los termistores implantados quirúrgicamente (T_B). De este modo, $T_{int} = T_B$. El valor de T_{int} osciló (*en reposo*) entre 36.8 y 38.0 °C. Generalmente los métodos que se plantean en esta línea de investigación son no invasivos, y requieren el conocimiento del flujo de calor en dos estados diferentes para conocer la resistencia térmica equivalente, dado que a priori no se conoce T_{int} . Este caso es una excepción.

En este caso particular, podemos considerar un valor experimental de T_{int} , por lo que el cálculo de R_{body} es relativamente sencillo: $R_{body} = (T_{int} - T_2) / A_0$. No obstante, estos resultados presentan grandes desviaciones y en alguna ocasión son anómalos, dado que el sensor no se aplica directamente sobre la zona sobre la que se mide la temperatura, y las condiciones de la medida (ventilación de los sujetos, fluctuaciones de la temperatura del entorno, circulación de personas, etcétera) no fueron óptimas. Por otra parte, no se considera la *profundidad de penetración térmica* del instrumento. Sin embargo, existe cierta similitud entre los valores medios obtenidos en esta campaña con los resultados obtenidos en la campaña C3, lo cual indica que esta aproximación constituye una referencia interesante. Estas medidas invasivas muestran la versatilidad del sensor para aplicar diferentes técnicas.

- Campaña C3. En esta campaña, la *resistencia térmica equivalente* se obtuvo a partir de un método de identificación con temperatura variable (apartado 4.2.2), concretamente, el método de identificación mediante el modelo RC compensado (apartado 4.2.4). En este caso, la medición dura 15 minutos, y el margen de tiempo en el que se hallan los valores empleados para el cálculo de R_{body} es de unos 8 minutos.

Tabla 6.9. Resistencia térmica equivalente en reposo, R_{body} (KW^{-1}), valor medio \pm desviación estándar. Los datos en rojo corresponden a la campaña C1, las azules a la segunda (C2) y los negros a la tercera (C3).

T ₂	sujeto	sien	mano	abdomen	muslo	talón	muñeca	esternón
24 - 36	R ₁		65.2 \pm 2.9	68.4 \pm 4.0				50.4 \pm 8.0
	R ₂		52.6 \pm 8.4	70.7 \pm 6.0				70.1 \pm 5.7
28	E ₁				49.3 \pm 2.7			
	E ₂				46.4 \pm 8.5			
	E ₃				46.2 \pm 9.1			
	E ₄				39.9 \pm 12			
	E ₅				50.8 \pm 13			
	E ₆				47.5 \pm 3.5			
	E ₇				76.6 \pm 27			
	E ₈				48.2 \pm 12			
	E ₉				56.4 \pm 14			
	E ₁₀				89.6 \pm 42			
26 - 36	R ₁	29.9 \pm 2.4	28.9 \pm 1.3	34.0 \pm 1.4	43.4 \pm 3.2	41.4 \pm 1.2	27.3 \pm 2.4	
	R ₂	29.0 \pm 2.7	33.9 \pm 2.1	32.3 \pm 1.8	42.2 \pm 2.2	38.1 \pm 2.3	23.3 \pm 1.6	
	R ₃	36.3 \pm 1.7	33.5 \pm 3.4	40.0 \pm 2.9	45.2 \pm 2.2	44.8 \pm 3.0		
	R ₄	36.1 \pm 3.6	27.8 \pm 5.1	34.5 \pm 1.4	43.8 \pm 5.5	36.2 \pm 0.4		
	R ₅	37.5 \pm 2.5	35.3 \pm 1.9	42.1 \pm 5.6	51.6 \pm 3.9	44.3 \pm 2.4		
	R ₆	32.6 \pm 2.1	30.4 \pm 5.0	29.2 \pm 2.7	48.8 \pm 5.2	42.1 \pm 3.5		

6.2.1. ANÁLISIS DE LA RESISTENCIA TÉRMICA EN SUJETOS EN REPOSO

La figura 6.9 muestra la *resistencia térmica equivalente* para cada área del cuerpo humano en función de la temperatura de la piel (se muestran los datos de la campaña C3). Cada nube de puntos se delimita por un contorno. También se representa una serie de medidas correspondientes a una quemadura de segundo grado, que se discutirá más adelante.

La *resistencia térmica equivalente* oscila entre 20 y 58 KW^{-1} , y cada superficie del cuerpo humano tiene un comportamiento distinto. El valor medio de la *resistencia térmica equivalente* es de 34.4 KW^{-1} en la sien, 32.0 KW^{-1} en la mano, 34.3 KW^{-1} en el abdomen, 44.5 KW^{-1} en el muslo, 41.8 KW^{-1} en el talón y 27.3 KW^{-1} en la muñeca. Se observa cierta concordancia entre estos resultados y valores de referencia medidos *in vitro* [89]. Las zonas con mayor resistencia térmica (talón, muslo y abdomen) corresponden a regiones que tienen un mayor porcentaje de grasa que las otras áreas (muñeca, sien y mano). Nótese que la grasa corporal tiene una baja conductividad térmica, lo que implicaría una mayor *resistencia térmica equivalente*. Por otro lado, las áreas con menor *resistencia térmica equivalente* se encuentran en regiones con mayor suministro de sangre, y con un tejido adiposo subcutáneo más delgado (muñeca, sien y mano). Estos resultados concuerdan con los de Webb, R.C. [113] y T. Okabe [105].

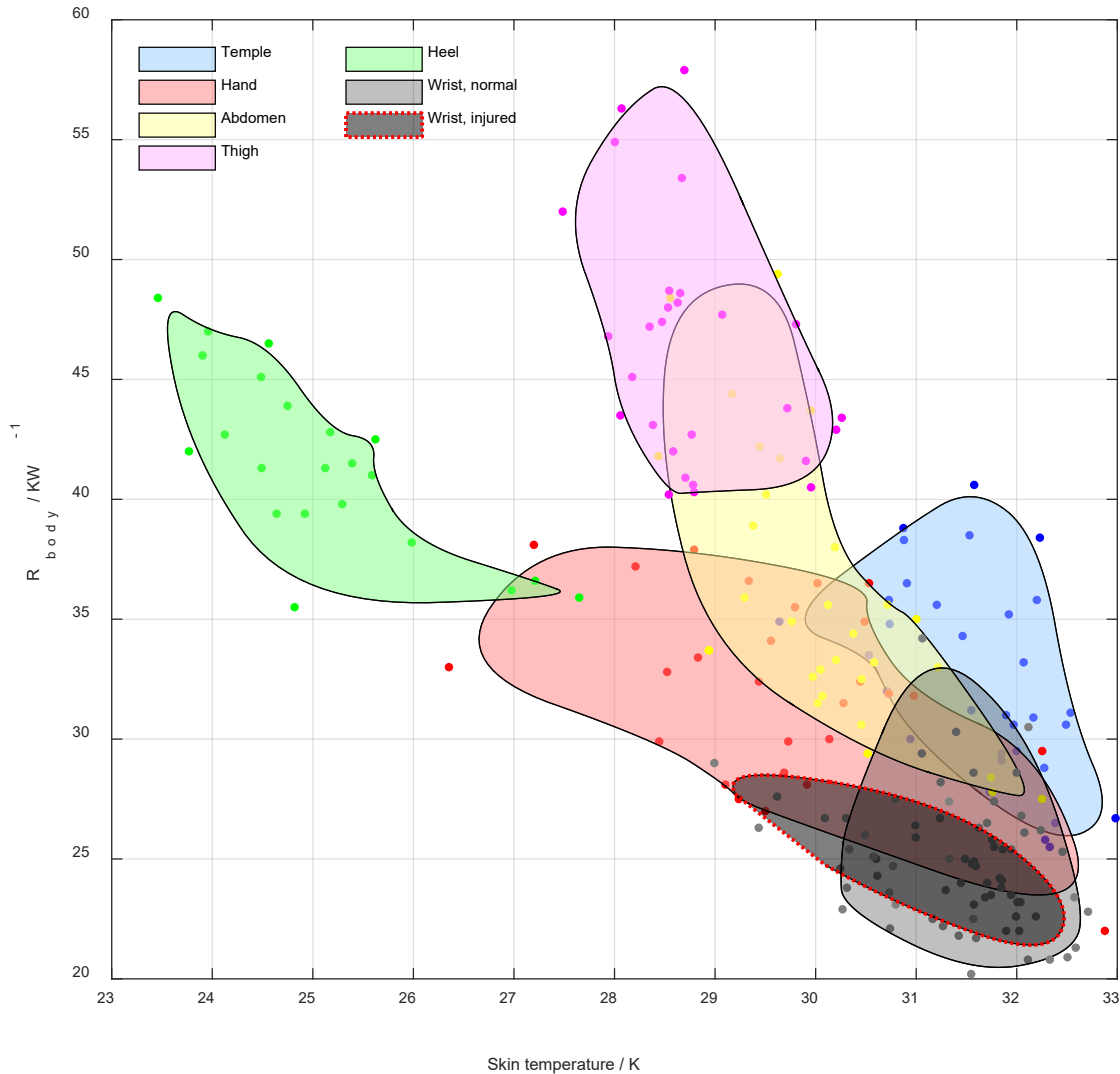


Figura 6.9. Resistencia térmica equivalente R_{body} en función de la temperatura de la piel (T_{skin}) para cada superficie estudiada. El contorno rojo contiene mediciones realizadas en tejido quemado.

Se observan diferencias notables en las resistencias térmicas de hasta 12 KW^{-1} entre sujetos al comparar las mismas regiones anatómicas. Estas diferencias se deben principalmente a las diferencias entre sujetos, probablemente en lo referido a la composición tisular y la perfusión.

6.2.2. RELACIÓN ENTRE RESISTENCIA TÉRMICA Y FLUJO DE CALOR

Los fenómenos de vasoconstricción y vasodilatación forman parte de los mecanismos de autorregulación de la temperatura corporal. A mayor flujo sanguíneo cutáneo, mayor será la energía transferida de la piel al entorno. Esto implica, a efectos localizados, una mayor conductividad térmica del tejido, o lo que es lo mismo, una menor *resistencia térmica equivalente*.

Por esta razón, es lógico que exista una relación directa entre el flujo de calor y la *resistencia térmica equivalente*. En estas medidas, se observó esta correlación con claridad, y se muestra en la figura 6.10. En la figura se caracteriza esta correlación para cada zona estudiada, resultando diferentes comportamientos en cada localización.

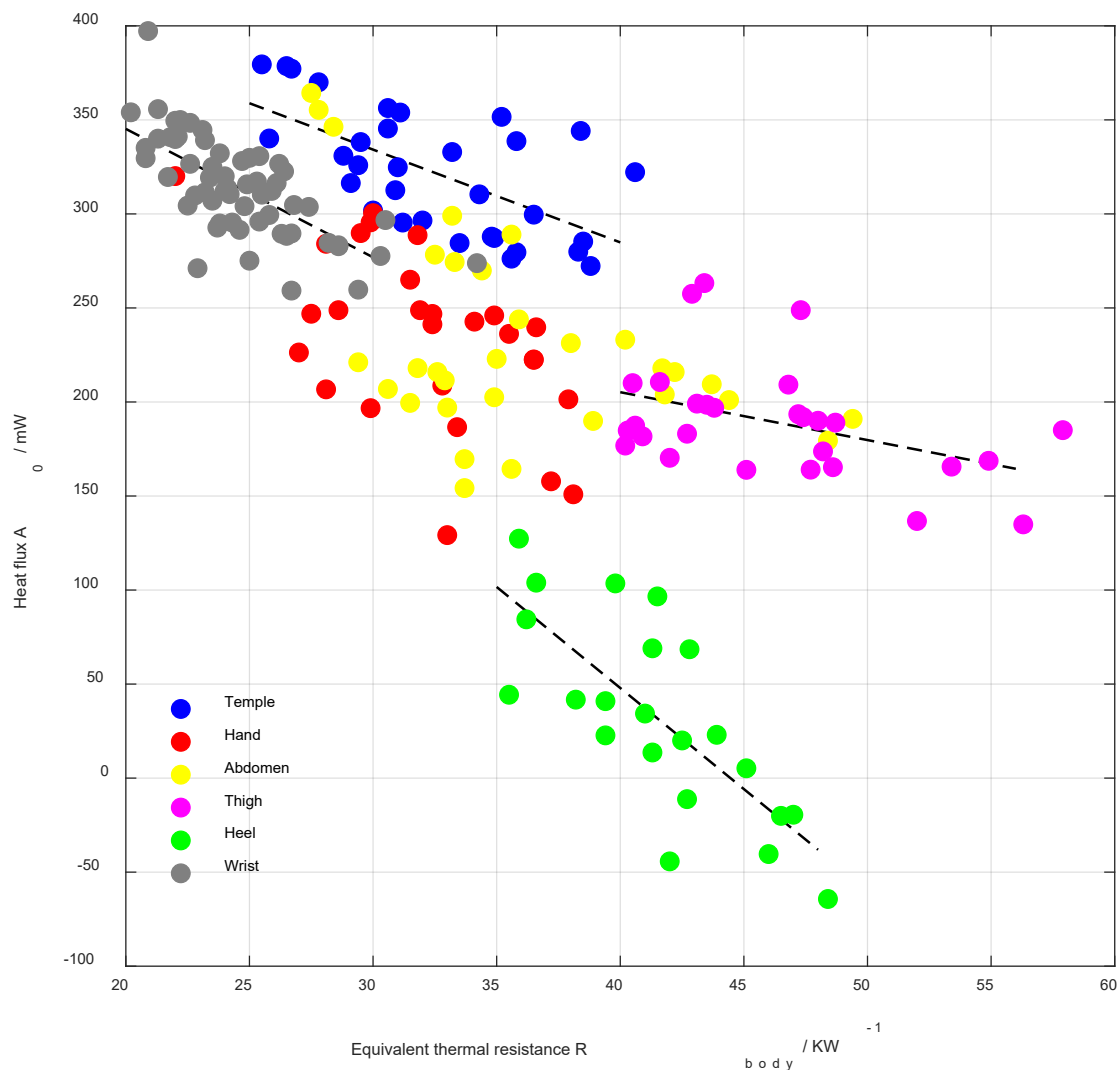


Figura 6.10. Correlación entre la resistencia térmica equivalente y el flujo de calor a $T_2 = 26\text{ }^{\circ}\text{C}$, para cada zona del cuerpo humano estudiada. Se muestran las líneas de regresión del muslo, el talón, la muñeca y la sien.

La tabla 6.10 muestra los parámetros de los ajustes. Véase que hay grandes diferencias entre zonas. Las zonas periféricas (muñeca, mano y talón) presentan una pendiente más alta (-6.74×10^{-3} , -6.83×10^{-3} , -10.7×10^{-3}) que las zonas más centrales (-2.55×10^{-3} , -4.73×10^{-3} , -4.93×10^{-3}). La raíz del error cuadrático medio en el ajuste fue de 33 mW.

Tabla 6.10. Parámetros del ajuste lineal entre A_0 y R_{body} para $T_2 = 26\text{ }^{\circ}\text{C}$.

zona	a / W	b / W^2K^{-1}	Pearson coef.	p-value
sien	0.482	-4.93×10^{-3}	-0.63	1.2×10^{-4}
mano	0.452	-6.74×10^{-3}	-0.57	2.1×10^{-4}
abdomen	0.401	-4.73×10^{-3}	-0.50	4.1×10^{-3}
muslo	0.307	-2.55×10^{-3}	-0.42	2.5×10^{-3}
talón	0.478	-10.7×10^{-3}	-0.76	5.0×10^{-5}
muñeca	0.482	-6.83×10^{-3}	-0.70	6.7×10^{-9}

Modelo ajustado: $A_0 = a + b \cdot R_{body}$ (A_0 in W, R_{body} in KW^{-1})

6.2.3. RESISTENCIA TÉRMICA EN SUJETOS DURANTE EJERCICIO FÍSICO

En la campaña C2 se obtuvo la *resistencia térmica equivalente* con un método que considera la temperatura interior del cuerpo humano, T_{int} . Aunque el método presenta una variabilidad excesiva, pueden observarse algunos hechos interesantes. Después del ejercicio INC (de mayor duración), la *resistencia térmica equivalente* se reduce en casi todos los casos. Esta reducción es del $35 \pm 20\%$ con respecto al valor en reposo. Por otra parte, mientras tiene lugar la oclusión del flujo sanguíneo, la *resistencia térmica equivalente* se reduce en todos los casos, un $14 \pm 6\%$ con respecto al valor previo a la oclusión. Estas observaciones son coherentes con la vasodilatación en los tejidos cuando se realiza ejercicio, y también con la acumulación de sangre en la piel cuando se ocluye la circulación. La vasodilatación se traduce en una *resistencia térmica equivalente* inferior, es decir, una mayor facilidad para evacuar energía.

6.2.4. DISCUSIÓN

Desde los años 50, se ha pretendido medir *in vivo* la conductividad térmica de la piel [95]. Los procedimientos de medida consisten en relacionar un cambio de temperatura con una disipación calorífica (ecuación 1.1). La *conductividad térmica*, λ ($\text{WK}^{-1}\text{m}^{-1}$), es la magnitud más usada para caracterizar la piel. No obstante, también se usan otras, como la *resistencia térmica*, r ($\text{KW}^{-1} \text{m}^2$), o en nuestro caso, la *resistencia térmica absoluta* R (KW^{-1}). Existe una equivalencia entre magnitudes, que depende de la *geometría* del tejido implicado (véase la expresión 6.3, caso prismático). En estas medidas, el área de tejido estudiada es conocida (A). Sin embargo, el espesor del tejido, es decir, la *profundidad de penetración térmica* (p), no se conoce a priori.

$$R = \frac{\Delta T}{W_{body}} = \frac{p}{\lambda A} = \frac{r}{A} \quad (6.3)$$

Solo pueden compararse diferentes magnitudes cuando se conoce la geometría o la *profundidad de penetración térmica*. Algunos autores calculan este parámetro [96, 105, 113, 116] de diferentes formas [95, 105, 166, 167], aunque no siempre se menciona [97, 103]. Por lo general, los autores emplean técnicas de medición en las que la disipación y la diferencia de temperatura se miden en el sensor, por lo que se trata de *modelos de conducción local* (LCM, *local conduction model*). En la figura 6.11 (izquierda) se ilustra esta familia de técnicas: se induce una disipación y se mide el cambio de temperatura en el sensor. El calefactor y el termómetro están separados por un aislante térmico, por lo que la relación entre la disipación y el cambio de temperatura será proporcional a la conductividad térmica de la *zona afectada por la disipación*.

Por otra parte, otros autores consideran que el flujo de calor cutáneo estacionario es igual al flujo de calor entre las temperaturas T_{core} y T_{skin} [104, 168, 169]. Asumiendo esta hipótesis, el volumen de control estaría comprendido entre el núcleo del cuerpo humano y la piel, por lo que la *profundidad de penetración térmica* es indefinida. En este caso, se emplea un sensor de flujo de calor (HFS), y la diferencia de temperatura (*skin – core*) se obtiene de forma externa, siendo ahora la resistencia térmica una magnitud que representa la transferencia de calor entre el interior del cuerpo humano y la piel (CSM, *Core – skin model*, figura 6.11 derecha).

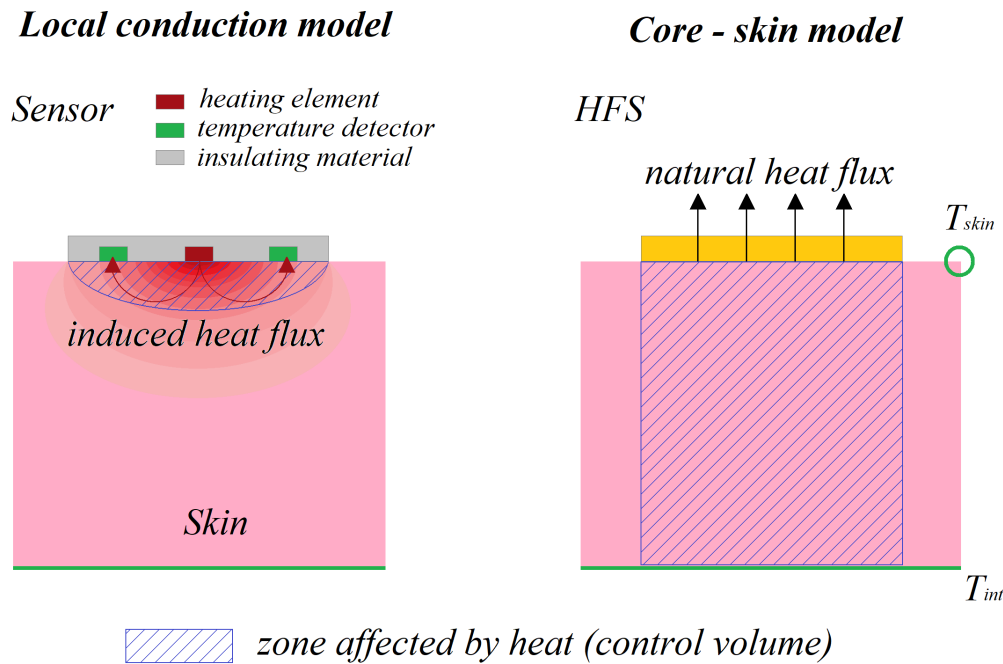


Figura 6.11. Modelizaciones para la determinación de la conductividad térmica de la piel.

A partir de esta reflexión, se puede construir una sencilla clasificación de métodos de medición *in vivo* de conductividad / resistencia térmica:

➤ Métodos LCM (*local conduction model*).

A: Control del flujo de calor y medida de la temperatura.

- **A1:** disipación de un flujo de calor estacionario [96, 113].
- **A2:** disipación mediante corrientes sinusoidales (*Método 3ω*) [116].
- **A3:** disipaciones controladas (*Zero heat flux method*) [97].
- **A4:** disipación de un pulso de potencia (*Integrated pulse decay* [106]) [105, 170].

B: Control de la temperatura y medición del flujo de calor.

- **B1:** se mantiene un incremento de temperatura constante [103].
- **B2:** la temperatura varía linealmente durante la medición (sensor calorimétrico).

➤ Métodos CSM (*core – skin model*). Se mide el flujo de calor (W), T_{skin} y T_{core} .

- **C1:** la resistencia térmica se calcula como $r = \Delta T/W$ [168, 169].
- **C2:** la resistencia térmica se corrige considerando la perfusión sanguínea [112].

En las tablas 6.11 y 6.12 se muestran resultados de diferentes autores. En la tabla 6.11 se muestra la *conductividad térmica* λ , y en la tabla 6.12, la *resistencia térmica* r . En la primera columna se indica el autor del trabajo, el año y el instrumento. En la segunda columna se indican las condiciones de medida, el método (según la clasificación anterior), la *profundidad de penetración térmica*, p y la superficie de medición, A . En los casos de la tabla 6.12, la *penetración térmica* es indefinida. En la tercera columna se muestra el resultado obtenido.

Tabla 6.11. Medida in vivo de la conductividad térmica λ (mínimo ~ máximo, media \pm desviación estándar %).

Autor	Condiciones de medida	Resultado ($W K^{-1}m^{-1}$)	
(1968) W.J.B.M. van de Staak [96] Conductímetro plano de anillos (fabricado a medida)	(muslo, 102 sujetos) medida en reposo y después de ocluir el flujo sanguíneo por medios neumáticos. $T_{room} = 25$ °C.	Antes de oclusión 0.36 ~ 0.42, 0.389 \pm 9 %	
	Método: A1 , p : 0.6 mm ⁽¹⁾ , A : 88 mm ²	después de oclusión 0.38 ~ 0.46, 0.421 \pm 9 %	
(2014) E. Grenier [103] "Hematron" [171]	(Pantorrilla posterior, 30 sujetos con enfermedad venosa crónica) medidas en reposo con y sin medias de compresión. $T_{room} = 22 \pm 2$ °C	Sin venda de compresión 0.20 ~ 0.40, 0.308 \pm 21%	
	Método: B1 , p : -, A : 254 mm ²	con venda de compresión 0.24 ~ 0.49, 0.325 \pm 13%	
(2015) Webb R.C. [113] Ultrathin conformal array [114]	(Mejilla (M), talón (T), palma de la mano (P), antebrazo dorsal (A_D) y volar (A_V) y muñeca volar (M_V), 25 sujetos) medidas en reposo	M	0.36 ~ 0.46, 0.422 \pm 10%
		T	0.24 ~ 0.34, 0.287 \pm 13%
		P	0.33 ~ 0.39, 0.367 \pm 6%
		A_D	0.34 ~ 0.43, 0.394 \pm 8%
		A_V	0.26 ~ 0.43, 0.392 \pm 18%
(2017) Limei Tian [116] Sensores flexibles 3ω	(Nariz (N) y mejilla (M) de un sujeto), reposo. (Antebrazo (A) de un sujeto), reposo y tras inducir urticaria.	N	0.420 \pm 5 %
		M	0.420 \pm 5 %
		A (reposo)	0.250 \pm 8 %
		A (urticaria)	0.330 \pm 6 %
(2018) Takahiro Okabe [105] guard-heated thermistor probe [106]	(Mejilla (M), antebrazo (A) y talón (T), 5 sujetos) medidas en reposo. $T_{room} = 26$ °C.	M	0.36 ~ 0.50, 0.426 \pm 4 %
		A	0.30 ~ 0.39, 0.349 \pm 3 %
		T	0.22 ~ 0.32, 0.261 \pm 4 %
(2019) Takahiro Okabe [170] guard-heated thermistor probe [106]	(Diferentes zonas de la piel, doce casos) medida en reposo, en tejido sano y en melanoma localizado o invasivo.	Reducción de 0.015 a 0.067 en melanomas localizados aumento de 0.012 a 0.115 en melanomas invasivos	
Método A4 . p : 0.9 mm. A : 0.3 mm ²			

⁽¹⁾ p se calcula como la constante de longitud de la curva obtenida por el método de Burton [95].

 Tabla 6.12. Medida in vivo de la resistencia térmica, r . (media \pm desviación estándar %).

Autor	Condiciones de medida	Resultado ($KW^{-1}m^2$)	
(1994) S. Osczevski [168] HFS 20455-3 (RdF corp.) [172]	(Mejilla, cinco sujetos), medida en reposo a temperaturas de 0 a 40 °C. T_{int} : lengua.	< 15 °C	0.07
		> 30 °C	0.02
(2004) D. Brajkovic [169] HFS 20457-3 (RdF corp.) [172]	(Mejilla, 30 sujetos), medida en reposo (R) y actividad (A) a temperaturas de 0 a -10 °C). T_{int} : mejilla interior.	-10 °C (A)	0.056 \pm 11%
		-10 °C (R)	0.040 \pm 10%
		0 °C (A)	0.075 \pm 11%
		0 °C (A)	0.060 \pm 7%
(2018) Wang, L., et al. [104] HFM-215N, GPS I. [162]	(antebrazo, 40 sujetos). medida en reposo a temperaturas de 18 a 31 °C. T_{int} : 37 °C	18.1 °C	0.064
		21.6 °C	0.054
		24.9 °C	0.049
		27.0 °C	0.044
		30.5 °C	0.036
Método C2 . A : 450 mm ²			

En la tabla 6.13 se muestran los resultados obtenidos con nuestro sensor, en unidades de *conductividad térmica*, λ ($\text{WK}^{-1}\text{m}^{-1}$), *resistencia térmica*; r (KW^{-1}m^2), y *absoluta* R (KW^{-1}). Las medidas mostradas son las correspondientes a la campaña C3 (sien, mano (dorsal), abdomen, muslo, talón y muñeca (volar)). La temperatura ambiente T_{room} fue 21 – 25 °C.

Tabla 6.13. Medidas in vivo de la resistencia / conductividad térmica con el sensor calorimétrico. Los datos se presentan como (mínimo ~ máximo, media \pm desviación estándar %).

zona	R, KW ⁻¹	r, KW ⁻¹ m ²	λ , WK ⁻¹ m ⁻¹
sien	29 ~ 40, 34.4 \pm 7 %	0.012 ~ 0.016, 0.014 \pm 7 %	0.25 ~ 0.35, 0.291 \pm 7 %
mano (dorsal)	22 ~ 37, 32.0 \pm 10%	0.009 ~ 0.015, 0.013 \pm 10%	0.27 ~ 0.46, 0.313 \pm 10%
abdomen	27 ~ 49, 34.3 \pm 8 %	0.011 ~ 0.020, 0.014 \pm 8 %	0.20 ~ 0.37, 0.292 \pm 8 %
muslo	40 ~ 58, 44.5 \pm 8 %	0.016 ~ 0.023, 0.018 \pm 8 %	0.17 ~ 0.25, 0.225 \pm 8 %
talón	25 ~ 49, 41.8 \pm 5 %	0.010 ~ 0.020, 0.017 \pm 5 %	0.20 ~ 0.40, 0.239 \pm 5 %
muñeca (volar)	20 ~ 33, 27.3 \pm 7 %	0.008 ~ 0.013, 0.011 \pm 7 %	0.30 ~ 0.50, 0.366 \pm 7 %

A continuación se realizan varias observaciones de interés a partir de los datos de las tablas 6.11, 6.12 y 6.13. En primer lugar, se reflexiona sobre el concepto de *profundidad de penetración térmica* y sobre las diferencias que implica utilizar un tipo de modelización u otra (figura 6.11). Posteriormente se discute la influencia de varios factores, como las condiciones ambientales, la realización de actividad física, los fenómenos relacionados con el flujo sanguíneo, la presencia de patologías, las características de los sujetos o la zona de medición.

Profundidad de penetración térmica (p). Este parámetro define la región de tejido implicado en la medida: los resultados obtenidos se refieren a un entorno caracterizado por dicha profundidad. Cada autor considera la *profundidad de penetración* de un modo diferente. W.J.B.M. van de Staak realizó un estudio de la *profundidad de penetración térmica* [96] mediante la medición de sólidos inertes, utilizando el método de Burton [95]. De esta forma obtuvo una relación entre el espesor y la porción de *conductividad térmica* medida, cuya constante de longitud es de 0.6 mm. Webb R.C. [113] caracterizó la *profundidad de penetración* con la expresión de Silas E. Gustafson [166], obteniendo un valor de 0.5 mm. De forma análoga, Limei Tian [116] utilizó la expresión de David Cahill [167], obteniendo una *profundidad* máxima de 0.1 mm. Por otra parte, T. Okabe define la *profundidad de penetración térmica* como aquella *profundidad* en la que la temperatura aumenta más de 0.1 K [105], obteniendo una *profundidad* de 0.9 mm.

En nuestro caso, definimos la *profundidad de penetración térmica* considerando una *zona afectada por el calor* de geometría prismática. Considerando los valores normales de *conductividad térmica* y *capacidad calorífica* de la piel, y los resultados de nuestras medidas, obtenemos una *profundidad de penetración térmica* de 4 mm. Si utilizamos la expresión de Silas E. Gustafson [166], considerando el *tiempo transitorio* de las medidas de la campaña C3 (cambio de 26 a 36 °C 150 segundos), también se obtiene este valor:

$$\Delta p = \beta \sqrt{\alpha t_{\text{max}}} = \beta \sqrt{\frac{\lambda}{\rho c_p} t_{\text{max}}} = \sqrt{\frac{\lambda}{\rho c_p} 150s} = 4\text{mm} \quad (6.4)$$

En la expresión (6.4), Δp es la *profundidad de penetración térmica*, β es una constante (en este caso $\beta=1$), α es la difusividad térmica, t_{max} es el tiempo transitorio (de cambio de temperatura), ρ es la densidad y c_p es la capacidad calorífica.

La *profundidad de penetración térmica* varía en función del tiempo de cambio de temperatura. Este hecho también lo observa Limei Tian [116], aunque en su caso depende de la frecuencia. Existe una diferencia notable entre nuestra *penetración* y la obtenida por otros autores, lo cual es coherente si se considera la magnitud de la excitación producida por nuestro sensor. Este parámetro es clave para realizar comparaciones entre resultados en diferentes unidades.

Diferencias en la modelización. La modelización empleada al plantear el procedimiento de medición (figura 6.11) influye en el resultado obtenido. El modelado *core – skin* (CSM), empleado en varias ocasiones [104, 168, 169], presenta una gran diferencia con otros trabajos en los que no se emplea este modelado [96, 97, 103, 105, 113, 116]. Por ejemplo, si se considera una *conductividad térmica* de la mejilla promedio de $0.422 \text{ WK}^{-1}\text{m}^{-1}$ [105, 113, 116] y calculamos la *profundidad de penetración térmica* p que deberían tener los instrumentos de S. Oszczewski y D. Brajkovic para obtener sus resultados [113, 116], la *profundidad* sería en promedio de 18 mm. Repitiendo el proceso con las medidas de Wang, L., et al. [104], obtenemos un resultado similar. Esta *profundidad de penetración térmica* resulta elevada, lo cual es coherente con la hipótesis planteada por el modelado *core – skin* (CSM). Sin embargo, esto supone discrepancias que no tienen fácil respuesta. Teniendo en cuenta que gran parte de los autores utilizan componentes muy similares (termopilas, termistores, calefactores...), resulta inusitado que al mismo tiempo coexistan instrumentos con una *penetración* menor a un milímetro, e instrumentos similares, operados de forma pasiva, con una *profundidad de penetración térmica* 20 veces superior.

Sin embargo, esta discrepancia también se observa en nuestros datos si comparamos las medidas de la campaña C2 con las de la campaña C3. En nuestro caso las propiedades térmicas se identifican mediante la aplicación de un modelo de dos cuerpos compensado, por lo que se trata de un modelo tipo LCM (*local conduction model*). No obstante, en la campaña C2 se contaba con datos de la temperatura sanguínea en tiempo real, por lo que fue posible aplicar un modelo *Core – “Thermostat”* (CSM) para obtener la *resistencia térmica absoluta* del muslo (véase la tabla 6.9). Al comparar los resultados de las campañas C2 y C3, el valor medio coincide, pero la desviación típica difiere considerablemente, y además es frecuente la aparición de resistencias térmicas mucho más elevadas del máximo valor de las demás campañas (hasta 150 KW^{-1}). Este comportamiento se observa en los trabajos que emplean este método [113, 116]. Wang, L., et al. [104] atribuyen esta variabilidad a la excesiva simplicidad del modelo, dado que no se tiene en cuenta la perfusión sanguínea, lo cual implica un planteamiento aparentemente incompleto del balance energético. Por ello, en su trabajo se incluye un término de perfusión sanguínea. De esta forma, su hipótesis conduce a resultados cuya variabilidad es inferior, lo cual sugiere la importancia de considerar estos efectos en caso de emplear una modelización de tipo *core – skin* (CSM). Sin embargo, aunque la variabilidad se ve reducida tras esta corrección, el resultado promedio sigue siendo muy diferente al obtenido por autores que emplean modelizaciones *de conducción local* (LCM).

Antes de analizar y contrastar las hipótesis que se plantean en estos trabajos, conviene recordar que, para poder comparar los resultados de diferentes autores, éstos han de poder expresarse en unidades específicas, es decir, en unidades de *conductividad térmica* ($WK^{-1}m^{-1}$). Si los resultados se expresan en unidades de *resistencia térmica* r ($KW^{-1}m^2$), estos serán proporcionales a la *profundidad de penetración térmica*, p ; y si se utilizan unidades de *resistencia térmica absoluta* R (KW^{-1}), éstos serán proporcionales a la *profundidad de penetración térmica* p e inversamente proporcional a la superficie del sensor, A (considerando, de forma simplificada, una *zona afectada por el calor* prismática). En la figura 6.12 se ilustran estas tendencias.

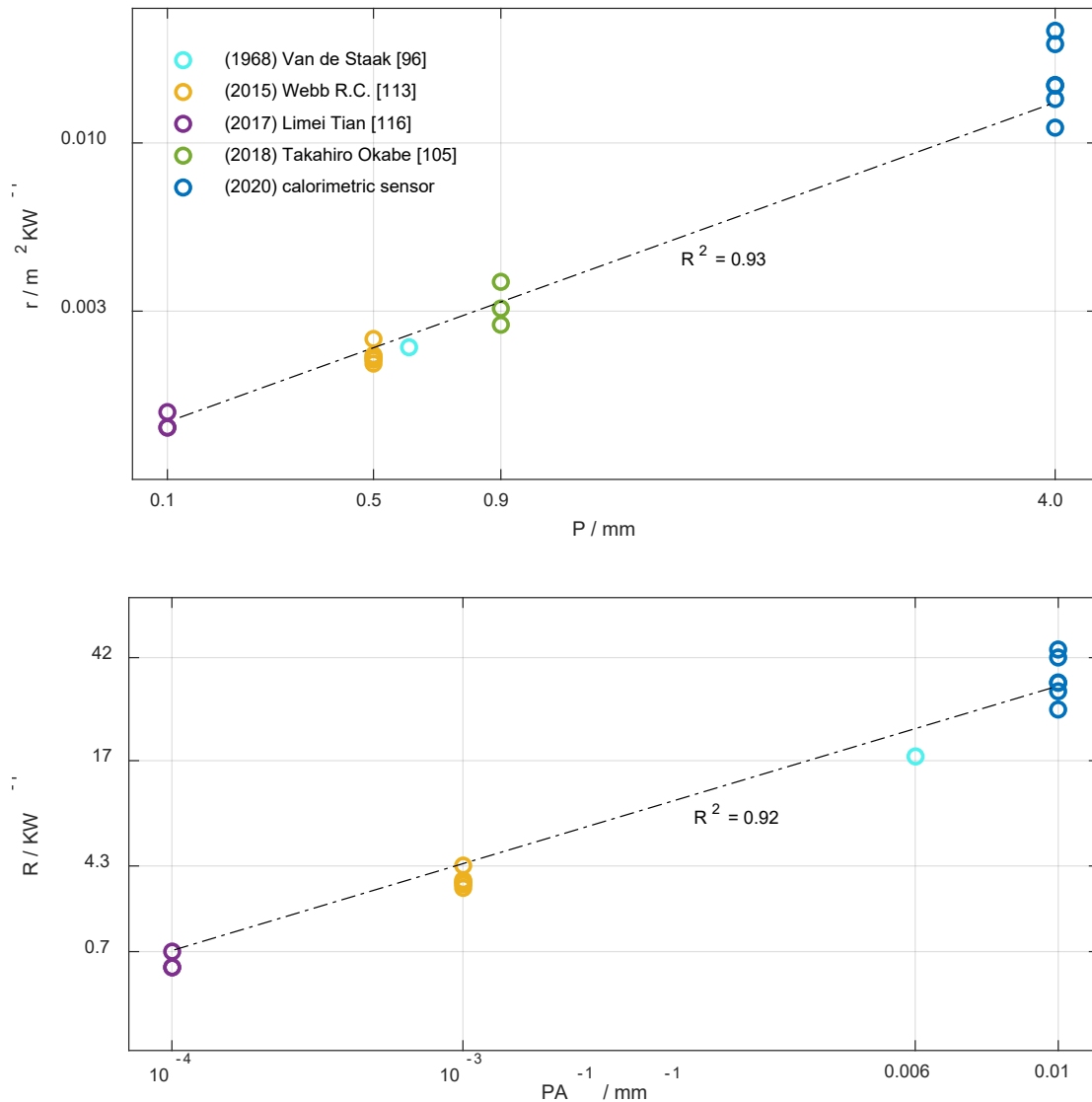


Figura 6.12. Comparación entre autores. Resistencia térmica medida in vivo, R y $r = R/A$, en función de la penetración térmica (p o p/A). R^2 es el coeficiente de regresión lineal.

La normalización de las *resistencias térmicas* r y R (conversión a *conductividad térmica*) requiere, como mínimo, el conocimiento de la *profundidad de penetración térmica* y del área de influencia del sensor (ver ecuación 6.3). A continuación, en la figura 6.13, se muestra la *conductividad térmica* obtenida en cada zona del cuerpo humano, en los trabajos referenciados en los que es posible realizar la equivalencia directamente.

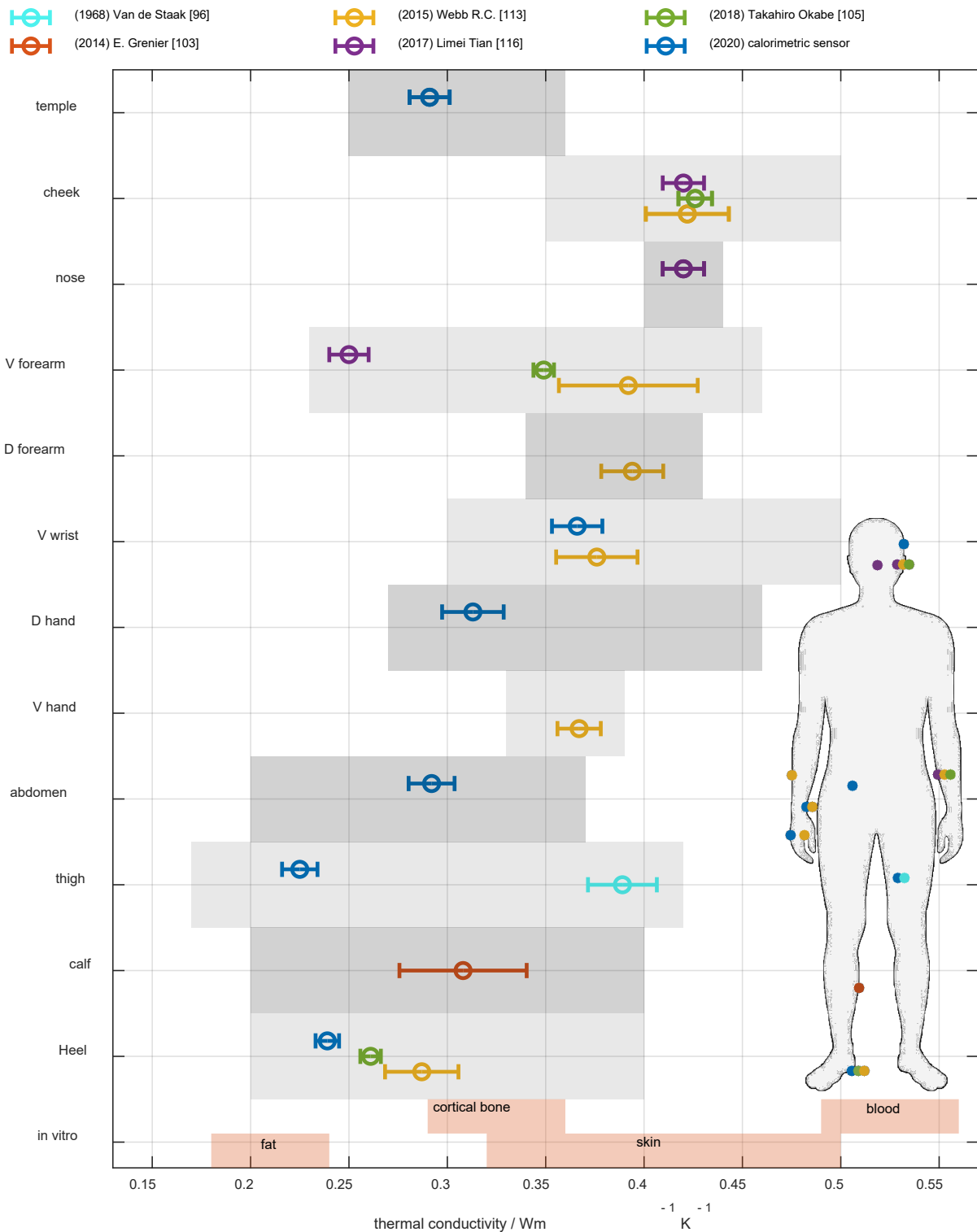


Figura 6.13. Conductividad térmica (λ) medida *in vivo* e *in vitro* en diferentes zonas, por diferentes autores.

En la figura 6.13, cada punto se corresponde con un valor medio, y la línea que lo atraviesa con su desviación típica. Los rectángulos resaltados en color gris están limitados por el valor máximo y mínimo medido, teniendo en cuenta todos los datos representados en este gráfico, procedentes de medidas realizadas en doce zonas de 192 sujetos, de seis trabajos diferentes. A la derecha se muestra un diagrama anatómico en el que se señalan las zonas de medición. Las zonas resaltadas en rosa en la zona inferior del gráfico son referencias *in vitro* [89].

A continuación, se analizan factores que influyen en la *conductividad / resistencia térmica*.

- *Propiedades del sujeto*. En los trabajos de Webb R.C. [113] y T. Okabe [105], se sugiere que la variabilidad predominante en las medidas de *conductividad térmica in vivo* es de carácter *intrasujeto*. Esta observación es coherente con la variabilidad intrasujeto predominante que se observa en la *resistencia térmica equivalente* obtenida en la campaña C3 (véase la tabla 6.9). Esta variabilidad se debe probablemente a la diferencia en las propiedades antropométricas de los sujetos.
- *Propiedades anatómicas*. Véase que existe cierta compatibilidad entre los trabajos de los últimos años: los resultados obtenidos por diferentes instrumentos son parecidos en el mismo lugar. Excepción a esto son las zonas del muslo y el antebrazo volar. Estas diferencias pueden estar debidas a las propias imprecisiones de la definición de la zona (el muslo es una región extensa y no es homogéneo), a las diferencias en la *profundidad de penetración térmica*, o tal vez estén relacionadas con las propiedades anatómicas de los sujetos estudiados. Como se comentó anteriormente, la variabilidad intrasujeto resulta predominante. Nótese que los resultados obtenidos por S. Oszcewski [168], D. Brajkovic [169] y Wang, L., et al. [104] no pueden contrastarse dado que no se conoce la *profundidad de penetración térmica* del instrumento que utilizan. Los menores valores de *conductividad térmica* se obtienen en el talón, y los mayores en la nariz y la mejilla. Los lugares más estudiados son la mejilla, el antebrazo, la muñeca y el talón.
- *Condiciones ambientales*. Una hipótesis común consiste en relacionar la *resistencia o conductividad térmica* con fenómenos de vasoconstricción y vasodilatación o con la temperatura de la piel. En este ámbito, S. Oszcewski [168] y D. Brajkovic [169] estudiaron la *resistencia térmica* de la piel de la mejilla en diferentes condiciones (de -10 a 30 °C), observando una relación inversamente proporcional: a medida que el entorno es más cálido, menor es la *resistencia térmica*, lo cual es coherente con una vasoconstricción inducida por frío. Años más tarde, Wang, L., et al. [104] aplicaron una modelización mejorada y obtuvieron un resultado global parecido. Por otra parte, T. Okabe [105] también observa cierta correlación positiva entre la *conductividad térmica* y la temperatura de la piel. Estas observaciones concuerdan con los resultados de *resistencia térmica equivalente* obtenidos con nuestro sensor y presentados en la figura 6.9 (campaña C3), a menor temperatura de la piel, mayor es la *resistencia térmica absoluta*.
- *Actividad física*. La realización de actividades y ejercicio físico se relaciona con un incremento en la circulación sanguínea cutánea [173, 174], por lo que es previsible que se produzca un cambio en las propiedades térmicas de la piel en estos casos. En 2004, D. Brajkovic evaluó la *resistencia térmica* en varios sujetos sometidos a diferentes temperaturas y actividades, observando que la *resistencia térmica* se reduce un $40 \pm 10\%$ cuando se realizan actividades físicas [169]. En nuestro caso, después del ejercicio de mayor duración (datos de la campaña C2), la *resistencia térmica equivalente* se reduce un $35 \pm 20\%$. Estos resultados concuerdan con la hipótesis planteada.

- *Flujo sanguíneo.* La relación entre el flujo sanguíneo y la *conductividad/ resistencia térmica* es otro tópico en este tipo de trabajos. La hipótesis común sugiere que un incremento de la perfusión sanguínea cutánea se traduce en una *conductividad térmica* mayor (o *resistencia térmica* inferior). *W.J.B.M. van de Staak* [96] estudió la influencia de la oclusión del flujo sanguíneo en la *conductividad térmica* de la piel, detectando un aumento de la magnitud del $8 \pm 9\%$, con respecto al valor inicial. Cuando se ocluye el flujo sanguíneo de una extremidad, es esperable una acumulación de sangre, frecuentemente reflejada por un eritema visible [175]. Por otra parte, *E. Grenier* [103] estudió la efectividad de las medias de compresión en sujetos con enfermedad venosa crónica, evaluando la *conductividad térmica* de la piel antes y durante de la aplicación de las medias. Las medias de compresión favorecen el flujo sanguíneo, y *E. Grenier* detectó un incremento de la *conductividad térmica* del $6 \pm 10\%$, compatible con su hipótesis. Recientemente, en 2017, *Limei Tian, Webb R.C. et al.* [116], mostraron que la inducción de urticaria conduce a un incremento de la *conductividad térmica* del 32%. En las medidas realizadas con nuestro sensor en la campaña **C2**, se observó una reducción de la *resistencia térmica absoluta* del 14% cuando se realiza la oclusión, lo cual concuerda con estas tendencias.
- *Relación entre la resistencia térmica y flujo de calor.* La relación entre la *conductividad / resistencia térmica* y el flujo de calor que se observa en nuestras medidas de la campaña **C3** (figura 6.10), es también deducible en varios de los trabajos citados [104, 168, 169] en los que se relacionan ambas variables. Las zonas periféricas (muñeca, mano y talón) presentan una pendiente más alta que las zonas centrales, lo cual indica una mayor variabilidad térmica en las extremidades, hecho coherente con una vasoconstricción más acusada en las extremidades que en el tronco [176] y también con los datos mostrados en la figura 6.13.
- *Relación entre la resistencia térmica y la capacidad calorífica.* *Webb R.C.* [113] observó que a mayor *conductividad térmica*, mayor *capacidad calorífica*. En nuestro caso existen correlaciones del mismo signo, aunque son poco significativas.
- *Patologías.* Algunos autores emplean la medición de la *conductividad térmica* para caracterizar tejidos en el ámbito del estudio de diferentes patologías. Podemos mencionar el trabajo de *E. Grenier* [103], relacionado con la enfermedad venosa crónica, o la experiencia de *Limei Tian* [116] produciendo urticaria artificialmente, en ambos casos obteniendo diferencias significativas en la *conductividad térmica* con respecto a poblaciones sanas o en reposo. Recientemente, *T. Okabe* estudió la influencia de diferentes tipos de melanomas en la *conductividad térmica* de la piel [170], obteniendo diferencias significativas en función de si existía melanoma o no, y también en función del tipo de melanoma. Estas investigaciones demuestran el interés creciente en el uso de técnicas térmicas de identificación y caracterización de patologías. Con nuestro sensor se realizó un estudio de la *resistencia térmica absoluta*, la *capacidad calorífica* y el flujo de calor en una quemadura de segundo grado en la muñeca (zona volar) de uno de los sujetos, que se discutirá más adelante.

6.3. CAPACIDAD CALORÍFICA

En la campaña **C3**, se midió la capacidad calorífica de diferentes zonas del cuerpo humano, utilizando el procedimiento de identificación a partir del modelo RCB (apartado 4.2.4) o modelo de dos cuerpos compensado. En la tabla 6.14 se muestran estos resultados. Por otra parte, en la campaña **C2**, se realizaron tres medidas de capacidad calorífica, mediante el procedimiento de identificación a partir del modelo RC (apartado 4.2.3), en los sujetos E_8 , E_9 y E_{10} , obteniendo respectivamente unos valores de 5.39, 5.58 y 5.83 JK⁻¹. Estas medidas se realizaron a modo de prueba, y los resultados son coherentes con los de la tabla 6.14.

Tabla 6.14. Capacidad calorífica absoluta, C_{body} (JK⁻¹), valor medio \pm desviación estándar.

	R_1	R_2	R_3	R_4	R_5	R_6
sien	5.81 \pm 0.24	5.47 \pm 0.31	5.94 \pm 0.31	5.53 \pm 0.13	4.68 \pm 0.41	6.27 \pm 0.10
mano	5.43 \pm 0.49	5.36 \pm 0.16	5.32 \pm 0.21	5.05 \pm 0.53	5.34 \pm 0.19	5.59 \pm 0.07
abdomen	5.58 \pm 0.30	6.30 \pm 0.19	5.69 \pm 0.32	6.38 \pm 0.17	5.83 \pm 0.42	5.96 \pm 0.40
muslo	5.80 \pm 0.06	5.47 \pm 0.09	5.40 \pm 0.18	5.79 \pm 0.16	5.77 \pm 0.16	5.41 \pm 0.22
talón	4.98 \pm 0.22	4.92 \pm 0.14	4.76 \pm 0.36	5.18 \pm 0.24	4.81 \pm 0.43	4.97 \pm 0.20
muñeca	5.67 \pm 0.39	6.08 \pm 0.22				

La figura 6.14 muestra la capacidad calorífica de las áreas de piel estudiadas en función de la temperatura de la piel, T_{skin} . Cada nube de puntos experimentales se representa en un color diferente. También se muestra una serie de medidas realizadas en una quemadura de segundo grado en la muñeca de uno de los sujetos, que se discutirá más adelante.

La capacidad calorífica medida por el sensor varía entre 4.1 y 6.6 JK⁻¹. En todas las áreas estudiadas, la desviación estándar es similar, aunque es ligeramente mayor en la zona de la sien. En virtud de lo explicado en relación con la *profundidad de penetración térmica*, las propiedades térmicas medidas por el sensor son una combinación de las propiedades térmicas de los tejidos que componen el área estudiada. La tabla 6.15 muestra algunas referencias *in vitro* de capacidad calorífica, *conductividad térmica* y densidad de diferentes tejidos.

Tabla 6.15. Capacidad calorífica, conductividad térmica y densidad de diferentes tejidos medida *in vitro* [89].

propiedad	Unidad	piel	grasa	musculo	sangre	hueso (cortical)
Capacidad calorífica	kJ kg ⁻¹ K ⁻¹	3.39	2.35	3.42	3.62	1.31
Conductividad térmica	WK ⁻¹ m ⁻¹	0.37	0.21	0.49	0.52	0.32
Densidad	g cm ⁻³	1.11	0.91	1.09	1.05	1.91

Como se observa en la figura 6.14, cada zona presenta una capacidad calorífica diferente. El valor medio de la capacidad calorífica es de 4.9 JK⁻¹ en el talón, 5.4 JK⁻¹ en la mano, 5.6 JK⁻¹ en la sien y el muslo, y 5.9 JK⁻¹ en el abdomen y la muñeca. En vista de estos resultados, es más probable obtener valores similares de capacidad calorífica en áreas idénticas de sujetos diferentes que en diferentes áreas del mismo sujeto.

Nótese, sin embargo, que la desviación típica no es muy diferente a la diferencia de los valores medios. Por esta razón, para establecer correlaciones rigurosas, sería deseable llevar a cabo experimentos con más sujetos. No se observan correlaciones directas entre la capacidad calorífica y el flujo de calor o la temperatura de la piel. Sin embargo, hay cierta concordancias con los valores de referencia de la tabla 6.15, que resultan interesantes. Los valores más bajos de capacidad calorífica se corresponden con las medidas realizadas en la mano, el talón y algunas en la sien (regiones de color verde, rojo y azul en la figura 6.14). Precisamente, el área dorsal de la mano y la sien están más cerca del metacarpiano y del hueso cortical del cráneo, respectivamente, que presentan una capacidad calorífica muy baja (ver tabla 6.15). Es posible que la alta variabilidad de las mediciones en la sien esté relacionada con las variaciones en el flujo sanguíneo de la piel, o la proximidad a la arteria temporal. El talón también tiene una baja capacidad calorífica, un resultado consistente ya que es una zona poco irrigada, con un *stratum corneum* más grueso y abundante grasa subcutánea. La zona anteromedial del muslo, la zona volar de la muñeca y el abdomen (flanco derecho) presentan una mayor capacidad calorífica, posiblemente relacionada con una mayor perfusión.

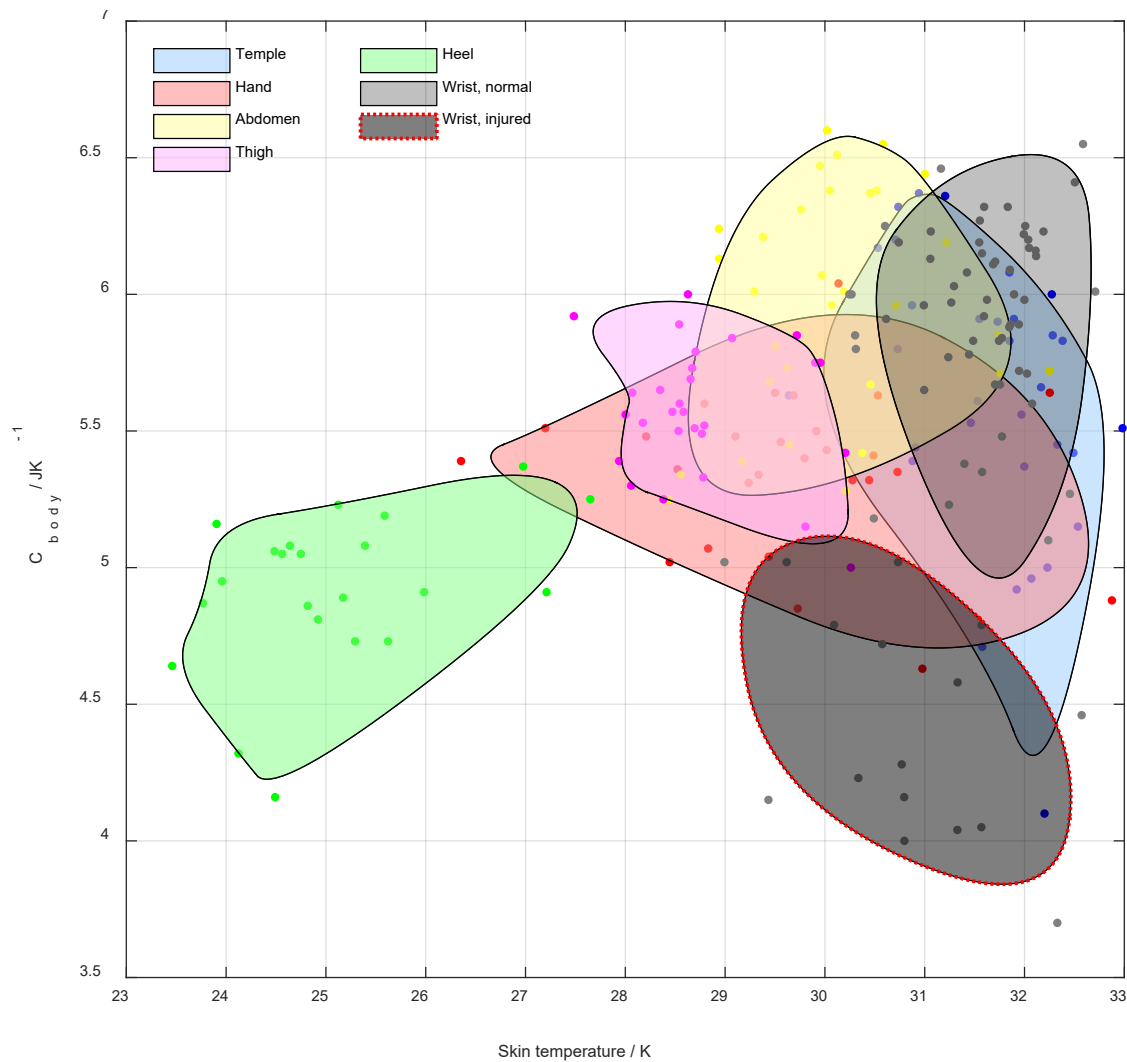


Figura 6.14. Capacidad calorífica C_{body} en función de la temperatura de la piel (T_{skin}) para cada superficie estudiada. El contorno rojo contiene mediciones realizadas en tejido quemado.

6.3.1. DISCUSIÓN

La medición de la capacidad calorífica *in vivo* es algo novedoso. En general, la medida de esta propiedad se ha realizado *in vitro*, frecuentemente utilizando la calorimetría diferencial de barrido (DSC). No obstante, recientemente han proliferado métodos para medir esta propiedad *in vivo*, mediante diferentes técnicas entre las que se incluye nuestra tecnología. En 2014, *Li Gao, (Webb, R.C.) et al.* [115] utilizaron dispositivos fotónicos para medir *in vivo* las propiedades térmicas de la piel, una de ellas la capacidad calorífica, en función del grado de hidratación del tejido. El siguiente año *Webb R.C.* determinó esta propiedad a partir de la difusividad térmica [113], empleando las matrices ultrafinas de contacto. En 2017, *Limei Tian* midió la difusividad y la conductividad térmica de distintas zonas de la piel, lo que también permite estimar la capacidad calorífica [116].

En la tabla 6.16 se muestra la capacidad calorífica medida por estos autores, además de los resultados obtenidos con nuestro sensor calorimétrico. Los datos mostrados correspondientes a *Webb R.C.* y *Limei Tian* no son aportados directamente en las unidades expuestas en la tabla. Estos datos se han deducido a partir de la información proporcionada y considerando una densidad promedio del tejido de 1.109 gcm^{-3} [89].

Tabla 6.16. Medida *in vivo* de la capacidad calorífica (mínimo ~ máximo, media \pm desviación estándar %).

Autor	Condiciones de medida	Resultado ($\text{Jg}^{-1}\text{K}^{-1}$)	
(2014) Li Gao, et al. [115] <i>Photonic device</i> [115]	<i>(Muñeca volar, un sujeto)</i> medida en reposo en función del grado de hidratación (HL) del tejido.	23% HL	2.38
		34% HL	2.43
		54% HL	2.72
		67% HL	2.94
		84% HL	3.03
		95% HL	3.09
(2015) Webb R.C. [113] <i>Ultrathin conformal array</i> [114]	<i>(Mejilla, talón, palma de la mano, antebrazo dorsal (Ad) y volar (Av) y muñeca volar (Mv), 25 sujetos)</i> medidas en reposo	Mejilla	2.48 \pm 7 %
		talón	1.80 \pm 9 %
		V mano	2.20 \pm 6 %
		D antebrazo	2.20 \pm 6 %
		V antebrazo	2.24 \pm 12 %
		V muñeca	2.13 \pm 6 %
(2017) Limei Tian [116] Sensores flexibles 3ω	<i>(Nariz y mejilla de un sujeto)</i> , en reposo. <i>(Antebrazo de un sujeto)</i> , en reposo (R) y tras inducir urticaria (U).	Nariz	2.37 \pm 19 %
		mejilla	2.91 \pm 23 %
		Antebrazo (R)	1.50 \pm 20 %
		Antebrazo (U)	1.75 \pm 18 %
Rodríguez de Rivera et al. Sensor calorimétrico S4a [5, 6].	<i>Sien, mano, abdomen, muslo, talón, muñeca. (campaña C3)</i> Sujetos en reposo, sentados y vestidos con normalidad.	sien	3.17 \pm 4 %
		D mano	3.01 \pm 5 %
		abdomen	3.36 \pm 5 %
		muslo	3.16 \pm 3 %
		talón	2.78 \pm 5 %
muñeca	3.31 \pm 5 %		

A continuación, en la figura 6.15, se muestra la capacidad calorífica obtenida en cada zona del cuerpo humano, en los trabajos referenciados. Cada punto se corresponde con un valor medio, y la línea que lo atraviesa con su desviación típica. Los rectángulos resaltados en color gris están limitados por el valor máximo y mínimo medido, teniendo en cuenta todos los datos representados en este gráfico. Las zonas resaltadas en rojo son referencias *in vitro* [89].

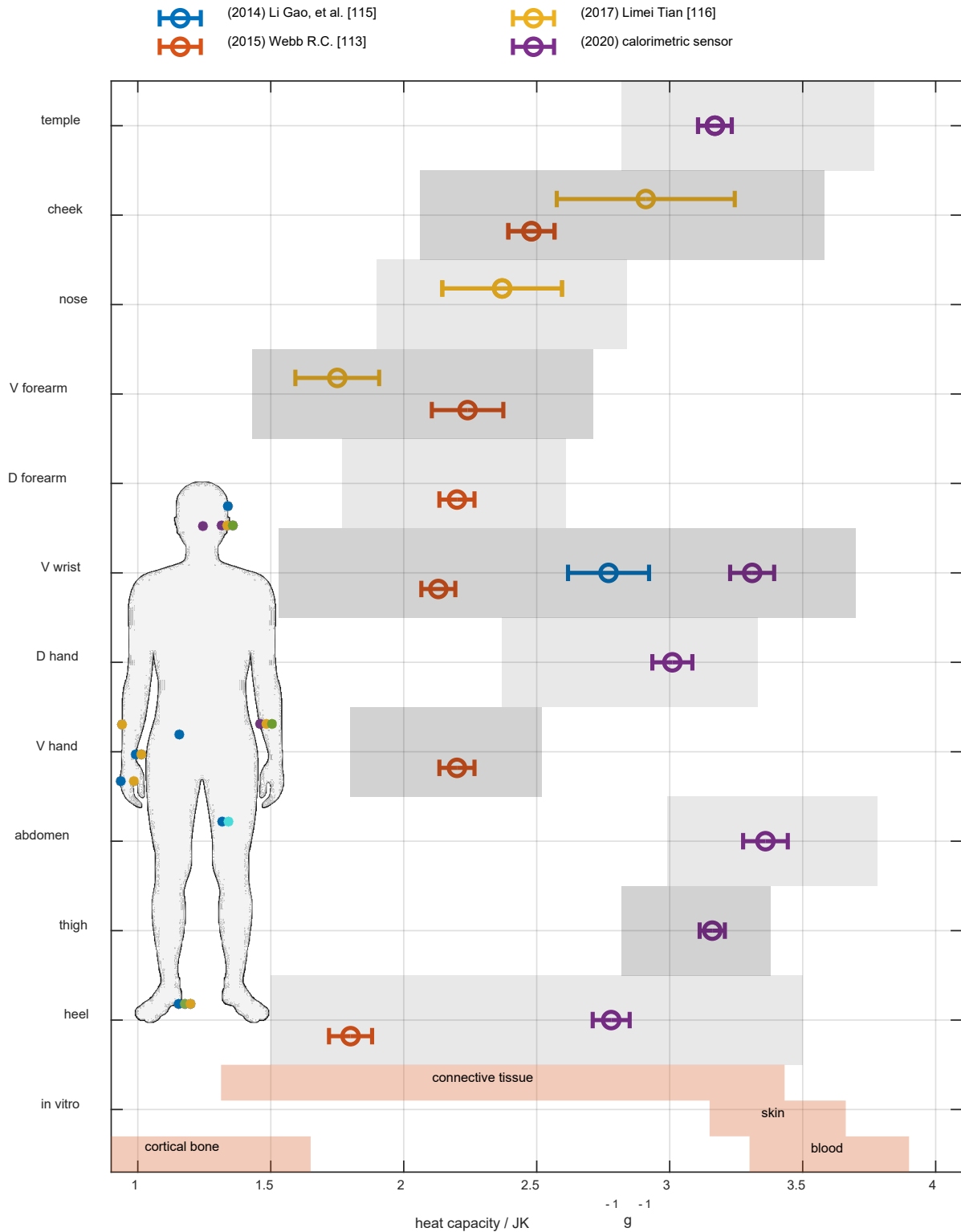


Figura 6.15. Capacidad calorífica (c_p) medida *in vivo* e *in vitro* en diferentes zonas, por diferentes autores.

Véase que los resultados obtenidos, si bien todos se encuentran en un margen cercano a la referencia *in vitro*, distan de presentar una coincidencia significativa entre ellos. No obstante, este resultado resulta coherente considerando que cada instrumento empleado por los diferentes autores tiene una *profundidad de penetración térmica* diferente. Recordemos que la *profundidad de penetración térmica* del sensor calorimétrico es de 4 mm, la matriz ultrafina de Webb. R.C. 0.5 mm, y el instrumento de Limei Tian 0.1 mm. Esta diferencia en la *profundidad de penetración térmica* implica que los tejidos que participan en la *zona afectada por el calor* durante el proceso de medición no son los mismos en cada trabajo.

Nótese que la piel está compuesta por varias capas, con propiedades térmicas muy diferentes. La epidermis tiene un espesor que puede variar entre 0.1 y 1.0 mm, y está compuesta por varios estratos. Por otra parte, la dermis puede llegar a tener varios milímetros de espesor [177]. En la epidermis la primera capa es el *stratum corneum*, cuya capacidad calorífica podemos estimar en $2.2 \text{ JK}^{-1}\text{g}^{-1}$ [178, 179]. En la dermis se encuentra una gran cantidad de fibras de colágeno y elastina, sustancias con capacidades caloríficas de 2.0 [180] y 1.3 [181] $\text{JK}^{-1}\text{g}^{-1}$, respectivamente, capacidades caloríficas muy bajas en comparación con la capacidad calorífica del agua ($4.18 \text{ JK}^{-1}\text{g}^{-1}$). A medida que se profundiza en la piel, la perfusión sanguínea aumenta y el contenido de agua de los tejidos crece, lo que conduce a una mayor capacidad calorífica. Véase en la gráfica que la capacidad calorífica *in vitro* de la piel se acerca más al valor correspondiente al agua. Por todo ello, resulta coherente y comprensible que la capacidad calorífica medida por diferentes instrumentos sea una función de la *profundidad de penetración térmica*, y así se observa, en los resultados figura 6.15.

En este ámbito, Webb R.C. estudió la correlación entre la capacidad calorífica y el espesor de la epidermis, del *stratum corneum*, y de su contenido en agua [113], obteniendo correlaciones negativas con el espesor (a mayor espesor de la epidermis o *stratum corneum*, menor capacidad calorífica) y positivas con el contenido en agua (a mayor cantidad de agua en el tejido, mayor capacidad calorífica), lo cual concuerda con la hipótesis planteada en el párrafo anterior. Li Gao, et al. [115] también detectan un crecimiento de capacidad calorífica a causa del contenido en agua. Véase, por ejemplo, que la capacidad calorífica más baja detectada por Webb R.C. es en la zona del talón, que posee un *stratum corneum* muy grueso y un grado de humedad muy bajo en comparación con el resto de tejidos analizados en su experimento. Esta observación coincide además con la menor capacidad calorífica medida con nuestro instrumento en el talón. Las regiones que presentan mayor capacidad calorífica son las regiones de la cara (nariz, mejilla, sien) y algunas zonas como la muñeca volar y el muslo (interior).

Es destacable también la variación de la capacidad calorífica *in vivo* como respuesta a alteraciones concretas. Cuando se discutió la conductividad térmica del tejido medida *in vivo*, se observó que el aumento del flujo sanguíneo generalmente implica un aumento de la conductividad térmica o una reducción de la resistencia térmica. A efectos de capacidad calorífica, un aumento del flujo sanguíneo se traduce en un incremento de la capacidad calorífica, hecho que se comprueba en la experiencia ejecutada por Limei Tian: tras producir urticaria, visible vía eritema, la capacidad calorífica obtenida se incrementa en un 17%.

6.4. EVOLUCIÓN TÉRMICA DE UNA QUEMADURA DE SEGUNDO GRADO

En este último apartado se presenta el estudio térmico temporal de una lesión superficial consistente en una quemadura de segundo grado de $2 \times 1 \text{ cm}^2$ en el área volar de la muñeca derecha del sujeto R_1 . La quemadura fue el resultado de un accidente doméstico al planchar la ropa. Al día siguiente del accidente, se tomaron medidas en esa zona (A en la figura 6.16) y desde el día 5 también se tomaron medidas en una zona cercana (B en la figura 6.16). En la figura 6.16 también se muestran imágenes de la lesión en diferentes días. Estas mediciones permiten estudiar la variación de las propiedades térmicas de la piel quemada a lo largo del tiempo, desde el inicio de la lesión hasta la recuperación (35 días). La figura 6.17 muestra la evolución temporal de las propiedades térmicas en la zona lesionada y no lesionada de la muñeca derecha (áreas A y B de la figura 6.16). En las figuras 6.9 y 6.14 se comparan las propiedades del tejido quemado con el tejido sano.

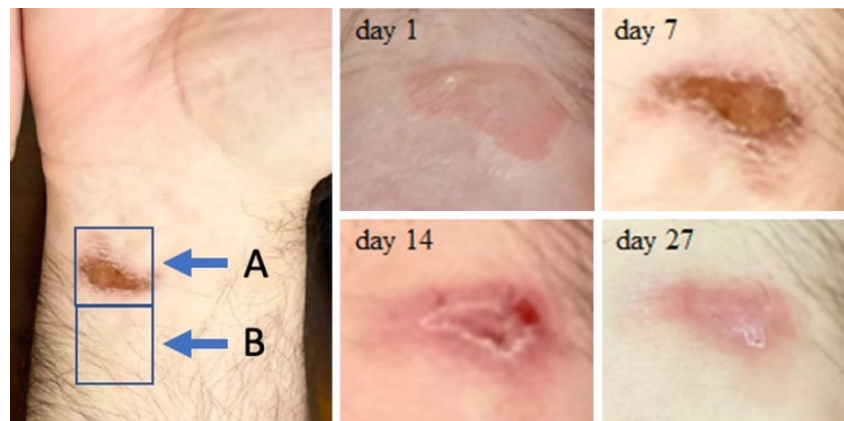


Figura 6.16. Zonas de medición A y B, y evolución temporal de la lesión.

El cambio más característico de los parámetros térmicos en la zona lesionada es la disminución de la capacidad calorífica. El valor normal es de 5.8 JK^{-1} , y en la primera semana bajó a 4.2 JK^{-1} , un 27.6%. Esta disminución de capacidad calorífica es coherente con las medidas *in vitro* DSC realizadas por Wiegand *et al.* [85]. El día 20 se produjo un sangrado de la herida, suceso que coincide con una segunda disminución de capacidad calorífica, que volvió a su valor natural de forma progresiva. Como se muestra en la figura 6.17, los valores de capacidad calorífica de la zona lesionada en la primera semana están muy por debajo de los valores de capacidad calorífica de la zona vecina.

En la primera semana también se produjo una disminución en la resistencia térmica equivalente, de 27.7 KW^{-1} a 24.4 KW^{-1} , un 11.6%. Como ya se indicó anteriormente, una disminución de resistencia térmica está relacionada directamente con un aumento del flujo del calor, y esto se observa claramente en la figura 6.17. El flujo de calor A_0 para $T_2 = 26 \text{ }^\circ\text{C}$ se incrementó en 62 mW (+ 22.5%). También se observó un incremento de A_0 para $T_2 = 36 \text{ }^\circ\text{C}$. Los valores de resistencia térmica equivalente de la zona lesionada durante la primera semana se muestran en la figura 6.14. La mayoría de los valores de resistencia térmica de la zona lesionada estaban por debajo de los de la zona sana.

Es interesante indicar que la energía transitoria de contacto ($A_1\tau_1$) de la zona lesionada de la muñeca (zona A en la figura 6.16) fue menor que la obtenida en la zona sana (zona B en la figura 6.16). En la zona lesionada la energía transitoria de contacto fue un 59.4% inferior a la del área sana (puntos huecos en la figura 6.4). En la zona lesionada el valor medio de la A_1 fue de 1.56 W durante la primera semana, mientras que en la zona sana fue de 2.49 W. Por otro lado, las constantes de tiempo τ_1 son similares en ambos casos. Una posible causa de este fenómeno es que a medida que disminuye la capacidad calorífica, la energía necesaria para alcanzar el equilibrio térmico es menor. Veinticinco días después, todos los parámetros térmicos alcanzaron un estado estacionario, con valores cercanos a los de la zona sana.

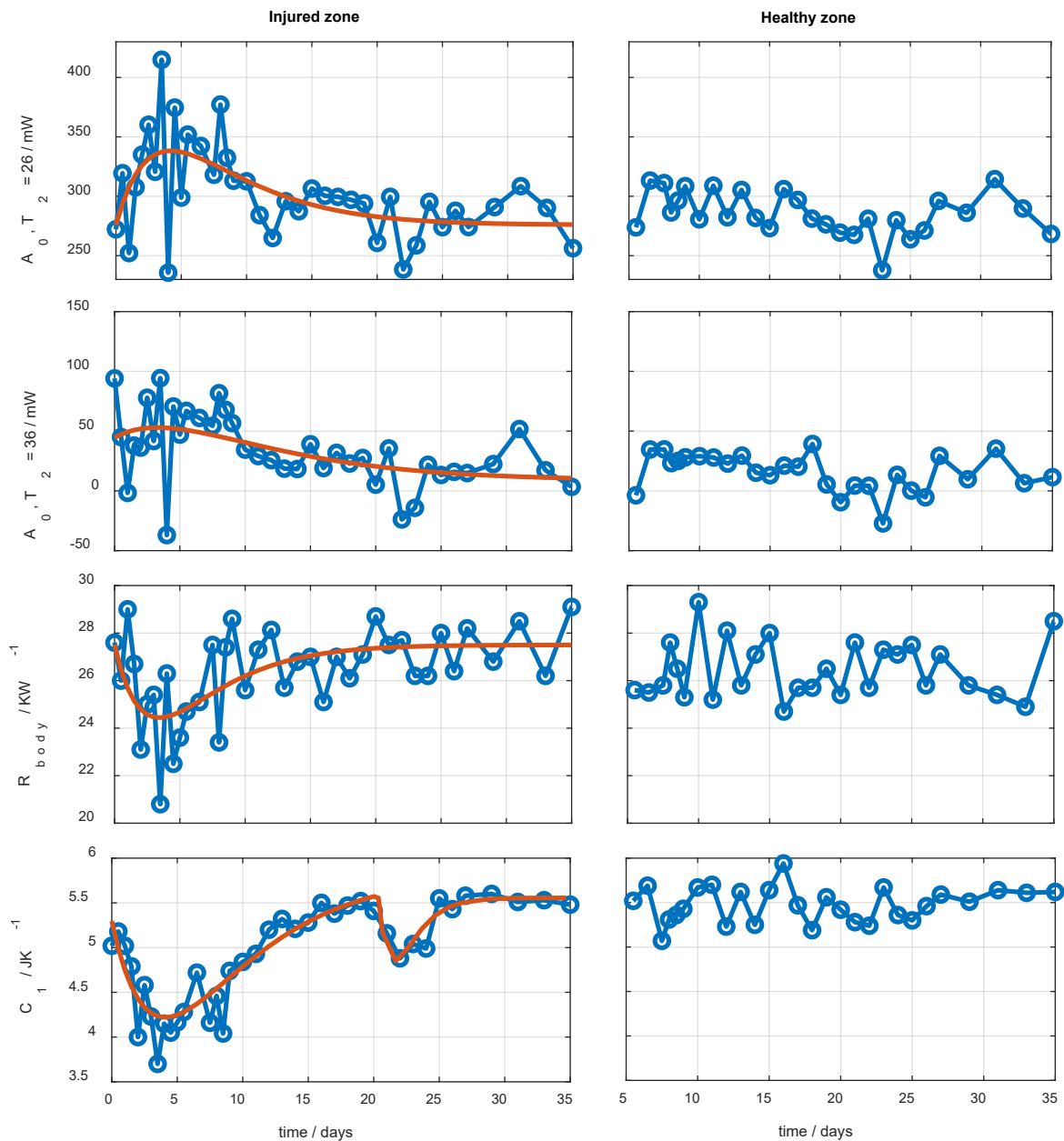


Figura 6.17. Evolución temporal del flujo de calor para las temperaturas del termostato 26 y 36 °C, de la resistencia térmica equivalente R_{body} y de la capacidad calorífica C_1 en la zona lesionada y sana de la muñeca derecha del sujeto R_1 (áreas A y B de la figura 6.16).

6.5. CONCLUSIONES

El *flujo de calor*, la *conductividad térmica* y la *resistencia térmica equivalente* han sido evaluadas en varios sujetos y en diferentes zonas del cuerpo humano; en condiciones ambientales normales, y con distinta actividad física. El *flujo de calor* varía considerablemente y el resultado medido depende directamente de la temperatura del foco frío de la termopila, que en nuestro caso es la temperatura del termostato del sensor. El *flujo de calor* es una magnitud que experimenta grandes cambios. Estos cambios guardan relación con variables como el sexo, la zona de medición, las propiedades antropométricas, la edad, la vestimenta o el tipo de actividad desarrollada por el sujeto. Los menores valores de *flujo de calor* se detectan en la zona interior del muslo y en el talón, y los mayores en la muñeca y en la sien. Se ha realizado una comparación entre nuestros resultados y los obtenidos por otros autores. Si bien existe coherencia en las hipótesis mencionadas anteriormente, la magnitud del resultado presenta valores muy dispares. Se han analizado los resultados, y se ha detectado que el *flujo de calor* medido es proporcional a la temperatura de la cara fría del dispositivo de medida. Esta proporcionalidad parece depender de las propiedades de transferencia de calor de los sensores, en concreto de la resistencia térmica del sensor. Sin embargo, las mediciones con el sensor construido, realizadas en los distintos sujetos y en diferentes zonas cutáneas proporcionan una información experimental que promete ser muy valiosa en el estudio de la fisiología humana. La excitación térmica que produce nuestro sensor se controla con facilidad mediante la programación de la temperatura del termostato.

La medición del flujo de calor, y su proporcionalidad con la temperatura del termostato, permite definir una *resistencia térmica equivalente* de la región de piel analizada. La *resistencia térmica equivalente* es diferente en cada zona y sujeto, y varía entre 20 y 58 KW⁻¹. A la vista de los resultados, se observa cierta relación entre esta magnitud y la presencia de grasa corporal. También se observa una relación directa entre la resistencia térmica equivalente y el flujo de calor, como cabe esperar. Este hecho resulta compatible con las hipótesis planteadas al respecto en relación con la variación de la perfusión sanguínea, que implica un cambio en la característica de transferencia de calor a través de la superficie del cuerpo humano. Se observa coherencia entre nuestros resultados y los obtenidos por otros autores, tanto en las hipótesis planteadas como en la propia magnitud de los resultados. Esta coherencia no se observa con los métodos que emplean un modelado *core – skin*. Resulta más conveniente emplear modelizaciones de conducción localizada. La *profundidad de penetración térmica* influye en los resultados. En nuestro caso, se considera que la *zona afectada por el calor* tiene una geometría prismática, y una *profundidad de penetración térmica* de 4 mm.

Por otra parte, el barrido de la temperatura del termostato del sensor durante la medida y la posterior identificación de los transitorios permite identificar la *capacidad calorífica del tejido estudiado*, cuyo valor varía entre 4.1 y 6.6 JK⁻¹. Esta magnitud depende de la composición del tejido, y por ello su valor depende de la zona estudiada. Es probable obtener *capacidades caloríficas* similares en la misma zona de sujetos distintos. Hay pocos trabajos en los que esta magnitud se mide *in vivo*. En relación con esta magnitud, las diferencias en la *profundidad de*

penetración térmica de los sensores implican una notable diferencia en el resultado obtenido, a causa del ~~excesivo~~ contenido en agua a medida que se profundiza en la piel. La *capacidad calorífica* medida es menor en tejido cicatricial, y superior en tejido en el que se detecta eritema.

También se ha realizado un estudio térmico temporal de la evolución de una lesión térmica de segundo grado de $2 \times 1 \text{ cm}^2$ en la zona anterior de la muñeca de un sujeto. Estas medidas se realizaron durante 35 días. Simultáneamente se estudió la zona simétrica de la muñeca del mismo sujeto. El *flujo de calor* aumentó al mismo tiempo que la *resistencia térmica equivalente* experimentó una disminución. La *capacidad calorífica*, por otra parte, experimentó una notable reducción durante los siete primeros días tras la lesión. Posteriormente, la *capacidad calorífica* se estabilizó hasta alcanzar valores normales. Esta reducción de *capacidad calorífica* resulta coherente con las medidas DSC realizadas por Wiegand *et al.* [85].

Capítulo 7

CONCLUSIONES Y FUTURO DE LA INVESTIGACIÓN

En este capítulo se recogen las conclusiones de esta tesis doctoral y se discute el futuro de esta línea de investigación. También se expone la producción científica fruto de este trabajo y la financiación que lo ha hecho posible.

7.1. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un sensor que implementa los principios de la calorimetría para medir *in vivo* el *flujo de calor*, la *resistencia térmica equivalente* y la *capacidad calorífica* de una región de piel de 2×2 (4) cm^2 , con una *profundidad de penetración térmica* de 4 mm. El sensor calorimétrico presentado es una herramienta útil para el estudio de la fisiología del cuerpo humano, pudiendo complementar a otras tecnologías. En este trabajo se presentan medidas realizadas con los sensores, y se evalúa el orden de magnitud de los resultados obtenidos en varios sujetos y zonas del cuerpo humano. Para ello, ha sido necesario el desarrollo de varias herramientas matemáticas que han permitido modelizar de forma rigurosa el fenómeno de transferencia de calor cuando se coloca el sensor sobre la piel. A partir de una modelización adecuada, puede obtenerse de forma fiable las propiedades térmicas de la piel citadas anteriormente.

- Una de las principales herramientas ha sido el modelo empírico de cuatro funciones de transferencia (**modelo 4FT**), que relaciona dos entradas (las potencias del termostato y del cuerpo humano, W_1 y W_2) y dos salidas (la temperatura del termostato del sensor, T_2 y la señal calorimétrica, y). A partir del modelo, y considerando que el *flujo de calor* medido se ajusta a una suma de exponenciales de la forma $W_1(t) = A_0 + \sum A_i \exp(-t/\tau_i)$, se puede caracterizar la potencia medida mediante el método de la *reconstrucción de la señal calorimétrica* (CSRM). La principal ventaja de este método es su robustez, en especial cuando la relación S/N es desfavorable. Los coeficientes A_i permiten diferenciar los efectos transitorios y estacionarios que tienen lugar durante la medida. Además, la variación de la disipación en función de la temperatura del termostato se relaciona con la *resistencia térmica* de la *zona afectada por el calor* (región estudiada de la piel) y con la *resistencia térmica* del sensor. Al medir la *resistencia térmica equivalente*, se comprobó que era necesario que la medida se realizara en poco tiempo, dado que las propiedades térmicas del tejido vivo pueden cambiar con rapidez. Por dicho motivo, se planteó un proceso de medición mediante barrido de temperatura. Una medida con variación lineal de temperatura puede proporcionar más información en menos

tiempo, pero para trabajar en estas condiciones fue necesario realizar una nueva modelización.

- En este ámbito, se empleó una modelización RC de dos cuerpos a constantes localizadas (**modelo RC**) que relaciona las mismas variables que el modelo 4FT. Se realizaron varias medidas experimentales en el cuerpo humano y en la base de calibración (disipaciones *Joule*), además de varias simulaciones. Los resultados experimentales mostraron la capacidad del sensor para medir la *capacidad calorífica* y la *resistencia térmica equivalente* de la piel, obteniéndose resultados coherentes.
- Para alcanzar un mejor entendimiento del fenómeno de transferencia de calor en este tipo de medidas, se planteó el estudio del sensor empleando un modelo empírico de doce funciones de transferencia (**modelo 12FT**), que implica un método de calibración más complejo, siendo necesarias dos medidas experimentales independientes y un método numérico de optimización para ajustar las curvas de salida experimentales con las calculadas por el modelo. Este modelo considera dos entradas correspondientes al sistema de enfriamiento V_{pel} y V_{pel}^2 , y otras dos correspondientes a las potencias del termostato del sensor y del cuerpo humano W_1 y W_2 . Las salidas del modelo son la temperatura de la base de calibración, T_1 , la temperatura del termostato del sensor, T_2 y la señal calorimétrica, y . Aunque este modelo no tiene una aplicación práctica tan inmediata como los otros, resulta de gran interés, dado que la metodología empleada es aplicable a cualquier calorímetro por conducción del calor no diferencial. Este modelo representa con precisión la dinámica del sistema, lo que facilita actividades tediosas, como es la sintonización de los controladores o el cálculo de los márgenes de funcionamiento; tareas que se aceleran a partir de simulaciones. Esta modelización también permite estudiar el *flujo de calor* transmitido por conducción entre la superficie del cuerpo humano y el termostato del sensor para diferentes temperaturas del termostato, en especial para los casos en los que ésta temperatura varía linealmente.
- Con el modelo 12 FT, fue posible estudiar con mayor detalle las interacciones térmicas que se produjeron entre el sensor y la base de calibración durante el transcurso de las medidas. Tras realizar varios experimentos con disipaciones *Joule* de referencia y también en el cuerpo humano, se detectó la necesidad de incorporar una nueva variable, que representase los cambios que se producen en la temperatura que rodea al sensor cuando el dispositivo se coloca sobre la piel del cuerpo humano. Teniendo en cuenta este fenómeno, se planteó un modelo RC compensado (**modelo RCB**), que relaciona las mismas salidas y entradas del modelo 4FT, pero con una entrada adicional, denominada ΔT_0 . La incorporación de esta variable redujo el tiempo de medida y permitió una mejor identificación de la *capacidad calorífica* de la piel.

Paralelamente al desarrollo de estas modelizaciones, se programaron varias medidas experimentales con el objetivo de estudiar las propiedades térmicas en diferentes condiciones y zonas del cuerpo humano. En total, se han realizado medidas en siete zonas diferentes del

cuerpo humano en 16 sujetos, en varios ambientes y condiciones. Adicionalmente, se ha efectuado un análisis comparativo en el que se contrastan nuestros resultados con los obtenidos en varios trabajos de dieciséis autores distintos.

- El *flujo de calor* en reposo varía de 36 a 362 mW para una temperatura del termostato de 26°C, y es directamente proporcional a la diferencia de temperatura entre la piel y el entorno. Como consecuencia, también existe proporcionalidad entre el *flujo de calor* y la temperatura del termostato del sensor. Este factor de proporcionalidad permite definir la *resistencia térmica equivalente* de la zona de piel estudiada. El *flujo de calor* varía en función de la **zona**, el **sexo**, la **edad**, las propiedades **antropométricas**, el tipo de **actividad** y la **vestimenta**. Las mayores disipaciones se miden en la muñeca y la frente: valores del orden de 250 mW para $T_2 = 26^\circ\text{C}$; y las menores disipaciones se miden en el muslo y el talón: valores del orden de 100 mW para $T_2 = 26^\circ\text{C}$. En cuanto al **sexo**, en promedio los sujetos masculinos presentan disipaciones del orden de un 5 – 10% mayores que los sujetos femeninos. Con relación a la **edad**, es un factor influyente en el *flujo de calor* de algunas zonas, como el talón o la mano, obteniéndose disipaciones muy superiores en estas zonas en los sujetos mayores de 50 años. Las **propiedades antropométricas** también afectan a la disipación térmica, particularmente en el muslo y en el abdomen, siendo la disipación en reposo proporcional al cociente SM^{-1} (*surface to mass ratio*) e inversamente proporcional a la superficie corporal. Por supuesto, **el tipo de actividad** afecta a la disipación: se observó que ésta aumenta un 6 – 83% tras una actividad física intensa. También se evaluó que, cuando se retira ropa para realizar medidas, se da un aumento exponencial del *flujo de calor* caracterizado por una constante de tiempo de unos 20 minutos, lo cual es coherente con una adaptación al entorno. Habiendo contrastado nuestros resultados con los de otros autores, se observa cierta coherencia común en las hipótesis planteadas. No obstante, la medición del *flujo de calor* mediante sensores de contacto (generalmente termopilas) produce alteraciones en el resultado de la propia medida, factor que muy pocos autores consideran en sus investigaciones. Por ello, los resultados de cada autor son diferentes. Sin embargo, analizando el conjunto de resultados, se observa que existe una clara proporcionalidad entre el flujo de calor medido y la temperatura de la cara fría del sensor. Además, el análisis parece indicar que el coeficiente de proporcionalidad varía en función del material del encapsulado del sensor, de modo que, cuanto mayor es la conductividad térmica del sensor, mayor es el *flujo de calor* medido. En nuestro caso, la excitación térmica producida por el sensor se caracteriza con facilidad, dado que el dispositivo ha sido diseñado para evitar la transferencia de calor por radiación y convección.
- La *resistencia térmica equivalente* en reposo varía de 20 a 58 KW^{-1} . Es diferente en cada zona estudiada, y existen diferencias significativas entre zonas idénticas de diferentes sujetos. Esta propiedad es mayor en áreas propensas a la acumulación de grasa (talón, muslo y abdomen) y más baja en áreas periféricas o cercanas al torrente sanguíneo (muñeca, sien). Un incremento del flujo sanguíneo a nivel cutáneo (con frecuencia,

visible vía eritema), se traduce en una mayor facilidad para evacuar el calor, lo que implica una *resistencia térmica equivalente* menor. Este fenómeno se ha verificado en diferentes condiciones en función de la temperatura del entorno, la realización de actividad física o la oclusión del flujo sanguíneo (isquemia inducida). Por otra parte, también se ha comprobado que el *flujo de calor* disminuye de forma proporcional cuando la *resistencia térmica equivalente* aumenta, como cabe esperar. Este factor de proporcionalidad es distinto en cada área, siendo mayor en las extremidades y menor en el tronco. Existe una variedad de métodos que permiten obtener la conductividad térmica de la piel, y el sensor desarrollado es capaz de reproducir varios de ellos. Habiendo contrastado nuestros resultados con los de otros autores, hemos observado resultados similares obtenidos en experimentos relacionados con la variación de las condiciones ambientales, la realización de actividades o la oclusión del flujo sanguíneo. No obstante, también se han observado discrepancias en la magnitud de los resultados en los casos en los que se considera un modelo *core – skin*, que implica considerar que el *flujo de calor* desprendido por la piel es proporcional al *flujo de calor* entre una zona del interior del cuerpo humano que se encuentra a una temperatura T_{core} y la piel, que se encuentra a una temperatura T_{skin} . Hemos comprobado que resulta más conveniente aplicar una modelización de conducción localizada, de modo que las temperaturas y los flujos de calor utilizados en el cálculo se midan en el propio sensor. Por otra parte, también cabe destacar que la *profundidad de penetración térmica* presenta cierta influencia en el resultado obtenido, en virtud de la distribución de tejidos a lo largo de la piel y su contenido en agua. Cada autor caracteriza esta magnitud con un método diferente, y no todos la mencionan. En nuestro caso, se considera que la *zona afectada por el calor* tiene una geometría aproximadamente prismática, y también consideramos la expresión de *Silas E. Gustafson*, obteniendo en ambos casos una *profundidad* de 4 mm.

- La *capacidad calorífica* en reposo varía de 4.1 a 6.6 JK⁻¹. Presenta un valor diferente en cada zona estudiada, que depende principalmente de la composición del tejido analizado, siendo más probable obtener capacidades caloríficas similares en la misma zona de diferentes sujetos, que en diferentes zonas del mismo sujeto. Las *capacidades caloríficas* más bajas se detectaron en la mano, el talón y la sien; y las mayores en el abdomen y la muñeca. No hay muchos trabajos en los que se mida esta magnitud *in vivo*, y la mayoría son muy recientes. Los resultados obtenidos *in vivo* por los autores referenciados son coherentes con los resultados *in vitro* de la literatura. No obstante, existen ciertas diferencias, compatibles con la diferencia de *profundidad de penetración térmica* de los instrumentos empleados en cada trabajo. A medida que la *profundidad* es mayor, la *capacidad calorífica* también lo es, dado que la distribución de tejidos cambia y el contenido en agua crece, siendo ésta la principal variable que influye en la capacidad calorífica *in vivo*. Por ejemplo, un mayor flujo sanguíneo implica una mayor *capacidad calorífica*. Esta hipótesis es contrastada por varios autores, en especial por *Webb R.C* [113]. En nuestras medidas, se observa esta tendencia en los dos sentidos: al

analizar tejido cicatricial con poco contenido en agua (serie de medidas en la quemadura de segundo grado), la *capacidad calorífica* es inferior a la del tejido sano, y en las mediciones en las que se detecta eritema, la *capacidad calorífica* medida es superior.

- También se realizaron mediciones en una quemadura de segundo grado de 2x1 cm² en la zona volar de la muñeca de uno de los sujetos, durante los 35 días que duró la recuperación. La *capacidad calorífica* se redujo significativamente durante la primera semana después de la lesión, y luego se estabilizó cuando el tejido recuperó la normalidad. Esta reducción de la *capacidad calorífica* es coherente con mediciones *in vitro* realizadas mediante calorimetría DSC por otros autores. Por otra parte, la *resistencia térmica equivalente* disminuyó, hecho paralelo a un aumento del *flujo de calor*.

Finalmente, podemos afirmar que el instrumento desarrollado es una herramienta versátil y eficaz para el estudio *in vivo* de las magnitudes térmicas de la piel del cuerpo humano. La capacidad de programar el termostato permite excitar la piel de diferentes formas, lo que conduce a un amplio abanico de posibilidades.

7.2. LÍNEAS FUTURAS

El sensor calorimétrico presentado puede servir como base para la construcción de un dispositivo portátil, que facilite la realización de mediciones continuas durante largos periodos de tiempo. Actualmente la sujeción manual del sensor es un inconveniente dado que requiere de personal especializado. Para poder determinar los valores absolutos del flujo de calor, es necesario trasladar el sensor desde su base a la piel para disponer de la línea de base inicial, y esto se realiza de forma manual. Sin embargo, para la determinación de la resistencia térmica equivalente y de la capacidad calorífica, no es necesario que el sensor esté previamente en la base de calibración. En este caso, el sensor podría colocarse de forma permanente sobre la piel mediante una sujeción adaptada. Actualmente, estamos trabajando en esta posibilidad, habiendo desarrollado algunos prototipos de sujeción mecánica. En la figura 7.1 se muestra uno de estos dispositivos, empleado para sujetar el sensor mecánicamente a la sien de un sujeto, con el objetivo de realizar una medición de duración prolongada.

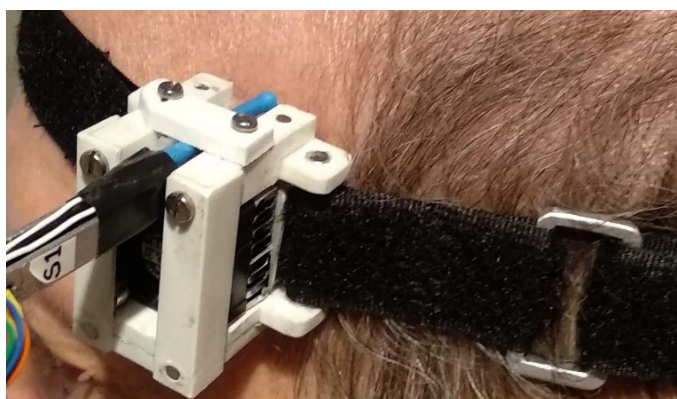


Figura 7.1. Adaptación mecánica para aplicación del sensor calorimétrico en la sien.

También se están desarrollando mejores procesos de calibración que permitan obtener resultados más precisos. Esta búsqueda se orienta principalmente a una mejor resolución en la identificación de la *capacidad calorífica*. Además, se están evaluando diferentes tipos de excitaciones térmicas además de las lineales, como por ejemplo consignas de tipo sinusoidal.

Actualmente se encuentra en desarrollo un modelo RC de dos cuerpos que consta de 6 parámetros, de los cuales todos se pueden asociar al sensor excepto la capacidad calorífica C_1 , que representa el dominio donde se produce la disipación. Este dominio puede ser la base de calibración o la zona de la piel donde se realiza la medición. Este modelo está dando buenos resultados. Se presenta a modo de ejemplo la comprobación experimental de la correcta identificación de la *capacidad calorífica* C_1 . Para ello, se interpone entre la base de calibración y el sensor calorimétrico un pequeño bloque de aluminio cuya capacidad calorífica es conocida. Se escogen cinco bloques de capacidades $C = 0.6, 1.0, 1.4, 1.8$ y 2.2 JK^{-1} . Estos bloques tienen el mismo espesor (4 mm) y diferente superficie. Al identificar el modelo, se determinan las capacidades caloríficas C_1 en cada caso. La figura 7.2 muestra la correlación entre la *capacidad calorífica* de los bloques y la obtenida con el modelo. La *capacidad calorífica* medida se relaciona con la de los bloques de aluminio mediante la expresión $C_1 = 2.9 + C$, siendo 2.9 JK^{-1} la *capacidad calorífica* de la base de calibración, y C la *capacidad calorífica* del bloque de aluminio interpuesto. El ajuste muestra una desviación estándar en la determinación de C de 0.03 JK^{-1} .

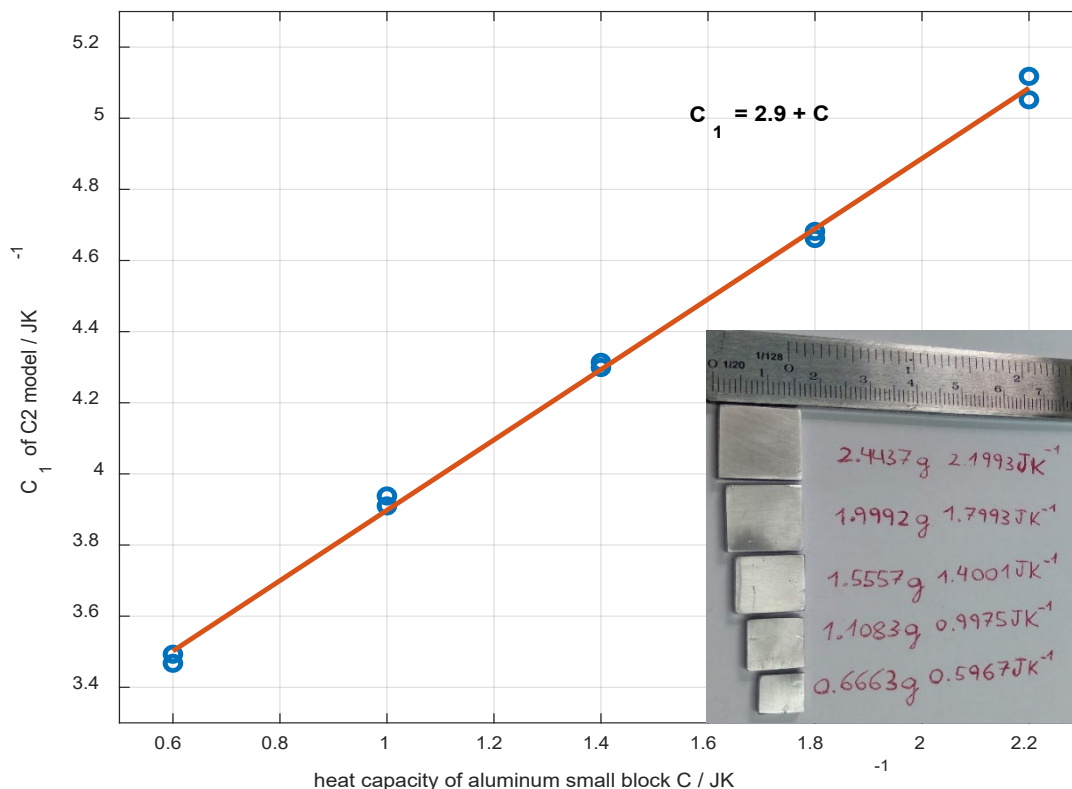


Figura 7.2. Identificación de la capacidad calorífica del aluminio con el sensor calorimétrico.

Por otra parte, está pendiente la construcción de dos nuevos sensores calorimétricos, cuyo proceso se detuvo abruptamente por la declaración del estado de alarma a causa de la situación

de emergencia sanitaria provocada por el coronavirus COVID-19. Estos nuevos sensores están diseñados para operar de forma idéntica entre ellos, permitiendo así realizar investigaciones en configuraciones de tipo diferencial, de gran utilidad en este campo. También se prevé en un futuro una implementación de la instrumentación de medida y control en un formato más portátil y sencillo, de cara a una posible producción de varios prototipos portables.

Finalmente, una de las partes más esenciales de esta investigación es la realización de medidas experimentales, dado que existe un campo muy poco explorado en este ámbito. Las aplicaciones médicas del sensor están aún por determinar. Actualmente su mayor utilidad es la identificación *in vivo* de las propiedades térmicas de la piel, de forma no invasiva. Los resultados obtenidos, y en particular las observaciones realizadas en la serie de medidas de la quemadura de segundo grado, ponen de manifiesto el potencial de esta tecnología en la detección de patologías de diversa índole. Del mismo modo que nosotros hemos estudiado los efectos de una quemadura sobre las propiedades térmicas, otros autores como T. Okabe han realizado recientemente medidas de conductividad térmica *in vivo* en tejido canceroso [170], analizando melanomas de distinto tipo y obteniendo resultados prometedores.

7.3. FINANCIACIÓN

El desarrollo de la tesis doctoral ha sido financiado a través de los siguientes contratos:

- 1) **Contrato FPI** (duración: 01/07/2019 – 15/09/2019): contrato predoctoral concedido por la *Agencia Canaria de Investigación Innovación y Sociedad de la Información Gobierno de Canarias (ACIISI)*, en la convocatoria de *Ayudas del programa predoctoral de formación del personal investigador dentro de programas oficiales de doctorado en Canarias, cofinanciadas con el Fondo Social Europeo* (Tesis 2019), con referencia TESIS2019010023.
- 2) **Contrato FPU** (duración: 15/09/2019 – activo): contrato predoctoral concedido por el *Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades* en la convocatoria de *Ayudas para la formación de profesorado universitario (FPU18)*, con referencia FPU18/02990.

7.4. PRODUCCIÓN CIENTÍFICA

El desarrollo de la Tesis Doctoral ha conducido a la publicación de varios trabajos. A parte de los dos trabajos que anteceden a esta Tesis (**A1**, **A2**), se han redactado siete artículos en revistas internacionales indexadas en JCR (**J1** – **J7**).

[A1]. Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, M. *Calorimetry Minisensor for the Localized Measurement of Surface Heat Dissipated from the Human Body*. *Sensors*, **2016**, 16, 1864. <https://doi.org/10.3390/s16111864> (**2016: Q1**).

[A2]. Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, M.; Rodríguez de Rivera, M. *Mathematical Model for Localized and Surface Heat Flux of the Human Body Obtained from Measurements Performed with a Calorimetry Minisensor*. *Sensors* **2017**, 17, 2749. <https://doi.org/10.3390/s17122749> (**2017: Q2**).

- [J1]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, Mi.; Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, M. *Method for transient heat flux determination in human body surface using a direct calorimetry sensor*. *Meas.*, **2019**, 139, 1 – 9. [10.1016/j.measurement.2019.02.063](https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.02.063) (**2019: Q1**).
- [J2]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, Mi.; Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, M. *Measurement of human body surface heat flux using a calorimetric sensor*. *J. Therm. Biol.*, **2019**, 81, 178-184. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2019.02.022> (**2019: Q1**).
- [J3]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, M.; Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, M.; Callicó, G.M. *A Method to Determine Human Skin Heat Capacity Using a Non-Invasive Calorimetric Sensor*. *Sensors*, **2020**, 20, 3431. <https://doi.org/10.3390/s20123431> (**2019: Q1**).
- [J4]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, Mi.; Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, M.; Callicó, G.M. *Modelling and simulation of the operation of a calorimetric sensor for medical application*. *J. Therm. Anal. Calorim.*, **2020**, 142, 483–492. [s10973-020-09554-6](https://doi.org/10.1016/j.jtacc.2020.09.006) (**2020: Q1**).
- [J5]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, Mi.; Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, M.; Callicó, G.M. *Human skin thermal properties determination using a calorimetric sensor*. *J. Therm. Anal. Calorim.*, **2020**, 142, 461–471. [s10973-020-09627-6](https://doi.org/10.1016/j.jtacc.2020.09.006) (**2020: Q1**).
- [J6]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, Mi.; Socorro, F.; Callicó, G.M.; Jose A. L. Calbet; Rodríguez de Rivera, M. *Heat flow, heat capacity and thermal resistance of localized surfaces of the human body using a new calorimetric sensor*. *J. Therm. Anal. Calorim.*, **2021** (accepted 31/8/2021). [s10973-021-11062-0](https://doi.org/10.1016/j.jtacc.2021.08.001) (**2020: Q1**).
- [J7]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Rodríguez de Rivera, Mi.; Socorro, F.; Rodríguez de Rivera, M.; *Calibration and operation improvements of a calorimetric sensor for medical applications*. *Measurement*, **2021** (accepted 04/9/2021) (**2020: Q1**).

También se presentan algunas publicaciones adicionales (O1 – O3) realizadas en el ámbito de las actividades formativas del programa de Doctorado, en colaboración con el doctor D. Ángel Plaza de la Hoz:

- [O1]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Ángel Plaza. *Problem 5556*. *School Science and Mathematics*, **2019**. [10.1111/ssm.12351](https://doi.org/10.1111/ssm.12351)
- [O2]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Ángel Plaza. *Problem 1160*. *The college mathematics journal*, **2019**. doi.org/10.1080/07468342.2019.1656482
- [O3]. Rodríguez de Rivera, P.J.; Ángel Plaza. *Problem 12110*. *American Mathematical monthly*, **2019**. <https://doi.org/10.1080/00029890.2019.1574184>

Finalmente, se presentan cinco comunicaciones (C1 – C5) en diferentes congresos, cuatro internacionales y uno nacional:

- [C1]. Rodríguez de Rivera, P.J. *Human body thermal conductance determination using a calorimetric sensor with linear programming of thermostat temperature*. In *JTACC+V4 2nd Journal of Thermal Analysis and Calorimetry Conference and 7th V4 (Joint Czech Hungarian-Polish-Slovakian)*, Budapest, 2019.

- [C2]. Rodríguez de Rivera, P.J. *Modeling and simulation of the operation of a calorimetric sensor for medical application*. In JTACC+V4 2nd Journal of Thermal Analysis and Calorimetry Conference and 7th V4 (Joint Czech Hungarian-Polish-Slovakian), Budapest, 2019.
- [C3]. Rodríguez de Rivera, P.J. *Aplicación de la calorimetría para medición in-vivo de las propiedades térmicas de la piel*. Workshop GECAT 2021: Young researchers, Madrid, 2021. (segundo premio a la mejor presentación).
- [C4]. Rodríguez de Rivera, P.J. *Advantages of in vivo measurement of human skin thermal conductance using a calorimetric sensor*. In ICTAC 2020. 17th International Congress on Thermal Analysis and Calorimetry, online conference, 2021.
- [C5]. Rodríguez de Rivera, P.J. *In vivo measurement of skin heat capacity: advantages of the scanning calorimetric sensor*. In ICTAC 2020. 17th International Congress on Thermal Analysis and Calorimetry, online conference, 2021.

En esta memoria de tesis se recoge el contenido de los artículos citados. El **capítulo 3** está basado en los artículos **A1**, **A2** y **J1** (características del dispositivo), el **capítulo 4** recoge lo relativo a las modelizaciones usadas en los artículos **A2** y **J1** (modelo 4FT), **J3** (modelo RCB), **J4** (modelo 12FT) y **J5** (modelo RC), y el **capítulo 5** describe los procedimientos de identificación empleados en los artículos **A1** y **A2** (deconvolución), **J1** (CSRM), **J3** (identificación modelo RCB) y **J5** (identificación modelo RC). Por otra parte, el **capítulo 6** recoge los resultados experimentales obtenidos en el artículo **J2** (flujo de calor) y en los artículos **J3**, **J5** y **J6** (propiedades térmicas). El **capítulo 6** recoge además una comparación entre nuestros resultados y los obtenidos por otros dieciséis autores, que está siendo preparado para su publicación en algunos trabajos en desarrollo. El artículo **J7** recoge varias mejoras en los procesos de calibración y medida.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Socorro F, Rodríguez de Rivera M. *Development of a calorimetric sensor for medical application. Part I. - Operating model.* *J. Therm. Anal. Calorim.* 2010, 99: 799-802.
- [2] Jesus Ch, Socorro F, Rodríguez de Rivera M. *Development of a calorimetric sensor for medical application. Part II. - Identification and Simulation.* *J. Therm. Anal. Calorim.* 2013, 113: 1003-1007.
- [3] Jesus Ch, Socorro F, Rodríguez de Rivera M. *Development of a calorimetric sensor for medical application. Part III. - Operating methods and applications.* *J. Therm. Anal. Calorim.* 2013, 113: 1009-1013.
- [4] Jesus Ch, Socorro F, Rodríguez de Rivera HJ, Rodríguez de Rivera M. *Development of a calorimetric sensor for medical application. Part IV. - Deconvolution of the calorimetric signal.* *J. Therm. Anal. Calorim.* 2014, 116: 151-155.
- [5] Socorro F, Rodríguez de Rivera P.J., Rodríguez de Rivera M. *Calorimetric minisensor for the localized measurement of surface heat dissipated from the human body.* *Sensors* 2016, 16 (11) 1864: 1-13.
- [6] Socorro F, Rodríguez de Rivera P.J., Rodríguez de Rivera MM, Rodríguez de Rivera M. *Mathematical Model for Localized and Surface Heat Flux of the Human Body Obtained from Measurements Performed with a Calorimetry Minisensor.* *Sensors* 2017, 17(12), 2749.
- [7] Pedro J. Rodríguez de Rivera (2018). *Minisensor calorimétrico para aplicaciones médicas. Evaluación del flujo de calor superficial y localizado del cuerpo humano (Trabajo de Fin de Máster).* Universidad de Las Palmas de Gran Canaria, España .
- [8] Wendlandt, W.W. *Thermal Methods of Analysis;* John Wiley and Sons: New York, NY, USA, 1974.
- [9] Brown, M.E. Ed. (1998). *Handbook of Thermal Analysis and Calorimetry: Principles and Practice; Volume 1.* Amsterdam, The Netherlands, Elsevier Science.
- [10] Sabbah, R.; Xu-wu, A.; Chickos, J.S.; Planas Leitao, M.L.; Roux, M.V.; Torres, L.A. *Reference materials for calorimetry and differential thermal analysis.* *Thermochim. Acta* 1999, 331, 93–204.
- [11] Socorro, F.; de la Nuez, I.; Rodríguez de Rivera, M. *Calibration of isothermal heat conduction calorimeters: Case of flow calorimeters.* *Measurement* 2003, 33, 241–250.
- [12] Rodríguez de Rivera, M.; Socorro, F. *Signal processing and uncertainty in an isothermal titration calorimeter.* *J. Therm. Anal. Calorim.* 2007, 88, 745–750.
- [13] Laye, Peter G and Warrington, S B and Thermal Methods Group and Heal, G Roger and Price, Duncan M and Wilson, Richard (2002), *Principles of Thermal Analysis and Calorimetry*, Cambridge, United Kingdom. Edited by P. J. Haines. *The Royal Society of Chemistry.*

- [14] Carslaw, H.S. & Jaeger, J.C. *Conduction of Heat in Solids*. London: Oxford at the Clarendon Press. 1959.
- [15] Isalgué, A.; Ortin, J.; Torra, V.; Viñals, J. *Heat Flux Calorimeters: Dynamical Model by Localized Time Constants*. *Anales de Física*. 1980, 76, 192- 196.
- [16] *Código Técnico de la Edificación (CTE) Documento Básico de Ahorro de Energía (DB-HE)*. 2006.
- [17] *Código Técnico de la Edificación (CTE) Catalogo de elementos constructivos del CTE*. 2010.
- [18] A. Brusly Solomon, M. Sekar, S.H. Yang. *Analytical expression for thermal conductivity of heat pipe*, *Applied Thermal Engineering*, 2016, 100, 462-467.
- [19] J. Rumble Ed (1998). *CRC Handbook of Chemistry and Physics*, Ed 101. USA, CRC Press.
- [20] *Web principal de la empresa Seteram Solutions*. <https://setaramsolutions.com/> Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [21] *Historia de la empresa IKA*. <https://www.ika.com/es/Compania/100-anos-de-IKA-coman-2.html> Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [22] N. Saba, M. Jawaaid. *A review on thermomechanical properties of polymers and fibers reinforced polymer composites*, *Journal of Industrial and Engineering Chemistry*, 67, 2018, 1-11.
- [23] Saba, M. Jawaaid, Othman Y. Alothman, M.T. Paridah. *A review on dynamic mechanical properties of natural fibre reinforced polymer composites*, *Construction and Building Materials*, 106, 2016, 149-159.
- [24] *Web divulgativa de la empresa TA Instruments*. <https://www.tainstruments.com/about-ta-instruments/> Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [25] *Web de la empresa Malvern Panalytical. Sección de microcalorímetros serie PEAQ*. <https://www.malvernpanalytical.com/en/products/category/microcalorimeters> Las Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [26] *Web divulgativa de la empresa Hitachi High tech*. <https://www.hitachi-hightech.com/global/products/science/tech/ana/thermal/history/#:~:text=Since%20the%20first%20model%20in,and%20manufacturing%20thermal%20analysis%20instruments> Acceso el 21 de noviembre 2.
- [27] *Calorímetro flash DSC de la empresa Metler Toledo*. https://www.mt.com/es/es/home/library/videos/lab-analytical-instruments/flash_dsc1.html Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [28] Camirand, Christian. *Measurement of thermal conductivity by differential scanning calorimetry*. *Thermochimica Acta*, 2004, 417, 1-4. 2004417. 1-4.
- [29] *Web de la empresa Cosmed*. <https://www.cosmed.com/en/company> Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [30] *Web de la empresa Columbus instruments*. <http://www.colinst.com/about> Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [31] *Web de la empresa MGC Diagnostics*. <https://mgcdiagnostics.com/company/about-us> Acceso el 21 de noviembre 2020.

-
- [32] Web de la empresa TSE Systems. <https://www.tse-systems.com/about/history/> Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [33] Web de la empresa Metler Toledo. Sección DSC. https://www.mt.com/int/en/home/products/Laboratory_Analytics_Browse/TA_Family_Browse/DSC.html Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [34] Web de la empresa Hitachi High Tech. Sección DSC https://www.hitachi-hightech.com/global/product_detail/?pn=ana-dsc7000x Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [35] Web de la empresa TA Instruments. Sección DSC. <https://www.tainstruments.com/discovery-dsc-series/?lang=es> Acceso el 21 de noviembre 2020.
- [36] Monnard Cathriona R., Fares Elie-Jacques, Calonne Julie, et al. Issues in Continuous 24-h Core Body Temperature Monitoring in Humans Using an Ingestible Capsule Telemetric Sensor. *Frontiers in Endocrinology*, 2017, 8, 130.
- [37] Lvingstone, S.; Nolan, R.; Frim, J.; Reed, L.; Limmer, R. A thermographic study of the effect of body composition and ambient temperature on the accuracy of mean skin temperature calculations. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 1987, 56, 120–125.
- [38] Demongeot, J., Flet-Berliac, Y., Seligmann. Temperature decreases spread parameters of the new covid-19 case dynamics. *Biology*, 2020, 9 (5), 94.
- [39] Rokita, E., Rok, T., Taton, G. Application of thermography for the assessment of allergen-induced skin reactions. *Med. Phys.*, 2011, 38, 765–772.
- [40] Vecchio, P.C., Adebajo, A.O., Chard, M.D., Thomas, P.P., Hazleman, B.L. Thermography of frozen shoulder and rotator cuff tendinitis. *Clin. Rheumatol.*, 1992, 11 (3), 382–384.
- [41] Rajapakse, C.; Grennan, D.M.; Jones, C.; Wilkinson, L.; Jayson, M. Thermography in the assessment of peripheral joint inflammation—A re-evaluation. *Rheumatol Rehabil.* 1981, 20, 81–87.
- [42] Godoy, S.E., Hayat, M.M., Ramirez, D.A., Myers, S.A., Padilla, R.S., Krishna, S. Detection theory for accurate and non-invasive skin cancer diagnosis using dynamic thermal imaging. *Biomed. Opt. Express*, 2017, 8 (4), 2301–2323.
- [43] Haidar, S.G.; Charity, R.M.; Bassi, R.S.; Nicolai, P.; Singh, B.K. Knee skin temperature following uncomplicated total knee replacement. *Knee*, 2006, 13, 422–426.
- [44] Mehra, A.; Langkamer, V.G.; Day, A.; Harris, S.; Spencer, R.F. Creative protein and skin temperature post total knee replacement. *Knee* 2005, 12, 297–300.
- [45] Denoble, A.E.; Hall, N.; Pieper, C.F.; Kraus, V.B. Patellar skin surface temperature by thermography reflects knee osteoarthritis severity. *Clin. Med. Insights Arthritis Musculosketet. Disord.* 2010, 3, 69–75.
- [46] Y. Hoydas and e. F. J. Ring (1982), *Human Body Temperature: Its Measurement and Regulation*, New York & London. Edited by Y. Hoydas and e. F. J. Ring.
-

- [47] Sund Levander, Märta & Forsberg, Christina & MLT, PhD. Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: A systematic literature review. *Scandinavian Journal of Caring Sciences*, 2002, 16, 122 – 128.
- [48] Wilson DF. Regulation of cellular metabolism: programming and maintaining metabolic homeostasis. *J Appl Physiol*, 1985, 2013, 11 (11), 1583-8.
- [49] Lowell BB, Spiegelman. Towards a molecular understanding of adaptive thermogenesis. *BM Nature*, 2000, 404 (6778): 652-60.
- [50] Haugen HA, Chan LN, Li F. Indirect calorimetry: a practical guide for clinicians. *Nutr Clin Pract*. 2007; 22(4): 377-88.
- [51] Wells, J., Fuller, N. Precision and accuracy in a metabolic monitor for indirect calorimetry. *Eur J Clin Nutr*. 1998, 52, 536–540.
- [52] Brooks, A.G., Withers, R.T., Gore, C.J., Vogler, A.J., Plummer, J., Cormack, J. Measurement and prediction of METs during household activities in 35- to 45-year-old females. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 2004, 91 (5-6), 638–648.
- [53] Alves, V.G.F., da Rocha, E.E.M., Gonzalez, M.C., Fonseca, R,B,V., Silva, M.H.D. Resting energy expenditure measured by indirect calorimetry in obese patients: variation within different BMI ranges. *J. Parenter. Enter. Nutr.*, 2020, 44 (1), 129-137.
- [54] Nakagata, T., Yamada, Y., Naito, H., 2019. Metabolic equivalents of body weight resistance exercise with slow movement in older adults using indirect calorimetry. *Appl. Physiol. Nutr. Metab.*, 2019 44 (11), 1254-1257.
- [55] Speakman, J.R., Selman, C. Physical activity and resting metabolic rate. *Proc. Nutr. Soc.*, 2003, 62 (3), 621–634.
- [56] Rolfe D.F., Brown G.C. Cellular energy utilization and molecular origin of standard metabolic rate in mammals. *Physiol. Rev.*, 1997, 77 (3), 731–758.
- [57] W R Beisel. Metabolic Response to Infection. *Annual Review of Medicine* 1975, 26(1), 9-20.
- [58] David N Herndon, Ronald G Tompkins. Support of the metabolic response to burn injury, *The Lancet*, 2004, 363, 1895-1902.
- [59] De Feo, P., Di Loreto, C., Lucidi, P. et al. Metabolic response to exercise. *J Endocrinol Invest*, 2003, 26, 851–854.
- [60] Després JP, Pouliot MC, Moorjani S, et al. Loss of abdominal fat and metabolic response to exercise training in obese women. *The American Journal of Physiology*. 1991 261(2 Pt 1): 159-67.
- [61] Mtaweh Haifa, Taira Lori, Floh Alejandro A., Parshuram Christopher S. Indirect Calorimetry: History, Technology, and Application. *Frontiers in Pediatrics*, 2018, 6, 257.
- [62] Kenny, G.P., Notley, S.R. & Gagnon, D. Direct calorimetry: a brief historical review of its use in the study of human metabolism and thermoregulation. *Eur J Appl Physiol*, 2017, 117, 1765–1785.

- [63] *Imagen del calorímetro de Snellen.* https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/1/15/Snellen_human_calorimeter%2C_uOttawa.jpg/1200px-Snellen_human_calorimeter%2C_uOttawa.jpg Acceso el 24 de noviembre 2020.
- [64] *Imagen del calorímetro de Snellen.* <https://www.semanticscholar.org/paper/Thermometry%2C-calorimetry%2C-and-mean-body-temperature-Kenny-Jay/79185e6a1f2bce8e21bcde487773174ccac2d3e> Acceso el 24 de noviembre 2020.
- [65] Webb P, Troutman SJ Jr, Annis JF. Automatic cooling in water cooled space suits. *Aerosp Med*, 1970, 41(3): 269–277.
- [66] Webb P, Annis JF, Troutman SJ Jr. Human calorimetry with a water-cooled garment. *J Appl Physiol*, 1972, 32(3): 412–418.
- [67] *Web de calorímetros tipo habitación, Maastricht Instruments.* <https://www.roomcalorimeters.com/room-calorimeter-base/> Acceso el 24 de noviembre 2020.
- [68] *Imagen de calorímetro indirecto de circuito abierto, Darspa.* <https://darspa.cl/tecnicas/calorimetria-indirecta> Acceso el 24 de noviembre 2020.
- [69] *Imagen de calorímetro indirecto tipo habitación, de Maastricht instruments.* <https://www.maastrichtinstruments.nl/portfolio/room-calorimeter/> Acceso el 24 de noviembre 2020.
- [70] Pedro Marsé Milla, Mónica Diez Poch y Joan M^a Raurich Puigdevall *Calorimetría: aplicaciones y manejo. Nutrición clínica en medicina*, 2008, II - 3, 155-166.
- [71] Castellani, J.W, Young, A.J, Kain, J.E., Sawka, M.N. Thermoregulatory responses to cold water at different times of day. *J. Appl. Physiol.*, 1999, 87(1) 243-246.
- [72] Pandolf, K.B, Gange, R.W., Latzka, W.A., Blank, I.H., Young, A.J., Sawka, M.N. Human thermoregulatory responses during cold water immersion after artificially induced sunburn. *Am. J. Physiol.*, 1992, 262 (4), R617-R623.
- [73] Brauer, A., English, M.J.M., Sander, H., Timmermann, A., Braun, U., Weyland, W. Construction and evaluation of a manikin for perioperative heat exchange. *Acta Anaesthesiol. Scand.*, 2002 46 (1), 43-50.
- [74] Codau, T.C., Onofrei, E., Bedek, G., Dupont, D., Cochrane, C. Embedded textile heat flow sensor characterization and application. *Sens. Actuators A-Phys.*, 2015, 235, 131-139.
- [75] Matthew N. Cramer, Ollie Jay. *Biophysical aspects of human thermoregulation during heat stress. Autonomic Neuroscience*, 2016, 196 3-13.
- [76] P. Åstrand, K. Rodahl. (1986). *Textbook of Work Physiology (third ed.)*, New York, McGraw-Hill.
- [77] J.A. Levine, S.J. Schlessner, M.D. Jensen. Energy expenditure of nonexercise activity. *Am. J. Clin. Nutr.*, 2000, 72, 1451-1454.
- [78] K.R. Barnes, A.E. Kilding. *Running economy: measurement, norms, and determining factors. Sports Med.Open*, 2015), 1, 8.

- [79] Institute of Medicine (US) Committee on Military Nutrition Research. *Nutritional Needs in Hot Environments: Applications for Military Personnel in Field Operations*. Marriott BM, editor. Washington (DC): National Academies Press (US); 1993.
- [80] Lars Nybo, and Bodil Nielsen. *Hyperthermia and central fatigue during prolonged exercise in humans*. *Journal of applied physiology*, 2001, 91 (3), 1055-1060.
- [81] de Dear, R., Arens, E., Hui, Z. et al. *Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments*. *Int J Biometeorol*, 1977, 40, 141–156.
- [82] Kurazumi, Y., Rezgals, L., Melikov, A.K. *Convective heat transfer coefficients of the human body under forced convection from ceiling*. *J. Ergonomics*, 2014, 4, 126.
- [83] R. Baron, C. Maier. *Reflex sympathetic dystrophy: Skin blood flow, sympathetic vasoconstrictor reflexes and pain before and after surgical sympathectomy*. *Pain*, 1996, 67 (2–3), 317-326.
- [84] Cain, J.B., Livingstone, S.D., Nolan, R.W., Keefe, A.A. *Respiratory heat loss during work at various ambient temperatures*. *Respir. Physiol*, 1997, 9 (2), 145-150.
- [85] Wiegaland, N., Naumov, I., Nót, L.G., Vámhidy, L., Lőrinczy, D. *Differential scanning calorimetric examination of pathologic scar tissues of human skin*. *J. Therm. Anal. Calorim.*, 2013, 111 (3), 1897–1902.
- [86] Mehdi, M., Fekecs, T., Zapf, I., Fekecs, T., Lőrinczy, D., 2013. *Differential scanning calorimetry (DSC) analysis of human plasma in different psoriasis stages*. *J. Therm. Anal. Calorim.*, 2013, 111 (3), 1801–1804.
- [87] *Métodos de medición de conductividad térmica*.
[dhttps://en.wikipedia.org/wiki/Thermal_conductivity_measurement#3%CF%89-method](https://en.wikipedia.org/wiki/Thermal_conductivity_measurement#3%CF%89-method). Acceso el 4 de diciembre de 2020.
- [88] *Imagen comparativa cicatriz queloide e hipertrófica*.
<https://www.formaciononlinenutridermo.com/diferencia-entre-cicatrices-hipertroficas-y-queloides-con-sus-tipos/> Acceso el 4 de diciembre de 2020.
- [89] *Base de datos de propiedades de tejidos*. It's Foundation. <https://itis.swiss/> Acceso el 1 de diciembre de 2020.
- [90] E.H. Wissler. *50 years of JAP, Pennes' paper revisited*. *J Appl Physiol*, 1998, 85, 35-41.
- [91] A. Lakhssass, E. Kengne, H. Semmaoui. *Modified pennes' equation modeling bio-heat transfer in living tissues: analytical and numerical analysis*. *Natural Science*, 2010, 2, 1375-1385.
- [92] Deng, Z.S., Liu, J. *Blood perfusion-based model for characterizing the temperature fluctuation in living tissues*. *Physica A*, 2001, 300 (3-4), 521–530.
- [93] Hassanpour, S., Saboonchi, A. *Modeling of heat transfer in a vascular tissue-like medium during an interstitial hyperthermia process*. *J. Therm. Biol.*, 2016, 62, 150–158.
- [94] Agrawal, M., Pardasani, K.R. *Finite element model to study temperature distribution in skin and deep tissues of human limbs*. *J. Therm. Biol.*, 2016, 62, 98–105.

-
- [95] Burton, A. C. and Edholm, O. G. *Measurement of thermal conductivity of skin in vivo*, pp.75–79, *Man in a Cold Environment*. Edward Arnold, London, 1955.
- [96] W.J.B.M. van de Staak, A.J.M. Brakkee, H.E. de Rijke-Herweijer. *Measurements of the Thermal Conductivity of the Skin as an Indication of Skin Blood Flow*. *Journal of Investigative Dermatology*, 1968, 51 (3), 149-154.
- [97] S. Miyamoto, H. Shimokawa, T. Kurokawa, H. Nakano. *How does pre-eclampsia influence thermal conductivity of the skin?* *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, 1988, 26 (3), 361-365.
- [98] T. Togawa and H. Saito. *Non-contact imaging of thermal properties of the skin*. *Physiological Measurement*, 1994, 15 (3), 291-8.
- [99] Huang, J and Togawa, T. *Measurement of the thermal inertia of the skin using successive thermograms taken at a stepwise change in ambient radiation temperature*. *Physiological Measurement*, 1995, 16 (4), 213-225.
- [100] Huang, J and Togawa, T. *Improvement of imaging of skin thermal-properties by successive thermographic measurements at a stepwise change in ambient radiation temperature*. *Physiological Measurement*, 1995, 16 (4), 295-301.
- [101] Otsuka, K, Okada, S, Hassan, M and Togawa, T. *Imaging of skin thermal properties with estimation of ambient radiation temperature*. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2002, 21 (6), 49-55.
- [102] Saggin, Bortolino & Tarabini, Marco & Lanfranchi, Gerardo. *A Device for the Skin-Contact Thermal Resistance Measurement*. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2012, 61, 489.
- [103] Grenier, Etienne & Gehin, Claudine & McAdams et al. *Effect of compression stockings on cutaneous microcirculation: Evaluation based on measurements of the skin thermal conductivity*. *Phlebology / Venous Forum of the Royal Society of Medicine*, 2016, 31 (2).
- [104] Wang, L, Chong, Ding & Di, Yuhui & Yi, Hui. *A revised method to predict skin's thermal resistance*. *Thermal Science*, 2018, 22, 1795-1802.
- [105] Okabe, T., Fujimura, T., Okajima, J., Aiba, S., Maruyama. S. *Non-invasive measurement of effective thermal conductivity of human skin with a guard-heated thermistor probe*, *Int. J. Heat Mass Transf.* 2018, 126, 625-635.
- [106] Kharalkar, N.M., Hayes, L.J., Valvano, J.W. *Pulse-power integrated-decay technique for the measurement of thermal conductivity*, *Meas. Sci. Technol.*, 2008, 19 (7), 075104.
- [107] Myron L. Cohen. *Measurement of the thermal properties of human skin. A review*. *Journal of Investigative Dermatology*, 1977, 69 (3), 333-338.
- [108] Giering, Kerstin & Minet, Olaf & Lamprecht, Ingolf & Müller, G. *Review of Thermal Properties of Biological Tissues*. *SPIE-The International Society for Optical Engineering*, 1995, 45-65.
- [109] S. Lee, S.-H. Kwun, *Heat capacity measurement of dielectric solids using a linear surface heater: application to ferroelectrics*, *Rev. Sci. Instrum*, 1994, 65 966–970.
-

- [110] U.G. Jonsson, O. Andersson. *Investigations of the low- and high-frequency response of 3 ω -sensors used in dynamic heat capacity measurements.* *Meas. Sci. Technol.* 9 ,1998 1873-1885.
- [111] Hainan Wang, Mihir Sen. *Analysis of the 3-omega method for thermal conductivity measurement.* *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2009, 52 (7-8), 2102-2109.
- [112] Lin Qiu, Yuxin Ouyang, Yanhui Feng, Xinxin Zhang, Xiaotian Wang. *In vivo skin thermophysical property testing technology using flexible thermosensor-based 3 ω method.* *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2020, 163, 120550.
- [113] Webb, R.C., Pielak, R.M., Bastien, P., Ayers, J., Niittynen, J., Kurniawan, J., et al. *Thermal Transport Characteristics of Human Skin Measured In Vivo Using Ultrathin Conformal Arrays of Thermal Sensors and Actuators.* *PloS One*, 2015, 10 (2), e0118131.
- [114] Webb, R.C. et al. *Ultrathin conformal devices for precise and continuous thermal characterization of human skin.* *Nat. Mater*, 2013, 12, 938–944.
- [115] Gao, Li & Zhang, Yihui & Malyarchuk, Viktor & Jia, Lin & Jang, Kyung-In & Webb, R.C. et al. *Epidermal photonic devices for quantitative imaging of temperature and thermal transport characteristics of the skin.* *Nature communications*, 2014, 5. 4938.
- [116] Limei Tian, Yuhang Li, Webb, R.C. et al. *Flexible and stretchable 3 ω sensors for thermal characterization of human skin.* *Advanced Functional Materials*, 2017, 27 (26), 1701282.
- [117] J.A. Rogers, Webb R.C., S. Krishnan, G. Balooch, R.M. Pielak (2017) *Thermal Transport Characteristics of Human Skin Measured In Vivo Using Thermal Elements.* US20170347891A1, United States.
- [118] *Características del aluminio utilizado.*
[http://www.goodfellow.com/catalogue/GFCat4\].php?ewd_token=UvRZGLit3V4j0Vvk6hdmXcfF7iu5uoL&n=bbEFQPC7aKl4oBhnO3K7VfTdinplY](http://www.goodfellow.com/catalogue/GFCat4].php?ewd_token=UvRZGLit3V4j0Vvk6hdmXcfF7iu5uoL&n=bbEFQPC7aKl4oBhnO3K7VfTdinplY). Acceso el 16 de diciembre 2020.
- [119] *Características técnicas de la termopila de medición.* <https://www.lairdthermal.com/thermal-wizard/images/tem/HiTemp%20Series/ET20-65-F2A-1312/HOT20-65-F2A-1312-datasheet.pdf>. Acceso el 16 de diciembre 2020.
- [120] *Características técnicas del sensor RTD.*
https://www.heraeus.com/media/media/hne/datasheets/c_sensors/en_8/1Pt100_KN_1515_G_V_6.1.pdf. Acceso el 16 de diciembre 2020.
- [121] *Características técnicas de la resistencia de calefacción.*
https://es.omega.com/temperature/pdf/TFIR_CH_CI_CC_CY_AL.pdf_1515_G_V_6.1.pdf. Acceso el 16 de diciembre 2020.
- [122] *Características técnicas del ventilador.* <https://www.conrad.com/p/sepa-mf-20c05l-axial-fan-5-v-dc-13-mh-l-x-w-x-h-20-x-20-x-8-mm-1277046> Acceso el 16 de diciembre 2020.
- [123] *Características del termistor exterior.* <https://br.omega.com/omegaFiles/temperature/pdf/55000.pdf>. Acceso 16 de diciembre de 2020.
- [124] *Serie CU000.* <http://www.goodfellow.com/E/Copper-Foil.html>. Acceso el 18 de diciembre de 2020.

-
- [125] *Características de la resistencia de calefacción.* http://www.goodfellow.com/catalogue/GFCat4J.php?ewd_token=TaoCFZMgbi7TiIvkL93DsGoJ1hJASm&n=q6RICz4EQmgM0P5YgxbzPv4b4hlPj3. Acceso el 18 de diciembre de 2020.
- [126] *Características del termopar de la base de calibración.* <https://www.keysight.com/en/pd-1000000541%3Aepsg%3Apro-pn-34307A/thermocouple-kit?cc=ES&lc=eng>. Acceso el 18 de diciembre de 2020.
- [127] *Características técnicas de la fuente triple de alimentación de los sensores.* <https://www.keysight.com/us/en/assets/7018-06785/data-sheets/5968-9726.pdf?id=1000070547:epsg:dow>. Acceso el 19 de diciembre de 2020.
- [128] *Características de la fuente HP 6216A.* <https://literature.cdn.keysight.com/litweb/pdf/06216-90001.pdf?id=1874334>. Acceso el 30 de diciembre de 2020.
- [129] *Características técnicas de unidad de adquisición de datos.* <http://literature.cdn.keysight.com/litweb/pdf/5965-5290ESE.pdf>. Acceso 19 de diciembre 2020.
- [130] *Características técnicas de los buses GPIB / USB.* <https://www.keysight.com/us/en/assets/7018-01270/data-sheets/5989-1889.pdf>. Acceso el 19 de diciembre de 2020.
- [131] Katsuhiko Ogata (2003). *Ingeniería de Control Moderna*. Pearson Education S.A., Madrid.
- [132] Katsuhiko Ogata (2007). *MatLab for Control Engineers*, primera edición, Pearson, Madrid.
- [133] Benjamin C. Kuo (1996). *Sistemas de Control Automático*. Pearson Education S.A., Madrid.
- [134] Goodwin, S.F. Graebe and Mario E. Salgado (2001). *Control System Design*. Prentice Hall. New Jersey, 2001.
- [135] Socorro, F.; de Rivera, M.R.; Jesús, C. *A thermal model of a flow calorimeter*. *J. Therm. Anal. Calorim.* 2001, 64, 357–366.
- [136] Kirchner, R.; de Rivera, M.R.; Seidel, J.M.; Torra, V. *Identification of micro-scale calorimetric devices. Part VI. An approach by RC-representative model to improvements in TAM microcalorimeters*. *J. Therm. Anal. Calorim.* 2005, 82, 179–184.
- [137] J.A. Nelder, C. Mead. *A simplex method for function minimization*, *Comput. J.* 1965, 7 308–313.
- [138] *Optimization Toolbox™ User's Guide*, 5th printing; Revised for Version 3.0 (Release 14), The MathWorks, Inc., Natic, MA, USA, 2004.
- [139] Marco F, Rodríguez de Rivera M, Ortin J, Serra T, Torra V. *A frequential analysis of the numerical algorithms used for inverse filtering in calorimetry*. *Thermochim. Acta.* 1986, 102, 173-178.
- [140] Alexander P. Welles, Xiaojiang Xu, William R. Santee, et al. *Estimation of core body temperature from skin temperature, heat flux, and heart rate using a Kalman filter*. *Computers in Biology and Medicine*, 2018, 99, 1 – 6.
-

- [141] House, J.R., Tipton, M.J. Using skin temperature gradients or skin heat flux measurements to determine thresholds of vasoconstriction and vasodilatation. *Eur J Appl Physiol*, 2002, 88, 141–145.
- [142] Mendt, Stefan & Maggioni, Martina & Nordine et al. Circadian rhythms in bed rest: Monitoring core body temperature via heat-flux approach is superior to skin surface temperature. *Chronobiology International*. 2016, 34, 1 – 11.
- [143] Havenith, G. Human surface to mass ratio and body core temperature in exercise heat stress – a concept revisited. *J. Therm. Biol.*, 2001, 26 (4 – 5), 387 – 393.
- [144] Keijzer, A., Woerlee, M., Kluver, B. D., & Buist, M. Direct measurement of sensible heat transfer between man and his environment. *Journal of Applied Physiology*, 1972, 33(5), 677–680.
- [145] H. Anttonen, K. Puhakka, J. Niskanen, P. Ryhänen. Cutaneous heat loss in children during anaesthesia. *British Journal of Anaesthesia*, 1995, 74, 306 – 310.
- [146] Eggenberger Patrick, MacRae Braid A. et al. Prediction of Core Body Temperature Based on Skin Temperature, Heat Flux, and Heart Rate Under Different Exercise and Clothing Conditions in the Heat in Young Adult Males. *Frontiers in Physiology*, 2018, 9, 1780.
- [147] Ostrowski, Ziemowit. Modelling and validation of transient heat transfer processes in human skin undergoing local cooling. *Przegląd Elektrotechniczny*. 2015, 1. 78 – 81.
- [148] Wagner JA, Horvath SM. Influences of age and gender on human thermoregulatory responses to cold exposures. *J Appl Physiol*, 1985, 58(1), 180 – 6.
- [149] Iyoho, A., Ng, L., McFadden, L. Modelling of gender differences in thermoregulation. *Milit. Med.*, 2017, 182, 295 – 303.
- [150] Gagnon, Daniel & Kenny, Glen. Does sex have an independent effect on thermoeffector responses during exercise in the heat? *The Journal of physiology*, 2012. 590.
- [151] Mosteller RD. Simplified calculation of body-surface area. *The New England Journal of Medicine*, 1987, 317(17), 1098.
- [152] Mifflin MD, St Jeor ST, Hill LA, Scott BJ, Daugherty SA, and Koh YO. A new predictive equation for resting energy expenditure in healthy individuals. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 1990, 51(2), 241 – 247.
- [153] Explicación del ejercicio físico incremental. https://en.wikipedia.org/wiki/Incremental_exercise Acceso el 13 de abril 2021.
- [154] Xu, X., Karis, A.J., Buller, M.J. et al. Relationship between core temperature, skin temperature, and heat flux during exercise in heat. *Eur J Appl Physiol*, 2013, 113, 2381–2389.
- [155] Hui Zhang B.E. (1986). *Human Thermal Sensation and Comfort in Transient and Non–Uniform Thermal Environments* (Tsinghua University).
- [156] Características de la termopila HA-13-18-10, *Thermonetics*, página 15. <https://apps.dtic.mil/sti/pdfs/ADA239552.pdf>. Acceso el 27 de febrero de 2021.

-
- [157] *Web del suministrador del sensor FMS-060, Concept Engineering, Old Saybrook, CT 0647* <http://www.conceptheatsensors.com/products.html>. Acceso el 19 de febrero de 2021.
- [158] *Características del sensor 27160-C -L-A01, RdF Corp.* https://www.rdfcorp.com/products/hflux/hfs-a_03.shtml. Acceso el 21 de febrero de 2021.
- [159] *Características del sensor gSKIN XM 26 9C, greenTEG.* http://greenteg.com/template/userfiles/files/gSKIN_Heat-Flux-Sensors-RD_Datasheet_v6.pdf. Acceso el 19 de febrero de 2021.
- [160] *Shyam Krishna Shenoy, Thomas E. Diller. Heat flux measurements from a human forearm under natural convection and isothermal jets. International Journal of Heat and Mass Transfer, 2018, 123, 728 – 737.*
- [161] *Características del sensor PHFS-01, FluxTeq.* https://d7c61e62-ec2b-486f-b3c3-d005ddd2f7d8.filesusr.com/ugd/b0a63e_57a3a747992a467ba9d44773e962d9b8.pdf. Acceso el 19 de febrero de 2021.
- [162] *Características del sensor HFM-215N, GPS instruments.* <https://www.gpsil.co.uk/our-products/thermal-conductivity-meters/hfm-215n>. Acceso el 19 de abril de 2021.
- [163] *Frim J, Ducharme MB. Heat flux transducer measurement error: a simplified view. J Appl Physiol. 1993, 74 (4): 2040-4.*
- [164] *Niedermann, R., Psikuta, A. & Rossi, R.M. Heat flux measurements for use in physiological and clothing research. Int J Biometeorol, 2014, 58, 1069–1075.*
- [165] *Haiying Wang, Songtao Hu. Analysis on body heat losses and its effect on thermal sensation of people under moderate activities. Building and Environment, 2018, 142, 180 – 187.*
- [166] *Silas E. Gustafsson. Transient plane source techniques for thermal conductivity and thermal diffusivity measurements of solid materials. Review of Scientific Instruments, 1991, 62, 797.*
- [167] *Cahill, David. Thermal conductivity measurement from 30 to 750 K: the 3omega method. Review of Scientific Instruments, 1990, 61. 802 – 808.*
- [168] *Osczevski, R. J., Thermal Resistance of the Cheek in Cold Air, Report No: 94-47, Defence and Civil Institute of Environmental Medicine, Toronto, Canada, 1994.*
- [169] *Brajkovic, D., et al., Cheek Skin Temperature and Thermal Resistance in Active and Inactive Individuals during Exposure to Cold Wind. Journal of Thermal Biology, 2004, 29, (7 – 8), 831 – 837.*
- [170] *Okabe, Takahiro & Fujimura, Taku & Okajima, et al. First-in-human clinical study of novel technique to diagnose malignant melanoma via thermal conductivity measurements. Scientific Reports, 2019, 9, 3853.*
- [171] *A. Dittmar, T. Pauchard, G. Delhomme, E. Vernet-Maury. A thermal conductivity sensor for the measurement of skin blood flow. Sensors and Actuators B: Chemical, 1992, 7 (1 – 3), 327 – 331.*
- [172] *Sensores de flujo de calor de RdF corporation.* https://www.rdfcorp.com/products/hflux/hfs-a_03.shtml. Acceso el 20 de abril de 2021.
-

- [173] Saunders NR, Tschakovsky ME. Evidence for a rapid vasodilatory contribution to immediate hyperemia in rest-to-mild and mild-to-moderate forearm exercise transitions in humans. *J Appl Physiol*, 2004 97 (3) 1143 – 51.
- [174] Tschakovsky ME, Sheriff DD. Immediate exercise hyperemia: contributions of the muscle pump vs. rapid vasodilation *J Appl Physiol*, 2004, 97 (2) 739 – 47.
- [175] Patterson Stephen D., Hughes Luke, Warmington Stuart et al. Blood Flow Restriction Exercise: Considerations of Methodology, Application, and Safety. *Frontiers in Physiology*, 2019, 10, 533.
- [176] Jean-Jacques Vogt (1998). *Encyclopaedia of Occupational Health and Safety, fourth edition. Volume 2, chapter 42: Heat and Cold*, Chantal Dufresne, BA.
- [177] Oltulu, Pembe & Ince, Bilsev & Kökbudak, et al. Measurement of epidermis, dermis, and total skin thicknesses from six different body regions with a new ethical histometric technique. *Türk Plastik, Rekonstruktif ve Estetik Cerrahi Dergisi*, 2018, 26. 56 – 6.
- [178] Schaefer H., Redelmeier T.E (1996). *Skin Barrier. Principles of Percutaneous Absorption*. pp 43-86 Basel, Karger.
- [179] Alan Cooper. Protein Heat Capacity: An Anomaly that Maybe Never Was. *The Journal of Physical Chemistry Letters*, 2010 1 (22), 3298 – 3304.
- [180] Nadareishvili, M. & Kvavadze, T. & Kekelidze, N. & Kiziria, E. & Gelagutashvili, E. Pulsed differential scanning calorimeter measurement of collagene fiber heat capacity, 2012.
- [181] Kakivaya, S. R., and C. A. J. Hoeve. The Glass Point of Elastin. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 1975, 72, 9, 3505 - 3507.

