

DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CALIBRACIÓN DE TERMÓMETROS CLÍNICOS INFRARROJOS DE OÍDO

DEVELOPMENT AND IMPLEMENTATION OF A CALIBRATION SYSTEM FOR INFRARED CLINIC EAR THERMOMETERS

Andrés J. Bohórquez, Ciro A. Sánchez, Sergio A. Carvajal,
Nelson D. Vargas

Subdirección de Metrología Física, Instituto Nacional de Metrología, Colombia.

(Recibido: 04/19. Aceptado: 11/19)

Resumen

En este trabajo se presenta el proceso de construcción e implementación de un sistema de calibración de termómetros clínicos de oído en el Laboratorio de Temperatura y Humedad del Grupo de Área Técnica 3 de la Subdirección de Metrología Física del Instituto Nacional de Metrología de Colombia, INM, usando una cavidad de cuerpo negro y un termómetro de contacto como patrones de medida. Como parte de la implementación y evaluación de la reproducibilidad del método de medición se diseñó un experimento basado en 54 mediciones independientes llevadas a cabo por tres operarios diferentes a tres temperaturas (35 °C, 37 °C y 40 °C), con 6 réplicas por cada nivel. El análisis estadístico de las medias reveló una fuerte dependencia de la corrección en función de la temperatura, mientras que entre operarios no se evidenció una diferencia significativa, lo cual permitió concluir que el método implementado es reproducible. La incertidumbre de medición del sistema de medición fue de $\pm 0,14$ °C, éste valor puede ser disminuido empleando un termómetro de referencia de mejor incertidumbre de medición.

Palabras clave: Cuerpo negro, termómetro de oído, radiación térmica, calibración, metrología.

Abstract

This work presents the process of construction and implementation of a calibration system for clinical ear thermometers at the Temperature and Humidity Laboratory of the Physical Subdivision of the Instituto Nacional de Metrología, INM, using a blackbody cavity and a contact thermometer as measurement standards. As part of the implementation and method confirmation, an experiment was designed based on 54 independent measurements carried out by three different operators at three different temperatures (35 °C, 37 °C and 40 °C), with 6 replicates for each level. The statistical analysis of the means revealed a strong dependence of the correction as a function of temperature, whilst a significant difference amongst operators was not evident, this fact prompted the conclusion that the implemented method is reproducible. The measurement uncertainty of the system was $\pm 0,14$ °C, this value can be diminished by employing a standard thermometer with a better measurement uncertainty.

Keywords: Black body, ear thermometer, thermal radiation, calibration, metrology.

Introducción

Los termómetros clínicos infrarrojos de oído han jugado un papel importante en las últimas décadas en el campo de la medicina debido a su versatilidad entre pacientes, facilidad de uso y tiempo de respuesta [1]. Su tecnología de funcionamiento permite obtener una lectura idónea de la temperatura del hipotálamo a través de la detección de la radiación infrarroja emitida desde el canal auditivo del ser humano, lo anterior debido a que estas dos secciones del cuerpo comparten capilares sanguíneos. Su invención se dio en el año 1964 y es atribuida a Theodor H. Benzinger, y hasta el momento de su desarrollo, la temperatura corporal era medida empleando termómetros de vidrio con mercurio y colocándolos debajo de la lengua, en la axila o en el recto.

La rápida volatilización del mercurio en la atmósfera aumenta la probabilidad de inhalación por parte de los seres humanos, trayendo consigo diferentes consecuencias perjudiciales para la salud tales como: fatiga, temblores, irritabilidad, depresión, y afectación a los riñones, pulmones e inclusive el sistema nervioso central [2]. Este proceso no es ajeno a los termómetros de vidrio con mercurio, por tanto, la exposición de un paciente a los dañinos efectos que tiene la inhalación de este metal pesado es incontrolable.

Los termómetros clínicos infrarrojos de oído permiten medir la temperatura del cuerpo humano basados en el principio de la emisión de radiación térmica en la cavidad natural formada por el oído, este tipo de equipos ofrecen una alternativa al uso de tecnologías basadas en mercurio [3]. La evaluación metrológica de estos termómetros requiere la materialización de un patrón que reproduzca las condiciones térmicas del canal auditivo humano [4] y para verificar su exactitud, se necesita de un cuerpo negro adecuado. En Colombia no existe una entidad que asegure la calidad de las mediciones con éstos termómetros, por lo que es conveniente implementar un sistema de calibración que de trazabilidad a los mismos.

El Instituto Nacional de Metrología de Colombia, INM, (que coordina en el país la metrología científica e industrial y brinda soporte metrológico a las instituciones del Subsistema Nacional de la calidad, SICAL), emprendió este trabajo en respuesta a la necesidad del sector salud de reemplazar las tecnologías basadas en mercurio usadas actualmente en hospitales y centros de atención médica, por equipos que no sean perjudiciales para la salud pública, asegurando la calidad de las mediciones a través de la trazabilidad al Sistema Internacional de Unidades, SI.

Aspectos teóricos

Un termómetro de radiación es un medidor de radiancia calibrado para indicar la temperatura de un cuerpo negro [5], el cual exhibe las siguientes propiedades físicas:

- Emisor perfecto en todas las direcciones.
- Emisor perfecto en toda longitud de onda.

- Su radiación total en el vacío es función exclusivamente de la temperatura.
- Emisividad igual a 1.

Las cavidades son próximas al concepto de un cuerpo negro, ya que pueden exhibir emisividades de hasta 0.999 [6].

La relación entre la señal de un termómetro, $S(T)$, y la temperatura del cuerpo negro, T , está dada por la ecuación (1).

$$S(T) = \int_0^{\infty} R(\lambda)L_b(\lambda, T)d\lambda \quad (1)$$

Donde $R(\lambda)$, es la respuesta espectral absoluta del termómetro y $L_b(\lambda, T)$ es la ley de Planck [5]. Para resolver la ecuación (1) diferentes aproximaciones han sido propuestas, sin embargo la que se emplea generalmente es la ecuación de Sakuma-Hattori [7], descrita en la ecuación (2).

$$S(T) = \frac{C'}{\left(e^{\left(\frac{C_2}{AT+B}\right)} - 1\right)} \quad (2)$$

Esta ecuación no requiere tener información sobre la respuesta espectral del termómetro [8]. Las constantes A , B , C' de la ecuación (2) son determinadas usando la longitud de onda de operación del termómetro [9] y conllevan finalmente al modelo de medición descrito en la ecuación (3), la cual incluye la radiación emitida por el objetivo, la radiación desde los alrededores, la radiación reflejada y la radiación emitida por el detector.

$$S(T_x) = S(T_s) + \frac{(1 - \varepsilon_x)}{\varepsilon_x} [S(T_w) - S(T_d)] + \frac{(\varepsilon_s - \varepsilon_x)}{\varepsilon_x} [S(T_s) - S(T_w)] \quad (3)$$

donde T_s es la temperatura de la fuente de radiación, ε_x es la emisividad del instrumento bajo calibración y ε_s es la emisividad de la fuente de radiación. Los términos T_w y T_d hacen referencia a la temperatura ambiental y la temperatura del detector, respectivamente. Para un sistema de calibración que usa un cuerpo

negro como fuente de radiación, el mensurando está dado por la ecuación (4):

$$C = T_s + \delta T_{S.rep} + \delta T_{S.der} + \delta T_{S.cal} + \delta T_{S.\varepsilon} + \delta T_{S.\eta\varepsilon} + \delta T_{S.unf} + \delta T_{S.rfi} - (T_X + \delta T_{X.rep} + \delta T_{X.res} + \delta T_{X.aa} + \delta T_{X.td}) \quad (4)$$

Donde

- C es la corrección del termómetro bajo calibración.
- $\delta T_{S.rep}$ es la corrección por repetibilidad termómetro de referencia.
- $\delta T_{S.der}$ es la corrección por deriva termómetro de referencia.
- $\delta T_{S.cal}$ es la corrección por calibración del termómetro de referencia.
- $\delta T_{S.\varepsilon}$ es la corrección por emisividad isoterma.
- $\delta T_{S.\eta\varepsilon}$ es la corrección por emisividad no isoterma.
- $\delta T_{S.unf}$ es la corrección por uniformidad de la cavidad.
- $\delta T_{S.rfl}$ es la corrección por radiación reflejada.
- $\delta T_{X.rep}$ es la corrección por repetibilidad del termómetro bajo calibración.
- $\delta T_{X.res}$ es la corrección por resolución del termómetro bajo calibración.
- $\delta T_{X.aa}$ es la corrección por absorción atmosférica.
- $\delta T_{X.td}$ es la corrección por temperatura de referencia (Detector).

ASTM International ha planteado las especificaciones estándar para termómetros infrarrojos que determinan la temperatura corporal de un paciente dentro de las cuales resaltan, entre otras, su error máximo permitido en distintos intervalos de medición de temperatura de cuerpo negro (T_{BB}) los cuales son:

- $0.2 \text{ } ^\circ\text{C}$ ($36 \text{ } ^\circ\text{C} < T_{BB} < 39 \text{ } ^\circ\text{C}$.)
- $0.3 \text{ } ^\circ\text{C}$ ($T_{BB} < 36 \text{ } ^\circ\text{C}$; $T_{BB} > 39 \text{ } ^\circ\text{C}$.)

Cada termómetro clínico infrarrojo de oído debe cumplir con los criterios mencionados en la ASTM E1965-98 [10], a las temperaturas indicadas (las cuales son monitoreadas con un termómetro de contacto, cuyas mediciones sean trazables al kelvin). El cumplimiento de estos criterios de exactitud, junto con distintos ensayos de compatibilidad electromagnética, descarga electrostática, ensayo de caída, exactitud clínica y prueba de almacenamiento, determinarán la idoneidad del termómetro para su uso en la medición de la temperatura corporal de un paciente, lo cual finalmente lo llevará a ser empleado en entidades prestadoras de servicios de salud o como equipo de uso doméstico.

Aspectos experimentales

Para implementar y confirmar el método de medición de la temperatura de un cuerpo negro con un termómetro clínico infrarrojo de oído, se realizó un montaje experimental esquematizado en la figura 1.

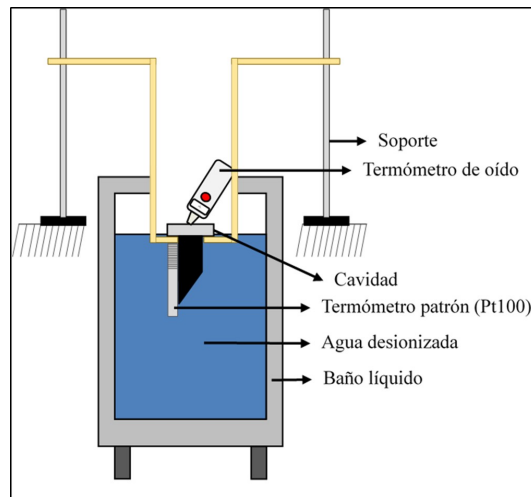


FIGURA 1. Diagrama esquemático del montaje experimental empleado.

El diseño de la cavidad de cuerpo negro en la figura 1 está basado en el trabajo de Hartmann y Tegeler [11], dicha cavidad cuenta con un orificio de 8.1 mm de apertura para introducir la sonda de un termómetro de oído, la profundidad del pozo

es de aproximadamente 91 mm y su diámetro exterior es de 85 mm, tal como se evidencia en la Figura 2; su interior se encuentra recubierto por pintura de color negro cuya emisividad es en promedio 0.95, este valor fue determinado empleando el espectrofotómetro UV-Vis-NIR Cary 5000 de Varian® trazable al SI en las magnitudes longitud de onda y absorbancia, perteneciente al Laboratorio de Caracterización de Materiales del Departamento de Física de la Universidad Nacional – Sede Bogotá.

El montaje experimental proporcionó la estabilidad e impermeabilización necesaria de la estructura de manera que no ingresara agua dentro de la cavidad, y al mismo tiempo brindó la posibilidad de modificar su profundidad de inmersión. Como se puede apreciar en la Figura 1, la cavidad fue sumergida dentro de un baño líquido (Fluke® 7381), el cual actuó como medio isoterma, cuyas características de uniformidad espacial y temporal fueron estudiadas previamente.

El termómetro de contacto empleado fue un termómetro digital con PRT Pt100, calibrado en el INM, el cual se usó con el propósito de dar trazabilidad a las mediciones de temperatura tomadas con el termómetro de oído (BRAUN® Thermo Scan), el cual constituye el Instrumento Bajo Calibración (IBC) de este estudio. La Figura 2 muestra la vista superior de la cavidad usada como cuerpo negro de emisividad cercana a la unidad.

Con el objetivo de evaluar la dependencia del mensurando de interés (en este caso, la corrección del IBC respecto a una temperatura patrón) del termómetro de oído infrarrojo BRAUN con respecto a los factores “Operario” y “Temperatura”, se diseñó un experimento con tres operarios (A, B y C) y tres niveles de temperatura (35 °C, 37 °C y 41 °C), realizando 6 réplicas por cada nivel. Lo anterior implicó tomar 54 mediciones independientes distribuidas en orden aleatorio por un periodo de 1 mes en las instalaciones del Laboratorio de Temperatura y Humedad del INM.

Cada una de las mediciones se llevó a cabo siguiendo un corto protocolo establecido en el laboratorio, en el cual se tuvieron en

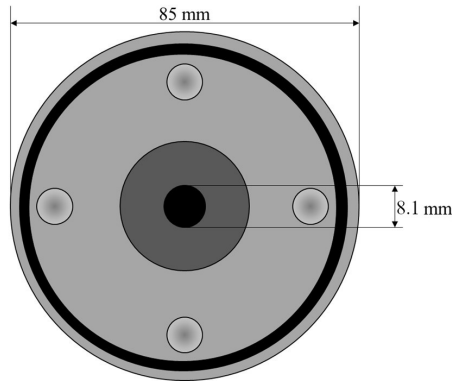


FIGURA 2. Vista superior de la cavidad. El termómetro de oído se introdujo en el agujero central en todas las mediciones.

cuenta las buenas prácticas de medición con un termómetro de ésta índole. Tal protocolo consistió en las siguientes actividades:

- Antes de encender el IBC, éste se dejó aclimatar por un período de 24 horas en el mismo ambiente en el cual sería empleado (instalaciones del Laboratorio de Temperatura y Humedad del INM).
- Se limpió la capucha del termómetro con alcohol étílico.
- Se verificó la carga de la batería del termómetro.
- Se llevó el medio isoterma a la temperatura requerida y se le dio un tiempo de estabilización (superior a 30 minutos). Simultáneamente se sumergió la cavidad en el medio para que alcance el equilibrio térmico, junto con el termómetro patrón de especificación Pt100.
- Una vez alcanzado el equilibrio térmico se procedió a tomar 9 mediciones cada minuto con el termómetro IBC y el termómetro patrón.

Los datos obtenidos fueron analizados a través de una hoja de cálculo, considerando las correcciones pertinentes citadas en la ecuación (4) de manera que se pudiera determinar la corrección del termómetro BRAUN junto con su incertidumbre de medición.

El análisis estadístico permitió confirmar o refutar la existencia de una diferencia significativa entre las medias de la corrección determinada por cada operario en cada una de las réplicas.

Resultados y análisis

La Figura 3 presenta el gráfico de las medias de la corrección del IBC respecto a los dos factores evaluados; en ambos gráficos las líneas verticales puntadas representan la desviación estándar. Como se observa en la Figura 3a) la corrección aumenta con la temperatura, evidenciando un aumento más pronunciado entre los valores de 37 °C y 41 °C; de igual manera se obtuvieron mayores dispersiones en las temperaturas extremas de 35 °C y 41 °C.

La Figura 3b) relaciona las medias de la corrección respecto al factor “Operario”. Como se puede observar, existe una diferencia entre la corrección medida por el Operario B y los Operarios A y C, sin embargo, esta diferencia es consistente con los valores de desviación estándar.

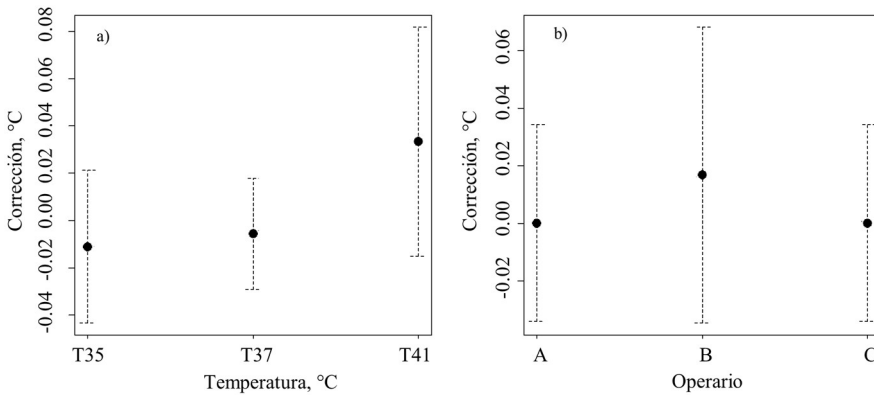


FIGURA 3. a) Corrección en función de temperatura, b) Corrección en función del operario.

Debido a la naturaleza de los resultados de la corrección, no se espera un comportamiento asociado a una distribución normal, por lo cual se realizó una comparación de los factores usando la prueba estadística de Kruskal-Wallis, la cual no requiere la suposición de normalidad [12] y esencialmente determina si existe una diferencia estadísticamente significativa entre cierto conjunto de datos. La Tabla 1 presenta los resultados de esta prueba, se observa que para un p-valor de 0.05 la temperatura tiene una probabilidad menor al nivel de significancia, por tanto, este parámetro constituye un

factor significativo en la corrección, lo cual a su vez implica que para termómetros de este tipo es necesario realizar la calibración por lo menos en tres temperaturas en el intervalo de medición de 35 °C a 41 °C.

Dentro del análisis estadístico también se encontró que el observador no es un factor significativo en la calibración, por lo que puede afirmarse que el método es reproducible.

Variable	Grados de libertad	χ^2	Probabilidad de hipótesis nula	p-valor
Temperatura	2	12.884	0.0016	0.05
Observador	2	2.0856	0.3525	

TABLA 1. Prueba de Kruskal-Wallis.

Aspectos como el nivel del líquido en el baño, el tiempo de estabilidad y la manipulación del instrumento bajo calibración son especialmente relevantes a la hora de realizar este tipo de calibraciones.

La incertidumbre de medición fue determinada aplicando la metodología GUM [13] sobre la ecuación (4), teniendo en cuenta las principales fuentes de incertidumbre para la medición con termómetros infrarrojos para temperaturas menores al punto de solidificación de la plata como se presenta en la Tabla 2 [8].

Los presupuestos de incertidumbre de medición para el sistema de referencia y para la calibración del termómetro de oído (IBC) se presentan en las Tablas 3 y 4, respectivamente.

Se encontró que la incertidumbre de medición expandida para el sistema de referencia fue de ± 0.05 °C, mientras que la incertidumbre expandida para la calibración del termómetro infrarrojo clínico de oído fue de ± 0.14 °C. La máxima contribución a la incertidumbre de medición del sistema de referencia estuvo dada por la calibración del termómetro patrón (Termómetro digital con PRT Pt100), por lo que el uso de un termómetro con mejor exactitud puede reducir la incertidumbre de medición.

Es importante resaltar que el valor obtenido de incertidumbre de medición cumple los requisitos del referente normativo europeo y

Fuentes de incertidumbre de medición	Símbolo	Descripción
Repetibilidad termómetro de referencia	$u(\delta T_{S,rep})$	Desviación estándar de las lecturas del termómetro patrón
Deriva termómetro de referencia	$u(\delta T_{S,der})$	Máxima variación histórica en el punto de hielo
Calibración termómetro de referencia	$u(\delta T_{S,cal})$	Incertidumbre de medición del certificado de calibración
Emisividad isoterma	$u(\delta T_{S,\varepsilon})$	Incertidumbre de medición en la estimación de la emisividad efectiva
Emisividad no isoterma	$u(\delta T_{S,\varepsilon\eta})$	Variación en la emisividad debida a los gradientes de temperatura entre la superficie y el fondo de la cavidad
Uniformidad de la cavidad	$u(\delta T_{S,unf})$	Uniformidad térmica del baño de acuerdo a la guía ASTM E2488 [14]
Radiación reflejada	$u(\delta T_{S,rfl})$	Radiación proveniente del ambiente
Repetibilidad del Termómetro bajo calibración	$u(\delta T_{X,rep})$	Desviación estándar de las lecturas del termómetro bajo calibración
Resolución	$u(\delta T_{X,res})$	Resolución del termómetro bajo calibración
Absorción Atmosférica	$u(\delta T_{X,abs})$	Incertidumbre de medición debida a la detección de radiación del ambiente
Temperatura de referencia (Detector)	$u(\delta T_{X,det})$	Incertidumbre de medición debida a la diferencia de temperatura en el detector

TABLA 2. Descripción de las fuentes de incertidumbre de medición.

Fuentes de incertidumbre de medición	Símbolo	Tipo	$u(\kappa = 1)$, °C	Porcentaje de contribución (%)
Repetibilidad termómetro de referencia	$u(\delta T_{S,rep})$	A	0.0003	0.01
Deriva termómetro de referencia	$u(\delta T_{S,der})$	A	0.0093	13.37
Calibración termómetro de referencia	$u(\delta T_{S,cal})$	B	0.0220	75.26
Emisividad isoterma	$u(\delta T_{S,\varepsilon})$	B	0.0071	7.84
Emisividad no isoterma	$u(\delta T_{S,\varepsilon\eta})$	B	0.0024	0.87
Uniformidad de la cavidad	$u(\delta T_{S,unf})$	B	0.0040	2.54
Radiación reflejada	$u(\delta T_{S,rfl})$	A	0.0008	0.11
$U(\kappa=2)$, °C			0.05	

TABLA 3. Presupuesto de incertidumbre de medición del sistema de referencia.

Fuente de incertidumbre de medición	Símbolo	Tipo	$u(\kappa = 1)$, °C	Porcentaje de contribución (%)
Repetibilidad del Termómetro bajo calibración	$u(\delta T_{X,rep})$	A	0.0176	6.17
Resolución	$u(\delta T_{X,res})$	B	0.0289	16.67
Absorción atmosférica	$u(\delta T_{X,abs})$	B	0.0239	11.44
Temperatura de referencia (Detector)	$u(\delta T_{X,det})$	B	0.0514	52.86
Sistema de referencia (Tabla 3)	$u(T_{X,S})$	A	0.0254	12.86
$U(\kappa=2)$, °C			0.14	

TABLA 4. Presupuesto de incertidumbre de medición de la calibración.

estándar de la ASTM internacional y es coherente con los resultados de comparaciones internacionales [15, 16]. Para el presupuesto de incertidumbre de medición en la calibración, el cual incluye el sistema de referencia y el instrumento bajo calibración, la

mayor contribución a dicha incertidumbre está relacionada con la temperatura del detector en el instrumento bajo calibración; éste efecto está relacionado con la radiación producida por el calentamiento del elemento sensor, que en este caso se estimó con la temperatura ambiente asumiendo que estas temperaturas se igualan después de 8 horas [17]. Para temperaturas menores a 200 °C este efecto es significativo y se debe tener en cuenta especialmente en termómetros que operan a longitudes de onda cercanas a 10 μm [8].

Conclusiones

- Se implementó un sistema de medición para la calibración de termómetros clínicos infrarrojos de oído en el intervalo de medición entre 35 °C a 41 °C en el Laboratorio de Temperatura y Humedad del Grupo Área Técnica 3 de la Subdirección de Metrología Física del Instituto Nacional de Metrología de Colombia, INM.
- La incertidumbre de medición del sistema fue de ± 0.14 °C. La incertidumbre del sistema de referencia se puede mejorar usando un termómetro de referencia con una incertidumbre de medición menor a ± 0.04 °C.
- Los análisis estadísticos evidenciaron que el método de medición implementado es reproducible.
- La calibración de los termómetros infrarrojos de oído debe realizarse por lo menos en tres temperaturas debido a que la corrección depende fuertemente de la temperatura.
- La incertidumbre de medición debida a la temperatura del detector del instrumento bajo calibración es la componente más importante en la calibración de un termómetro clínico infrarrojo de oído. Esta incertidumbre está relacionada con el diseño de los termómetros de no contacto.

Agradecimientos

Este trabajo fue apoyado por el Instituto Nacional de Metrología de Colombia, INM.

Referencias

- [1] J. Chamberlain, T. Terndrup, D. Alexander, F. Silverstone, G. Wolf-Klein, R. O'Donnell, and J. Grandner, *Ann. Emerg. Med.* **25**, 15 (1995).
- [2] J. Shimek, J. Emmanuel, P. Orris, Y. Chartier, and W. H. Organization, *Reemplazo de los termómetros y de los tensiómetros de mercurio en la atención de salud* (World Health Organization, 2011).
- [3] Secretaría Distrital de Salud, *Resolución 0159 del 5 de marzo de 2015* (Alcaldía Mayor de Bogotá, 2015).
- [4] J. Fravreau, P. Ridoux, F. Ollier, and J. Filtz, *Banc d'étalonnage des thermomètres auriculaires au LNE* (13e Congrès international de métrologie, 2015).
- [5] D. DeWitt and G. Nutter, *Theory and Practice of Radiation Thermometry* (Wiley, 1988).
- [6] J. R. Howell, R. Siegel, and M. P. Mengüç, *Thermal radiation heat transfer 5th edition* (Boca Raton, FL: CRC Press, 957 p., 2011).
- [7] F. G. Keyes, *J. Am. Chem. Soc.* **78**, 5707 (1956).
- [8] P. Saunders, J. Fischer, M. Sadli, M. Battuello, C. W. Park, Z. Yuan, H. Yoon, W. Li, E. van der Ham, F. Sakuma, J. Ishii, M. Ballico, G. Machin, N. Fox, J. Hollandt, M. Matveyev, P. Bloembergen, and S. Ugur, *Int. J. Thermophys.* **29**, 1066–1083 (2008).
- [9] P. Saunders, *MSL Technical Guide 22 Calibration of Low-Temperature Infrared Thermometers* (MSL, 2009).
- [10] ASTM E1965-98, *Standard Specification for Infrared Thermometers for Intermittent Determination of Patient Temperature* (ASTM International, West Conshohocken, 2016).
- [11] J. Hartmann and E. Tegeler, eds., *Activities in the field of legal metrology and standardisation of clinical thermometers* (2004).
- [12] D. C. Montgomery, *Design and Analysis of Experiments* (John Wiley Sons, 2008).

-
- [13] Working Group 1 of the Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM/WG 1), *Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement* (2010).
 - [14] ASTM E2488-09, *Standard Guide for the Preparation and Evaluation of Liquid Baths Used for Temperature Calibration by Comparison* (ASTM International, 2014).
 - [15] I. Pušnik, S. Clausen, J.-O. Favreau, B. Gutschwager, A. K. Doğan, A. Diril, O. P. Guven, H. M. S. S. Hoem, A. Steiner, and E. van der Ham, *Int. J. Thermophys.* **32**, 127–138 (2011).
 - [16] A. Manoi, U. Norranim, Y. Kaneko, and J. Ishii, *Int. J. Thermophys.* **35**, 485–492 (2014).
 - [17] ASTM E1256 - 17, *Standard Test Methods for Radiation Thermometers (Single Waveband Type)* (ASTM International, 2015).