



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO

FACULTAD DE CIENCIAS

Estudio de la asimetría en la respuesta térmica
del pie diabético, en condiciones de contraste
térmico inducido

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Físico

PRESENTA:

Edgar Israel Fuentes Oliver

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Crescencio García Segundo

Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2016





Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Agradecimientos

Agradezco en primer lugar a mi madre, María Cristina Oliver Carmona, por sus desvelos, sus esfuerzos, su amor y su apoyo incondicional a lo largo de toda mi vida. Por hacerme el ser humano que soy ahora.

A mi director de tesis, el Dr. Crescencio García Segundo, por permitirme colaborar con él en el proyecto de termografía del pie diabético, así como por los invaluable consejos, las críticas y las discusiones que han enriquecido este trabajo y a mi persona.

Al personal médico del Hospital General de México, especialmente al Dr. Raúl Serrano Loyola y a los médicos pasantes de servicio social Rebeca Solalinde Vargas y Rocío Carolina Sánchez Nava por su dedicación y ardua labor a lo largo del proyecto, así como por la asesoría clínica que me brindaron.

A la Dra. María Ester Brandan Siqués, la Dra. Karla Paola García Pelagio y la Dra. Erin Christy Mckiernan por su crítica y valiosas aportaciones a este trabajo.

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a su Facultad de Ciencias por todo el apoyo a lo largo de la licenciatura.

Al Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico de la UNAM por todas las facilidades brindadas para llevar a cabo este proyecto.

Al equipo de trabajo de la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del CCADET-UNAM, en especial al Dr. Alfonso Gastelum Strozzi y al Dr. Miguel Ángel

Padilla Castañeda por su apoyo a lo largo del proyecto.

A la Dirección de Investigación del Hospital General de México por el apoyo proporcionado para llevar a cabo este proyecto.

A la Dirección General de Asuntos del Personal Académico por la beca otorgada durante la realización de esta tesis a través del financiamiento del proyecto IN110215 cuyo responsable es el Dr. Crescencio García Segundo, y que forma parte del Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica.

A mis amigos de toda la vida y a los nuevos que conocí y con los que conviví durante la carrera, por acompañarme en esta increíble experiencia.

A Reyna, por todo.

Resumen

En esta tesis presento un estudio para identificar el comportamiento de la respuesta térmica del tejido de extremidades inferiores de un grupo de pacientes clínicamente diagnosticados con enfermedad del pie diabético y un grupo de pacientes control utilizando imágenes de infrarrojo (imágenes IR).

El objetivo del estudio fue evaluar si el uso de imágenes IR (también llamadas imágenes termográficas) permite identificar la presencia de calcificación arterial en la región dorsal del pie. Para esto, se propuso e implementó de manera exitosa un protocolo de adquisición y procesamiento de imágenes con el cual es posible estandarizar los resultados obtenidos. Dentro de éste protocolo se propuso un parámetro por medio del cual puede cuantificarse la simetría de la respuesta térmica en las extremidades inferiores utilizando secuencias temporales de imágenes termográficas. Este parámetro se correlacionó con datos clínicos de rayos X para identificar si es viable como posible indicador de calcificación arterial. Los resultados obtenidos a partir de este estudio indican que el parámetro propuesto permite distinguir entre sujetos control y pacientes diabéticos ($p < 0.05$), además de que puede distinguir entre pacientes con calcificación arterial y sin ella ($p < 0.05$).

Cabe anotar que los presentes resultados son parte de un estudio mucho más amplio, aun en proceso, el cual está integrado dentro de un protocolo de investigación multidisciplinaria, con énfasis clínico y que es parte del esfuerzo de vinculación e investigación multidisciplinaria a través de la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico del CCADET-UNAM, en el Hospital General de México (HGM). El diseño del protocolo de adquisición de imágenes, así como el análisis e interpretación de datos fue realizado conjuntamente con participación y supervisión directa de ex-

pertos médicos adscritos al HGM.

Los presentes resultados, si bien son parciales, permiten identificar qué tanto la metodología de adquisición de imágenes y la de procesamiento de las mismas es viable. Con estos resultados hemos logrado refinar aun más un protocolo clínico aun en curso en el Hospital General de México.

Índice general

Agradecimientos	2
Resumen	4
1. Introducción	9
1.1. Estado del Arte	12
1.2. Justificación	24
1.3. Hipótesis	26
1.4. Objetivo	27
1.5. Organización del Trabajo de Tesis	28
2. Problema Clínico	29
2.1. Diabetes Mellitus	30
2.2. Anatomía Vasculard de las Extremidades Inferiores	34
2.3. Pie Diabético	36
2.4. Tratamiento Clínico	40
3. Termografía Funcional	43
3.1. Fundamentos Físicos de la Termografía Funcional	44
3.1.1. Transferencia de Calor	44
3.1.2. Radiación Térmica	44
3.1.3. Radiación de Cuerpo Negro y la Ley de Stefan-Boltzmann	45
3.1.4. Termodinámica del Cuerpo Humano	47
3.1.5. Regulación térmica.	49
3.1.6. Termoregulación y Diabetes	51

3.1.7.	Perfusión Sanguínea	52
3.1.8.	Primera Ley de Fick	53
3.2.	Imágenes Termográficas	55
3.2.1.	Sensores Infrarrojos	55
3.2.2.	Termografía Funcional	58
3.2.3.	Medición de la Temperatura con una Cámara Termográfica . .	59
3.3.	Aplicaciones de la Termografía Funcional	61
3.3.1.	Usos Médicos	62
4.	Metodología	64
4.1.	Consideraciones Generales para la Adquisición de Imágenes Termográficas en Humanos	64
4.1.1.	Calibración del Equipo Termográfico	66
4.2.	Adquisición de Imágenes en Pacientes con Pie Diabético	67
4.2.1.	Adquisición de Imágenes	69
4.2.2.	Vistas de Adquisición	71
4.2.3.	Análisis de las Imágenes	74
4.2.4.	Procesamiento de Imágenes y Reconocimiento de Patrones . .	77
5.	Resultados y Discusión	81
5.1.	Comparación entre los valores de temperatura registrados por la cámara termográfica y un termopar de superficie	81
5.2.	Selección de Imágenes Para el Análisis	83
5.3.	Resultados Clínicos	84
5.4.	Resultados Obtenidos del Análisis Computacional de las Imágenes. .	85
5.4.1.	Curvas de Respuesta Térmica	85
5.4.2.	Valores de ITSCI e ITS	110
5.4.3.	Análisis Estadístico	111
5.4.4.	Discusión de Resultados	111
6.	Conclusiones y Perspectivas	116
6.1.	Conclusiones	116
6.2.	Perspectivas y Aspectos a Mejorar	117

A. Hoja de Protocolo

119

Capítulo 1

Introducción

El término Diabetes Mellitus (DM) se refiere a un grupo de enfermedades metabólicas caracterizadas por hiperglucemia crónica, la cual es provocada por un déficit de secreción de la insulina, un defecto en la actividad de esta hormona o ambas [1]. Según el origen de la hiperglucemia, la DM puede clasificarse en 2 tipos: DM tipo 1 (DT1) y DM tipo 2 (DT2) [2]. En la primera se presenta un déficit en la producción de la insulina como resultado de una reacción auto-inmune mientras que en la segunda la insulina sí es producida pero existe una resistencia a ella por lo que resulta ineficaz [2]. En particular, la DT2 se ha incrementado a nivel mundial en los últimos años como consecuencia del aumento y la prevalencia del sobrepeso y la obesidad¹² [2]. En nuestro país la DT2 constituye un grave problema de salud pública, pues trae consigo diversas complicaciones crónicas [3]. Entre las complicaciones más frecuentes se encuentran aquellas que involucran a los miembros inferiores y que se relacionan con la presencia de neuropatía periférica³ y enfermedad vascular periférica⁴ (vasculopatía) así como patrón mixto [4]. Hoy en día, gran parte de los métodos para detectar estas

¹De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) el parámetro que permite distinguir entre sobrepeso y obesidad es el Índice de Masa Corporal (IMC), el cual se define como el cociente entre el peso de la persona en Kg y su estatura al cuadrado en metros. Un IMC igual o superior a 25 determina sobrepeso, mientras que un IMC igual o superior a 30 determina obesidad [6].

²Estas tendencias de aumento y prevalencia están basadas en estimaciones de la OMS.

³La neuropatía periférica es una alteración nerviosa que causa dolor o pérdida de la sensación en las extremidades superiores e inferiores [7].

⁴La enfermedad vascular periférica es una condición en la cual se produce una estenosis (estrechamiento de un conducto, en éste caso arterias) u oclusión de los vasos sanguíneos en la circulación periférica [8].

complicaciones son de naturaleza clínica con la desventaja de que los indicadores y escalas de progresión de tales alteraciones son, en general, cualitativas (p.ej. el uso de monofilamentos de nylon o diapasones para realizar una exploración de sensibilidad [5]). Por otro lado, existen diversas técnicas de imagenología que se utilizan como apoyo en los protocolos clínicos; dentro de éstas se incluyen radiología simple, angiografía, angioresonancia, angiografía por tomografía computarizada (comúnmente denominada angio-CT) y eco-doppler [9]. Las técnicas mencionadas permiten obtener información relevante respecto al estado de salud vascular de un individuo, pero pueden presentar diversos inconvenientes que limitan o encarecen su aplicación como el uso de medios de contraste, radiación ionizante, médicos especialistas en el manejo de los aparatos y un gasto de tiempo considerable [9]. Es por ello que en los últimos años se han incrementado los esfuerzos por validar modalidades de imagenología no invasivas, en conjunto con los protocolos clínicos ya establecidos. Una técnica de interés es la termografía infrarroja (TIR), la cual permite obtener una representación visual con información radiométrica asociada de la distribución de las temperaturas de emisión de un objeto de interés.

La temperatura ha sido desde los inicios de la medicina un indicador del estado de salud de las personas [10], por lo que a lo largo del tiempo se han desarrollado instrumentos que permiten registrar las variaciones de la temperatura del cuerpo bajo distintas condiciones. El principio de funcionamiento de estos instrumentos implica medir condiciones fuera del equilibrio termodinámico mediante la comparación de temperaturas entre dos o más cuerpos mediado por el intercambio de energía entre el sistema de medida y el sistema a ser medido. El intercambio de calor ocurre principalmente de tres maneras [11]: la primera es la conducción, en la cual la transferencia de energía se produce por contacto entre los objetos involucrados; la segunda es la convección, donde el intercambio de calor se genera por la presencia de un fluido que transporta el calor entre objetos o regiones a temperaturas distintas y la tercera es la radiación, la cual consiste en el intercambio de energía electromagnética entre objetos a distancia. En todos los casos la transferencia de calor se lleva a cabo del cuerpo con mayor temperatura al de menor temperatura, como lo establece la ley cero de la termodinámica.

El conocimiento de estos principios de transferencia de calor ha permitido el desarrollo de diversos instrumentos cuya finalidad es la medición de la temperatura corporal para usos médicos. El ejemplo más conocido es sin duda el termómetro clínico, desarrollado por el Dr. Carl Wunderlich en 1868. Este instrumento utiliza el proceso de conducción de calor y las propiedades térmicas de ciertas sustancias (como mercurio o alcohol) para proporcionar la temperatura corporal basándose en una graduación de temperatura previamente calibrada. La diferencia principal entre este termómetro y los termómetros usuales es que su escala está calibrada en función de la temperatura interna promedio del cuerpo ($\sim 37^{\circ}\text{C}$) en condiciones normales de salud [12].

De igual manera, se han desarrollado técnicas basadas en el fenómeno de convección para registrar las corrientes de calor emitidas por el cuerpo humano. Una de estas técnicas es conocida como Schlieren Photography [10], que consiste en detectar los cambios de índice de refracción de la masa de aire caliente que circunda el cuerpo, asumiendo que dichos cambios son función de la densidad del aire.

Por otra parte, el desarrollo de técnicas de medición basadas en la transferencia de calor por radiación es de gran interés para la medicina, pues en el ser humano la liberación de calor por emisión de radiación es de hasta el 60 % en condiciones normales [13].

Una de estas técnicas que han cobrado interés en los últimos 20 años, y que es central para el presente trabajo es la termografía infrarroja, la cual obtiene información del objeto de interés utilizando cámaras termográficas. Éstas cámaras cuentan con sensores térmicos (bolómetros) que emiten una respuesta eléctrica ante el estímulo que se presenta por absorber la energía térmica emitida por el objeto de estudio. Los sensores térmicos presentan propiedades eléctricas inherentes que se modifican con la temperatura, de manera que es posible medir eléctricamente dichos cambios y determinar el valor de temperatura asociado [14].

Lo que se considera como tal vez el primer termograma en la medicina son las observaciones de Hipócrates sobre el comportamiento de condiciones febriles en el cuerpo humano al aplicar barro húmedo sobre la piel. A partir de estas observaciones Hipócrates dedujo que las zonas donde el barro secaba más rápido eran las zonas donde se encontraba algún tipo de patología subyacente [10]. Con base en este ti-

po de resultados se han realizado diversas investigaciones sobre el comportamiento térmico normal del cuerpo humano. Uno de los resultados más sobresalientes de estos estudios ha sido identificar que el ser humano es homeotermo, lo cual significa que es capaz de mantener constante la temperatura interna de su cuerpo independientemente de la temperatura de sus alrededores [15]. Esto trae consigo implicaciones médicas importantes, pues la alteración significativa de dicha temperatura se vuelve un claro indicador de una afección corporal.

Particularmente, la termografía permite observar el desempeño térmico de la piel, a partir del cual se puede obtener información sobre el funcionamiento normal o anormal del sistema nervioso, vascular y de los procesos de inflamación (procesos neuropáticos y de auto-reparación y/o auto-regulación). Así que, en los últimos 30 años la termografía ha sido empleada como herramienta de apoyo en el diagnóstico de complicaciones clínicas diversas. Entre las principales aplicaciones de interés de la termografía en el área médica se encuentran las que involucran la presencia de DT2. Siguiendo esta línea, a continuación se presenta un panorama general del uso de técnicas termométricas específicamente para estudios relacionados con el pie diabético y sus complicaciones.

1.1. Estado del Arte

El concepto de medición de la temperatura de la piel como un indicador de inflamación y daño en el pie insensible fue mencionado por primera vez por Goller y cols. en 1971. Goller reportó una relación entre el incremento de temperatura y la aplicación de presión en una región localizada [16]. Un año después Sandrow *et al.* utilizaron termometría como una herramienta para diagnosticar fracturas neuropáticas [17]. En 1986, Stess [18] y posteriormente Benbow [19] junto con sus respectivos grupos sugirieron que al examinar los patrones termográficos de extremidades inferiores se podían identificar a pacientes con riesgo de úlcera en la planta del pie y que la presencia de temperatura local elevada era un factor predictivo de ulceración. Por otra parte, Chan y cols. demostraron que los pacientes con DM y alteraciones en el sistema nervioso periférico presentaban temperaturas más elevadas en el pie afectado que sujetos sin DM [20]. Por el contrario, la disminución crónica de la tem-

peratura de extremidades inferiores en pacientes con DM es considerada como un marcador de alteraciones en el sistema vascular [21]. Una aportación interesante del grupo de Chan fue la primera descripción de un patrón termográfico del pie en forma de mariposa, el cual era característico de personas sin DM [20].

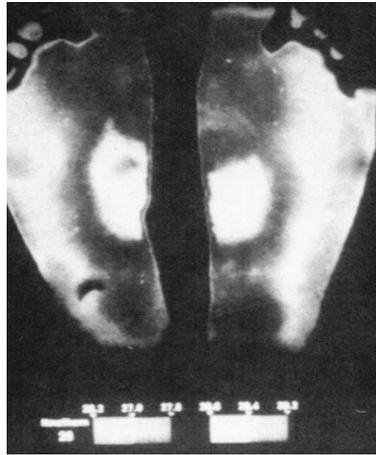


Figura 1.1. Patrón termográfico de mariposa en un sujeto sin DM, reportado por Chan *et al.* [20].

Los estudios arriba mencionados se basaron en las propiedades de cristales líquidos a partir de su cambio de color según la temperatura de la superficie con la que entran en contacto y no en la emisión de radiación infrarroja. Este cambio en la coloración de los cristales permite estimar la temperatura de cada región del objeto de estudio, sin embargo, presenta la desventaja de que la escala de temperatura obtenida no corresponde a intervalos fijos de temperatura.

A causa de estos inconvenientes se han desarrollado en los últimos años diversos instrumentos de medición, los cuales permiten cuantificar la temperatura de emisión de un objeto de interés, todo ello a partir de una escala bien definida. Uno de estos instrumentos es el termómetro de radiación térmica, el cual trabaja bajo el mismo principio que una cámara termográfica, sin embargo, no permite la obtención de una imagen, sino que produce un valor puntual de temperatura. Además, es menos preciso debido a que no considera variables ambientales y está limitado en su capacidad de almacenar información.

Entre los principales trabajos llevados a cabo con un termómetro de radiación térmica se encuentran los realizados por el grupo de Armstrong en 1996 [22] y 1998 [23].

En el primero, los autores encontraron que el gradiente de temperatura (es decir, la diferencia entre temperaturas) de la piel es en promedio $\sim 3.8^{\circ}\text{C}$ mayor en una región con úlcera que en la misma región anatómica en el miembro contra-lateral, con una significancia $p < 0.0001$. Además, hallaron que la temperatura de la piel en una región previamente ulcerada y su correspondiente en el miembro contra-lateral no presenta diferencias significativas. En este estudio se evaluaron participantes con ulceraciones neuropáticas durante el proceso de curación para determinar el gradiente de temperatura entre el miembro ulcerado y el no ulcerado.

En el segundo, se centran en un estudio longitudinal con el propósito de describir los cambios de temperatura superficial de pacientes diabéticos con neuropatía periférica asintomática, úlcera neuropática o pie de Charcot⁵, durante el proceso de curación. Al igual que en el trabajo previo, consideraron la extremidad contra-lateral como control de normalidad. Dicho estudio concluye que, a diferencia de los pacientes ulcerados y con pie de Charcot, los pacientes con neuropatía asintomática no presentan diferencias significativas entre la temperatura del pie sano y el afectado. Esto último pudo haber sido consecuencia de limitaciones del instrumento de medición utilizado, o de criterios poco específicos para definir neuropatía.

Actualmente, la mayor parte de los estudios de pie diabético basados en herramientas termométricas se realizan utilizando cámaras termográficas. Ejemplo de esto es el trabajo de Ammer y cols. [24], en el cual reportan que no existe correlación entre zonas de mayor temperatura, en termografías frontales y plantares del pie, con callosidades, onicomycosis y deformidades del pie. Ellos concluyen que la termografía no puede ser usada para identificar cambios característicos en las temperaturas de pies diabéticos. Sin embargo, con la mejora tecnológica en sensores infrarrojos y procesamiento de señales se han podido encontrar mejores resultados.

Por su parte, en 2005, Sun y su grupo [25] propusieron un protocolo estandarizado para cuantificar la temperatura de la planta del pie en pacientes diabéticos con y sin respuesta cutánea simpática (SSR, por sus siglas en inglés). Los autores dividieron la planta del pie en 6 regiones para llevar a cabo un estudio por separado de cada

⁵El pie de Charcot, artropatía de Charcot, artropatía diabética o artropatía neuropática es un síndrome asociado con neuropatía y caracterizado por fragmentación y destrucción ósea y articular que puede llevar a severas deformidades e incluso a la amputación del pie [26].

región y un estudio de toda la zona plantar. Como resultado este estudio arrojó que la temperatura promedio de la zona plantar completa es más estable que la de cada sub-región, por lo que sirve como un indicador más práctico de las funciones termoregulatoras.

Dos años más tarde, Armstrong y cols. [27] condujeron un estudio en el cual notaron que el gradiente de temperaturas promedio entre una región con ulceración y su equivalente en el pie contralateral es 4.8 veces más grande una semana antes de la ulceración que en un grupo de pacientes control. Este estudio identificó una relación positiva entre el incremento de la temperatura de la piel y la fase pre-ulcerativa en la cual se presenta inflamación. Por otro lado, Lavery *et al.* [28] evaluaron la presencia de úlceras y su tamaño en tres distintos grupos de pacientes con DM. Los pacientes de dos de estos tres grupos fueron evaluados cada 8 semanas y recibieron información respecto a las complicaciones de la diabetes y prácticas de auto-cuidado; además, fueron aconsejados a revisar periódicamente sus pies en busca de señales de alguna patología. El tercer grupo, además de lo anterior, utilizó un termómetro infrarrojo digital para evaluar la temperatura de sus pies. Estos autores encontraron que el tercer grupo tuvo menos úlceras que los otros grupos, con lo cual se refuerza la idea de que la auto-evaluación utilizando técnicas termográficas es fundamental en la prevención de ulceraciones pues permite identificar regiones cuya temperatura es anormal (ya sea mayor o menor que en la región correspondiente del otro pie), y con esto se pueden adoptar las medidas de prevención pertinentes, las cuales incluyen el uso de calzado especial y la hidratación adecuada de la piel.

Uno de los estudios más relevantes de los últimos años en el ámbito de la termografía como herramienta clínica fue el realizado por Ammer en 2008, en la universidad de Glamorgan, en Gales, Reino Unido [29]. Este estudio engloba una serie de imágenes de sujetos sanos con las cuales Ammer elaboró un atlas de imágenes termográficas que sirve como patrón de referencia para estudios de normalidad. De igual manera probó la reproducibilidad de vistas en varias posiciones y la confiabilidad de las medidas de temperatura en regiones de interés definidas. Como conclusión, Ammer enfatiza que el uso de dicho protocolo aplicado a la adquisición y evaluación de imágenes infrarrojas incrementa la reproducibilidad de los hallazgos en tales imágenes.

Este protocolo implementado por Ammer representa un gran avance en cuanto a la estandarización de la adquisición de imágenes, sin embargo es necesario elaborar un atlas de imágenes termográficas que represente la normalidad en la población mexicana pues factores como el estilo y la calidad de vida repercuten en la condición de salud general de un individuo.

La elaboración de este atlas de normalidad requiere del trabajo conjunto de especialistas en áreas diversas (médicos, físicos, ingenieros, etc.), para establecer e implementar un protocolo de adquisición de imágenes que brinde la máxima reproducibilidad de resultados y permita validar a la termografía infrarroja como herramienta de diagnóstico clínico.

Por su parte, también en 2008, Bharara y cols. realizaron un estudio de la recuperación térmica de tres zonas específicas del pie (primer y segundo metatarso y talón) en pacientes con neuropatía diabética [30]. En dicho estudio los autores utilizaron un cristal líquido termográfico (LCT) con el cual registraron el patrón de temperaturas de la planta del pie de dos grupos de pacientes diabéticos (un grupo correspondiente a pacientes con neuropatía y el otro a pacientes sin el padecimiento) y de un grupo control. El estudio consistió en adquirir una muestra de 60 imágenes del pie derecho de los pacientes, tomadas cada 5 segundos durante 5 minutos. Estas imágenes se guardaron como control. Posteriormente los pacientes debieron sumergir su pie derecho por tres minutos en un baño de agua, a temperatura entre 3°C y 4°C por debajo de la temperatura ambiente. Luego se adquirieron imágenes del pie derecho de los pacientes durante 10 minutos. Al realizar la comparación de ambos conjuntos de imágenes Bharara encontró que la recuperación térmica en pacientes con neuropatía es muy baja en comparación con la del grupo control y el grupo de pacientes diabéticos que no presentan neuropatía. Además, al comparar la temperatura obtenida antes de la inmersión y la que se obtiene al final del tiempo de recuperación Bharara *et al.* encontraron que el mayor gradiente de temperaturas se presenta en el grupo de pacientes con neuropatía. Concluyen que dicho resultado está dentro de lo esperado debido a que los pacientes con neuropatía presentan una temperatura promedio mayor en los pies antes de la inmersión que aquellos que no tiene dicho padecimiento.

En un estudio posterior, Serbu hace énfasis en que las tomas adecuadas de la pierna y del pie deben ser frontal y cenital, respectivamente [31]. Además indica que la termografía es útil para diferenciar entre pie isquémico y neuropatía. En el caso de isquemia⁶ se presenta un decremento en la temperatura del pie a nivel de los maléolos⁷ y menciona que el pie isquémico presenta una asimetría que es característica de lesiones ateroscleróticas. En neuropatía la temperatura de los pies suele ser mayor que el promedio observado en personas sanas. En este estudio, Serbu utiliza las temperaturas del primer y quinto metatarso, así como el talón y dorso de cada pie, para realizar la evaluación de temperaturas entre pacientes diabéticos y sujetos de control. También menciona que la imagen termográfica característica de microangiopatía es el resultado de un decremento simétrico en la radiación infrarroja de las regiones distales de los pies y manos (esto se conoce como *amputación termográfica*).

En 2011, Nagase y su grupo propusieron un sistema de clasificación con 20 categorías diferentes de patrones termográficos plantares utilizando el concepto de angiosoma [33]. Este concepto, sacado de la cirugía plástica, genera una división del pie basada en la anatomía vascular del mismo. A partir de un grupo de pacientes diabéticos y un grupo control, Nagase encontró que existe una mayor variabilidad de patrones termográficos asociados con el grupo de pacientes diabéticos en contraste con dos clases de patrones que correspondieron con sujetos sanos. Además, el estudio confirmó que el patrón termográfico tipo mariposa, descrito previamente por Chan y su grupo [20], está presente en al menos 50 % de la población sana con una significancia $p < 0.01$.

Aunque este sistema de clasificación de patrones termográficos es bastante completo, los autores consideraron que podía resultar poco práctico. Debido a esto, en 2013 llevaron a cabo una nueva clasificación de patrones termográficos de las plantas de los pies [34]. Para esto utilizaron un sistema de clasificación basado en el análisis computacional, con el cual reconocen 7 distintos tipos de patrones posibles.

⁶El término isquemia se refiere a la disminución transitoria o permanente del riego sanguíneo de una parte del cuerpo, producida por una alteración normal o patológica de la(s) arteria(s) aferente(s) a ella [32].

⁷Los maléolos son las dos protuberancias semicirculares que comúnmente llamamos tobillo.

Hasta 2011, una enorme cantidad de artículos referentes al uso de métodos termométricos aplicados a complicaciones del pie diabético habían sido publicados. La mayor parte de estos artículos se centran en el estudio de la zona plantar del pie para detectar posibles zonas de ulceración. Los artículos que tratan sobre el tema coinciden en que el método más efectivo para realizar la evaluación del posible riesgo ulcerativo es la comparación de los promedios de temperatura entre regiones correspondientes en la zona plantar de cada pie. Armstrong y cols. determinaron que si la diferencia de estos promedios resulta mayor a 2.2°C entonces existe riesgo de ulceración en el pie cuya región presenta la temperatura más elevada [35, 36]. Cabe aclarar que éste resultado fue obtenido en pacientes con neuropatía, en el caso de pacientes con isquemia el pie con la menor temperatura debería ser el afectado, aunque actualmente no existen estudios al respecto.

Toda esta información fue condensada por Houghton y su grupo en 2013 en una revisión que presenta el análisis detallado de los artículos más relevantes en el área de termografía aplicada como método predictivo de ulceraciones neuropáticas en pacientes con diabetes, publicados entre 1960 y julio de 2011 [37]. Los resultados de esta revisión indican que el incremento en la temperatura de la piel es una manera de predecir la aparición de úlceras en el pie cuando se compara con el mismo sitio en el miembro contralateral. Por el contrario, Houghton y su grupo concluyen que el uso del promedio de temperatura del pie como indicador de patologías en pie diabético no está completamente sustentado. La conclusión final de los autores es que evaluar la temperatura en regiones iguales de miembros contralaterales utilizando sistemas termográficos es una manera efectiva de predecir, y por lo tanto prevenir la ulceración en pie diabético.

En los últimos años, se han realizado una gran cantidad de estudios que relacionan aspectos de termografía y pie diabético. En 2012, Sivanandam *et al.* llevaron a cabo un estudio para relacionar el cambio en la temperatura de la piel de distintas regiones corporales (rodillas, tibias, frente, plantas de los pies, frente, cuello y las palmas de las manos) y la presencia de hemoglobina glucosilada [38]. Para ello realizaron un levantamiento de datos clínicos y antropométricos obteniendo promedios de temperatura en las regiones anatómicas mencionadas. Con estos datos encontra-

ron promedios de temperatura menores en las regiones de las rodillas, los tobillos, la frente y las palmas para pacientes diabéticos en comparación con sujetos sanos. También encontraron un incremento anormal de temperatura en zonas locales de la planta del pie, lo que indica riesgo de ulceración y lo relacionaron con niveles altos de hemoglobina glucosilada. En general, la hemoglobina glucosilada se correlaciona de manera negativa con la temperatura de extremidades superiores y de manera positiva con la temperatura de extremidades inferiores. Otro aspecto que estudiaron fue la correlación entre el índice de masa corporal y la temperatura, sin embargo no encontraron resultados significativos.

En ese mismo año Balbinot y su grupo evaluaron la efectividad diagnóstica de la termografía utilizando la técnica anisotérmica interdigital y el índice de recuperación térmica después de llevar a cabo la prueba de estrés por frío (cold stress) en tres grupos de participantes (sanos, pre-diabéticos y diabéticos) [39]. De este estudio Balbinot concluyó que la técnica anisotérmica interdigital presenta mejores resultados que el índice de recuperación térmica y que la aplicación de ambas técnicas juntas (técnica anisotérmica interdigital e índice de recuperación térmica), por lo cual la técnica anisotérmica interdigital es una herramienta potencial para el diagnósticos de complicaciones de pie diabético asistido con termografía.

En el cuerpo humano la distribución de la temperatura está regida por la irrigación sanguínea de la red vascular, la cual, dentro de ciertos límites mantiene una simetría entre el hemisferio derecho e izquierdo del cuerpo humano [40]. Cuando esta red sufre alguna alteración, su distribución y los patrones de temperatura asociados a ella se modifican afectando dicha simetría. Esto permite que las zonas afectadas puedan localizarse con relativa facilidad a través de la TIR utilizando diversas técnicas de análisis. Una de las más utilizadas es el análisis asimétrico, que consiste en comparar promedios de temperatura en regiones correspondientes de ambas extremidades inferiores. Por su efectividad, en los últimos años esta ha sido la técnica de análisis más utilizada. Ejemplo de esto lo vemos en el trabajo de Liu y su grupo [41, 42] o en el de Van Netten y cols. [43], quienes realizaron un estudio a pacientes diabéticos con distintas complicaciones asociadas al pie diabético que fueron clasificadas en: 1) complicaciones locales (callos abundantes o úlceras neuropáticas) y 2) complica-

ciones difusas (pie de Charcot, úlcera infectada o isquemia crítica), además de un grupo de pacientes sin signos visibles de complicaciones. A través de la termografía infrarroja, Van Netten calculó la temperatura de los pies de los pacientes y llevó a cabo una comparación entre las temperaturas del pie ipsilateral y el pie contralateral. Como resultado se obtuvo que la diferencia entre la temperatura promedio de un pie y el otro no es mayor a 1.5°C en pacientes sin complicaciones; por otro lado, en pacientes con complicaciones locales encontraron que la temperatura promedio de ambos pies es similar, pero la temperatura promedio de regiones de interés del pie contralateral en comparación con la temperatura promedio del pie ipsilateral es mayor a 2°C . Por último, en pacientes con complicaciones difusas la diferencia entre temperaturas promedio de los pies es mayor a 3°C . También hacen énfasis en que este tipo de análisis tiene inconvenientes debido a su dependencia en la comparación de temperaturas, lo cual puede generar diagnósticos erróneos. Se menciona la necesidad de estandarizar la adquisición y el análisis de las imágenes termográficas para que su uso como herramienta de diagnóstico y prevención se vuelva una realidad.

En contra parte, algunos estudios como el de Oe *et al.* [44] no emplean el análisis asimétrico para obtener resultados, sino que tratan de correlacionar patrones termográficos con información clínica. Este trabajo se centra en los patrones termográficos asociados a la osteomielitis⁸, donde se encuentra que el *patrón de tobillo* es característico de la mayoría de pacientes con osteomielitis. Este patrón consiste en un aumento de temperatura que comienza en el tobillo y se extiende sobre el dorso del pie hasta los dedos. Los autores concluyen que el *patrón de tobillo* puede ser una herramienta muy útil para la predicción de tal padecimiento, aunque hacen énfasis en la necesidad de llevar a cabo un estudio más detallado que permita validar el diagnóstico de osteomielitis utilizando termografía.

Diversos estudios han hecho hincapié en la necesidad de la auto-evaluación por parte de los pacientes con pie diabético para evitar ulceraciones. Al respecto, trabajos como el de Lavery y cols. [28] han demostrado que el uso de dispositivos termométricos en el auto-cuidado del paciente conllevan a una reducción de úlceras. Siguiendo estas

⁸La osteomielitis es un enfermedad ósea caracterizada por la infección e inflamación del hueso y la médula ósea [46].

ideas, Hazenberg y su grupo [45], en 2014, evaluaron la viabilidad y confiabilidad de un dispositivo para el diagnóstico de úlceras y lesiones pre-ulcerativas en la zona plantar de pacientes con diabetes, el cual utiliza imágenes fotográficas y termografía infrarroja. Los autores indican que las imágenes fotográficas ayudan a localizar la presencia de eritema y ulceraciones. Por su parte, la TIR permite observar la presencia de puntos calientes, los cuales son indicativos de inflamación y posible infección. Las conclusiones del estudio fueron que el dispositivo brinda una mayor confiabilidad que el uso de fotografías o termografía por separado. Los resultados clínicos fueron validados por 2 expertos en salud de pacientes diabéticos, los cuales utilizaron el criterio de clasificación PEDIS (del inglés Perfusion-Depth-Infection-Sensation) para evaluar la presencia de infección de manera clínica. La termografía se limitó a la medición de temperatura utilizando un termómetro infrarrojo.

Uno de los estudios más recientes de termografía es el que presenta Vilcahuaman [47]. Este estudio está centrado en la zona plantar de pacientes con DT2 y utiliza un sistema de adquisición de imágenes automatizado, el cual registra la temperatura promedio de la planta de cada pie y realiza una comparación de temperaturas punto a punto con el fin de evaluar la existencia de hipertermia en alguna región de la zona plantar para localizar zonas de posible ulceración. La hipertermia está definida como un aumento de temperatura mayor a 2.2°C en una región dada de uno de los pies en comparación con la misma región del pie contrario. Los autores del estudio concluyen que la termografía representa una excelente alternativa como herramienta de diagnóstico de posibles complicaciones asociadas al pie diabético, pero mencionan que hace falta estandarizar la técnica.

En México, los intentos de validar la termografía como herramienta clínica son relativamente recientes. A finales de 2013 se presentaron dos tesis de maestría referentes al uso de termografía para la detección de problemas asociados a la DT2. En una de ellas, se presenta el análisis de imágenes termográficas de la planta de los pies de pacientes con DT2, los cuales pueden o no presentar retinopatía diabética [48]. El objetivo de dicho análisis fue determinar si existe una relación entre los patrones térmicos de las plantas de los pies y la presencia de retinopatía diabética. La conclu-

sión de este trabajo fue que es posible estimar la presencia de retinopatía diabética usando análisis asimétrico, pero se necesitan estudios con una población mayor para tener resultados totalmente concluyentes.

En el otro trabajo presentado en 2013, un grupo de investigación del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la UNAM, en conjunto con el Hospital General de México, llevó a cabo un estudio con pacientes diabéticos para determinar la viabilidad de la termografía como herramienta de diagnóstico de vasculopatía y neuropatía [49]. Para esto, desarrollaron un software de análisis de imágenes basándose en un *Índice Termográfico de Simetría (ITS)*, el cual está definido por características geométricas de regiones correspondientes en ambas extremidades. Las conclusiones de este estudio son que el reconocimiento y el análisis de patrones termográficos mediante algoritmos computacionales hace posible la obtención de información relevante para la detección de anomalías funcionales asociadas al padecimiento de pie diabético de manera cuantitativa.

Por otra parte, en 2014 Peregrina-Barreto y su grupo [50] realizaron un estudio en el que proponen una metodología para obtener diferencias cuantitativas de temperatura en el área plantar del pie diabético para detectar posibles riesgos de ulceración. Esta metodología se basa en el concepto de angiosoma, propuesto por Nagase y su grupo en [33], y el procesamiento de imágenes.

Ese mismo año Villaseñor-Mora *et al.* propusieron el uso de TIR como método alternativo de diagnóstico de onicomycosis⁹ en pacientes con pie diabético [51]. Para esto utilizaron la variación de la emisividad que presentan las uñas con respecto a la piel circundante, encontrando que las uñas afectadas presentan una emisividad menor que la piel, mientras que en uñas sanas la emisividad es mayor a la de la piel. A pesar de lo interesante de este estudio, el que sólo hayan sido estudiados casos de onicomycosis producida por un solo dermatofito lo limitan, por lo que en el futuro deberá ampliarse para validar la técnica.

De manera más reciente, en 2015, fue presentado como tesis de licenciatura un novedoso estudio en el área de termografía aplicada a diagnóstico clínico. Dicho estudio estuvo enfocado en evaluar la termografía como herramienta en la identificación de infecciones intrauterinas durante el periodo gestacional [52]. Los resultados de dicho

⁹El término onicomycosis se refiere a la enfermedad de la uña causada por hongos (dermatofitos, mohos no dermatofitos y las levaduras) [53].

estudio arrojaron que el empleo de termografía es viable para identificar las infecciones, pero se requiere de un estudio más amplio que permita evaluar su uso como herramienta diagnóstica. En dicho estudio se implementó una versión adaptada a los propósitos del trabajo de un software de análisis de termografías previamente desarrollado por un grupo de trabajo del CCADET-UNAM [49]. Este software además de llevar a cabo la comparación entre las temperaturas de regiones contra-laterales, como hacen la mayor parte de los software desarrollados con propósitos clínicos, implementa un análisis de formas para identificar regiones de asimetría geométrica en las extremidades. Tomando como hipótesis que las anomalías se presentan asimétricamente en las extremidades (y en el cuerpo en general) entonces el análisis de formas permite eliminar posibles errores de diagnóstico asociados a la comparación simple de temperaturas, como los mencionados en [43].

En resumen, por lo reportado hasta ahora en la literatura, es claro el interés que en los últimos años ha tomado el uso de la termografía como potencial herramienta diagnóstica en pie diabético. También es claro que, a pesar de los esfuerzos, hasta la fecha ninguno de los trabajos llevados a cabo ha podido aportar los resultados necesarios para validar la termografía como técnica de diagnóstico clínico. Los avances más notorios al respecto están relacionados con la detección de úlceras neuropáticas, donde la termografía ha mostrado una clara capacidad de predicción, pero la estandarización de la técnica aún no ha sido posible. La gran mayoría de los autores coinciden en el hecho de que el problema actual de la termografía reside en la estandarización tanto de la técnica de adquisición como de los métodos de análisis que deben emplearse para obtener información de las imágenes termográficas. Trabajos como el protocolo Glamorgan [29] o la clasificación por angiosomas de Nagase y cols. [33] son hasta ahora los esfuerzos más notorios de estandarizar la adquisición de imágenes termográficas y el análisis de las mismas, sin llegar a ser totalmente concluyentes.

La falta de estandarización es, sin duda, consecuencia inmediata de la complejidad y magnitud del problema. Especialmente porque la enfermedad del pie diabético trae consigo un gran número de alteraciones que, en conjunto y como se explicará en capítulos posteriores, influyen en la producción de calor metabólico y la expresión

de la temperatura superficial del cuerpo.

En este trabajo se presenta una metodología de adquisición y análisis de imágenes termográficas con patrones asociados a calcificación arterial. El objetivo a largo plazo es el de validar la técnica como herramienta de identificación de dicha patología. Los resultados que se presentan en esta tesis son solo una parte de los pasos de avance en dicho proceso.

El trabajo que aquí se presenta fue realizado de manera conjunta con el Hospital General de México (HGM) con estricta supervisión médica y protocolizado con autorización del comité científico y de ética del ya mencionado hospital. La información de cada paciente se obtuvo con la adecuada autorización acompañada del consentimiento informado correspondiente. Más adelante se describen los detalles técnicos.

1.2. Justificación

La Diabetes Mellitus (DM) es una enfermedad que en los últimos años ha crecido aceleradamente debido a las prácticas alimentarias comunes, al estilo de vida sedentario de la población y a una condición hereditaria¹⁰. Entre sus principales complicaciones se encuentran aquellas relacionadas con el pie diabético, en el cual están involucradas la neuropatía, vasculopatía y la presencia de infección [3]. La pérdida de sensibilidad causada por la neuropatía, así como una inadecuada irrigación debida a la vasculopatía pueden llevar a consecuencias tan graves como una amputación. Los pacientes con DM tienen 10 o 15 veces más probabilidad de requerir una amputación de miembros inferiores en respuesta a una lesión que los pacientes no diabéticos [54]. De los pacientes diabéticos amputados, 30 % a 50 % tienen alto riesgo de sufrir una segunda amputación dentro de los 5 años posteriores a la primera [55]. La tasa de muerte de los pacientes sometidos a una amputación es del 6 % [55]. Estos datos revelan la importancia de encontrar nuevos métodos para detectar tempranamente a los pacientes con alto riesgo de desarrollar pie diabético y evaluar continuamente a los que ya tengan el padecimiento, con el objetivo de reducir las lesiones que conduzcan a la eventual amputación.

¹⁰Es necesario aclarar que la Diabetes no se hereda pero existe una predisposición genética a padecer la enfermedad la cual requiere de un factor externo que la desencadene [56].

Aunque en la actualidad existen diversas técnicas de imagenología que permiten detectar problemas asociados al pie diabético, muchas de ellas requieren el uso de radiación ionizante o medios de contraste para llevarse a cabo. Estas características limitan la cantidad de estudios anuales que se pueden realizar, pues la exposición frecuente a radiación ionizante y/o medios de contraste puede ser perjudicial para la salud del paciente. Por otro lado, las técnicas de imagenología que no utilizan radiación ionizante tienen la desventaja del alto costo y/o la falta de equipo. El ultrasonido, por ejemplo, es una técnica de contacto la cual implica el uso de un gel especial que en presencia de infecciones vuelve poco práctica e invasiva la técnica.

La termografía infrarroja es una técnica de imagenología práctica y no invasiva que no usa radiación ionizante y que permite obtener información radiométrica relevante de un objeto, a partir de patrones de temperatura adquiridos a distancia mediante el sensado del calor radiado (emisión IR), proveniente del objeto de interés.

Debido a los procesos metabólicos y de perfusión, la mayor parte de la radiación que emitimos se encuentra en el rango del IR, por lo que puede ser detectada fácilmente con una cámara termográfica [40]. La premisa inicial es que desde el punto de vista anatómico la distribución de patrones térmicos en las extremidades de personas sin patologías deberían presentar cierta simetría axial. Esto como resultado de la simetría axial de la distribución de la red vascular. Por lo tanto, la pregunta subyacente se refiere a responder si es que el rompimiento de esta simetría, delataría la presencia de alguna patología.

La importancia de esta investigación radica en definir si la termografía es una técnica viable para la detección de anomalías a partir de patrones térmicos que se hacen presentes como resultado de la presencia de algunas patologías. En particular, como se centra el presente trabajo, para el caso de la enfermedad del pie diabético. En ese contexto, identificar su potencial para evaluar si la vasculopatía y neuropatía, así como la presencia de infección, generan asimetrías en los patrones termográficos de las extremidades inferiores de pacientes con pie diabético. El interés nuestro sobre el estudio de estas asimetrías, es el de evaluar si pueden ser cuantificadas para proporcionar un indicador de normalidad o anormalidad, correlacionado con evidencia clínica sobre el estadio de avance o expresión de la patogénesis.

La inocuidad de esta técnica, así como su bajo costo y su practicidad, la han convertido en una prometedora herramienta en el diagnóstico de anomalías clínicas, sin embargo, debido a la falta de estandarización principalmente, su uso aún es limitado. La estandarización es una tarea complicada, pues necesita el desarrollo de protocolos adecuadamente diseñados que tomen en cuenta las condiciones ambientales bajo las cuales se llevará a cabo el estudio y, sobre todo, las condiciones médicas de los pacientes a evaluar para reducir al mínimo la variabilidad no asociada a la patología. Por otro lado, también es necesario contar con una base de datos de imágenes suficientemente extensa para poder obtener resultados estadísticamente significativos.

Este trabajo presenta la metodología de adquisición, el análisis de las imágenes y la emisión de un índice de cuantificación de las condiciones de asimetría entre extremidades de pacientes clínicamente diagnosticados con la enfermedad del pie diabético. Con este índice se espera poder realizar inferencias sobre la presencia, y quizás la progresión de la arteriosclerosis y del pie diabético.

1.3. Hipótesis

La temperatura del cuerpo humano ha sido a lo largo de la historia un indicador del estado de salud de las personas, por lo que la alteración crónica de los procesos termo-reguladores es sinónimo de estados patológicos, como los asociados a la diabetes. Si la termografía permite obtener imágenes de la distribución de temperaturas de emisión del cuerpo humano, ¿se puede utilizar la termografía para identificar estados patológicos asociados a la diabetes?. Este trabajo argumenta, con base en las premisas anteriores, que es posible obtener un marcador cuantitativo que brinde información relevante sobre la presencia de estados patológicos asociados al pie diabético, a través del análisis de imágenes termográficas correspondientes a un proceso de contraste térmico.

1.4. Objetivo

Identificar patrones termográficos asociados a la presencia de calcificación arterial en pacientes con pie diabético a través de un parámetro cuantitativo. Para llevar a cabo lo anterior se propone una metodología experimental que permita estandarizar la adquisición de imágenes termográficas, así como el análisis de éstas y su clasificación de acuerdo a los datos clínicos.

La metodología propuesta consiste en:

- (a) La adquisición de imágenes termográficas de pacientes diagnosticados con enfermedad del pie diabético, incluidos dentro del protocolo médico a cargo del Dr. Raúl Serrano Loyola y sus colaboradores del Hospital General de México *Dr. Eduardo Liceaga* (HGM), y el protocolo de adquisición de imágenes termográficas desarrollado en el Laboratorio de Imagenología Biomédica, Física y Computacional del CCADET-UNAM, el cual fue sometido a revisión y modificación conjunta con el equipo de trabajo del HGM. Esta revisión y modificación fue realizada a partir de la experiencia adquirida con la ejecución práctica de la metodología, primero con sujetos control y finalmente en pacientes diabéticos, una vez que el protocolo fue aprobado y se definió el consentimiento informado.
- (b) El procesamiento y análisis de las imágenes obtenidas utilizando el software *AnalisisIR*, el cual se basa en el análisis de forma y la extracción de promedios de temperatura de regiones bien definidas para identificar asimetrías en miembros contra-laterales.
- (c) La construcción de un indicador cuantitativo denominado *Índice Térmico de Simetría por Contraste Inducido (ITSCI)*, el cual indica la simetría de la respuesta térmica entre extremidades inferiores.
- (d) Correlacionar el *ITSCI* con los datos clínicos correspondientes a la presencia de calcificación en la arteria pedia.

1.5. Organización del Trabajo de Tesis

El capítulo 2 aborda el problema clínico que representa la Diabetes Mellitus, con particular énfasis en la enfermedad del pie diabético, sus síntomas, consecuencias y tratamiento.

El tercer capítulo presenta la descripción de los mecanismos físicos que están involucrados en la adquisición de las imágenes IR en seres humanos, incluyendo los fundamentos de la teoría del cuerpo negro y la termodinámica del cuerpo humano. Además, se presenta la revisión del principio físico de funcionamiento de una cámara termográfica, así como un resumen de las aplicaciones de la termografía.

El cuarto capítulo explica la metodología aplicada para la realización del estudio, incluyendo la descripción del proceso de adquisición de las imágenes IR y la descripción del protocolo clínico y termográfico utilizados en el estudio. De igual manera, se definen los parámetros que se utilizan para llevar a cabo el análisis estadístico de la información radiométrica asociada a las imágenes termográficas.

El capítulo 5 expone los resultados obtenidos a partir del análisis termográfico de la respuesta térmica de las extremidades inferiores de un cohorte de pacientes con enfermedad del pie diabético. Así mismo, presenta los resultados clínicos obtenidos para el mismo cohorte de pacientes y la correlación de los mismos con los resultados termográficos obtenidos, utilizando un enfoque físico para tal propósito.

Por último, el capítulo 6 presenta las conclusiones, aportaciones y sugerencias que derivan del estudio de los patrones termográficos asociados a la respuesta térmica del tejido de las extremidades inferiores de pacientes con enfermedad del pie diabético.

Capítulo 2

Problema Clínico

La diabetes mellitus (DM) es un problema de salud pública global que en los últimos años se ha incrementado de manera alarmante. Según estimaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS), entre 1995 y 2012 el número de personas viviendo con DM casi se triplicó [57]. Esta enfermedad trae consigo severas complicaciones. Entre las principales podemos mencionar ceguera por retinopatía diabética, disfunciones renales y/o pie diabético. Particularmente, el pie diabético puede desembocar en los casos más graves, en la amputación de los miembros inferiores. Las consecuencias inmediatas implican un deterioro en la calidad de vida de los pacientes diabéticos y sus familias.

En el presente capítulo se dará un panorama general del problema clínico que representa la DM, así como aspectos de investigación y de impacto poblacional. Así mismo, y con el propósito de apoyar el contexto de desarrollo del presente trabajo, se presenta un resumen sobre aspectos de la anatomía de las extremidades inferiores con especial énfasis en la red vascular. Posteriormente, se presentará el problema del pie diabético y las complicaciones médicas asociadas a dicha patología. Por último, se describirán los métodos clínicos actuales para la detección de las complicaciones médicas asociadas al pie diabético.

2.1. Diabetes Mellitus

La DM es una enfermedad determinada genéticamente, en la que el sujeto que la padece tiene alteraciones del metabolismo de carbohidratos, grasas y proteínas, junto con una relativa o absoluta deficiencia en la secreción de insulina y con grados variables de resistencia a ésta [58]. La insulina es una hormona producida en el páncreas, la cual se encarga de transportar glucosa del flujo sanguíneo al interior de las células del cuerpo, donde se usa como energía. La ausencia o la poca efectividad de la insulina provocan que la glucosa permanezca circulando en la sangre. A lo largo del tiempo, los altos niveles de glucosa en la sangre (hiperglucemia) causan daño a muchos tejidos en el cuerpo, conduciendo al desarrollo de complicaciones de salud que representan una amenaza para la vida de los pacientes.

Existen tres tipos principales de DM[2]: DM tipo 1, DM tipo 2 y DM gestacional. Enseguida se describen aspectos relevantes de cada una de estas expresiones patológicas.

- DM tipo 1 (DT1): Es causada por una reacción auto-inmune, en la cual el sistema de defensa del cuerpo ataca a las células beta, productoras de la insulina en el páncreas. Como resultado, el cuerpo no puede producir toda la insulina que necesita. Esta enfermedad puede afectar a personas de cualquier edad, pero usualmente ocurre en niños o adultos jóvenes. Las personas con este tipo de DM necesitan insulina diariamente para controlar los niveles de glucosa en la sangre [2].

La DT1 frecuentemente se desarrolla de manera repentina y puede producir los siguientes síntomas [2]:

- Sed anormal y boca seca.
- Frecuente necesidad de orinar.
- Ausencia de energía, cansancio extremo.
- Hambre constante.
- Repentina pérdida de peso.
- Visión borrosa.

La DT1 es diagnosticada por una elevada concentración de glucosa en la sangre en presencia de los síntomas arriba mencionados.

Con un tratamiento diario de insulina, la evaluación constante de la glucosa sanguínea y un estilo de vida saludable los pacientes con DT1 pueden tener una vida normal [2].

- DM tipo 2 (DT2): Es el tipo más común de DM. Usualmente ocurre en adultos, pero se ha incrementado su incidencia en niños y adolescentes. En este tipo de DM el cuerpo es apto para producir insulina pero presenta resistencia a ella, de tal manera que la insulina resulta ineficaz. A lo largo del tiempo, los niveles de insulina resultan insuficientes. La resistencia y la deficiencia de insulina eventualmente generan altos niveles de glucosa en la sangre [2].

Los síntomas de la DT2 incluyen [2]:

- Frecuente necesidad de orinar.
- Sed excesiva.
- Pérdida de peso.
- Visión borrosa.

Muchas personas con DT2 pasan años sin saber que la padecen debido a que los síntomas son menos marcados que en la DT1. Sin embargo, esto propicia la evolución siguiente del trastorno, de manera continua y por largo tiempo. Esto conlleva daños colaterales debido a la continua presencia de niveles altos de glucosa en la sangre. Entre los efectos secundarios implica desde daño crónico renal, retinopatía diabética, pie diabético, neuropatía diabética, vasculopatía troncal o periférica, hipertensión crónica, entre varias otras alteraciones. Por lo tanto, para el momento en que un individuo es diagnosticado con DT2, alguna o varias de estas patologías se revelan como parte de la patogénesis [2].

Aunque las rutas exactas de evolución y desarrollo pleno de la DT2 aún son desconocidas, los factores de riesgo más importantes son: exceso de peso, inactividad física y nutrición inadecuada, aunque también pueden desempeñar un rol importante la historia familiar de DM, el diagnóstico de DM gestacional, la

edad avanzada, así como factores de impacto epigenético (factores ocupacionales y condiciones ambientales, entre otros) [2].

A diferencia de los diabéticos tipo 1, los pacientes con DT2 no requieren insulina diariamente. Su tratamiento consiste en una dieta saludable, incremento de la actividad física y mantener su índice de masa corporal¹ (IMC) dentro de los rangos aceptables [6], además de medicación para controlar los niveles de glucosa.

El número de personas con DT2 está creciendo rápidamente a nivel mundial. Este incremento se ha asociado al envejecimiento de la población, el desarrollo económico, el incremento de la urbanización, las dietas poco saludables y el sedentarismo.

- DM gestacional: La hiperglucemia detectada por primera vez durante el embarazo se puede clasificar como sigue [2]:
 - DM gestacional.
 - DM en el embarazo.

Las mujeres con un nivel de glucosa ligeramente alto en la sangre son clasificadas dentro de la categoría de DM gestacional, mientras que las mujeres con un nivel substancialmente elevado de glucosa en la sangre son clasificadas dentro de la categoría de DM en el embarazo.

La DM gestacional suele ocurrir en la semana 24 de embarazo y normalmente desaparece tras el embarazo. Sin embargo, las mujeres que la desarrollan tienen alto riesgo de padecer eventualmente DT2. Así mismo, los bebés nacidos de madres con DM gestacional también tienen alto riesgo de desarrollar DT2 [2].

Otros tipos de DM menos usuales son [2]:

- DM monogenética, la cual es resultado de una mutación genética.

¹El IMC se define como el cociente entre el peso de la persona, en Kg, y su estatura al cuadrado, medida en metros [6].

- DM secundaria, la cual se presenta como complicación de otras enfermedades como desórdenes hormonales o pancreatitis (inflamación del páncreas).

La DM es una de las más grandes emergencias de salud global del siglo XXI. Según estimaciones de la Federación Internacional de la Diabetes (IDF, por sus siglas en inglés), en el mundo actualmente 415 millones de adultos padecen DM, mientras que 318 millones de adultos presentan daño en la tolerancia a la glucosa, lo cual los coloca en un alto riesgo de padecer DM [2]. Por otro lado, la misma IDF estima que 193 millones de personas con DM aún no han sido diagnosticadas, por lo que presentan mayor riesgo de desarrollar complicaciones [2].

Los resultados recabados por la IDF en el 2015 muestran que los hombres son los más afectados por la DM, con un total de 215.2 millones afectados por la enfermedad. También se ha identificado que la presencia de la enfermedad es mayor en zonas urbanas que en territorios rurales. La IDF estima que de mantener estas tendencias, para 2040 el número de diabéticos (pacientes con DM) ascenderá a 642 millones aproximadamente [2].

Como ya se ha mencionado, la DT2 es la forma más prevalente de la enfermedad. En países desarrollados, arriba del 91 % de los adultos diabéticos presentan DT2. Sin embargo, la DT1 también va en aumento. La IDF estima que en 2015 su incidencia se incrementó un 3 %, particularmente entre niños. En 2015 se rebasó por primera vez el medio millón de niños con DT1, siendo Estados Unidos el país con mayor número, seguido por India y Brasil. México se encuentra en el lugar 10, con 13500 niños diagnosticados con DT1 [2].

El impacto económico de la DM es bastante elevado, tanto para pacientes y familiares como para los países y sus sistemas nacionales de salud. Este impacto está relacionado con el incremento en el uso de los servicios de salud, la pérdida de productividad y el largo tiempo que toma superar las complicaciones de la DM. La mayoría de los países gastan entre el 5 % y el 20 % de su presupuesto total anual de salud para atender a la población con DM [2].

En México, al igual que en los demás países, los estilos de vida poco saludables en

niños, adolescentes y adultos han propiciado un aumento importante en la obesidad y el sobrepeso. Hoy día éstos son reconocidos como los principales factores de riesgo modificables de la DM. Por esta razón, en los últimos años el número de personas que padecen DM se ha incrementado, convirtiéndose en la segunda causa de muerte en el país [57]. Según datos de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de 2012, Sector Salud, 9.17 % de los adultos en México habían recibido un diagnóstico de DM [3]. En 2015 esta cifra aumentó a 14.68 % y para 2040 se espera que llegue al 18.48 % [2]. Esto convierte a México en uno de los países con mayor prevalencia de DM en el mundo.

Las personas con DM presentan alto riesgo de desarrollar una gran cantidad de problemas de salud relacionados con etiologías micro vasculares, macro vasculares y metabólicas. Entre las principales complicaciones ocasionadas por la DM se encuentran la retinopatía diabética, problemas cardiovasculares, complicaciones durante el embarazo, problemas renales, daño neurológico y pie diabético. Entre estas, las complicaciones cardiovasculares son la causa más común de muerte prematura entre pacientes con DM [59].

En este trabajo desglosaremos con mayor detalle las complicaciones asociadas al pie diabético, que es el problema clínico en el cual se enfoca este estudio.

2.2. Anatomía Vascular de las Extremidades Inferiores

La anatomía general de cada extremidad inferior está constituida por: el glúteo; el muslo, que es la región entre la cadera y la rodilla y está formado por el hueso fémur; la pierna, que se encuentra entre la rodilla y el tobillo y está formada por los huesos tibia y peroné; el tobillo, que se encarga de unir la pierna con el pie, el cual forma parte de la extremidad [61].

Las extremidades inferiores reciben sangre desde la arteria aorta abdominal, la cual se bifurca a nivel de las vértebras lumbares L4/L5, a la altura de la región umbilical, formando las arterias ilíacas comunes. Cada una de estas arterias se dividen en ilíaca externa e interna. La arteria ilíaca interna se ramifica para irrigar la pelvis y sus órganos. Por su parte, la ilíaca externa sigue su trayecto inferiormente y pasa a

denominarse arteria femoral debajo del ligamento inguinal. Unos 2 o 4 cm después de este punto la arteria femoral da origen a la arteria femoral profunda que abastece de sangre al muslo y la nalga. Continuando hasta el canal de los abductores la arteria femoral pasa a llamarse arteria poplítea, la cual se bifurca en la arteria tibial anterior y el tronco tibioperoneo². La arteria tibial anterior desemboca en la arteria dorsal del pie (también denominada arteria pedia), la cual irriga la parte superior del mismo. El tronco tibioperoneo origina las arterias tibial posterior y peronea o fibular, las cuales llegan hasta el maléolo medial y lateral respectivamente, abasteciendo la planta del pie y formando el llamado arco del pie [62].

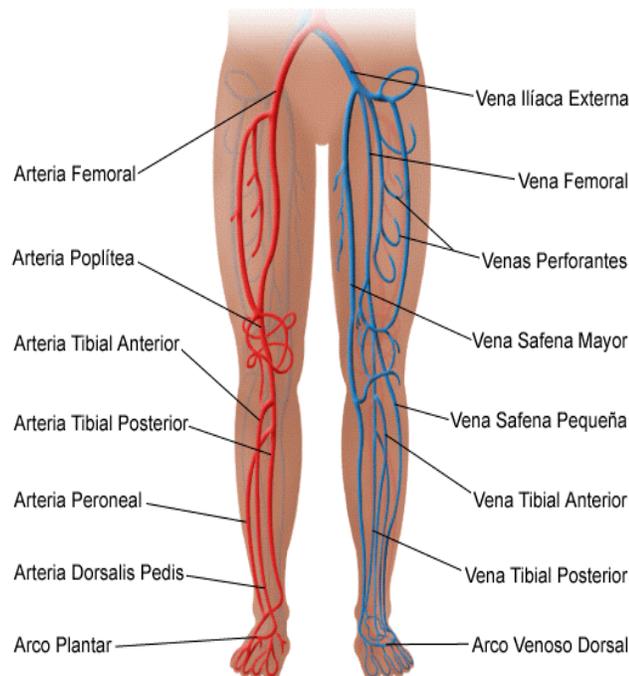


Figura 2.1. Esquema de la anatomía vascular de las extremidades inferiores [63].

Si existe un fallo en la red descrita previamente, pueden presentarse problemas de isquemia, infección, deterioro motriz y deterioro sensitivo. Estos estadios son característicos de la enfermedad del pie diabético [64]. Los aspectos específicos de esta patología se describen con detalle en la siguiente sección.

²También es posible que la arteria poplítea se trifurque directamente en las arterias tibial anterior, tibial posterior y peronea.

2.3. Pie Diabético

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud y al Grupo Internacional de Trabajo en el Pie Diabético (International Working Group on the Diabetic Foot), el pie diabético se define como una alteración clínica de las extremidades inferiores en la cual hay presencia de ulceración, infección y/o destrucción de tejidos profundos, asociados con alteraciones neurológicas (neuropatías) y diversos grados de enfermedad vascular periférica (vasculopatía) [65].

De acuerdo al National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases, las neuropatías diabéticas son un conjunto de alteraciones nerviosas causadas por la DM [7]. Estas alteraciones tienen su origen en distintos factores, los cuales van desde hiperglucemia y DM prolongada, daño a los microvasos que irrigan los nervios, factores auto-inmunitarios que causan inflamación de los nervios, lesiones mecánicas como el síndrome de túnel carpiano, condiciones hereditarias y estilo de vida (consumo excesivo de alcohol y tabaco).

La neuropatía diabética se clasifica de la siguiente manera [7]:

- **Neuropatía periférica:** Es el tipo más común de neuropatía diabética. Causa dolor o pérdida de sensación en las extremidades superiores e inferiores, normalmente afectando primero éstas últimas.
- **Neuropatía autónoma:** Este tipo de neuropatía afecta los nervios que controlan el corazón, regulan la presión arterial y regulan los niveles de glucosa en la sangre. Además afecta otros órganos internos, generando problemas en la digestión, función respiratoria, micción, respuesta sexual, visión y sudoración.
- **Neuropatía proximal:** Produce debilidad en las piernas e inhabilidad para ponerse de pie por sí solo luego de estar sentado. Es más común en diabéticos tipo 2 y adultos mayores con DM.
- **Neuropatía focal:** aparece súbitamente y afecta nervios específicos, normalmente en la cabeza, torso o piernas. Es dolorosa e impredecible y casi siempre ocurre en adultos mayores con DM. Sin embargo, tiende a mejorar por sí sola después de un tiempo y no causa daño a largo plazo.

Los síntomas de la neuropatía diabética dependen del tipo específico y los nervios que se vean afectados. Algunas personas con daño nervioso pueden no presentar síntomas. Para otras, los síntomas iniciales son hormigueo, adormecimiento o dolor en los pies. Algunos de los principales síntomas relacionados a daño nervioso son: adormecimiento, hormigueo o dolor en las extremidades, desgaste muscular de pies y manos, problemas intestinales como indigestión, náuseas, vómito, diarrea o estreñimiento, mareo o desmayo, problemas de micción y disfunciones sexuales [7]. El cuadro sintomático puede incluir todos o algunos de estos síntomas. La especificidad sintomática varía de persona a persona.

En el caso del pie diabético, las principales neuropatías asociadas son la periférica y la autónoma. La evolución de la neuropatía periférica comienza en los dedos de los pies y se extiende hacia el tobillo y el talón. Este tipo de neuropatía a su vez presenta dos vertientes de afectación. Por un lado, genera un déficit en la capacidad sensorial de las extremidades inferiores (neuropatía sensorial) y por el otro, produce daño a los nervios motores (neuropatía motora) causando problemas en las articulaciones y las glándulas sudoríparas [59].

Por su parte la enfermedad vascular periférica (EVP) refiere un conjunto de condiciones en las cuales se produce estenosis³ u oclusión total de los vasos sanguíneos en la circulación periférica, particularmente en las piernas [8]. Los principales factores que desencadenan esta enfermedad son la poca actividad física, la mala nutrición, el consumo de tabaco y la presencia de otras patologías como la DM y la hipertensión. Cuando la EVP afecta sólo a las arterias, se denomina enfermedad arterial periférica (EAP) [66].

La EAP es causada por la aterosclerosis o endurecimiento de las arterias [67]. La aterosclerosis ocurre cuando se acumulan grasa, colesterol y otras sustancias en las paredes de las arterias. Estos depósitos son denominados placa de ateroma o placa ateromatosa, y tiene como efecto común, independientemente de su composición, el de estenotar⁴ y reducir la distensibilidad⁵ de las arterias [64, 67]. La consecuencia

³Oclusión parcial de una arteria.

⁴Producir estenosis.

⁵La distensibilidad arterial se refiere a la elasticidad de la pared arterial.

inmediata es la obstrucción parcial o total del flujo sanguíneo, impidiendo así la llegada de sangre y oxígeno a los tejidos, dando lugar al daño o muerte celular: necrosis [74]. Una consecuencia adicional de la rigidez arterial es que inhibe la elasticidad de la arteria. Esto trae como resultado que los músculos de las piernas no reciban suficiente sangre ni oxígeno cuando trabajan más intensamente llegando, en los casos más graves, a no recibir suficiente sangre ni oxígeno aún en reposo [67].

La aterosclerosis es considerada actualmente como un proceso dinámico, en el que existe depósito de lípidos, proliferación de músculo liso, desarrollo de placa ateromatosa y un factor inflamatorio presente desde etapas iniciales [64].

La EAP es un trastorno común que afecta generalmente a hombres mayores de 50 años, aunque las mujeres también son propensas a sufrirla.

Los síntomas que caracterizan a la EAP son: dolor (claudicación), fatiga, ardor y/o molestia en los músculos de los pies, pantorrillas y muslos, los cuales aparecen en el momento de realizar una actividad física, y desaparecen varios minutos después del reposo (claudicación intermitente) [67].

La presencia de neuropatía y vasculopatía en pacientes con pie diabético trae consigo numerosas complicaciones, entre las más frecuentes está el arribo a estadios de gangrena con la consecuente necesidad de una o más amputaciones, e inclusive el riesgo de fatalidades [59].

Una de las complicaciones más comunes es la úlcera del pie diabético. Aproximadamente el 15% de los pacientes con DM desarrollarán una úlcera en una extremidad inferior durante el curso de su enfermedad. Mientras que del 7% al 20% de los pacientes con úlceras en el pie requerirán eventualmente una amputación [59]. La ulceración del pie es el precursor más común de amputación entre los pacientes con DM [59].

La falta de sensación provocada por la neuropatía sensorial periférica es el principal factor de ulceración en pie diabético. Aproximadamente 45% al 60% de las úlceras son puramente neuropáticas, mientras que arriba del 45% tiene componentes neuropáticos e isquémicos [59].

Por otra parte, la neuropatía motora puede provocar atrofia del músculo crural y deformidades. Mientras que la neuropatía autónoma frecuentemente resulta en piel

seca con grietas y fisuras, permitiendo el ingreso de bacterias.

Cuando una úlcera se ha desarrollado, la presencia de vasculopatía repercute directamente en el tiempo de curación, volviéndolo más lento. Esto conlleva a eventuales infecciones que pueden desencadenar en una amputación. Las infecciones son la segunda complicación más frecuente en pacientes con pie diabético, sólo por debajo de las ulceraciones [59].

Cómo se ha mencionado antes, la falta de oxigenación en los tejidos producida por la vasculopatía puede llevar a la eventual muerte de estos tejidos (necrosis). Esto trae como consecuencia directa la amputación de la región afectada. De igual manera, la presencia de infección es un factor de riesgo significativo para una amputación, pues puede conducir a la necrosis y gangrena de una extensa región de tejido que deberá ser amputada para evitar daño en zonas aledañas, sepsis⁶ o muerte.

Según lo reportado por Frykberg y cols. [59], la amputación de miembros inferiores es entre 15 y 40 veces mayor en diabéticos que en no diabéticos. Además, es 50 % mayor en hombres que en mujeres. Igualmente mencionan que los pacientes que han sufrido la amputación de una extremidad tienen entre 40 % y 50 % de probabilidad de ser amputados de la extremidad contra-lateral en los siguientes 2 años.

En México, según datos de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) 2012 [3], el ardor, dolor y/o pérdida de sensibilidad en los pies es la segunda complicación más frecuente en diabéticos, mientras que alrededor del 2 % de los pacientes diagnosticados presentan una amputación.

Un dato que nos revela lo crudo de esta enfermedad es la tasa de supervivencia después de una amputación para pacientes diabéticos, la cual está entre 28 % y 31 %.

En su trabajo Frykberg proporciona un conjunto de procedimientos para evaluar las complicaciones asociadas al pie diabético de manera sistemática con el propósito de llevar por buen camino el tratamiento del paciente y evitar la mayor cantidad de complicaciones aumentando así su calidad de vida.

⁶La sepsis es una abrumadora respuesta inmunológica a una infección. Esta respuesta libera sustancias que desencadenan una inflamación generalizada, lo que conduce a la formación de coágulos de sangre y la filtración de vasos sanguíneos [60].

2.4. Tratamiento Clínico

El tratamiento del pie diabético es uno de los retos más difíciles en la práctica clínica [64]. Actualmente, los tratamientos clínicos para la detección de neuropatía y vasculopatía consisten en pruebas exploratorias. Para llevar a cabo la detección de neuropatía usualmente se realiza una exploración neurológica que incluye 4 pruebas de sensibilidad: sensibilidad al tacto, sensibilidad a la presión, sensibilidad a la temperatura y sensibilidad al dolor. En todos los casos se utilizan instrumentos calibrados para producir un estímulo y se verifica si el paciente es capaz de percibirlo por medio de preguntas directas. A pesar de su extendido uso, este método presenta inconvenientes debido a la subjetividad de las respuestas que puede dar el paciente y en menor medida a la experiencia del médico.

Para remediar esto, expertos de la Universidad de Michigan desarrollaron en el año 2000 el llamado cuestionario Michigan (Michigan Neuropathy Screening Instrument) [75], el cual consta de dos partes: un cuestionario de 15 preguntas que se aplica al paciente y un examen físico realizado por un especialista. Este examen consiste en la exploración física de los pies para evaluar la aparición de úlceras, heridas, infecciones, sequedad y fisuras. En conjunto con estas evaluaciones, también se realizan pruebas de sensibilidad utilizando un diapasón y el monofilamento de nylon ya mencionado, con el cual se lleva a cabo una exploración de sensibilidad fina. Cada una de estas evaluaciones arroja una calificación, la cual se suma con las demás para determinar si el paciente presenta neuropatía.

Por su parte, la evaluación de vasculopatía se realiza por medio del índice tobillo-brazo, el cual relaciona la presión arterial sistólica en la región del tobillo y el brazo. Para detectar la mejor señal de presión se utiliza un transductor doppler y un baumanómetro para medirla manualmente. Según los resultados arrojados por esta prueba, la EAP puede ser: normal, leve, moderada y severa.

Adicionalmente, existen diversas técnicas de imagenología utilizadas en el tratamiento de la enfermedad arterial periférica, que son [9]:

- Angioresonancia: Utilizada para diagnóstico de enfermedad arterial periférica, localización y extensión de lesiones, así como cuantificación de estenosis y oclusiones. Aporta imágenes tridimensionales de resonancia magnética utilizando gadolinio como medio de contraste.

- **Angiografía:** Generalmente utilizada con sustracción digital porque aumenta la resolución de la exploración y disminuye la necesidad de imágenes de rayos X. Aporta información detallada de la anatomía arterial, grados de estenosis y longitud de la misma.
- **Radiología simple:** Se usa para detectar osteomielitis, fracturas y dislocaciones que aparecen en neuropatía y artropatía, calcificación arterial, presencia de gas, deformidades y cuerpos extraños.
- **Angio-CT:** Es utilizada en la detección de la EAP y su extensión anatómica empleando medios de contraste iodados y un sistema de tomografía por rayos X. Detecta estenosis significativas y aporta información de la pared arterial.
- **Eco-doppler:** Consiste en un estudio transversal y longitudinal de la estructura vascular usando ultrasonido. Se aplica el modo B-color para delimitar la luz de la estructura y valorar la homogeneidad del color como detector de alteraciones significativas de flujo. Finalmente las características de la onda de flujo arterial se analizan con Doppler pulsado. El estudio se basa en el análisis de la pared de la estructura vascular y en la medición de las velocidades pico sistólicas en la arteria para determinar el grado y localización de estenosis, así como características de la placa que produce la oclusión.

Estas técnicas, aunque efectivas, presentan inconvenientes intrínsecos derivados del proceso físico en que se fundamentan. Entre los principales inconvenientes se encuentran el carácter invasivo de los estudios que requieren la administración de medios de contraste y/ó el uso de radiación ionizante para llevarse a cabo. Por otra parte, los estudios que no presentan este tipo de inconvenientes o que los presentan al mínimo, como lo es el eco-doppler, tienen el problema de que la calidad y cantidad de información extraíble es limitada. Además de que el tiempo que requiere es largo, y por lo tanto, el uso de esta técnica no siempre es posible para un paciente con cierto grado de avance de la patología.

De acuerdo a la experiencia médica, el aspecto más importante en el tratamiento del pie diabético es la prevención. En la mayoría de casos, la ignorancia del enfermo y del médico es el punto de partida de las complicaciones asociadas a esta patología.

Debido a esto, la promoción de campañas de información y la educación del paciente son imprescindibles para evitar estas complicaciones [64].

Una excelente referencia para profundizar en el tema del pie diabético, sus complicaciones y el tratamiento de las mismas puede consultarse en [64].

Capítulo 3

Termografía Funcional

Todo objeto en la naturaleza emite calor en forma de radiación. Esta radiación es consecuencia del movimiento de los componentes fundamentales del objeto (átomos y moléculas) y está en función de la temperatura del mismo.

El cuerpo humano no es la excepción, además posee la característica de mantener su temperatura interna casi constante alrededor de los 37°C ($\pm 0.5^{\circ}\text{C}$). La regulación de la temperatura es esencial para el correcto funcionamiento del cuerpo, por lo que el cambio de esta en unos cuantos grados es una señal clara de una probable enfermedad [76].

La termografía infrarroja (TIR) permite captar la radiación térmica utilizando cámaras con sensores infrarrojos y generar una imagen de la distribución espacial de las temperaturas de emisión del objeto de estudio. Esta imagen, interpretada adecuadamente, puede proporcionar información relevante del estado de salud de una persona.

En este capítulo se describirán los fundamentos físicos y fisiológicos que permiten darle una interpretación médica a la termografía. Se presentarán los mecanismos de transferencia de calor, profundizando en la radiación térmica y su relación con la ley de Stefan-Boltzmann. Así mismo, se dará un panorama general de la termodinámica del cuerpo humano, con énfasis en los mecanismos físicos presentes, entre los cuales destaca la ley de difusión de Fick.

Por otro lado, se discutirán los aspectos técnicos de la termografía, relacionados con la digitalización de imágenes y la medición de temperatura a partir de la radiación

captada por los sensores de las cámaras termográficas.

Por último, se hará una breve mención de las aplicaciones de la termografía, con especial interés en las aplicaciones médicas.

3.1. Fundamentos Físicos de la Termografía Funcional

3.1.1. Transferencia de Calor

Se denomina calor al intercambio de energía producido por un gradiente de temperaturas, ya sea en un solo sistema o en dos sistemas a diferentes temperaturas [77]. Existen tres mecanismos que permiten la transferencia de calor [11]. El primero es la **conducción**, donde la transferencia de energía se produce por contacto entre los cuerpos involucrados; el segundo es la **convección**, en la cual el intercambio de calor se debe a la presencia de un fluido que lo transporta entre objetos o regiones a distinta temperatura. El tercero es la **radiación**, que consiste en el intercambio de energía electromagnética entre objetos a distancia. Este mecanismo de transferencia, por ser el de mayor interés para este trabajo, se describe a continuación con mayor detalle.

3.1.2. Radiación Térmica

Todo cuerpo con una temperatura mayor al cero absoluto emite energía electromagnética, denominada radiación térmica [78]. Esto se debe al movimiento acelerado de las partículas que constituyen al cuerpo. De acuerdo a la teoría electromagnética de J.C. Maxwell, el intercambio de energía en el mecanismo de transferencia de calor por radiación se lleva a cabo por medio de ondas electromagnéticas [79]. Estas ondas electromagnéticas transportan energía moviéndose a la velocidad de la luz c , cuyo valor en el vacío corresponde a $299,792,458 \text{ m/s}$ [80].

Todos los cuerpos constantemente están recibiendo energía radiante sobre su superficie. Esta radiación proviene tanto de fuentes externas como de su interior. Debido a las propiedades estructurales de los cuerpos, una parte de la radiación que incide sobre su superficie es transmitida al interior del cuerpo y el resto se refleja [77].

Cuando la energía radiante incide desde el exterior, la parte que no es reflejada atraviesa la superficie del cuerpo y es absorbida total o parcialmente dentro del volumen del cuerpo en cuestión. La fracción de radiación que no es absorbida o reflejada se transmite a través del cuerpo. En el caso opuesto en que la radiación procede del interior parte de la energía será reflejada y reabsorbida por los átomos o moléculas del cuerpo, mientras que el resto de la radiación se difundirá o transmitirá al exterior a través de la superficie [11]. Es importante recordar que un cuerpo en equilibrio térmico emitirá la misma cantidad de radiación que la absorbida por unidad de tiempo [81].

La consideración general es que se asume conservación de energía y, por lo tanto, el total normalizado de radiación en el sistema se obtiene de la suma de la radiación absorbida ($\alpha_{\lambda,\phi}$), la radiación reflejada ($\rho_{\lambda,\phi}$) y la radiación transmitida ($\tau_{\lambda,\phi}$). Esta suma debe ser igual a 1, de acuerdo a la interpretación espectral de la radiación de cuerpo negro [11]. Esto puede expresarse como sigue:

$$\alpha_{\lambda,\phi} + \rho_{\lambda,\phi} + \tau_{\lambda,\phi} = 1 \quad (3.1)$$

Dónde λ es la longitud de onda de la radiación incidente y ϕ es el ángulo de incidencia respecto a un sistema de referencia establecido.

3.1.3. Radiación de Cuerpo Negro y la Ley de Stefan-Boltzmann

Como se estableció en la sección anterior, la radiación que incide sobre la superficie de un cuerpo, desde el exterior o el interior puede ser absorbida, transmitida o reflejada. Existe un caso límite donde la superficie de un cuerpo perfecto, denominado cuerpo negro, absorbe toda la radiación incidente desde el exterior, y emite toda la energía que incide desde su interior[11].

Un cuerpo negro puede modelarse, de manera simplificada, por una cavidad de paredes absorbentes con una pequeña abertura a través de la cual incide radiación que es absorbida por las paredes en múltiples reflexiones [11].

La radiación electromagnética en el interior de un cuerpo negro se encuentra en equilibrio termodinámico y puede modelarse como un gas de fotones. Si el gas de fotones no se encuentra en el vacío, es necesario que la interacción de los fotones con

la materia sea limitada, con el propósito de que el equilibrio térmico se alcance a través de absorción y emisión de fotones [81].

Partiendo de los principios de la física estadística y las consideraciones anteriores, se puede llegar a la siguiente ecuación [81]:

$$U(\nu, T) = \frac{8\pi h\nu^3}{c^2} \frac{1}{e^{\frac{h\nu}{k_B T}} - 1} \quad (3.2)$$

Dónde $U(\nu, T)$ es la energía por unidad de área (A), por unidad de tiempo, por unidad de ángulo sólido (Ω), y por cada frecuencia (ν) a una temperatura efectiva¹ T , emitida por el cuerpo negro en la dirección normal a la superficie que lo delimita. Los demás términos que aparecen en la ecuación corresponden a la constante de Planck (h), la velocidad de la luz (c) y la constante de Boltzmann (k_B).

Esta ecuación es conocida como ley de Planck de radiación de cuerpo negro, ya que describe a la distribución espectral de la energía de radiación de cuerpo negro para todas las frecuencias y todas las temperaturas [81].

A partir de la ley de Planck es posible deducir la ley de desplazamiento de Wien, la cual relaciona la máxima longitud de onda de la radiación emitida por un cuerpo con su temperatura absoluta [81]. Esta ley se expresa analíticamente como,

$$U(\nu, T) = \frac{8\pi h\nu^3}{c^2} e^{-\frac{h\nu}{k_B T}} \quad (3.3)$$

De esta ecuación es posible obtener el máximo en la radiación emitida por un cuerpo según su temperatura. Particularmente, a temperaturas en las que nos desarrollamos los seres vivos (entre los -20°C y los 50°C), el máximo de emisión de la radiación de los seres vivos está en la región del infrarrojo [10].

Por otro lado, integrando la ecuación (3.2) sobre todo el espacio de frecuencias se obtiene la energía emitida por un cuerpo negro, por unidad de área, por unidad de tiempo, a temperatura efectiva T , que es proporcional a la cuarta potencia de dicha temperatura. Este resultado se conoce como ley de Stefan-Boltzmann y se representa

¹La temperatura efectiva es la temperatura superficial del objeto de interés.

por medio de la siguiente ecuación [11]:

$$U(T) = \sigma \cdot T^4 \quad (3.4)$$

donde $\sigma = \frac{2\pi^5 k_B^4}{15h^3 c^2} = 5.67 \times 10^{-8} \frac{W}{m^2 K}$ es la constante de Stefan-Boltzmann [81].

La ley de Stefan-Boltzmann es válida sólo para un cuerpo negro. Los cuerpos en la naturaleza sólo emiten una fracción de la energía térmica emitida por un cuerpo negro a la misma temperatura. Esta emisión está determinada por el parámetro $\epsilon_c(T)$ denominado emisividad del cuerpo, el cual se representa como:

$$\epsilon_c(T) = \frac{U_c(T)}{U_{cn}(T)}; \quad (3.5)$$

dónde $U_c(T)$ representa la energía emitida por el cuerpo real y $U_{cn}(T)$ la energía emitida por un cuerpo negro, por unidad de área, por unidad de tiempo, a temperatura efectiva T.

Si la emisividad de un cuerpo es constante e independiente de la longitud de onda, se dice que es un cuerpo gris [82]. La emisividad de los cuerpos reales no es constante ni independiente de la longitud de onda, por lo que no pueden ser considerados estrictamente cuerpos grises. Sin embargo, asumiendo intervalos cortos de longitud de onda, la emisividad puede considerarse constante, y los cuerpos reales pueden tratarse como cuerpos grises [82].

En consecuencia, de la ecuación (3.5) podemos despejar $U_c(T)$, y al sustituir $U_{cn}(T)$ utilizando la ecuación (3.4) obtenemos que la expresión para la energía emitida por un cuerpo real, por unidad de área, por unidad de tiempo y a temperatura efectiva T, en intervalos cortos de longitud de onda es:

$$U_c(T) = \epsilon_c \cdot \sigma \cdot (T_c)^4. \quad (3.6)$$

3.1.4. Termodinámica del Cuerpo Humano

Como se mencionó en el capítulo 1, el ser humano es un animal homeotermo. Es decir, puede mantener su temperatura interna casi constante dentro de un intervalo que va de los 36.2°C a los 37.5°C [83]. Esta temperatura es resultado del equilibrio

entre la producción de calor (termogénesis) y la pérdida del mismo (termólisis).

Ya que el cuerpo humano no puede producir su propia energía, resulta indispensable obtenerla de fuentes externas (alimentos), que son procesados a través de las reacciones químicas exotérmicas y que constituyen las reacciones metabólicas. Como resultado, una buena cantidad de la energía involucrada en este proceso, es liberada en forma de calor y su distribución está gobernada por la red vascular.

La producción de calor se debe principalmente a procesos metabólicos y en menor medida a los alrededores (medio ambiente). La gran mayoría del calor producido por el cuerpo se genera en los órganos internos, especialmente en el hígado, cerebro y los músculos, como resultado de la actividad física [84]. Así, Love [85] identifica que el metabolismo actúa como la fuente del calor que sostiene (regula) la emisión de radiación. Por ello define que la distribución del calor metabólico es la que rige la distribución de la emisión de radiación infrarroja desde un organismo vivo. Más adelante se describe con mayor detalle este aspecto, dado que es central para los propósitos de este trabajo.

De acuerdo con Ammer [29], los procesos metabólicos del organismo incluso a nivel basal² son capaces de desarrollar suficiente calor para elevar la temperatura del organismo en 1°C cada hora. El calor generado en los órganos y tejidos internos es transferido a la piel, donde se pierde por interacción con los alrededores. La tasa de pérdida de calor está determinada por dos factores: 1) la rapidez con la que el calor es conducido, desde donde se produce hasta la piel; y 2) la rapidez con la que el calor puede ser transferido de la piel a los alrededores.

El intercambio de energía entre el cuerpo y los alrededores se da mediante 4 mecanismos: conducción, convección, radiación y evaporación [84].

El fenómeno de conducción es responsable del 3% de la pérdida total de calor. Esto se debe a que la conducción de calor entre el ambiente y el cuerpo se auto-limita, pues el calor que el cuerpo transfiere inicialmente al aire eleva la temperatura de este último, conduciendo a un intercambio de calor en ambas direcciones³.

²El estado basal se define como aquel en el que el cuerpo humano está en reposo y el consumo de oxígeno responde a mantener las funciones básicas del cuerpo (funcionamiento de pulmones, corazón y cerebro).

³Este proceso es válido cuando la temperatura corporal es mayor a la del aire. En caso contrario sucede algo similar, pues el aire transfiere calor al cuerpo el cual eleva su temperatura hasta alcanzar el equilibrio térmico con el aire.

Por su parte, la convección por medio del aire representa el 15 % de la pérdida total de calor, mientras que la evaporación, al ser un proceso endotérmico⁴, es responsable del 22 % de la pérdida total. Este fenómeno se presenta generalmente cuando las glándulas sudoríparas actúan, aunque la pérdida de calor por medio de este mecanismo existe aun si la persona no está sudando⁵.

Por último, debido a que la temperatura natural promedio del cuerpo humano son los 37°C, constantemente está emitiendo radiación infrarroja (o radiación térmica). Ésta representa una pérdida del 60 % del calor corporal a través de este mecanismo. El correcto funcionamiento de las células del cuerpo requiere que la temperatura interna se mantenga alrededor de su estado basal⁶. Para que esto suceda el cuerpo se tiene que valer de una serie de mecanismos biológicos de regulación térmica que permiten mantener la temperatura en niveles adecuados para el óptimo funcionamiento del organismo.

3.1.5. Regulación térmica.

Los mecanismos de regulación térmica pueden dividirse en dos: 1) aquellos que se activan ante la pérdida de calor y 2) aquellos que se activan ante la ganancia del mismo.

Entre los primeros podemos encontrar al tremor, el cual consiste en espasmos musculares por medio de los cuales el cuerpo humano aumenta la producción de calor entre un 100 % y un 400 % [86]. Estos generalmente aparecen cuando la disminución térmica es excesiva (estados previos de hipotermia). Otro mecanismo para evitar la pérdida de calor es la vaso constricción periférica, que es el estrechamiento de los vasos capilares localizados en la piel para evitar el contacto de la sangre con el ambiente frío, de manera que la pérdida de calor por convección disminuye.

Para el segundo caso (la ganancia de temperatura), los humanos poseemos varios mecanismos de autorregulación entre los cuales encontramos a la vaso dilatación periférica. Ésta consiste en la dilatación de los vasos sanguíneos periféricos, lo cual permite que la sangre se acerque a la dermis para tener un mayor contacto con el aire

⁴Que absorbe calor para llevarse a cabo.

⁵Al día, entre 450 y 600 ml de agua se evaporan de la piel sin necesidad de sudor presente.

⁶La temperatura basal del cuerpo es la temperatura promedio a la cual se encuentra el organismo estando en su estado basal. Esta temperatura corresponde a 37°C±0.5°C.

y facilitando así la pérdida de calor por convección. De igual manera, la sudoración, a través de la evaporación del agua, permite la pérdida de calor. Así, la evaporación del agua y la convección a través del aire, son utilizados en la respiración que también funciona como un mecanismo de regulación, siempre y cuando el aire tenga una temperatura menor a la del cuerpo. Este último punto resulta de vital importancia pues el ambiente juega un papel fundamental para que los mecanismos de regulación térmica sean efectivos.

Se sabe que los mecanismos de regulación térmica son gobernados por el núcleo neuronal anterior (hipotálamo anterior) y por el núcleo neuronal posterior (hipotálamo posterior) del hipotálamo [29, 84]. El hipotálamo anterior promueve la pérdida de calor por medio de vaso dilatación y sudoración de la piel cuando existe un aumento en la temperatura del organismo. Por su parte, el hipotálamo posterior se encarga de conservar y producir el calor corporal cuando la temperatura del organismo desciende.

Para que la regulación térmica sea adecuada, el hipotálamo se vale de termo-receptores a nivel central y periférico. A nivel central, estos termo-receptores son neuronas sensibles a la temperatura que aumentan su frecuencia de descarga de pulsos eléctricos cuando la temperatura está por encima o debajo de ciertos límites. A nivel periférico estas neuronas tienen receptores nerviosos asociados. Estos receptores nerviosos se clasifican según su función en: 1) sensibles al frío (puntos fríos) y 2) sensibles al calor (puntos calientes). Los puntos fríos presentan una mayor densidad que los puntos calientes⁷. La información recibida por estos receptores, es enviada a la neuronas especializadas del hipotálamo a través de los nervios aferentes⁸. Los nervios aferentes fríos están mielinizados⁹, por lo que presentan una velocidad de conducción mayor a la de los nervios aferentes calientes¹⁰ que no están mielinizados. Estas velocidades son entre 10 y 20 m/s para los primeros y entre 1 y 2 m/s para los segundos [87].

⁷En la pierna, por ejemplo, se estima que hay 7 puntos fríos contra 0.24 puntos calientes en una región de 100mm^2 .

⁸Los nervios aferentes se encargan de transportar los impulsos nerviosos desde los receptores u órganos sensoriales hacia el sistema nervioso central.

⁹La mielina es un material lipoproteico que permite la transmisión de impulsos nerviosos a una mayor velocidad debido a su alta resistencia eléctrica.

¹⁰Los nervios aferentes fríos transportan las señales de los puntos fríos, mientras que los nervios aferentes calientes transportan las señales de los puntos calientes.

3.1.6. Termoregulación y Diabetes

Una particularidad central para nuestro propósito de investigación es que las variaciones en la temperatura corporal si bien pueden responder a la actividad física, también pueden ser asociadas a alguna patología, como lo es la diabetes. Ante una patología, el sistema inmunológico es el que se encarga de disparar las alertas que indican la necesidad de lograr un balance en la termoregulación. Así la presencia de virus o bacterias infecciosas son instigadores de la respuesta inmunológica y la expresión de fiebre. Lo cual es sintomático de una condición de salud anómala. Sin embargo en situaciones como la diabetes, el escenario es distinto. Cuando se genera un aumento en la temperatura debido a una actividad física, el cuerpo ejecuta mecanismos de regulación para devolver la temperatura corporal a su estado basal; en cambio, si el aumento de temperatura se debe a una enfermedad, el cuerpo no registra esta nueva temperatura como anormal, sino que la toma como la nueva temperatura basal. Por lo tanto los mecanismos de termoregulación del cuerpo tratarán de mantener la temperatura corporal en este valor, y dado que es una condición anómala, esto puede redundar en daño irreversible.

Es importante acotar que la prevalencia de una temperatura constante del organismo es sólo válida para el interior del mismo. Ocurre que la temperatura de la piel presenta variaciones en función de la temperatura de los alrededores [84]. Esto es consecuencia de que la regulación térmica cutánea es vital para que la temperatura interna del cuerpo se mantenga constante. Hoy se sabe que la piel es el principal órgano relacionado con los mecanismos de pérdida y ganancia de calor, por ser la frontera entre el interior del organismo y el medio ambiente. La regulación térmica de la piel es un proceso complejo que depende de la tasa de flujo sanguíneo, de la estructura local del tejido subcutáneo y de la actividad del sistema nervioso simpático [88]. La alteración de alguna de estas tres características se ve reflejada en la distribución del calor corporal y en la regulación del mismo.

Como se describió en el capítulo 2, la DM es una enfermedad que tiene asociados distintos grados de neuropatía y enfermedad vascular periférica. La neuropatía provoca daño en los nervios del cuerpo, por lo que la respuesta a estímulos externos como pueden ser la sensación de frío y/o calor, pueden verse reducidas e incluso perderse en las regiones donde se presenta el daño nervioso [7].

Es importante hacer notar que frecuentemente, la EVP está asociada con la presencia de aterosclerosis, la cual provoca el estrechamiento y endurecimiento de las arterias [67]. Esto genera cambios en la irrigación sanguínea de los órganos y tejidos, además de inhibir parcial o totalmente la vaso constricción y vaso dilatación, disminuyendo la capacidad del cuerpo de regular su temperatura interna. En conjunto, las alteraciones a la respuesta externa y a los factores de respuesta vascular implican alteraciones locales en la tasa de actividad metabólica. Es decir, alteraciones en la producción de calor.

3.1.7. Perfusión Sanguínea

De acuerdo a Love [85], la perfusión puede definirse como el proceso relacionado con la distribución de nutrientes en la cama capilar del tejido. La adecuada distribución de estos nutrientes depende del correcto funcionamiento de la red vascular, tanto a nivel troncal como periférico, por lo que el mal funcionamiento de la red provoca una perfusión inadecuada en los tejidos.

La perfusión sanguínea juega un papel fundamental en la generación de calor corporal y, por lo tanto, en la correcta regulación térmica del organismo. Esto se debe a que los nutrientes suministrados a un tejido a través de la perfusión sanguínea son utilizados en las reacciones metabólicas que le proporcionan energía al mismo. Alrededor de un 70% de esta energía se transforma en calor, el cual se distribuye a lo largo del tejido, con repercusiones directas en la temperatura local. Si esta temperatura es menor que la del torrente sanguíneo, entonces habrá difusión de calor desde el torrente hacia el tejido; en caso contrario, el calor se difundirá del tejido al torrente sanguíneo. En el caso particular del tejido cutáneo, además de estas fuentes térmicas, se debe tomar en cuenta la influencia del medio ambiente ya que puede aportar o extraer calor del organismo dependiendo de su temperatura, humedad y conductividad térmica¹¹ [90].

¹¹La conductividad térmica está asociada con capacidad de conducción de calor de un cuerpo. Para el aire la conductividad térmica tiene un valor de $0.0247 \frac{W}{K \cdot m}$ a $280K$ [89], mientras que para el agua a la misma temperatura es $0.5715 \frac{W}{K \cdot m}$.

3.1.8. Primera Ley de Fick

Desde el punto de vista biofísico, la perfusión sanguínea y la difusión de calor pueden explicarse a partir de su interpretación mediada por la primera ley de Fick, la cuál explica el fenómeno de difusión en general.

Se asume que la difusión es el movimiento aleatorio de partículas desde una región de mayor concentración a una de menor concentración. Las partículas difundidas se mueven de manera independiente una de otra y rara vez colisionan entre sí, sin embargo pueden colisionar frecuentemente con las partículas del fluido en el que se encuentren inmersas. Este fluido puede estar en reposo o en movimiento. En el primer caso, la difusión es el único mecanismo de transporte de partículas, mientras que si el fluido está en movimiento este arrastrará a las partículas con él y la viscosidad del fluido juega un papel muy importante en la descripción del proceso de difusión.

Supongamos un fluido en reposo con un soluto en su interior. Si la concentración C de soluto es completamente uniforme, el flujo neto de partículas será cero, existiendo sólo fluctuaciones locales en la cantidad de partículas. Sin embargo, si la concentración del soluto es ligeramente mayor en una determinada región del fluido, digamos en el lado derecho, las fluctuaciones locales provocarán un mayor flujo de partículas hacia la zona de menor concentración (el lado izquierdo en este caso). El resultado global es que el flujo neto de partículas será distinto de cero. Si la diferencia en la concentración de soluto entre las regiones es pequeña, entonces la densidad de flujo j_x es linealmente proporcional al gradiente de concentración $\partial C/\partial x$. Es decir,

$$j_x = -D \frac{\partial C}{\partial x}, \quad (3.7)$$

donde D es la constante de difusión del medio. El signo negativo significa que el flujo va de la zona con mayor concentración a la de menor concentración.

La ecuación (3.7) representa a la primera ley de difusión de Fick, en una dimensión. En tres dimensiones, el flujo de partículas puede apuntar en cualquier dirección y tener componentes j_x , j_y y j_z . Cada una de estas tres componentes tendrá asociada una ecuación similar a la ecuación (3.7), de modo que se puede escribir una ecuación vectorial que involucre a las tres componentes, de manera que la primera ley de Fick

en tres dimensiones queda escrita como [91]:

$$\vec{\mathbf{j}} = -D\vec{\nabla}C. \quad (3.8)$$

En el cuerpo humano, la perfusión sanguínea puede identificarse como un fenómeno difusivo en el cual existe un flujo de nutrientes desde el torrente sanguíneo arterial hacia los diferentes tejidos; y un flujo de desechos desde los tejidos hacia el torrente sanguíneo venoso. La correcta o incorrecta difusión en el tejido dependerá en gran medida del estado de salud del mismo y del adecuado funcionamiento de la cama capilar que lo irriga. Una vez que los nutrientes transportados por el torrente sanguíneo son perfundidos en el tejido, las células de este comienzan los procesos necesarios para dotarlo de energía. La fracción de esta energía que se convierte en calor es difundida a lo largo del tejido y hacia la red de micro-vasos que lo irrigan. Por su parte, el calor transportado por el torrente sanguíneo también puede difundirse a través del tejido, si la temperatura de éste último es menor a la de la sangre. En caso contrario habrá un fenómeno de difusión térmica en sentido inverso.

La ecuación que gobierna la difusión de calor es un análogo a la ley de Fick, donde el término responsable del flujo de calor es el gradiente de temperaturas entre regiones consecutivas ∇T . Esta ecuación es conocida como ley de conducción de calor de Fourier y su expresión matemática es la siguiente:

$$\vec{\mathbf{j}} = -\kappa\vec{\nabla}T. \quad (3.9)$$

κ es la conductividad térmica del material, que se relaciona con la velocidad a la cual se intercambia calor en el mismo. Por ejemplo, la conductividad térmica de la dermis humana se encuentra entre $0.293 \frac{W}{m \cdot K}$ y $0.322 \frac{W}{m \cdot K}$, mientras que la epidermis presenta una conductividad térmica de $0.209 \frac{W}{m \cdot K}$ [92].

Como se ha mencionado previamente, una inadecuada perfusión y/o difusión térmica en los tejidos trae como consecuencia una distribución anormal del calor corporal. Estas anomalías térmicas pueden presentarse a nivel local o general¹² y pueden ser

¹²La inflamación y reparación de un tejido es un tipo de anomalía local, ya que sólo involucra una región determinada del cuerpo; por otro lado, la fiebre es una anomalía de tipo general o sistémica, pues produce un cambio en la temperatura de todo el cuerpo.

causadas por daño específico a un tejido (p.ej. un golpe, fractura, picadura de insecto, etc.) o por una enfermedad como la diabetes, que afecta la respuesta nerviosa y la red vascular poniendo en riesgo la vida de las personas.

En los últimos años, el uso de estas anomalías térmicas como herramienta de ayuda en el diagnóstico de patologías ha empezado a implementarse gracias al desarrollo de detectores infrarrojos que permiten captar la radiación emitida por el cuerpo humano en el rango de los 2 a los $20\mu m$ de longitud de onda.

Al conjunto de técnicas basadas en la adquisición de imágenes en el rango antes mencionado se le denomina imagenología infrarroja o termografía. En la siguiente sección describo el significado de las imágenes termográficas y algunos aspectos relevantes para su adquisición en general y en humanos, en particular.

3.2. Imágenes Termográficas

Una imagen termográfica es la representación gráfica de la distribución espacial de las temperaturas de emisión de un objeto de estudio [10]. La adquisición de éstas imágenes es a distancia, de manera inocua y no invasiva, por medio de cámaras termográficas que captan la radiación infrarroja emitida por el objeto de interés y posteriormente convierten esta información en una imagen de falso color asociado a las temperaturas de emisión del objeto.

3.2.1. Sensores Infrarrojos

La detección de radiación infrarroja se lleva a cabo a través de instrumentos sensores de calor o de radiación, los cuales expresan su respuesta en forma de una corriente eléctrica proporcional a la magnitud de la intensidad de la radiación registrada [93]. La tecnología actual permite medir y establecer una calibración apropiada de la radiación registrada. Así, cada pixel de imagen tiene asociado información de esta naturaleza, la cual se denomina información radiométrica [93]. Por su naturaleza los sensores se dividen en térmicos (termoeléctricos; p.ej. bolómetros y pirómetros) y fotónicos (fotoeléctricos; p.ej. arreglos de CMOS –del inglés, Complementary Metal-Oxide-Semiconductor–) [93].

Entre los primeros podemos encontrar los siguientes:

- Sensores bolométricos: Son resistores con una muy baja capacidad calorífica. La radiación infrarroja que incide en estos detectores cambia la resistencia de los mismos. Actualmente estos detectores pueden estar hechos de una película delgada de níquel, bismuto o antimonio. También hay bolómetros fabricados con semiconductores, superconductores y ferroeléctricos [93].
- Sensores microbolométricos: Operan a temperatura ambiente ($\sim 27^{\circ}C$), que es estabilizada con un enfriador Peltier¹³. Debido a esto son también conocidos como detectores no refrigerados. Como consecuencia de sus pequeñas dimensiones ($\sim 50\mu m$ de lado) son usualmente utilizados en arreglos matriciales [93].
- Sensores de termopila: Son sistemas de elementos térmicos conectados en serie, los cuales poseen una juntura de medición conectada a un elemento fotosensible sobre el cual incide la radiación infrarroja [93].
- Sensores piroeléctricos: Son compuestos de estado sólido cerámicos, semiconductores o polímeros, con propiedades ferroeléctricas¹⁴. Su principio físico es que presentan una diferencia de potencial instantánea, como resultado de su reorientación de dipolos eléctricos como respuesta a la presencia de un cambio de temperatura [93].

Por otro lado, dentro de los sensores fotónicos encontramos los siguientes subtipos:

- Sensores fotoconductivos: Son sensores con emisión fotoeléctrica interna en los cuales la resistencia de un fotoresistor cambia debido a la incidencia de radiación infrarroja. Este cambio produce una corriente eléctrica medible [93].
- Sensores fotovoltaicos: Basados en la emisión fotoeléctrica interna igual que los anteriores, estos sensores tienen estructuras que contienen barreras de potencial. El efecto fotovoltaico ocurre cuando cargas redundantes son inyectadas

¹³Un enfriador Peltier utiliza el efecto termoeléctrico y el efecto Peltier para oponerse al cambio de temperatura entre dos regiones determinadas. El efecto termoeléctrico consiste en la generación de un voltaje como consecuencia de un gradiente de temperatura, mientras que el efecto Peltier consiste en la creación de un gradiente de temperatura al ser aplicado un voltaje a un material termoeléctrico.

¹⁴La ferroelectricidad es una propiedad de ciertos materiales que tienen una polarización eléctrica espontánea que puede ser invertida por la aplicación de un campo eléctrico externo [94].

cerca de las barreras. Los CMOS de imagen son un ejemplo práctico de estos sistemas [95].

- Sensores fotoemisivos: Son sensores con emisión fotoeléctrica externa. En este caso los fotoelectrones son eyectados desde un fotocátodo mediante fotones incidentes. Los fotones son absorbidos por el fotocátodo, que se encuentra depositado en una base especial que es frecuentemente transparente a la radiación incidente [93].
- Sensores basados en pozos cuánticos: Están contruidos de arseniuro de galio-aluminio (AlGaAs) y arseniuro de galio (GaAs). Para asegurar condiciones óptimas de operación requieren temperaturas por debajo de los -203°C , que son más frías que las típicas requeridas por otros sensores ($\sim -196^{\circ}\text{C}$). Bajo condiciones óptimas la resolución de estos sensores va de los 20mK a los 40mK, convirtiéndolos en los sensores de radiación infrarroja más sensibles actualmente [93].

En las cámaras termográficas los sensores usados más frecuentemente son los bolómetros y los microbolómetros (refrigerados o no refrigerados) [96]. Sin embargo, actualmente la tecnología CMOS está presente en las nuevas tecnologías y es probable que en el futuro sea la más frecuente. Según sea el caso las cámaras termográficas se pueden clasificar en: con sensor único y con matriz de plano focal (Focal Plane Array –FPA–), respectivamente [96]. Si es del primer tipo, el bolómetro mide la energía radiada por un objeto a través de las reflexiones de esta en un espejo giratorio, generando así un barrido bidimensional de mediciones del objeto que finalmente arrojan sus valores de temperatura de emisión. En la otra modalidad se tiene una matriz de microbolómetros, los cuales registran la radiación emitida por una región definida del objeto de manera independiente [96].

En ambos casos, la imagen termográfica resultante se puede describir como una función $f(x, y)$ cuya amplitud en cada punto coordenado (x,y) corresponderá a la cantidad de energía radiada por una región específica del objeto. De esta manera, para digitalizar la imagen termográfica se deben tomar en cuenta tanto el espacio de coordenadas (muestreo) como la amplitud de la función resultante (cuantificación) [96].

En el caso particular de una cámara con FPA la resolución de la imagen estará determinada en función del número de sensores del arreglo y la cuantificación estará definida por el número de bits utilizados para representar un valor discreto de radiación medida [96].

3.2.2. Termografía Funcional

El término *Termografía Funcional* se refiere a la adquisición de imágenes infrarrojas en tiempo real y en condiciones dinámicas. Esto significa que la variación en las temperaturas de emisión registradas por la cámara termográfica son resultado de factores intrínsecos del objeto de estudio y de factores externos al mismo, como la humedad y la temperatura del medio ambiente. En el caso del ser humano los factores intrínsecos que intervienen en la cantidad de radiación IR emitida son los procesos metabólicos del cuerpo y la emisividad del mismo. Como se comentó en la sección 3.1.3 la emisividad de un objeto es la razón entre la radiación emitida por un cuerpo real y un cuerpo negro (véase ecuación (3.5)). Esto implica que el valor de emisividad de un objeto siempre estará entre 0 y 1. En el caso del ser humano se ha determinado de manera experimental que la emisividad de la piel se encuentra entre 0.92 y 0.98 [52, 97], lo que da un valor promedio de 0.95. Cabe aclarar que el valor de la emisividad varía en función de parámetros como la edad, género, peso, cantidad de masa grasa, hábitos personales (ejercicio, consumo de drogas, etc.), entre otros. La temperatura de emisión promedio de la piel es resultado inmediato de la circulación sanguínea en las vasos activos y superficiales que se encuentran entre la piel y la capa subcutánea superficial. Un cambio en esta temperatura estaría directamente relacionado con un cambio en la irrigación sanguínea del tejido, la cual puede tener su origen a nivel troncal o de micro-vasculatura. Por otra parte, los nervios periféricos encargados de detectar cambios en la temperatura superficial de la piel pueden verse afectados y entorpecer la regulación térmica en determinada región de la piel conduciendo a patrones térmicos anormales. Estas características vuelven a la termografía una herramienta potencial para el diagnóstico de patologías que comprometan la temperatura normal del organismo.

Así, la termografía funcional se puede categorizar en: pasiva y activa. En la primera, la radiación proveniente del objeto se mide sin alterarlo térmicamente. En el segun-

do caso, la termografía funcional activa, el objeto es estimulado térmicamente para medir la respuesta que tiene el objeto a dicho estímulo [82].

Siendo que el objeto de interés de la imagenología IR que aquí presento es el reconocimiento de patrones asociados a la función metabólica, es ahora de interés identificar que el metabolismo no es constante. El metabolismo puede variar debido a los factores anteriormente mencionados y por otros relacionados a patologías como la diabetes. Por su parte, y como ya se ha mencionado, las condiciones ambientales juegan un rol muy importante en la regulación térmica de la piel, cuya temperatura de emisión es, en última instancia, la que puede captarse con una cámara termográfica.

3.2.3. Medición de la Temperatura con una Cámara Termográfica

Como se mencionó previamente en 3.2.1 la cámara infrarroja no detecta directamente la temperatura de emisión del objeto de estudio, sino que capta la emisión de radiación infrarroja proveniente de éste y, mediante una ecuación que a continuación describo, es posible estimar dicho valor de temperatura.

Si el objeto de interés no se encuentra aislado, como sucede en la termografía funcional, la radiación que recibe la cámara no sólo proviene del objeto, sino también de fuentes térmicas que lo rodean. De esta manera, la radiación total (U_{tot}) registrada por la cámara proviene de tres fuentes [98]: la emisión del objeto (U_{obj}), la emisión de los alrededores que se refleja en el objeto (U_{refl}), y la emisión de la atmósfera (U_{atm}), es decir:

$$U_{tot} = U_{obj} + U_{refl} + U_{atm}. \quad (3.10)$$

En la sección 3.1.3 mencionamos la transmitancia, que es la cantidad de radiación que logra atravesar un objeto sin ser absorbida en el trayecto. Para los propósitos del cálculo es importante notar que no toda la radiación emitida por el objeto arriba a la cámara, ya que una parte de esta radiación es absorbida por la atmósfera. La radiación registrada por la cámara, proveniente del objeto en cuestión, corresponde a la porción de radiación transmitida por la atmósfera. Esto es,

$$U_{obj} = \epsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{obj})^4, \quad (3.11)$$

donde se ha hecho uso de la Ec. (3.6) definida en la sección 3.1.3. Así que U_{obj} es la emisión del objeto a temperatura superficial T_{obj} y emisividad ϵ_{obj} , en una atmósfera con transmitancia τ_{atm} .

En la sección 3.1.3 se introdujo el concepto de cuerpo gris, cuya emisividad está entre 0 y 1. Si además el cuerpo gris está hecho de materiales opacos, su transmitancia es nula. De manera que la ecuación (3.1) para cuerpos grises opacos queda reescrita como:

$$\alpha_{obj} + \rho_{obj} = 1. \quad (3.12)$$

De acuerdo con la ley de Kirchhoff de la radiación térmica, la cantidad de radiación emitida y absorbida por la superficie de un cuerpo son iguales a cualquier temperatura y longitud de onda específica [99]. Esto es:

$$\epsilon_{obj} = \alpha_{obj}. \quad (3.13)$$

Por lo tanto, de las ecuaciones (3.12) y (3.13) se obtiene que para cuerpos grises opacos

$$\rho_{obj} = 1 - \epsilon_{obj} \quad (3.14)$$

que se conoce como reflectancia del cuerpo gris y tiene un valor entre 0 y 1. Esto implica que los cuerpos grises opacos reflejan una parte de la radiación emitida por sus alrededores. Siendo que parte de esta radiación también es absorbida por la atmósfera, de la condición de conservación de la energía, se deduce que la emisión que el objeto refleja de los alrededores es:

$$U_{refl} = \rho_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4 = (1 - \epsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4. \quad (3.15)$$

Por último, nótese que el tercer término en la ecuación (3.10) es la emisión de radiación IR de la atmósfera. Al contrario de los cuerpos opacos, la atmósfera posee un valor de reflectancia despreciable, por lo que la ecuación (3.1) puede reescribirse para la atmósfera como:

$$\alpha_{atm} + \tau_{atm} = 1. \quad (3.16)$$

De manera que la emisión de radiación infrarroja de la atmósfera queda:

$$U_{atm} = \epsilon_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4 = (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4, \quad (3.17)$$

donde se utilizó la ecuación (3.13) para obtener $\epsilon_{atm} = (1 - \tau_{atm})$.

Luego, sustituyendo las ecuaciones (3.11), (3.15) y (3.17) en la ecuación (3.10) obtenemos que:

$$U_{tot} = \epsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{obj})^4 + (1 - \epsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4 + (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4. \quad (3.18)$$

De esta ecuación podemos despejar la temperatura de emisión del objeto, que está dada por:

$$T_{obj} = \sqrt[4]{\frac{U_{tot} - (1 - \epsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4 - (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4}{\epsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma}}. \quad (3.19)$$

De esta manera obtenemos la expresión más frecuente con la que las cámaras termográficas estiman la temperatura de emisión de temperatura [100].

Así, un termograma representa a la distribución de temperatura de emisión, en la que la escala de grises corresponde a las distintas temperaturas de emisión. Por lo tanto, una imagen termográfica (termograma) contiene simultáneamente, información espacial e información radiométrica.

3.3. Aplicaciones de la Termografía Funcional

La termografía ha sido en los últimos años una técnica de imagenología con una amplia variedad de aplicaciones. Entre las más importantes destacan las relacionadas con sistemas de visión nocturna utilizados en el transporte marítimo y terrestre, así como en sistemas de vigilancia y monitoreo de objetos estáticos y móviles, sin énfasis en aspectos funcionales.

En complejos industriales los equipos termográficos permiten explorar, visualizar y analizar las temperaturas de los equipos mecánicos y eléctricos de manera rápida y precisa para prevenir accidentes potenciales. Por su parte, en ambientes de alto riesgo debido a la presencia de gases tóxicos o vapores de altas temperaturas es

posible sustituir la introducción de exploradores humanos con la monitorización, la exploración de instalaciones y la obtención de medidas de temperatura a distancia con cámaras termográficas. Su aplicación en modo funcional ha sido de interés desde tiempo atrás. Por ejemplo para su uso alterno al polígrafo [101]. Así mismo en [102] se reporta el uso termografía para evaluar la composición de materiales con potenciales aplicaciones aeronáuticas.

En el área de la construcción el uso de termografía funcional permite detectar puntos precisos de fugas de energía, humedad y fallas eléctricas [49].

3.3.1. Usos Médicos

En el ámbito médico la termografía infrarroja se ha utilizado desde hace poco más de 30 años [10] debido principalmente a su carácter remoto (i.e. a distancia) y no invasivo. Además, es una técnica de rápida realización con la cual se puede observar un área extensa del cuerpo y que, al depender sólo de la radiación natural de la superficie observada, puede llevarse a cabo de manera frecuente y prolongada, de ser necesario, sin que exista un riesgo para la salud del organismo [97].

A continuación se mencionan algunas de las aplicaciones de la TIR en el contexto médico. Detalles de su uso y aplicación se pueden encontrar p. ej. en: detección de cáncer de mama [78, 97, 103, 107]; obstetricia y ginecología [52, 78, 97]; problemas cerebro-vasculares [78]; ortopedia [78]; artritis [78, 107]; dermatología [78, 97, 107]; estimación de glucosa sanguínea de manera no invasiva [104]; detección de temprana de lesiones en casos de emergencia [105]; herramienta de apoyo en cirugía vascular y plástica [97]; medicina deportiva [106]; reumatismo de tejidos blandos [97, 107]; síndrome del dolor regional complejo (distrofia simpática refleja) [107]; identificación temprana de fiebre [97, 107]; diagnóstico dental [97]; evaluación de presión sanguínea [97]; diagnóstico de síndrome de ojo seco y otros problemas oculares [97]; diagnóstico de enfermedades del hígado y riñones [97]; enfermedad vascular periférica [78, 97, 107] y problemas asociados a la diabetes como la identificación de úlceras neuropáticas en pie diabético [22–25, 27–31, 33–45, 47–51].

Todas las condiciones médicas arriba mencionadas repercuten en el funcionamiento del metabolismo y la regulación térmica del cuerpo, por lo que se espera que sea posible visualizar algún modo de expresión de éstos, a partir de la emisión de calor

metabólico. Lo cual es viable con la ayuda de una cámara IR y que permite obtener imágenes que posiblemente contengan la información de temperaturas de emisión relevante para llevar a cabo un análisis posterior. La información obtenida de este análisis ha mostrado ser potencialmente relevante en muchos de los estudios realizados, sobre todo en los últimos 15 años. Sin embargo, la variabilidad individual y el carácter complejo de los procesos de termo-regulación limitan la interpretación de las imágenes termográficas. Por lo tanto, hasta ahora es necesario combinar la información obtenida a través las imágenes IR con mediciones obtenidas a partir de modalidades más estructuradas, como rayos-X y eco-doppler, para obtener la especificidad que se requiere al brindar un diagnóstico adecuado [108].

Este trabajo plantea evaluar la viabilidad de la termografía como una herramienta clínica que permita identificar la presencia de calcificación arterial en extremidades inferiores de pacientes con pie diabético, a través de un parámetro cuantitativo con puntos de corte bien definidos que brinde información clínicamente aceptable. Para resolver el problema de calibración y estandarización de las imágenes proponemos el estudio longitudinal y transversal para cada paciente a partir de inducir externamente un estímulo de reducción de la temperatura de emisión.

Capítulo 4

Metodología

El uso de imágenes termográficas (termografías) como herramienta de apoyo o diagnóstico en los distintos campos mencionados en 3.3 requiere de una metodología que permita estandarizar su adquisición y los procedimientos de análisis de las mismas. En el ámbito de las aplicaciones médicas la metodología utilizada juega un rol de vital importancia para la obtención de resultados significativos.

En este capítulo se presenta la metodología empleada para la adquisición y análisis de imágenes termográficas de pacientes diagnosticados con enfermedad de pie diabético.

4.1. Consideraciones Generales para la Adquisición de Imágenes Termográficas en Humanos

La confiabilidad y validez de resultados obtenidos a partir de imágenes termográficas requieren que la adquisición de éstas esté sujeta a reglas bien definidas respecto a las condiciones generales del entorno de adquisición. A continuación se hace mención de dichas condiciones con base en lo descrito por Ring y Ammer [109].

El área de implementación debe tener disponibilidad de espacio para la movilidad del paciente, del operador y del equipo de adquisición de imágenes. Por lo tanto se recomienda un espacio de al menos unos 6 metros cuadrados. Por su parte la distancia mínima entre el sujeto y la cámara termográfica debe ser de 2 metros, con posibilidad de variación dependiendo de la apertura numérica de la cámara. La temperatura de

la habitación se sugiere sea de entre $20^{\circ}C$ y $23^{\circ}C$ con variaciones de $\pm 2^{\circ}C$. Por lo tanto, es deseable contar con un sistema local de control de temperatura. También es necesario monitorear permanentemente las condiciones ambientales; principalmente de humedad y temperatura. Esto es particularmente importante para efectos de realizar las correcciones del caso sobre el software al tiempo de realizar la adquisición de imágenes. Por ello y con el fin de reducir el ruido térmico de las imágenes, se debe evitar la presencia de superficies térmicamente reflejantes y fuentes de radiación en las cercanías del sujeto. Así mismo es indispensable contar con un espacio que provea privacidad e integridad al sujeto.

Respecto al equipo termográfico a utilizarse (cámara infrarroja o termográfica), es indispensable que pueda mantenerse en una posición fija mediante soportes, como tripiés o brazos articulados, que permitan el libre movimiento de la cámara sin alterar la distancia entre el sujeto y la misma durante la adquisición. En cuanto al equipo de cómputo necesario para la adquisición, es preciso que cuente con el software necesario para controlar la cámara y analizar las imágenes adquiridas.

En cuanto a las condiciones de las personas de las cuales se realiza la toma de imágenes, es deseable que durante el estudio no usen materiales cosméticos ni accesorios, que no estén bajo los efectos del consumo de alcohol o tabaco (por lo menos 72 horas) y, de preferencia, que no hayan ingerido té o café. Es importante que el sujeto haya sido informado acerca del procedimiento al cual va a ser sometido dejando en claro que la técnica es inocua. Se debe ejecutar la prueba siempre y cuando exista un consentimiento informado, en el cual la información de referencia antes anotada deberá ser descrita de algún modo claro y conciso para el paciente.

Previo a la adquisición, cada sujeto debe permanecer entre 10 y 15 minutos en reposo dentro del cuarto de operación para lograr un estado adecuado en cuanto a la presión sanguínea y la temperatura superficial de la piel. Durante la adquisición se debe evitar que el sujeto haga movimientos que involucren esfuerzos significativos o que entre en estados de ansiedad o nerviosismo. La ropa que debe usar el paciente no debe contener resortes o costuras que impidan la libre circulación de la sangre; en los casos en los que sean necesario, es preciso retirar todo tipo de cubierta de la zona del cuerpo que será analizada bajo la anuencia explícita del sujeto.

4.1.1. Calibración del Equipo Termográfico

Las imágenes infrarrojas o termografías son representaciones gráficas bidimensionales de un objeto de interés en el modelo de colores RGB (Red-Green-Blue) alto contraste. El dispositivo de adquisición de imágenes IR genera de manera automática, y para cada imagen, una regleta de colores. Estos colores corresponden a un valor de temperatura determinado por un intervalo configurado manualmente por el usuario o mediante el ajuste automático del dispositivo de adquisición.

Para evaluar la correspondencia entre los valores de temperatura registrados con la cámara termográfica y la temperatura de emisión del objeto de estudio, al variar la distancia de éste a la cámara, se diseñó un experimento utilizando 4 resistencias eléctricas conectadas en paralelo para producir un blanco térmico visible para la cámara. Las resistencias disipan calor por medio del efecto Joule, al aplicarles una cierta diferencia de potencial.

El experimento consistió en acercar el circuito eléctrico con las resistencias desde 211 cm de distancia al lente de la cámara, hasta 113 cm de distancia al mismo punto, con variaciones de 4 cm cada vez. La cámara IR es una FLIR-A320, apertura numérica de 1.3, distancia focal 18 mm, rango espectral 7.5 a 13 μm , resolución IR de 320x240 píxeles (bolómetros no enfriados), área de resolución de cada sensor 25x25 μm , frecuencia de imágenes de 30 Hz, constante de tiempo de sensores 12 ms, conectada vía puerto ethernet a una computadora personal. El rango de temperatura ambiente de operación (rango de calibración) -50 a 50 °C y máximo de humedad relativa del 95 %. La máxima distancia de acercamiento es 40 cm y sensibilidad térmica (resolución de temperatura entre píxeles adyacentes) es de 0.05 °C a 30 °C. Para la toma de imágenes se optó por la opción de enfoque automático. Se optó por el registro de imágenes con formato JPG de FLIR, que implica el registro de la información radiométrica, simultáneamente con la información espacial. Es decir, cada pixel de datos tiene asociada su posición en el arreglo de sensores y la respuesta térmica (temperatura sensada). Un dato adicional es que dicha respuesta sobre la imagen corresponde a un tono de gris o bien a un registro con asignación de color. En nuestro caso, escogimos la paleta RGB de las diferentes opciones que provee el software de operación. Es decir, cada imagen se representa mediante composición de falso color. El criterio internacional en estos sistemas de imagen de IR, es que se hace

la asignación de tonos rojos para altas temperaturas y tonos azules para las bajas temperaturas, siguiendo las normas de la Comisión Internacional del Color (CIE, del francés *Commission Internationale de l'Éclairage*) [110]. Se hace la anotación con el fin de prevenir al lector sobre el hecho de que la gama de colores tiene un origen computacional en términos de cómo se representa cada imagen, y no es indicativo de las propiedades espectrales según la teoría del cuerpo negro. En este último se establece que a medida que aumenta la temperatura la emisión de radiación presenta componentes espectrales hacia el azul (altas frecuencias), mientras que a más bajas temperaturas la emisión de radiación corresponde a componentes espectrales hacia el rojo (bajas frecuencias).

El experimento se realizó en un cuarto cerrado, con temperatura estable, para evitar variaciones producidas por el cambio de la temperatura y humedad en el ambiente. En la calibración se adquirieron 23 imágenes correspondientes a los intervalos de distancia 211 cm-179 cm, 170 cm-134 cm y 125 cm-113 cm. Estas imágenes fueron analizadas con el software de uso libre FLIR web viewer. A partir de este análisis se obtuvo el máximo promedio de la temperatura de emisión del conjunto de resistencias para cada imagen adquirida. Por su parte, la temperatura superficial del conjunto de resistencias fue medida utilizando un termopar de superficie de la marca ALDRICH.

Para obtener un valor equivalente al promedio obtenido con la cámara, se utilizó un termopar aéreo en la vecindad de las resistencias, a fin de medir el valor promedio de la temperatura de emisión. Los resultados obtenidos los presento más adelante en el capítulo de resultados, capítulo 5.

4.2. Adquisición de Imágenes en Pacientes con Pie Diabético

Un aspecto importante del presente trabajo fue la implementación de un protocolo de adquisición de imágenes IR de pie diabético. Si bien, con anterioridad ya se había implementado una primera versión [49], en ella notamos una serie de potenciales mejoras. Entre otras la necesidad de las condiciones ambientales y de espacio dedicado al estudio; y que se atendió para la implementación del presente protocolo.

También, de la experiencia adquirida con la implementación de un protocolo para la adquisición de imágenes IR en mujeres embarazadas [52], se integró ese conocimiento, al protocolo que aquí se reporta. El presente protocolo fue diseñado e implementado conjuntamente con personal médico adscrito y residentes del Hospital General de México *Dr. Eduardo Liceaga* (HGMEEL), con la notable participación del Dr. Raúl Serrano Loyola y la médico pasante de servicio social Rebeca Solalinde Vargas. La muestra consistió en 42 pacientes elegidos bajo los criterios de inclusión y exclusión presentados a continuación.

Criterios de Inclusión:

- Pacientes que firmen el consentimiento informado de aceptación del estudio.
- Los pacientes podrán ser de ambos géneros, entre 20 y 65 años de edad.
- Se considerará control no diabético a las personas que no tomen antidiabéticos orales y tengan glucosa en ayuno menor de 95 mg/dL .
- Se considerará diabético tipo 2 a las personas con diagnóstico previo de diabetes, que consuman medicamentos antidiabéticos, que tengan glucosa en ayuno $> 126 \text{ mg/dL}$ o curva de tolerancia a la glucosa oral de 75 g , con criterios de la OMS-ADA para diabetes.
- A todos los controles se les hará medición de glucosa de ayuno para verificar su viabilidad como control no diabético.

Criterios de Exclusión:

- Pacientes con daño neurológico secundario a trauma.
- Pacientes con otro daño crónico como insuficiencia cardíaca, insuficiencia renal que se asocian a edema de miembros inferiores.

Criterios de Eliminación:

- Pacientes que no cumplan con los criterios de inclusión.

- Pacientes que en cualquier momento del estudio declinen libremente a participar, incluso sin presentar razones para ello.

4.2.1. Adquisición de Imágenes

Las imágenes termográficas aquí presentadas, fueron adquiridas con la cámara infrarroja (cámara termográfica) FLIR-A320, descrita anteriormente. La adquisición se realizó siguiendo algunos de los lineamientos sugeridos por Ammer en [29] y utilizando un tapete previamente diseñado [49]. El tapete referido nos permitió homogeneizar la adquisición al estandarizar las posiciones que cada paciente debe tomar durante el estudio, señalando cada posición por un código de colores tal como se muestra en la Figura 4.1. El punto central del tapete se colocó a 262 *cm* de distancia horizontal desde la lente de la cámara como se muestra la Figura 4.2. La cámara se colocó sobre un tripié y se niveló en los ejes *x*, *y* y *z* a 37 *cm* de distancia del piso y de frente al plano sagital del paciente.

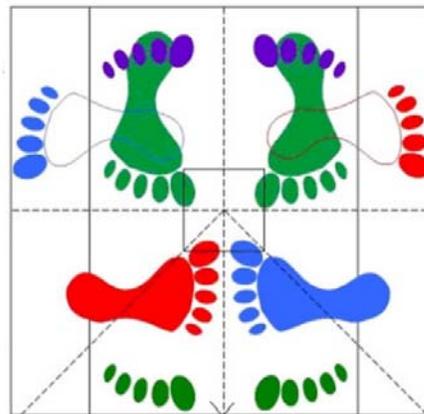


Figura 4.1. Tapete de adquisición. Las marcas en verde corresponden a la vista frontal. Las marcas en rojo corresponden a la vista lateral derecha. Las marcas en morado corresponden a la vista posterior y las marcas en azul corresponden a la vista lateral izquierda [49].

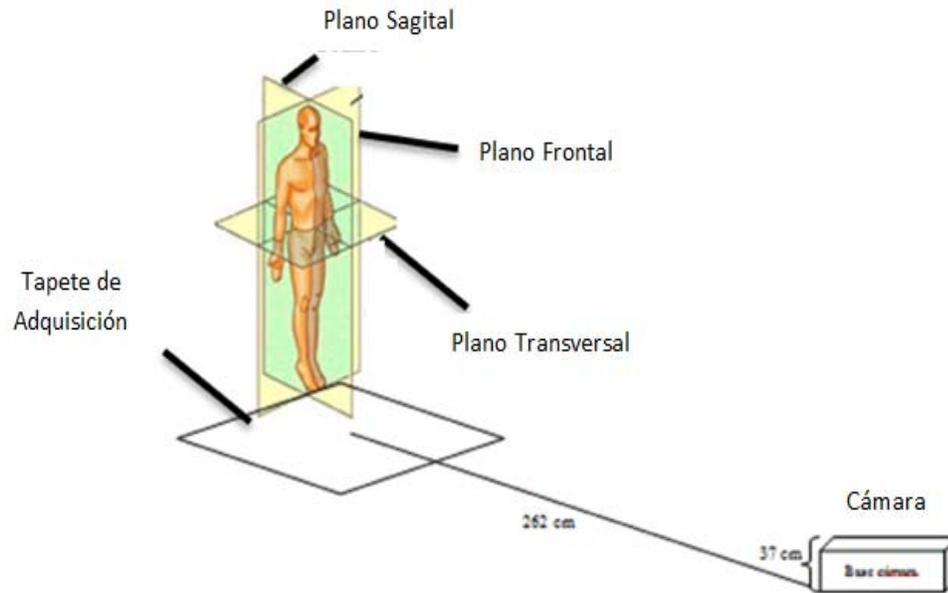


Figura 4.2. Esquema de la posición de la cámara con respecto a la posición del paciente [49].

La cámara se conectó mediante un cable de ethernet, a una computadora la cual tenía instalado el software necesario para la adquisición proporcionado por FLIR SYSTEMS junto con la cámara. A través de este software es posible ingresar los valores de parámetros como la emisividad del objeto de estudio, la temperatura ambiente, humedad del cuarto de adquisición, temperatura aparente reflejada, distancia entre la cámara y el objeto de interés y el intervalo de temperaturas dentro del cual se realiza la adquisición de imágenes. Este intervalo deberá abarcar plenamente las distintas temperaturas en la escena, evitando a toda costa saturar (fijar temperaturas máximas en valor inferior al máximo en la escena de interés), o sobre estimar el valor inferior. Para cada imagen se estima que se pueden identificar un máximo de 256 valores de temperatura, los cuales quedan representados en la regleta de color que se registra simultáneamente con cada imagen adquirida. P. ej. si mi rango de temperaturas va de 21 a 40 °C, eso representa 20 grados. Por lo tanto, para ese rango la máxima sensibilidad de respuesta térmica es de 0.078 °C. Por ello para lograr el máximo desempeño en sensibilidad espacial y térmica la recomendación es

tomar campos no demasiado grandes y con un rango de temperatura no demasiado grande. El rango que permite maximizar la sensibilidad térmica es de 12.8 °C. Esta consideración es importante porque permite identificar el rango de resolución y de escala, reales, dentro de los cuales se monitorean los cambios de temperatura de emisión para efectos de interpretación del presente estudio. De consideraciones en la literatura [52, 97], la emisividad se fijó en 0.95, ya que es el valor promedio de la emisividad de la piel humana, como se mencionó en 3.2.2. Los parámetros de temperatura ambiente y humedad se ajustaron según fuese requerido, por lo cual se utilizó una estación meteorológica para monitorearlos constantemente. Por su parte la distancia se fijó en 2.6 metros, excepto al realizar imágenes de acercamientos, los cuales se mencionan en 4.2.2.

Para poder realizar el posterior análisis las imágenes se guardaron junto con la regla de colores generada de manera automática por el software de adquisición.

4.2.2. Vistas de Adquisición

A continuación se muestra gráficamente la secuencia de tomas adquiridas para cada paciente.

- Vista frontal (0°)

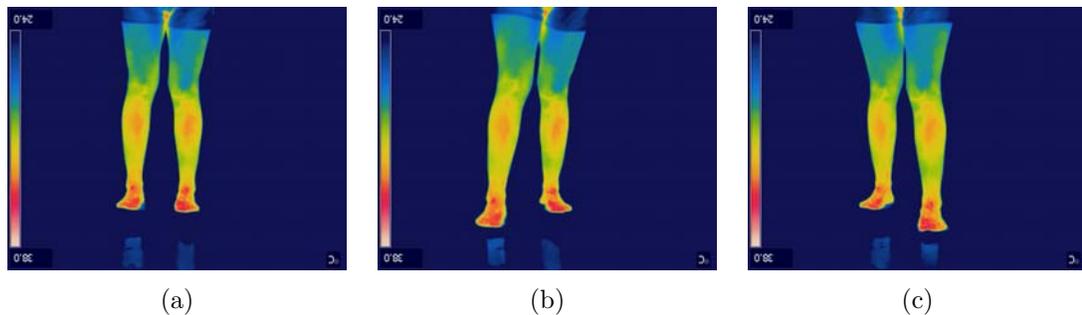


Figura 4.3. Vista frontal con: (a) pies juntos, (b) pie derecho adelante, (c) pie izquierdo adelante.

- Vista lateral derecha (90°)

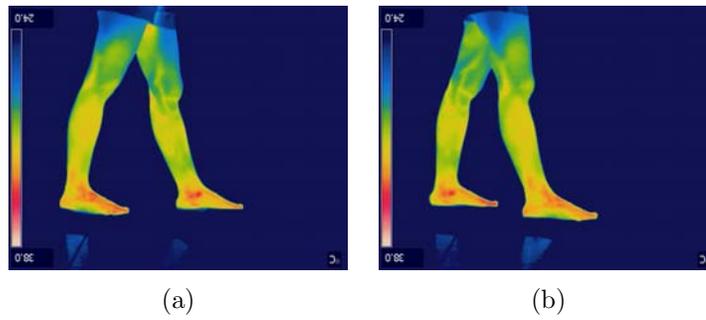


Figura 4.4. Vista lateral derecha con: (a) pie izquierdo adelante, (b) pie derecho adelante.

- Vista posterior (180°)

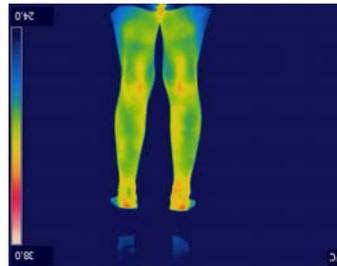


Figura 4.5. Vista posterior.

- Vista lateral izquierda (270°)

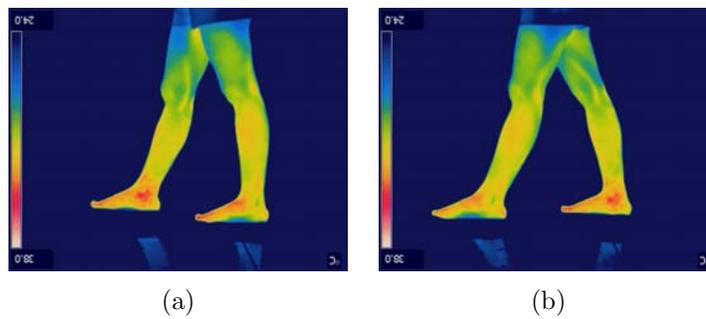


Figura 4.6. Vista lateral derecha con: (a) pie derecho adelante, (b) pie izquierdo adelante.

■ Acercamientos

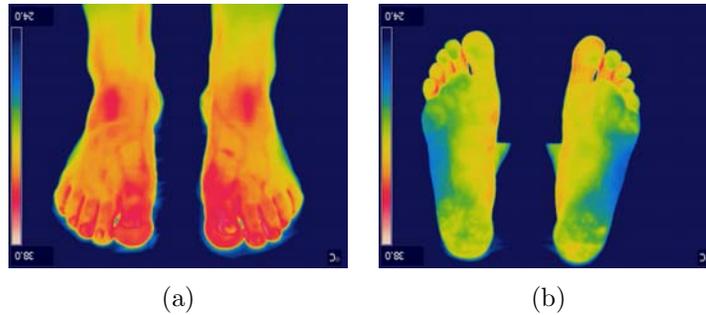


Figura 4.7. Acercamiento a: (a) parte dorsal de los pies, (b) plantas del pie.

Adicionalmente se adquirieron una serie de imágenes de la zona dorsal del pie para observar la recuperación térmica del tejido después de inducir contraste térmico (ver Figura 4.8). El contraste térmico permite reducir la temperatura de emisión utilizando un paño húmedo comercial, el cual se pasa por toda la zona de las piernas en el menor tiempo posible para que la recuperación sea uniforme en todo el tejido.

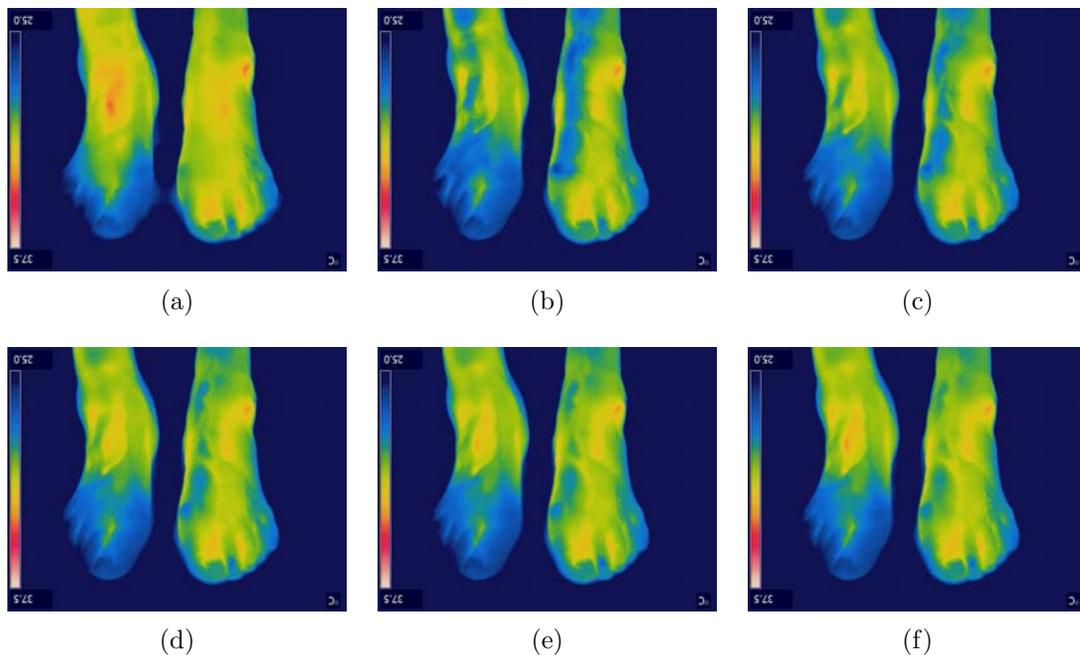


Figura 4.8. Secuencia de imágenes del proceso de contraste térmico. (a) estado basal; (b) tiempo cero (inmediatamente después de la humectación); (c), (d), (e) y (f) imágenes después de 20s, 40s, 60s y 80s de terminada la humectación.

La disminución de la temperatura provocada por el contraste genera respuestas de vaso-constricción y vaso-dilatación que traen como resultado la estimulación de la circulación sanguínea en el tejido subcutáneo de las piernas.

Para obtener imágenes de buena calidad, que sean útiles para el análisis y procesamiento de éstas, es importante que la región de interés ocupe la mayor parte de la imagen, que quede completamente contenida y que esté centrada en el campo de registro de la imagen [52].

4.2.3. Análisis de las Imágenes

El análisis de las imágenes se llevó a cabo utilizando el software *AnalisisIR*, desarrollado en el Laboratorio de Imagenología Biomédica, Física y Computacional del CCADET-UNAM [49]. Este software consiste en tres etapas (pre-procesamiento, entrenamiento y procesamiento), las cuales permiten realizar el cálculo de un valor numérico llamado *Índice Termográfico de Simetría (ITS)*, además de la temperatura promedio de la región de interés. El *ITS* valora la simetría en la distribución de emisión térmica, a partir de atributos geométricos básicos. Los atributos geométricos son medidas cuantitativas, que computacionalmente se obtienen directamente mediante el cálculo de los pixeles que componen la región de interés. A partir de estos se pueden obtener características bien definidas de una forma, como distancia, área y perímetro. Para el cálculo del *ITS* se consideraron los siguientes atributos:

- **Compacidad:** es la relación que existe entre el área de un objeto y su perímetro al cuadrado. Esta relación es adimensional, invariante a rotaciones, desplazamientos y escalamientos.
- **Excentricidad:** indica la relación entre la distancia de los focos de una elipse entre la longitud de su eje mayor, una excentricidad cero corresponde a una circunferencia y una excentricidad unitaria representa un segmento de recta.
- **Momento de inercia u orientación:** indica la aproximación de la dirección que ocupa el objeto, es decir, calcula el ángulo entre el eje mayor de la elipse que mejor se adapta al objeto.
- **Relación de ejes o elongación:** indica la relación de las longitudes del eje mayor

entre el eje menor del objeto, es decir, relaciona la longitud y anchura de dicho objeto.

- Número de regiones conexas.

Tomando en cuenta todo esto el *ITS* se escribe como una combinación lineal, donde cada término representa una de las características arriba mencionadas. Así, la expresión general del *ITS* es:

$$ITS = \alpha_1 \frac{F_{e1}}{F_{c1}} + \alpha_2 \frac{F_{e2}}{F_{c2}} + \alpha_3 \frac{F_{e3}}{F_{c3}} + \alpha_4 \frac{F_{e4}}{F_{c4}} + \alpha_5 \frac{F_{e5}}{F_{c5}}. \quad (4.1)$$

e_i y c_i , para $i = 1, 2, \dots, 5$, representan las características arriba mencionadas para una extremidad y su contralateral. F representa la característica i -ésima y los valores α_i , con $i = 1, 2, \dots, 5$, son coeficientes de ponderación que representan la contribución de cada una de las características. La suma de todas estas características está normalizada a uno, por lo que el valor del *ITS* está entre 0 y 1, siendo 0 asimetría total y 1 simetría total.

Todo lo descrito hasta aquí sobre el *ITS* puede revisarse con mayor detalle en [49]. En ese mismo trabajo se puede encontrar la validación preliminar del *ITS*, la cual consistió en probar el método con una serie de figuras geométricas bien definidas, obteniendo así, que los resultados son coherentes con la construcción de la ecuación (4.1). En pruebas en humanos control, hasta ahora se ha observado que el *ITS* exhibe simetría en hasta un 90 % aproximadamente, es decir, no hay simetría perfecta.

Un aspecto que vale la pena señalar es que el análisis que se realiza para la obtención del *ITS* se basa en la distribución de la información radiométrica de cada imagen termográfica. Esta información está en correspondencia con la representación en falso color que nos sirve como referencia visual. Dicha correspondencia se da mediante una función de transferencia dada por el proveedor de la cámara termográfica. Esta función permite agrupar y clasificar las regiones respecto a su temperatura, lo cual se utiliza en el cálculo del *ITS*.

Para aprovechar toda la información proporcionada por el software *AnalisisIR*, el análisis de las imágenes presentadas en este trabajo se enfocó en la obtención de dos parámetros numéricos capaces de proporcionar información relevante sobre la si-

metría (o asimetría) de la distribución de emisión térmica en extremidades inferiores. Uno de estos parámetros es el ya mencionado *ITS*; el otro parámetro considerado y que es introducido aquí como una de las principales contribuciones de éste trabajo, es lo que he denominado como *Índice Térmico de Simetría por Contraste Inducido (ITSCI)*. A continuación lo describo dada su importancia para efectos de la mejor comprensión de los principales resultados del presente trabajo.

Índice Térmico de Simetría por Contraste Inducido

El *ITSCI* en el sentido que aquí presento, es un parámetro empírico relacionado con la respuesta térmica de tejidos correspondientes en ambas extremidades, a los cuales se les induce un cambio abrupto en su temperatura basal. Para que el *ITSCI* esté bien definido este cambio de temperatura debe ser suficientemente simétrico, es decir, similar en ambas extremidades. En este caso, y como se mencionó brevemente arriba, este cambio de temperatura, al que denominamos contraste térmico, se realizó humedeciendo la zona dorsal de cada pie utilizando un paño húmedo comercial. Para asegurar la simetría del contraste se utilizó un paño por pie, humectando de la manera más uniforme y homogénea posible ambas extremidades. Una vez humectados ambos pies se adquirieron imágenes cada 20 segundos para visualizar la recuperación térmica del tejido. Esto se realizó durante un lapso de 3 a 5 minutos, dependiendo del estado de salud del paciente en cuestión. Posteriormente las imágenes adquiridas durante el contraste inducido, fueron analizadas utilizando el software *AnalisisIR* mencionado previamente, a fin de obtener los valores promedio de temperatura y el *ITS* asociado.

En el estudio de contraste, dadas dos imágenes consecutivas, es de esperar que exista un cambio en la temperatura promedio debido a los mecanismos de regulación térmica del cuerpo. Estos, como se mencionó en 3.1.5 y 3.1.6, tratarán de retornar a cada extremidad a su equilibrio termodinámico; es decir, a la temperatura basal del tejido.

Tomando en cuenta lo anterior, en este trabajo se propone que la respuesta térmica del tejido, en un intervalo de tiempo Δt , viene dada por la expresión:

$$RT_i = \frac{|T_{i+1} - T_i|}{|T_0 - T_i|} \cdot \frac{|T_{i+1} - T_i|}{|t_{i+1} - t_i|}. \quad (4.2)$$

Si $|T_0 - T_i|$ representa la temperatura total que se debe recuperar para volver al estado basal, entonces $\frac{|T_{i+1}-T_i|}{|T_0-T_i|}$ corresponde a la fracción del total que se recuperó en el intervalo de tiempo $\Delta t_i = |t_{i+1} - t_i|$.

Luego, si adquirimos N imágenes totales, la respuesta térmica promedio del tejido será:

$$RT_{prom} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \frac{|T_{i+1} - T_i|}{|T_0 - T_i|} \cdot \frac{|T_{i+1} - T_i|}{|t_{i+1} - t_i|}. \quad (4.3)$$

Como queremos evaluar la simetría de la respuesta térmica de extremidades contralaterales, entonces definimos el *ITSCI* como la razón entre el valor de la respuesta térmica promedio del pie derecho, $(RT_{prom})_{der}$, y el valor de la respuesta térmica promedio del pie izquierdo, $(RT_{prom})_{izq}$, es decir:

$$ITSCI = \frac{(RT_{prom})_{der}}{(RT_{prom})_{izq}}, \quad (4.4)$$

con $(RT_{prom})_{der}$ y $(RT_{prom})_{izq}$ representados por ecuaciones equivalentes a 4.3.

Aceptando que la distribución de la red vascular en el cuerpo es simétrica al $\sim 90\%$, se espera entonces que valores de *ICTI* alejados de 1 representen alguna(s) alteración(es) fisiológica(s) asociadas al cambio de por lo menos una de las tasas de recuperación. En el caso particular del pie diabético, la hipótesis de fondo es que tanto la presencia de vasculopatía como de neuropatía modifican las tasas de recuperación térmica de los tejidos.

En el siguiente capítulo se presentarán los resultados del análisis de las imágenes de contraste de 8 pacientes diagnosticados con pie diabético, utilizando los dos índices de simetría definidos en este capítulo.

4.2.4. Procesamiento de Imágenes y Reconocimiento de Patrones

El software *AnalysisIR* tiene como elemento central el algoritmo *Fuzzy C Means* [49], a través del cual obtiene información relevante de regiones de interés específicas de una imagen. En este caso, las regiones de interés son delimitadas utilizando valores de corte asociados a valores de temperatura. Como ya se mencionó anteriormente,

estos valores de temperatura a su vez están asociados al color de las distintas regiones de la imagen. La asociación de color con temperatura se realiza por medio de un algoritmo similar al que el software de la cámara utiliza para generar la paleta de colores de cada imagen [49]. La subdivisión de la imagen (marcaje de las regiones de interés) en estas regiones se lleva a cabo después de sustraer el fondo de la imagen. Ésto con el objetivo de reducir fuentes de ruido a lo largo del análisis de las imágenes. Posteriormente, el programa lleva a cabo la subdivisión ya mencionada y realiza el análisis de cada región calculando: 1) la temperatura promedio asociada a cada una de ellas y 2) el *ITS* descrito anteriormente.

Para mayores detalles respecto de la implementación y funcionamiento del software es recomendable consultar [49].

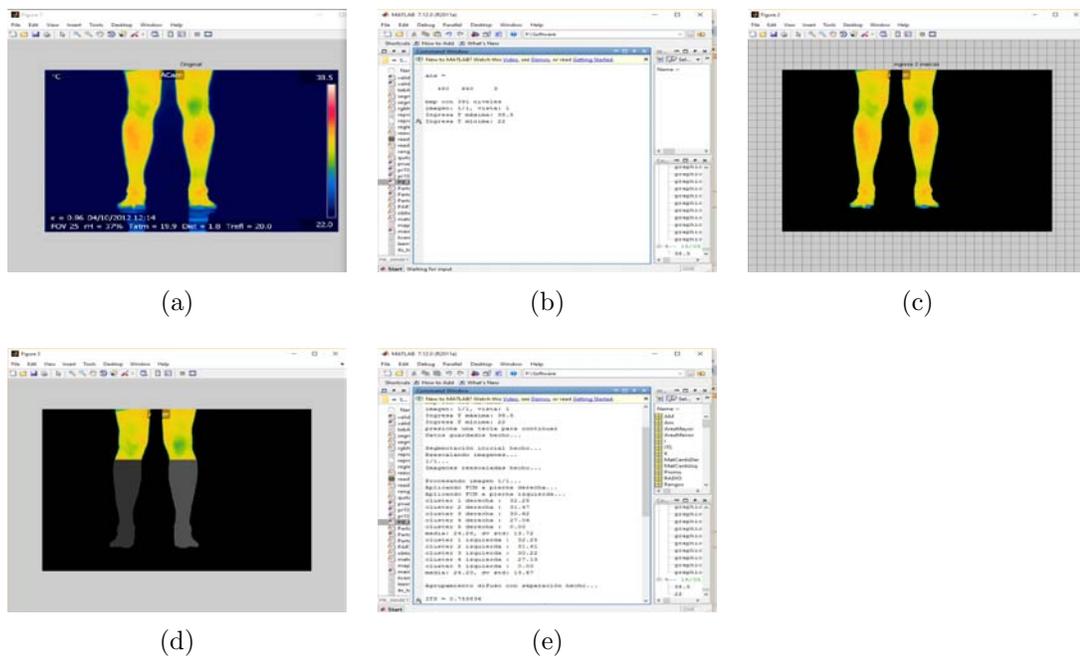


Figura 4.9. Esquema descriptivo de la operación del software *AnalisisIR*. En (a) se muestra la imagen original antes del análisis. En (b) se observa la interfaz computacional, donde se ingresan los valores máximo y mínimo de temperatura para hacer la correlación color-temperatura. En (c) se muestra a la imagen después de sustraer el fondo. En (d) visualizamos la selección de regiones anatómicamente correspondientes en cada extremidad, para llevar a cabo su análisis. Por último, en (e) observamos los resultados del análisis desplegados en la interfaz computacional.

Cabe recalcar que la adquisición de las imágenes termográficas forma parte de un protocolo médico que implica la recolección de datos clínicos, así como la realización de exámenes de laboratorio y la toma de imágenes de otras modalidades de imagenología (imágenes radiológicas simples y ultrasonido Doppler) para cada paciente. La recolección de datos clínicos es realizada por la médico pasante de servicio social Rebeca Solalinde Vargas, colaboradora del Dr. Raúl Serrano Loyola en el protocolo médico ya mencionado.

En la tabla 4.1 se muestran los datos clínicos que se tomaron en cuenta para el presente estudio.

Tabla 4.1. Ejemplo de la tabla de datos clínicos utilizada en el presente estudio.

ID	Edad	TDM	AE	IMC	EVP	ND	TPD	TAD	PeD	TPI	TAI	PeI
P1												
P2												
P3												
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

La primer columna de la Tabla 4.1 corresponde al identificador (ID) de cada paciente (P. ej. P1). La segunda columna es la edad del paciente en años. La tercera indica el tipo de Diabetes Mellitus (TDM) que padece el paciente, mientras que la cuarta columna se refiere a los años de evolución (AE) de la enfermedad. Por su parte, las columnas 5, 6 y 7 indican, respectivamente, el índice de masa corporal (IMC) de cada paciente, la presencia de enfermedad vascular periférica (EVP) y la presencia de neuropatía diabética (ND).

Las columnas 8-13 contienen información sobre la presencia de calcificación en las arterias de las piernas y los pies. Específicamente éstas columnas corresponden a las arterias tibial posterior derecha (TPD) e izquierda (TPI), arterias tibial anterior derecha (TAD) e izquierda (TAI) y arterias pedias derecha (PeD) e izquierda (PeI). Adicionalmente a la recolección de datos clínicos realizada por el personal médico, durante cada sesión de adquisición de imágenes, y para cada paciente, se llevó a cabo el llenado de una hoja de protocolo con información referente a la cantidad de imágenes adquiridas, la fecha de la sesión, datos personales del paciente (nombre, sexo, edad, peso, estatura, IMC), la recurrencia del mismo en el protocolo, las tomas

realizadas (incluyendo tomas adicionales sugeridas por el médico), la postura del paciente en las mismas y observaciones dentro de las que pueden incluirse el tipo de calzado del paciente, la manera en como llegó al HGM, etc. La hoja de protocolo mencionada puede consultarse en el apéndice [A](#).

Capítulo 5

Resultados y Discusión

En el presente capítulo se presentan los resultados del análisis de imágenes termográficas de pacientes con enfermedad del pie diabético y sujetos control, utilizando el software *AnalisisIR* descrito en el capítulo anterior.

Las imágenes fueron adquiridas en la Unidad de Investigación y Desarrollo Tecnológico (UIDT) del CCADET-UNAM, siguiendo el protocolo de adquisición descrito en 4.2, para lo cual fue necesario adaptar las condiciones de espacio a los requerimientos de calidad de imágenes mencionados en el capítulo previo. Esto implicó la búsqueda de las distancias adecuadas para llevar a cabo la adquisición de las tomas originales del protocolo, descritas en [49], así como de los acercamientos implementados en este trabajo.

5.1. Comparación entre los valores de temperatura registrados por la cámara termográfica y un termopar de superficie

En la figura 5.1 se muestran los valores de temperatura de un circuito eléctrico conformado por cuatro resistencias. Estos valores se midieron utilizando una cámara termográfica FLIR A320 y un termopar de superficie.

Observamos que el comportamiento en ambos casos es errático, pues presenta regio-

nes de aumento y disminución de temperatura que no son esperados. Estas oscilaciones de los valores pueden tener su origen en la influencia local de la temperatura ambiente alrededor de las resistencias. Es decir, que al aumentar la temperatura de las resistencias, la temperatura del aire alrededor aumentará como consecuencia de un proceso de conducción. Este cambio de temperatura de las masas de aire cercanas a las resistencias podría crear corrientes convectivas que tendrían repercusiones difícilmente predecibles en la temperatura medida tanto por el termopar de superficie como por la cámara termográfica.

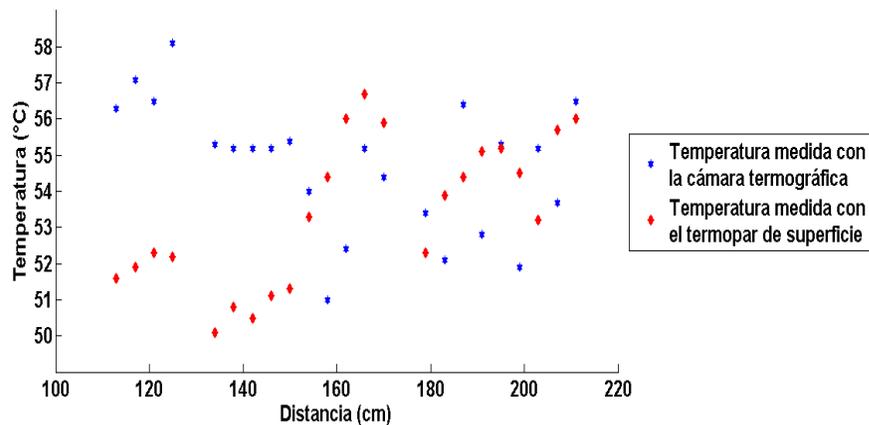


Figura 5.1. Comparación de los valores de temperatura de un circuito eléctrico de 4 resistencias, medidos con un termopar de superficie y una cámara termográfica, como función de la distancia.

Otro factor significativo al que se puede asociar este comportamiento errático es al tamaño del sistema en comparación con sus alrededores. Esta dependencia del tamaño podría ser responsable de que las corrientes convectivas generadas por el aumento de temperatura de las resistencias influyan tan notablemente en la temperatura superficial de las mismas. En un ser humano, en cambio, el efecto de la conducción de calor con el aire es mínima, lo cual minimiza igualmente los efectos convectivos descritos previamente. Sin embargo, es notable que tanto el termopar de superficie como la cámara registren estos posibles efectos convectivos en la temperatura del circuito. La falta de correspondencia puede ser resultado de desfases en la medición de la temperatura con el termopar de superficie y la adquisición de la imagen correspondiente, a los mismos efectos de convección ya descritos, o a ambos.

Este experimento deja claro que los efectos del ambiente son factores que deben tomarse en cuenta durante la adquisición. Sin embargo, debido al tamaño del sistema empleado en este experimento los resultados podrían no ser tan significativos. Dicho esto, es necesario refinar el experimento y llevarlo a cabo con sistemas que asemejen de mejor manera la emisión térmica de un ser humano para que la calibración permita validar los resultados obtenidos.

5.2. Selección de Imágenes Para el Análisis

Durante el presente trabajo se obtuvieron un promedio de 30 imágenes por paciente, en sesiones con duración entre 10 y lo 20 minutos. El número de imágenes adquiridas por paciente y la duración de la adquisición estuvieron determinadas en gran medida por la condición clínica del paciente, así como por las modificaciones al protocolo de adquisición que se hicieron a lo largo del mismo.

El número total de pacientes a los cuales se les realizó la adquisición termográfica al menos una vez fue de 42. De este número, en el presente trabajo se incluye el análisis de las imágenes de contraste de un cohorte representativo de 8 pacientes, con base en los siguientes criterios de selección:

- Las imágenes deben incluir completamente la región de cada extremidad que deseé analizarse, de manera simétrica respecto al plano sagital del sujeto. Esto elimina las imágenes de pacientes con alguna amputación mayor¹
- Debe haber al menos 11 imágenes para llevar a cabo el análisis de contraste, incluyendo una imagen del estado basal del tejido previo al contraste térmico. Esto elimina del presente trabajo pacientes a los cuales no se les haya realizado contraste térmico en la región dorsal de los pies, que es la de interés para este trabajo.
- Dado que se pretende llevar a cabo una correlación con datos clínicos obtenidos de placas radiográficas simples se excluyen también los pacientes que, a la fecha, no tengan sus imágenes de radiología simple.

¹Amputación de pie, pierna o extremidad completa.

Una vez tomados en cuenta los criterios anteriores se eligieron 8 pacientes con enfermedad del pie diabético y 4 sujetos control de los cuales a continuación se presentan sus resultados clínicos.

5.3. Resultados Clínicos

Los resultados clínicos para los 8 pacientes con pie diabético y los 4 sujetos control se resumen en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1. Información clínica de los pacientes con pie diabético y los sujetos control.

ID	E	TDM	AE	IMC	EVP	ND	TPD	TAD	PeD	TPI	TAI	PeI
PD1	50	1	41	29	Sí	Sí	Sí	No	No	Sí	No	Sí
PD2	51	2	22	26	Sí	Sí	Sí	No	No	Sí	No	No
PD3	65	2	14	32	Sí	Sí	No	Sí	Sí	Sí	No	Sí
PD4	78	2	15	32	Sí	Sí	No	No	Sí	No	No	No
PD5	51	2	12	32	Sí	Sí	No	No	No	No	No	No
PD6	45	2	12	24	Sí	Sí	–	–	–	–	–	–
PD7	41	2	10	25	Sí	Sí	No	No	Sí	No	No	No
PD8	55	2	10	26	Sí	Sí	No	No	No	No	No	No
PC1	23	–	–	22	–	–	–	–	–	–	–	–
PC2	55	–	–	22	–	–	–	–	–	–	–	–
PC3	38	–	–	25	–	–	–	–	–	–	–	–
PC4	23	–	–	21	–	–	–	–	–	–	–	–

ID: Identificador con el cual nos referiremos a cada paciente a partir de ahora (PD indica un paciente diabético y PC indica un paciente control.). E: Edad del paciente en años. TDM: Tipo de Diabetes Mellitus que padece el paciente, puede ser 1 o 2. AE: Años de evolución de la enfermedad. IMC: Índice de masa corporal. EVP: Presencia de enfermedad vascular periférica (vasculopatía). ND: Presencia de neuropatía diabética. TPD: Calcificación arterial (CA) en arteria tibial posterior derecha. TAD: CA en arteria tibial anterior derecha. PeD: CA en arteria pedia derecha. TPI: CA en arteria tibial posterior izquierda. TAI: CA en arteria tibial anterior izquierda. TPD: CA en arteria pedia izquierda.

Los resultados incluidos en esta tabla referentes a la calcificación arterial fueron proporcionados por el Dr. Raúl Serrano Loyola y su equipo de trabajo.

Las columnas correspondientes a tipo de diabetes, años de evolución y presencia de EVP o ND se encuentran vacías para los sujetos control como consecuencia de la definición de sujeto control indicada en 4.2. Así mismo, para los sujetos control asumimos que no existe calcificación arterial considerable en comparación con un paciente diabético. Esto lo hacemos bajo la premisa de que la tasa de acumulación de calcio en la pared arterial aumenta de manera sustancial en presencia de diabetes mellitus.

5.4. Resultados Obtenidos del Análisis Computacional de las Imágenes.

En esta sección se presentan los resultados obtenidos a partir del análisis computacional de las imágenes termográficas de cada uno de los pacientes incluidos en este trabajo y de los sujetos control. Dicho análisis consistió en la extracción del *ITS* promedio asociado al proceso de respuesta térmica de cada paciente y el cálculo del *ITSCI* definido en la sección 4.2.3. Adicionalmente se presentan las gráficas de *Temperatura vs Tiempo* asociadas a la respuesta térmica de cada paciente.

Tanto los índices cuantitativos como las gráficas de respuesta se presentan para 4 cúmulos de temperaturas distintos. Los cúmulos de temperatura son conjuntos de patrones termográficos agrupados en función de la temperatura de cada pixel que los compone. Estos cúmulos se dividen en: temperaturas altas, temperaturas medias-altas, temperaturas medias-bajas y temperaturas bajas. Esta división se realiza de manera automática con el software *AnalisisIR*, tomando en cuenta el máximo y el mínimo valor de temperatura asociados a una imagen termográfica dada.

Tomando en cuenta esto los resultados obtenidos se presentan divididos por paciente y subdivididos por cúmulo de temperatura.

5.4.1. Curvas de Respuesta Térmica

A continuación se presentan las curvas de respuesta térmica de cada uno de los pacientes diabéticos y sujetos control incluidos en el presente trabajo. En todas las gráficas T_0 representa la temperatura promedio del estado basal del dorso del pie.

Paciente Diabético 1 (PD1)

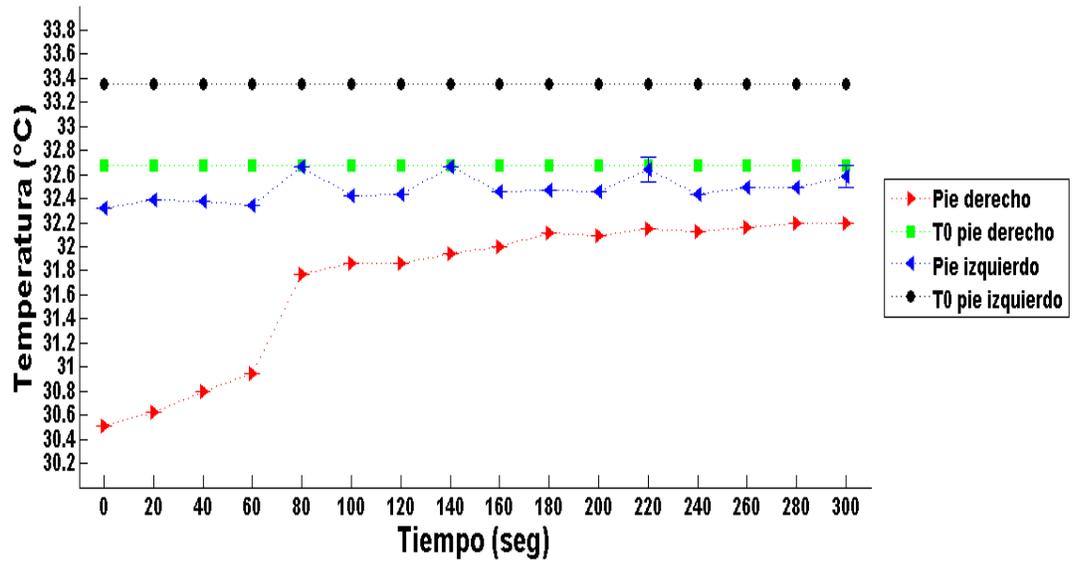


Figura 5.2. Curva de respuesta térmica del paciente PD1 en el cúmulo de temperaturas altas.

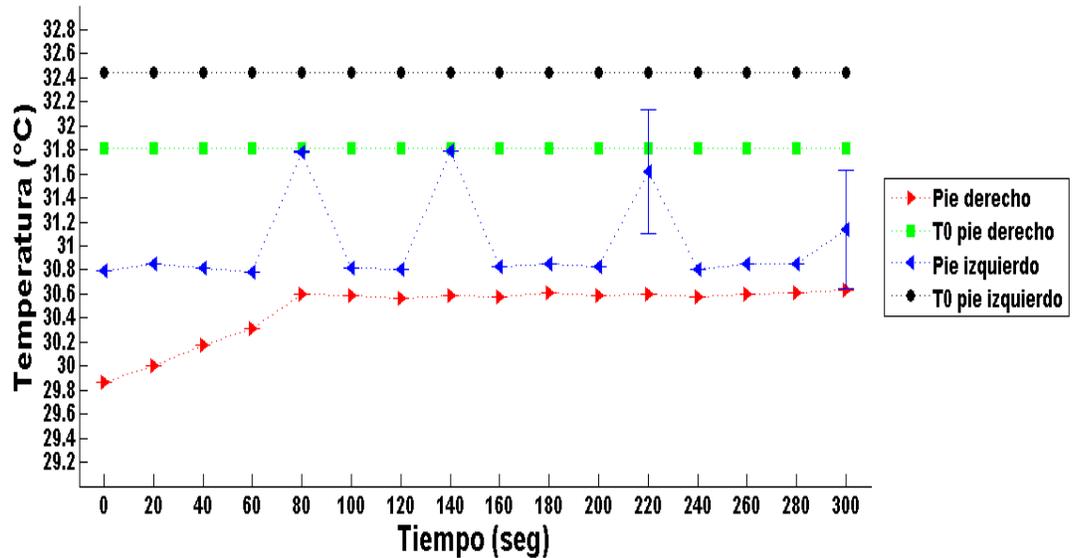


Figura 5.3. Curva de respuesta térmica del paciente PD1 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

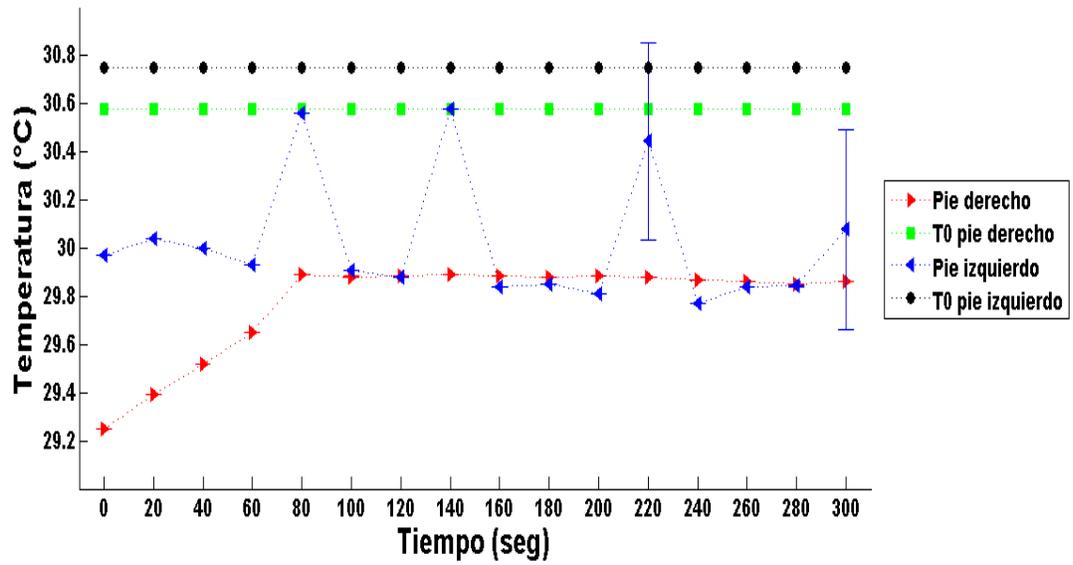


Figura 5.4. Curva de respuesta térmica del paciente PD1 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

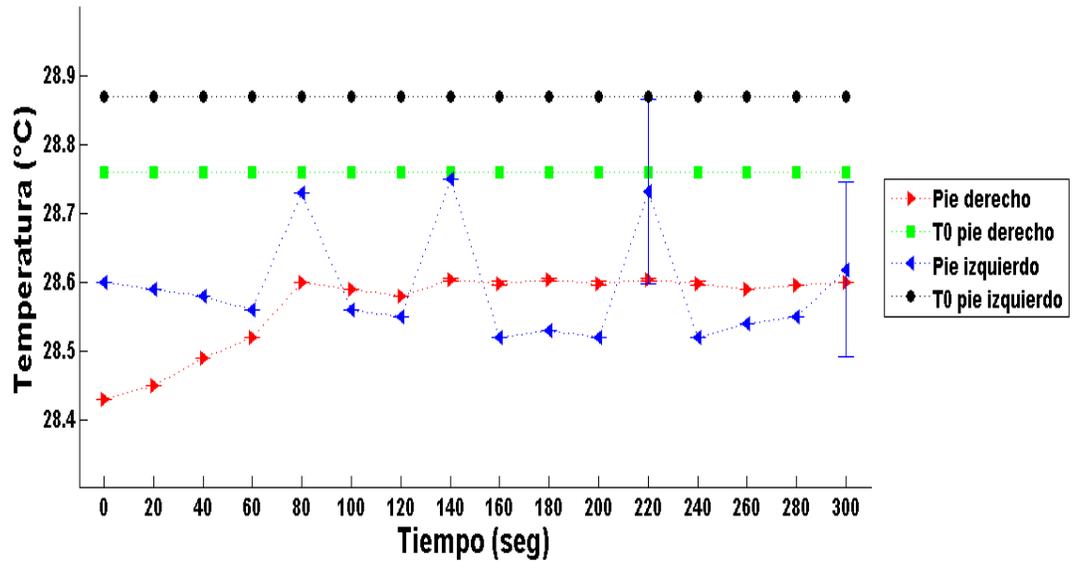


Figura 5.5. Curva de respuesta térmica del paciente PD1 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Diabético 2 (PD2)

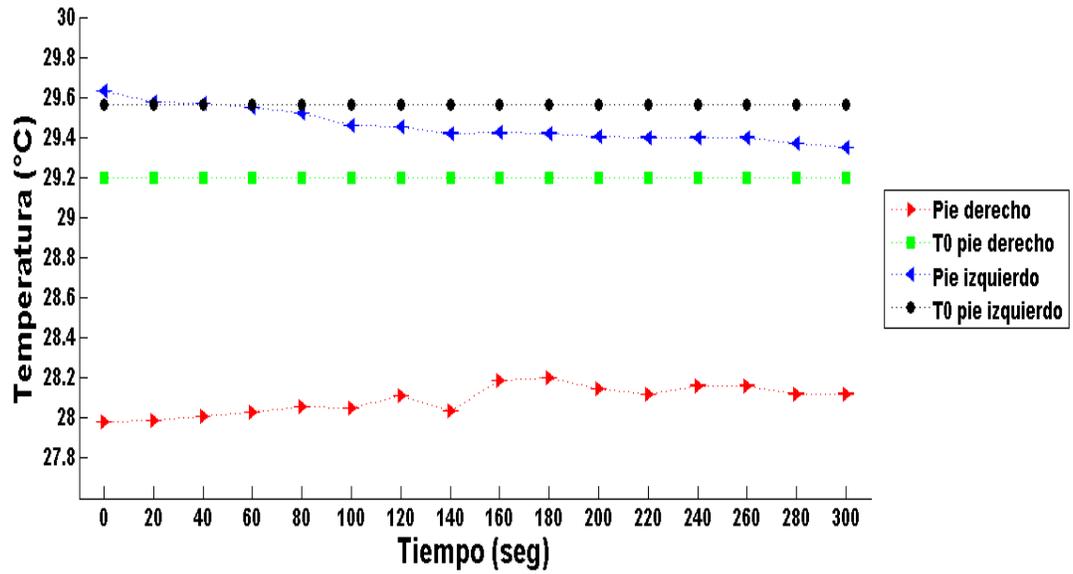


Figura 5.6. Curva de respuesta térmica del paciente PD2 en el cúmulo de temperaturas altas.

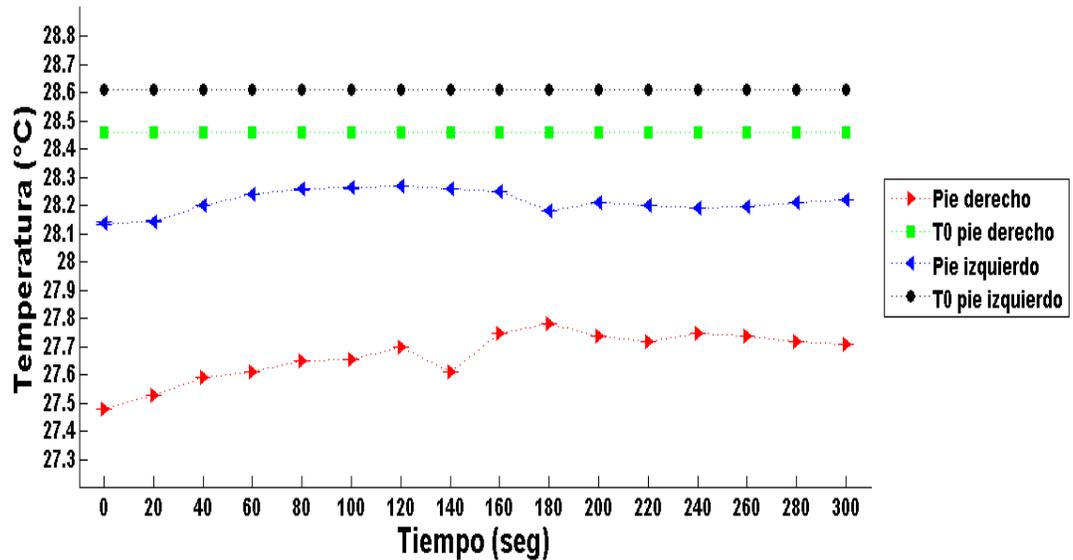


Figura 5.7. Curva de respuesta térmica del paciente PD2 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

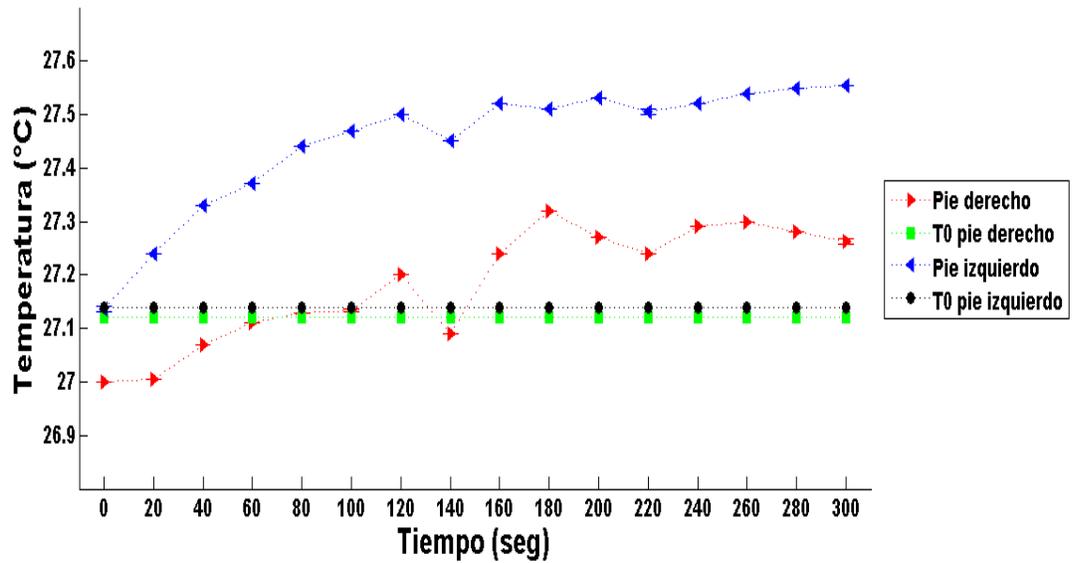


Figura 5.8. Curva de respuesta térmica del paciente PD2 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

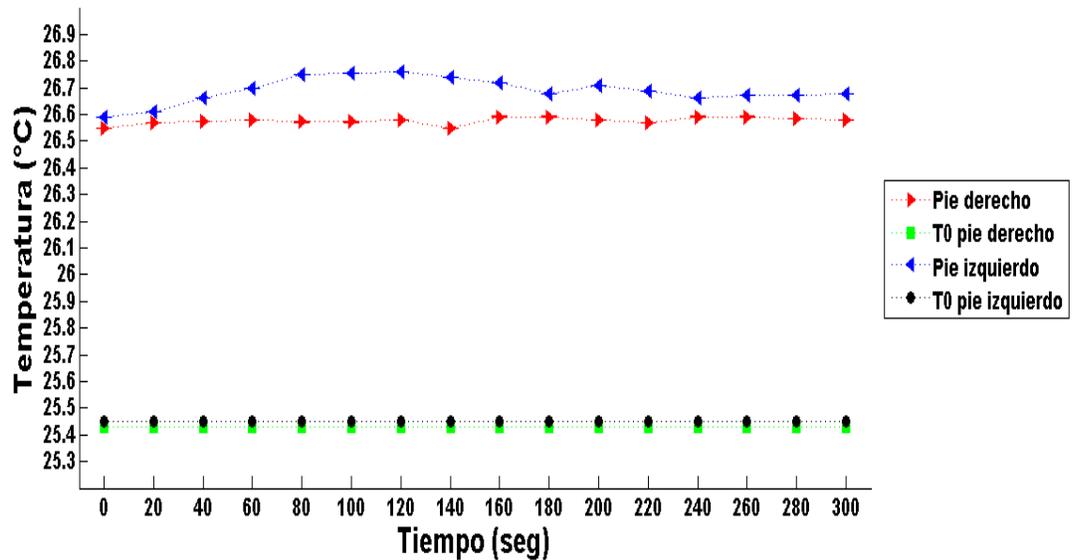


Figura 5.9. Curva de respuesta térmica del paciente PD2 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Diabético 3 (PD3)

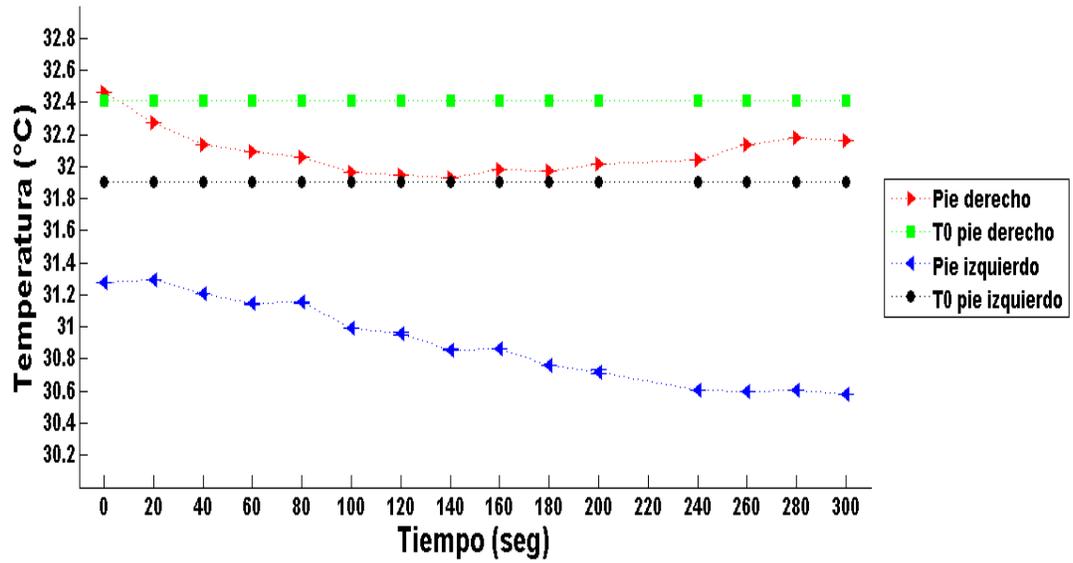


Figura 5.10. Curva de respuesta térmica del paciente PD3 en el cúmulo de temperaturas altas.

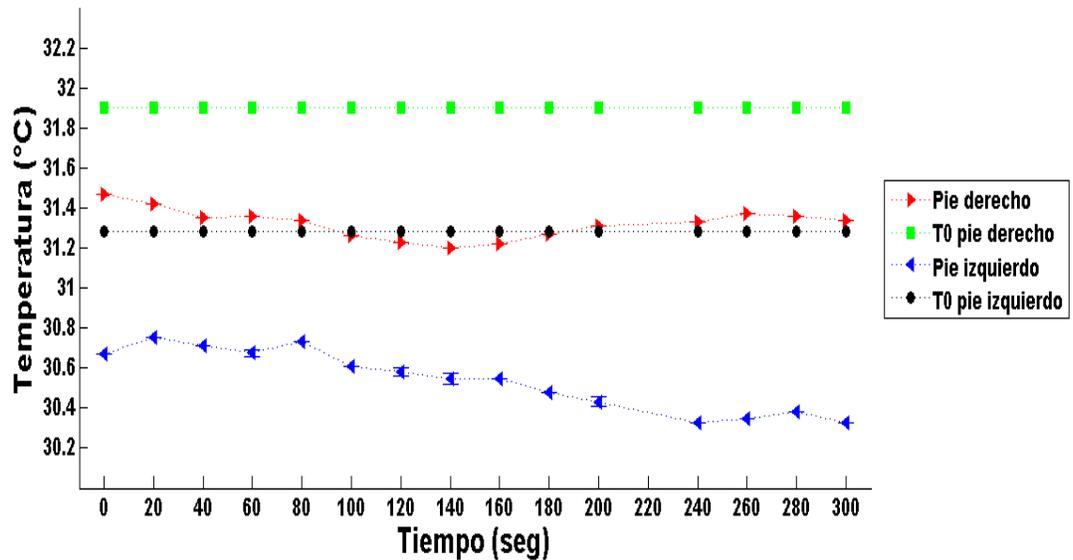


Figura 5.11. Curva de respuesta térmica del paciente PD3 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

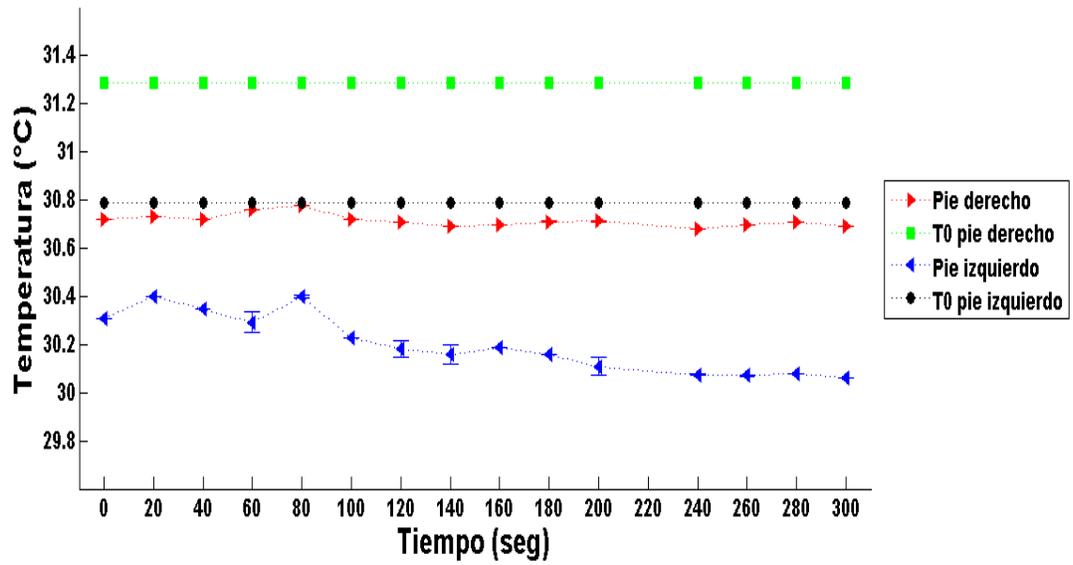


Figura 5.12. Curva de respuesta térmica del paciente PD3 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

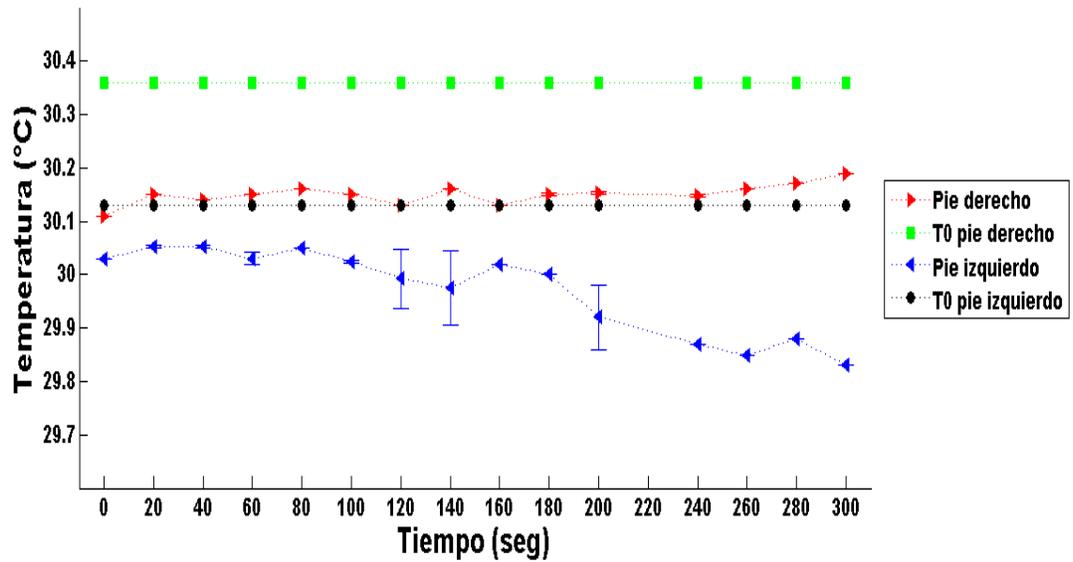


Figura 5.13. Curva de respuesta térmica del paciente PD3 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Diabético 4 (PD4)

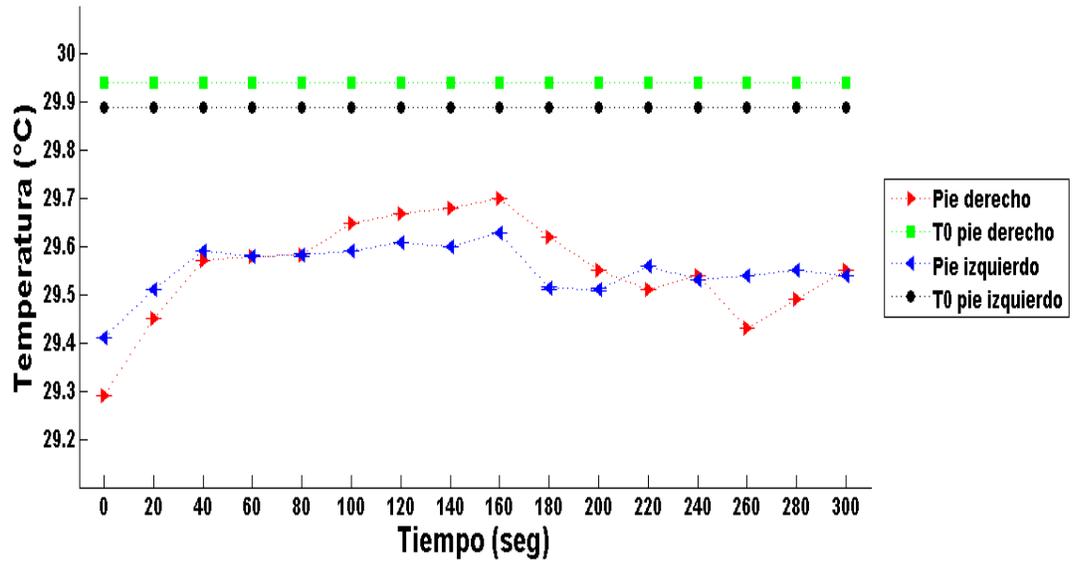


Figura 5.14. Curva de respuesta térmica del paciente PD4 en el cúmulo de temperaturas altas.

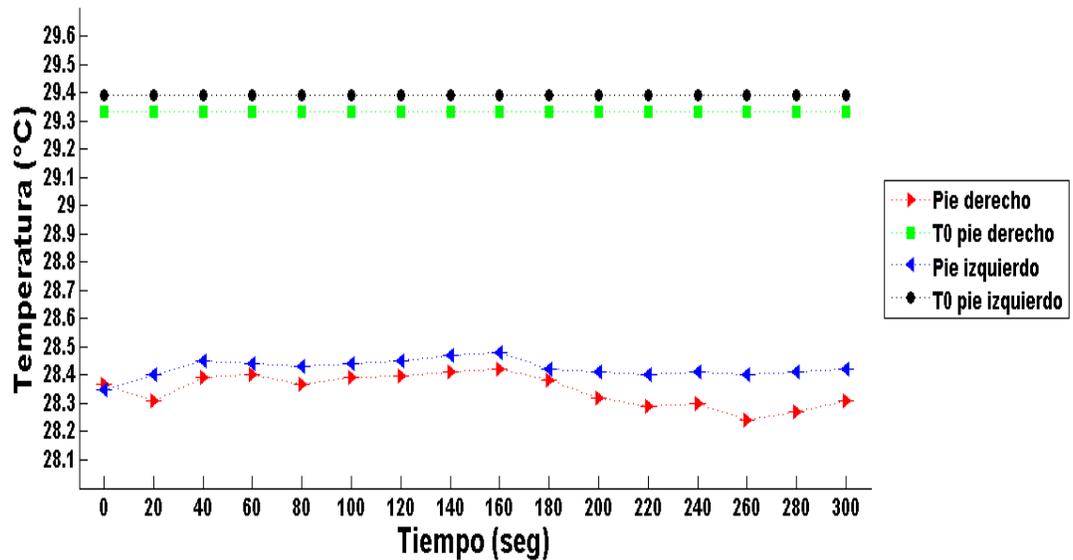


Figura 5.15. Curva de respuesta térmica del paciente PD4 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

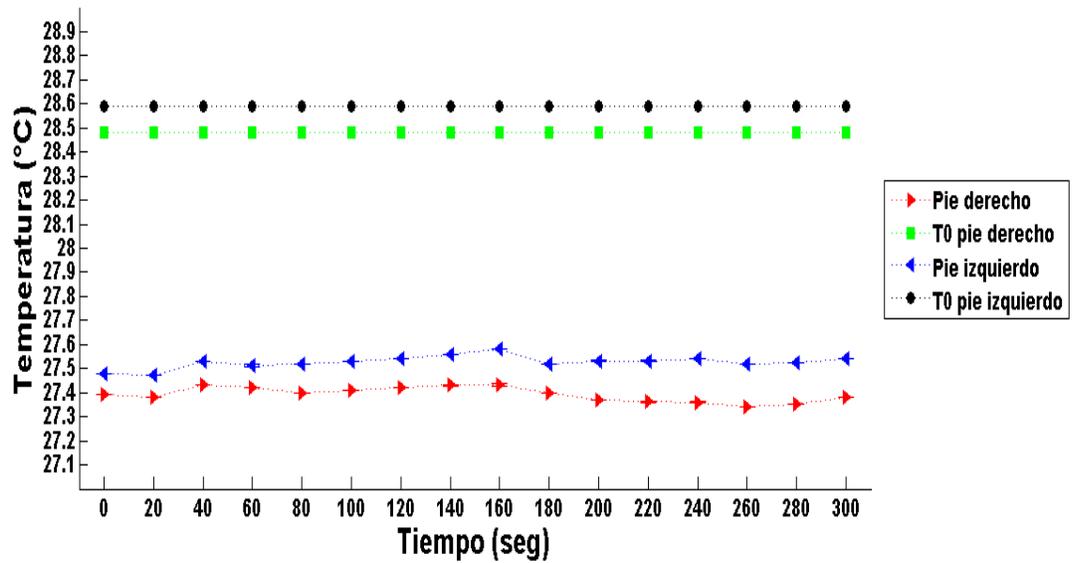


Figura 5.16. Curva de respuesta térmica del paciente PD4 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

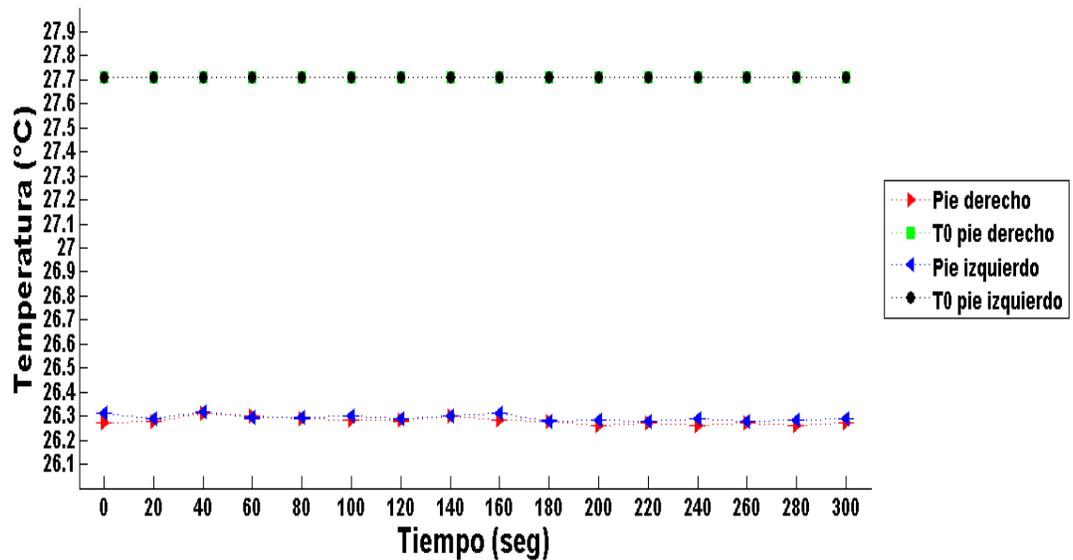


Figura 5.17. Curva de respuesta térmica del paciente PD4 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Diabético 5 (PD5)

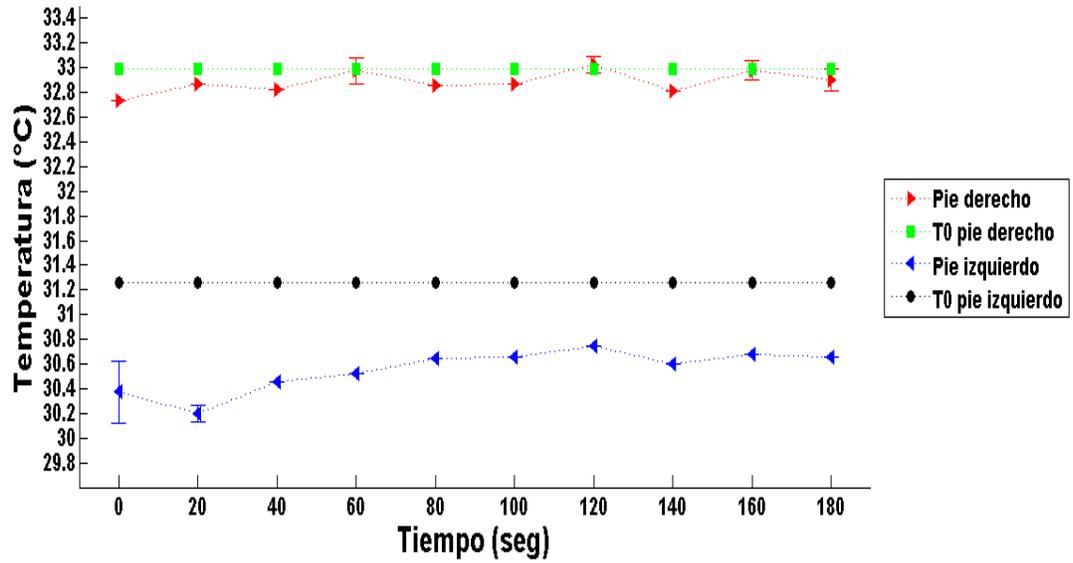


Figura 5.18. Curva de respuesta térmica del paciente PD5 en el cúmulo de temperaturas altas.

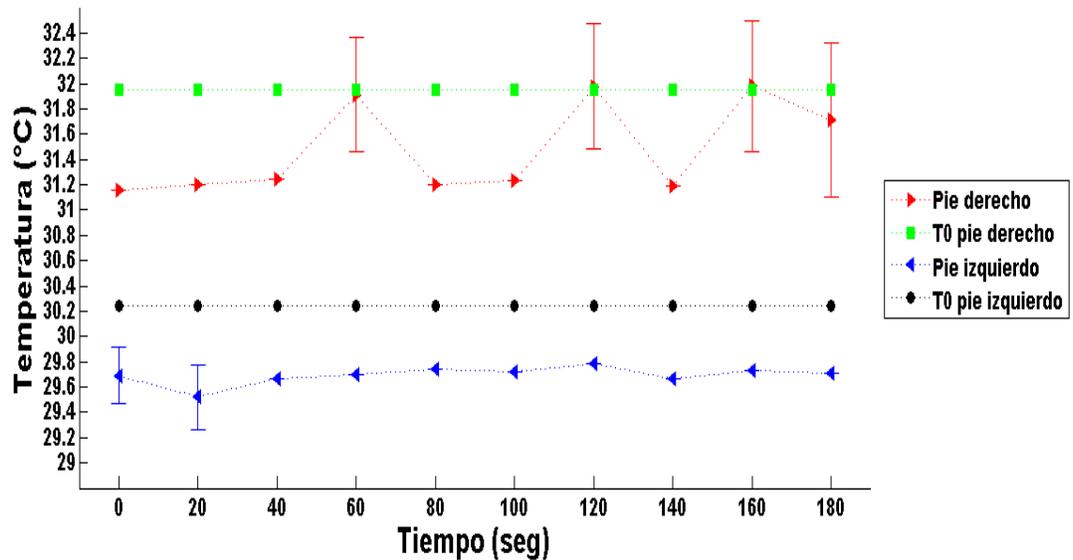


Figura 5.19. Curva de respuesta térmica del paciente PD5 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

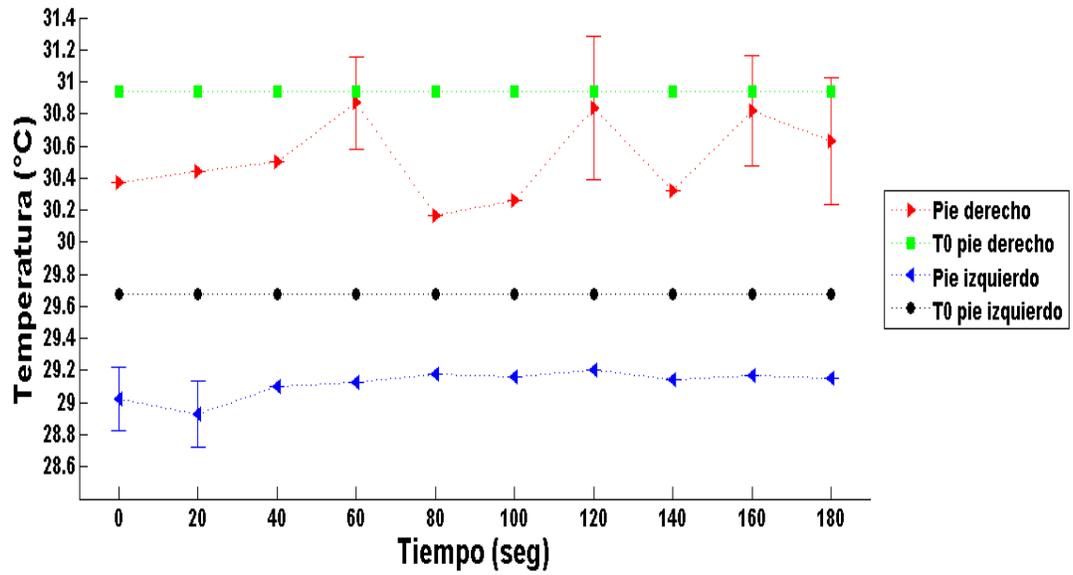


Figura 5.20. Curva de respuesta térmica del paciente PD5 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

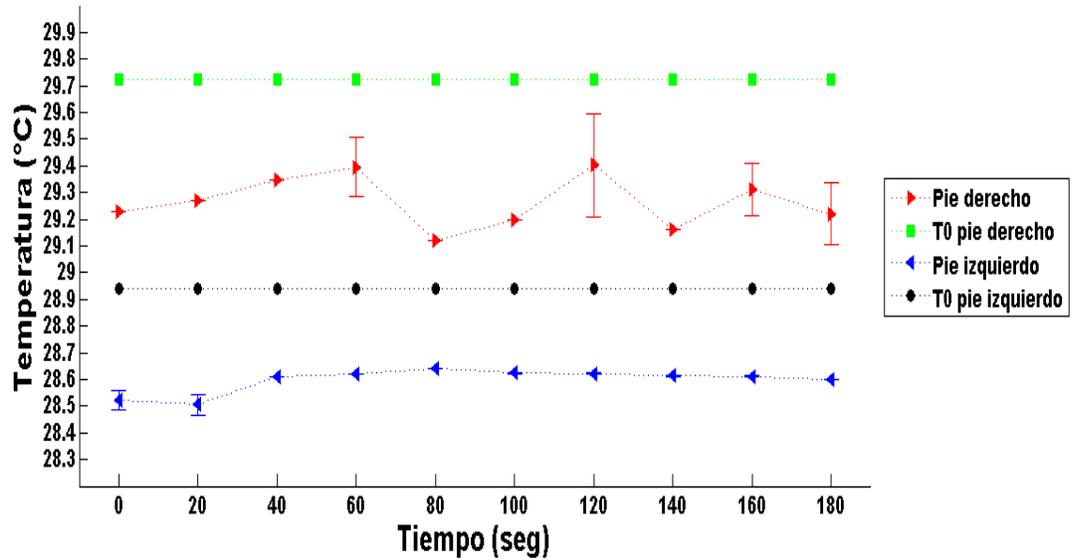


Figura 5.21. Curva de respuesta térmica del paciente PD5 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Diabético 6 (PD6)

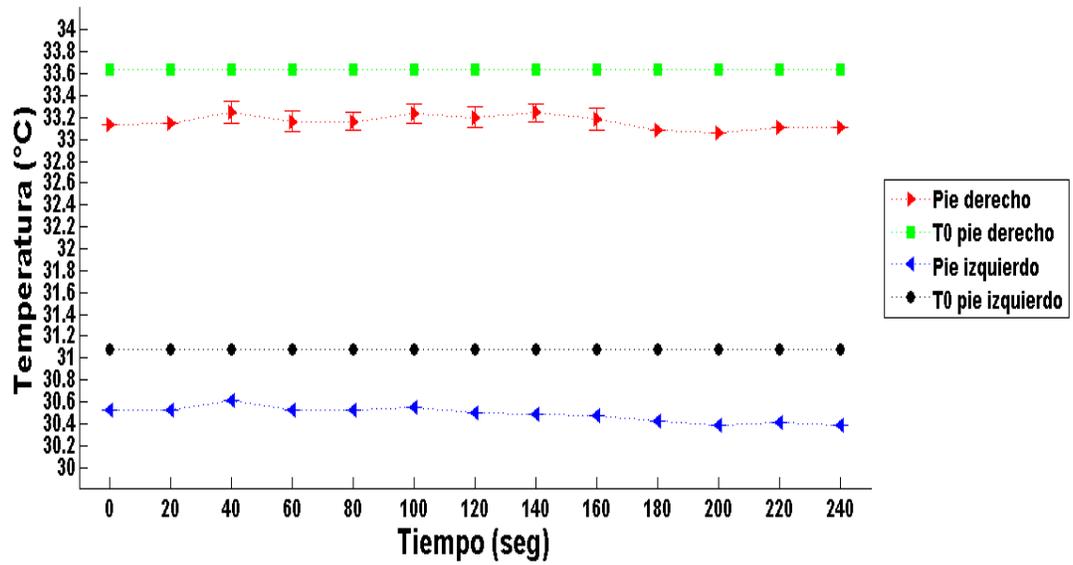


Figura 5.22. Curva de respuesta térmica del paciente PD6 en el cúmulo de temperaturas altas.

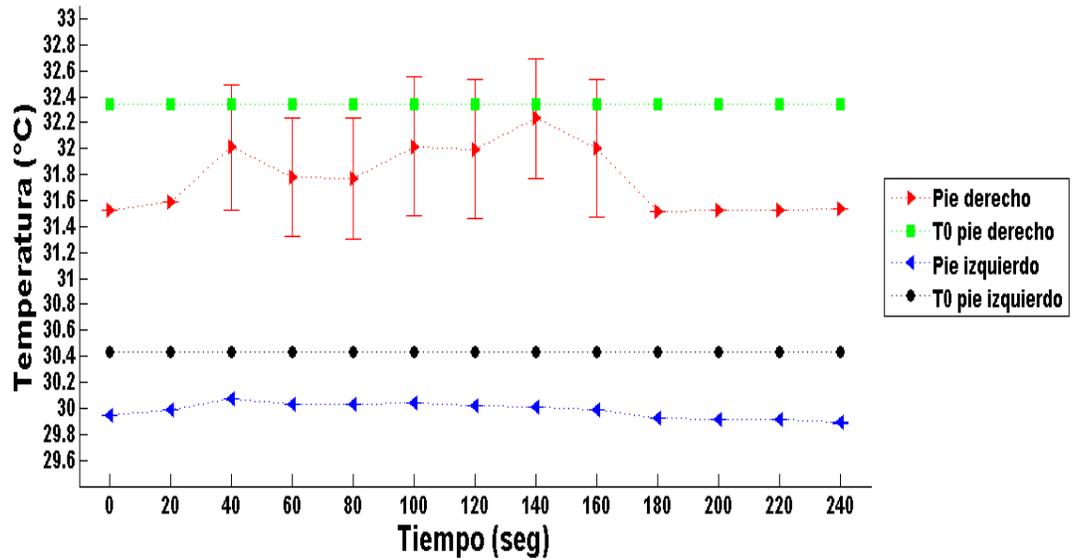


Figura 5.23. Curva de respuesta térmica del paciente PD6 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

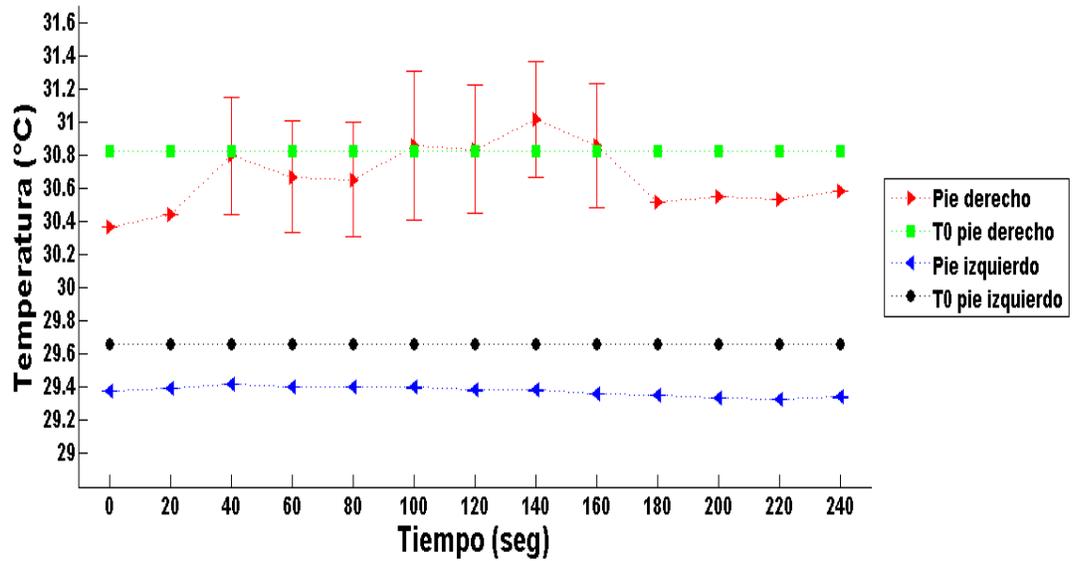


Figura 5.24. Curva de respuesta térmica del paciente PD6 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

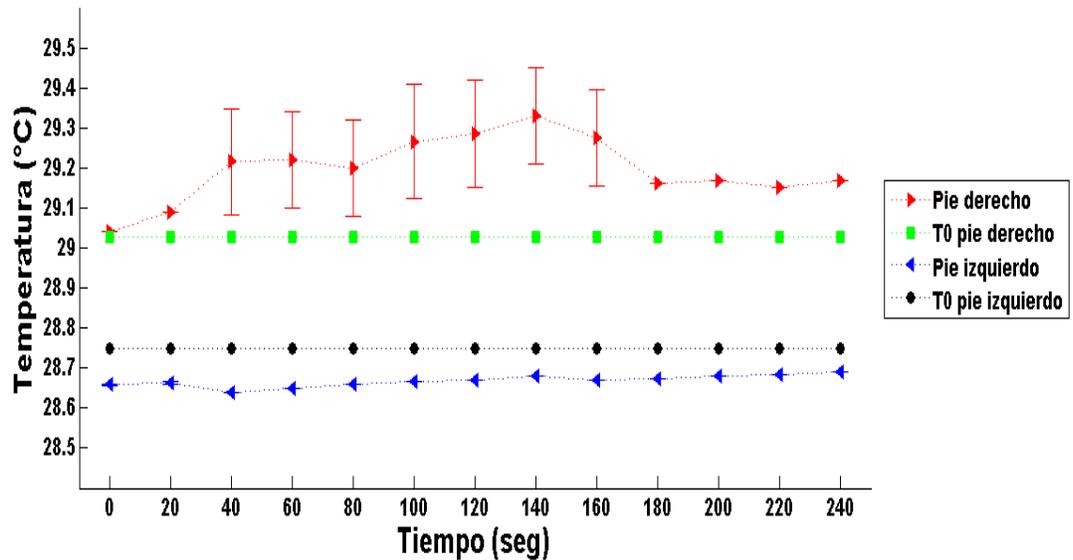


Figura 5.25. Curva de respuesta térmica del paciente PD6 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Diabético 7 (PD7)

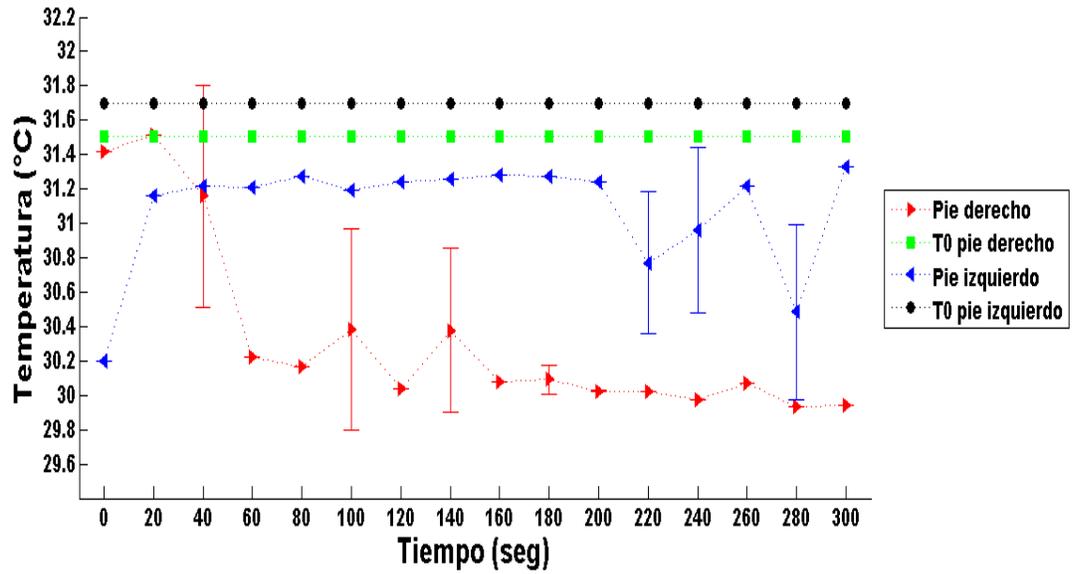


Figura 5.26. Curva de respuesta térmica del paciente PD7 en el cúmulo de temperaturas altas.

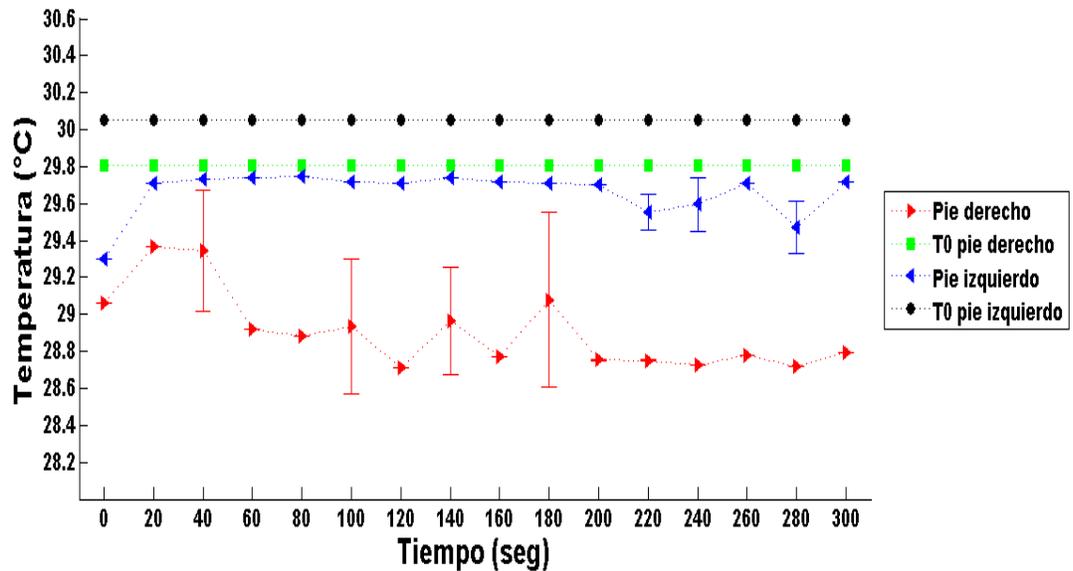


Figura 5.27. Curva de respuesta térmica del paciente PD7 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

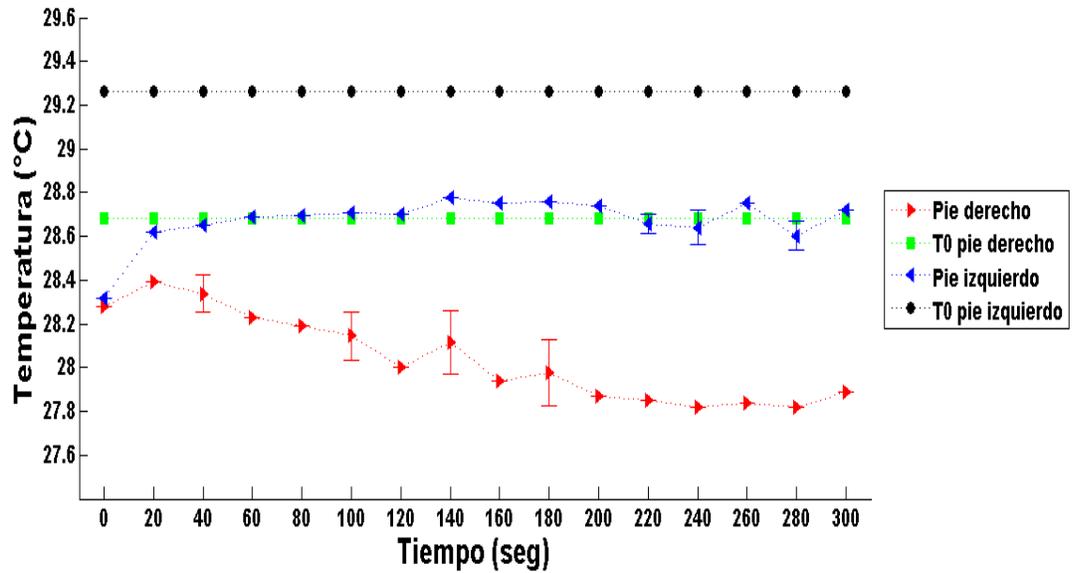


Figura 5.28. Curva de respuesta térmica del paciente PD7 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

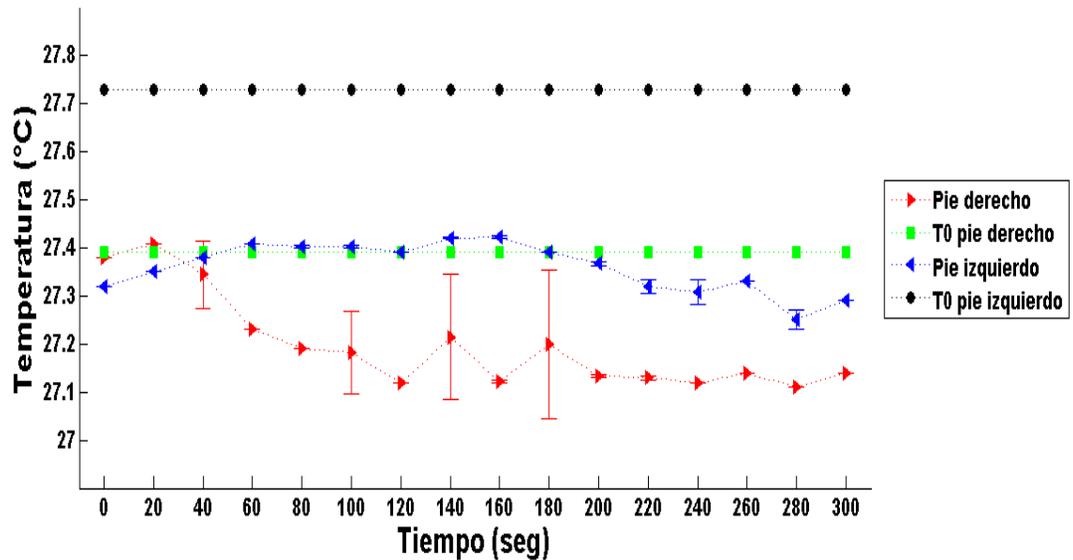


Figura 5.29. Curva de respuesta térmica del paciente PD7 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Diabético 8 (PD8)

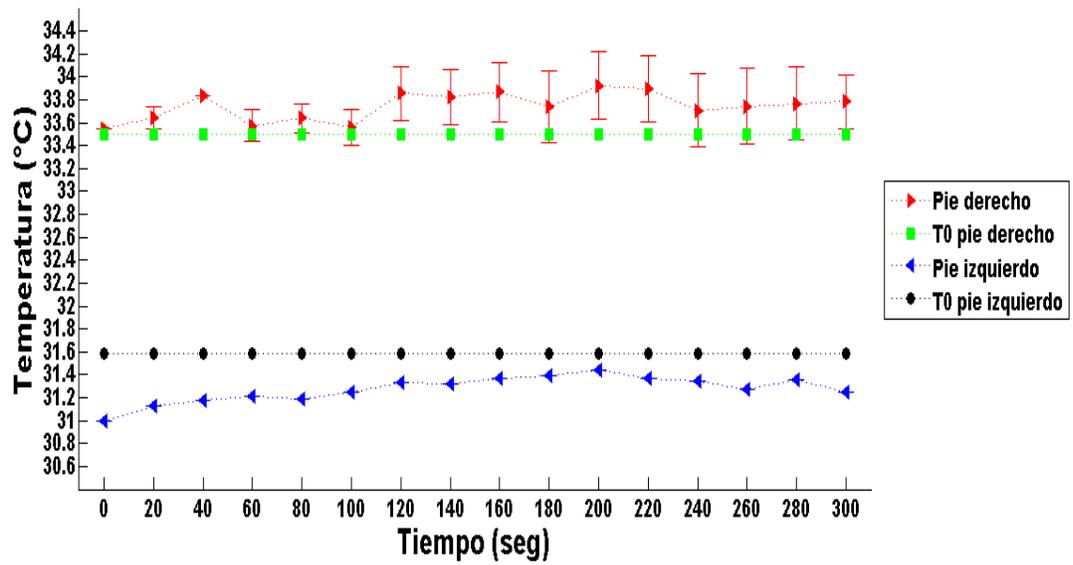


Figura 5.30. Curva de respuesta térmica del paciente PD8 en el cúmulo de temperaturas altas.

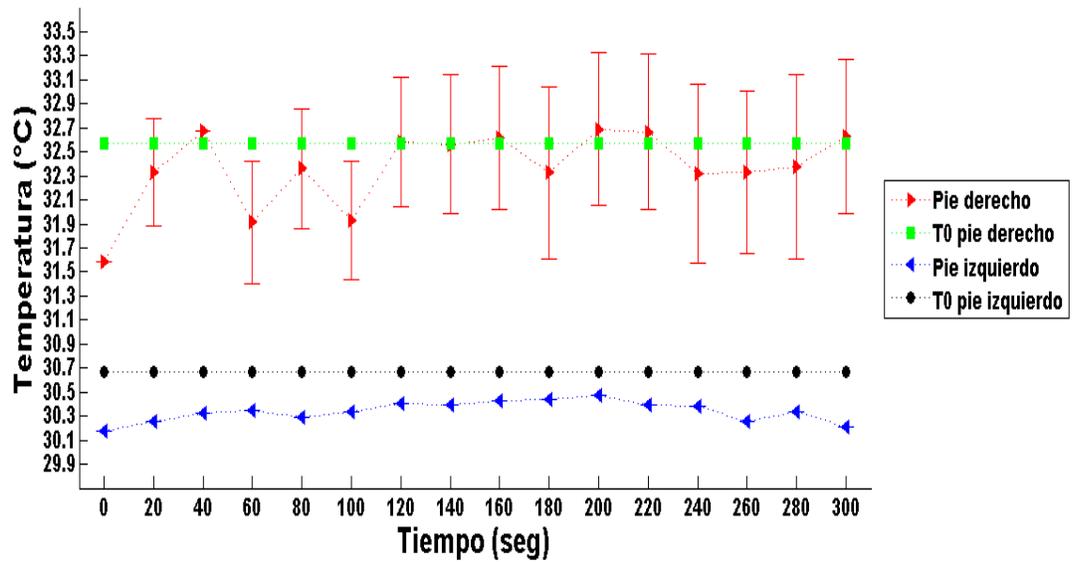


Figura 5.31. Curva de respuesta térmica del paciente PD8 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

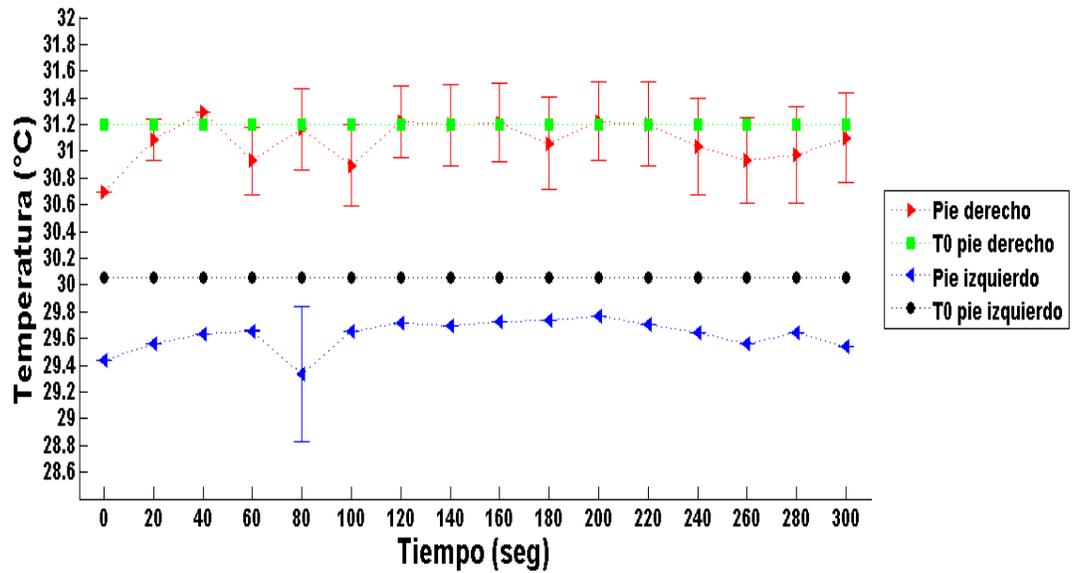


Figura 5.32. Curva de respuesta térmica del paciente PD8 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

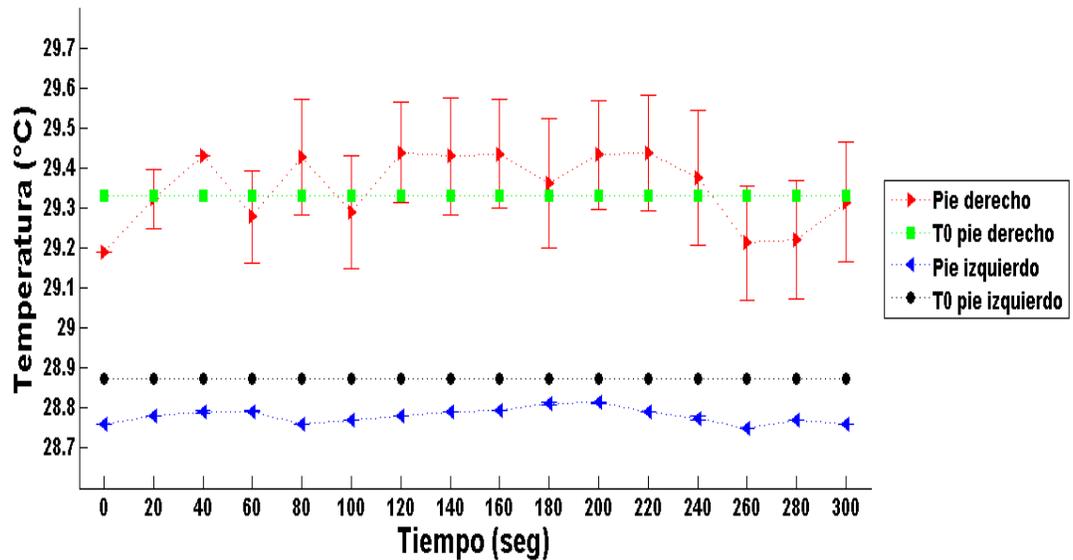


Figura 5.33. Curva de respuesta térmica del paciente PD8 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Control 1 (PC1)

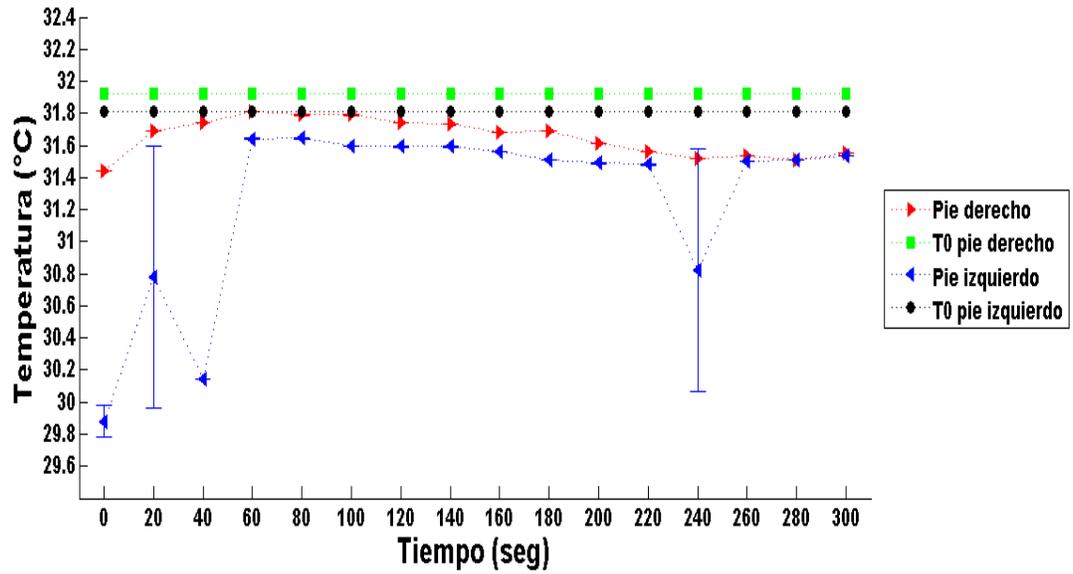


Figura 5.34. Curva de respuesta térmica del paciente PC1 en el cúmulo de temperaturas altas.

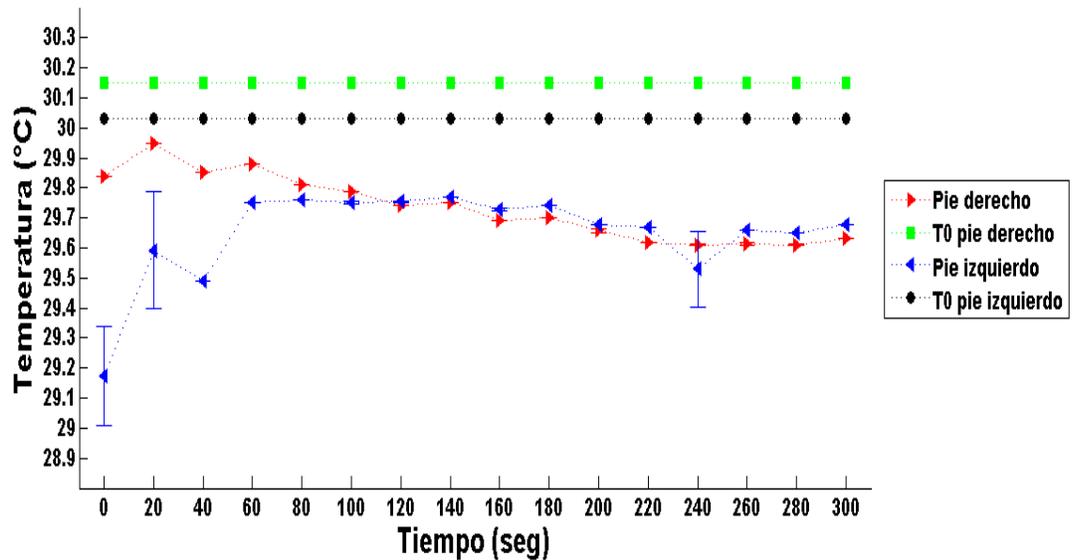


Figura 5.35. Curva de respuesta térmica del paciente PC1 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

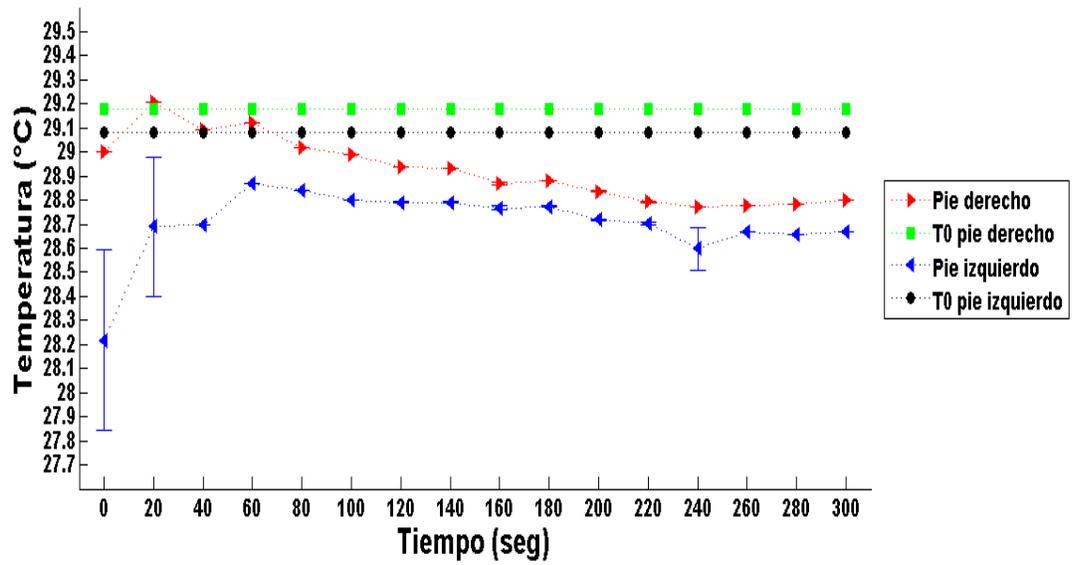


Figura 5.36. Curva de respuesta térmica del paciente PC1 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

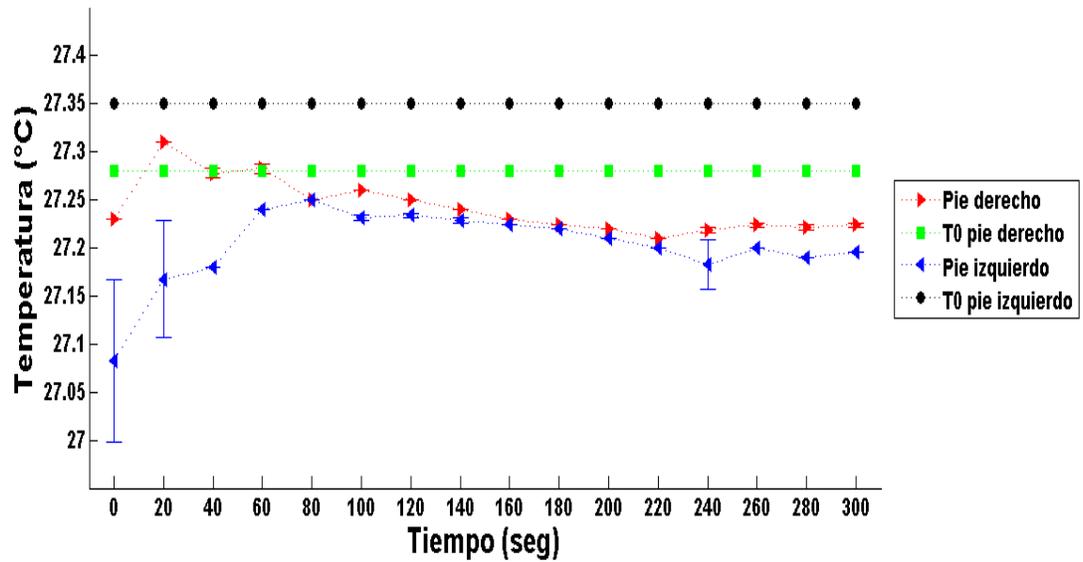


Figura 5.37. Curva de respuesta térmica del paciente PC1 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Control 2 (PC2)

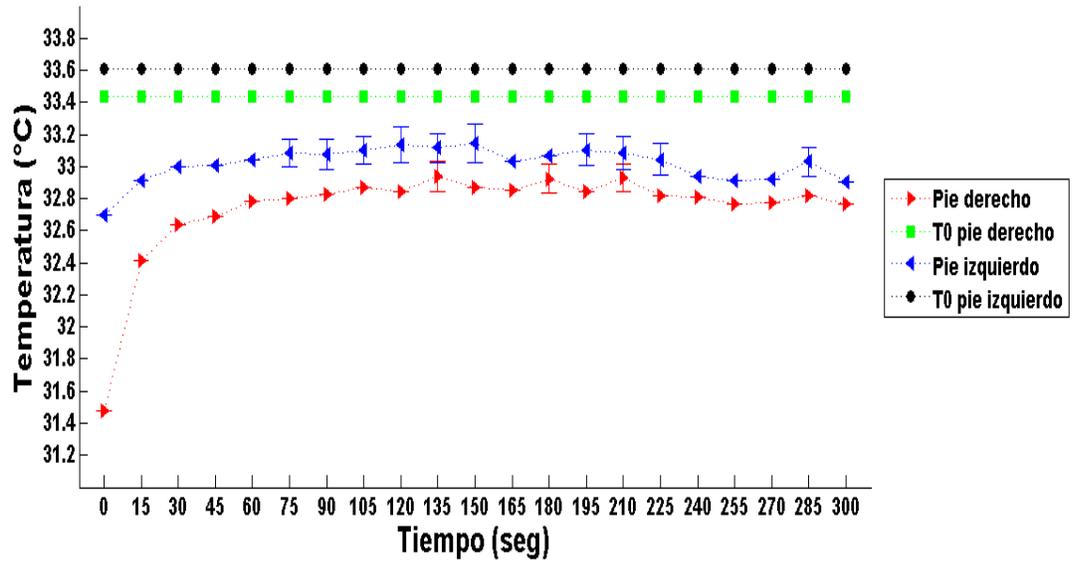


Figura 5.38. Curva de respuesta térmica del paciente PC2 en el cúmulo de temperaturas altas.

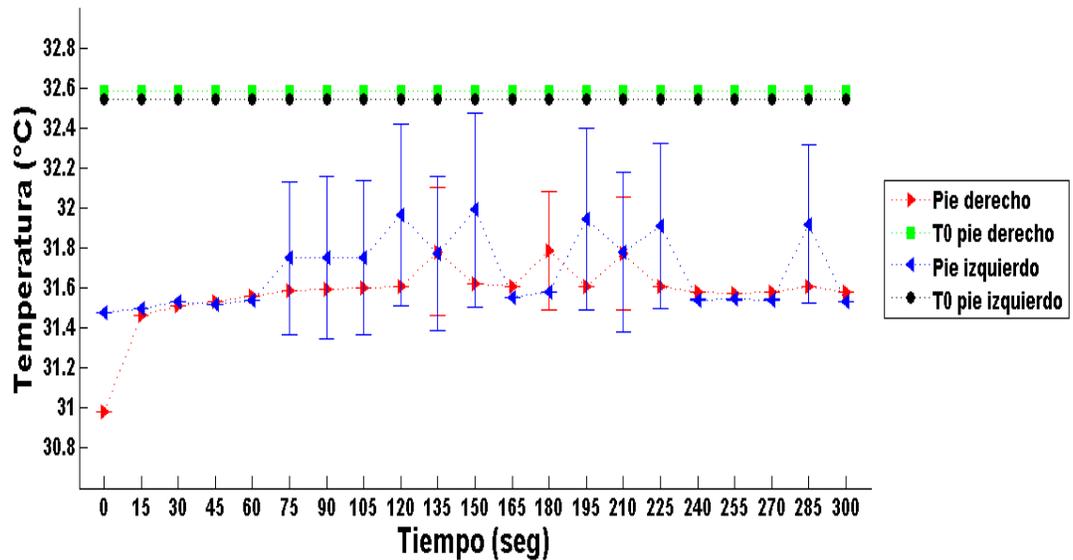


Figura 5.39. Curva de respuesta térmica del paciente PC2 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

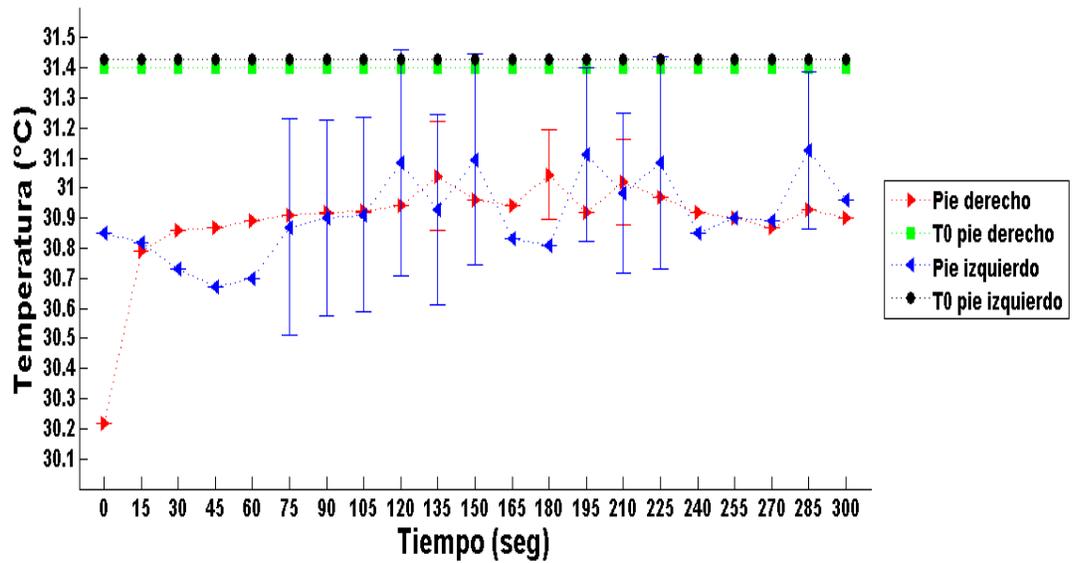


Figura 5.40. Curva de respuesta térmica del paciente PC2 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

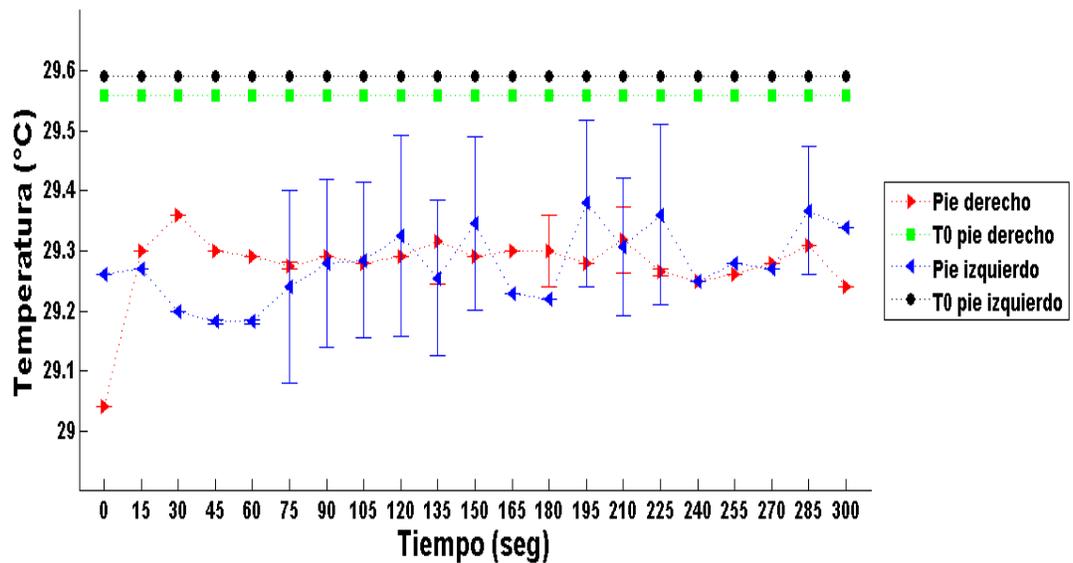


Figura 5.41. Curva de respuesta térmica del paciente PC2 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Control 3 (PC3)

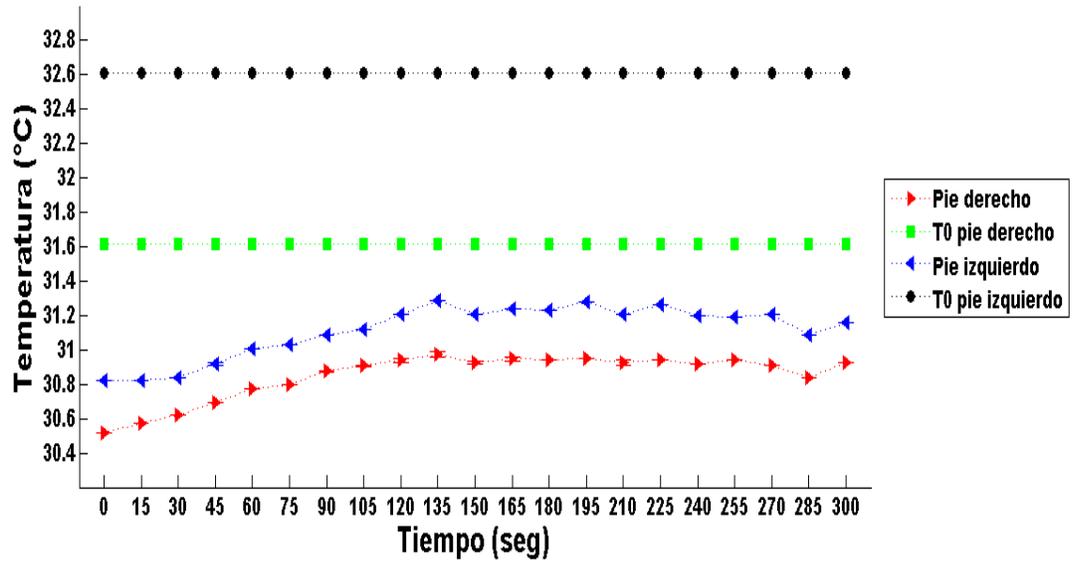


Figura 5.42. Curva de respuesta térmica del paciente PC3 en el cúmulo de temperaturas altas.

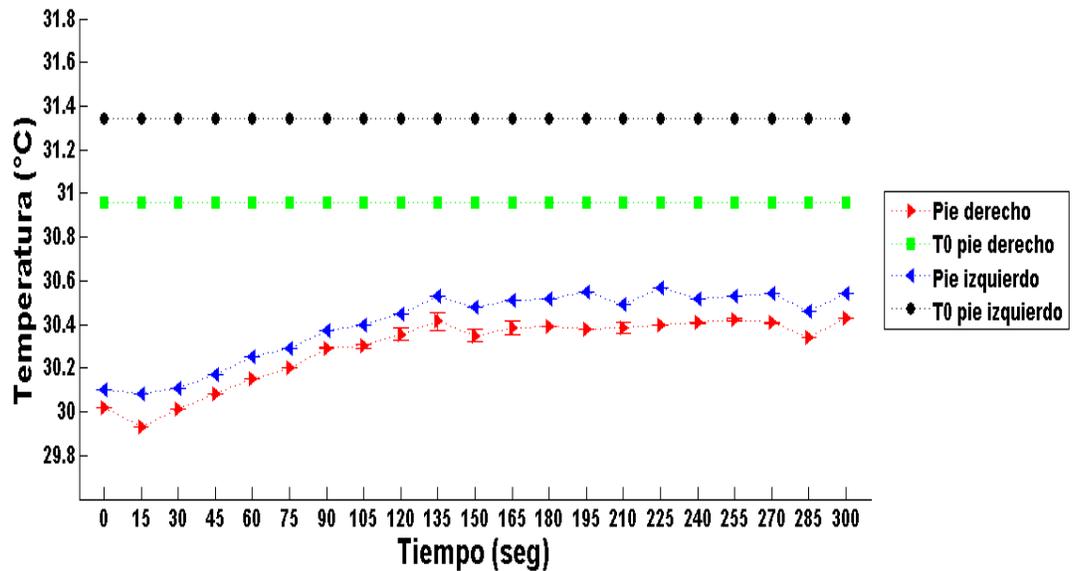


Figura 5.43. Curva de respuesta térmica del paciente PC3 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

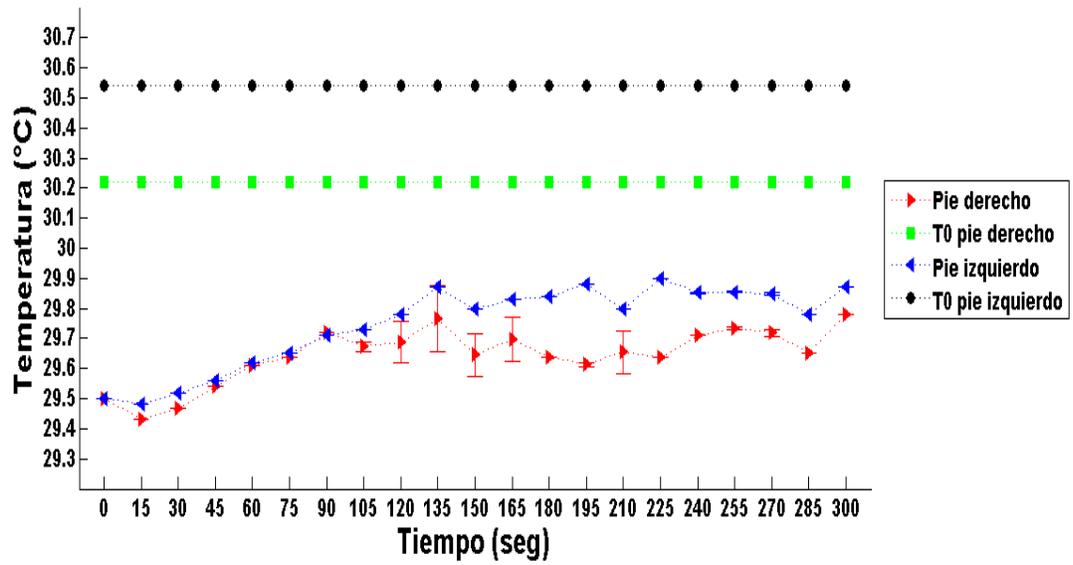


Figura 5.44. Curva de respuesta térmica del paciente PC3 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

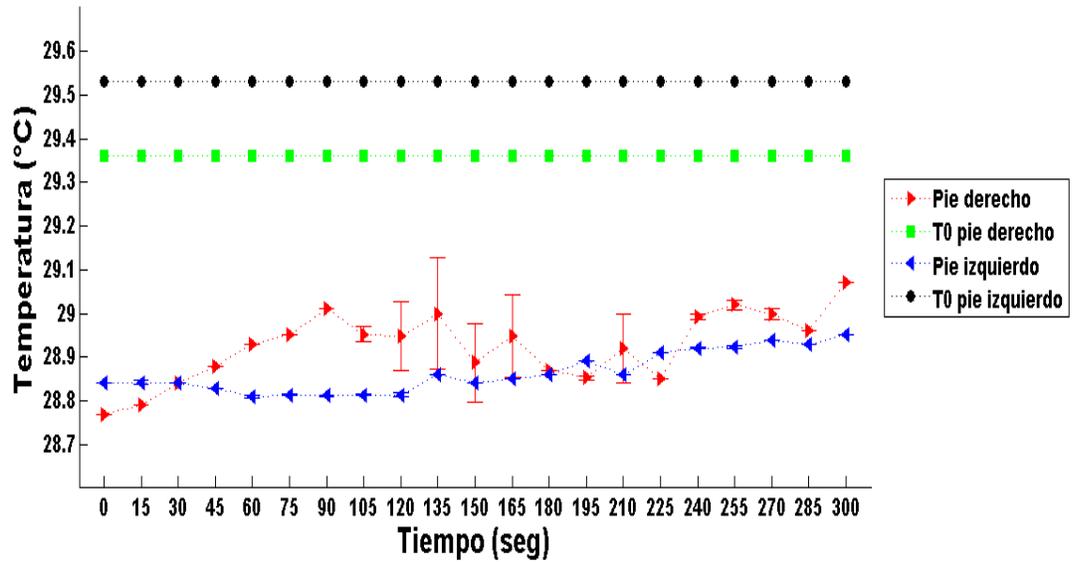


Figura 5.45. Curva de respuesta térmica del paciente PC3 en el cúmulo de temperaturas bajas.

Paciente Control 4 (PC4)

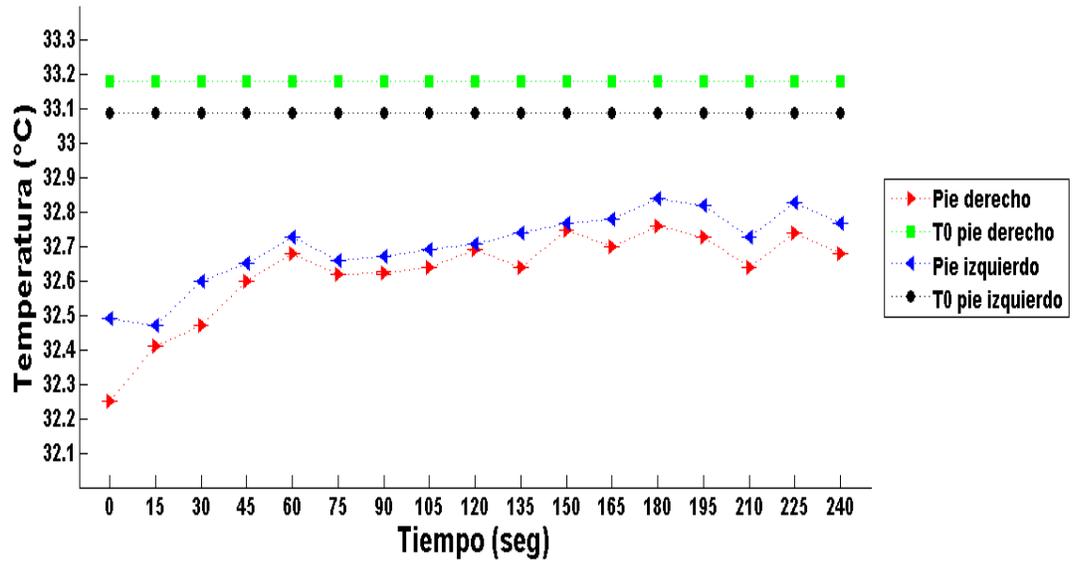


Figura 5.46. Curva de respuesta térmica del paciente PC4 en el cúmulo de temperaturas altas.

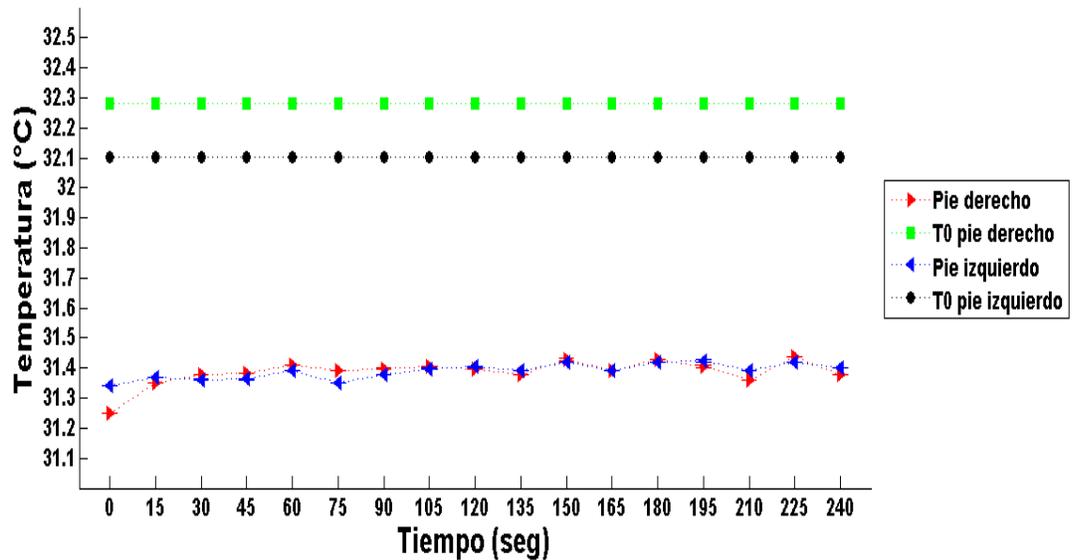


Figura 5.47. Curva de respuesta térmica del paciente PC4 en el cúmulo de temperaturas medias-altas.

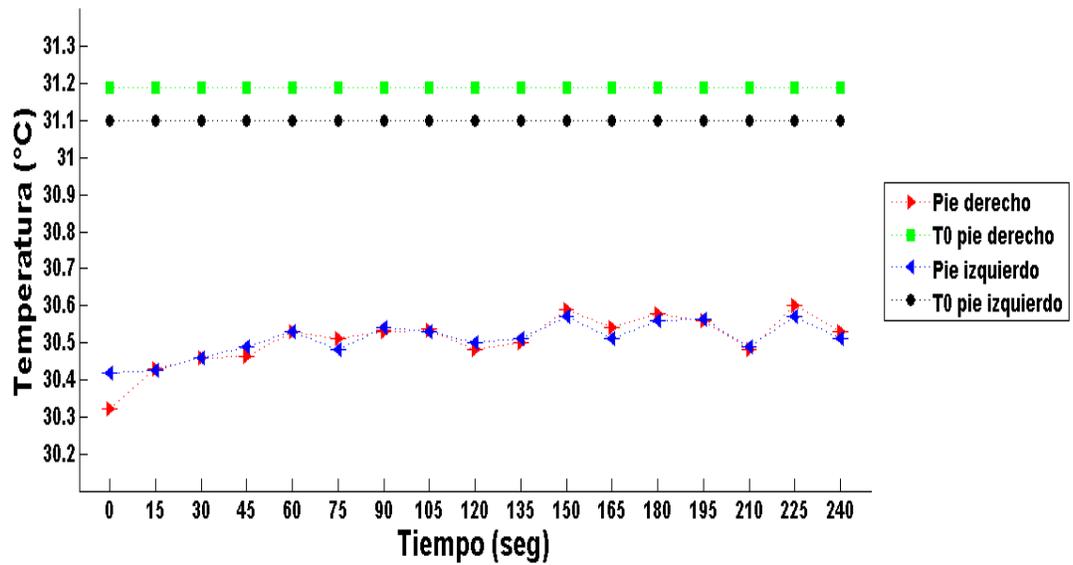


Figura 5.48. Curva de respuesta térmica del paciente PC4 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas.

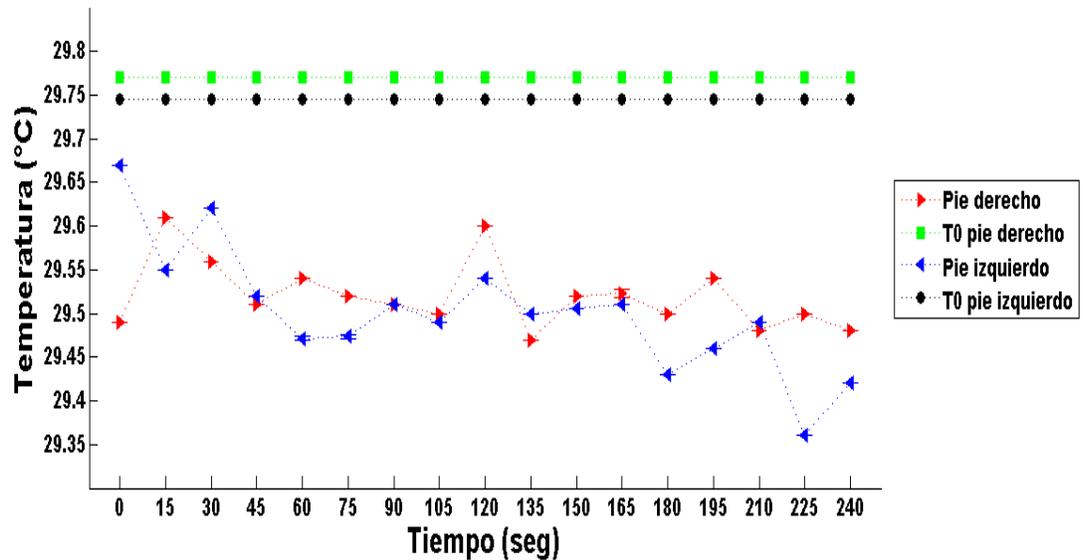


Figura 5.49. Curva de respuesta térmica del paciente PC4 en el cúmulo de temperaturas bajas.

5.4.2. Valores de ITSCI e ITS

En las tablas 5.2 y 5.3 se presentan los valores de los dos índices definidos en el capítulo 4 (*ITS* e *ITSCI*), calculados para cada uno de los pacientes diabéticos y sujetos control en los cuatro cúmulos de temperatura.

Tabla 5.2. Valores promedio de *ITSCI* para pacientes diabéticos (PD) y pacientes control(PC) en los cuatro cúmulos de temperatura.

Paciente	Cúmulo 1	Cúmulo 2	Cúmulo 3	Cúmulo 4
PD1	0.9972 ± 1.8152	0.0157 ± 0.0118	0.0091 ± 0.0021	0.0242 ± 0.0116
PD2	0.1260 ± 0.0492	1.7335 ± 0.2131	0.6448 ± 0.9703	0.3866 ± 0.2503
PD3	11.3641 ± 14.2173	0.5873 ± 0.0725	0.1047 ± 0.0218	0.1479 ± 0.1818
PD4	1.7001 ± 1.5127	2.3208 ± 1.3818	0.6925 ± 0.3073	0.7318 ± 0.1055
PD5	10.6845 ± 4.4768	44.4703 ± 20.1219	47.1615 ± 8.8566	87.2417 ± 6.7080
PD6	7.5204 ± 0.5390	196.9294 ± 12.4149	1588.3838 ± 1350.6763	355.5493 ± 246.6675
PD7	138.3919 ± 64.9789	8.6946 ± 10.5018	2.0403 ± 0.0132	88.1548 ± 110.6699
PD8	198.7823 ± 161.4504	181.3237 ± 126.0714	76.3262 ± 36.8984	162.4130 ± 139.6570
PC1	0.0647 ± 0.0893	0.2693 ± 0.0890	1.6868 ± 0.1707	5.6163 ± 1.8174
PC2	1.6357 ± 1.7664	0.1359 ± 0.0462	0.0625 ± 0.0501	0.2361 ± 0.1124
PC3	1.0924 ± 0.0542	1.4924 ± 0.3240	3.2136 ± 3.1282	33.3127 ± 23.9406
PC4	1.0863 ± 0.2992	2.3650 ± 1.3778	1.3493 ± 0.3145	0.6373 ± 0.0064

Tabla 5.3. Valores promedio de *ITS* para pacientes diabéticos (PD) y pacientes control(PC) en los cuatro cúmulos de temperatura.

Paciente	Cúmulo 1	Cúmulo 2	Cúmulo 3	Cúmulo 4
PD1	0.3624 ± 0.2247	0.4570 ± 0.2441	0.5561 ± 0.2868	0.6182 ± 0.1847
PD2	0.3943 ± 0.3339	0.3646 ± 0.2922	0.4065 ± 0.2456	0.4839 ± 0.3044
PD3	0.2456 ± 0.2160	0.3826 ± 0.2065	0.5297 ± 0.2866	0.4187 ± 0.2691
PD4	0.3804 ± 0.2538	0.4413 ± 0.2923	0.3729 ± 0.2305	0.2297 ± 0.1433
PD5	0.4783 ± 0.2670	0.2720 ± 0.2122	0.4483 ± 0.2912	0.1739 ± 0.0948
PD6	0.3851 ± 0.3115	0.3121 ± 0.1975	0.4027 ± 0.2557	0.3124 ± 0.2885
PD7	0.6649 ± 0.2463	0.4111 ± 0.1910	0.3809 ± 0.2281	0.3181 ± 0.2029
PD8	0.4261 ± 0.2771	0.3085 ± 0.2268	0.2897 ± 0.2497	0.3397 ± 0.2142
PC1	0.4402 ± 0.2965	0.3632 ± 0.1429	0.3992 ± 0.2518	0.5321 ± 0.2919
PC2	0.3814 ± 0.2107	0.4835 ± 0.2183	0.4133 ± 0.2625	0.4485 ± 0.1968
PC3	0.4996 ± 0.2787	0.3629 ± 0.2727	0.3910 ± 0.2933	0.4807 ± 0.2587
PC4	0.4618 ± 0.2513	0.3057 ± 0.1955	0.4159 ± 0.2802	0.4883 ± 0.2234

5.4.3. Análisis Estadístico

En las tablas 5.4 y 5.5 se muestran los resultados obtenidos a partir del análisis estadístico de los datos presentados en la sección 5.4.2. En estas tablas Promedio hace referencia al promedio obtenido a partir de los valores de cada cúmulo en las tablas 5.4 y 5.5.

Tabla 5.4. Resultados obtenidos del análisis estadístico del *ITSCI* calculado para cada paciente diabético (PD) y paciente control (PC). PDCCAPe = PD con Calcificación Arterial (CA) en la arteria dorsal de algún pie. PDSCAPe = PD sin CA en la arteria dorsal de algún pie. * $p < 0.05$; ** $p < 0.1$; *** $p > 0.3$.

Cúmulo	PD	PC	PDCCAPe	PDSCAPe
1	46.1958 \pm 77.3656	0.9698 \pm 0.6561**	38.1133 \pm 67.0195	69.8643 \pm 111.7710
2	54.5094 \pm 84.4742	1.0657 \pm 1.0597	2.9046 \pm 3.9825	75.8425 \pm 93.8154
3	214.4204 \pm 555.9046***	1.5781 \pm 1.2957**	0.7117 \pm 0.9359	41.3775 \pm 38.1708
4	86.8312 \pm 124.1308**	9.9506 \pm 15.7658***	22.2647 \pm 43.9279	83.3471 \pm 81.0834
Promedio	100.4892 \pm 77.9504*	3.391 \pm 4.3812*	15.9986 \pm 17.6396*	67.6078 \pm 18.3363*

Tabla 5.5. Resultados obtenidos del análisis estadístico del *ITS* calculado para cada paciente diabético (PD) y paciente control (PC). PDCCAPe = PD con Calcificación Arterial (CA) en la arteria dorsal de algún pie. PDSCAPe = PD sin CA en la arteria dorsal de algún pie. * $p < 0.05$.

Cúmulo	PD	PC	PDCCAPe	PDSCAPe
1	0.4171 \pm 0.1198	0.4457 \pm 0.0494	0.4133 \pm 0.1780	0.4329 \pm 0.0424
2	0.3686 \pm 0.0668	0.3788 \pm 0.0748	0.4230 \pm 0.0330*	0.3150 \pm 0.0466*
3	0.4233 \pm 0.0866	0.4048 \pm 0.0118	0.4599 \pm 0.0965	0.3815 \pm 0.0822
4	0.3618 \pm 0.1422	0.4874 \pm 0.0344	0.3962 \pm 0.1669	0.3325 \pm 0.1551
Promedio	0.3927 \pm 0.0320	0.4292 \pm 0.0476	0.4231 \pm 0.0269	0.3655 \pm 0.0530

5.4.4. Discusión de Resultados

En la tabla 5.5 observamos que no existen diferencias significativas en los valores del *ITS* para pacientes diabéticos y pacientes control, mientras que para pacientes diabéticos con y sin calcificación en la arteria dorsal de algún pie sólo existen diferencias significativas ($p < 0.05$) en el cúmulo de temperaturas medias-altas. Por su parte, en la tabla 5.4 notamos que las diferencias significativas ($p < 0.05$) entre

pacientes diabéticos y pacientes control, y entre pacientes diabéticos con y sin calcificación arterial en la arteria pedia de algún pie se encuentran en el renglón de Promedio. Además, observamos que los valores del *ITSCI* son notablemente diferentes para cada uno de los grupos ya mencionados, sobre todo en el caso de pacientes diabéticos y sujetos control teniendo que para los primeros el valor es en promedio 100.4892 ± 77.9504 y para los segundos es en promedio 3.3910 ± 4.3812 . Adicionalmente, los pacientes diabéticos con calcificación arterial en la arteria pedia de alguno de los pies presentan un valor promedio de 15.9986 ± 17.6396 mientras que los pacientes diabéticos sin calcificación tienen un valor de 67.6078 ± 18.3363 . El alto rango de variabilidad en los valores promedio arriba presentados podría estar asociado al tamaño de la muestra tanto de pacientes diabéticos como de sujetos control. Así mismo, en el caso de los sujetos control la variabilidad en el rango de edad es un factor que debe tomarse en cuenta ya que 3 de los 4 sujetos control se encuentran fuera del rango de edad de los pacientes diabéticos y esto presenta limitaciones en el estudio comparativo.

Otro aspecto que es importante observar en la tabla 5.4 es que el cúmulo que presenta valores con menor significancia ($p < 0.1$) para pacientes diabéticos es el cúmulo de temperaturas bajas, en contraste con los pacientes control para los cuales la menor significancia ($p < 0.1$) se ve en los cúmulos de temperaturas altas y medias-bajas. También podemos ver que los cúmulos con mayor significancia ($p > 0.3$) son el cúmulo de temperaturas medias-bajas para pacientes diabéticos y el cúmulo de temperaturas bajas para pacientes control. Tomando en cuenta esto es posible hacer un nuevo análisis de la significancia del promedio de los cúmulos removiendo el cúmulo de temperaturas medias-bajas para pacientes diabéticos y el cúmulo de temperaturas bajas para controles. A partir de este análisis se obtiene que el valor promedio del *ITSCI* para pacientes diabéticos es 62.5121 ± 21.4672 en tanto que para los controles es 1.2045 ± 0.3271 , en ambos casos con $p < 0.05$.

Tomando en cuenta estos resultados notamos que para los pacientes PD1, PD2, PD3 y PD4 el valor del *ITSCI* en el cúmulo de temperaturas bajas registrado en la tabla 5.2 es menor que 1, mientras que para los otros cuatro pacientes el valor de dicho índice en el mismo cúmulo de temperaturas es mayor que 1. Por otro lado, en las imágenes termográficas de la figura 5.50 observamos patrones similares en los pa-

cientes PD5, PD6 y PD8 (figura 5.50 (e), (f) y (h) respectivamente), con notables aumentos de temperatura en el pie derecho respecto al izquierdo. Un comportamiento similar pero menos marcado se puede observar para el paciente PD3 (figura 5.50 (c)), mientras que los pacientes PD1, PD2 y PD7 presentan el patrón de manera invertida, es decir con mayor temperatura en el pie izquierdo que en el derecho.

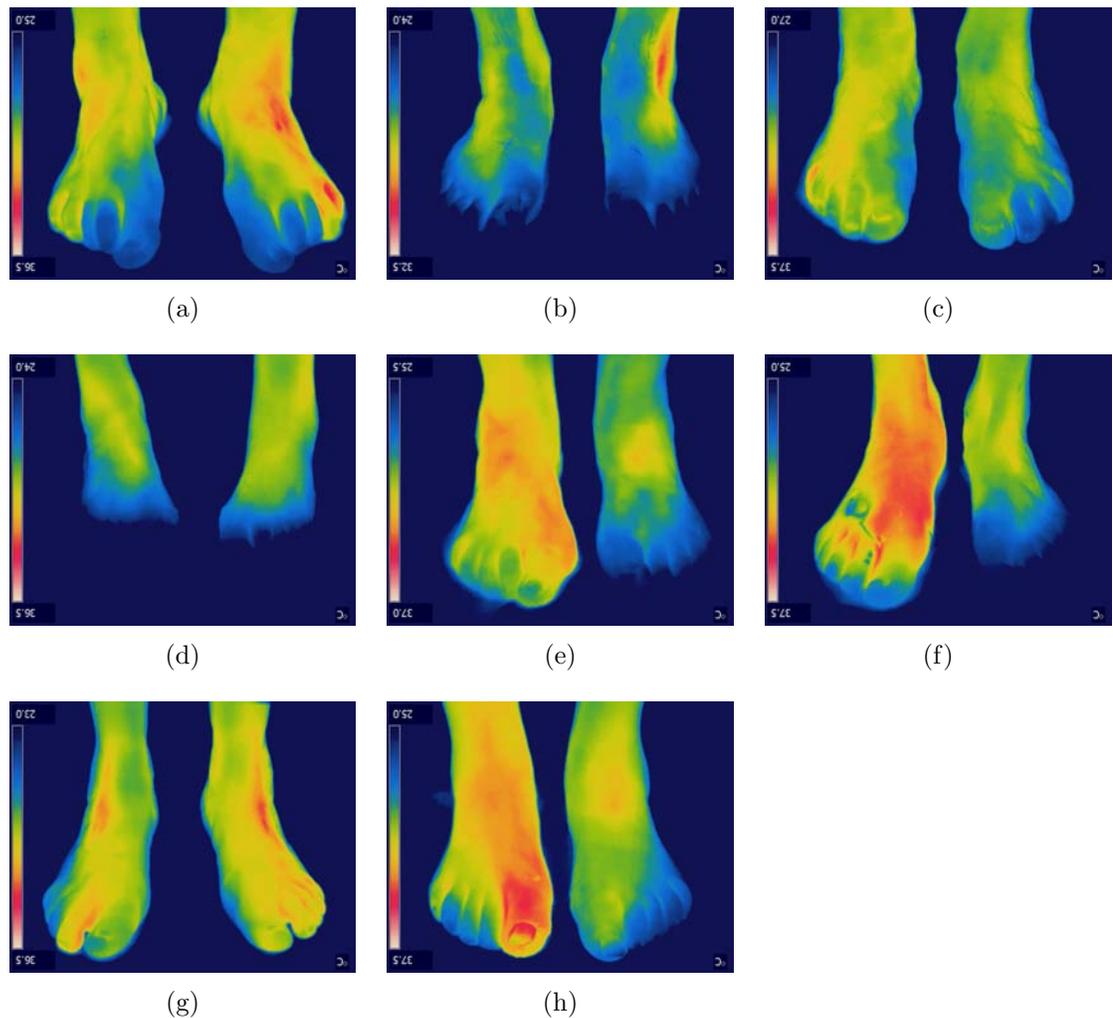


Figura 5.50. Acercamientos a la zona dorsal de los pies de los pacientes: (a) PD1, (b) PD2, (c) PD3, (d) PD4, (e) PD5, (f) PD6, (g) PD7 y (h) PD8.

Resulta interesante notar que tanto los pacientes PD5, PD6 y PD8 que tienen un

aumento local de temperatura en el pie derecho como el paciente PD7 que presenta calcificación en la arteria pedia del pie derecho tienen valores del *ITSCI* mayores a 1 en el cúmulo de temperaturas bajas, en tanto que el paciente PD1 que presenta calcificación en la arteria pedia del pie izquierdo como el paciente PD2 que muestra un aumento local de temperatura en el mismo pie tienen valores del *ITSCI* menores a 1 en el mismo cúmulo. Esto parece tener sentido tomando en cuenta que:

- 1.- La arteriosclerosis produce una reducción del diámetro arterial y disminuye la elasticidad de la pared arterial [111], modificando los procesos de vaso-dilatación y vaso-constricción.
- 2.- Si se presenta calcificación arterial el aumento en la velocidad del flujo sanguíneo consecuencia de la reducción del diámetro arterial provocará mayor disipación por fricción y un aumento local de temperatura. Además, induce un cambio en la difusión de calor debido a la capa de calcio que se forma en la pared arterial.
- 3.- Si se presenta aterosclerosis² además de la reducción del diámetro arterial y la disminución de la elasticidad de las arterias puede haber un proceso inflamatorio el cual se traduce en un aumento de temperatura en los tejidos cercanos a la obstrucción producida por aterosclerosis.

Y asumiendo que la respuesta térmica es mayor conforme la obstrucción arterial es mayor.

En cuanto a las gráficas correspondientes a la respuesta térmica de los pacientes en el cúmulo de temperaturas bajas podemos notar que todos excepto la paciente PD4 presentan ligeras oscilaciones en la curva que corresponde al pie con el patrón de temperatura más elevada. Estas oscilaciones podrían ser consecuencia de la pulsación cardíaca o de los procesos de vaso-dilatación y vaso-constricción aunados a la presencia de alguna obstrucción arterial. Por su parte la figura 5.49, que corresponde a las curvas de respuesta de la paciente PD4 en el cúmulo de temperatura bajas, muestra que prácticamente no hay respuesta al estímulo térmico. Esto podría

²La aterosclerosis es el tipo más común de arteriosclerosis [111] y se caracteriza por la presencia de placa ateromatosa o de ateroma, la cual está conformada por grasa, colesterol, calcio y otras sustancias que se encuentran en la sangre [112].

tener su origen en una neuropatía extremadamente grave. Con respecto a esto es importante señalar que todos los pacientes aquí presentados padecen, en menor o mayor grado, neuropatía diabética, la cuál está asociada al deterioro de la respuesta sensitiva. Este deterioro sin duda tiene repercusiones en los procesos de regulación térmica del cuerpo por lo que su efecto debería ser tomado en cuenta en trabajos como el que aquí se presenta. Sin embargo, la relación entre los estímulos eléctricos asociados a la sensación térmica y los procesos de vaso-constricción y vaso-dilatación encargados de regular la temperatura corporal aún no han sido estudiados y salen del alcance de esta tesis, pero abren diversas interrogantes que, de ser respondidas, brindarán mayor claridad a resultados como los presentados en este trabajo.

Por su parte, en la tabla 5.2 observamos que los pacientes control PC2, PC3 y PC4 presentan valores cercanos a 1 en el cúmulo de temperaturas altas, mientras que la paciente control PC1 presenta un valor cercano a 1 en el cúmulo de temperaturas medias-bajas, al igual que la paciente PC4. Esto concuerda con los resultados estadísticos que indican que los pacientes control presentan resultados más significativos ($p < 0.1$) precisamente en los cúmulos de temperaturas altas y medias-bajas, aunque es necesario aumentar el número de pacientes diabéticos y controles para que los resultados sean más significativos.

Capítulo 6

Conclusiones y Perspectivas

En el presente capítulo se describen las conclusiones obtenidas a partir de la implementación del protocolo de adquisición y análisis de imágenes termográficas de pacientes con enfermedad del pie diabético, descrito en el capítulo 4. Así mismo, se presentan los aspectos del protocolo que necesitan mejora. Finalmente, presento algunas ideas y temas que he debido dejar fuera. Pues como en todo trabajo de investigación, nueva experiencia y nuevo conocimientos surgen, aquí sobre la marcha fuimos aprendiendo e identificando distintas vertientes de trabajo que aun requieren investigación. Las hemos dejado fuera de la presente descripción y las consideramos como parte del trabajo futuro.

6.1. Conclusiones

Se implementó un protocolo de investigación con énfasis en el aspecto clínico de la enfermedad del pie diabético. Dicho protocolo comprende la implementación de una metodología de adquisición de imágenes, así como aspectos del procesamiento de las imágenes así obtenidas. Especial interés le dediqué al análisis de la respuesta térmica del tejido de extremidades inferiores en pacientes con enfermedad del pie diabético y pacientes control, utilizando un parámetro cuantitativo asociado a las temperaturas promedio de la región de interés en intervalos de tiempo bien definidos. Este parámetro, denominado *Índice Térmico de Simetría por Contraste Térmico (ITSCI)*, está asociado con la simetría de la respuesta térmica entre extremidades.

Los valores de éste parámetro no muestran diferencias significativas entre pacientes diabéticos y sujetos control en ningún cúmulo de temperaturas sin embargo, sí existen diferencias significativas ($p < 0.05$) entre estos grupos cuando se obtiene el promedio de los cúmulos de temperatura. Lo mismo ocurre al comparar pacientes con calcificación en la arteria pedia de alguno de los pies y pacientes que no presentan calcificación.

El valor del *ITSCI* es más significativo ($p < 0.1$) en el cúmulo de temperaturas bajas para los pacientes diabéticos, mientras que para los controles es más significativo ($p < 0.1$) en los cúmulos de temperaturas altas y medias-bajas.

Tanto el valor del *ITSCI* como las curvas de respuesta térmica en el cúmulo de temperaturas bajas parecen indicar cuál es la extremidad que presenta calcificación arterial o un patrón con aumento de temperatura, el cual podría asociarse a una obstrucción arterial por aterosclerosis. En el caso del *ITSCI* su valor es mayor a 1 cuando la calcificación o el aumento de temperatura se presenta en el pie derecho, y es menor a 1 en el caso opuesto. Por su parte la curva de respuesta térmica del pie con calcificación o aumento de temperatura presenta oscilaciones a lo largo del tiempo.

6.2. Perspectivas y Aspectos a Mejorar

Uno de los aspectos esenciales que debe refinarse y estandarizarse en el presente protocolo es el proceso mediante el cual se induce contraste térmico. Esto es necesario pues si la humectación de las extremidades no es homogénea e isócrona existirá una asimetría en la respuesta térmica de las extremidades inherente al proceso de contraste.

Por otro lado, la adquisición de imágenes en intervalos de tiempo menores, o incluso la adquisición de video, puede mejorar los resultados aquí presentados.

Respecto a las actividades futuras, el estudio de los efectos que tienen el pulso cardíaco, las obstrucciones en otras arterias y la neuropatía diabética, en la respuesta térmica del tejido, representan las principales vertientes de estudio. El propósito es identificar que tan determinantes son como fuente de interferencia con los resultados que emergen del análisis computacional. En particular, para efectos de identificar si

el concepto de contraste térmico que aquí introducimos permite avanzar hacia una metodología con condiciones de calibración y estandarización. Adicionalmente y en el terreno de la enfermedad del pie diabético, resulta de interés identificar si las variantes del estudio pueden ser reducidas a fin de propiciar el estudio de los efectos neuropáticos en la respuesta térmica, pues la neuropatía repercute directamente en la respuesta sensitiva del tejido, la cuál desencadena los procesos de regulación térmica implicados en mantener la temperatura del tejido en un valor estable y adecuado para su correcto funcionamiento.

Así mismo, ampliar el presente protocolo con información obtenida a partir de estudios como el eco-doppler podría permitir un estudio más detallado de las diferencias que existen entre pacientes con y sin calcificación así como verificar si realmente los patrones de aumento de temperatura corresponden a obstrucciones por aterosclerosis.

Apéndice A

Hoja de Protocolo

Imagen inicial:

Imagen final:

Fecha:

Nombre de Paciente:

Número de Paciente:

Padecimiento:

Sesión No.: (1 si es 1a vez, 2 o más en caso contrario)

Recurrencia por cita u otro (indique):

Sexo:

Edad:

Peso:

Estatura en metros:

IMC (BMI, índice de masa corporal):

Postura: de pie solo, de pie sostenid@, acostad@, en silla:

Tabla A.1. Tomas de adquisición.

Frente: 0°	Cada marca indica una imagen
Pies juntos	
Pie derecho adelante	
Pies izquierdo adelante	
Acercamiento tobillos	
Acercamiento pies juntos	
Costado derecho del paciente: 90°	
2 pies juntos	
Pie derecho adelante	
Pie izquierdo adelante	
Acercamientos tobillos	
Espalda: 180°	
2 pies alineados, con talones separados	
Planta derecha	
Planta izquierda	
Costado izquierdo del paciente: 270°	
2 pies juntos	
Pie derecho adelante	
Pie izquierdo adelante	
Acercamiento tobillos	

Nota: Los ángulos son en referencia a la posición inicial relativa, entre el paciente y la cámara. El paciente gira, mientras la cámara se mantiene fija.

Tomas adicionales:

Observaciones:

Bibliografía

- [1] World Health Organization (1999). *Definition, diagnosis and classification of diabetes mellitus and its complications: Report of a WHO Consultation. Part 1. Diagnosis and classification of diabetes mellitus.*
- [2] International Diabetes Federation (2015). *IDF Diabetes Atlas*. Seventh Edition. Versión on-line: www.diabetesatlas.org
- [3] *Encuesta Nacional de Nutrición (ENSANUT)*, 2012.
- [4] Boulton AJ (1996). *The pathogenesis of diabetic foot problems: An overview.* Diabetes Med. 13:12–16.
- [5] Consultado en: <http://www.niddk.nih.gov/health-information/health-topics/Diabetes/diabetic-neuropathies-nerve-damage-diabetes/Pages/diabetic-neuropathies-nerve-damage.aspx>
- [6] Consultado en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/es/>
- [7] National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney Diseases (2009). *Diabetic neuropathies: the nerve damage of diabetes.* National Diabetes Information Clearinghouse. U.S. Department of Health and Human Service. National Institutes of Health. Versión on-line: <http://www.niddk.nih.gov/health-information/health-topics/Diabetes/diabetic-neuropathies-nerve-damage-diabetes/Pages/diabetic-neuropathies-nerve-damage.aspx>
- [8] Consultado en: <http://www.who.int/tobacco/research/pagetld21/en/>

- [9] Del Blanco, MI, Ortega J, González-Fuello M, Fernández-Samos R (2012). *Pie diabético, capítulo: Diagnóstico de la arteriopatía diabética y pie diabético*. PRO-CIVAS S.L.N.E.
- [10] Diakides NA, Bronzino JD (Eds) (2008). *Medical infrared imaging*. CRC. Press: Taylor Francis Group.
- [11] Howell JR, Siegel R, Menguc MP (2010). *Thermal Radiation Heat Transfer (5th ed.)*. New York, NY, USA: Taylor and Francis.
- [12] Agner T, Serup J (1988). *Contact thermography for assessment of skin damage due to experimental irritants*. Acta Derm Venereol, 68(3):192-195.
- [13] Lopez J, Fernández A (2006). *Fisiología del ejercicio (3ra. ed.)*. Madrid, España: Editorial Panamericana, S.A.
- [14] Kruse PW, Skatrud DD (1997). *Uncooled infrared imaging arrays and systems in semiconductors and semimetals*. R.K. Willardson & E.R. Weber (Eds.), New York: Academic Press.
- [15] Thews G, Mutshler E, Vaupel P (1983). *Anatomía, fisiología y patofisiología del hombre*. Barcelona, España: Editorial Reverté.
- [16] Goller H, Lewis DW, McLaughlin RE (1971). *Thermographic studies of human skin subjected to localized pressure*. Am J Roentgenol, 113(4):749-754.
- [17] Sandrow RE, Torg JS, Lapayowker MS, Resnick EJ (1972). *The use of thermography in the early diagnosis of neuropathic arthropathy in the feet of diabetics*. Clin Orthop Relat Res, 88:31.
- [18] Stess R, Sisney P, Moss K, Graf P, Louie K, Gooding G, Grunfield C (1986). *Use of liquid crystal thermography in the evaluation of the diabetic foot*. Diabetes Care, 9:267-272.
- [19] Benbow S, Chan A, Bowsher D, Williams G, Macfarlane I (1994). *The prediction of diabetic neuropathic plantar foot ulceration by liquid-crystal contact thermography*. Diabetes Care, 17(8):835-839.

- [20] Chan A, MacFarlane I, Bowsher D (1991). *Contact thermography of painful diabetic neuropathic foot*. Diabetes Care, 14:918–922.
- [21] Brem H, Sheehan P, Rosenberg H, Schneider J, Boulton A (2006). *Evidence-based protocol for diabetic foot ulcers*. Plastic and Reconstructive Surgery, 117(7S):193S-209S.
- [22] Armstrong DG, Lavery LA (1996). *Monitoring neuropathic ulcer healing with infrared dermal thermometry*. The Journal of Foot and Ankle Surgery, 35(4):335-338.
- [23] Armstrong DG, Lavery LA, Harkless L (1998). *Validation of a diabetic wound classification system. The contribution of depth, infection, and ischemia to risk of amputation*. Diabetes Care, 21(5):885-889.
- [24] Ammer K, Melnizky P, Rathkolb O, Ring E (2001). *Thermal imaging of skin changes on the feet of type II diabetics*. En Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, volumen 3, 2870–2872.
- [25] Sun P, et. al. (2005). *Assessing foot temperature using infrared thermography*. Foot & Ankle International, 26(10):847-853.
- [26] Schinca N, Alvarez J (2012). *Artropatía neuropática o Pie de Charcot*. Biomedicina, 7(1):44-50.
- [27] Armstrong DG, Holtz-Neiderer K, Wendel C, Mohler MJ, Kimbriel HR, Lavery LA (2007). *Skin temperature monitoring reduces the risk for diabetic foot ulceration in high-risk patients*. Am J Med, 120(12):1042-1046.
- [28] Lavery LA, et. al. (2007). *Preventing diabetic foot ulcer recurrence in high-risk patients*. Diabetes Care, 30:14-20.
- [29] Ammer K (2008). *The glamorgan protocol for recording and evaluation of thermal images of the human body*. Thermology international, 18(4):125-129.
- [30] Bharara M, Viswanathan V, Cobb JE (2008). *Cold immersion recovery responses in the diabetic foot with neuropathy*. Int. Wound J, 5:562-569.

- [31] Serbu G (2009). *Infrared imaging of the diabetic foot*. En *InfraMation Proceedings*.
- [32] Definición tomada de <http://dle.rae.es/?id=MCri5PV>
- [33] Nagase T, Sanada H, Oe M, Takehara K, Nishide K, Kadowaki T (2011). *Screening of foot inflammation in diabetic patients by non-invasive imaging modalities*. *Global Perspectives on Diabetic Foot Ulcerations*, Dec.:27-46.
- [34] Mori T, Nagase T, et. al. (2013). *Morphological pattern classification system for plantar thermography of patients with diabetes*. *J Diabetes Sci Technol*, 7(5):1102-1112.
- [35] Armstrong DG, Lavery LA, Liswood PJ, Todd WF, Tredwell JA (1997). *Infrared dermal thermometry for the high-risk diabetic foot*. *Phys Ther*, 77(2):169-175.
- [36] Armstrong DG, Lavery LA (1997). *Monitoring healing of acute Charcot's arthropathy with infrared dermal thermometry*. *J Rehabil Res Dev*, 34(3):317-321.
- [37] Houghton V, Bower VM, Chant DC (2013). *Is an increase in skin temperature predictive of neuropathic foot ulceration in people with diabetes? A systematic review and meta-analysis*. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6:31.
- [38] Sivanandam S, Anburajan M, Venkatranam B, Menaka M, Dharath D (2012). *Medical thermography: A diagnostic approach for type 2 diabetes bases on non-contact infrared therma imaging*. *Endocrine*, 42(2):343-351.
- [39] Balbinot LF, Canani LH, Robinson CC, Achaval M, Zaro MA (2012). *Plantar thermography is useful in the early diagnosis of diabetic neuropathy*. *Clinics*, 67(12):1419-1425.
- [40] Selvarasu N, Nachiappan A, Nandhitha NM (2010). *Abnormality detection from medical thermographs in human using euclidean distance based color image segmentation*. En *International Conference on Signal Acquisition and Processing*.
- [41] Liu C, van der Heijden F, Klein ME, van Baal JG, Bus SA, van Netten JJ (2013). *Infrared dermal thermography on diabetic feet soles to predict ulcerations: a case study*. *Proc. SPIE*, 8572:85720N.

- [42] Liu C, van Netten JJ, van Baal JG, Bus SA, van der Heijden F (2015). *Automatic detection of diabetic foot complications with infrared thermography by asymmetric analysis*. Journal of Biomedical Optics, 20(2):026003.
- [43] van Netten JJ, van Baal JG, Liu C, van der Heijden F, Bus SA (2013). *Infrared thermal imaging for automated detection of diabetic foot complications*. Journal of Diabetes Science and Technology, 7(5):1122-1129.
- [44] Oe M, Yotsu RR, Sanada H, Nagase T, Tamaki T (2013). *Screening for osteomyelitis using thermography in patients with diabetic foot*. Hindawi Publishing Corporation - Ulcers, ID 284296.
- [45] Hazenberg CEVB, van Netten JJ, van Baal JG, Bus SA (2014). *Assessment of signs of foot infection in diabetes patients using photographic foot imaging and infrared thermography*. Diabetes Technology and Therapeutics, 16(6):370-377.
- [46] Kumar V, Abbas AK, Fausto N, Mitchell RN (2007). *Robbins Basic Pathology (8th ed.)*. Saunders Elsevier. pp. 810–811
- [47] Vilcahuaman L, Harba R, Canals R, Zequera M, Wilches M, Arista MT, TorresL, Arbañil H. (2015). *Automatic Analysis of plantar foot thermal images in at-risk type II diabetes by using an infrared camera*. IUPESM WC2015.
- [48] Vázquez Rodríguez PD (2013). *Evaluación termográfica del pie diabético y su asociación con retinopatía diabética*. Tesis de Maestría en Instrumentación y Control Automático. Universidad Autónoma de Querétaro, Querétaro, México.
- [49] Santiago Arce JR (2013). *Reconocimiento y análisis de patrones termográficos en pacientes con pie diabético*. Tesis de Maestría en Ciencias e Ingeniería de la Computación. Universidad Nacional Autónoma de México, México, D.F.
- [50] Peregrina-Barreto H, et. al. (2014). *Quantitative estimation of temperature variations in plantar angiosomes: a study case for diabetic foot*. Hindawi Publishing Corporation - Computational and Mathematical Methods in Medicine, ID 585306.

- [51] Villaseñor-Mora C, González-Vega A, Garay-Sevilla ME (2014). *Alternativa de diagnóstico de onicomycosis en pie diabético usando imágenes de infrarrojo*. Acta Universitaria, 24(NE-2):67-72.
- [52] Osorio Toribio G (2015). *Imagenología funcional de infrarrojo para el estudio de patrones de emisión de radiación térmica en mujeres embarazadas*. Tesis de Licenciatura en Física. Universidad Nacional Autónoma de México, México, D.F.
- [53] Ballesté R, Mousqués N, Gezuele E (2003). *Onicomycosis. Revisión del tema*. Rev Med Uruguay, 19:93-106.
- [54] Johannesson A (2009). *Incidence of lower limb amputation in the diabetic and non-diabetic general population: a 10-year population-based cohort study of initial unilateral, contralateral and re amputations*. Diabetes Care, 32:275-280.
- [55] Al-Wahbi AM (2010). *Impact of a diabetic foot care education program on lower limb amputation rate*. Vascular Health and Risk Management, 6:923-934.
- [56] Consultado en: <http://www.diabetes.org/es/informacion-basica-de-la-diabetes/aspectos-genticos-de-la-diabetes.html>
- [57] Hernández-Ávila M, Gutiérrez JP, Reynoso-Noverón N (2013). *Diabetes mellitus en México. El estado de la epidemia*. Salud Pública de México, 55(2):S129-S136.
- [58] Islas Andrade S.A., Revilla Monsalve M.C. *Diabetes mellitus, concepto y clasificación* dentro de Cruz Vega F., Fajardo Dolci G., Navarro Reynoso F.P., Carrillo Esper R. (Editores) (2013). *Diabetes mellitus: actualizaciones*. México, D.F. Editorial Alfil. pp. 3-8.
- [59] Frykberg RG, et. al. (2006). *Diabetic foot disorders: a clinical practice guideline*. The Journal of Foot & Ankle Surgery (Supplement), 45(5):S1 – S66.
- [60] Consultado en: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/sepsis.html>
- [61] Tortora GJ, Derrickson B (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología*. 11ª Edición.

- [62] Gilory AM, MacPherson BR, Ross LM (Eds.) (2012). *Atlas of Anatomy*. Second Edition. Thieme.
- [63] Tomado de <http://es.uhealthsystem.com/enciclopedia-medica/cardiac/vascond/chrvenou>
- [64] Sánchez Chibrás J.E., Islas Andrade S.A. *Pie del diabético* dentro de Cruz Vega F., Fajardo Dolci G., Navarro Reynoso F.P., Carrillo Esper R. (Editores) (2013). *Diabetes mellitus: actualizaciones*. México, D.F. Editorial Alfil. pp. 295-319.
- [65] International Working Group on the Diabetic Foot (1999). *International consensus on the diabetic foot*. International Working Group on the Diabetic Foot, The Netherlands, pp 20-96.
- [66] Consultado en: http://www.texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/pvd_sp.cfm
- [67] Consultado en: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/000170.htm>
- [68] Verna S, Anderson TJ (2002). *Fundamentals of endothelial function for the clinical cardiologist*. *Circulation*, 105:546-549.
- [69] Lerman A, Zeiher AM (2005). *Endothelial function cardiac events*. *Circulation*, 111:363-368.
- [70] Hink U, Li H, Mollnau H, et al (2001). *Mechanisms underlying endothelial dysfunction in diabetes mellitus*. *Circ. Res.*, 88:e14-e22.
- [71] Widlansky ME, Gokce N, Keaney JF Jr., Vita JA(2003). *The clinical implications of endothelial dysfunction*. *J Am Coll Cardiol.*, 42:1149-1160.
- [72] Libby P, Aikawa M, Schonbeck U (2000). *Cholesterol and atherosclerosis*. *Biochim Biophys Acta*, 299:1529-1535.
- [73] Libby P (2001). *Current concepts of the pathogenesis of the acute coronary syndromes*. *Circulation*, 104:365-372.
- [74] Consultado en: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/000171.htm>

- [75] Moghtaderi A, Bakhsipour A, Rashidi H (2006). *Validation of Michigan neuropathy screening instrument for diabetic peripheral neuropathy*. Clin Neurol Neurosurg, 108:477-481.
- [76] Jones BF (1998). *A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine*. IEEE Transactions on Medical Imaging, 17(6):1019–1027.
- [77] Welty JR, Wicks CE, Wilson RE (2010). *Fundamentos de transferencia de momento, calor y masa (2ª ed.)*. México: Limusa Wiley.
- [78] Barnes RB (1968). *Diagnostic thermography*. Applied Optics, 7(9):1673-1685.
- [79] Griffiths DJ (1999). *Introduction to Electrodynamics*. New Jersey, USA: Prentice Hall.
- [80] Consultado en: <http://physics.nist.gov/cgi-bin/cuu/Value?c>
- [81] Landau LD, Lifshitz EM (1980). *Statistical Physics Part I (3rd ed.)*. Oxford, England: Pergamon Press Ltd.
- [82] Usamentiaga R, Venegas P, Guerediega J, Vega L, Molleda J, Bulnes F (2014). *Infrared thermography for temperature measurement and non-destructive testing*. Sensors, 14:12305-12348, doi:10.3390/s140712305.
- [83] Longo D, Fauci A, Kasper D, Hauser S, Jamenson J, Loscalzo J (2011). *Harrison's principles of internal medicine. (18th ed.)* New York:McGraw-Hill. p. 142.
- [84] Guyton AC, Hall JE (2011). *Textbook of medical physiology. (12th ed.)* Philadelphia:Saunders-Elsevier. pp. 809-877.
- [85] Love TJ (1980). *Thermography as an indicator of blood perfusion*. Thermal Characteristics of Tumors: Applications in Detection and Treatment, 355:429-437.
- [86] Kirch W, Bertollini R, Menne B, editors (2005). *Extreme weather events and public health responses*. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag.
- [87] Jones L (2009). *Thermal touch*. Scholarpedia, 4(5):7955. Consultado en http://www.scholarpedia.org/article/Thermal_touch

- [88] Houssay A, Cingolani H (2000). *Fisiología humana de Houssay. (7a. ed.)* Buenos Aires, Argentina:Editorial El Ateneo.
- [89] Stephan K, Laesecke A (1985). *The thermal conductivity of fluid air*. J. Phys. Chem. Ref. Data, 14(1):227-234.
- [90] Ramires MLV, Nieto de Castro CA, Assael MJ, Wakeham WA (1995). *Standard reference data for the thermal conductivity of water*. J. Phys. Chem. Ref. Data, 24:1377-1381.
- [91] Hobbie RK, Roth BJ (2007). *Intermediate physics for medicine and biology. (Fourth ed.)*. New York: Springer. pp. 87-88.
- [92] Holmes KR. *Thermal Properties*. Texto no publicado. 14 pág. Consultado en: <http://users.ece.utexas.edu/~valvano/research/Thermal.pdf>
- [93] Minkina W, Dudzik S (2009). *Infrared Thermography, Errors and Uncertainties. (1st ed.)* Chichester, United Kingdom: John Wiley & Sons. pp: 41-46.
- [94] Kanzig W (1957). *Ferroelectrics and Antiferroelectrics*. en Seltz F, Das TP, Turnbull D, Hahn EL. *Solid State Physics*. Academic Press. pág. 5.
- [95] Baker RJ (2008). *CMOS: circuit design, layout, and simulation (Second ed.)*. Wiley-IEEE. pág. xxix.
- [96] Usamentiaga R, Venegas P, Guerediega J, Vega L, Molleda J, Bulnes F (2014). *Infrared Thermography for Temperature Measurement and Non-Destructive Testing*. Sensors, 14:12305-12348.
- [97] Lahiri BB, Bagavathiappan S, Jayakumar T, Philip J (2012). *Medical applications of infrared thermography: A review*. Infrared Physics & Technology, 55:221-235.
- [98] Michalski L, Eckersdorf K, Cucharski J, McGhee J (2001). *Temperature Measurement*. Chichester, United Kingdom: John Wiley & Sons.
- [99] Planck M, Masius M (Traductor) (1914). *The theory of heat radiation. (2nd. ed.)*. Philadelphia, USA: P. Blakiston's Son & Co. pp: 22-48.

- [100] *FLIR A320, FLIR A325 Users Manual* (2008). FLIR Systems: Boston, MA, USA.
- [101] Pavlidis IT(2004). *Lie detection using thermal imaging*. Proc. of SPIE, 5405:270-279.
- [102] Boccardi S, Boffa ND, Carlomagno GM, Maio L, Meola C, Ricci F (2015). *Infrared thermography and ultrasonics to evaluate composite materials for aeronautical applications*. Journal of Physics Conference Series. DOI: 10.1088/1742-6596/658/1/012007.
- [103] Ghayoumi Zadeh H, Haddadnia J, Ahmadinejad N, Reza Baghdadi M (2015). *Assessing the Potential of Thermal Imaging in Recognition of Breast Cancer*. Asian Pac J Cancer Prev, 16(18):8619-8623.
- [104] Sivanandam S, Anburajan M, Venkatraman B, Menaka M, Sharath D (2013). *Estimation of blood glucose by non-invasive infrared thermography for diagnosis of type 2 diabetes: An alternative for blood sample extration*. Molecular and Cellular Endocrinology, <http://dx.doi.org/10.1016/j.mce.2012.12.017>.
- [105] Sillero-Quintana M, Fernández-Jaén T, Fernández-Cuevas I, Gómez-Carmona PM, Arnaiz-Lastras J, Pérez MD, Guillén P (2015). *Infrared Thermography as a Support Tool for Screening and Early Diagnosis in Emergencies*. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 5:1223-1228.
- [106] Hildebrandt C, Zeilberger K, Ring EFJ, Raschner C (2012). *The Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine, An International Perspective on Topics in Sports Medicine and Sports Injury, Dr. Kenneth R. Zaslav (Ed.)*, ISBN: 978-953-51-0005-8, InTech, Available from: <http://www.intechopen.com/books/an-international-perspective-on-topics-in-sports-medicine-and-sportsinjury/the-application-of-medical-infrared-thermography-in-sports-medicine>
- [107] Ring EFJ, Ammer K (2012). *Infrared thermal imaging in medicine*. Physiol. Meas., 33:R33-R46.

- [108] Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K (2010). *An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria*. *Sensors*, 10:4700-4715.
- [109] Ring EFJ, Ammer K (2000). *The Technique of Infra red Imaging in Medicine*. *Thermology Internacional*, 10(1):7-14.
- [110] Consultado en: <http://www.cie.co.at/>
- [111] Consultado en el Dorland's Medical Dictionary.
- [112] Consultado en: <https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/atherosclerosis.html>