



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA
DE MÉXICO**

FACULTAD DE CIENCIAS

**Imagenología Funcional de Infrarrojo para el estudio de
patrones de emisión de radiación térmica en mujeres
embarazadas**

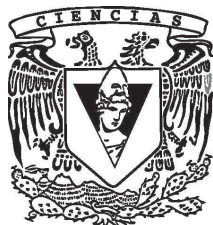
T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

FÍSICA

P R E S E N T A:

GÉNESIS OSORIO TORIBIO



**DIRECTOR DE TESIS:
DR. CRESCENCIO GARCÍA SEGUNDO**

Cd. Universitaria, D. F. 2015



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



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 sinceramente a:

- Mis padres María del Refugio Toribio González y Raúl Osorio Martínez, por darme la oportunidad de vivir esta experiencia y brindarme su apoyo en todo momento.
- Mis hermanos Ángeles Omega, Thoth Raúl y Zoé, por ser parte de mi vida.
- Mi esposo Andrés Arcos Escudero, por su amor y apoyo incondicional, y por compartir juntos la grata experiencia de ser padres.
- Mi hija Saori Arcos Osorio, por ser mi principal motivación para superarme.
- El señor Andrés Arcos Pichardo y la señora Hortensia Escudero Escamilla, por su invaluable apoyo.
- El Dr. Crescencio García Segundo quien me dio la oportunidad de colaborar con él en sus proyectos de investigación, además de sus consejos, sugerencias y críticas que me alentaron a continuar con mis estudios.
- La Dra. María Ester Brandan, por las críticas y aportaciones a este trabajo.
- El Dr. Felipe Vadillo Ortega y su equipo de trabajo, por el interés de llevar a cabo el estudio de termografía a su grupo de pacientes y las facilidades logísticas que me brindaron.
- El Dr. Francisco Sánchez Arévalo, por las observaciones y sugerencias para mejorar el estudio termográfico.

- La Dra. María Elena Martínez Pérez, por el tiempo dedicado a la revisión y discusión de la tesis, ofreciendome un mejor entendimiento del análisis computacional de las imágenes termográficas.
- El M.Cs. Rommel Santiago Arce, por el tiempo dedicado a resolver dudas referentes al software *AnalisisIR_PartoPrematuro*, además de ser mi principal mentor en la termografía.
- Mis amigos y compañeros de la licenciatura, laboratorio en el CCADET y propedeutico del Posgrado Ciencias e Ingeniería de Materiales, por su apoyo moral.
- El ICyT-GDF y CONACyT, el patrocinio a través de los proyectos: ICyTDF/33/2012 y fondo sectorial Salud-0008-2011-1-162356, respectivamente.

Resumen

El objetivo del presente trabajo es evaluar la termografía como técnica práctica e inocua aplicada en la identificación de infecciones intrauterinas durante el periodo gestacional, ya que se ha observado una aparente correlación de éstas con la incidencia de partos prematuros. La evaluación se realizó con una cohorte de siete mujeres embarazadas del Hospital Materno Infantil Inguarán de la Secretaría de Salud del Distrito Federal (HMII-SSDF). A fin de establecer si dicha correlación realmente existe, se planteó el uso de imágenes termográficas para la detección de infecciones. Una infección involucra procesos exotérmicos, de manera que la tasa de liberación de calor se modifica localmente debido a que el proceso metabólico, es decir, la perfusión sanguínea, se modifica a nivel local. Dicha liberación de calor implica la emisión de radiación infrarroja (8 a 16 micrómetros de longitud de onda) que puede ser registrada por métodos de imagen a distancia. En nuestro caso, dada la composición y estructura del tejido abdominal en la mujer embarazada, la emisión térmica asociada a estados infecciosos ocurrirá predominantemente hacia el ambiente exterior. Además, en condiciones basales se estima que el 60 % del calor transferido sucede por mecanismos de radiación. Resulta así factible evaluar la perfusión sanguínea de las mujeres mediante el uso de las cámaras de infrarrojo, para registrar la emisión de radiación de éstas en diferentes etapas del embarazo.

El trabajo consistió en seleccionar una muestra de pacientes embarazadas con control clínico, por parte del equipo de trabajo del Dr. Felipe Vadillo Ortega, a las que se les dio un seguimiento termográfico durante su etapa gestacional, según el protocolo de termografía desarrollado en el Laboratorio de Imagenología Biomédica, Física y Computacional del CCADET-UNAM. Como parte del protocolo se eligió como zona de interés la región abdominal. Una vez que se tuvo la cohorte de pacientes

con sus respectivas imágenes termográficas, estas últimas se clasificaron y analizaron con el software *AnalisisIR_PartoPrematuro* desarrollado explícitamente para el propósito y el software *SmartView 3.2* proporcionado por el distribuidor de la cámara termográfica, ambos se sometieron a correlación con datos clínicos. Los resultados esperados de esta evaluación se centran en tratar de diferenciar los casos de pacientes con estados infecciosos de los no infecciosos; esto partiendo de los resultados obtenidos en el procesamiento de las imágenes termográficas con los software, que en el caso del software *AnalisisIR_PartoPrematuro* es el *Índice termográfico de simetría (ITS)*, mientras que para el software *SmartView 3.2* son los valores de la temperatura de emisión detectada por la cámara termográfica, para ambos parámetros se analiza su dinámica como consecuencia de la ausencia o presencia de estados infecciosos. En el trabajo describimos el significado del *Índice termográfico de simetría (ITS)*, así como su cálculo. Este estudio, hasta donde sabemos es el primero en su tipo, al menos en México. Los resultados obtenidos son una primera guía operativa para la validación preliminar del método, y muestran la necesidad de extender el protocolo a fin de evaluar su uso como herramienta diagnóstica.

Índice general

Agradecimientos	2
Resumen	4
1. Introducción	9
1.1. Antecedentes históricos	12
1.2. Justificación	15
1.3. Hipótesis	16
1.4. Objetivo	17
1.5. Organización del trabajo de tesis	17
2. Problema Clínico	19
2.1. Impacto socioeconómico del parto pretérmino	19
2.2. La endocrinología del parto	22
2.3. Infecciones intrauterinas	24
2.4. Infección e inflamación	25
3. Interpretación física de la termografía funcional	27
3.1. Intercambios de calor	27
3.2. Radiación térmica	27
3.3. Termodinámica del cuerpo humano	31
3.3.1. Regulación térmica	32
3.4. Imágenes Termográficas	33
3.4.1. Termografía Funcional	34
3.4.2. Digitalización de imágenes termográficas	35

3.4.3. Medición de la temperatura con la cámara termográfica	35
4. Metodología	38
4.1. Necesidad de patrones térmicos de referencia para humanos	38
4.2. Calibración específica para su uso en humanos	39
4.3. Consideraciones previas para validación	39
4.4. Correspondencia de las imágenes termográficas con la temperatura de emisión del objeto de estudio	41
4.5. Unidad de Termografía	43
4.6. Protocolo de adquisición de imágenes infrarrojas aplicado al estudio de parto prematuro en mujeres embarazadas	46
4.6.1. Criterios de inclusión y exclusión de las pacientes al protocolo	46
4.7. Análisis y procesamiento de imágenes termográficas	48
4.7.1. Utilizando el software <i>SmartView 3.2</i>	48
4.7.2. Utilizando el software <i>AnalisisIR_PartPrematuro</i>	49
4.7.3. Análisis de los datos obtenidos con ambos software	57
4.8. Determinación de patrones térmicos atípicos	58
5. Resultados y discusión	60
5.1. Comparación de los valores de temperatura registrados con la cámara termográfica y un termopar de superficie	60
5.2. Operación del protocolo	62
5.3. Selección de imágenes termográficas	62
5.4. Resultados clínicos	64
5.5. Resultados de las imágenes termográficas utilizando el software <i>Ana- lisisIR_PartPrematuro</i>	66
5.5.1. Análisis cualitativo de las imágenes termográficas	66
5.5.2. Análisis cuantitativo, sin hacer distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.	70
5.5.3. Análisis cuantitativo, haciendo distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.	74

5.6. Resultados de las imágenes termográficas utilizando el software <i>SmartView 3.2</i>	80
5.6.1. Análisis cualitativo de las imágenes termográficas	80
5.6.2. Análisis cuantitativo, sin hacer distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.	81
5.6.3. Análisis cuantitativo, haciendo distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.	84
6. Conclusiones	91
6.1. Utilizando el software <i>AnalisisIR_PartoPrematuro</i>	92
6.1.1. Conclusiones del análisis cualitativo de las imágenes termográficas	92
6.1.2. Conclusiones del análisis cuantitativo de las imágenes termográficas	92
6.2. Utilizando el software <i>SmartView 3.2</i>	93
6.2.1. Conclusiones del análisis cualitativo de las imágenes termográficas	93
6.2.2. Conclusiones del análisis cuantitativo de las imágenes termográficas	94
6.2.3. Consideraciones técnicas	95

Capítulo 1

Introducción

El nacimiento pretérmino es un problema de salud pública que complica más de 15 millones embarazos en el mundo [1]. Se caracteriza por el nacimiento entre las semanas 20 y 37 de gestación. En nuestro país la frecuencia de nacimientos pretérmino se calcula entre 10 % y 12 % de todos los embarazos [2]. Esta situación impacta con altos costos al sector salud, además de las secuelas para los infantes y madres que sufren estas circunstancias. La prevalencia de nacimientos pretérmino ha permanecido desde hace 40 años, y actualmente se tiene evidencia de que está incrementando significativamente [3]. Los mecanismos clínicos e información referente a la fisiopatología del nacimiento pretérmino, aún son escasos, razón por la cual el manejo y prevención de esta patología del embarazo son limitados. El 40 % de todos los nacimientos pretérmino se asocia a la presencia de infecciones intrauterinas durante el periodo gestacional [4], siendo consideradas como factor de riesgo durante el embarazo. La manifestación de un proceso infeccioso es la respuesta inflamatoria modulada por la liberación de una red de citocinas [4]. El efecto sistémico de las citocinas inflamatorias es el aumento de la temperatura corporal llamado fiebre, actuando sobre los centros de control de la temperatura del hipotálamo [5]. El incremento de la temperatura permite combatir la infección porque la inmunidad adaptativa se favorece a temperaturas más altas. La temperatura corporal del ser humano ha sido de interés en las observaciones médicas para el diagnóstico temprano de condiciones anómalas en la salud. Desde los tiempos de Hipócrates se realizaban diagnósticos rápidos de condiciones febriles al aplicar barro húmedo sobre la región de interés, observando

que las zonas de rápido secado, correspondían a inflamaciones provocadas por cierto tumor [6]. Este hecho ha dado lugar a incursionar en esta área y realizar investigaciones en el desarrollo de técnicas que permiten monitorear la temperatura de emisión de objetos de interés.

Una de estas técnicas es la termografía, que brinda información referente a la distribución térmica espacial, debida a la transferencia de calor por radiación del objeto de estudio, representándola de manera gráfica. Esta información se obtiene utilizando cámaras termográficas, las cuales cuentan con detectores térmicos que absorben energía a través de una amplia banda de longitudes de onda. La energía absorbida por un detector hace que la temperatura del material del que están constituidos aumente. Los detectores térmicos presentan propiedades eléctricas inherentes que cambian con la temperatura, de modo que es posible medir eléctricamente dichos cambios y determinar el valor de temperatura asociado [7].

Los bolómetros, son los detectores térmicos que miden la cantidad total de radiación electromagnética proveniente de un objeto. Los detectores de las cámaras termográficas comerciales, están constituidos por materiales [8] como:

- Antimoniuro de indio (InSb), para imágenes con radiación infrarroja media, de $5\mu m$ de longitud de onda.
- Aleaciones de $Hg_{1-x}Cd_xTe$, para imágenes de 5 y $10\mu m$ de longitudes de onda larga.
- Detectores de cuánticos, para imágenes de 5 y $10\mu m$.
- Bolómetros no refrigerados para imágenes $10\mu m$.

Todo cuerpo, al estar a una cierta temperatura, emite energía electromagnética, denominada radiación térmica. Esto se debe a que las partículas cargadas que lo constituyen se mueven aceleradamente. El término radiación se refiere a la emisión continua de energía desde la superficie de cualquier cuerpo. Esta energía se denomina radiante y es transportada por las ondas electromagnéticas que viajan en el vacío a la velocidad de $3 \cdot 10^8 m/s$ [9]. Sobre la superficie de un cuerpo constantemente incide energía radiante, desde el interior así como desde el exterior, de la cual una parte se refleja y la otra parte se transmite. Dependiendo de cómo sean estas partes, se tiene

que si un cuerpo es un buen absorbente de radiación será un buen emisor, mientras que si es mal absorbente será un mal emisor [10]. También podemos decir, que un buen reflector es un mal emisor, y un mal reflector es un buen emisor.

Se dice que un cuerpo se encuentra en equilibrio térmico cuando la radiación que emite por unidad de tiempo es igual a la que absorbe. El espectro de la radiación térmica depende en general de la composición del cuerpo; sin embargo, existe el llamado «cuerpo negro», que depende solamente de la temperatura de las paredes que lo forman y es independiente del material del que están hechas [9]. Su espectro de radiación abarca la totalidad de longitudes de onda del espectro electromagnético.

El cuerpo negro es el límite en el que un cuerpo absorbe toda la energía incidente desde el exterior y emite toda la energía incidente desde su interior [10]. Así pues, posee una emisividad (ϵ) igual a 1, mientras que un emisor completamente imperfecto tiene emisividad $\epsilon = 0$. Este es un objeto teórico ideal, que no existe en la naturaleza y que fue introducido por Gustav Kirchhoff en 1859 [11].

La mayor parte de los objetos a temperaturas ordinarias alcanzan su máxima emisión en el infrarrojo.

La radiación infrarroja (IR) es una radiación electromagnética cuya longitud de onda comprende aproximadamente desde los $0,7 \mu\text{m}$ hasta los $300 \mu\text{m}$. Su descubrimiento se debe a William Herschel, quien en el año 1,800 detectó en el espectro de la radiación solar un aumento importante de temperatura en la zona situada más allá del rojo, de la que no provenía ninguna luz visible [12].

Posteriormente, Kirchhoff, Wien y Stefan-Boltzmann estudiaron de forma experimental sus leyes y propiedades, obteniendo que la energía que radia un cuerpo por unidad de superficie es función, entre otras cosas, de la temperatura de dicho cuerpo. Esta propiedad se expresa por la ley de Stefan-Boltzmann.

En la medicina esta información es de gran utilidad, pues en el ser humano la liberación de calor corporal por el mecanismo de emisión de radiación es de hasta el 60% [13]. Experimentalmente se ha determinado que la emisividad del cuerpo humano sano oscila entre 0.92 y 0.95. Esta variación está en función de parámetros tales como edad, género y estado fisiológico, entre otros. El ser humano es homeotérmico y genera calor que se pierde en el ambiente. La interface entre las posibles fuentes de producción de calor y el ambiente, es la piel. Este es un órgano dinámico y se

está continuamente ajustando para compensar las condiciones internas y externas, mientras cumple con todas las exigencias fisiológicas del cuerpo [14]. La mayor parte de esta transferencia de calor se produce en el infrarrojo, que puede ser captada por una imagen térmica electrónica, en la que observaríamos el desempeño térmico de la piel, a partir del cual es posible obtener información acerca del funcionamiento normal o anormal del sistema nervioso, vascular y de los procesos de inflamación local (procesos neuropáticos y auto-reparación y/o auto-regulación).

Las cámaras actuales de infrarrojos pueden generar imágenes de alta resolución y captar nítidas imágenes térmicas de los objetos más pequeños sin contacto alguno, pudiendo detectar pequeñas diferencias de temperatura (hasta $0,02^{\circ}\text{C}$) en una amplia variedad de rangos de temperatura. Además, pueden capturar y guardar fotogramas en tiempo real, permitiendo un análisis exhaustivo y detallado de procesos dinámicos [15].

Este trabajo muestra la validación preliminar del protocolo de termografía desarrollado en el Laboratorio de Imagenología Biomédica, Física y Computacional del CCADET-UNAM, para determinar su idoneidad en la identificación inocua de infecciones intrauterinas durante el embarazo. Se presenta el análisis computacional de las imágenes termográficas realizado a un grupo selecto de mujeres a las que se les dio seguimiento durante su etapa gestacional. Se muestran resultados de los estudios clínicos que se realizaron a la par con la adquisición de las imágenes termográficas, así como la posible correlación entre la interpretación física dada a las termografías y las inferencias clínicas.

1.1. Antecedentes históricos

Desde los inicios de la medicina se observaba una estrecha relación entre la temperatura corporal y su estado de salud, es por ello que a lo largo del tiempo se han desarrollado instrumentos que permiten registrar las variaciones de la temperatura del cuerpo bajo distintas condiciones; identificando así que el ser humano es homeotermo, que en condiciones normales es capaz de mantener constante la temperatura interna de su cuerpo independientemente de la temperatura de sus alrededores [16], de modo que al alterarse de manera significativa dicha temperatura nos encontramos

ante la presencia de una afección corporal.

El principio de funcionamiento de tales instrumentos es el equilibrio térmico que se establece entre dos o más cuerpos, por medio del flujo de energía térmica en forma de calor, que se da entre dichos cuerpos. El flujo de energía térmica sucede principalmente en tres modalidades. La primera es la conducción, en ella la transferencia de calor sucede por el contacto entre dos superficies a diferente temperatura. La segunda modalidad es la convección en la que el calor se transfiere por medio del flujo de una masa caliente. La tercera es la radiación, en la que existe un intercambio de energía electromagnética entre el cuerpo y el medio ambiente u objetos más fríos situados a distancia. La cantidad de energía transferida en cada una de estas modalidades varía en relación al gradiente que se establece entre los cuerpos involucrados, siendo la dirección del flujo de energía, del cuerpo de mayor temperatura al de menor temperatura, que corresponde a la segunda ley de la termodinámica.

Con base en estas modalidades, a partir del siglo XVI se desarrollaron instrumentos para el estudio cuantitativo de la temperatura, siendo Galileo el pionero de la termometría con su termoscopio hecho de tubo de vidrio. A finales del siglo XVII y comienzos del XVIII se planteó la necesidad de establecer una escala patrón para las mediciones de la temperatura [17]. Dentro de las escalas propuestas se encuentra la escala centígrada, propuesta por Celsius, basada en la temperatura del hielo y el agua hirviendo, siendo esta escala la que hoy en día comúnmente se utiliza en diversas aplicaciones en algunos países).

Hace 130 años se implementó el uso del termómetro clínico en el área médica, desarrollado por el Dr. Carl Wunderlich en 1868. Este instrumento es esencialmente un termómetro convencional con la particularidad de que los valores límites en la escala están en función de la temperatura interna normal del cuerpo humano, basándose en la transferencia de energía térmica por contacto [18]. Así como este instrumento, también se han desarrollado una gran variedad de instrumentos más complejos que utilizan sensores de temperatura, fabricados con materiales que permiten el monitoreo de pequeños cambios de temperatura, siendo las mediciones de éstos más precisas.

Por otro lado existen técnicas que se basan 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 [6], la cual consiste en detectar los cambios del índice de refracción de la masa de aire caliente que circunda al cuerpo, en función de su densidad; para tal detección se utilizan imágenes que es posible visualizar utilizando iluminación especial.

El estudio de la transferencia de calor por radiación, que es objeto de estudio en la presente tesis, es de interés en el área de la medicina, ya que varios de los procesos de transferencia de calor del cuerpo humano ocurren en la región del infrarrojo. La radiación infrarroja fue descubierta en 1800 por el astrónomo Sir Frederick William Herschel, al medir la temperatura de cada uno de los colores del espectro que se generaba al dirigir un haz de luz solar a través de un prisma de cristal. De este modo obtuvo que desde la parte violeta hasta el rojo del espectro, las temperaturas aumentaban en progresión. Tras revelar este comportamiento, Herschel midió la temperatura de la zona inmediatamente más allá de la región roja del espectro, aparentemente desprovista de luz solar visible, encontrando así que esa región era la que mayor temperatura mostraba. Al realizar una serie de experimentos en dicha región, mostró que el calor así generado tenía propiedades de luz visible, ya que eran reflejados, refractados, absorbidos y transmitidos bajo ciertas condiciones [19]. Esta luz es la que hoy en día conocemos como *radiación infrarroja*.

En 1840 Sir John Herschel capturó la primera imagen de radiación infrarroja. Basándose en la diferente evaporación de una fina capa de aceite al exponerla a un patrón de calor hacia ella, la imagen térmica era posible visualizarla por la luz reflejada en los lugares en los que los efectos de interferencia de la capa de aceite hacía que la imagen fuese visible para el ojo humano. Sir John consiguió obtener un primitivo registro de la imagen térmica en papel y lo llamó «termograma» [20].

Siguiendo el objetivo de detectar la radiación infrarroja, se desarrollaron detectores de infrarrojos con mayor sensibilidad. En 1880 Samuel P. Langley inventó el bolómetro, el cual consistía en una delgada placa de platino oscurecido conectada a uno de los brazos de un puente de Wheatstone sobre la que se enfocaba la radiación infrarroja y a la que respondía un galvanómetro sensible [19].

En 1952 el uso de la termografía infrarroja en el área de la medicina comenzó en Alemania, con el desarrollo de un bolómetro capaz de realizar mediciones secuenciales térmicas de regiones definidas del cuerpo humano con fines de diagnóstico. Tal

aparato fue desarrollado por el trabajo conjunto del médico Schwamm y el físico Reeh [21], quienes además fundaron en 1954 la primera asociación médica termográfica, que sigue hoy en día activa como la *German Society for Thermography and Regulation Medicine*.

Las primeras imágenes térmográficas se realizaron con un prototipo del sistema británico, el Pyroscan, realizadas en el hospital Middlesex de Londres y el Real Hospital de Enfermedades Reumáticas en Bath entre 1959 y 1961 [22].

1.2. Justificación

En obstetricia, el parto pretérmino representa entre el 10% y el 12% de las complicaciones de todos los embarazos, ocasionando posibles riesgos tanto para la madre como para el neonato, tales como: daño en el sistema nervioso central, sepsis neonatal, displasia broncopulmonar, bajo peso al nacer, entre otros en el caso del neonato; también se presentan infecciones graves en la madre. Todo esto incrementa la mortalidad y morbilidad materna y perinatal. A la fecha, se desconocen las causas exactas que ocasionan la patología de parto prematuro en el embarazo, sin embargo, se han identificado ciertos factores que influyen como: el estrés, las infecciones cérvico vaginales y/o de vías urinarias, obesidad, exposición a contaminantes ambientales y las edades extremas en la vida reproductiva de la mujer [2]. De estos factores, el que tiene mayor asociación con el parto pretérmino es la presencia de infección durante el embarazo, representando al menos al 40% de los casos de las mujeres embarazadas que sufren esta patología [23]. A pesar de los avances en la investigación de la relación causa/efecto entre la infección intrauterina y el desarrollo del nacimiento pretérmino, los mecanismos de control y diagnóstico oportuno aún son poco eficientes [4]. Es por ello que se plantea el uso de imágenes termográficas, como una técnica para la detección de las infecciones intrauterinas. Una infección involucra procesos exotérmicos, de manera que la tasa de liberación de calor se modifica localmente debido a que el proceso metabólico [24], es decir, la perfusión sanguínea, se modifica a nivel local. Dicha liberación de calor (emisión térmica) implica la emisión de radiación infrarroja (8 a 16 micrómetros de longitud de onda) y que por lo tanto puede ser registrada a metros de distancia. Además, su interpretación se puede realizar utilizando los

principios termodinámicos de difusión de calor, asumiendo que: 1) el foco infeccioso actúa como una fuente térmica, 2) el tejido actúa como un medio difusor de calor. Dada la composición y estructura del tejido abdominal en la mujer embarazada, la emisión térmica por estados infecciosos ocurrirá predominantemente hacia el ambiente exterior [24]. Las imágenes adquiridas con la cámara termográfica muestran un mapa térmico, correspondiente a la temperatura de emisión de los objetos, que varía en relación al gradiente que se establece entre éste y el medio ambiente, con una sensibilidad térmica menor que o igual a $0,080^{\circ}\text{C}$ [15]. Esto lo hace en tiempo real y a distancia.

El uso de esta tecnología en el entorno médico es de gran importancia, por ser una técnica no agresiva e intrínsecamente inocua, ya que la paciente no se halla sometida a ninguna fuente externa de radiación ni a ningún tipo de sonda. Además, de ser de bajo costo y práctica, proporcionando información en tiempo real a través de una imagen funcional que mide la actividad metabólica en el tejido y por lo tanto puede detectar anomalías muy temprano, lo que conduce a una mayor supervivencia y una gran reducción en los costos de atención de salud. Este estudio se basa en la interpretación física de la información obtenida a partir de las imágenes termográficas, en correlación con los estudios clínicos, utilizando para ello herramientas computacionales que permite el procesamiento y análisis de las imágenes.

1.3. Hipótesis

La predominante correlación que existe entre el nacimiento pretérmino y la presencia de infección durante el embarazo, parece implicar la existencia de un proceso infeccioso en la mujer embarazada. Este trabajo argumenta que la presencia de estados infecciosos durante la etapa gestacional, deberá manifestarse en el comportamiento de la información radiométrica correspondiente a las imágenes termográficas, siendo este comportamiento distinguible del obtenido para los estados no infecciosos.

1.4. Objetivo

Evaluar la utilidad de la termografía como técnica para identificar los estados infecciosos que se pueden presentar durante el embarazo, y que están asociados al parto pretérmino. Esto se logrará con el desarrollo de una metodología experimental que permita caracterizar y diferenciar los patrones térmicos atípicos de los normales, haciendo la comparación y, en su caso, la correlación con los resultados clínicos. En el trabajo describimos el significado de los «patrones atípicos» y el porqué de éstos.

La metodología propuesta consiste en: a) la adquisición de imágenes termográficas a un sector de la población de mujeres embarazadas definido por el protocolo médico del Dr. Felipe Vadillo Ortega y sus colaboradores en el Hospital Materno Infantil Inguaran, y el protocolo de termografía desarrollado en el Laboratorio de Imagenología, Biomédica, Física y Computacional del CCADET-UNAM. b) El procesamiento y análisis de las imágenes mediante el software *AnalisisIR_PartoPrematuro* basado en la morfología matemática, la extracción de promedios de temperaturas de emisión de regiones definidas, la clasificación y reconocimiento por medio de técnicas computacionales, que analizan la forma de los patrones térmicos y producen un indicador llamado *Índice termográfico de simetría (ITS)* [53], en la región abdominal, el cual indica el nivel de simetría en los patrones térmicos, de manera cuantitativa. Además, del software *SmartView 3.2* que nos proporciona valores promedios de la temperatura de emisión, correspondientes a regiones definidas directamente sobre la imagen termográfica. c) Las correlaciones entre el *Índice termográfico de simetría (ITS)* con los valores promedios de temperatura de emisión y los estudios clínicos.

1.5. Organización del trabajo de tesis

El segundo capítulo presenta de manera general el proceso del parto normal y pretérmino para identificar los factores que inducen dicha patología, así como su expresión térmica.

El tercer capítulo aborda la interpretación física de la patología y de las imágenes termográficas, describiendo los fundamentos de la teoría del cuerpo negro y haciendo la correlación con el cuerpo humano. Además, se presenta la revisión del principio físico en el funcionamiento de la cámara termográfica.

El cuarto capítulo explica la metodología aplicada para la realización del estudio, incluyendo la descripción del proceso para la adquisición de las imágenes termográficas, así como la descripción del protocolo de investigación clínico y termográfico utilizados en el estudio. También, se definen los parámetros que se utilizan para realizar el análisis estadístico de la información radiométrica correspondiente a las imágenes termográficas.

El quinto capítulo expone los resultados termográficos y clínicos obtenidos, y se hace la correlación de éstos; así como la descripción de las condiciones y dificultades del estudio en la parte práctica. Esto se discute desde el enfoque físico.

Finalmente, el sexto capítulo presenta las conclusiones, aportaciones y sugerencias, que derivan del estudio termográfico aplicado a la diferenciación entre estados no infecciosos e infecciosos, que se pueden presentar en el periodo gestacional de las mujeres.

Capítulo 2

Problema Clínico

Ante la invasión microbiana en el entorno intrauterino se activan una serie de señales encargadas de controlar y/o eliminar el proceso infeccioso, induciendo efectos secundarios sobre todos los sistemas, que a su vez promueven el desarrollo de un parto pretérmino. Los neonatos prematuros presentan mayores tasas de mortalidad y las más altas tasas de complicaciones, siendo más vulnerables a padecer discapacidades, como, dificultad respiratoria, intestinos lesionados, sistema inmunológico comprometido, trastornos cardiovasculares, alteraciones visual y/o auditiva, trastornos cardiovasculares y/o neurológicos [25]; entre otras. El servicio y equipo especializado requeridos en la atención de partos pretérmino elevan significativamente los costos, en comparación a los destinados para los partos que llegan a término sin complicaciones, afectando considerablemente la economía social, de los sistemas de salud y de las familias.

2.1. Impacto socioeconómico del parto pretérmino

Los problemas asociados a los neonatos pretérmino representan un impacto significativo para la sociedad, sistemas de salud y sobre todo para las familias [25]. Cada año, unos 15 millones de bebés en el mundo, nacen prematuramente, según el informe *Born too Soon: The global Action Report on Preterm Birth* [2].

El nacimiento pretérmino es definido por la Organización Mundial de la Salud (OMS) como «Todos los nacimientos que ocurren antes de las 37 semanas de gestación

o antes de los 259 días posconcepcionales» [26].

La probabilidad de que un neonato sobreviva está en función de la edad gestacional que haya cubierto durante el embarazo, entre más prematuro menos posibilidad tiene. Entre más prematuro sea, requiere servicios y equipo más especializados a su disposición, lo cual no siempre es posible dadas las condiciones del lugar donde es atendido.

La incidencia de nacimientos pretérmino en las diferentes regiones del mundo (figura 2.1), en parte está relacionada con la tasa de fertilidad y el número de nacimientos, además de las condiciones socioeconómicas.

«El número de nacimientos prematuros está aumentando. En todos los países, excepto en tres, las tasas de nacimientos prematuros aumentaron en los últimos 20 años» [27].

Su frecuencia varía de 5 % a 11 % en las regiones desarrolladas y hasta 40 % en las regiones menos favorecidas económicamente. Los datos estadísticos recabados para esta patología en la población mexicana son los siguientes:

- En el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) del estado de Yucatán, se estimó que entre los años 1995 a 2004, la incidencia de partos pretérmino fue del 12.4 %. Al comparar la frecuencia de partos pretérmino entre los trienios de 1995 a 1998 y 2002 a 2004, se observó un incremento en el último período [28].
- En el Hospital General de México, se registraron en el período de los años 1995 a 2001, 57,431 nacimientos de los cuales 2,400 fueron prematuros (4.18 %). La mayoría de los partos pretérmino (56.2 %) ocurrieron entre la semana de gestación 30 y 34 [29].
- En el año 1999 el Hospital General de Comitán, Chiapas, mostró que existe una estrecha relación entre la prematuridad con bajo peso para la edad gestacional y la mortalidad perinatal, resultando que los neonatos pretérmino presentan 9.2 veces más riesgo de muerte perinatal en comparación con los nacidos a término sin complicaciones [30].
- En un estudio realizado, entre agosto del 2001 y julio del 2002, por el Comité de Investigación de la Sociedad de Neonatología del Estado de Nuevo León, en él

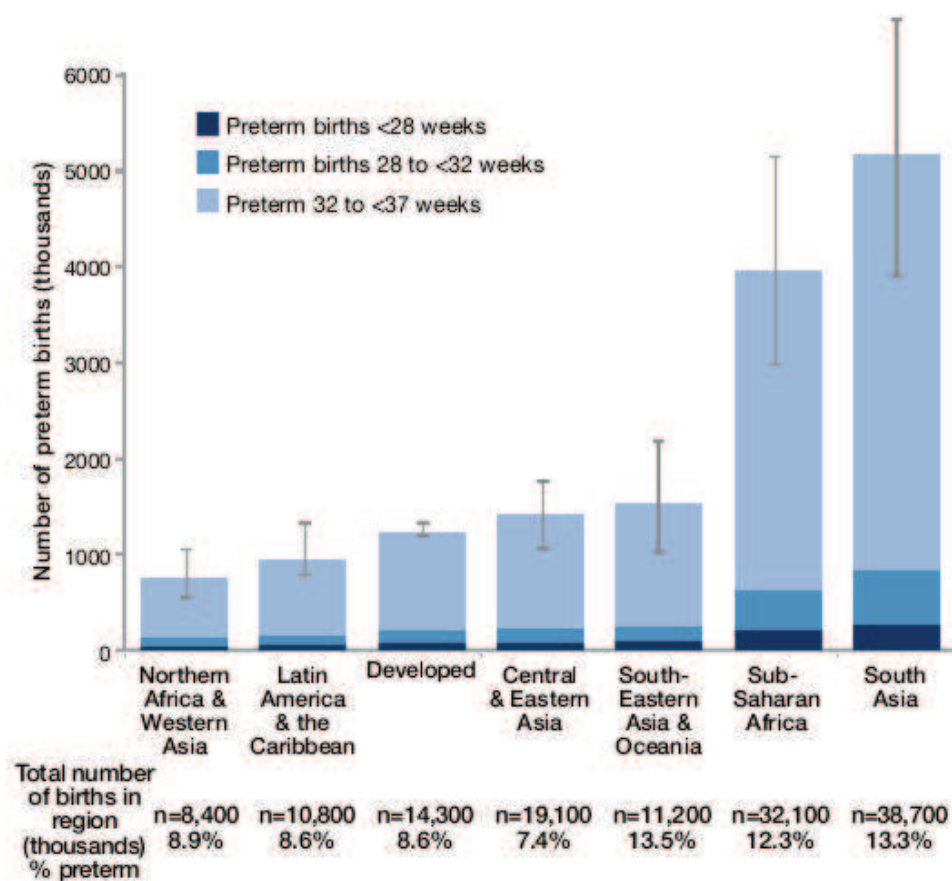


Figura 2.1: Partos pretérmino por edad gestacional y región, para el año 2010. (Tomado de [2]).

que participaron seis entidades del sector privado y cinco del público. Resulto que en un grupo de 756 neonatos pretérmino, aquellos que pesaron menos de 1,000 g murieron; 23% en el primer día de vida, por septicemia 20% y casi el 15% por hemorragia intraventricular, concluyendo así que la inmadurez extrema es la principal causa de muerte [31].

Estas cifras reflejan el impacto del parto pretérmino en nuestra sociedad, ya que representa una importante suma de esfuerzos para favorecer las condiciones de vida de las personas que padecen de manera directa o indirecta las secuelas de esta situación. Es por ello de sumo interés realizar un trabajo colectivo y multidisciplinario encaminado a la solución y comprensión del problema.

Es preciso para la comprensión del problema referirse a datos estadísticos en los que se reflejan tendencias de esta patología. Una vez establecidas las tendencias es posible realizar clasificaciones por casos, para efectos prácticos del estudio.

Una de estas clasificaciones considera las causas que originan un parto pretérmino, siendo: (1) parto pretérmino espontáneo, cuando la ruptura de membrana ocurre tras una labor de parto espontánea, y (2) parto pretérmino inducido por cuestiones médicas [32].

Para los fines de este trabajo de investigación, enfocaremos el estudio en los partos pretérmino que suceden de manera espontánea, los cuales representan aproximadamente el 50 % de los partos prematuros. Dentro de los factores de riesgo que provocan este tipo de parto, se encuentra la presencia de infecciones intrauterinas por parte de la madre durante el período gestacional, lo que es el interés de este trabajo.

2.2. La endocrinología del parto

Dada la similitud que existe entre los procesos llevados a cabo en los partos pretérmino espontáneos y aquellos que llegan a término de manera natural, es de interés el análisis de los mecanismos involucrados en éste último. Tomando como referencia los mecanismos que desencadena un parto normal, el problema consiste en identificar alteraciones en éste, para luego correlacionarlas con la presencia o amenaza de un parto pretérmino espontáneo.

Durante el período gestacional, el útero se mantiene en un estado de reposo mediante la acción integrada de uno o más agentes inhibidores [33].

El parto a término, fisiológicamente se entiende como el suceso en el que los efectos inhibitorios, propios del embarazo, desaparecen sobre el miometrio, como resultado de la activación del eje hipotálamo-hipofisario-suprarenal fetal, dada la liberación de un esteroide C-19 (deshidroepiandrosterona), que actúa como el principal precursor para la producción de estrógenos (estriol) por la placenta. Diversos estudios realizados a mamíferos gestantes [34] indican que dicho precursor es capaz de inducir el parto pretérmino.

La placenta es la principal fuente de estrógenos cuya concentración aumenta a medida que avanza el período gestacional. Los estrógenos promueven una serie

de procesos químicos que involucran cambios en el interior de los tejidos maternos (miometrio, decidua y cérvix uterino), de manera gradual [34]. Todos estos cambios promueven las contracciones uterinas coordinadas que, a su vez, conducen a la dilatación cervical, culminando en la rotura espontánea de las membranas fetales.

La membrana fetal constituye parte de la placenta, la cual es un órgano mixto, materno-fetal. Al término del embarazo la membrana fetal es expulsada junto con el producto, mientras que la membrana materna, constituyente también de la placenta, es reabsorbida.

La rotura prematura de membrana (RPM) durante el período gestacional temprano, induce partos pretérmino en al menos el 40 % de los casos clínicos [4].

El término de «rotura prematura de membrana» (RPM), se refiere a la rotura de membrana con salida de líquido amniótico, sin haber ocurrido contracciones ni cambios cervicales; este término se utiliza en general para referirse a partos que ocurren a partir de la semana 37 de gestación. De modo que en un embarazo a término puede ocurrir RPM, si sucede bajo las condiciones antes mencionadas. Ésto se consulto directamente con el Dr. Felipe Vadillo Ortega.

El grupo de investigación encabezado por el Dr. Felipe Vadillo Ortega ha propuesto un modelo para entender los mecanismos involucrados en la RPM.

Las membranas fetales se encargan de la protección del embrión, así como de los procesos nutritivos, respiratorios, depuradores y del desarrollo de actividades secretoras, del mismo.

Éstas están constituidas por dos capas histológicas: el corion y el amnios, formadas por diferentes tipos de celulares, cuyo principal componente y soporte estructural es la colágena. De las evidencias recabadas experimentalmente se tiene que el mecanismo central en la fisiopatología de RPM se debe al incremento en la degradación de la colágena, al alterarse el metabolismo de ésta [35].

En la degradación de la colágena bajo condiciones fisiológicas participa un grupo de enzimas denominadas metaloproteinasas de matriz extracelular (MMP), principalmente la de tipo MMP-9. De modo que, se ha identificado y observado que existe una importante correlación entre la expresión y actividad de la MMP-9 con la rotura de membranas antes o durante el trabajo de parto. Siendo ésta detectable al momento de suceder el parto normal, pero no en edades gestacionales pretérmino, sin

embargo en la RPM se ha demostrado que la MMP-9 se sobreexpresa independientemente de la edad gestacional, induciendo así un parto pretérmino [36]. Así pues, la expresión y actividad de la MMP-9 está ligada con la disminución de la fuerza tensil de la membrana fetal.

Estadísticamente se ha encontrado que la RPM en embarazos a término ocurre en 8 a 10 % de los casos, mientras que la pretérmino en 1 %, esta última ocasiona alrededor de 30 a 40 % de los nacimientos pretérmino [37].

Al caracterizar los mecanismos que acompañan o inducen la expresión anormal de la MMP-9, y que inducen la RPM, se ha observado clínicamente que esto deriva de la presencia de infecciones cervicovaginales y/o intrauterinas durante el periodo gestacional [36], en muchos de los casos.

La RPM pretérmino ocurre principalmente por eventos fisiopatológicos originados por infecciones intrauterinas, en modelos experimentales la infección promueve la expresión de enzimas MMP-9 [38], que degradan la membrana y conducen a la RPM.

La correlación entre ambos sucesos se ha estudiado mediante análisis microbiológicos en los que se ha acumulado evidencia que la sugiere como un factor de riesgo importante [4].

2.3. Infecciones intrauterinas

Aún se discute entre la comunidad obstétrica si las infecciones intrauterinas son la causa o consecuencia de la RPM, para fines de investigación en este trabajo se asumirán como la causa. La vía más común de las infecciones intrauterinas es la ruta ascendente [39]. Se considera que el ascenso sucede en cuatro etapas (figura 2.2).

La primera etapa consiste en el cambio de la flora vaginal microbiana o la presencia de organismos patológicos en el cuello uterino (fase I). Una vez que los microorganismos acceden a la cavidad intrauterina, residen en la decidua (fase II), conduciendo a la inflamación de ésta. Los microorganismos pueden entonces residir en el corion y amnios. La infección puede invadir los vasos fetales o proceder a través del amnios en la cavidad amniótica, lo que provoca la invasión microbiana de la cavidad amniótica o una infección intraamniótica (fase III). Una vez en la cavidad amniótica, las bacterias pueden acceder al feto por diferentes puertos de entrada (fase IV).

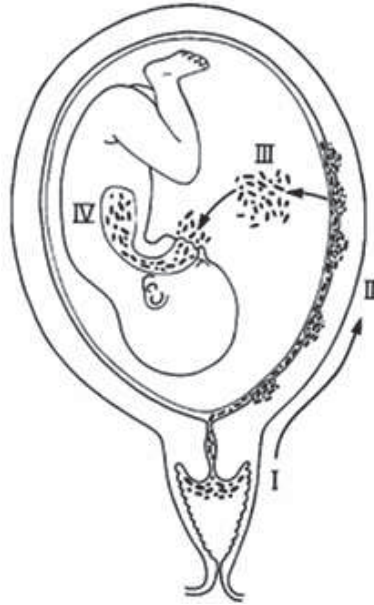


Figura 2.2: Representación de las fases en el proceso de las infecciones intrauterinas en la ruta ascendente. (Tomado de [39]).

En la fase II del proceso ascendente de la infección intrauterina, los microorganismos pueden estimular una reacción inflamatoria local y la producción de mediadores de la inflamación pudiendo desencadenar el parto; de no ser así los microorganismos cruzan las membranas intactas en la cavidad amniótica, estimulando la producción de mediadores inflamatorios. Los microorganismos que acceden al feto pueden provocar un síndrome de respuesta inflamatoria sistémica, lo que induce un parto prematuro con o sin RPM.

2.4. Infección e inflamación

La infección ascendente introduce una inflamación aguda de la membrana (corioamnionitis) y el cordón umbilical (funiculitis), y por último, genera la infección fetal. Algunos datos clínicos entre los que se incluye la fiebre materna mayor a 38°C , sugieren la presencia de una infección ascendente que, por lo general, es de origen bacteriano.

La corioamnionitis induce un proceso destructivo mediado por citocinas que es

la causa de la reacción inflamatoria del feto. En el estudio histológico, la reacción inflamatoria fetal se manifiesta por una inflamación de los vasos del cordón. La funiculitis se caracteriza por la presencia de polimorfonucleares de origen fetal en la pared de la vena umbilical, desde donde se extienden a la sustancia gelatinosa que envuelve el cordón y protege a las arterias y vaso umbilicales, llamada gelatina de Wharton, indicando una respuesta inflamatoria local procedente de la placenta. En una segunda etapa, se observa inflamación de la pared de una o ambas arterias umbilicales, invadidas por polimorfonucleares de origen fetal, desde donde también migran hacia la gelatina de Wharton y que representan una reacción inflamatoria sistémica procedente del feto [40].

A modo de resumen en este capítulo revisamos los procesos involucrados en los partos normal y pretérmino, identificando que en éstos últimos existe una rotura prematura de membrana (RPM) debida, en la mayoría de los casos, a la presencia de infecciones intrauterinas, las cuales en una primera fase son locales a nivel placentario y pasando después a ser sistémicas, afectando de manera directa al feto. Para fines de este trabajo de investigación nos interesa el estudio de las infecciones en la primera fase, de modo que sea posible identificarlas mediante técnicas de infrarrojo.

Capítulo 3

Interpretación física de la termografía funcional

3.1. Intercambios de calor

Se llama calor a la transferencia de energía de un cuerpo a otro, que se presenta cuando existe un gradiente de temperaturas en un sistema o cuando dos sistemas a diferente temperatura se ponen en contacto [41]. El calor, no puede ser medido ni observable directamente; pero sus efectos, variaciones de energía interna, permiten su medida.

Los mecanismos a través de los cuales se transmite el calor son [42] **conducción, convección y radiación.**

A continuación explicaremos en que consiste el mecanismo de transmisión de calor por radiación, que es el de interés para este trabajo.

3.2. Radiación térmica

El mecanismo de transmisión de calor por radiación, también denominado *radiación térmica*, el calor se transfiere de un cuerpo por medio de su temperatura, sin la intervención de algún medio [41]. En la radiación la transmisión de energía se efectúa mediante ondas electromagnéticas, que viajan a la velocidad de la luz c , que es igual a $3 \cdot 10^8 m/s$ en el vacío.

Sobre la superficie de todos los cuerpos incide constantemente energía radiante, tanto desde el interior como desde el exterior. Al incidir la energía radiante en la superficie una parte es reflejada y la otra es transmitida, dichas porciones dependerán de la estructura del cuerpo [10].

En el caso que la energía radiante incide del exterior, ésta procede de los objetos que rodean el cuerpo. Tenemos que una parte de la energía total incidente se refleja, mientras el resto atraviesa la superficie del cuerpo, siendo absorbida por los átomos o moléculas que lo constituyen [10]. Análogamente sucede en el caso de la energía radiante que incide desde el interior, sólo que en este caso la porción de radiación absorbida, corresponde a la radiación que se propaga hacia afuera y se denomina como energía radiante emitida por la superficie.

La suma de los tres parámetros: radiación absorbida, α_λ , reflejada, ρ_λ , y transmitida, τ_λ , deben ser igual a 1 en cualquier longitud de onda [42], expresándose como:

$$\alpha_\lambda + \rho_\lambda + \tau_\lambda = 1 \quad (3.1)$$

estos tres parámetros dependen de la longitud de onda y de la dirección de la radiación incidente.

Todo cuerpo a temperaturas por encima del cero absoluto emite energía electromagnética, denominada radiación térmica. Esto es debido al movimiento acelerado que sufren las partículas que constituyen el cuerpo. Cuando el cuerpo se encuentra en equilibrio térmico la radiación que emite por unidad de tiempo es igual a la que absorbe [9].

En el caso del cuerpo negro, concepto teórico, se tiene un caso límite en el que toda la energía incidente desde el exterior es absorbida, y toda la energía incidente desde el interior es emitida [42]. Matemáticamente esto se expresa como:

$$\alpha_\lambda = 1 \quad (3.2)$$

Un modelo simplificado de éste consiste en una cavidad, de paredes absorbentes, con una pequeña abertura en el que la energía radiante incidente a través de la abertura es absorbida por las paredes en múltiples reflexiones [42], de modo que la radiación que entra difícilmente sale de la cavidad.

El modelo de radiación electromagnética en el interior del cuerpo negro consiste en un gas de fotones [43], los cuales experimentan una pequeña interacción con la materia (paredes de la cavidad), permitiendo así el establecimiento del equilibrio térmico, a través de los procesos de absorción y emisión de fotones por la materia.

Una vez en equilibrio, la energía de radiación almacenada, E , en la cavidad debe ser

$$E = \int d^3k \int_V d^3r \rho(\vec{k}, \alpha, \vec{r}, T) \quad (3.3)$$

donde $\rho(\vec{k}, \alpha, \vec{r}, T)d^3kd^3r$ es la energía de radiación con vector de onda entre \vec{k} y $\vec{k} + d^3k$, en el volumen entre \vec{r} y $\vec{r} + d^3r$ y con polarización α . Siendo $\rho(\vec{k}, \alpha, \vec{r}, T)$ una densidad tanto en el espacio de coordenadas como en el de vectores de onda. La integral se hace sobre el volumen, V , que corresponde al volumen de la cavidad dentro de un cuerpo negro a temperatura T .

Según la ley de Planck, ver ecuación (3.4), a las temperaturas ordinarias la mayor parte de la radiación emitida por los cuerpos está en la región infrarroja [9], de manera que no es visible.

$$U(\nu, T) = \frac{8\pi\nu^3}{c^2} \frac{h}{e^{h\nu/k_B T} - 1} \quad (3.4)$$

donde $U(\nu, T)$ es la radiancia espectral del cuerpo negro, o lo que es lo mismo, la energía por unidad de tiempo, por unidad de área, A , unidad de ángulo sólido, Ω , y unidad de frecuencia, ν , que dicho objeto emite 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 .

La ley de Planck corresponde a la distribución espectral de la energía de la radiación negra, para todas las frecuencias, y temperaturas.

La justificación de dicha ley se basa en el hecho de que una carga oscilante emite radiación electromagnética de la misma frecuencia que la de oscilación, de modo que la radiación dentro de la cavidad del cuerpo negro, se debe a los electrones de las paredes de la cavidad que describen un movimiento oscilatorio [9]. Las energías de dichos osciladores que forman las paredes de la cavidad no pueden ser cualesquiera, sino que deben estar espaciadas en saltos de valor $h\nu$.

Integrando la distribución de la ecuación (3.4) se obtiene que la energía total de

radiación negra, es proporcional a la cuarta potencia de la temperatura, conocida como la ley de Stefan-Boltzman, dada por la ecuación (3.5)

$$U_T = \sigma \cdot T^4 \quad (3.5)$$

donde U_T es la energía emitida por un cuerpo negro a temperatura efectiva¹ T , por unidad de tiempo y por unidad de área. La constante σ es la constante de Stefan-Boltzman y tiene el valor

$$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \frac{W}{m^2 K^4}. \quad (3.6)$$

Un cuerpo real emite sólo una fracción de la energía térmica emitida por un cuerpo negro a la misma temperatura, llamada emisividad, ϵ . Si la emisividad es constante e independiente de la frecuencia, el cuerpo es un cuerpo gris [44]. Sin embargo en los cuerpos reales la emisividad no es constante ni independiente de la longitud de onda, por lo que estrictamente no pueden ser considerados cuerpos grises. Pero, asumiendo intervalos cortos de longitud de onda, la emisividad puede ser considerada constante, siendo posible tratarlos como tales² [44].

Por lo tanto la ecuación (3.5) para cuerpos reales se expresa como:

$$U_T = \epsilon \cdot \sigma \cdot T^4 \quad (3.7)$$

Los «cuerpos grises» emiten sólo una fracción de la energía térmica emitida por un cuerpo negro. Por tanto, la emisividad de estos cuerpos es siempre menor que 1.

Si además los cuerpos son de materiales opacos, la porción de radiación transmitida, τ_λ , es nula. Por lo que, para estos cuerpos la expresión (3.1) resulta

$$\alpha_\lambda + \rho_\lambda = 1 \quad (3.8)$$

De acuerdo con la *ley de Kirchhoff de la radiación térmica*, la cantidad de radia-

¹Es decir, la temperatura que el cuerpo alcanza en la superficie, que es mucho más baja, en comparación, con las temperaturas que se alcanzan en el núcleo del mismo.

² Los sensores de infrarrojo funcionan en estos intervalos.

ción emitida y absorbida por un cuerpo (superficie) son iguales a cualquier temperatura y longitud de onda especificada [9]. Que se expresa como

$$\epsilon_\lambda = \alpha_\lambda \quad (3.9)$$

De las ecuaciones (3.8) y (3.9) se obtiene que para cuerpos de materiales opacos

$$\rho_\lambda = 1 - \epsilon_\lambda \quad (3.10)$$

que se conoce como la reflectancia del cuerpo.

3.3. Termodinámica del cuerpo humano

Para fines del presente trabajo es útil visualizar al cuerpo humano a través de la óptica termodinámica en la que éste no es un sistema cerrado³, sino un sistema abierto, que intercambia materia y energía con su entorno. Puesto que el organismo no puede crear energía, la importa desde el exterior bajo la forma de alimentos. Del mismo modo, el organismo pierde energía, principalmente bajo la forma de calor, hacia el ambiente. La energía que permanece dentro del organismo puede convertirse de un tipo a otro o utilizarse para realizar trabajo.

El ser humano es un animal homeotermo, es decir, mantiene constante su temperatura corporal, la cual es independiente de la temperatura del medio ambiente. En condiciones fisiológicas normales la temperatura del ser humano es de $36,6 \pm 0,38$ °C [45].

La temperatura del organismo es la resultante de un balance entre la producción de calor (termogénesis) y su pérdida (termólisis).

- La producción de calor resulta de las reacciones químicas del metabolismo, y su regulación suele llamarse termorregulación química.
- La pérdida de calor se produce mediante mecanismos físicos, y su regulación se llama termorregulación física.

³ En un sistema cerrado la energía puede convertirse de un tipo en otro, pero la cantidad total de energía en un sistema cerrado nunca cambia.

Cuando no existen pérdidas de calor, los procesos metabólicos del organismo incluso a nivel basal, son capaces de desarrollar suficiente calor para elevar la temperatura del organismo en 1°C cada hora [14].

3.3.1. Regulación térmica

El centro regulador de la temperatura se encuentra situado en el hipotálamo. De hecho, consta de dos centros [14]:

- El hipotálamo anterior gobierna las pérdidas de calor por medio de la vasodilatación de la piel y la sudoración cuando la temperatura del organismo se eleva.
- El hipotálamo posterior constituye el centro encargado de la conservación del calor, así como el de la producción de más calor cuando la temperatura del organismo desciende.

El hipotálamo es directamente sensible a las variaciones de temperatura y provoca reacciones fisiológicas adecuadas para mantener o restablecer la temperatura corporal.

La regulación de la temperatura de la piel resulta ser un sistema complejo que depende del flujo de sangre, la estructura local del tejido subcutáneo y de la actividad del sistema nervioso simpático «sympathetic nervous system» [46]. Sin embargo, se cuenta con evidencia de que el sistema nervioso simpático es el primer regulador de la circulación sanguínea en la piel y es, por tanto, el principal regulador de la emisión térmica de ésta [47].

La función de la vasoconstricción y vasodilatación de los vasos sanguíneos consiste en regular el flujo de sangre en la piel. Los termo-receptores que se localizan a lo largo de todo el cuerpo reconocen la temperatura ambiental. Un incremento de la temperatura da como resultado una vasodilatación, dejando que el flujo de sangre incremente en la piel; mientras que una vasoconstricción es el resultado de una disminución de la temperatura, provocando que el flujo de sangre en la piel se reduzca. El mantenimiento de una temperatura constante del organismo vale sólo para el «núcleo» del mismo, es decir, en el seno del cráneo, tórax y abdomen. [14].

La alteración del sistema termorregulador puede ser causada por la agresión al organismo por diferentes agentes causales, originando la respuesta del mismo, mediante varias formas inespecíficas de reacción. Estas formas de reacción inespecífica comúnmente son: local y general o sistémica.

- La inflamación y la reparación de daños causados es una forma de reacción predominantemente local. Ante la invasión de microorganismos patógenos a un tejido, se desencadena la respuesta inflamatoria, en la que inicialmente se originan vasodilatación e hiperemia⁴ local, junto con incremento de líquido, que sale de los vasos sanguíneos difundándose en el tejido, lo que causa hinchazón del área inflamada. Seguidamente, en el tejido lesionado hay un flujo de sustancias que se encargan de llevar a cabo el proceso de autorreparación, eliminando todos los agentes dañinos del tejido comprometido.
- La fiebre es una elevación anormal de la temperatura corporal, cuya causa más frecuente es una infección. En este caso, una serie de sustancias modifican el ajuste del termostato corporal, localizado en el hipotálamo, a una temperatura más alta, apareciendo la fiebre; entre dichas sustancias están las producidas en respuesta a la inflamación. Al elevarse la temperatura corporal, aumenta el metabolismo celular (que genera calor) y se produce una vasoconstricción periférica, reteniendo el calor en el núcleo del organismo.

3.4. Imágenes Termográficas

Las imágenes termográficas se han utilizado desde hace unos treinta años como una modalidad de diagnóstico en el área médica [21]. La adquisición de dichas imágenes es a distancia de manera no invasiva y no intrusiva, por medio de cámaras termográficas que generan imágenes térmicas al captar la cantidad de radiación infrarroja emitida por un objeto, que varía en relación al gradiente de temperatura que se establece entre dicho objeto y el medio ambiente.

⁴ La hiperemia es un aumento en la irrigación a un órgano o tejido. Puede ser activa (arterial), o pasiva (venosa). Generalmente la hiperemia va acompañada de aumento en la temperatura y a veces, también de volumen.

3.4.1. Termografía Funcional

El término de *Termografía Funcional* se refiere a la observación de imágenes termográficas en tiempo real en condiciones dinámicas. Bajo estas condiciones es importante considerar que las variaciones observadas en las imágenes termográficas del cuerpo humano son resultado tanto de las condiciones externas, tales como la temperatura y humedad ambiental, así como también de las condiciones internas, tales como los procesos metabólicos. De modo que para el análisis de las imágenes termográficas es necesario aprender a discernir los patrones térmicos bajo diferentes situaciones, para así identificar los factores que modifican la distribución térmica.

El desarrollo de instrumentos, tales como las cámaras termográficas, permiten reproducir mapas térmicos de las superficies del cuerpo en cuestión, a partir de la anatomía vascular y de la irrigación sanguínea en ésta. La sangre que fluye a través de las venas activas y superficiales, es decir aquellas que se localizan entre la piel y la capa subcutánea superficial, representa la temperatura promedio asociada al tejido irrigado, ésta a la vez proporciona información que permite valorar su estado fisiológico. La microcirculación localizada en la región de la dermis se puede recorrer termográficamente, hasta una profundidad de 5 mm [48]. El calor generado por los músculos y huesos no es conducido a la región de la dermis y por consiguiente éste no influye en la temperatura registrada termográficamente, de dicha región. En cada área del cuerpo existe una conexión particular entre la piel y el sistema simpático nervioso, de modo que la termografía funcional es una herramienta de diagnóstico complementario útil en la detección temprana de afecciones metabólicas de la salud que comprometan la temperatura corporal.

Existen dos modalidades de aplicación de la termografía funcional: la pasiva y activa. En la pasiva, la radiación proveniente del objeto se mide sin alterar éste térmicamente. En la activa, el objeto de estudio es estimulado térmicamente y lo que se mide es la respuesta a dicho estímulo [44].

En el estudio realizado utilizamos ambas modalidades con la finalidad de tener un patrón térmico de referencia, en el caso del pasivo, mientras que en el caso del activo, se buscó observar la evolución de recuperación al estado basal, tras haber enfriado la zona de interés. La finalidad de aplicar contraste térmico en el estudio, fue hacer más evidentes las anomalías en el sistema termorregulador, en caso de existir, así como

una mejor apreciación del fenómeno de emisión térmica, permitiendo reducir el ruido propio del estudio, además de establecer condiciones iniciales para la reproducibilidad de éste.

3.4.2. Digitalización de imágenes termográficas

La digitalización de las imágenes comienza con un sensor que transforma la radiación infrarroja en una señal electrónica proporcional a la primera. Por lo general estos sensores son de dos tipos: microbolométricos no refrigerados o refrigerados ⁵. Según la configuración de estos sensores en la cámara termográfica con la que se realiza la adquisición de imágenes, éstas se clasifican en: sensor único y conjunto de plano focal (FPA) [44]. En el caso del sensor único, éste mide la energía radiada de un objeto a través de las reflexiones de ésta en un espejo giratorio, resultando así un barrido bidimensional de mediciones del objeto, que finalmente arrojan sus valores de temperatura de emisión. La otra modalidad FPA, consiste en utilizar una matriz de sensores llamada «matriz de plano focal», que registra la radiación emitida por cada punto del objeto con un sensor.

La imagen infrarroja resultante puede ser descrita como una función $f(x,y)$, correspondiendo la amplitud de la función f a la cantidad de energía radiada por una región del objeto, asignada por un escalar positivo en el espacio de coordenadas (x,y) . La digitalización de la imagen involucra entonces el espacio y amplitud de dicha función, siendo la parte espacial conocida como el muestreo y la amplitud como la cuantificación. La resolución de la imagen digitalizada está en función del número de sensores en la FPA y la cuantificación se define por el número de bits utilizados para representar un valor discreto de radiación medida [44].

3.4.3. Medición de la temperatura con la cámara termográfica

Teniendo en cuenta cómo es la digitalización de la señal térmica, ahora analizaremos en qué consiste la medición de la temperatura de emisión de un objeto. Dado que el objeto de interés no se encuentra aislado, al menos en el estudio que

⁵ En el caso de la cámara FLUKE-TIR3/FT-20 IR que utilizamos los sensores son microbolométricos no refrigerados

realizamos, la radiación que recibe la cámara al realizar las imágenes termográficas, no es exclusivamente proveniente del objeto, sino también de las fuentes que rodean al objeto en cuestión. El análisis de la radiación total (W_{tot}) que reciben los sensores de la cámara, se puede simplificar considerando que la radiación recibida proviene de tres fuentes [49]: la emisión del objeto (E_{obj}), la emisión de los alrededores y reflejada por el objeto (E_{refl}), y la emisión de la atmósfera (E_{atm}). Lo que se expresa como la ecuación (3.11):

$$W_{tot} = E_{obj} + E_{refl} + E_{atm} \quad (3.11)$$

Este proceso se ilustra en la figura (3.1).

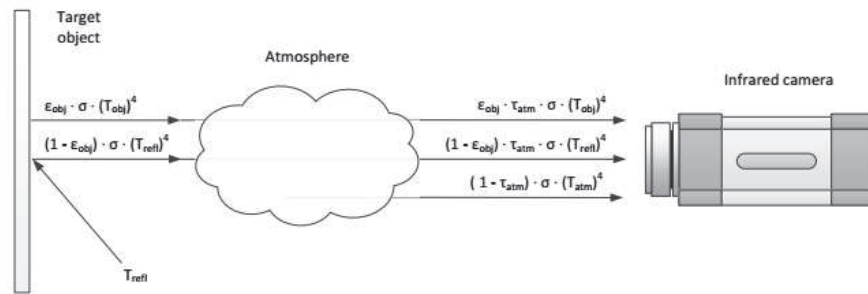


Figura 3.1: Radiación recibida por la cámara termográfica. (Tomada de [44])

La fuente principal de radiación es el objeto analizado, sin embargo no toda la radiación que éste emite es captada por la cámara, ya que parte de esta radiación es absorbida por el atmósfera. Así pues, la radiación emitida por el objeto que recibe la cámara está en función de la cantidad de energía emitida que fluye a través de la atmósfera y que la atraviesa hasta llegar a los sensores de la cámara; a dicha energía se le conoce como transmitancia y en este caso corresponde a la transmitancia de la atmósfera. Entonces, la emisión del objeto se puede expresar como la ecuación (3.12), que resulta de la ecuación (3.7), definida en la sección 3.2,

$$E_{obj} = \epsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{obj})^4 \quad (3.12)$$

siendo E_{obj} la emisión del objeto a temperatura superficial, T_{obj} , y emisividad, ϵ_{obj} , en una atmósfera con transmitancia, (τ_{atm}).

Los cuerpos denominados «cuerpos grises» tienen una reflectividad, ρ_{obj} , mayor que cero. Por lo que, reflejan la radiación infrarroja emitida por los alrededores.

Parte de esta radiación reflejada también es absorbida por la atmósfera, τ_{atm} . Éste es el segundo componente recibido por la cámara y puede expresarse como la ecuación (3.13)

$$E_{refl} = \rho_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4 = (1 - \epsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4 \quad (3.13)$$

donde T_{refl} corresponde a la porción de la temperatura de la atmósfera que refleja el objeto en cuestión y $(1 - \epsilon_{obj})$ la reflectancia del objeto, deducida en la ecuación (3.10).

El tercer componente es la emisión de radiación infrarroja de la atmósfera, E_{atm} , que se expresa como

$$E_{atm} = \epsilon_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4 = (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4 \quad (3.14)$$

donde ϵ_{atm} es la emisividad de la atmósfera y $(1 - \tau_{atm})$ es su emitancia.

Sustituyendo las ecuaciones (3.12)-(3.14) en la ecuación (3.11), se obtiene la ecuación (3.15). Obteniendo así que la temperatura del objeto puede ser calculada a partir de la ecuación (3.16).

$$W_{tot} = \epsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{obj})^4 + (1 - \epsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4 + (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4 \quad (3.15)$$

a partir de la cual la temperatura del objeto, T_{obj} , resulta

$$T_{obj} = \sqrt[4]{\frac{W_{tot} - (1 - \epsilon_{obj}) \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma \cdot (T_{refl})^4 - (1 - \tau_{atm}) \cdot \sigma \cdot (T_{atm})^4}{\epsilon_{obj} \cdot \tau_{atm} \cdot \sigma}} \quad (3.16)$$

Ecuaciones similares a la ecuación (3.16) son utilizadas por diversas cámaras termográficas [50] para realizar mediciones de la temperatura.

Capítulo 4

Metodología

4.1. Necesidad de patrones térmicos de referencia para humanos

Las referencias de normalidad de los patrones termográficos en humanos son muy escasas. Pocos grupos de investigación se han dedicado a realizar protocolos de estandarización en sujetos sanos. El grupo de Imagenología Médica de la Universidad de Glamorgan, en Gales, Reino Unido, ha realizado varios estudios encaminados a comprender la contribución de los diferentes componentes implicados en la exactitud y precisión de las lecturas de temperatura obtenidas de imágenes termográficas. Entre los proyectos creados por este grupo se encuentra el protocolo Glamorgan [14], que establece una serie de posiciones estandarizadas del cuerpo humano para la adquisición de imágenes termográficas, basándose en regiones anatómicas de interés. A pesar de ser una buena referencia inicial, estas imágenes fueron obtenidas en un grupo poblacional totalmente diferente a la población mexicana. De aquí la necesidad de crear bases de datos de imágenes termográficas que sirvan como referencia en nuestro país.

4.2. Calibración específica para su uso en humanos

Para realizar la calibración se requiere establecer el patrón térmico de emisión asociado a los humanos. Esta tarea es compleja y se requiere de especialistas en áreas técnicas, tales como Física, Ingeniería de materiales, Computación y Procesamiento de Imágenes, entre otras. Aunado a ello, los humanos no estamos aislados del entorno ambiental, el cual contribuye alterando los patrones térmicos naturales. Por lo tanto se requiere de tipificar los patrones térmicos y calibrar su adquisición, tomando en cuenta los factores ya anotados.

4.3. Consideraciones previas para validación

Para lograr confiabilidad y validez de las adquisiciones, la metodología debe estar sujeta a normas establecidas, en este apartado se toman en cuenta las características generales de entorno necesarias para la adquisición de imágenes termográficas a sujetos presumiblemente sanos, las siguientes recomendaciones están basadas en [51]. La habitación o cuarto de operación debe tener la disponibilidad de espacio para el paciente, el operador y equipo de termografía; son recomendables al menos 6 metros cuadrados. La distancia mínima entre el sujeto y el lente infrarrojo debe ser de dos metros y esta distancia podrá variar dependiendo de la apertura numérica de la cámara que se éste utilizando. La temperatura del lugar debe mantenerse entre los 18 a 25 grados centígrados con variaciones de entre uno y dos grados centígrados. Un sistema de monitoreo de temperatura es necesario; un sistema de control de temperatura local es deseable para mantener los requerimientos de temperatura ambiental arriba mencionado.

La regla general es que una vez montado el sistema en una habitación, las condiciones ambientales varían en temperatura, mientras que en términos de humedad no han de variar significativamente dentro del periodo de toma de imágenes para una persona (típicamente se requiere no más de media hora). El mobiliario requerido en el espacio de adquisición consiste en: sillas, camas clínicas para la comodidad del sujeto e indicadores visuales para facilitar la adquisición de las imágenes infrarrojas

(termografías). Se debe evitar superficies térmicamente reflejantes y fuentes de radiación para evitar el ruido térmico, se debe tener como fondo para la adquisición de muestras pantallas de materiales térmicamente opacos (ejemplos de reflejantes, opacos y radiadores) que cubran las dimensiones de los distintos campos de vista en función de las distancias de enfoque. Es importante contar con puertas, cortinas o persianas para proveer privacidad e integridad del sujeto. El equipo de cómputo debe estar en un entorno en el que pueda ser movido sin dificultades, puede ser una computadora portátil o bien una computadora personal sobre un banco móvil con seguros manuales para bloquear posiciones fijas. El software a utilizar debe contar con al menos una aplicación de adquisición y análisis de imágenes infrarrojas.

El sistema de adquisición debe contar con, al menos, una cámara infrarroja, soportes para posicionar la cámara en cualquier orientación como tripiés o brazos articulados, recubiertos de materiales térmicamente no reflejantes, un sistema de cómputo con soporte para adquisición, análisis y reportes de información radiométrica. Es necesario contar con referencias de temperatura como puntos de calibración independientes de los cuales sea conocida su emisividad térmica, tal es el caso de las cintas eléctricamente aislantes con un valor de emisividad del noventa y cinco por ciento.

Se debe tener una estación meteorológica que arroje información acerca de la temperatura promedio ambiental local, la humedad relativa, la temperatura promedio exterior y variaciones en la velocidad de flujos de aire para tener monitoreo de estas variables y contemplarlas ya sea en la configuración de la cámara infrarroja o bien en los parámetros implicados durante la fase de análisis.

En cuanto a la preparación de los sujetos, de los cuales en este trabajo se presentan 7 de un total 87 pacientes ¹, es deseable que éstos no usen materiales cosméticos, ni accesorios durante la sesión de adquisición, que no esté bajo los efectos del consumo de alcohol o tabaco (por lo menos 72 horas) y, en el mejor de los casos, que no tenga estos hábitos. Es recomendable también que no se consuma té o café y que no esté bajo tratamiento médico o tomando algún tipo de antibiótico. El sujeto debe ser informado acerca del procedimiento al cual va a ser sometido y debe tener claro que la técnica es inocua. Antes de la toma de la imagen infrarroja se debe lograr un estado

¹En la sección 5.3 explicamos porque la cohorte de pacientes incluidas en el análisis de este estudio se redujo a 7.

adecuado en cuanto a la presión sanguínea y la temperatura superficial de la piel, para ello el sujeto debe permanecer entre 10 a 15 minutos en reposo. Durante la sesión se debe evitar que el sujeto haga movimientos que involucren esfuerzos significativos, que cruce las articulaciones o que entre en estados de ansiedad o nerviosismo. La ropa que debe usar el paciente no debe tener resortes o costuras que impidan la libre circulación sanguínea; en los casos en los que sea necesario, es preciso retirar todo tipo de cubierta bajo la anuencia explícita del sujeto.

4.4. Correspondencia de las imágenes termográficas con la temperatura de emisión del objeto de estudio

Lo que se observa en las imágenes termográficas es la representación gráfica en dos dimensiones del objeto analizado, en el modelo de colores RGB (del inglés *Red-Green-Blue*) alto contraste. Los colores asignados provienen de una regleta de colores en la que cada valor de color de pixel corresponde a una temperatura, dentro de un intervalo configurado manualmente por el usuario o mediante el ajuste automático del dispositivo.

La regleta de colores se genera de manera automática durante el proceso de adquisición de la imagen y cada color presente en esta última, forma parte del conjunto de colores contenidos en la regleta, véase figura 4.1.

Para evaluar la correspondencia de los valores de temperatura de emisión superficial registrados en la imagen termográfica, con los valores de temperatura superficial del objeto de estudio, se diseñó un experimento en el que se midió la temperatura superficial de un sistema dinámico, con la cámara termográfica y un termómetro de superficie de la marca ALDRICH, de manera simultánea. Usando para ello una parrilla eléctrica de la marca CORNING modelo PC 600-6, que se aisló parcialmente del entorno con paredes de cartón.

Por cuestiones de logística este experimento se realizó con la cámara termográfica FLIR modelo A320, la cuál tiene una sensibilidad térmica de $0,05^{\circ}\text{C}$ mientras que la FLUKE modelo Ti40 tiene una sensibilidad térmica de $0,09^{\circ}\text{C}$. El principio

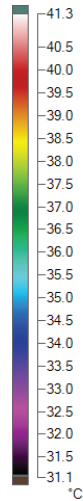


Figura 4.1: Regleta de colores en correspondencia con los valores de temperatura de emisión de la superficie del objeto analizado, durante la adquisición de las imágenes termográficas. El gradiente de temperatura aumenta de abajo hacia arriba.

de funcionamiento en ambas cámaras termográficas es el mismo, de modo que los resultados obtenidos en este experimento, ver sección 5.1, tendrían en principio un comportamiento similar para la cámara termográfica de la marca FLUKE modelo Ti40, que fue la utilizada para la adquisición de las imágenes termográficas en este trabajo.

El estudio termográfico de la superficie de la parrilla eléctrica se realizó en una habitación cerrada en la que constantemente se midió humedad y temperatura ambiente del entorno. Se adquirieron 18 imágenes termográficas, en las que se seleccionó 10 puntos de interés, ver figura 4.2, para obtener el valor de la temperatura de emisión registrado por la cámara termográfica y posteriormente compararlos con los valores de temperatura registrados por el termopar de superficie. Con este último solo se pudo registrar el valor de la temperatura en un solo punto de la superficie de la parrilla eléctrica, debido a su diseño y modo de operación, de modo que los puntos seleccionados para el registro de su temperatura con la cámara termográfica no tuvieron una medida correspondiente con el termopar. Para resolver esta dificultad de correspondencia en las mediciones, lo que se hizo fue calcular el promedio de los 10 valores de temperatura registrados con la cámara y comparar este valor con el valor registrado con el termopar, dicha comparación se muestra en la sección 5.1.

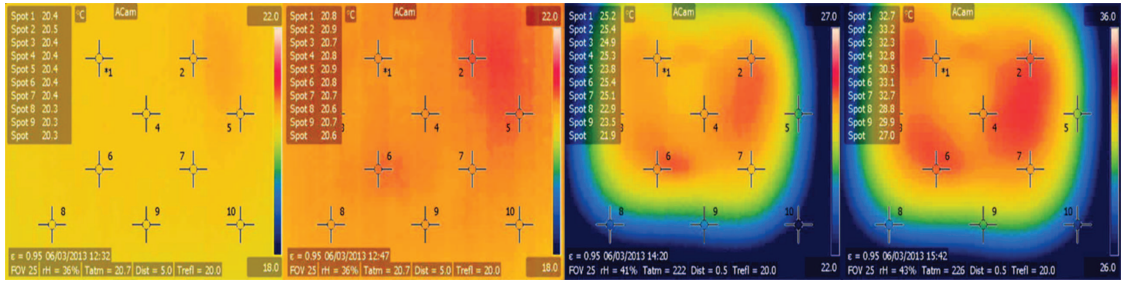


Figura 4.2: Imágenes termográficas de la superficie de la parrilla eléctrica, a diferentes temperaturas y tiempos de adquisición con la cámara termográfica. De izquierda a derecha observamos termográficamente el incremento de la temperatura, en cada una de las imágenes se muestran los 10 puntos seleccionados para obtener los valores de temperatura de emisión registrados por la cámara termográfica.

En el caso de la parrilla eléctrica durante el experimento se operó la parrilla en el intervalo de temperaturas $[20, 40]^{\circ}\text{C}$ con incrementos de 5°C , correspondiente a la mínima escala del equipo, entre cada medición. Para cada temperatura se realizaron tres mediciones con un intervalo de tiempo de 10 minutos entre cada una de ellas; al cambiar el valor de la temperatura en la parrilla, es decir, al realizar el incremento de 5°C , esperamos 20 minutos antes de realizar la medición, esto con la finalidad de que la temperatura del sistema se estabilizara. Las imágenes se adquirieron con la cámara FLIR a 50 cm por encima de la superficie de la parrilla, de modo que la imagen visual abarcara toda la superficie de la parrilla.

En las imágenes infrarrojas obtenidas se observa la huella térmica del resistor de la parrilla, lo que haría el símil del sistema vascular presente en el ser humano.

4.5. Unidad de Termografía

Una vez establecidas las condiciones iniciales del estudio se procede a realizar la adquisición de imágenes con la cámara termográfica, la cual se coloca en un trípode de modo que se encuentre nivelada en los tres ejes x, y y z. Además, se necesita ajustar sus parámetros de operación como son: el enfoque y el encuadre necesario tal que la imagen sea nítida, la escala de temperatura que va del orden de los $25,0^{\circ}\text{C}$ a los $42,0^{\circ}\text{C}$ dependiendo del área y de la distribución de la escala de emisión desde la porción de piel, definido como rango de visualización. Otro parámetro que se debe

ajustar en la cámara es el valor de la emisividad de la piel humana, siendo en general, la emisividad de 0,97 [41], el valor internacional más aceptado. Con estos parámetros, la distribución de temperaturas se escala sobre una paleta de colores de alto contraste de 256 niveles.

Además de dichos parámetros se requiere monitorear con una unidad meteorológica la humedad relativa y temperatura ambiente del espacio donde se realiza la medición termográfica, así como también la distancia sujeto-cámara. Es importante fijar la escala de temperatura que mejor crea un contraste en cuanto a la gama de colores. Es deseable ver un fondo oscuro para tener en el objeto (o blanco) una visualización detallada.

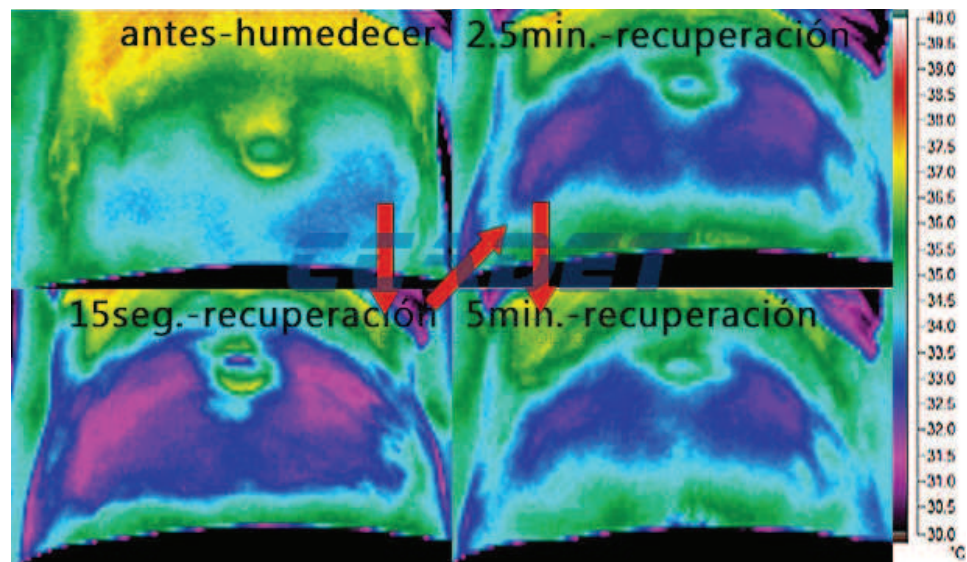


Figura 4.3: Proceso de recuperación de la temperatura superficial del abdomen, tras haber realizado contraste térmico.

La sesión de adquisición de imágenes térmicas comienza enfocando la región de interés descubierta antes de inducir en ésta un contraste térmico, realizando tomas a los ángulos elegidos. Posteriormente, desde un ángulo fijo se adquieren imágenes cada quince segundos durante 5 minutos, ver figura (4.3), correspondientes al proceso de recuperación tras haber inducido con un paño húmedo contraste térmico en la región de interés de la paciente, este proceso se hace con la finalidad de reducir la temperatura de emisión, de modo que el tejido de la región examinada gradualmente

y después de un tiempo recuperará su temperatura habitual, además de estandarizar las condiciones iniciales del estudio para la reproducibilidad del mismo. Finalizada esta secuencia de imágenes nuevamente realizamos imágenes desde los ángulos previamente elegidos, esto con el fin de observar en éstos el patrón térmico después del proceso de recuperación.

La técnica de contraste térmico en la región abdominal, consiste en bajar la temperatura basal de ésta, usando para ello un paño húmedo comercial que se pasa por todo el abdomen de la mujer embarazada, en el menor tiempo posible para que el proceso de recuperación de la temperatura sea uniforme en toda la región. El contraste térmico provoca respuestas de vasoconstricción y vasodilatación cutánea, cuyo resultado es la estimulación de la circulación sanguínea en la pared abdominal.

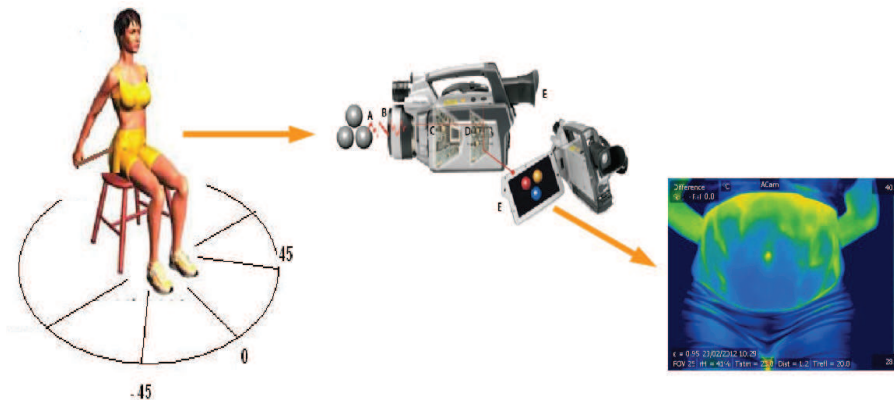


Figura 4.4: Representación del mecanismo para la adquisición de imágenes de la región abdominal de las mujeres embarazadas.

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 en la imagen y que esté centrada; además, es necesario colocar en la región de interés una referencia espacial y térmica, que nos permita estandarizar la imagen. Ver figura (4.4) para guía visual de la descripción anterior.

4.6. Protocolo de adquisición de imágenes infrarrojas aplicado al estudio de parto prematuro en mujeres embarazadas

En colaboración con el Hospital Materno-Infantil Inguarán de la Secretaría de Salud del Distrito Federal (HMII-SSDF) se implementó el protocolo de adquisición de imágenes infrarrojas a un grupo de 87 mujeres embarazadas. La selección de éstas se tomó en el criterio de doble ciego, sabiendo que había casos con presencia y ausencia de infección.

4.6.1. Criterios de inclusión y exclusión de las pacientes al protocolo

Para mayor control y obtención de resultados significativos, las mujeres seleccionadas para participar en el estudio se delimitó a partir de los siguientes criterios:

Criterios de inclusión:

- Mujeres que al momento de su inclusión, tuvieran entre 20 y 30 semanas de gestación.
- En el caso del grupo de mujeres con presencia de infección, que al momento de ser evaluadas presentaran datos clínicos de infección cervicovaginal o intrauterina y que la infección fuera confirmada. Esta información permaneció cegada para el operador del equipo de termografía.
- Mientras que el grupo de mujeres sin presencia de infección, debían tener un embarazo normal, con pruebas de diagnóstico clínico negativas.
- La aceptación por parte de las pacientes a participar en el estudio mediante una carta de consentimiento firmada y con el compromiso de asistir a sus consultas de acuerdo al calendario de adquisición de imágenes termográficas.

Criterios de exclusión:

- Mujeres con complicaciones médicas u obstétricas del embarazo tales como infecciones sistémicas, placenta previa, diabetes mellitus, malformaciones fetales mayores, cuello incompetente, polihidramnios, malformaciones uterinas, preeclampsia, objeción a la adquisición de imágenes termográficas.

A las mujeres sin presencia de infección se les denominó «pacientes control», mientras que a las mujeres con presencia de infección se les denominó «pacientes caso». Es necesario mencionar que de las 7 pacientes analizadas en este trabajo, no existen como tal «pacientes control», ya que solo una de ellas, la paciente 6, no se le diagnosticó infección durante todas las sesiones en las que se le realizó el estudio de termografía; no ocurriendo así para las demás, ya que el resto de las pacientes al menos presentó infección en una de sus sesiones, según los datos de los estudios microbiológicos que los médicos reportaron. El análisis de resultados mostrados en las secciones 5.5.2 y 5.6 consideran las «pacientes control» como aquellas sesiones en las que el estudio microbiológico no reportó presencia de infección, de manera análoga en el caso de las «pacientes caso», consultar el cuadro 5.2.

Bajo estos criterios, a las pacientes seleccionadas se realizaron tomas sistemáticas de imágenes termográficas de la pared abdominal, a temperatura ambiente. Siguiendo los criterios propios del estudio expuestos en las secciones 4.3 y 4.5.

Dada la complejidad de los patrones térmicos de salida, se trabajó en el diseño, desarrollo e implementación de un algoritmo computacional para el post-procesamiento y análisis de imágenes.

Cabe señalar que durante el estudio y reportes del mismo, la identidad de la paciente se mantuvo en confidencia, utilizando un código de referencia para la identificación y distinción de cada una de las pacientes que formaron parte del estudio. Este punto es de suma importancia para la validación del protocolo, ya que esto le confiere un carácter legal, según el marco regulatorio del manejo responsable de la información.

4.7. Análisis y procesamiento de imágenes termográficas

4.7.1. Utilizando el software *SmartView 3.2*

El software *SmartView 3.2* es el que el proveedor de la cámara termográfica FLIR ofrece para el procesamiento de las imágenes, en éste es posible obtener los valores de temperatura promedio, máxima y mínima, correspondiente a la que se mide con la cámara termográfica, así como su desviación estándar asociada, de regiones seleccionadas, esto con la herramienta de edición de imagen.

En los resultados mostrados en la sección 5.6 los valores de temperatura reportados corresponden a los obtenida tras haber seleccionado manualmente en cada una de las imágenes termográficas una región por medio de un rectángulo de dimensiones iguales para todas las imágenes.

Lo anterior se realizo considerando la región superior e inferior del abdomen, que distinguimos tomando como referencia el punto correspondiente al ombligo, de modo que, para ambas regiones se selecciono un rectángulo.

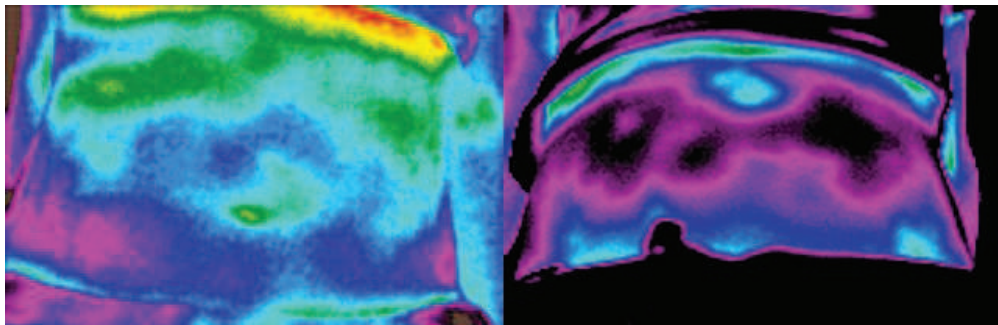


Figura 4.5: Identificación de las imágenes termográficas con la mínima área en la región superior e inferior, que en esta figura corresponden a la imagen derecha e izquierda, respectivamente. A partir de estas imágenes se determino las dimensiones del rectángulo que se utilizaría para obtener el valor promedio de la temperatura en las regiones superior e inferior del abdomen.

El criterio para determinar las dimensiones y ubicación de los rectángulos, consistió en tomar las imágenes termográficas en las que el área de la región superior fuera la mínima, así también para la región inferior, ver figura 4.5, una vez que en-

contramos dicha imagen definimos las dimensiones del rectángulo que utilizaríamos en ambas regiones para todas las imágenes. Por otro lado para la ubicación de los rectángulos colocamos en la imagen el marcador de rectángulo central, opción que aparece en la herramienta de edición de imagen, con está fue posible establecer un sistema de referencia espacial invariante en todas las imágenes, ver imagen 4.6, esto lo hicimos porque el software no cuenta con la opción de colocar regletas ni mallas sobre la imagen para referencia espacial.

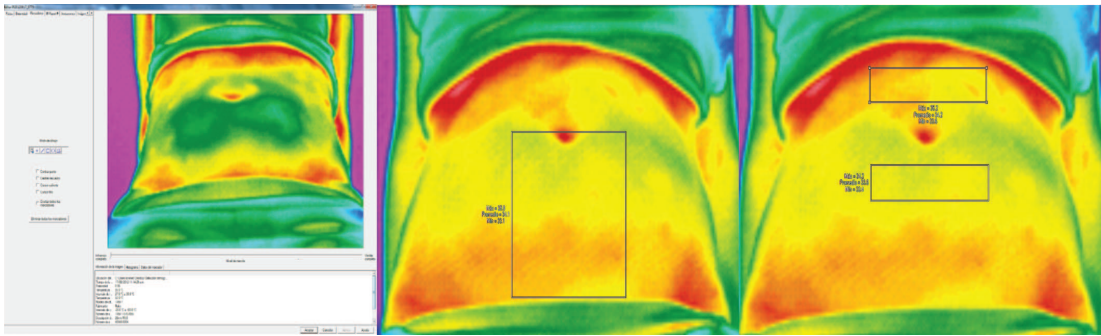


Figura 4.6: Selección manual de rectángulos sobre la imagen termográfica en las regiones superior e inferior del abdomen, tomando como referencia el ombligo. De izquierda a derecha, en la primera imagen se muestra la plataforma del software *SmartView 3.2* que nos permite editar la imagen termográfica, en la segunda imagen se muestra el rectángulo central que se utilizó como referencia espacial, finalmente en la tercera imagen mostramos los rectángulos trazados en la región superior e inferior del abdomen, con los cuales obtuvimos los valores promedio de temperatura de emisión de la región del abdomen encerrada en ellos.

Considerando ambos parámetros: dimensión y ubicación para el rectángulo fue posible estandarizar las mediciones de la temperatura promedio en la región superior e inferior del abdomen para cada una de las imágenes.

La desviación estándar asociada a los valores de temperatura, reportados para este análisis en la sección 5.6, corresponde al valor obtenido con el software *SmartView 3.2*.

4.7.2. Utilizando el software *AnalisisIR_Partoprematuro*

El software *AnalisisIR_Partoprematuro*, ver figura 4.7, para el post-procesamiento computacional de las imágenes termográficas fue diseñado y desarrollado en el La-

boratorio de Imagenología Biomédica y Computacional del CCADET-UNAM, por el M.C. Jorge Rommel Santiago Arce. Al implementarlo en el post-procesamiento computacional de las imágenes adquiridas de las mujeres embarazadas nos permitió realizar el análisis no solo cualitativo sino también cuantitativo de éstas.

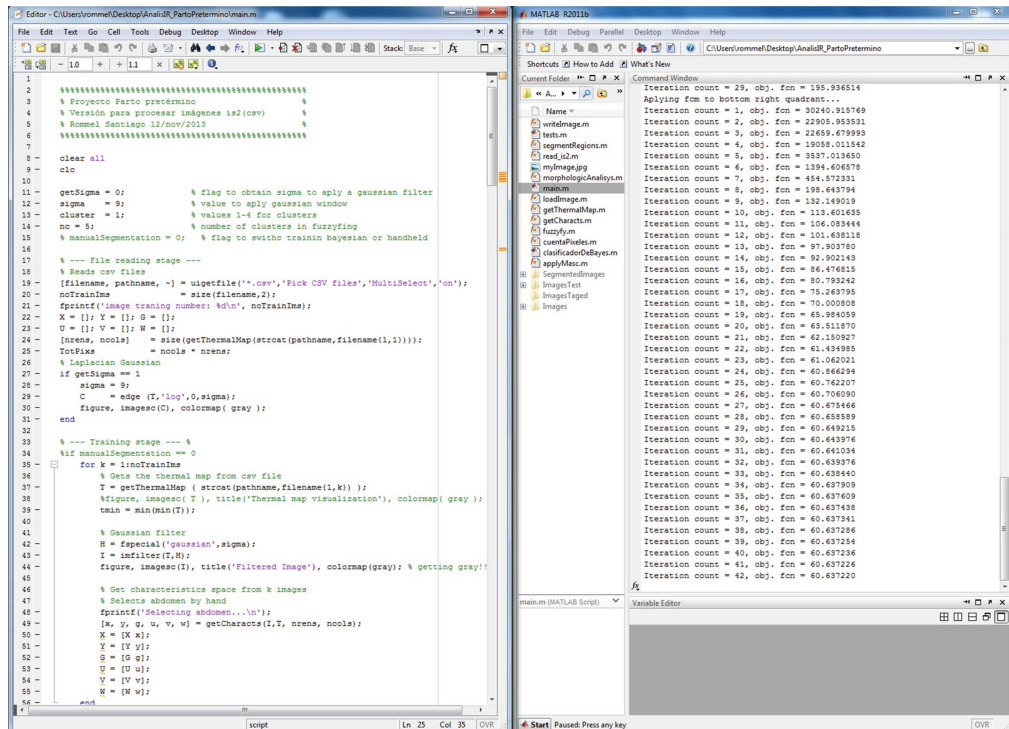


Figura 4.7: Plataforma del *AnalisisIR_PartoPrematuro*, que se utiliza para procesar las imágenes termográficas y calcular el *Índice termográfico de simetría (ITS)* de éstas.

El software consiste de las siguientes etapas: pre-procesamiento, entrenamiento y el procesamiento, obteniendo así un valor numérico definido como *Índice termográfico de simetría (ITS)*. Valora la simetría en las distribuciones de emisión térmica, a partir de atributos geométricos básicos, obtenidos por cálculo directo de los píxeles que componen la imagen termográfica.

La búsqueda de simetría en las imágenes termográficas, se basa en el supuesto de que los patrones térmicos de personas sanas deberían ser simétricos y uniformes, siendo el caso opuesto para las personas no sanas. Partiendo de lo anterior, el *Índice termográfico de simetría (ITS)* considera la simetría geométrica en las regiones

segmentadas, más adelante en esta sección se explica en que consiste la segmentación de regiones en las imágenes correspondientes a la región abdominal de las mujeres embarazadas.

Los atributos geométricos son medidas cuantitativas, que computacionalmente se obtienen directamente mediante el cálculo de los píxeles que componen la región de interés. Considerando para ello características básicas y bien definidas de una forma como son: distancia, área o número de píxeles que conforman la región, y el perímetro de ésta [52]. A partir de éstos, se eligieron los siguientes:

- 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 es una circunferencia y una excentricidad unitaria es 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.

además de el número de regiones conexas, para definir el *Índice termográfico de simetría (ITS)*. El cual se expresa como una combinación lineal, donde cada término representa una de las características de forma de las manchas clasificadas, siendo su expresión (4.1).

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

donde e_i y c_i con $i = 1, 2, \dots, 5$, corresponden a los valores medidos de las características ya antes listadas. F representa la característica i -ésima y los valores de 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 éstas está normalizada a uno.

Lo anterior se realiza automáticamente y por construcción del model el rango del *ITS* está entre 0 y 1, siendo 0 asimetría total y 1 total simetría.

Todo lo que se ha descrito y mencionado en esta sección forma parte del trabajo [53], en el que se ofrece una explicación más detallada del *Índice termográfico de simetría (ITS)*.

La validación preliminar del *Índice termográfico de simetría (ITS)*, se reporta en [53]. Y 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). Siendo el valor de *ITS* cercano a la unidad en un 90 % aproximadamente, en el caso de simetría perfecta.

Es importante mencionar que el análisis que se realiza para la obtención del *ITS*, está basado en la información radiométrica de temperaturas que contiene la imagen termográfica, en el caso de las imágenes que se utilizaron en este estudio dicha información la contenían las imágenes en el formato *IS2*. Lo que se observa en la imagen termográfica es información visible que nos sirve como referencia, sin embargo esta proviene de información radiométrica contenida en un mapa de temperaturas, ambas están en correspondencia mediante una función de transferencia dada por el proveedor de la cámara termográfica. Mediante dicha función es posible agrupar y clasificar las regiones respecto a su temperatura. Lo anterior se utiliza en el cálculo del *ITS* a la hora de realizar la segmentación de la imagen para posteriormente proceder a realizar las ponderaciones de las características geométricas.

El agrupamiento y clasificación de las regiones, se realiza sobre los mapas de temperaturas mediante una herramienta computacional llamada *Fuzzy c Means*, en la que los valores de temperatura de cada región segmentada caen dentro de un intervalo de temperaturas definido por un centroide, el cual es un valor promedio de temperaturas que se calcula automáticamente. En la obtención del *ITS*, se utilizaron cinco centroides, denominados cúmulos, correspondientes a: temperaturas más elevadas (cúmulo 1), temperaturas medias altas (cúmulo 2), temperaturas medias bajas (cúmulo 3), temperaturas bajas (cúmulo 4) y temperaturas de fondo (cúmulo 5), en la figura 4.10 y 4.11 se muestran estos cúmulos de temperatura correspondientes al procesamiento de las imágenes termográficas del abdomen. En el caso de la región abdominal se obtienen dos valores del *Índice termográfico de simetría (ITS)*, uno pa-

ra la región superior del abdomen, que denominamos ITS_U , y otro para la región inferior del abdomen, al que llamamos ITS_B . Más adelante en esta sección se detalla la explicación referente a la segmentación del abdomen.

Cabe mencionar el *Índice termográfico de simetría (ITS)* es una herramienta nueva, siendo la versión que se muestra en este trabajo la primera propuesta que se ha hecho hasta este momento y que aún se encuentra en proceso de validación, el cual ha dado resultados preliminares en el problema clínico de pie diabético, esto se puede consultar en [53]. Una de las cosas que aún hace falta revisar es el valor de la incertidumbre asociada al ITS, ya que dada la complejidad del cálculo de este parámetro no es trivial obtenerla a partir de la información con la que se cuenta. Por tal motivo en los datos presentados en la sección 5.5.2 no se reporta la incertidumbre asociada al *Índice termográfico de simetría (ITS)*, sino a la desviación estándar del promedio.

Descripción de operación del software AnalisisIR

El programa fue desarrollado en la plataforma de Matlab y consiste en dos etapas: la etapa de entrenamiento para realizar la selección automática de la región de interés, y la etapa de procesamiento en la cual se genera el valor del ITS.

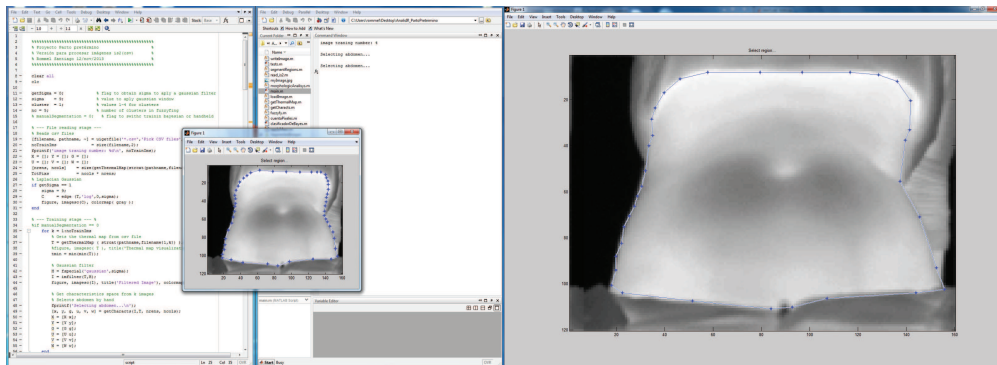


Figura 4.8: Etapa de entrenamiento para el procesamiento de imágenes termográficas utilizando el software *AnalisisIR_PartoPrematuro*. La figura de la izquierda muestra el despliegue de las imágenes para el entrenamiento, mientras que la figura de la derecha presenta la selección manual que se hace de la región abdominal sobre la imagen, utilizando para ello la herramienta de selección de polígonos.

El formato de las imágenes que obtenemos directamente de la cámara es un forma-

to *IS2*, que abrimos con el programa *SmartView 3.2*, para hacer el pre-procesamiento de las imágenes seleccionadas. Una vez hecho esto se procede a exportar dichas imágenes a un directorio en formato *csv*, desde el que más tarde accedemos con el programa *AnalisisIR_PartoPrematuro*, para leer y recuperar la información radiométrica en forma matricial, logrando así visualizar la imagen a partir de datos de temperatura.

La selección de imágenes para la etapa de entrenamiento se hace desde el directorio antes creado. A esto le sigue el despliegue de dichas imágenes, en las que el usuario contornea manualmente la región abdominal, usando la herramienta de selección de polígonos, ver figura 4.8. Esto se hace con cada una de las imágenes incluidas en la etapa de entrenamiento. En este proceso se construyen las funciones discriminantes F de la ecuación 4.1, que se aplicarán en la etapa de procesamiento, en donde se realiza la clasificación de la imágenes de interés.

Tras finalizar la etapa de entrenamiento, se solicita al usuario que elija el conjunto de imágenes que serán analizadas. Durante el análisis se despliegan una a una las imágenes y se procede a realizar la segmentación automática de la región abdominal, requiriendo solamente que el usuario seleccione manualmente el ombligo de éstas, ver figura 4.9.

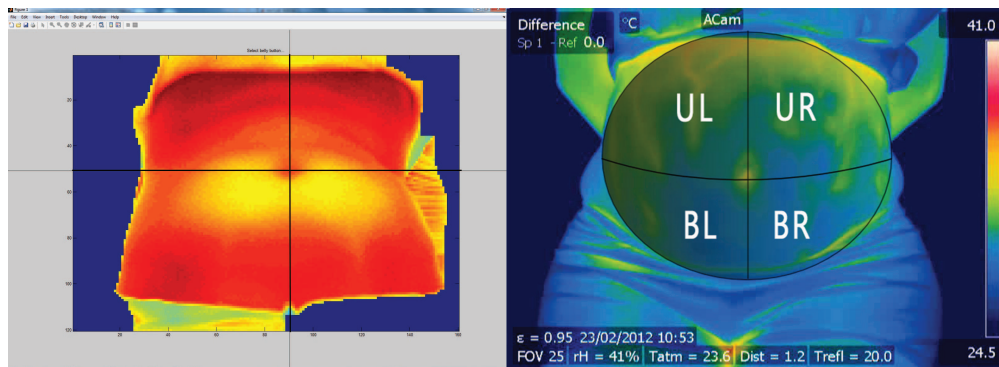


Figura 4.9: En esta figura observamos de la izquierdo la selección del ombligo en la imagen termográfica para el proceso de la segmentación automática de los cuatro cuadrantes de la región abdominal. Mientras que de la derecho se indica como se etiqueta a cada uno de los cuadrantes resultantes de la segmentación del abdomen; donde UL y UR corresponden al cuadrante superior izquierdo y derecho, respectivamente, siendo análogo para la los cuadrantes inferiores denominados por BL y BR.

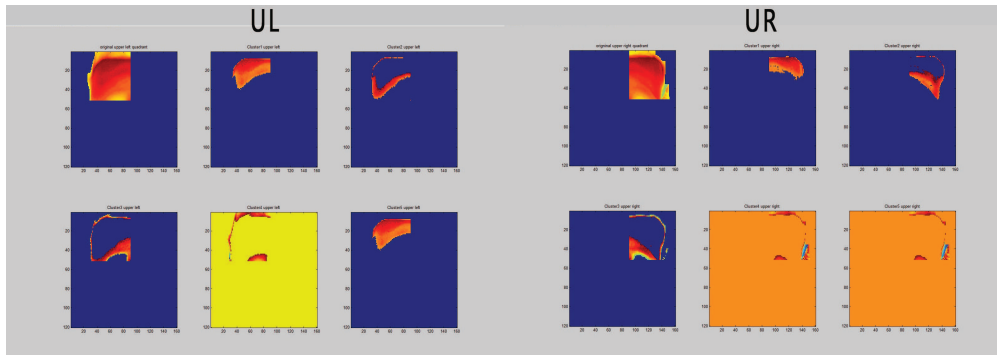


Figura 4.10: Cúmulos correspondientes a los cuadrantes superiores de la imagen termográfica segmentada, cada uno de los cúmulos corresponde a las temperaturas: alta, media alta, media baja, baja y fondo.

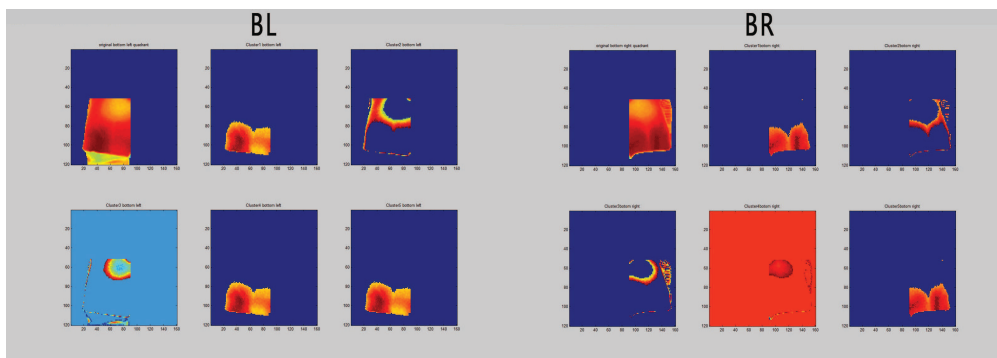


Figura 4.11: Cúmulos correspondientes a los cuadrantes inferiores de la imagen termográfica segmentada, cada uno de los cúmulos corresponde a las temperaturas: alta, media alta, media baja, baja y fondo.

En el proceso de segmentación el abdomen es dividido en cuadrantes partiendo del ombligo como punto de referencia. A cada cuadrante se le etiqueta como: superior izquierdo (UL), superior derecho (UR), inferior izquierdo (BL) e inferior derecho (UR), ver figura 4.9. Es aquí donde comienza la clasificación de las regiones segmentadas en cúmulos según los valores temperatura de éstas, para posteriormente realizar la comparación entre los cuadrantes superiores, ver figura 4.10, y otra para los cuadrantes inferiores, ver figura 4.11. De esta manera agrupamos y discernimos entre los cúmulos con temperaturas: alta, media alta, media baja, baja y fondo, esto se explico anteriormente en esta sección. El resultado de todo este proceso arroja

el valor numérico del *Índice termográfico de simetría* ITS_U e ITS_B , para la región superior e inferior del abdomen respectivamente, con el que es posible hacer una comparación cuantitativa de los patrones termográficos, a partir de la cual se espera identificar características que nos lleven a distinguir patrones anómalos, correspondientes a estados infecciosos, de los patrones normales, correspondientes a estados no infecciosos, que nos sirvan como referencia.

Procedimiento de análisis de la selección utilizando el software *AnalisisIR_PartPrematuro*

En esta etapa se determina cómo analizar las imágenes termográficas utilizando el software *AnalisisIR_PartPrematuro*, desarrollada para este propósito. El tipo de análisis de los datos depende, al menos, de los siguientes factores.

- Para el entrenamiento del software *AnalisisIR_PartPrematuro*, es necesario que la muestra sea lo suficientemente grande para que los resultados a la hora de la segmentación automática de imágenes, sean más certeros.
- En la imagen a procesar, el ombligo es el punto de referencia para realizar la segmentación del abdomen en cuadrantes. De modo que éste se debe visualizar claramente en la imagen.
- Requerimos que la mayor parte de la región abdominal de la paciente se visualice en la imagen, además de que el contorno de esta región esté bien delimitados para realizar la selección manual del mismo.

Para evitar el sesgo del análisis debido a dichos factores, lo que hicimos fue lo siguiente:

En el caso del entrenamiento del software, hicimos pruebas para determinar cuál era la mínima cantidad de imágenes necesarias para que el entrenamiento fuera fiable. Se obtuvo que si utilizábamos al menos la mitad de la cantidad de imágenes a procesar, los valores de ITS arrojados en el procesamiento, no tenían una discrepancia significativa en comparación a si se incrementaba la cantidad de imágenes en el entrenamiento. Las imágenes utilizadas en el entrenamiento fueron seleccionadas para una misma paciente, en una misma sesión y bajo las mismas condiciones.

Para lograr los dos últimos puntos, realizamos un pre-procesamiento a las imágenes con el software *SmatView 3.2* que ofrece el proveedor de la cámara. Este consistió en ajustar la regleta de colores, que está en correspondencia con el intervalo de temperatura de cada imagen a modo tal que las imágenes termográficas no se vieran saturadas. El intervalo de temperaturas que manejamos fue de $[26\pm 2, 38\pm 1]^{\circ}C$, ese intervalo y las incertidumbres asociadas al mismo se establecieron basándonos en la gama de colores que se visualizaba en las imágenes, de modo que la imagen no se viera saturada en color.

4.7.3. Análisis de los datos obtenidos con ambos software

El análisis que se dio a los valores de temperatura así obtenidos consistió en:

- Hacer un análisis longitudinal y otro transversal, en el que no se hiciera distinción entre las «pacientes caso» y las «pacientes control». Para este análisis se dividió la muestra de imágenes termográficas por semanas de gestación (SDG), resultando así los siguientes cinco cortes: 10-13 SDG, 16-19 SDG, 22-25 SDG, 28-31 SDG y 34-37 SDG.
- Posteriormente se hizo nuevamente ambos análisis, longitudinal y transversal, pero haciendo la distinción entre las «pacientes caso» y las «pacientes control», que en las figuras etiquetamos como «con infección» y «sin infección», respectivamente.

El análisis transversal realizado para cada uno de los cortes consistió en representar gráficamente el comportamiento de la temperatura promedio registrada por la cámara termográfica, para el caso de los datos obtenidos con el software *SmartView 3.2*, y del *Índice termográfico de simetría (ITS)* en el caso del software *AnálisisIR_PartoPrematuro*, en función de los 2.5 minutos que duró la sesión, esto con la finalidad de observar la evolución del proceso de recuperación de la temperatura tras haber inducido un contraste térmico. Este análisis se hizo para las regiones superior e inferior del abdomen.

Para el análisis longitudinal lo que se hizo fue calcular el valor promedio de la temperatura/ *ITS*, el promedio se hizo considerando todos los valores de temperatura/ *ITS* de todas las pacientes en un determinado momento de la sesión, para

después representar gráficamente este valor en función de los 2.5 minutos que duro dicha sesión.

Se realiza el mismo análisis a ambos software, con la finalidad de poder comparar éstos y de sugerir una alternativa para la validación del parámetro del *Índice termográfico de simetría (ITS)*, dicho análisis se presenta en la sección

4.8. Determinación de patrones térmicos atípicos

Los patrones termográficos que visualizamos de la región del abdomen en diferentes semanas de gestación, pueden ser lo bastante distintos para permitir una distinción razonablemente exacta, resultando una evaluación poco certera. Sin embargo existen presentaciones atípicas que siempre es necesario identificar con técnicas auxiliares.

En este estudio realizamos pruebas de contraste térmico para determinar cuál de las morfologías presentes en las imágenes termográficas correspondían a una reacción inflamatoria local procedente del espacio intrauterino, ya que según los criterios exclusión del estudio el cohorte de pacientes seleccionadas no presentaban infecciones sistémicas. Así pues, al enfriar el abdomen (contraste térmico) las morfologías térmicas reveladas durante el periodo de recuperación de la temperatura basal, muestran la dinámica de perfusión sanguínea debida a los órganos internos.

El criterio de identificación de patrones atípicos se hace en base al conocimiento referido a la expresión de la respuesta inflamatoria local procedente de la placenta, causando un incremento de temperatura local que es posible visualizar en la pared abdominal de la mujer embarazada, con la tecnología de infrarrojo, ya que el grosor de ésta es de unos cuantos milímetros, hasta 4mm según el Dr. Felipe Vadillo Ortega, siendo la disipación de calor predominantemente hacia el ambiente exterior.

Un patrón atípico se define como aquel en el que existen anomalías microvasculares en la región analizada, reflejándose como asimetrías de una imagen termográfica a otra de un mismo paciente, además de presentar valores de temperatura mayores a los medidos en un patrón normal correspondiente a un sujeto sano.

Bajo estas consideraciones, podemos determinar que los patrones atípicos corresponden a morfologías que tras haber sido reveladas en el proceso de contraste

térmico, asistido por equipo infrarrojo, se recuperan de manera no uniforme con respecto al entorno que las rodea.

La metodología y consideraciones expuestas en este capítulo se utilizaron para llevar a cabo el estudio de patrones de emisión de radiación en mujeres embarazadas.

Capítulo 5

Resultados y discusión

En este capítulo se expone un panorama conceptual sobre los resultados obtenidos mediante el análisis de datos, así como la discusión de los mismos.

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

En la la figura 5.1, se muestran los valores de temperatura medidos con la cámara termográfica FLIR modelo A320 y el termopar de superficie dela marca ALDRICH.

Lo que observamos es que conforme incrementa la temperatura de la superficie de la parrilla la discrepancia entre los valores de temperatura superficial medida con ambos aparatos es mayor. Sin embargo el comportamiento de la temperatura en ambas mediciones es aproximadamente lineal y monótonicamente creciente, lo que indica que efectivamente la cámara termográfica y el termopar de superficie detectan el incremento de la temperatura que se induce en la superficie de la parrilla. De modo, que los valores de temperatura recabados en este estudio, nos dan información de la temperatura de emisión superficial de la pared abdominal de las mujeres embarazadas, que en el caso de haber presentado infección en alguna de las sesiones, debería reflejarse dicha infección en el análisis de los datos; ya que según la información dada por el Dr. Felipe Vadillo Ortega, la distancia entre las membranas que sufren el

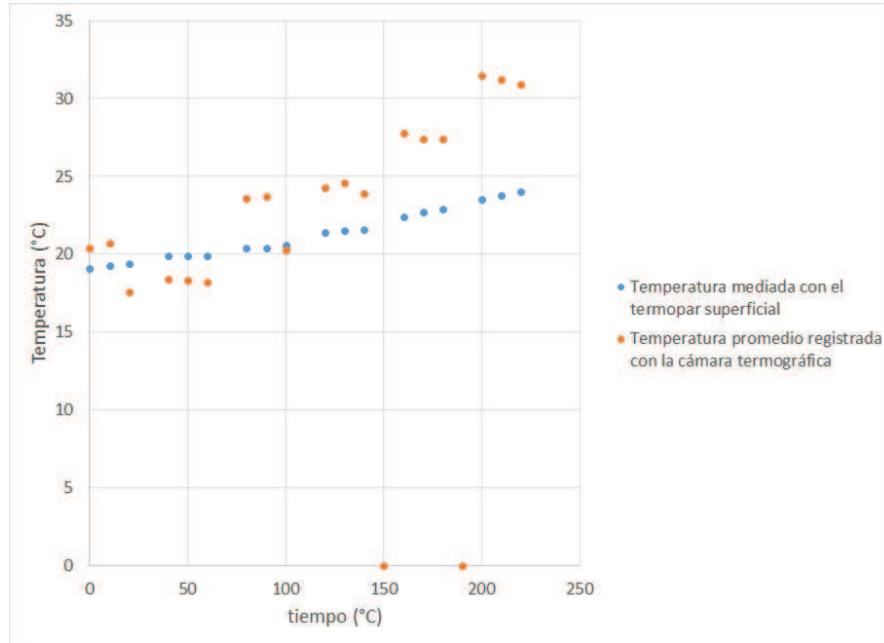


Figura 5.1: Comparación de los valores de temperatura medida en la superficie de la parrilla eléctrica marca CORING con la cámara termográfica y el termopar de superficie.

proceso inflamatorio y la pared abdominal, es de hasta 4 mm, por consiguiente el calor generado por dicho proceso es posible medirlo con las cámaras termográficas que recorre una profundidad de 5 mm [48], en la región de la dermis.

Cabe mencionar que los valores de temperatura que se reportan en este trabajo, no incluyen correcciones por calibración, lo cual, si observamos la gráfica de la figura 5.1 será necesario realizar para que los resultados obtenidos en los análisis de las secciones 5.5 y 5.5.2, sean validados.

El experimento que se llevo a cabo, ver sección , para la obtención de la gráfica de la figura 5.1 es una prueba preliminar que hay que mejorar para realizar una calibración fiable que nos permita validar los resultados obtenidos con la cámara termográfica.

5.2. Operación del protocolo

Dentro de la clínica del HMII-SSDF se montó una unidad de adquisición de imágenes termográficas, adaptándola al espacio y condiciones del lugar para que cubriera los requerimientos propios del estudio. Esto último implicó definir la distancia apropiada paciente-cámara y la posición que debía guardar la paciente durante la adquisición de imágenes. Así mismo se estandarizó el rango de escala de temperaturas en la cámara termográfica. Con todo ello se logró que cada imagen de cada paciente presentara características técnicas suficientes para establecer un análisis comparativo, cualitativo y cuantitativo. Para obtener imágenes de buena calidad que fueran útiles para el análisis y procesamiento de éstas, fue importante que la región de interés quedara completamente contenida en la imagen y que estuviera centrada respecto del campo de la imagen. Se incluyó el protocolo de estandarización de adquisición de imágenes, lo que permitió establecer propiedades de emisión térmica en las «pacientes control» y las «pacientes caso»; en la sección 4.6.1 se definen estas denominaciones y el porqué de ellas. Con este protocolo se realizó de manera sistemática y masiva la adquisición de imágenes a 87 pacientes distintos, de las cuales se realizaron tomas recurrentes de hasta cuatro sesiones a 34 pacientes; donde se incluyen pacientes con presencia y ausencia de infección. Desde enero y hasta finales de diciembre, ambos del 2012, se realizaron sesiones de tres días por semana a fin de dar seguimiento a las pacientes en sesiones recurrentes y completar la muestra de acuerdo al protocolo establecido. El total de imágenes por sesión de cada pacientes es de, al menos, 25 imágenes. Paralelamente a este seguimiento, a cada paciente de esta muestra se le dio seguimiento clínico, además de estudios de química sanguínea y cultivo microbiológico de exudado vaginal.

5.3. Selección de imágenes termográficas

Una vez concluidas las etapas de adquisición de imágenes se procedió a seleccionar aquellas pacientes que asistieron al menos a cuatro sesiones, reduciéndose así la cohorte de estudio a 41 pacientes de un total de 87 pacientes que participaron en el estudio. Posteriormente fueron clasificadas considerando para ello la edad gestacional en la que fueron reclutadas para el estudio y la semana de gestación en la que fueron

adquiridas las imágenes. Además se consideró la calidad de las imágenes, ya que dadas las condiciones y dificultades del estudio, no siempre fue posible satisfacer los requerimientos básicos del protocolo.

A continuación enunciamos algunas de las dificultades a las que nos enfrentamos durante la realización del estudio:

- Debido a que el estudio requiere que la persona se quede en reposo durante la adquisición de la secuencia de imágenes, esto resultó incómodo para las pacientes, ya que en su estado, mantener una misma postura durante un cierto tiempo es molesto, razón por la que era necesario suspender la secuencia para que las pacientes tomaran un descanso antes de continuar.
- Por la misma razón, algunas de las imágenes obtenidas de una misma paciente en una misma sesión no fueron comparables entre si porque durante la sesión se movían, por no contar con el equipo necesario para brindarles una postura confortable que evitara esta situación. Las imágenes que fueron tomadas bajo esta circunstancia se descartaron del estudio.
- El tiempo disponible para el estudio estaba en función del ritmo y demanda de la consulta, que se llevaba a cabo de manera simultánea.
- El seguimiento de las pacientes no fue de manera consecutiva cada mes, dado que en ocasiones éstas no asistían a su consulta, de modo que esto también redujo la muestra de pacientes analizadas, ya que aquellas a las que se dejó de realizar el estudio por más de tres meses fueron descartadas.
- El espacio del que se dispuso para el estudio era compartido, de modo que no se tuvieron las condiciones de aislamiento suficiente para controlar todos los parámetros del entorno.

Tras seleccionar las imágenes útiles, elegimos 7 de las 41 pacientes, que fueran representativas para exponer su análisis en este trabajo. Dichas pacientes aparecen en el siguiente cuadro 5.1, donde indicamos la semana de gestación en la que se realizaron las adquisiciones de imágenes termográficas.

Paciente	Semana de gestación SDG				
	1ra_sesión	2de_sesión	3ra_sesión	4ta_sesión	5ta_sesión
1	17 SDG	21 SDG	25 SDG	29 SDG	36 SDG
2	15 SDG + 4 días	19 SDG + 4 días	27 SDG + 4 días	31SDG + 4 días	37 SDG + 4 días
3	12 SDG + 3 días	20 SDG + 3 días	24 SDG + 3 días	28 SDG + 3 días	32 SDG + 3 días
4	20 SDG + 4 días	24 SDG + 4 días	28 SDG + 4 días	32 SDG + 4 días	-
5	-	15 SDG + 6 días	23 SDG + 6 días	31 SDG + 6 días	35 SDG + 6 días
6	18 SDG + 6 días	22 SDG + 6 días	26 SDG + 6 días	30 SDG + 6 días	-
7	15 SDG + 1 día	23 SDG + 3 días	27 SDG + 3 días	31 SDG + 3 días	-

Cuadro 5.1: Selección de pacientes para el análisis termográfico. Se indica la semana de gestación (SDG) en la que se encontraba al momento de la sesión termográfica.

En esta muestra se incluyen paciente que termográficamente presentan anomalías en su patrón de temperaturas, así como caso control, posteriormente en el cuadro 5.2 se indica esta distinción.

5.4. Resultados clínicos

Los resultados clínicos de las pacientes analizadas se resumen en el cuadro 5.2. Cabe mencionar que estos resultados e interpretación de los mismos fueron proporcionados por el Dr. Felipe Vadillo Ortega y su grupo de colaboración.

Las columnas de dicha tabla corresponden a:

- Columna Paciente: Indica la identificación asignada a cada paciente.
- Columna sesión: Indica la toma de muestra clínica y la adquisición de la secuencias de imágenes termográficas.
- Columna Valoración Clínica: Indica que de acuerdo a la sintomatología y exploración clínica la paciente tenía (1) o no (2) datos de infección.
- Columna Estudio Microbiológico: Refiere al resultado del estudio de cultivo de secreciones cervicovaginales. Si se identificó algún microorganismo patógeno, se consideró presencia de infección o ausencia.

Todas las pacientes incluidas en el cuadro tuvieron embarazo de término con la placenta localizada en la región superior del útero.

Paciente	Sesión	Valoración Clínica	Estudio Microbiológico
1	1ra.	sin infección	sin infección
	2da.	con infección	sin infección
	3ra.	sin infección	sin infección
	4ta.	sin infección	con infección
	5ta.	sin infección	con infección
2	1ra.	sin infección	sin infección
	2da.	con infección	sin infección
	3ra.	sin infección	con infección
	4ta.	con infección	sin infección
	5ta.	sin infección	sin infección
3	1ra.	sin infección	con infección
	2da.	sin infección	con infección
	3ra.	con infección	con infección
	4ta.	sin infección	sin infección
	5ta.	sin infección	sin infección
4	1ra.	sin infección	sin infección
	2da.	sin infección	con infección
	3ra.	sin infección	con infección
	4ta.	sin infección	sin infección
5	1ra.	sin infección	con infección
	2da.	sin infección	con infección
	3ra.	sin infección	con infección
	4ta.	sin infección	sin infección
6	1ra.	sin infección	sin infección
	2da.	sin infección	sin infección
	3ra.	sin infección	sin infección
	4ta.	sin infección	sin infección
7	1ra.	sin infección	con infección
	2da.	sin infección	con infección
	3ra.	sin infección	sin infección
	4ta.	sin infección	sin infección

Cuadro 5.2: Resultados clínicos y microbiológicos en los que se muestra si la paciente tuvo o no infección, además de la sesión en la que la presento.

A continuación se realiza el análisis de los datos recabados durante el estudio con la cámara termográfica, utilizando para ello los software: *AnalisisIR_PartoPrematuro* y *SmartView 3.2*. Para el análisis de ambos casos, se hace la distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron infecciones y las sesiones en las que no presentaron infección las pacientes, dicha distinción está en correspondencia con los resultados del estudio microbiológico, ver el cuadro 5.2, proporcionados por el grupo del Dr. Felipe Vadillo Ortega.

5.5. Resultados de las imágenes termográficas utilizando el software

AnalisisIR_PartoPrematuro

Los resultados obtenidos a partir de los valores obtenidos para el *Índice termográfico de simetría (ITS)*, corresponden al cúmulo de temperaturas altas, que anteriormente en la sección definimos.

5.5.1. Análisis cualitativo de las imágenes termográficas

El análisis de imágenes termográficas consistió en el procesamiento de 372 imágenes correspondientes a las siete pacientes seleccionadas.

De cada sesión se tomaron doce imágenes, las cuales fueron tomadas en el intervalo de los 0 a los 2.5 minutos de los 5 minutos totales de la adquisición de imágenes. Esto con la finalidad de tener la misma cantidad de imágenes analizadas de cada paciente, ya que en algunos casos no fue posible concluir la secuencia de los 5 minutos de adquisición de imágenes, debido a las dificultades técnicas del estudio, antes mencionadas. Por consiguiente, de cada paciente se analizaron doce imágenes por sesión, de las cuales seis de ellas se utilizaron para el entrenamiento del software *AnalisisIR_PartoPrematuro*. Los valores obtenidos del análisis y procesamiento de imágenes para el ITS_U e ITS_B , ambos parámetros se explican en la sección 5.5, correspondientes a los *Índice termográfico de simetría superior e inferior* respectivamente, los representamos en las figuras 5.2 y 5.3 para las pacientes 6 y 7, que tomamos como ejemplo para representar el comportamiento genérico de la muestra de pacientes.

En las gráficas de las figuras 5.2 y 5.3, se observan dos gráficas denominadas (a) y (b), donde la primera corresponde a la región superior y la segunda a la región inferior del abdomen. Los parámetros que estamos representando en cada uno de los ejes de estas gráficas, corresponden a: «x» la semana de gestación en la que se encontraba la paciente cuando se le realizó el estudio termográfico (crece de derecha a izquierda), «y» los 2.5 minutos que duro la adquisición de imágenes termográficas, donde cada 15 segundos se obtuvo una imagen, y finalmente en el eje «z» se representan los valores

del Índice termográfico de simetría (*ITS*), para la región superior (a) e inferior (b).

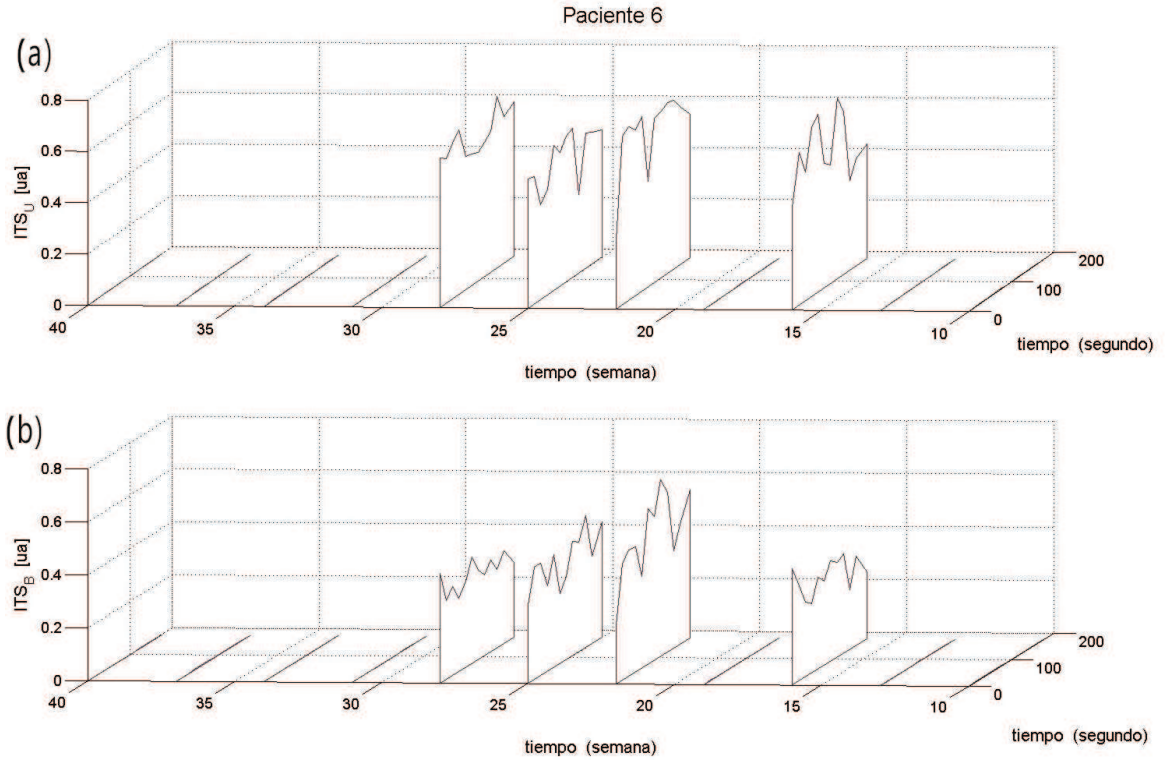


Figura 5.2: Comportamiento del Índice termográfico de simetría (*ITS*) (eje «z»), visto durante los 2.5 minutos (eje «y») que duro la sesión del estudio termográfico, para cada una de las sesiones (eje «x») que se vio a la paciente 6. Donde la gráfica (a) corresponde a la región superior del abdomen, mientras que la (b) a la región inferior del mismo.

En las figuras 5.2 y 5.3, observamos el comportamiento del Índice termográfico de simetría (*ITS*), este parámetro se definió en la sección 5.5, para las paciente 6 y 7 en las regiones: (a) región superior, formada por los sectores superior izquierdo UL y superior derecho UR, y (b) región inferior, formada por los sectores inferior izquierdo BL e inferior derecho BR. Dicho comportamiento muestra la evolución temporal por sesión en segundos y el seguimiento de ésta por semanas. Las imágenes utilizadas para el cálculo del *ITS* fueron: la primera sin contraste térmico y las subsecuentes con contraste térmico. En este segundo grupo de imágenes se observa la recuperación de la región abdominal tras haber inducido el contraste térmico.

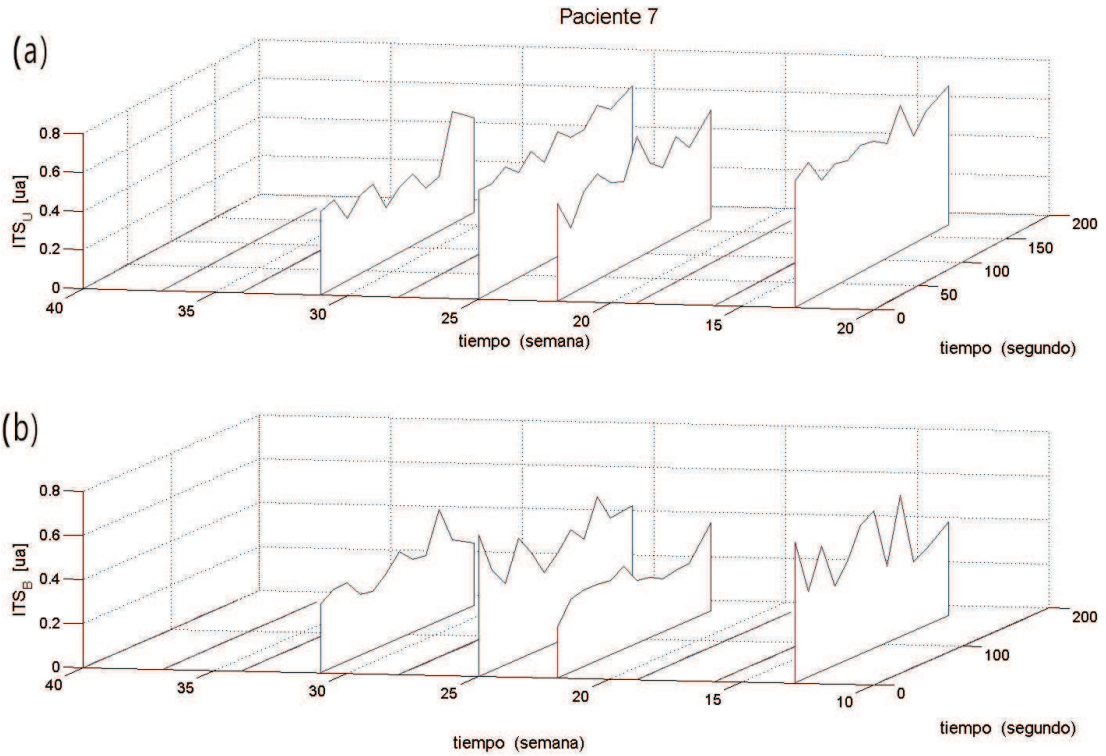
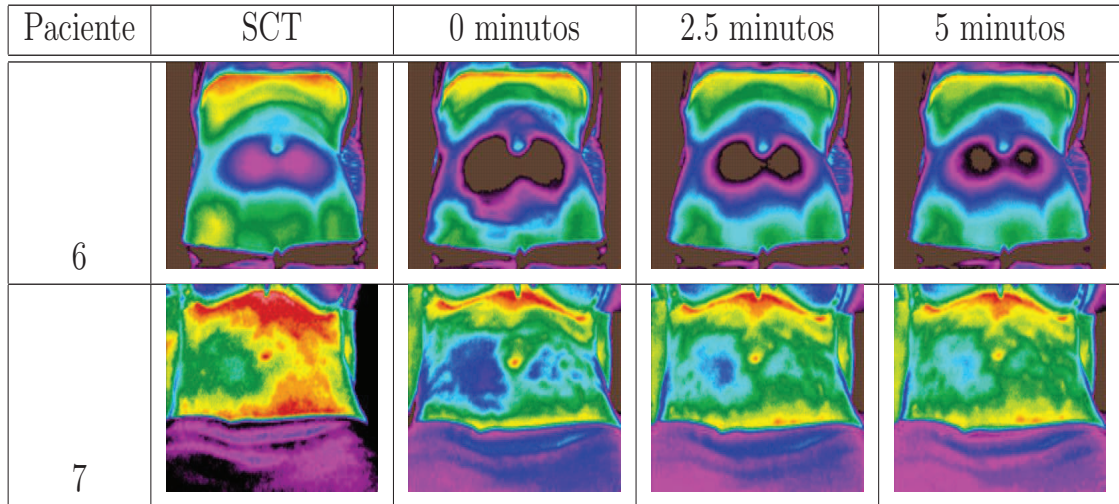


Figura 5.3: Comportamiento del Índice termográfico de simetría (ITS) (eje «z»), visto durante los 2.5 minutos (eje «y») que duro la sesión del estudio termográfico, para cada una de las sesiones (eje «x») que se vio a la paciente 7. Donde la gráfica (a) corresponde a la región superior del abdomen, mientras que la (b) a la región inferior del mismo.

La razón por la que se escogieron estas dos pacientes para representar el comportamiento del ITS en el tiempo, es por que en el estudio termográfico las imágenes correspondientes a la primera sesión en ambos casos es notorio un patrón atípico, en el caso de la paciente 7 y uno razonablemente simétrico y uniforme en el caso de la paciente 6. A continuación en la figura 5.3 mostramos una secuencia de imágenes termográficas correspondiente a cada caso mencionado.

Al analizar cualitativamente los datos de ITS correspondientes a la primera sesión en la paciente 6 y 7, observamos para la región superior, ver gráficas (a), que el comportamiento de dichos datos para la paciente 7 parecen ser creciente la mayor

parte del tiempo, mientras que para la paciente 6 este comportamiento no se aprecia, ya que los datos fluctúan más. Además notamos que el valor global del *ITS* es mayor para los valores de los datos correspondientes a la paciente 7.



Cuadro 5.3: La secuencias de imágenes termográficas mostrada en la parte superior de la figura corresponde a la paciente 6, mientras que la segunda secuencia mostrada en la parte inferior de la figura corresponde a la paciente 7. Ambas secuencias corresponden a la primera sesión en la que comenzamos el estudio de termografía con dichas pacientes. Los tiempos de la sesión que se muestran en las secuencias son (de izquierda a derecha): antes de haber humedeciendo el abdomen («SCT»-sin contraste térmico); la primera imagen adquirida después de haber inducido el contraste térmico («0.0 min»); la imagen termográfica adquirida a la mitad de la secuencia («1.25 min»), y finalmente la imagen correspondiente al final de la sesión termográfica («2.5 min»).

Por otro lado, al realizar un análisis similar a la región inferior, ver gráficas (b), observamos que los datos de *ITS* para la paciente 7 fluctúan más, comparados con los datos de la paciente 6; también notamos un comportamiento creciente del parámetro *ITS*, para la paciente 6, a excepción de los últimos 50 segundos. El valor global de *ITS* es mayor para la paciente 7.

El análisis antes mencionado se realizó con todas las pacientes, estas gráficas no se

muestran porque para ilustrar el comportamiento del *ITS* las gráficas aquí mostradas son una muestra de ello. A partir del análisis cualitativo del *Índice termográfico de simetría (ITS)*, nos damos cuenta que aún hace falta considerar variables de este parámetro, que sean útiles para realizar de manera cuantitativa una distinción entre «pacientes caso» y «pacientes control», partiendo de la simetría en los patrones térmico correspondientes a ambos casos.

5.5.2. Análisis cuantitativo, sin hacer distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.

Análisis longitudinal

La figura 5.4 muestra cómo se comportan los valores de *ITS* durante los 2.5 minutos que dura la sesión, para la región superior e inferior del abdomen. En esta figura notamos que la tendencia de los datos correspondientes a la región superior del abdomen es monóticamente creciente. Mientras que, en para la región inferior el comportamiento parece ser monóticamente decreciente. Esto parece indicar que la simetría es mayor en los cuadrantes superiores del abdomen, aumentado conforme este último se recupera del contraste térmico inducido, ocurriendo lo opuesto para los cuadrantes inferiores del abdomen.

Es importante mencionar, que dicha distinción no es definitiva, ya que estadísticamente no es significativa. Utilizando como primera aproximación un modelo lineal para modelar el comportamiento de ambos casos, obtenemos que los coeficientes de correlación son: 0.750 y 0.362, para la región superior e inferior del abdomen, respectivamente. Esto sugiere que la región superior presenta mayor correlación lineal de la que presenta la región inferior.

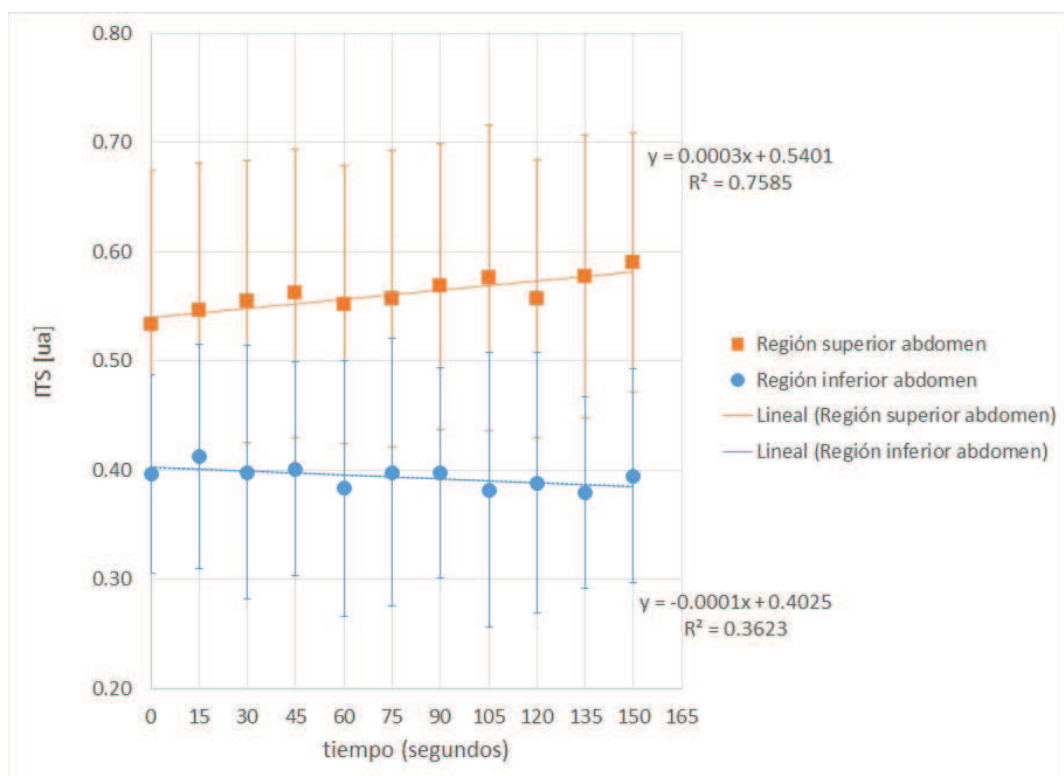


Figura 5.4: Evolución del *ITS*, visto para las regiones superior e inferior del abdomen durante la recuperación de la temperatura de éste.

Análisis transversal

En las figuras 5.5 y 5.6 observamos el comportamiento del *ITS* durante los 2.5 minutos que duro la sesión, esto lo representamos para los cinco cortes de las semanas de gestación.

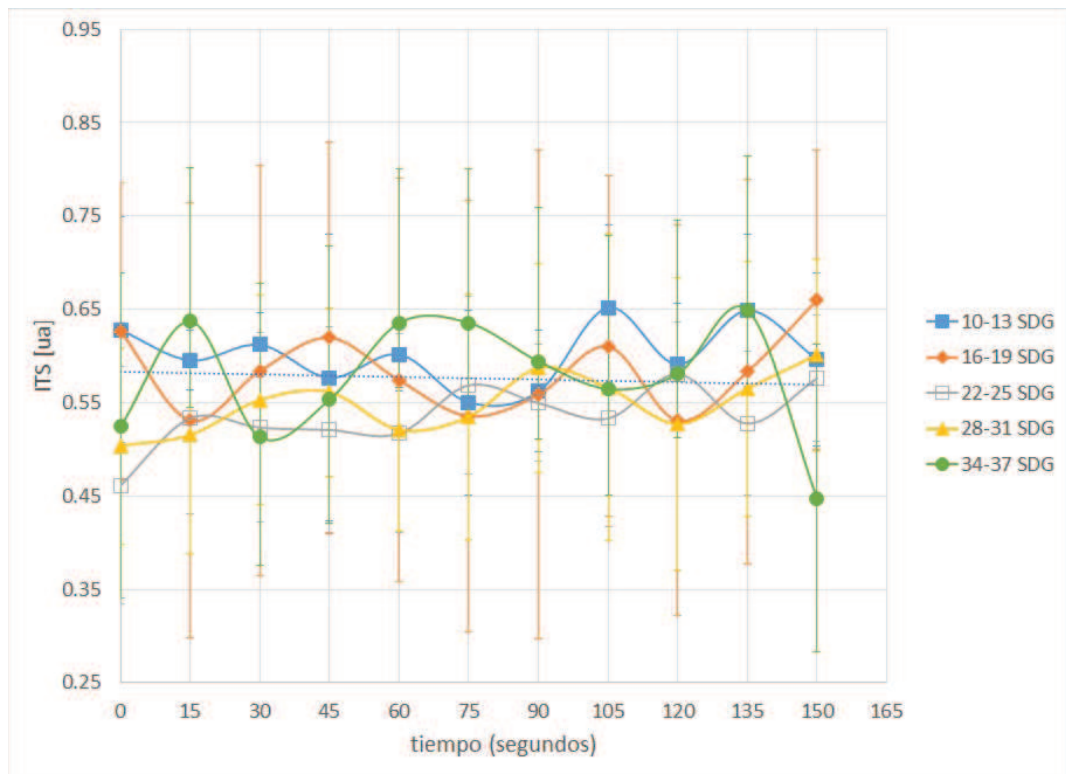


Figura 5.5: Comportamiento de los valores de ITS para la región superior del abdomen, conforme pasan los 2.5 minutos de la sesión. Lo anterior se muestra para los cinco cortes: 10-13 SDG, 16-19 SDG, 22-25 SDG, 28-31 SDG y 34-37 SDG.

El comportamiento de los datos y sus incertidumbres en las figuras 5.5 y 5.6, no indica de manera inmediata una tendencia, los datos de los cinco cortes: 10-13 SDG, 16-19 SDG, 22-25 SDG, 28-31 SDG y 34-37 SDG; fluctúan en los intervalos mostrados en la 5.4.

De los valores mostrados en el cuadro 5.4, notamos que los valores de *ITS* para la región superior están por arriba de la región inferior, por una diferencia que no es estadísticamente significativa.

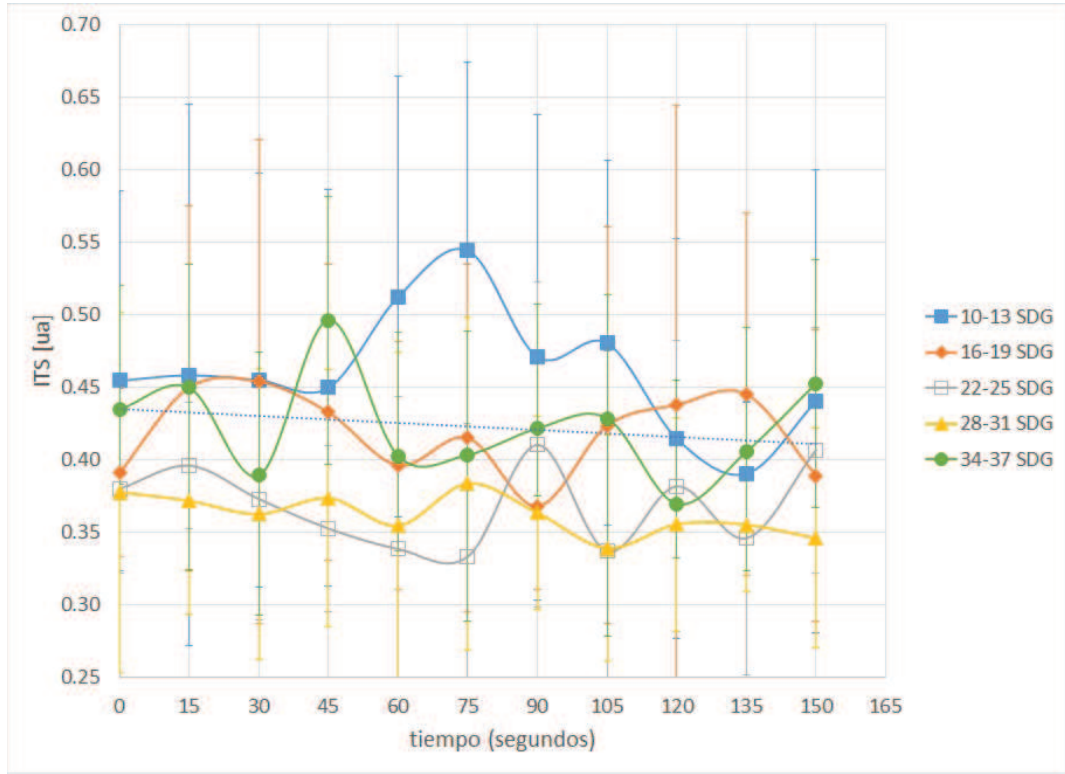


Figura 5.6: Comportamiento de los valores de ITS para la región inferior del abdomen, conforme pasan los 2.5 minutos de la sesión. Lo anterior se muestra para los cinco cortes: 10-13 SDG, 16-19 SDG, 22-25 SDG, 28-31 SDG y 34-37 SDG.

Región abdominal	Intervalo de ITS [ua]
superior	$[0,55 \pm 0,10, 0,65 \pm 0,09]$
inferior	$[0,39 \pm 0,05, 0,54 \pm 0,13]$

Cuadro 5.4: Intervalos en los que fluctúan los datos de ITS para la región superior e inferior del abdomen.

5.5.3. Análisis cuantitativo, haciendo distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.

Análisis longitudinal

En las figuras 5.7 y 5.8 se observa el comportamiento del parámetro ITS en función del tiempo.

Los datos (y sus incertidumbres) con y sin infección se traslapan, no pudiendo hacer una clara distinción entre ellas, al ajustar una recta a los datos en cada uno de los casos, obtenemos que los índices de correlación son (0.3388 ± 0.1828) para las sesiones de las pacientes con infección y (0.1001 ± 0.0475) para las sesiones sin infección, respectivamente; esto indica que el comportamiento de los datos no es lineal.

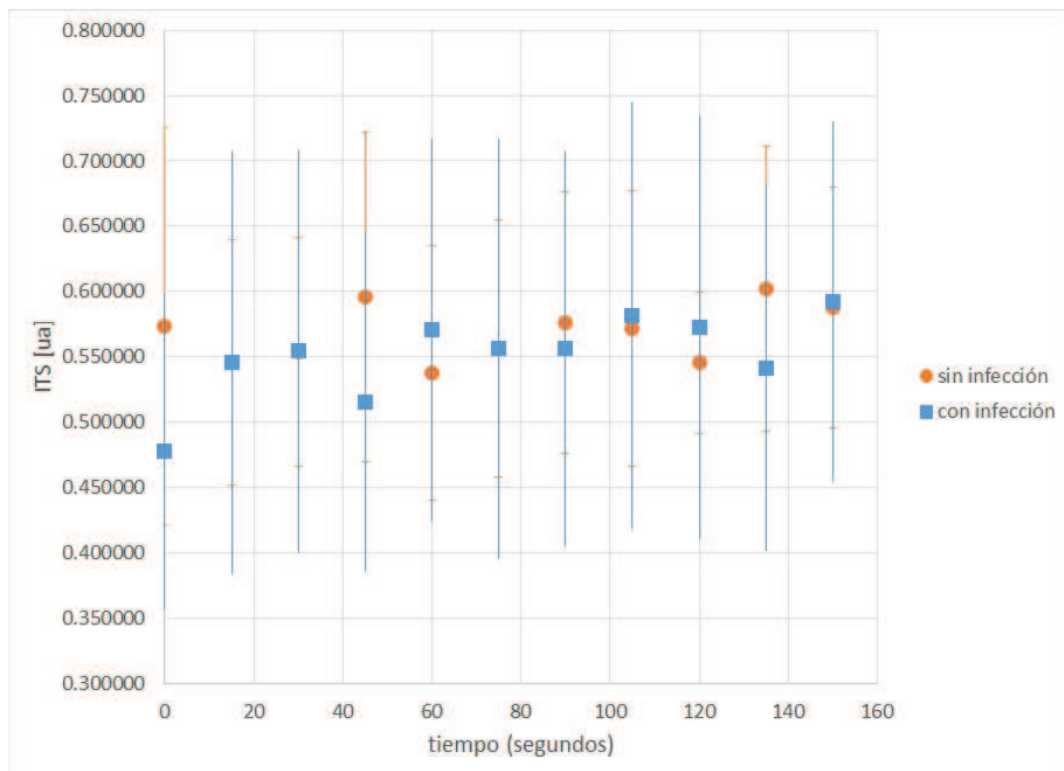


Figura 5.7: Evolución del parámetro *ITS* en la región abdominal superior, tras haber realizado contraste térmico en ésta, haciendo distinción entre las «pacientes caso» y las «pacientes control».

Además, observamos que los intervalos de ITS, entre los cuales varían las curvas de con infección y sin infección, considerando las barras de error correspondientes a las desviaciones estándar de los datos, corresponden a valores de baja simetría, según la definición del parámetro ITS, para el caso de la región inferior, mientras que para la región superior parece haber más simetría, si consideramos los intervalos de ITS de los datos con sus respectivas barras de error.

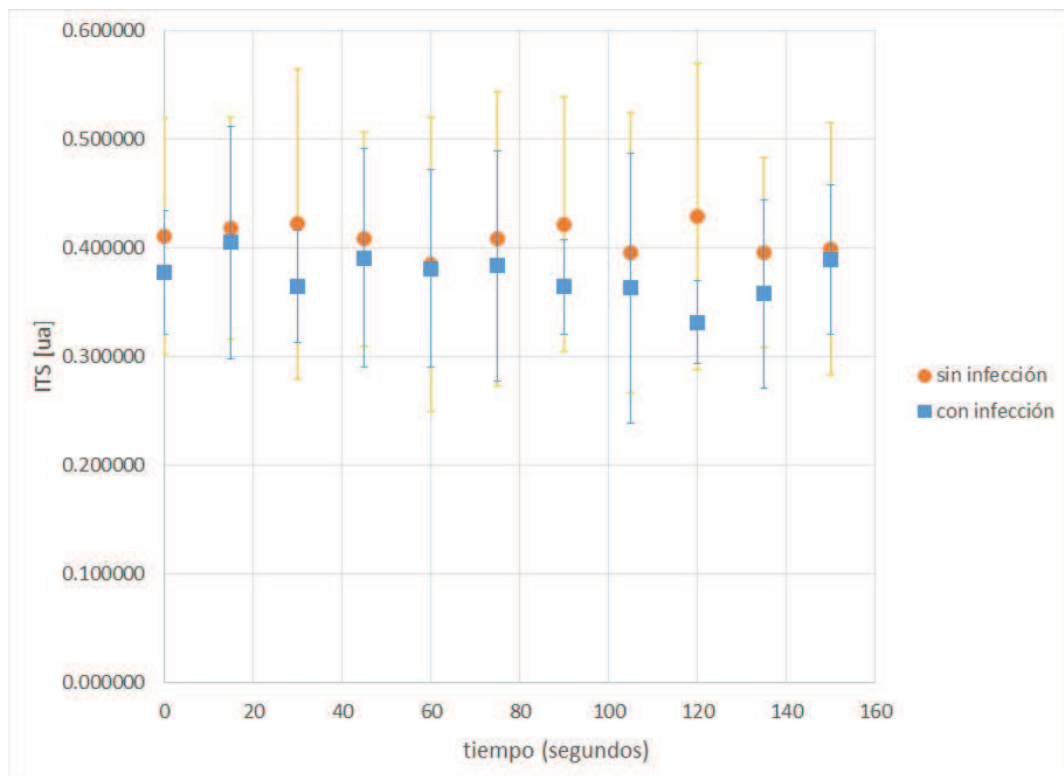


Figura 5.8: Evolución del parámetro *ITS* en la región abdominal superior, tras haber realizado contraste térmico en ésta, haciendo distinción entre las «pacientes caso» y las «pacientes control».

Un resultado preliminar, que aún falta trabajar y analizar con mayor detalle son los valores de simetría para las regiones superior e inferior, que parecen ser mayores para la región superior.

Análisis transversal

A continuación mostramos el comportamiento del parámetro *ITS*, al hacer la distinción entre las: «pacientes control» y las «pacientes caso».

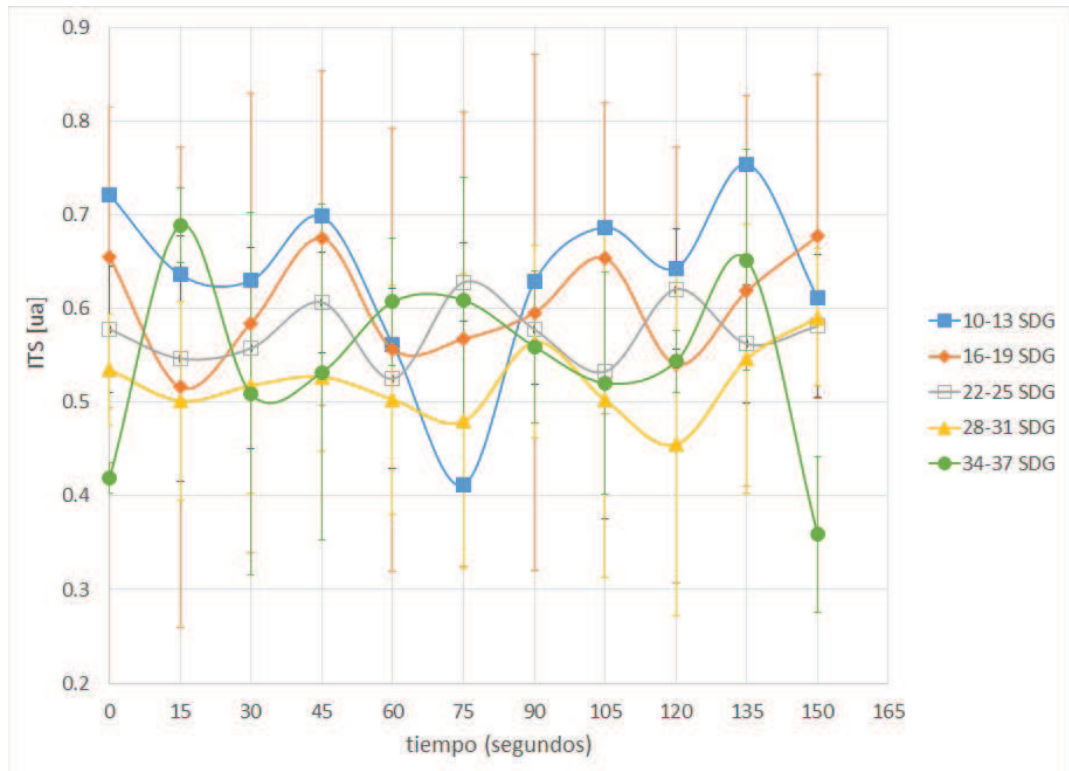


Figura 5.9: Evolución del parámetro *ITS* durante los 2.5 minutos, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región superior del abdomen para las «pacientes control».

A partir de lo que se muestra en las figuras 5.9 y 5.10, no es claro distinguir el comportamiento que tienen cada uno de los cinco cortes, ya que la dispersión de los datos es predominante en su comportamiento. De manera análoga en la figura 5.11 y 5.12, se muestra el comportamiento del parámetro *ITS*, para los cinco cortes, pero ahora para la región inferior del abdomen. Una vez más, no es fácil distinguir una tendencia en el comportamiento del parámetro *ITS* para los cortes. Sin embargo, notamos que en la figura 5.11 el corte correspondiente a las semanas de gestación 10-13, se separa notablemente del resto, sin ocurrir así en la figura.

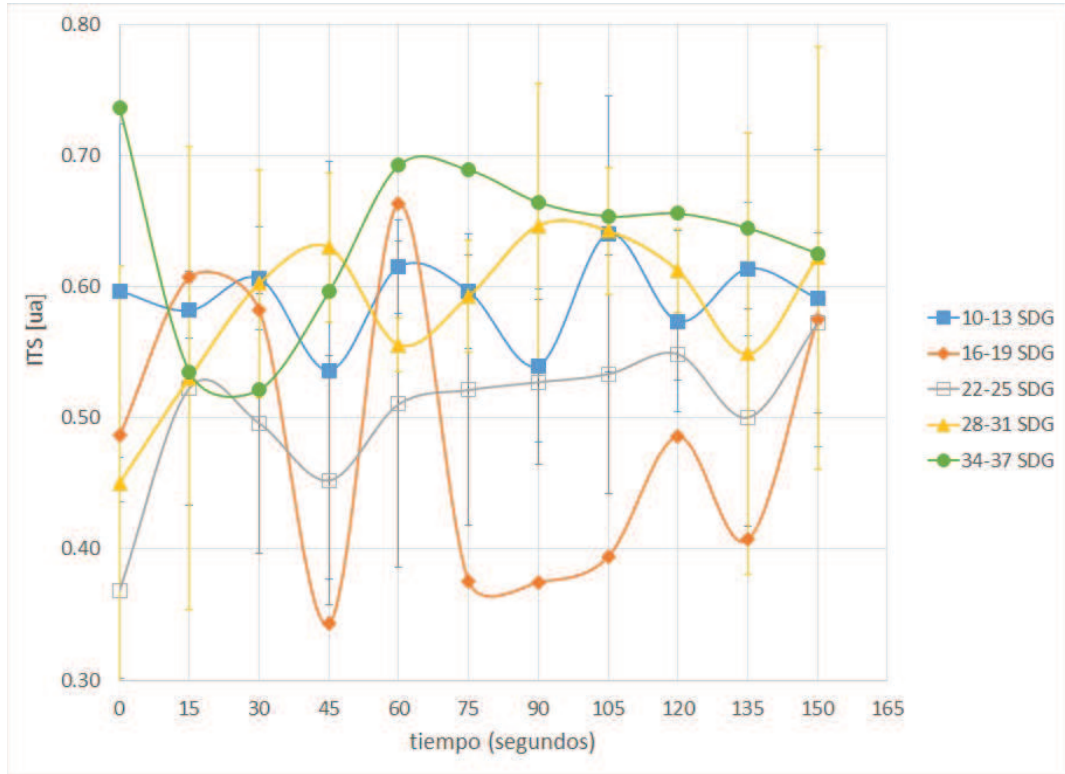


Figura 5.10: Evolución del parámetro ITS durante los 2.5 minutos, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región superior del abdomen para las «pacientes caso».

Además, notamos que el intervalo de ITS en el que fluctúan los cortes correspondientes a las «pacientes control» es mayor que el de las «pacientes caso», sugiriendo que se observa mayor simetría en las pacientes que no presentan estados infecciosos. 5.12.

De manera, que esta herramienta no parece arrojar suficientes parámetros cuantitativos, que nos permitan distinguir entre casos infecciosos, de no infecciosos. Hacemos notar que los valores de las desviaciones estándar que se reportan en los gráficos 5.3., corresponden a la desviación estándar promedio de los valores de ITS .

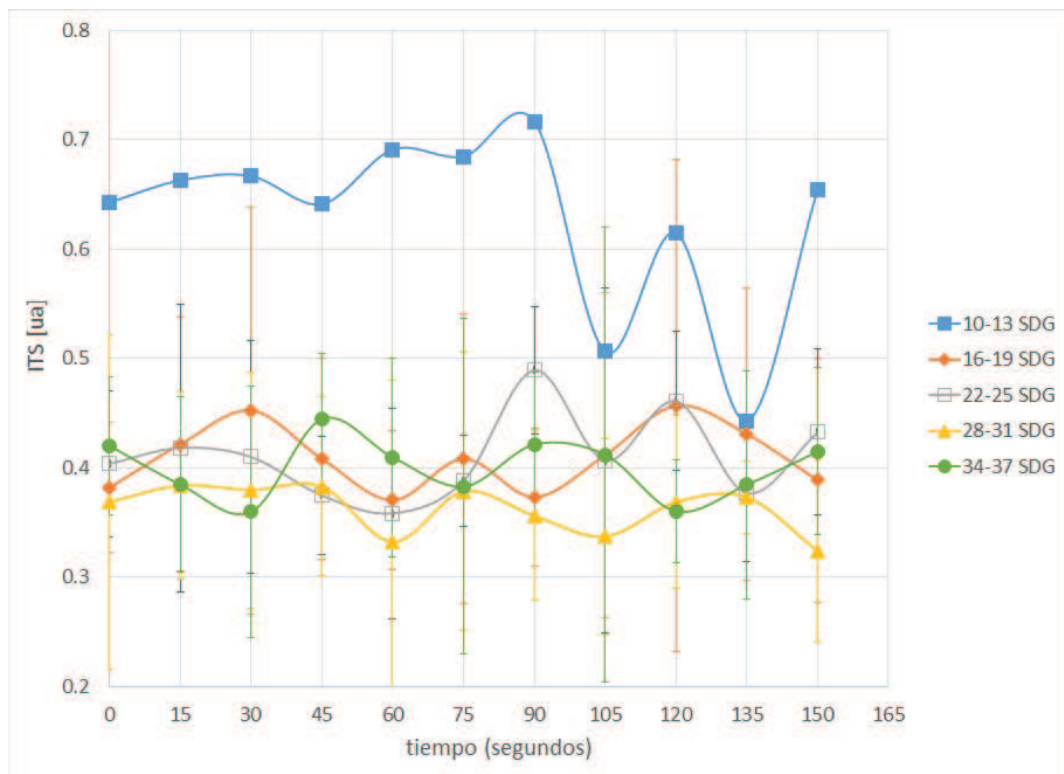


Figura 5.11: Evolución del parámetro ITS durante los 2.5 minutos, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región inferior del abdomen para las «pacientes control».

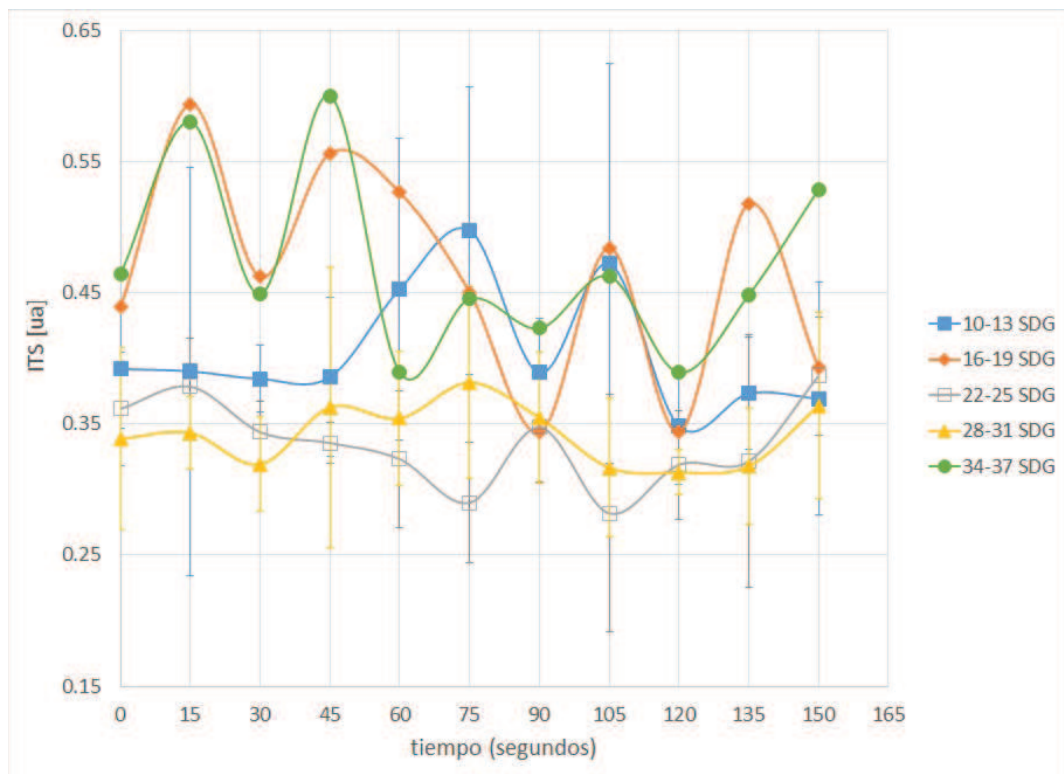


Figura 5.12: Evolución del parámetro *ITS* durante los 2.5 minutos, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región inferior del abdomen para las «pacientes caso».

5.6. Resultados de las imágenes termográficas utilizando el software *SmartView 3.2*

5.6.1. Análisis cualitativo de las imágenes termográficas

De las imágenes termográficas mostradas en la figura 5.3, visualmente es posible distinguir diferencias entre los patrones térmicos correspondientes a la paciente 6 y 7, que clasificaríamos como un patrón normal y un patrón atípico, respectivamente. Basándonos en que las temperaturas que exhiben los cuadrantes superior (UR) e inferior (BR) derecho no se parecen a su contraparte izquierda. Lo anterior hablando en términos de temperatura de emisión, que es lo que en estas imágenes se observa como colores.

Por otro lado, en el patrón térmico correspondiente a la paciente 6, es claro ver que existe una simetría sagital en el abdomen, siendo ésta no solo clara en las morfologías de los patrones térmicos, sino también en las temperaturas de éstas.

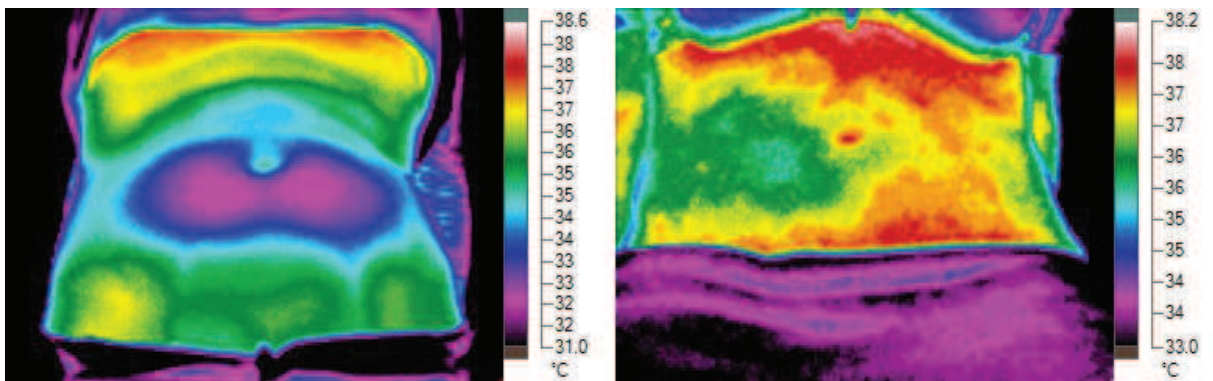


Figura 5.13: De izquierda a derecha, se muestran las imágenes termográficas de las pacientes 6 y 7, con su respectiva paleta de colores que indica el valor de temperatura asociado.

El intervalo de temperatura correspondiente a cada una de las pacientes se muestra en la figura 5.13, notamos que los intervalos de temperatura son similares para ambas imágenes.

Es importante mencionar, que las imágenes aquí mostradas son patrones térmico particulares, que no siempre fue posible encontrar o distinguir en las demás pacientes, sin embargo muestran que hay características propias de la imagen que sería

interesante analizar con mayor detalle para cuantificar las diferencias, de modo que el análisis sea objetivo y no solo subjetivo.

5.6.2. Análisis cuantitativo, sin hacer distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.

Análisis longitudinal

La figura 5.14 muestra cómo se comportan los valores de temperatura superficial del abdomen durante el proceso de recuperación de la temperatura.

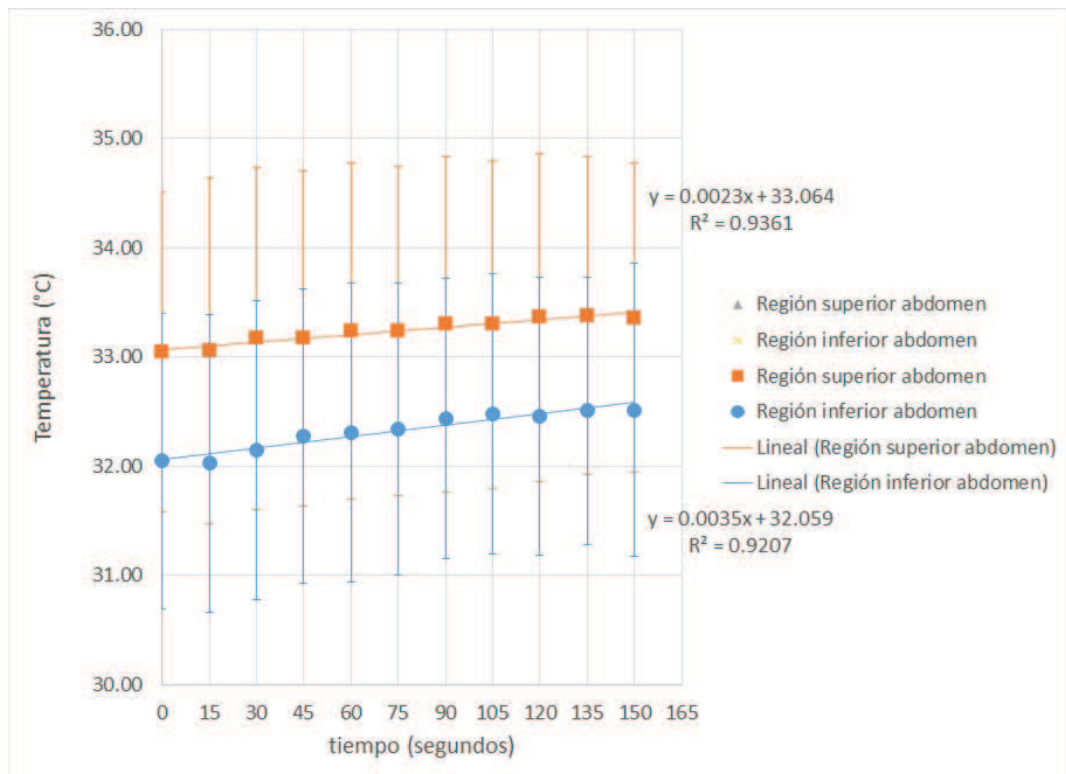


Figura 5.14: Evolución de la temperatura de emisión, visto para las regiones superior e inferior del abdomen durante la recuperación de la temperatura de éste.

Para ambas regiones del abdomen, superior e inferior, lo que observamos es un comportamiento monótonicamente creciente. Al usar como primera aproximación un ajuste lineal a los datos, resultan los siguientes valores para el coeficiente de corre-

lación lineal, 0.936 y 0.921, para la región superior e inferior, respectivamente; esto indica que el considerar el comportamiento de ambos casos como lineal es aceptable. Por otro lado, notamos que al fijarnos en los datos y sus incertidumbre asociadas, no existe una diferencia estadísticamente significativa que nos permita distinguirlos como región superior e inferior.

Análisis transversal

En las figuras 5.15 y 5.16 observamos el comportamiento de la temperatura de emisión del abdomen durante los 2.5 minutos que duro la sesión, esto lo representamos para los cinco cortes de las semanas de gestación.

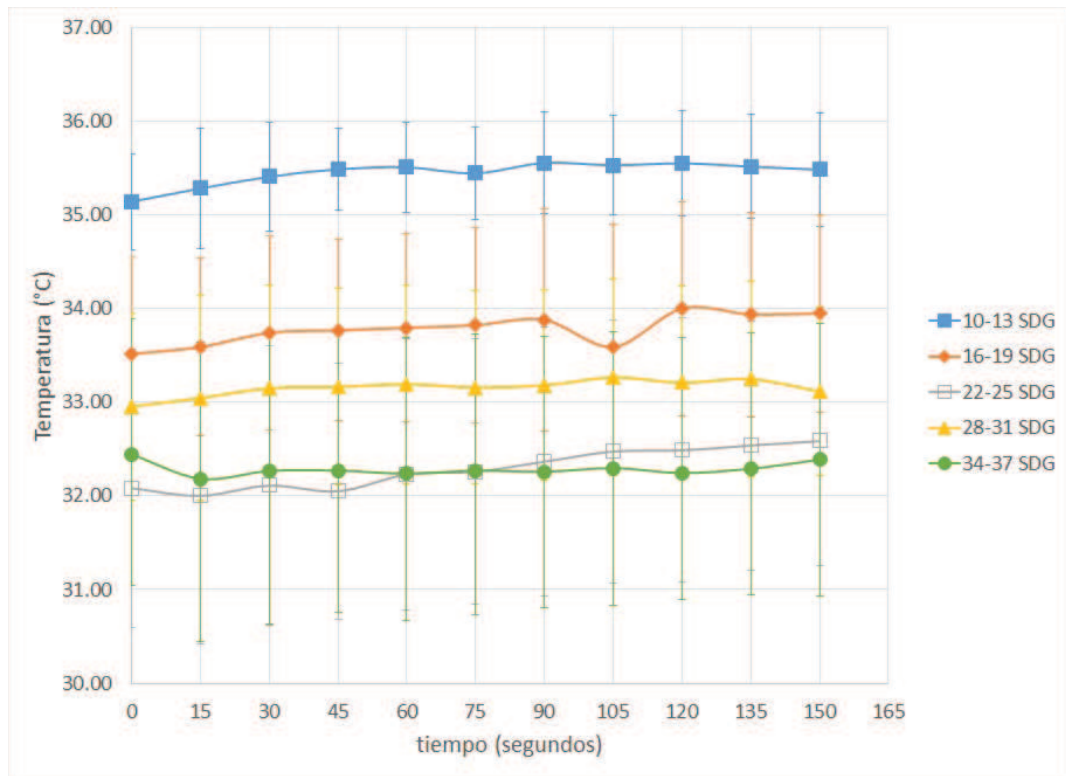


Figura 5.15: Comportamiento de los valores de la temperatura de emisión de la superficie de la región superior del abdomen, conforme pasan los 2.5 minutos de la sesión. Lo anterior se muestra para los cinco cortes: 10-13 SDG, 16-19 SDG, 22-25 SDG, 28-31 SDG y 34-37 SDG.

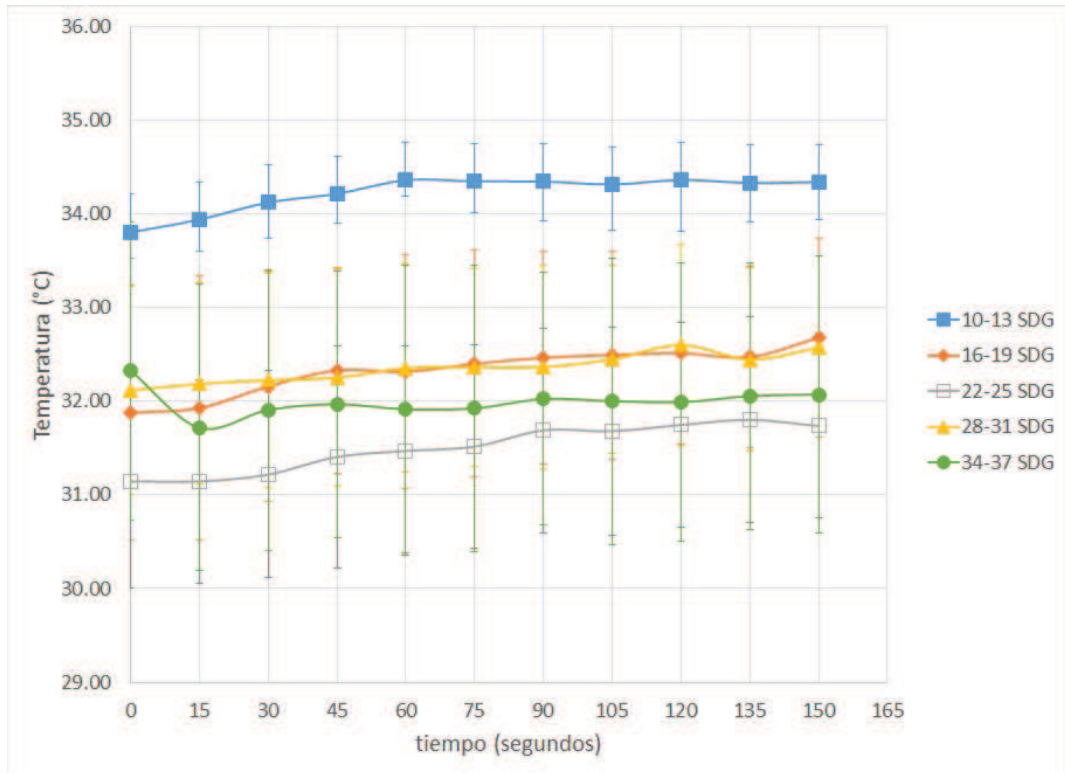


Figura 5.16: Comportamiento de los valores de la temperatura de emisión de la superficie de la región inferior del abdomen, conforme pasan los 2.5 minutos de la sesión. Lo anterior se muestra para los cinco cortes: 10-13 SDG, 16-19 SDG, 22-25 SDG, 28-31 SDG y 34-37 SDG.

El comportamiento de los datos y sus incertidumbres en las figuras 5.15 y 5.16, sugieren un comportamiento monótonicamente creciente, a excepción de algunos datos, como los de los cortes a las semanas: 16-19 y 34-37, para ambas regiones. También notamos que en ambas regiones del abdomen los datos y sus incertidumbres para el corte a las semanas 10-13, presentan temperatura mayores y se separan de los demás cortes de manera significativa. Otro aspecto notable de las gráficas que se muestran en estas figuras es que el orden que siguen los cortes es similar en ambas regiones.

5.6.3. Análisis cuantitativo, haciendo distinción entre las sesiones que las pacientes presentaron o no infección.

Análisis longitudinal

En las figuras 5.17 y 5.18 se observa el comportamiento de la temperatura de emisión de la región abdominal en función del tiempo.

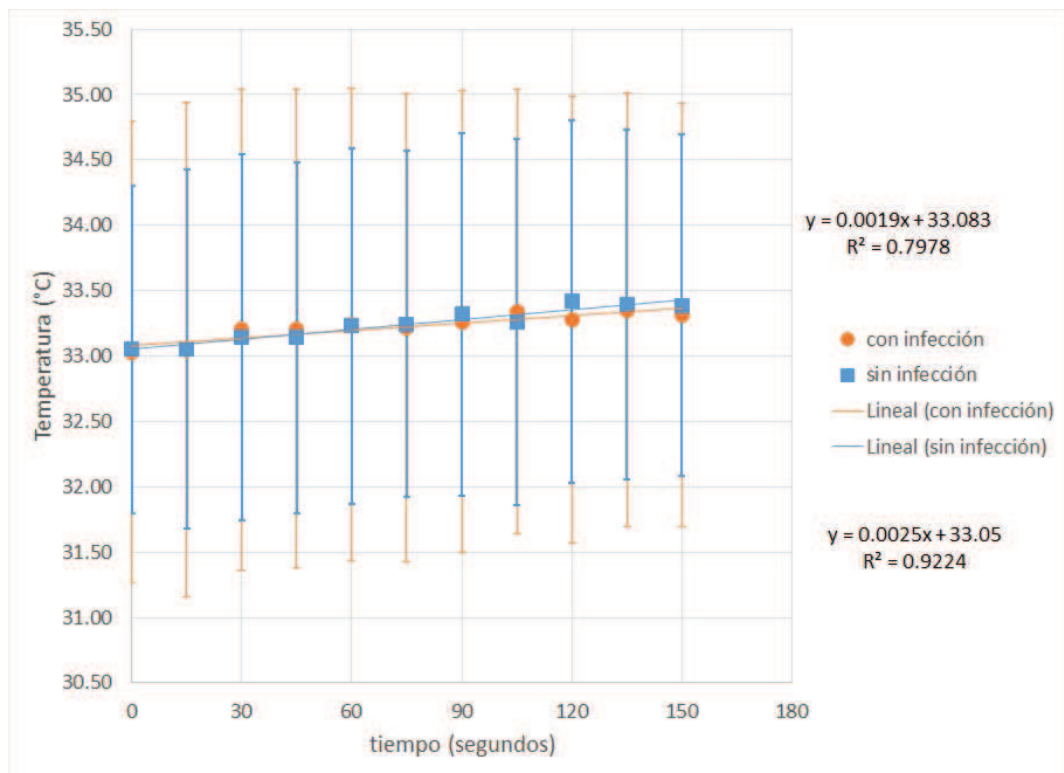


Figura 5.17: Evolución de la temperatura de emisión de la región abdominal superior, tras haber realizado contraste térmico en ésta, haciendo distinción entre las «pacientes caso» y las «pacientes control».

Tanto para la región superior como para la inferior notamos un comportamiento monótonicamente creciente de los datos con y sin infección. Como primera aproximación se propone un ajuste lineal, en el que los coeficientes de correlación para los datos correspondientes a los estados infecciosos son 0.797 y 0.947, para las regiones superior e inferior, respectivamente. Mientras que para los casos sin presencia de in-

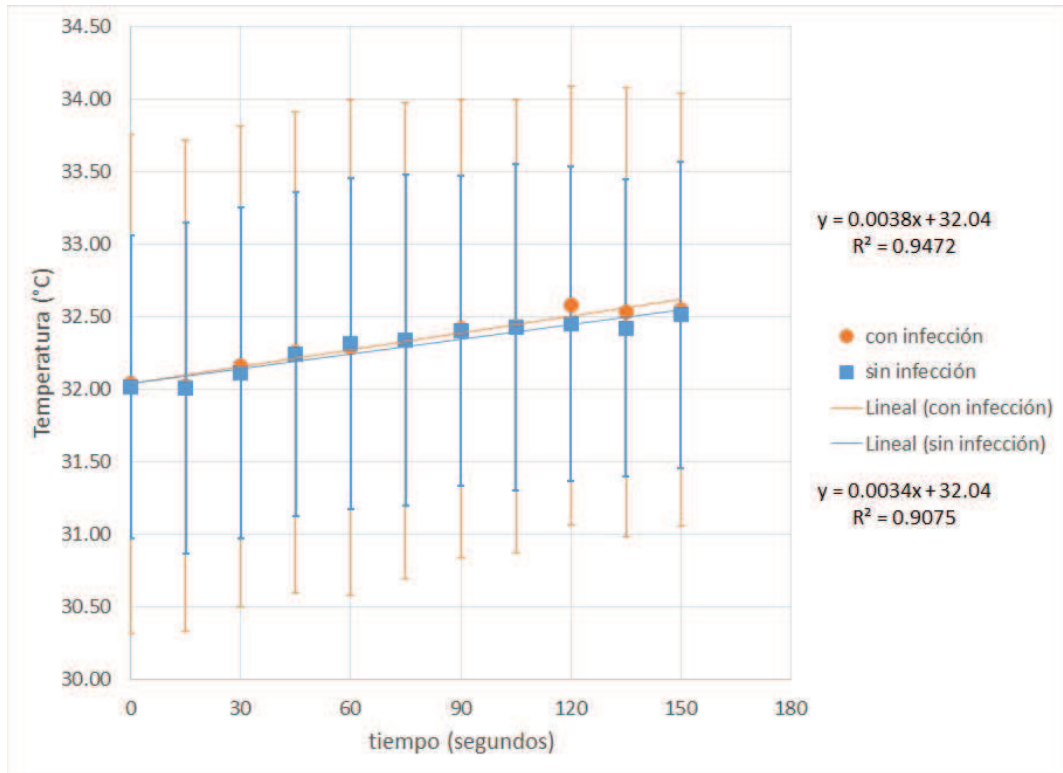


Figura 5.18: Evolución de la temperatura de emisión de la región abdominal inferior, tras haber realizado contraste térmico en ésta, haciendo distinción entre las «pacientes caso» y las «pacientes control».

fección, dichos coeficientes valen, 0.922 y 0.907, para las regiones superior e inferior, respectivamente.

De estos valores notamos que la correlación lineal es mayor para los estados no infecciosos en la región superior, ocurriendo lo opuesto en los casos infecciosos.

Los datos de temperatura en ambas regiones se traslapan, no pudiendo distinguir entre estados infecciosos y no infecciosos. Las barras de error, correspondientes a la desviación estándar de los valores de temperatura, muestran que el valor de la desviación estándar de la muestra con infección es mayor que para el caso sin infección. Razón por la que es posible inferir que la muestra correspondiente a las sesiones sin infección es más estable que la muestra de sesiones con infección. Esto se puede deber, a que en los casos sin infección los parámetros involucrados en el proceso de embarazo se mantienen uniformes y homogéneos de una paciente a otra,

así como de una etapa gestacional del embarazo a otra. Mientras que en las sesiones que hubo presencia de infección, los parámetros fueron alterados. De esto último, desconocemos que parámetros son los que están involucrados en los procesos infecciosos, cuál es su respuesta inflamatoria y cómo depende ésta de la combinación de dichos parámetros, así como del peso de los mismos. Basado en lo discutido con el grupo del Dr. Felipe Vadillo, además de lo consultado en la literatura, ver capítulo 2; los diagnósticos con los que se cuentan hasta la fecha, aún son insuficientes para conocer y entender esa información, dada la complejidad de los procesos infecciosos durante el embarazo, que ya en si es un proceso complejo.

Considerando lo anterior, se sugiere que el comportamiento de las desviaciones estándar en las sesiones con infección es mayor a las sesiones sin infección, dada la heterogeneidad de los procesos infecciosos y de sus respuestas inflamatorias, para una misma paciente en diferente etapa gestacional, así como entre pacientes.

Los intervalos de temperatura de los datos mostrados en la figura 5.17 y 5.18.

Región abdominal	Estado infeccioso	Intervalo de temperaturas
superior	sin infección	$[33,05 \pm 0,63, 33,82 \pm 0,42]^{\circ}\text{C}$
	con infección	$[33,03 \pm 0,75, 33,92 \pm 0,51]^{\circ}\text{C}$
inferior	sin infección	$[32,01 \pm 0,40, 32,98 \pm 0,60]^{\circ}\text{C}$
	con infección	$[32,02 \pm 0,41, 33,16 \pm 0,52]^{\circ}\text{C}$

Cuadro 5.5: Intervalos de temperatura de los datos «con infección» y «sin infección», que se muestran en las figuras 5.17 y 5.18, para las regiones superior e inferior del abdomen.

Comparando los intervalos de temperatura, ver cuadro 5.5, notamos que los valores de temperaturas correspondiente a la región abdominal superior están por encima de la región abdominal inferior en ambas curvas de «con infección» y «sin infección». Esta tendencia, puede deberse a la conformación de los órganos internos durante el embarazo, ya que como sabemos todas las pacientes estudiadas tuvieron su placenta localizada en la parte superior del útero, es decir en la región superior del abdomen; de manera que es razonable pensar que en la región superior la perfusión sanguínea es mayor que en la inferior, reflejándose esto en la temperatura de dichas regiones.

Análisis transversal

A continuación mostramos el comportamiento de la temperatura de emisión del abdomen, al hacer la distinción entre las: «pacientes control» y las «pacientes caso».

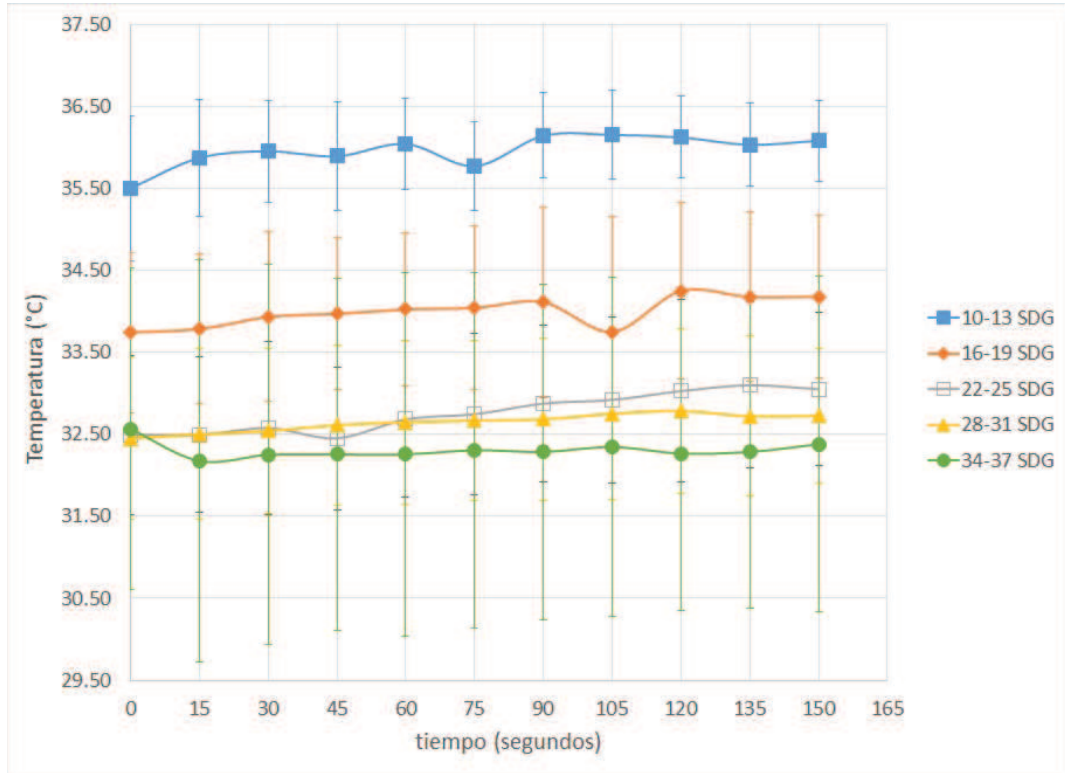


Figura 5.19: Evolución de la temperatura de emisión del abdomen durante el proceso de recuperación de la temperatura, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región superior del abdomen para las «pacientes control».

A partir de lo que se muestra en las figuras 5.19 y 5.20, notamos un comportamiento que parece ser monotónicamente creciente, con algunos datos que lo exceptúan.

Una vez más observamos que los datos del corte a la semana 10-13 presentan una mayor temperatura y se separan de los demás cortes, siendo posible distinguirlo de éstos. Este comportamiento se presenta en los cuatro casos exhibidos en las figuras 5.19-5.22, siendo más notorio en la figura 5.21.

Este comportamiento nos permite, de manera preliminar, observar indicios de parámetros particulares en las curvas que distinguen a las regiones inferior e inferior

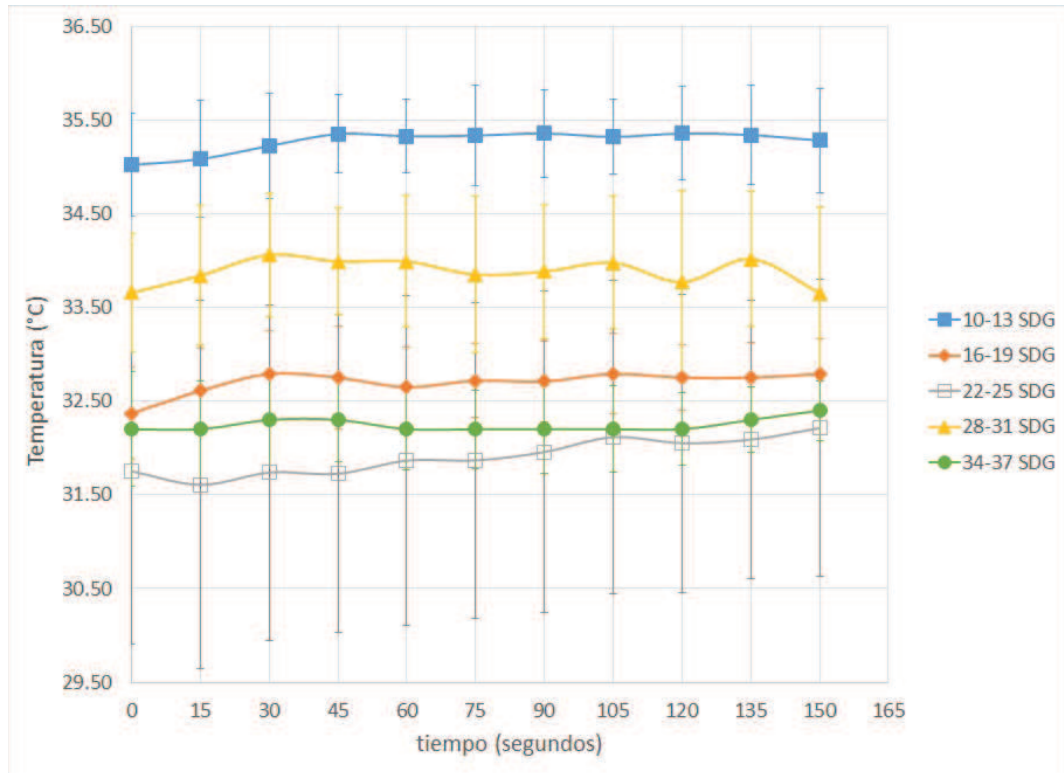


Figura 5.20: Evolución de la temperatura de emisión del abdomen durante el proceso de recuperación de la temperatura, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región superior del abdomen para las «pacientes caso».

del abdomen, tales como: amplitud, longitud de onda y frecuencia, así como también los estados infecciosos de los no infecciosos. Falta aumentar la muestra de imágenes termográficas y pulir el análisis de estas, para posteriormente proponer un modelo que se ajuste a dichos comportamientos.

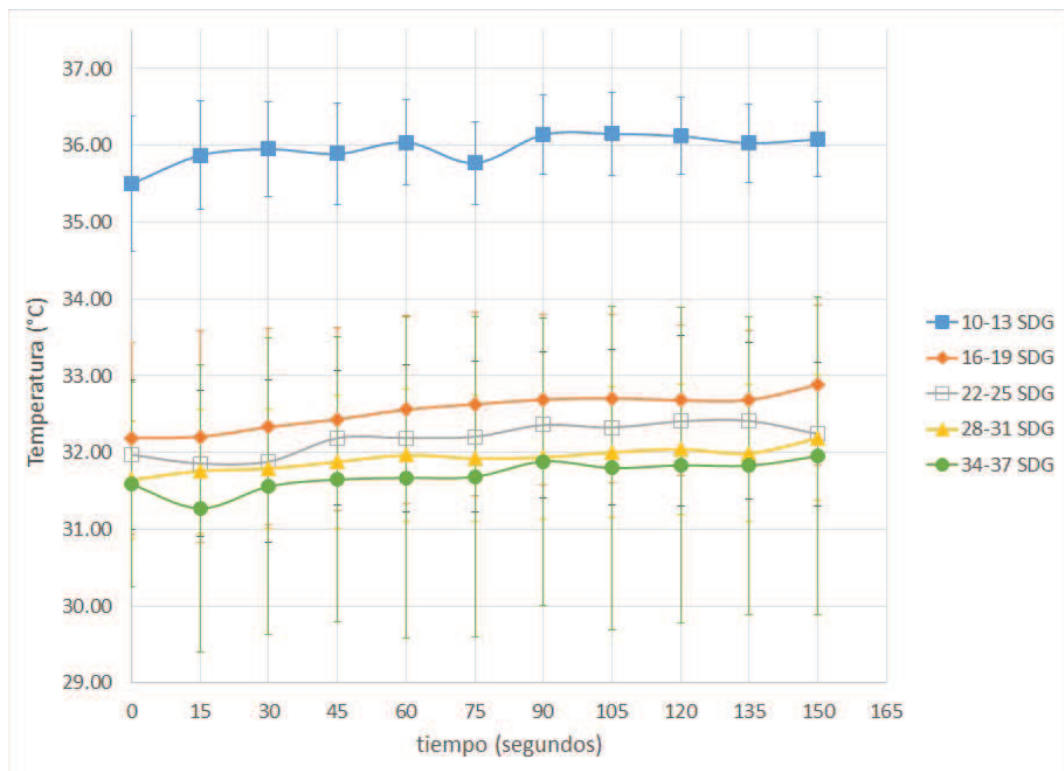


Figura 5.21: Evolución de la temperatura de emisión del abdomen durante el proceso de recuperación de la temperatura, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región inferior del abdomen para las «pacientes control».

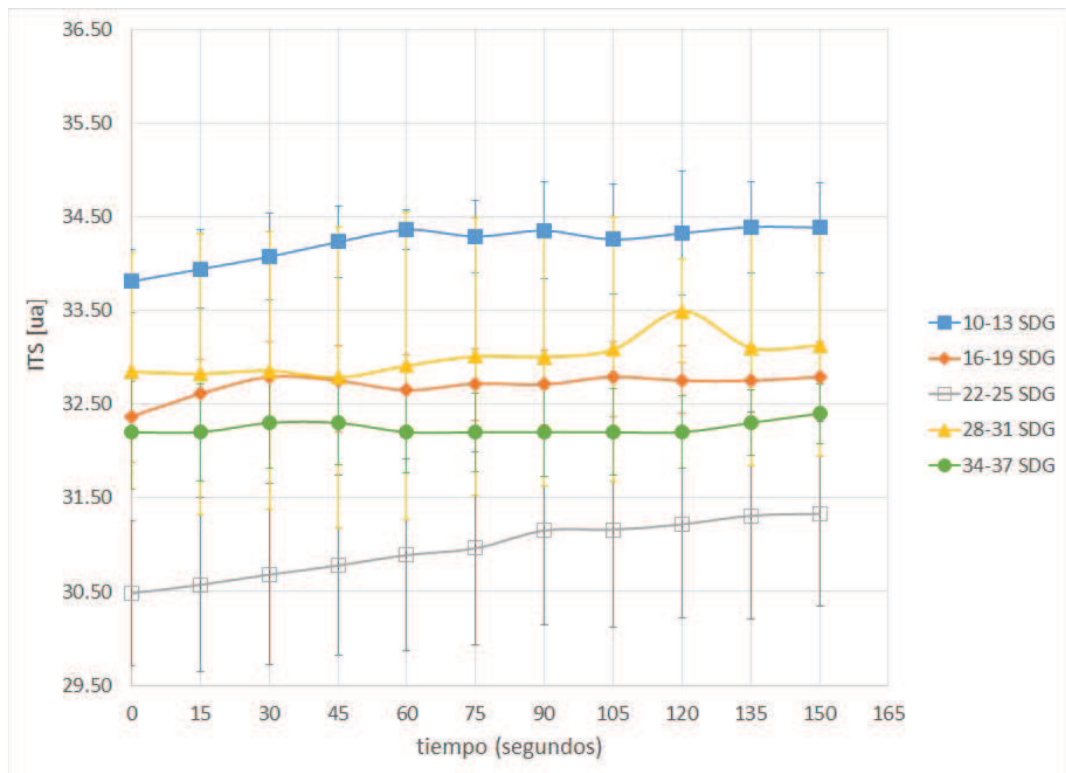


Figura 5.22: Evolución de la temperatura de emisión del abdomen durante el proceso de recuperación de la temperatura, para cada uno de los cortes. Esto se hace para la región inferior del abdomen para las «pacientes caso».

Capítulo 6

Conclusiones

El desarrollo e implementación de la metodología propuesta para abordar el problema de identificación de infecciones intrauterinas que propician un parto prematuro, en primera instancia fue factible, ya que nos permitió evaluar el problema en un ambiente real, en el que no siempre los modelos idealizados son posibles de implementar. Esta situación nos motivó a buscar condiciones apropiadas para la realización del estudio, resultando así el protocolo de investigación para la realización de imágenes infrarrojas a mujeres embarazadas. Si bien aún este protocolo no es definitivo, es una primera versión de lo que podría ser más adelante un protocolo viable para utilizar la termografía como una técnica auxiliar en el diagnóstico clínico de infecciones intrauterinas durante el periodo gestacional de las mujeres embarazadas.

Además del protocolo desarrollado, también como consecuencia de este estudio, se desarrolló en el Laboratorio de Imagenología Biomédica y Computacional del CCADET-UNAM, el programa *AnalisisIR_PartoPrematuro*, para analizar computacionalmente las imágenes termográficas.

A continuación se muestran las conclusiones que se formularon de cada sección del apartado de resultados.

6.1. Utilizando el software

AnalisisIR_PartoPrematuro

6.1.1. Conclusiones del análisis cualitativo de las imágenes termográficas

El *Índice Termográfico de Simetría (ITS)* calculado con el software *AnalisisIR_PartoPrematuro*, nos permite analizar como evoluciona en el tiempo la simetría de los patrones termográficos. A partir de los resultados obtenidos al analizar dicha evolución, nos percatamos de que existen variables importantes de los procesos de infección que desconocemos en este estudio y que pudiesen ser fundamentales para mejorar los procesos de clasificación y análisis computacional de las imágenes termográficas adquiridas. Las variables que hemos considerado son: factores infecciosos que desencadenan infecciones intrauterina, la expresión de dichos factores en la sintomatología y estudios microbiológicos, la vía de acción de los tratamientos medicos para contrarrestar las infecciones, entre otros.

Cumpliendo con el cometido del doble ciego para la valoración preliminar del estudio, nos dimos cuenta que no es suficiente conocer la información radiométrica de las imágenes termográficas para formular un criterio sólido que nos permita diferenciar los patrones térmicos normales de los patrones térmicos atípicos.

Desde el enfoque físico, planteamos analizar las imágenes termográficas, considerando para ellos los parámetros de temperatura y tiempo, además de atributos geométricos de las morfologías de los patrones térmicos. Lo que resulto de dicho análisis es lo siguiente:

6.1.2. Conclusiones del análisis cuantitativo de las imágenes termográficas

Análisis longitudinal

Al hacer este análisis, sin hacer la distinción entre estados infecciosos y no infecciosos, usando como primera aproximación un ajuste lineal de los datos, resulto que la región superior presenta mayor correlación lineal de la que presenta la región

inferior para el parámetro de *ITS*, esto en función del tiempo que duro el proceso de recuperación de la temperatura de la región abdominal.

Por otro lado, al hacer este mismo análisis, pero ahora distinguiendo los estados infecciosos de los no infecciosos, se pierde dicha correlación lineal en ambas regiones del abdomen.

Análisis transversal

Los resultados obtenidos de este análisis, distinguiendo y no a las «pacientes caso» y «pacientes control», aún son insuficientes para plantear un criterio sólido, con respecto al comportamiento del *ITS*, para los cinco cortes propuestos en las semanas de gestación (SDG): 10-13 SDG, 16-19 SDG, 22-25 SDG, 28-31 SDG y 34-37 SDG.

6.2. Utilizando el software *SmartView 3.2*

6.2.1. Conclusiones del análisis cualitativo de las imágenes termográficas

Es posible apreciar a simple vista, que existen diferencias entre los patrones térmicos de las «pacientes caso» y las «pacientes control», sin embargo, este análisis depende del observador, volviéndose subjetivo e impráctico, ya que como se vio en este estudio no es suficiente una muestra de 372 imágenes para formarse un criterio definitivo de que características son las que distinguen a los estados infecciosos de los no infecciosos, en las mujeres embarazadas.

Además, hay que recordar que el problema de las infecciones intrauterinas es un problema abierto en la actualidad, que aún busca respuestas para caracterizar e identificar los factores infecciosos que conducen a un parto prematuro. Por ello no nos podemos basar solamente en observaciones subjetivas para entender y solucionar el problema.

6.2.2. Conclusiones del análisis cuantitativo de las imágenes termográficas

Análisis longitudinal

En ambas regiones del abdomen, superior e inferior, observamos un comportamiento monotónicamente creciente, con un coeficiente de correlación que indica que como primera aproximación hacer un ajuste lineal es aceptable para modelar el comportamiento de la temperatura en función del tiempo.

Lo anterior se observa haciendo y no la distinción entre las «paciente caso» y «paciente control». Sin embargo notamos que al hacer la distinción entre ellas la diferencia de sus comportamiento se vuelve estadísticamente menos significativa. Haciendo un análisis preliminar comparativo entre las desviaciones estándar asociadas a los estados infecciosos y los estados no infecciosos, obtenemos que las desviaciones estándar de los estados infecciosos es mayor que aquellas en las que no se detectó estado infeccioso. Esto sugiere que en los factores infecciosos, que como ya se menciono desconocemos, se reflejan en la estabilidad y homogeneidad del comportamiento de los datos de temperatura de emisión del abdomen en función del tiempo.

Este comportamiento de las desviaciones estándar en los estados infecciosos, se puede deber a las múltiples variables que involucra este proceso. Si bien, en el proceso normal de parto considerado como aquel en el que no se presentan de factores infecciosos que pongan en riesgo la integridad del embarazo, es un proceso complejo, el organismo de la mujer está «diseñado» para asimilarlo, por lo que dentro de los parámetros expuestos en el capítulo 2, este proceso debería ser estable.

De lo anterior se plantea la posibilidad de que al aumentar la muestra de pacientes y de sus respectivas imágenes termográficas se pueda identificar variables propias del embarazo que se vean alteradas por la presencia de estados infecciosos. Esto bajo la premisa de perfeccionar el protocolo, siendo para ello necesario fusionar más disciplinas afines a la caracterización y entendimiento de la perfusión sanguínea en los tejidos biológicos, además de estandarizar y sistematizar el proceso de adquisición de imágenes termográficas.

Análisis transversal

Haciendo y no la distinción entre las pacientes que presentaron estados infecciosos de aquellas que no presentaron, observamos que el corte a las semanas de gestación 10-13 SDG, presenta una mayor temperatura que el resto de los cuatro cortes, además de estar los datos de éstas más separados de los demás, siendo posible distinguirla fácilmente. Esta diferencia es más significativa en la región inferior del abdomen para las «pacientes control», es decir las pacientes sin presencia de infección.

A partir de lo ya expuesto, tenemos que al realizar el análisis cuantitativo de los datos con los software: *AnalisisIR_PartoPrematuro* y *SmartView 3.2*, se concluye que a pesar de que para el cálculo del parámetro *ITS* se consideran los datos radiométrico de temperatura, aún falta considerar variables más significativas, que representen mejor el problema de presencia de infección.

Mientras que el análisis de las temperaturas de emisión superficial de la pared abdominal de las 7 mujeres embarazadas de este estudio, realizado con el software *SmartView 3.2*, indica que es necesario aumentar la muestra de datos analizados, no es suficiente con 372 imágenes termográficas para distinguir los casos infecciosos de los no infecciosos.

6.2.3. Consideraciones técnicas

Hace falta realizar el cálculo del *ITS* para los demás centroides de temperatura, correspondientes a temperaturas: medias altas, medias bajas y bajas; de dicho análisis se podría identificar en que temperaturas es que se expresan las infecciones, además de obtener información de su ubicación, lo anterior dada la construcción del parámetro *ITS*, ya que en cada cúmulo se clasifican las regiones que se encuentran dentro de un intervalo de temperatura conservando la ubicación espacial vista en la imagen termográfica. De modo que si se le da otro enfoque a esta herramienta computacional puede resultar de gran utilidad para procesar y analizar de manera sistemática y automatizada las imágenes termográficas.

Además, se debe realizar una calibración precisa del equipo que nos permita obtener valores reales de las temperaturas medidas con la cámara termográfica, ya que si bien, en este estudio el comportamiento de los datos no se ve alterado por la falta

de calibración del equipo, no tenemos la certeza de que los valores aquí reportados para la temperatura son los reales.

Por último, es importante precisar a que nos referimos termográficamente y clínicamente cuando hablamos de «pacientes control» y «pacientes caso», ya que para este estudio se utilizarón estas denominaciones según un criterio sesgado por los estudio microbiológico, considerando a las pacientes control como aquellas que en su sesión termográfica no reportaron presencia de infección. Sin embargo esto no es suficiente, ya que idealmente un «paciente control» debería ser un sujeto que posea salud integral. De manera análoga la denominación de «paciente caso», aún es ambigua, dado que durante el estudio a ninguna de las pacientes se le dejó sin tratamiento clínico, en caso de presentar infección, de modo que de la muestra de pacientes analizadas ninguna de ellas mantuvo un estado infeccioso durante todo el embarazo; en estas condiciones es también importante definir bajo que parámetros una paciente es considerada «paciente caso».

Bibliografía

- [1] Rogowski, J. (1999). The economics of preterm delivery. *Journal of Perinatology*, 55, 12-14.
- [2] Howson, C.P., Kinney, M.V. & Lawn, J.E.(Eds.). (2012). *Born Too Soon: The Global Action Report on Preterm Birth*. Geneva: March of Dimes, PMNCH, Save the Children, WHO.
- [3] Alexander, G.R. (1998). *Preterm birth: etiology, mechanisms and prevention. Prenat Neonat Med*, 3(1):39.
- [4] Vadillo, F., Beltrán, J. & Zaga, V. (2004). Infección intrauterina y nacimiento pretérmino. *Revista de investigación clínica*, 56(1), 93-102.
- [5] Parham, P. (2005). *Inmunología (2da ed.)*. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana S.A.
- [6] Diakides, N.A.& Bronzino, J.D. (Eds.).(2008). *Medical Infrared Imaging*. CRC Press: Taylor Francis Group.
- [7] Kruse, P.W. & Skatrud, D.D. (1997) Uncooled infrared imaging arrays and systems in Semiconductors and Semimetals. R.K. Willardson & E.R. Weber (Eds.), New York: Academic Press.
- [8] Norton, P. (1991). Infrared image sensors, *Opt. Eng.*, 30, 16491663.
- [9] Fernández, J.I. (s.f.). *Física Cuántica*. Recuperado de <http://www.uco.es/hbarra/index.php/fc/apuntesfc/202-fc0101>

-
- [10] Franco, A. Curso Interactivo de Física en Internet (versión 2)[Software de cómputo]. Bilbao: Servicio Editorial de la UPV-EHU.
- [11] Mayorga, A. (2002). Planck, Einstein y el nacimiento de la teoría cuántica (1900-1905). *Rev. Filosofía Univ.*, 40(100), 145-152.
- [12] Cuevas, J. (2010). *Fotografía y conocimiento: La imagen científica en la era electrónica (Desde los inicios hasta 1975)*. Madrid: Editorial Complutense, S.A.
- [13] López, J. & Fernández, A. (2006). *Fisiología del ejercicio (3ra. ed.)*. Madrid, España: Editorial Panamericana, S.A.
- [14] Ammer, K. (2008). The Glamorgan Protocol for recording and evaluation of thermal images of the human body. *Thermology international*. 18, 125-144.
- [15] FLIR-Systems (2007). *Manual de desarrollo Thermovision SDK (versión 2.6)*. FLIR Systems.
- [16] Thews, G., Mutschler, E. & Vaupel, P. (1983). *Anatomía, fisiología y patofisiología del hombre*. Barcelona, España: Editorial Reverté.
- [17] Lee, S. & Crean, M. (Eds.). (2012). *La historia de la radiología*. Vienna, Austria: Sociedad Europea de Radiología (ESR).
- [18] Agner, T., Serup, J. Contact thermography for assessment of skin damage due to experimental irritants. *Acta Derm Venereol 1988*; 68(3):192-5.
- [19] Maldague, X. (2001). *Theory and Practice of Infrared Technology for Nondestructive Testing*. Toronto: John Wiley & Sons, INC.
- [20] González, D. (2006). *Contribuciones a las técnicas no destructivas para evaluación y prueba de procesos y materiales basadas en radiaciones infrarrojas*. Tesis Doctoral. Universidad de Cantabria. Santander.
- [21] Kellog, D. L. & Pérgola, P. (2000). Skin Response to exercise and training. In: *Exercise and Sports Science*. Garrett, W.E. & Kirkendall, D.T. (Eds.). Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

- [22] Young, R.J. (1964). Application Of Thermography To The Problem Of Placental Localization: Preliminary Communication. *The British Medical Journal*, 2(5415), 978-981.
- [23] Romero, R., Goncalvez, L.F., Kusanovic, J.P., Friel, L.A., Nien, J.K. & Espinoza, J. (2006). Inflammation in preterm and term labour and delivery. *Seminars in Fetal: Neonatal Medicine*, 11, 317-326.
- [24] García, C., Vadillo, F., Arámbula, F. & Guadarrama, A. (2011). *Termografía funcional aplicada a la identificación de infección intrauterina en mujeres embarazadas*. Fondo Sectorial de Investigación en Salud y Seguridad Social.
- [25] Institute of Medicine. (2007), Preterm Birth: Causes, Consequences, and Prevention. Behrman, R.E., Butler, A.S.(Eds.), *Committee on Understanding Premature Birth and Assuring Healthy Outcomes*. Washington, DC: The National Academies Press.
- [26] OMS. (1977). WHO: recommended definitions, terminology and format for statistical tables related to the perinatal period and use of a new certificate for cause of perinatal deaths. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 56(3), 247-253.
- [27] Lawn, J.E., Kinney, M., Black, R.E., Pitt, C.P. & Cousens, S. (2012). A decade of change for newborn survival, policy and programmes: a multi-country analysis. *Health Policy and Planning*, 27 (suppl 3): iii6-iii28. doi: 10.1093/heapol/czs053
- [28] Osorno, C.L., Acosta, M.A., Dávila, V.J., Rodríguez, C.J. (2006). Mortalidad neonatal en un hospital perinatal regional de Mérida, Yucatán, de 1995 al 2004. Análisis de las tasas crudas y específicas. *Ginecol Obstet Mex*, 74:401-9.
- [29] Miranda, H., Cardiel, L.E., Reynoso, E., Paulino, O.L. & Acosta, Y. (2003). Morbilidad y mortalidad en el recién nacido prematuro del Hospital General de México. *Rev. Med Hosp Gen Mex*, 66:22-28.
- [30] Rivera, L., Fuentes, M.L., Esquinca, C., Abarca, F.J. & Hernández, C. (2003). Factores asociados a mortalidad perinatal en el hospital general de Chiapas, México. *Rev. Salud Pública*, 37:687-92.

- [31] Hinojosa, J.O., Piña, V.M., Taméz, A., Gutiérrez, F. (2003). Morbi-mortalidad del recién nacido con peso menor de 1500 g en Monterrey, Nuevo León. *Bol Med Hosp Infant Mex*, 60:571-8.
- [32] Goldenberg, R.L., Gravett, M.G., Iams, J., Papageorghiou, A.T. & Waller, S.A. (2012). The preterm birth syndrome: issues to consider in creating a classification system. *American journal of obstetrics and gynecology*, 206(2), 113-124.
- [33] John, B., Liao, M.D., Catalin, S., Buhimschi, M.D., Errol, R. Norwitz, M.D. (2005). Parto normal: mecanismo y duración. *Obstet Gynecol Clin*, 32: 145-164.
- [34] Mecenas, C.A., Giussani, D.A. & Owinym, J.R. Production of premature delivery in pregnant Rhesus monkeys by androstenedione infusion. *Nat Med*, 2(4): 443-448.
- [35] López, F.A. & Ordoñez, S.A. (2006). Ruptura prematura de membranas fetales: de la fisiopatología hacia los marcadores tempranos de la enfermedad. *Revista Colombiana de Obstetricia y Ginecología*, 57(4): 279-290.
- [36] Goldman, S., Weiss, A., Eyali, V. & Shalev, E. (2003) Differential activity of the gelatinases (matrix metalloproteinases 2 and 9) in the fetal membranes and decidua, associated with labour. *Mol Hum Reprod*, 9:367-73.
- [37] Parry, S. & Straus, J.F. (1998). Premature rupture of the fetal membranes. *N Eng J Med*, 663-70.
- [38] Lockwood, C.J., Senyei, A.E., Dische, M.R., Casal, D., Shah, K.D., Garite, T.J., et al. (1991). Fetal fibronectin in cervical and vaginal secretions as a predictor of preterm delivery. *New Eng J Med*, 325:669-74.
- [39] Romero, R. & Mazor, M. (1988). Infection and preterm labor. *Clin. Obstet. Gynecol*, 31: 553-584.
- [40] LHerminé, A. (2005). Exploración de la placenta. *Elsevier SAS Ginecología-Obstetricia*. 5-070-C-20.
- [41] Cromer, A. (1996). *Física: para las Ciencias de la Vida (segunda ed.)*. Barcelona: Editorial Reverté.

- [42] Howell, J.R.; Siegel, R.; Menguc, M.P. (2010). *Thermal Radiation Heat Transfer (5th ed.)*, New York, NY, USA: Taylor and Francis.
- [43] Romero, V. (2014). *Radiación de Cuerpo Negro: Gas de fotones*. Manuscrito no publicado. Instituto de Física, Universidad Nacional Autónoma de México, México, D.F., México.
- [44] 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
- [45] Prokoski, F. J., Riedel, B. & Coffin, J. S.(1992). Identification of individuals by means of facial thermography, *Proceedings of IEEE Int. Conf. Security Technology, Crime Countermeasures*, doi:10.1109/CCST.1992.253768
- [46] Houssay, A.B. & Cingolani, H.E. (2000). *Fisiología humana de Houssay. (7a Ed)*. Buenos aires: Argentina: Editorial el Ateneo.
- [47] Green, J. H. (1969). *Manual de Fisiología humana (2da ed.)*. Barcelona: Editorial Marín.
- [48] Leandro P. (1998). The Physiological Basis for Clinical Thermography and the detection of Infrared Radiation from the Human Body. *Australian Thermology Association J.*
- [49] Michalski, L., Eckersdorf, K., Kucharski, J. & McGhee, J. (2001). Temperature Measurement. *Wiley: West Sussex*, UK.
- [50] FLIR A320, FLIR A325 Users Manual. (2008). *FLIR Systems*: Boston, MA, USA.
- [51] Ring, E.F.J., Ammer, K. (2000). The Technique of Infra red Imaging in Medicine, *Thermology International* 10(1): 7-14.
- [52] Cuevas, E. , Zaldívar, D. & Pérez, M. (2010). *Procesamiento digital de imágenes usando MatLAB y Simulink (primera ed.)*. México: Alfomega Grupo Editor.

- [53] Arce, J.R. (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.