



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

Programa de Doctorado en Fisiología
Facultad de Medicina y Odontología

**Estudio de la precisión de la
Imagen Térmica Infrarroja en el
diagnóstico de lesiones
traumatológicas en la edad pediátrica**

Tesis Doctoral presentada por:

Enrique Sanchis Sánchez

Dirigida por:

Rosa M^a Cibrián de Anda

Rosario Salvador Palmer

Valencia, 2013

CERTIFICACIÓN

Dña. Rosa M^a Cibrián Ortiz de Anda, Doctora en Física y Profesora Titular del Departamento de Fisiología de la Universidad de Valencia.

Dña. M^a Rosario Salvador Palmer, Doctora en Física y Profesora Titular del Departamento de Fisiología de la Universidad de Valencia.

CERTIFICAN:

Que la presente memoria, “**Estudio de la precisión de la Imagen Térmica Infrarroja en el diagnóstico de lesiones traumatológicas en la edad pediátrica**”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por **D. Enrique Sanchis Sánchez** y constituye su Tesis para optar al grado de Doctor.

Y para que conste y en cumplimiento de la legislación vigente, firman el presente certificado en Valencia, a dieciocho de noviembre de dos mil trece.

Fdo.: Rosa Cibrián

Fdo.: Rosario Salvador

A mi familia. A los que están y a los que se fueron...

AGRADECIMIENTOS

Deseo expresar mi agradecimiento:

A mis directoras, Rosa María Cibrián y Rosario Salvador. Por no dudar ni un instante en brindarme esta oportunidad desde el momento en que nos conocimos. Por haberme esperado. Por vuestro gesto de excepcionales anfitrionas el día que tuvimos invitados y me demostrasteis toda vuestra disposición a ayudarme. Por prestarme la atención necesaria siempre que la he necesitado. Por todas las facilidades que me habéis dado. En definitiva, por vuestro apoyo y confianza. Muchas gracias.

Al Servicio de Pediatría del Hospital Universitario Dr. Peset, encabezado por la Dra. Pilar Codoñer, que fue clave en el acceso a los participantes del estudio. A Esther Ballester y, por supuesto, al resto de adjuntos, enfermeros, residentes, auxiliares y celadores que se implicaron poniendo todas las facilidades para la correcta recogida de datos y haciendo más cómoda y agradable nuestra estancia en el hospital. Al Servicio de Urgencias de Traumatología, por facilitarme toda la información necesaria de los participantes del estudio. Y por supuesto, a ellos, a los niños participantes del estudio, a sus padres, abuelos, tutores o acompañantes, que mostraron un gran interés en el trabajo y nos atendieron siempre con una sonrisa.

Al grupo de la ETSE. A Carlos V., por su inestimable ayuda y colaboración durante todo el proceso de realización de este trabajo. He aprendido algo de ti todos y cada uno de los días en los que nos hemos reunido. Gracias por haber estado a mi lado en este proyecto. A José David M y a José María B., por sus importantísimas aportaciones en momentos decisivos del estudio y por darme soluciones tan eficaces a la par que espectaculares cuando todo parecía oscurecerse. A Vicente G. y a Julio M., porque nos conocemos desde que era un niño y me emociona que hayáis puesto, después de tantísimos

años, vuestro granito de arena en este trabajo. Me vienen a la mente recuerdos en Ginebra, Salamanca, Paris...

A todas esas personas anónimas que, consciente o inconscientemente, me han acompañado en este viaje.

A mi familia. A mi hermana, por ser la persona que mejor me entiende. Basta una mirada, un gesto o media palabra para saber en qué estamos pensando. Soy consciente de lo mucho que estás creciendo últimamente, y no te imaginas cuanto que me alegro por ello. Me siento muy orgulloso de ser tu hermano. A mis padres, por todo su esfuerzo, sacrificio y dedicación. No sólo durante estos últimos años, sino durante toda mi vida... día tras día, año tras año. Por eso os estoy y estaré eternamente agradecido. Recuerdo aún con emoción un regalo que me disteis de niño y que fue uno de los que más ilusión me hizo. Era una brújula dorada. Me explicasteis que me sería útil para orientarme por si, en algún momento, me sentía perdido en una de esas aventuras que tanto quería correr. Todavía hoy la conservo. Vosotros tres sois esa brújula en mi vida.

ÍNDICE DE CONTENIDO

1. RESUMEN	1
1.1. Resumen.....	3
1.2. Resum	7
1.3. Abstract	11
2. INTRODUCCIÓN.....	15
2.1. Lesiones traumatológicas en pediatría	17
2.1.1. Epidemiología.....	18
2.1.2. Consecuencias.....	22
2.1.3. Tipos de lesiones.....	23
2.2. Fisiología de la inflamación.....	34
2.2.1. Concepto y características	34
2.2.2. Etiología.....	35
2.2.3. Fases	36
2.2.4. Mediadores	37
2.2.5. Manifestaciones locales	38
2.2.6. Reparación – Resultados.....	39
2.2.7. Inflamación causada por traumatismos.....	40
2.3. Termometría.....	42
2.3.1. Fisiología de la termorregulación	46
2.3.2. Metodología para la detección de la temperatura	52
2.3.3. Termografía Infrarroja	53
2.4. Análisis de datos mediante Árboles de Decisión	70
3. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	73
3.1. Justificación	75
3.2. Hipótesis	77
3.3. Objetivos.....	79

4. REVISIÓN SISTEMÁTICA DE LA LITERATURA.....	81
5. MATERIAL Y MÉTODOS.....	105
5.1. Diseño del estudio.....	107
5.2. Población de estudio. Criterios de inclusión y exclusión.....	107
5.3. Recogida de datos	109
5.3.1. Protocolo de toma de imágenes	111
5.3.2. Proceso de obtención de las imágenes térmicas infrarrojas...	112
5.3.3. Integración del registro de las termografías en el proceso de diagnóstico clínico	115
5.3.4. Material: Cámara termográfica.....	117
5.4. Análisis de las imágenes y variables del estudio	120
5.4.1. Software desarrollado	125
5.5. Análisis estadístico.....	131
5.5.1. Descripción de las variables	131
5.5.2. Análisis estadístico de las variables.....	132
5.5.3. Análisis estadístico mediante Árbol de Decisión.....	134
6. RESULTADOS	137
6.1. Análisis de imágenes.....	139
6.1.1. Análisis de imágenes en participantes sanos	139
6.1.2. Análisis de imágenes en participantes lesionados	140
6.1.3. Estudio de reproducibilidad	144
6.2. Análisis estadístico de datos de los niños sanos	149
6.3. Análisis estadístico de los datos de los participantes lesionados.....	151
6.3.1. Análisis de las características de las variables implicadas en el estudio	151
6.3.2. Análisis de Regresión Logística	157

6.3.3. Análisis estadístico con modelos de Árboles de Decisión.....	160
7. DISCUSIÓN	167
8. CONCLUSIONES	179
9. BIBLIOGRAFÍA	185
10. ANEXOS	201
10.1. Anexo 1. Tabla de recogida de datos en la Revisión sistemática.....	203
10.2. Anexo 2. STARD. Check list.....	206
10.3. Anexo 3. Hoja informativa a los padres. Consentimiento informado.....	207
10.4. Anexo 4. Hoja de recogida de datos	209

ÍNDICE DE ACRÓNIMOS

ΔT_{\max} : Diferencias de temperaturas máximas.

ΔT_{mean} : Diferencias de temperaturas medias.

Δpix : Diferencias de píxeles.

AC: Árbol de Clasificación o Decisión.

Adj. OR: *Adjusted Odds Ratio*.

AIC: Criterio de Información de Akaike.

ALARA: *As Low As is Reasonably Achievable* (Tan bajo como sea razonablemente posible).

AUC: Área bajo la curva.

CART: *Classification and Regression Trees* (Árboles de Clasificación y Regresión).

CHAID: *Chi-square Automatic Interaction Detection* (CHi-cuadrado Detección Interacción Automática).

CI: Intervalo de Confianza.

CIE-9-MC: Clasificación Internacional de Enfermedades, Novena Revisión, Modificación Clínica.

CMBD: Conjunto Mínimo Básico de Datos.

DE: Desviación estándar.

DOR: *Odds Ratio* Diagnóstica (Razón o cociente de probabilidades diagnósticas).

DTA: *Diagnostic Test Accuracy* (Precisión de pruebas diagnósticas).

FN: Falsos Negativos.

FP: Falsos Positivos.

ICC: Coeficiente de Correlación Intraclase.

ITI: Imagen Térmica Infrarroja.

LR-: Razón de verosimilitud negativa.

LR+: Razón de verosimilitud positiva.

LT: Lesiones Traumatológicas.

VPN: Valor Predictivo Negativo.

OR: *Odds Ratio* (Razón o cociente de probabilidades).

VPP: Valor Predictivo Positivo.

RI: Radiación Infrarroja.

RL: Regresión Logística.

ROC: *Receiver Operating Characteristic* (Característica Operativa del Receptor).

ROI: *Region Of Interest* (Región de interés).

RR: Tasa de Reconocimiento.

Se: Sensibilidad.

Sp: Especificidad.

STARD: *Standards for the Reporting of Diagnostic Accuracy Studies* (Normas o estándares para la presentación o comunicación de estudios de precisión diagnóstica).

TI: Termografía Infrarroja.

UV: Radiación Ultravioleta.

VIF: Factor de Inflación de la Varianza.

VN: Verdaderos Negativos.

VP: Verdaderos Positivos.

1. RESUMEN

1.1. RESUMEN

Este estudio de la precisión diagnóstica de la Imagen Térmica Infrarroja (ITI) en el diagnóstico de lesiones traumatológicas durante la infancia, ha sido motivado por la alta incidencia de este tipo de lesiones (fracturas, esguinces y contusiones) que habitualmente se diagnostican mediante rayos X, con el potencial riesgo que supone el uso de este tipo de radiación ionizante en pacientes pediátricos.

La valoración de la precisión diagnóstica de otra prueba de imagen alternativa, como es la Termografía Infrarroja (TI), puede evitar la radiación ionizante producida por las radiografías o TAC usadas en la práctica diaria en los hospitales para la atención urgente de niños que han sufrido un traumatismo.

Para la evaluación de la capacidad o precisión de la termografía infrarroja y poder discriminar entre niños con lesión (fracturas, esguinces o contusiones) o niños sin lesión, se ha utilizado un patrón de referencia y las pautas recomendadas (Standards for the Reporting of Diagnostic Accuracy Studies).

La memoria que se presenta se divide en diez apartados o capítulos, como sigue:

En el primero, se realiza un resumen del trabajo en el que se describe de forma breve cada uno de los apartados.

En el segundo apartado, introductorio al tema, se describe el problema que origina la motivación para la realización del estudio: su representación epidemiológica, consecuencias, el tipo de lesión a estudiar y sus características. En este mismo apartado, se mencionan los signos y síntomas de las lesiones, haciendo hincapié en el aumento de temperatura ocasionado por la inflamación de la zona lesionada tras un traumatismo, punto clave en el

estudio, ya que la prueba a valorar mide la temperatura. Se presentan los siguientes puntos: aspectos generales de la termometría, la fisiología de la termorregulación, la metodología elegida para la detección de la temperatura, una aproximación a las bases físicas de la termografía infrarroja, y la actualidad de las aplicaciones de la termografía infrarroja en salud y otras aplicaciones.

En el tercer apartado, en base a lo descrito anteriormente, se plantea la justificación, hipótesis y objetivos del estudio. Se propone, como alternativa al uso de pruebas diagnósticas de radiación ionizante, la utilización de la termografía infrarroja en el diagnóstico de lesiones traumatológica en la edad pediátrica, apoyándonos en las ventajas que ofrece dicha técnica y en el aumento de temperatura que los procesos fisiológicos producen tras un traumatismo. El propósito último fue determinar la precisión de la imagen térmica infrarroja como herramienta diagnóstica en las fracturas óseas infantiles.

El cuarto apartado se ha realizado “ad hoc” con el objetivo de plantear un diseño riguroso del trabajo. Se trata de una revisión sistemática de la literatura sobre los estudios de precisión diagnóstica (DTA) de la termografía infrarroja en lesiones traumatológicas, valorando la metodología utilizada y los resultados obtenidos. Para ello, se realizó la búsqueda en MEDLINE, EMBASE, CINAHL, Cochrane Library, DARE, CENTRAL, SCOPUS, Web of Science, IME e ICYT. Se planificó una síntesis cualitativa de todos los estudios y un metaanálisis para la sensibilidad y especificidad cuando se encontrase baja heterogeneidad e inconsistencia y no hubiera efecto de umbral diagnóstico. Las pruebas estadísticas se realizaron con $\alpha = 0.05$. Se incluyeron seis estudios en la revisión y síntesis cualitativa: uno evaluó el síndrome compartimental, tres las fracturas por estrés, uno las fracturas de escafoides y el último distintas patologías de rodilla. La calidad metodológica de los

estudios fue mayoritariamente baja. Se realizó una síntesis cuantitativa de los estudios que evaluaron las fracturas por estrés, pero debido a la heterogeneidad e inconsistencia halladas para la sensibilidad, sólo pudo combinarse el resultado para la especificidad (0.69 [CI 95 %: 0.49 – 0.85]).

El quinto apartado está dedicado a la descripción del material y los métodos empleados en el estudio. En él se describen el diseño y la población de estudio, con los criterios de inclusión y exclusión. Asimismo, se detalla la recogida de datos, los protocolos que se diseñaron para la captura de las imágenes, la cámara utilizada y las características de la misma. Para terminar se especifica el proceso de análisis de las imágenes, en el que se incorpora la creación de un software “ad hoc” que ha posibilitado un análisis sencillo de las mismas, así como también los diferentes análisis estadísticos de las variables consideradas en el estudio.

Los resultados, tanto del análisis de las imágenes como de los análisis estadísticos de los datos, se muestran en el apartado sexto. La muestra de niños lesionados estuvo formada por 133 niños atendidos en el servicio de urgencias del Hospital Dr. Peset de Valencia. Se analizaron las imágenes termográficas obtenidas comparando la diferencia de temperaturas medias, temperaturas máximas y de áreas en las regiones de interés (ROI) de la zona lesionada y la zona sana homóloga. Se construyeron modelos de Regresión Logística y de Árbol de Decisión o Clasificación para valorar la capacidad de la técnica en la clasificación de fracturas y determinar su precisión diagnóstica. El modelo Árbol de Decisión fue el que mejores valores de clasificación presentó, con una sensibilidad de 0.913, una especificidad de 0.885 y un área bajo la curva (AUC) de 0.969. La precisión diagnóstica de la imagen térmica infrarroja hallada muestra un gran potencial como elemento de cribado para reducir el número de exploraciones realizadas en niños, mediante técnicas que emitan radiación ionizante, resultando de gran utilidad la cuantificación de la

diferencia de áreas, que hasta ahora no se había tenido en cuenta en otros estudios.

A partir de los resultados se realiza la discusión de los mismos, para terminar con las conclusiones del estudio.

El documento se completa con la relación de referencias bibliográficas utilizadas y una recopilación de documentos que se han elaborado para su utilización en la revisión sistemática y en la recogida de datos en forma de anexos.

1.2. RESUM

Este estudi de la precisió diagnòstica de la Imatge Tèrmica Infraroja (ITI) en el diagnòstic de lesions traumatològiques durant la infància, ha sigut motivat per l'alta incidència d'este tipus de lesions (fractures, esquinços i contusions) que habitualment es diagnostiquen per mitjà de rajos X, amb el potencial risc que suposa l'ús d'este tipus de radiació ionitzant en pacients pediàtrics.

La valoració de la precisió diagnòstica d'una altra prova d'imatge alternativa, com és la Termografia Infraroja (TI), pot evitar la radiació ionitzant produïda per les radiografies o TAC usades en la pràctica diària en els hospitals per a l'atenció urgent de xiquets que han patit un traumatisme.

Per a l'avaluació de la capacitat o precisió de la termografia infraroja i poder discriminar entre xiquets amb lesió (fractures, esquinços o contusions) o xiquets sense lesió, s'ha utilitzat un patró de referència i les pautes recomanades (Standards for the Reporting of Diagnostic Accuracy Studies).

La memòria que es presenta es dividix en deu apartats o capítols, com següix:

En el primer, es realitza un resum del treball en què es descriu de forma breu cada un dels apartats.

En el segon apartat, introductorí al tema, es descriu el problema que origina la motivació per a la realització de l'estudi: la seua representació epidemiològica, conseqüències, el tipus de lesió a estudiar i les seues característiques. En este mateix apartat, es mencionen els signes i símptomes de les lesions, fent insistència en l'augment de temperatura ocasionat per la inflamació de la zona lesionada després d'un traumatisme, punt clau en l'estudi, ja que la prova a valorar mesura la temperatura. Es presenten els punts

següents: aspectes generals de la termometria, la fisiologia de la termoregulació, la metodologia triada per a la detecció de la temperatura, una aproximació a les bases físiques de la termografia infraroja, i l'actualitat de les aplicacions de de la termografia infraroja en salut i altres aplicacions.

En el tercer apartat, basant-se en el que descriu anteriorment, es planteja la justificació, hipòtesi i objectius de l'estudi. Es proposa, com a alternativa a l'ús de proves diagnòstiques de radiació ionitzant, la utilització de la termografia infraroja en el diagnòstic de lesions traumatològica en l'edat pediàtrica, recolzant-nos en els avantatges que oferix dita tècnica i en l'augment de temperatura que els processos fisiològics produïxen després d'un traumatisme. El propòsit últim va ser determinar la precisió de la imatge tèrmica infraroja com a ferramenta diagnòstica en les fractures òssies infantils.

El quart apartat s'ha realitzat "ad hoc" amb l'objectiu de plantejar un disseny rigorós del treball. Es tracta d'una revisió sistemàtica de la literatura sobre els estudis de precisió diagnòstica (DTA) de la termografia infraroja en lesions traumatològiques, valorant la metodologia utilitzada i els resultats obtinguts. Per a això, es va realitzar la busca en MEDLINE, EMBASE, CINAHL, Cochrane Library, DARE, CENTRAL, SCOPUS, Web of Science, IME i ICYT. Es va planificar una síntesi qualitativa de tots els estudis i un metaanàlisis per a la sensibilitat i especificitat quan es trobara baixa heterogeneïtat i inconsistència i no haguera efecte de llindar diagnòstic. Les proves estadístiques es van realitzar amb $\alpha = 0.05$. Es van incloure sis estudis en la revisió i síntesi qualitativa: un va avaluar la síndrome compartimental, tres les fractures per estrés, un les fractures escafoïdes i l'últim distintes patologies de genoll. La qualitat metodològica dels estudis va ser majoritàriament baixa. Es va realitzar una síntesi quantitativa dels estudis que van avaluar les fractures per estrés, però a causa de l'heterogeneïtat i

inconsistència trobades per a la sensibilitat, només va poder combinar-se el resultat per a l'especificitat (0.69 [CI 95 %: 0.49 - 0.85]).

El quint apartat està dedicat a la descripció del material i els mètodes emprats en l'estudi. En ell es descriuen el disseny i la població d'estudi, amb els criteris d'inclusió i exclusió. Així mateix, es detalla l'arreglada de dades, els protocols que es van dissenyar per a la captura de les imatges, la cambra utilitzada i les característiques de la mateixa. Per a acabar s'especifica el procés d'anàlisi de les imatges, en el que s'incorpora la creació d'un programari "ad hoc" que ha possibilitat una anàlisi senzilla de les mateixes, així com també les diferents anàlisis estadístiques de les variables considerades en l'estudi.

Els resultats, tant de l'anàlisi de les imatges com de les anàlisis estadístiques de les dades, es mostren en l'apartat sext. La mostra de xiquets lesionats va estar formada per 133 xiquets atesos en el servei d'urgències de l'Hospital Dr. Peset de València. Es van analitzar les imatges termogràfiques obtingudes comparant la diferència de temperatures mitges, temperatures màximes i d'àrees en les regions d'interés (ROI) de la zona lesionada i la zona sana homòloga. Es van construir models de Regressió Logística i d'Arbre de Decisió o Classificació per a valorar la capacitat de la tècnica en la classificació de fractures i determinar la seua precisió diagnòstica. El model Arbre de Decisió va ser el que millors valors de classificació va presentar, amb una sensibilitat de 0.913, una especificitat de 0.885 i una àrea davall la corba (AUC) de 0.969. La precisió diagnòstica de la imatge tèrmica infraroja trobada mostra un gran potencial com a element de garbellament per a reduir el nombre d'exploracions realitzades en xiquets, per mitjà de tècniques que emeten radiació ionitzant, resultant de gran utilitat la quantificació de la diferència d'àrees, que fins ara no s'havia tingut en compte en altres estudis.

A partir dels resultats es realitza la discussió dels mateixos, per a acabar amb les conclusions de l'estudi. El document es completa amb la relació de referències bibliogràfiques utilitzades i una recopilació de documents que s'han elaborat per a la seua utilització en la revisió sistemàtica i en l'arreplega de dades en forma d'annexos.

1.3. ABSTRACT

This study of the diagnostic accuracy of Infrared Thermal Imaging (ITI) in the diagnosis of orthopedic injuries in childhood has been motivated by the high incidence of these injuries (fractures, sprains and contusions), which are usually diagnosed by X-rays with the potential risk posed by the use of this type of ionizing radiation in pediatric patients.

The evaluation of the diagnostic accuracy of other alternative imaging tests, such as Infrared Thermography (IT), could avoid exposure to the ionizing radiation produced by X-rays or CT used in daily practice in hospital emergency units which care for children who have suffered trauma.

To evaluate of the ability, or accuracy, of Infrared Thermography, and in order to be able to discriminate between children with injuries and those without, a reference standard was used and recommended guidelines were followed (Standards for the Reporting of Diagnostic Accuracy Studies).

The document is divided into ten sections or chapters as follows:

Firstly, there is a summary of the work carried out which briefly describes each of the sections.

The second introductory section describes the rationale for the study, its epidemiological representation, consequences, the type of injury being studied and its characteristics. In this section, signs and symptoms of injuries are described, emphasizing the temperature rise caused by inflammation in the injured area after trauma, a key point in the study, since the test being assessed measures temperature. Several topics are presented in this section: general aspects of thermometry, the physiology of thermoregulation, the chosen method to detect the temperature, an approximation to the physical basis of

Infrared Thermography and applications of Infrared Thermography in health and other areas.

In the third section, based on the above, the hypothesis and the objectives of the study are presented. As an alternative to the use of diagnostic tests for lesions in childhood trauma based on ionizing radiation, the use of Infrared Thermography is proposed, based on the advantages of this technique and the increase in temperature that physiological processes produce following a trauma. The main intention was to determine the accuracy of Infrared Thermal Imaging as a diagnostic tool in childhood bone fractures.

The fourth section, carried out "ad hoc", aims to propose a rigorous design of the study. This consists of a systematic review of the literature on diagnostic accuracy studies (DTA) of Infrared Thermography in orthopedic injuries, evaluating the methodology used and the results obtained. To this end, a search was carried out in MEDLINE, EMBASE, CINAHL, the Cochrane Library, DARE, CENTRAL, SCOPUS, the Web of Science, IME and ICYT. A qualitative synthesis of all studies was planned, along with a meta-analysis for sensitivity and specificity when low heterogeneity and inconsistency were found and there was no diagnostic threshold effect. Statistical tests were performed with $\alpha = 0.05$. Six studies were included in the review and qualitative synthesis: one of them evaluated compartment syndrome, three evaluated stress fractures, one scaphoid fractures and the last one various knee pathologies. The methodological quality of the studies was mostly low. A quantitative synthesis of the studies evaluating stress fractures was performed, but because of the heterogeneity and inconsistency found for sensitivity, the result could only be combined for specificity (0.69 [95 % CI: 0.49 to 0.85]).

The fifth section is devoted to the description of the materials and methods used in the study. It describes the study design, and the population under study, with both inclusion and exclusion criteria. It also details the data collection protocols that were designed to capture the images, the camera used and its technical characteristics. Finally, the process for image analysis is detailed, which includes the creation of "ad hoc" software that allowed a simple yet interesting analysis to be carried out, as well as different statistical analysis of the variables considered in the study.

The results of both the analysis of the images as well as the statistical analysis of the data are shown in the sixth section. The sample of children was made up of 133 injured children treated in the emergency unit of the Dr. Peset Hospital, Valencia. The thermal images obtained were analyzed by comparing the difference in mean temperatures, maximum temperatures and areas in the regions of interest (ROI) of the injured area and its healthy counterpart. Regression models and Logistic Decision Tree or Classification were constructed to assess the ability of the technique in the classification of fractures and to determine its diagnostic accuracy. The Decision Tree model gave the best rating values, showing a sensitivity of 0.913, a specificity of 0.885 and an area under the curve (AUC) of 0.969. The diagnostic accuracy of Infrared Thermal Imaging found shows that it has great potential as a screening method to reduce the number of scans given to children using ionizing radiation techniques. Quantifying the difference of areas, something raised for the first time in this work, has been seen to be extremely useful.

A discussion of the results is then presented, followed by the conclusions of the study.

Finally, there is a bibliographic list of references used, along with a compilation of the documents that have been developed for use in the systematic review and data collection, which are presented as annexes.

2. INTRODUCCIÓN

2.1. LESIONES TRAUMATOLÓGICAS EN PEDIATRÍA

Las lesiones traumatológicas (LT) en pediatría son un problema frecuente y uno de los motivos más comunes de consulta en los servicios de urgencias hospitalarios.

La Clasificación Internacional de Enfermedades (CIE) permite codificar los distintos tipos de lesiones en los sistemas de información sanitaria, de forma que desde los datos clínicos, como es la historia clínica del paciente, hasta la información utilizada para la gestión, pueda ser comparada. En la actualidad se está utilizando la versión de la CIE correspondiente a la Novena Revisión, Modificación Clínica (CIE-9-MC)¹.

En este trabajo, se van a estudiar las siguientes lesiones traumatológicas: fracturas (CIE-9-MC: 810-828.1), esguinces (CIE-9-MC: 840.0-845.19) y contusiones (CIE-9-MC: 920-929). La herramienta diagnóstica principal utilizada en estas lesiones son pruebas de imagen que emplean radiación ionizante. Si bien, solamente en el caso de las fracturas, sería necesaria su realización.

La actitud diagnóstica actual en los países occidentales, en relación a este tipo de lesiones, conlleva la solicitud rutinaria de un alto número de exámenes radiológicos. Esta situación produce un aumento de la exposición a la radiación de los pacientes y sus consecuencias futuras, además de un sobrecoste de la atención de salud.

A continuación se muestran los datos epidemiológicos que justifican el interés y magnitud del problema, por cuanto se ve que la incidencia de las lesiones es alta, y que generan numerosas visitas a los servicios de urgencia

¹ http://eciemaps.mspsi.es/ecieMaps/browser/index_9_2012.html

de los hospitales. También se realizará una descripción del tipo de lesiones que se van a estudiar y sus características. Finalmente, se presenta la problemática asociada a este tipo de lesiones y se describen las principales.

2.1.1. Epidemiología

La incidencia de lesiones traumatológicas en pediatría y sus mecanismos de producción dependen del desarrollo económico, social y cultural de los países, así como del entorno sociocultural de las personas afectadas. En países poco desarrollados son los accidentes casuales, de circulación o por conflictos civiles los que mayor número de LT provocan. Sin embargo, en países de mayor desarrollo en los que el nivel cultural y social es más alto, predominan las caídas de altura, los accidentes de tráfico y los ocasionados por actividades deportivas (Rodrigo Miralles, 2011).

En Estados Unidos, las LT suponen también uno de los principales motivos de consulta a los servicios de urgencias pediátricas. De acuerdo con los datos recopilados para el año 2010, hubo 2 293 148 visitas a urgencias de personas entre 1 y 17 años por LT, en ellas se diagnosticaron 878 615 fracturas, es decir 38.3 %, 836 693 esguinces, lo que representa un 36.5 % y 577 840 contusiones, lo que supone el 25.2 % restante. Del total de las visitas atendidas, 33 593 implicaron ingresos hospitalarios, en su gran mayoría casos de fractura con un 98.7 % (HCUP State Emergency Department Databases [SEDD], 2010).

En España, una de las fuentes de información más accesibles para conocer el estado de salud de los niños son las encuestas de salud. En concreto, la Encuesta Nacional de Salud que se realiza cada dos años mediante entrevista gestionada por el Ministerio de Sanidad, Servicios Sociales e Igualdad, en colaboración con el Instituto Nacional de Estadística. Dicha encuesta ofrece la información necesaria para la planificación y gestión en los

servicios de salud, proporcionando datos sobre las características y distribución de la morbilidad percibida, la utilización de los servicios sanitarios y las tendencias sobre determinados comportamientos o hábitos de vida.

La Encuesta Nacional de Salud de 2006² muestra que el 11 % de los niños de entre 0 y 15 años ha sufrido algún tipo de accidente durante los doce meses previos a la realización de la encuesta. Estos accidentes son ocasionados por caídas a nivel del suelo (46.2 %), caídas a desnivel (18.7 %), golpes (18.3 %), quemaduras (8 %), accidentes de tráfico (5.2 %) y otros (14.7 %). El niño pequeño es mucho más vulnerable a caídas y golpes, este tipo de traumatismos disminuye con la edad.

No obstante, la incidencia del número de accidentes de tráfico, en la infancia, se incrementa con la edad. La encuesta muestra que el 1.4 % de los niños de 0 a 4 años ha sufrido un accidente de este tipo, una cifra que llega hasta aproximadamente el 7 % entre los niños de 5 a 15 años. A partir de esta edad, el riesgo de tener un accidente de tráfico es mucho mayor y pasa a ser la principal causa de mortalidad entre los jóvenes (Comisión Europea, 2004).

Sólo una media de 3.5 % de niños que han sufrido accidentes son hospitalizados, siendo la tendencia a aumentar con la edad: del 1.6 % en menores de 4 años, al 5.5 % en los niños y jóvenes de 5 a 14 años.

Durante la infancia, una mayor edad conlleva una mayor exposición a diferentes riesgos. Las consecuencias de la mayoría de los accidentes son contusiones, hematomas, esguinces y heridas superficiales. La presencia de

² <http://www.ine.es/jaxi/menu.do?type=pcaxis&path=/t15/p419&file=inebase>

fracturas y heridas profundas es mayor entre los niños de 5 a 15 años que entre los más pequeños (Rodrigo Miralles, 2011).

Estudios epidemiológicos muestran que el 80 % de las fracturas se dan en mayores de 6 años, localizándose el 70 % de ellas en el miembro superior y siendo las causas más frecuentes la caída casual en edades precoces y las lesiones deportivas, con un 30 % en niños mayores de 6 años. La posibilidad de que un niño sufra una fractura a lo largo de su período de crecimiento es mayor en niños (42 %) que en niñas (27 %) (Diméglio, 1999; Landin, 1997).

Las fracturas en la extremidad superior se producen en: un 45.1 % en el radio (dominando en su metáfisis y fisis distal); el 18.4 % en el húmero (dominando metáfisis y fisis distal); 15.1 % en la tibia; 13.8 % en la clavícula y 7.6 % en el fémur. Las fracturas fisarias representan el 21.7 % de las lesiones. Las lesiones ligamentosas y luxaciones son muy raras ya que las fisis absorben las fuerzas y ceden antes. Las fracturas de cadera y raquis son menos frecuentes (Rodrigo Miralles, 2011).

Mención especial por sus posibles complicaciones son las fracturas que afectan a la fisis o cartílago de crecimiento, que suponen aproximadamente entre el 15 y el 20 % de todas las fracturas, siendo más frecuentes durante las últimas etapas de la adolescencia y predominan las localizadas en el miembro superior (Gascó Gómez de Membrillera, Gascó Adrien, y Barra Pla, 2002).

La toma de datos para la realización de este trabajo se ha realizado en el Hospital Dr. Peset, Comunidad Valenciana. Éste dispone de un sistema informatizado denominado ORION que proporciona la información clínica de las personas que acuden al servicio de urgencias o que están hospitalizados.

Se ha recogido la información sobre la atención en el servicio de urgencias de los años 2011 y 2012, diferenciando las urgencias totales y de ellas las urgencias pediátricas, las cuales suponen alrededor del 18 % de las

urgencias anuales totales. En la Tabla 2.1 puede verse el volumen de atención a la urgencia en el Hospital Dr. Peset.

Tabla 2.1. Urgencias en H. Dr. Peset (2011-2012).

Cualquier motivo	2011	2012
Urgencias totales	141 233	133 327
Urgencias pediátricas	26 289 (18.6 %)	23 595 (17.7 %)

Asimismo, se ha seleccionado el número de urgencias, en los años 2011 y 2012, motivadas por los códigos CIE-9-MC que coinciden con fracturas, esguinces y contusiones, que son los escogidos para realizar el estudio, distribuidos en dos grupos de edad, 0-14 años (15-17 %) y >14 años (83-85 %) (Tabla 2.2).

Tabla 2.2. Urgencias pediátricas. H. Dr. Peset (2011-2012)-CIE seleccionados.

Motivo CIE seleccionados	2011	2012
Urgencias 0-14 años	2 991 (16.7 %)	3 011 (15.5 %)
Urgencias >14 años	14 863	16 411
Total	17 854	19 422

La información relativa a la hospitalización por los diagnósticos CIE seleccionados se ha obtenido mediante los datos proporcionados por el hospital a través del Conjunto Mínimo Básico de Datos (CMBD) durante los años 2011 y 2012. Se muestra en la Tabla 2.3.

Tabla 2.3. Hospitalización urgencias pediátricas. H. Dr. Peset (2011-2012) por CIE seleccionados.

Año	Niños (0-14 años)	Motivo (fracturas extremidades)
2011	22	20 (90.9 %)
2012	11	10 (90.9 %)

Destaca que el diagnóstico que origina la hospitalización por LT es, en todos los casos, el de fractura y prácticamente todas ellas referidas a las extremidades. El periodo medio de estancia hospitalaria es de un día en todos los casos, salvo en uno.

2.1.2. Consecuencias

La salud infantil es un factor esencial en el futuro desarrollo económico y social de todas las sociedades, así como un determinante de la salud de la persona a lo largo de su vida. Por ello, resulta necesario cuidar de ella para que, cuando estos niños sean adultos, puedan participar activamente en su entorno.

Las actuaciones no pertinentes y la gestión incorrecta sobre las patologías de la infancia tienen graves repercusiones en todas las etapas de la vida de las personas, y por tanto, afecta también a sus familias y a su entorno, a la vez que incrementa el gasto de los sistemas sanitarios y sociales. En este sentido, cada vez resulta más evidente que lo que es elevado no es tanto el coste de garantizar un buen estado de salud, sino el que acarrea la mala salud: cuidados de salud, fármacos, absentismo en el trabajo, baja productividad, invalidez y dependencia, jubilaciones anticipadas, entre otras consecuencias (Comisión Europea, 2004).

El desarrollo científico y tecnológico ha contribuido a que el siglo XX se haya caracterizado por el control y la mejora del tratamiento de numerosas enfermedades. Por ello, en la actualidad se puede afirmar que los niños de los países desarrollados gozan del mejor nivel de salud en comparación con el de otras épocas de la historia de la humanidad. Pero también ha producido el cambio de patrón epidemiológico de las enfermedades y que ahora requieren un abordaje integral complementario de la atención sanitaria, farmacológica y de modificación de los estilos de vida.

Las lesiones traumatológicas son el reflejo de la forma de vida. En el diagnóstico de las mismas se utilizan las imágenes, principalmente las proporcionadas por las radiografías (radiación ionizante), lo que significa que los niños van acumulando dosis de radiación ionizante que en el futuro puede tener consecuencias negativas. Por ello, sería muy conveniente poder disponer de un método o técnica diagnóstica no lesiva.

2.1.3. Tipos de lesiones

A continuación, se describen los diferentes tipos de lesiones que van a ser objeto del estudio: contusiones, esguinces y fracturas. El estudio pretende valorar la precisión diagnóstica en estas lesiones, como ya se ha mencionado con anterioridad, no aspira a definir dentro de cada tipo de lesión su clasificación diagnóstica.

2.1.3.1. Contusiones

Concepto y aspectos generales

La contusión se define como *“Daño que recibe alguna parte del cuerpo por golpe que no causa herida exterior”³*.

³ <http://lema.rae.es/drae/?val=contusi%C3%B3n>

Así pues, el concepto de contusión muscular hace referencia a los traumatismos producidos por un golpe directo sobre el cuerpo, en los cuales se mantiene la integridad de la piel y que comprimen las estructuras golpeadas contra los planos profundos, por lo que el tejido muscular es el principal afectado.

Las contusiones son lesiones muy frecuentes en la práctica deportiva y se localizan con mayor frecuencia en las zonas profundas del músculo, cerca del hueso (Peterson y Per Renstrom, 2001), pero también pueden ser superficiales y afectar a cualquier otra parte del músculo.

En la edad pediátrica, estas lesiones (frente al resto de las analizadas) tienen menos relevancia. Pueden llegar a ser más importantes cuanto mayor es la edad en la que se produce.

Clasificación

Existe un amplio abanico de tipos de contusión, cuya clínica dependerá de las características del agente traumático (especialmente la fuerza y tipo de superficie), y del estado de la musculatura en el momento del impacto. Sin embargo, desde un punto de vista clínico, se dividen en tres grandes grupos: contusiones leves, moderadas y graves. En la Tabla 2.4 se muestra una clasificación a modo de ejemplo de las contusiones en el cuádriceps (Jakson y Feagin, 1973), donde se especifican los síntomas, amplitud de movimiento y capacidad funcional según la intensidad de la contusión.

Así, una contusión es leve cuando ocasiona una pérdida de menos de un tercio de la movilidad normal, mientras que las contusiones graves causan limitaciones de más de un tercio del recorrido articular normal (Peterson y Per Renstrom, 2001).

Tabla 2.4. Distribución de las contusiones en el cuádriceps basada en la clasificación de Jackson y Feagin (1973).

Intensidad	Síntomas	Amplitud de movimiento	Capacidad Funcional
Leve	Molestias Locales	> 90°	Marcha Normal Flexión Normal
Moderada	Masa Muscular Dolorosa Tumefacción	< 90°	Marcha antiálgica Dolor al subir escaleras Dolor al levantarse
Grave	Dolor notable Tumefacción elevada	< 45°	Cojera intensa (Se necesitan muletas)

Clínica y fisiopatología

Las contusiones leves apenas conducen a lesiones anatomopatológicas. Sin embargo, pueden ser dolorosas y producir una reacción de estupor muscular, así como una pérdida de contractibilidad de la musculatura afectada durante algunas horas, traducido en una leve impotencia funcional (Sanchis-Guarner Cabanilles, 2002).

Las contusiones graves sí presentan lesión de tejido muscular (lesión con sustrato anatómico). Como en el caso de las anteriores, las contusiones graves también se manifiestan por impotencia funcional. Sin embargo, en este tipo de contusiones el dolor es mucho más intenso y es más frecuente la aparición de complicaciones específicas a la lesión.

El impacto brusco sobre la musculatura se traduce en ocasiones en roturas fibrilares y vasculares, provocando lesiones isquémicas que conducen a un proceso necrótico. El músculo se caracteriza por ser un tejido muy bien vascularizado, lo que explica que estas lesiones se acompañen de una

hemorragia, que podrá ser tanto intermuscular como intramuscular. Así, la lesión muscular y la hemorragia profunda van seguidas de una reacción inflamatoria formándose un tejido de granulación que madurará para producir una cicatriz de tejido colágeno denso.

Diagnóstico

La contusión muscular puede detectarse mediante ecografía. No obstante, el diagnóstico de las contusiones en los servicios de traumatología de los hospitales se realiza por descarte de lesiones más graves como pueden ser las fracturas, mediante radiografía. Se diagnostica pues una contusión cuando el paciente, tras sufrir un traumatismo, refiere los síntomas y signos arriba descritos pero que, tras una prueba radiológica, se descartan lesiones severas.

2.1.3.2. Esguinces

Concepto y aspectos generales

La estabilidad articular depende, por un lado, de las estructuras óseas de la articulación y, por otro, de las estructuras elásticas cápsulo-ligamentosas. La elasticidad permite la movilidad articular; es decir de los dos extremos óseos, pero siempre que no supere la resistencia elástica fisiológica.

El esguince se define como un conjunto de lesiones capsulares y ligamentosas producidas por un mecanismo agudo que sobrepasa su límite funcional, pero sin que llegue a alterar la normal interrelación entre las superficies articulares; es decir sin modificar la congruencia articular (Sanchis-Guarner Cabanilles, 2002). La lesión no queda limitada a la cápsula y ligamentos, sino que pueden alterarse simultáneamente otras estructuras, como las partes blandas periarticulares y el hueso.

Las articulaciones más afectadas son aquellas que soportan peso o que tiene una mayor sobrecarga funcional como: tobillo, rodilla, raquis cervical y articulaciones metacarpofalángicas (Sanchis-Guarner Cabanilles, 2002).

La causa principal está relacionada con accidentes casuales y con la práctica deportiva. Aunque afecta a ambos sexos, hay una mayor incidencia en los hombres y las lesiones de éstos son de mayor gravedad. Según la edad, la frecuencia es mayor en jóvenes y adultos; en niños es menor debido a que tienen una mayor resistencia elástica en el tejido conjuntivo y en ancianos su incidencia es baja, ya que las mismas fuerzas traumáticas producen antes una fractura osteoporótica.

Mecanismo de producción

El mecanismo productor del esguince es fundamentalmente indirecto, tiene su origen en un traumatismo accidental agudo y provoca un movimiento articular. Los movimientos de angulación o rotación (a veces de ambos) fuerzan a la articulación más allá de su máxima amplitud produciendo una distensión ligamentosa.

Fisiopatología

La cicatrización de la lesión se produce en cuatro estadios (Argüelles Sanginés, 1993):

- 1^{er} - 7^o día. Se caracteriza por una fase inflamatoria que se inicia inmediatamente después de la lesión.
- 7^o - 9^o día. Inicio del proceso cicatricial, desaparición del dolor y calor local.
- 3^a semana. Se alcanza el 60 % de la resistencia normal del tejido lesionado.

- 8ª – 12ª semanas. Fase de funcionalización. El ligamento alcanza progresivamente sus cualidades mecánicas iniciales.

Sintomatología y clasificación

Las lesiones cápsulo-ligamentosas provocan dolor intenso y localizado en la articulación afectada, acompañado de reacción inflamatoria local, contractura muscular refleja e impotencia funcional total.

En la exploración se observa tumefacción periarticular, y en las primeras horas, cuando el ligamento es intraarticular como en la rodilla, puede aparecer un hemartros. Con la palpación se detecta edema, calor local y dolor selectivo a “punta de dedo” (Argüelles Sanginés, 1993).

La gravedad del esguince es muy variable, estando relacionada con la extensión de la lesión desde microscópica hasta la ruptura total de uno o más ligamentos.

La valoración de la movilidad nos indica, por un lado, una restricción de la movilidad activa y, por otro, la movilidad pasiva cuando se trata de una rotura incompleta provoca dolor. En el caso de rotura completa se puede apreciar un “bostezo articular” que indica la gravedad de la lesión.

Para diagnosticar la estabilidad o inestabilidad articular se hace necesaria la exploración radiológica.

Según la gravedad del esguince, que corresponde con la rotura o no del ligamento, se clasifican en (Sanchis-Guarner Cabanilles, 2002):

- Grado I o leve. Rotura fibrilar mínima que no repercute en la resistencia cápsulo-ligamentosa.
- Grado II o grave. Rotura parcial con disminución importante de la resistencia cápsulo-ligamentosa.

- Grado III o completo. Rotura completa del ligamento y de la cápsula que provoca inestabilidad articular.

En los casos graves, los esguinces pueden tener complicaciones tardías, como dolor crónico, debido a que durante el traumatismo se pueden producir pequeñas fracturas osteocondrales y que no se detectan en el estudio radiológico.

2.1.3.3. Fracturas

Concepto y aspectos generales

La fractura consiste en una solución de continuidad del tejido óseo, con una extensión y dirección determinada, denominada trazo de fractura. En la mayor parte de los casos, la fractura se acompaña de lesiones en partes blandas (piel, fascias, músculos, tendones, etc.). El conjunto de estas lesiones óseas y de partes blandas vecinas constituye el llamado “foco de fractura”.

Las fracturas pueden manifestarse clínicamente por: dolor, tumefacción, deformidad, crepitación e impotencia funcional. El diagnóstico se confirma mediante radiografía simple en, al menos, dos proyecciones (generalmente anteroposterior y lateral).

Características del hueso infantil

El hueso del niño tiene características anatómicas, fisiológicas y biomecánicas diferentes a los del adulto y que condicionan las lesiones traumatológicas en la infancia (Gascó Gómez de Membrillera et al., 2002).

Las fracturas que se producen en la edad infantil se distinguen de las producidas en el adulto porque existen diferencias anatómicas, fisiológicas y biomecánicas entre los huesos de los niños y los de los adultos (Sanchis-Guarner Cabanilles, 2002).

Clínicamente se aprecian determinados tipos de fracturas específicos que dan lugar a problemas diagnósticos y, en un elevado número de casos, tratamientos diferentes a los aplicados en los adultos.

En los niños se dan dos condiciones importantes para el tratamiento de sus fracturas: sus huesos presentan cartílago de crecimiento (fisis) hasta los 16 años y además éstos tiene una gran capacidad de consolidación y remodelación que va disminuyendo a medida que se acerca al final del crecimiento.

Durante la infancia, las lesiones ligamentosas y luxaciones son muy raras, ya que las fisis absorben las fuerzas y ceden antes. En las fracturas, las de cadera y las de raquis son menos frecuentes.

A continuación, se explican las diferencias anatómicas, fisiológicas y biomecánicas entre el hueso del adulto y el del niño:

- Diferencias anatómicas
 - Presencia de cartílagos de crecimiento o fisis que van a condicionar que se puedan localizar fracturas a este nivel y dos hechos posibles. Uno de ellos, de mal pronóstico, por aparición de una deformidad progresiva; el otro, la corrección por remodelado de una fractura viciosamente consolidada. Ocasionan determinados tipos de fractura y representan el 15 % de las lesiones en el niño.
 - Periostio grueso, osteogénicamente activo y bien vascularizado, fácilmente separable del hueso y que puede cumplir un papel estabilizador importante cuando su rotura no es completa.

- Estructura ósea más porosa y mejor vascularizada, especialmente en las metáfisis, lo que hace que sean raras la pseudoartrosis y retardos de consolidación en el niño. Las consolidaciones serán igualmente rápidas, lo cual lleva a un riguroso control radiográfico de las fracturas en las dos primeras semanas, puesto que luego será difícil su corrección por manipulación.
 - Presencia de epífisis sin osificar que, según la edad y en determinadas localizaciones, plantean problemas diagnósticos ante una fractura.
 - Mayor grosor del cartílago epifisario, dando lugar a que se puedan producir fracturas osteocondrales.
- Diferencias fisiológicas
- Mayor vascularización que lleva a las siguientes consecuencias:
 - Crecimiento y remodelación ósea muy activos, siendo común la corrección espontánea de algunas fracturas mal consolidadas.
 - Mayor reacción inflamatoria, posible presencia de fiebre tras la fractura.
 - Posibilidad de provocar estímulos de crecimiento fisario.
 - Consolidación rápida de las fracturas, con periodos de inmovilización más cortos que en el adulto.
 - Posibilidad de aparecer una deformidad progresiva si se lesiona parcialmente un cartílago de crecimiento.

- Corrección espontánea de fracturas mal unidas con deformidades angulares y acortamientos que hace que cambien los criterios de tratamiento respecto al adulto.
- Diferencias biomecánicas
 - Hueso con mayor coeficiente de elasticidad y, por tanto, con posibilidad de sufrir mayor deformidad elástica que el adulto.
 - Mayor contenido mineral.
 - Posible aparición de deformidades plásticas si la fuerza traumática continúa y no es excesivamente violenta.
 - Los ligamentos suelen tener más resistencia a su rotura que los cartílagos de crecimiento. Por tanto, siempre hay que tener presente que es más frecuente durante el periodo de crecimiento la fractura fisaria que el esguince.

Clasificación de las fracturas en pediatría

Cuando la fractura en el hueso infantil no afecta al cartílago de crecimiento, debido a las características especiales ya enunciadas, puede sufrir fracturas específicas que sólo se dan en la infancia: fracturas en rodete, tallo verde y la incurvación plástica diafisaria (Gascó Gómez de Membrillera et al., 2002).

En el caso de que el agente traumático actúe con potencia, las fracturas serán como las del adulto. Por ello se utiliza igual denominación según sea su localización, tipo del trazo de fractura o su mecanismo de producción.

1. Fracturas que no afectan a la fisis:
 - Fracturas específicas de la infancia:
 - Fracturas en rodete.
 - Fracturas en tallo verde.

- Incurvación plástica diafisaria.
- Fracturas no específicas. Son similares a las del adulto y pueden clasificarse a su vez según:
 - Localización (epifisarias, metafisarias, diafisarias, fisarias).
 - Trazo (transversas, espiroideas, oblicuas, conminutas).
 - Mecanismo (espontáneas o patológicas, estrés o fatiga).
- 2. Fracturas que afectan al cartílago fisario pueden clasificarse según:
 - Clasificación de Salter y Harris, 1963.
 - tipo I, el trazo sigue toda la fisis.
 - tipo II, trazo fisario y metafisario.
 - tipo III, trazo fisario y epifisario.
 - tipo IV, trazo metafisario-fisario y epifisario.
 - tipo V, aplastamiento fisario.
 - Clasificación de Peterson (1994). Incluye dos tipos nuevos y elimina el tipo V de Salter y Harris al creer que es consecuencia y no fractura reciente.
 - tipo I, fracturas metafisarias cuyo trazo llega hasta la fisis.
 - tipo II, el trazo sigue toda la fisis.
 - tipo III, trazo fisario y metafisario.
 - Tipo IV, trazo fisario y epifisario.
 - tipo V, trazo metafisario-fisario y epifisario.
 - tipo VI, fracturas con pérdida de la fisis.

Una vez descrita la problemática asociada a las lesiones traumatológicas, veremos a continuación que éstas vienen caracterizadas por un proceso inflamatorio; éste servirá justamente en este trabajo como elemento de base diagnóstica. Por ello, se presenta a continuación la fisiología del proceso

inflamatorio asociado a las lesiones ocasionadas por un traumatismo, haciendo hincapié sobre el aumento de la temperatura.

2.2. FISIOLÓGÍA DE LA INFLAMACIÓN

2.2.1. Concepto y características

La inflamación puede definirse como un proceso patológico caracterizado por una lesión o destrucción de tejidos y es causada por una gran variedad de reacciones químicas y citológicas. Así, se trata de una reacción compleja del tejido conjuntivo y vascular, que se desencadena ante agentes lesivos⁴.

La inflamación se traduce como una respuesta protectora del organismo cuya finalidad es destruir al agente agresor y que, a través de una serie de mediadores químicos, tratan de reparar el tejido dañado. Por eso, la respuesta inflamatoria está ligada con el proceso de reparación, que empieza durante las primeras fases de la inflamación pero no concluye hasta que dicho agente agresor es anulado.

La inflamación se divide en patrones agudo y crónico, siendo muchas las causas o circunstancias que alteran el desarrollo y la morfología de estos dos patrones.

La inflamación aguda es un mecanismo de protección llevado a cabo de manera muy rápida por el organismo, liberando mediadores químicos de defensa para hacer frente a un agente agresor en el área donde se ha producido la lesión. Así, este tipo de inflamación se caracteriza por un comienzo veloz (en general de unos pocos segundos o minutos) y dura desde unos minutos a horas o incluso algunos días, dependiendo del tipo de agresión recibida por parte del organismo. La respuesta inflamatoria consta de dos fenómenos

⁴ Definición extraída del término MeSH utilizado en la base de datos MEDLINE.

principales, una reacción vascular y una reacción celular (García-Conde, 2003).

La inflamación crónica tiene, no obstante, una duración más prolongada y se aprecia, desde un punto de vista histológico, la presencia de linfocitos y macrófagos, proliferación de vasos sanguíneos, fibrosis y necrosis tisular. Se considera que la inflamación crónica es una inflamación de duración prolongada en la cual la inflamación activa, destrucción tisular e intento de reparación se suceden simultáneamente (Kumar, Abbas, y Fausto, 2007).

Aunque puede resultar una continuación de la inflamación aguda, la inflamación crónica puede darse de manera inesperada, desarrollándose y aumentando de manera progresiva. Por esta razón, el proceso inflamatorio crónico es el origen de un daño tisular severo. Cabe reseñar que este tipo de inflamación no resulta de interés en el presente estudio y, por tanto, solamente se hará referencia a la inflamación aguda en el desarrollo del mismo.

2.2.2. Etiología

Los agentes etiológicos del proceso de inflamación pueden ser de diversa índole. En primer lugar, las infecciones, ya sean víricas, bacterianas o parasitarias, son una de las causas más comunes de inflamación. Además, algunos agentes físicos o químicos (como las quemaduras, las lesiones por congelación o algunos agentes químicos ambientales) también dan lugar a un proceso inflamatorio en la zona dañada. Asimismo, las reacciones inmunológicas, la necrosis tisular o los cuerpos extraños en el organismo son causa de una respuesta inflamatoria. Por último, los traumatismos (ya sean romos o penetrantes) constituyen a su vez uno de los desencadenantes más habituales de los mecanismos de inflamación. Este punto es de vital importancia en el presente trabajo, como se verá más adelante.

Cabe señalar que cada reacción inflamatoria puede presentar características específicas según el mecanismo desencadenante de dicha inflamación, pero todas ellas comparten las mismas características básicas. (Esteller y Cordero, 1998).

2.2.3. Fases

La inflamación aguda es un proceso que consta de una serie de elementos como alteraciones en el flujo sanguíneo y en el calibre vascular, cambios en la microvasculatura, abandono de la circulación por parte de las proteínas plasmáticas, leucocitos y migración de éstos desde la microcirculación, su depósito en el foco de la lesión y su activación para eliminar el agente agresor (Nathan, 2002). A continuación, se desarrollará cada uno de estos puntos de manera más extensa.

Tras una agresión al organismo, sea ésta de cualquier tipo, se produce una respuesta vascular inmediata de corta duración llamada vasoconstricción. A continuación tiene lugar una dilatación de las arteriolas, lo que produce dos fenómenos simultáneos: por un lado, el flujo en los capilares aumenta y, por otro lado, los lechos capilares, que se encontraban cerrados antes del inicio del proceso inflamatorio, se dilatan. El resultado de este proceso es una hiperemia, a la que se acompaña una mayor permeabilidad de los capilares, que facilita la salida de líquido rico en proteínas (exudado), quedando la sangre más viscosa y, por tanto, la velocidad del flujo sanguíneo disminuye (Lentsch y Ward, 2000).

Los leucocitos, que se encuentran en la periferia del vaso por los fenómenos vasculares anteriormente descritos, se adhieren en esta fase a la superficie endotelial y, junto con los macrófagos, se dirigen hacia el área donde se ha producido la lesión, a favor de un gradiente de concentración de sustancias con capacidad para inducir la migración, fenómeno denominado

quimiotaxis (G. E. Jones, 2000). A su vez, las células inflamatorias se adhieren a los agentes patógenos en el foco inflamatorio debido a que reconocen elementos extraños o a determinadas proteínas del individuo, que sirven como detectores de la inflamación, convirtiendo al agente causal en más apto para ser reconocido, proceso conocido como “opsonización”. Los leucocitos pueden, además de actuar como receptores, ingerir los agentes causales en el foco inflamatorio, proceso conocido como “fagocitosis”, influyendo directamente en la destrucción del agente causal del proceso inflamatorio (Muller, 2002).

Estos leucocitos que se activan por el agente agresor y por los mediadores endógenos pueden, de manera extracelular, liberar metabolitos tóxicos y proteasas, componentes que tienen la capacidad para lesionar al propio organismo, hecho que amplifica la respuesta inflamatoria. Al eliminar el agente agresor y hacerse activos los mecanismos antiinflamatorios, el proceso remite y el huésped vuelve al estado de salud (De Castro, 2006). Si el agente agresor no puede eliminarse de manera eficaz, el resultado puede ser una cronificación del proceso inflamatorio.

2.2.4. Mediadores

Durante la inflamación, se alteran las bases morfológicas del endotelio por acción de los mediadores químicos, produciéndose una alteración de las uniones celulares y las cargas negativas de la membrana basal, es decir una alteración de la permeabilidad vascular.

En la Tabla 2.5 se muestra un resumen de los tipos de mediadores químicos que participan en el proceso inflamatorio (Funk, 2001). Se diferencian mediadores plasmáticos y mediadores celulares.

Tabla 2.5. Mediadores químicos del proceso inflamatorio.

Mediadores plasmáticos	Mediadores celulares
Sistema del complemento	Aminas vasoactivas (histamina y serotonina)
Sistema plasmático de la coagulación	Biolípidos: Metabolitos del ácido araquidónico (eicosanoides) Factor activador de las plaquetas (PAF)
Sistema plasmático de la fibrinólisis	Radicales libres de oxígeno
Sistema de las cininas	Óxido nítrico
	Enzimas lisosomales
	Citocinas y quimiocinas: Factor de necrosis tumoral e interleucina-1 Quimiocinas
	Neuropéptidos

2.2.5. Manifestaciones locales

El foco inflamatorio se caracteriza por una serie de signos y síntomas característicos a nivel local. Es importante diferenciar un proceso inflamatorio local y un proceso inflamatorio sistémico o fiebre.

En primer lugar, se observa un enrojecimiento o rubor, pues la sangre se acumula en la zona inflamada y esto le dota de un color rojizo que no desaparece hasta el final del proceso inflamatorio. En segundo lugar, se hace evidente un aumento de la temperatura local, que se produce por dos factores: el primero de ellos es la acumulación de sangre en la zona inflamada (muy ligado al enrojecimiento) y el segundo, consistente en un aumento del metabolismo. Este punto es, a su vez, de vital importancia en la realización del

presente estudio. Además, se advierte también una tumefacción, que es la acumulación de sangre y de líquido extravascular inflamatorio (exudado) y que tiene como consecuencia un aumento del volumen del área en la cual tiene lugar la inflamación. Asimismo, el individuo percibe un dolor localizado, síntoma debido a la liberación de algunos mediadores químicos presentes durante el proceso inflamatorio tales como las prostaglandinas, los neuropéptidos y las citocinas. Finalmente, la impotencia funcional es el resultado último de los anteriores síntomas y signos de la inflamación, pues se manifiesta en una disminución o pérdida de la función del área o del segmento inflamado (De Castro, 2006).

2.2.6. Reparación – Resultados

Cuando, tras una reacción inflamatoria leve, ha habido poca destrucción tisular o cuando el agente agresor no ha sido muy intenso, se produce la resolución del sitio de la inflamación aguda a la normalidad, fenómeno conocido como “restauración”. Esta reparación supone la eliminación de los mediadores químicos, con el retorno a la permeabilidad vascular previamente existente, finalización del infiltrado leucocitario, muerte de los neutrófilos y finalmente, la eliminación del líquido del edema y las proteínas, leucocitos, agentes extraños y residuos necróticos del área donde ha tenido lugar la inflamación (Kumar et al., 2007).

La curación por reemplazo de tejido conectivo (fibrosis) tiene lugar en tres casos: en primer lugar, si la destrucción de tejido ha sido abundante tras el proceso inflamatorio; en segundo lugar, cuando la agresión debida a la inflamación atañe a tejidos incapaces de regeneración o, por último, si ha habido una gran cantidad de exudación de fibrina. Si el exudado fibrinoso existente en los tejidos o en las cavidades serosas no se elimina de manera correcta, el tejido conectivo se desarrolla dentro del área del exudado,

convirtiéndolo en una masa de tejido fibroso, proceso conocido como “organización”.

Como se ha comentado anteriormente, la inflamación crónica puede ser la respuesta primera ante un agente agresor, o bien la continuación de una inflamación aguda. Esto sucede si la respuesta inflamatoria aguda no llega a su fin, debido a la persistencia del agente nocivo o bien a alteraciones durante el proceso fisiológico de curación.

2.2.7. Inflamación causada por traumatismos

El presente estudio se centra en la inflamación producida exclusivamente por traumatismos (ya sean éstos directos o indirectos) y más concretamente sobre una de las manifestaciones locales descritas anteriormente: el aumento de temperatura, en consecuencia, el resto de manifestaciones no serán de interés en este estudio.

A continuación, la Figura 2.1 muestra un esquema del proceso inflamatorio motivado por un traumatismo.

Una de las bases para la justificación del uso de la TI en este estudio es el efecto fisiológico de aumento de temperatura local asociado a un proceso inflamatorio producido por un traumatismo. Este aumento de la temperatura será utilizado como posible medida en el diagnóstico de las lesiones.

A continuación, se describe la importancia de la temperatura en el cuerpo humano, los mecanismos de termorregulación, así como las distintas técnicas a utilizar para su medición, pero resaltando la TI, dado que es la que se va a utilizar en el estudio.

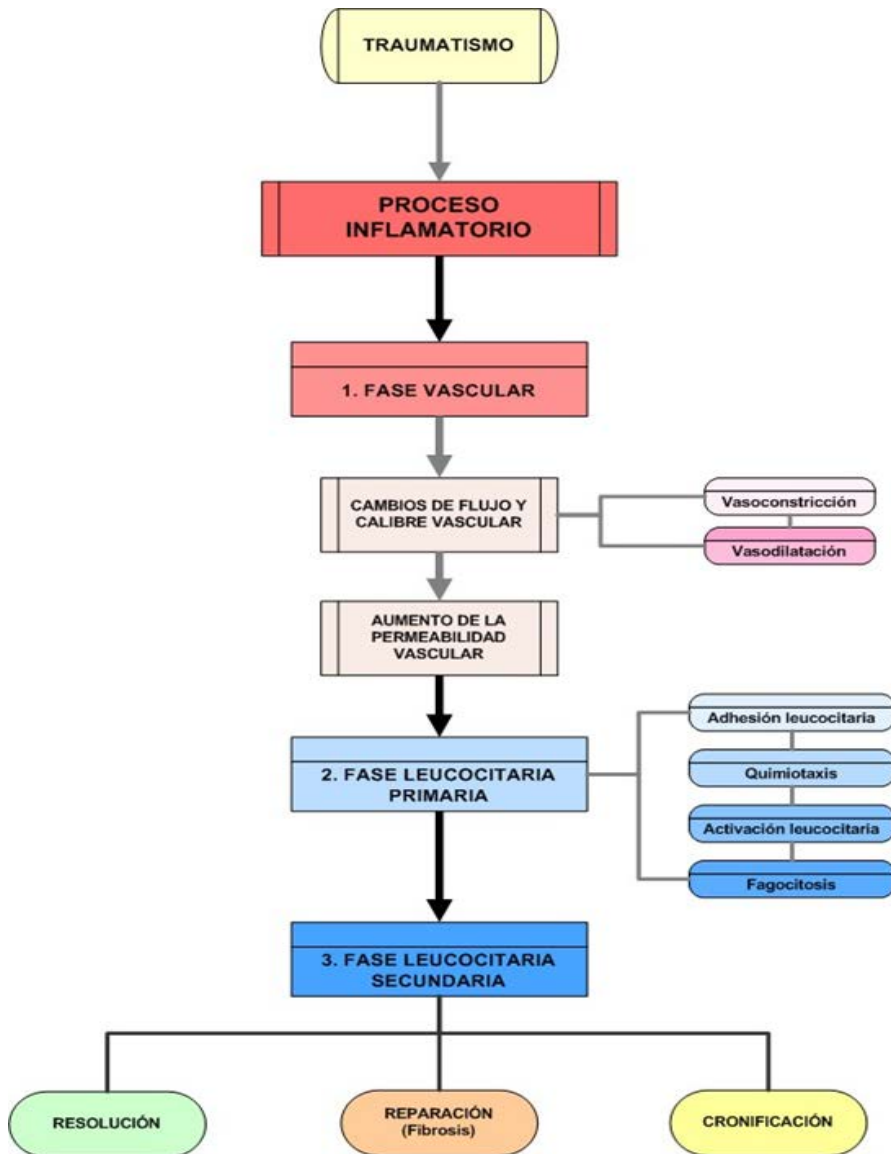


Figura 2.1. Esquema del proceso inflamatorio motivado por un traumatismo.

2.3. TERMOMETRÍA

Históricamente, la temperatura ha sido considerada como un indicador de la salud (Houdas y Ring, 1982; F. E. Ring y Jones, 2007).

En la Tabla 2.6 se muestra un resumen de hitos históricos relacionados con la TI desde el siglo XVI hasta el siglo XX (1960).

Tabla 2.6. Evolución cronológica de descubrimientos físicos y tecnológicos en TI.

Momento histórico	Científico o lugar	Acontecimiento
S. XVI (1593)	J.B. Della Porta	<ul style="list-style-type: none"> - Registro inicial de “calor reflejado”. - El calor humano se puede detectar por reflexión.
S.XIX (1800)	W.Herschel	<ul style="list-style-type: none"> - Descubrimiento de la radiación infrarroja. - El calor se comporta como luz.
S. XIX (1840)	J. Herschel	<ul style="list-style-type: none"> - Imagen por radiación térmica. - Primer termograma = evapograma solar. - Descubrimiento del efecto termoeléctrico.
S. XIX (1860)	C. Babage	<ul style="list-style-type: none"> - Primera computadora mecánica.
S. XIX (1864)	A. Toepler	<ul style="list-style-type: none"> - Fotografía la variación de densidad de un fluido.” Fotografía Schlieren”. - Corriente de convección del calor emitido por el cuerpo humano.
S. XIX (1880)	S. Langley	<ul style="list-style-type: none"> - Desarrollo del bolómetro. Medición de la radiación electromagnética procedente de un objeto. - Teledetección de la temperatura.

Tabla 2.6. Evolución cronológica de descubrimientos físicos y tecnológicos en TI (cont.).

Momento histórico	Científico o lugar	Acontecimiento
S. XIX (1896-1985)	M. Czerny	- Bases de los sensores térmicos.
S. XX (1935)	J.D. Hardy	- Piel humana equiparable a la radiación de un “cuerpo negro”.
S. XX (1929)	K. Tihanyi	- Primer dispositivo capaz de mostrar representaciones de la temperatura: Evaporógrafo.
S. XX (1940)	I.S. Bowen L.T. Clark	- Primer sensor electrónico para radiación infrarroja.
S. XX (1944-45)	II Guerra Mundial	Uso militar: - sistemas de visión nocturna. - dispositivos Sniperscope.
S. XX (1956)	Ray Lawson	Uso en salud: - Diagnóstico de cáncer de mama. - Evaporógrafo.
S. XX (1959)	Middlesex Hospital Royal National Hospital	Uso en salud: - Sistemas de imagen infrarroja. - Monitorización de cambios de temperatura de la piel en enfermedades reumáticas.
S. XX (1959)	M. Cade	- Termógrafo infrarrojo de barrido. “Pyroscan”.
S. XX (1960)	Radio Corporation of America (RCA)	- Tubo fotocátodo multicalcino.
S. XX (1960-66)	N. York Estrasburgo	Conferencias sobre termografía.

A partir de la década de los años 60 se producen avances tecnológicos, que se incorporan en ámbitos militares e industriales y que posteriormente harán posible progresos en la aplicación de la TI en el ámbito de la salud. De éstos destacan el desarrollo del tubo fotocátodo multialcalino, el estudio de isotermas, el desarrollo de sistemas de detectores de infrarrojos con uso militar como detectores con elaboración de imágenes en tiempo real y el Sistema de navegación Forward Looking Infrared (FLIR). También es importante la introducción de sistemas informáticos y las mejoras de los mismos desde entonces hasta la actualidad.

En el ámbito de la salud hay que destacar:

- “*Índice termográfico*”. En 1972 el grupo de investigadores de Bath desarrolló este sistema que se basaba en la medición de la zona de las isotermas dentro de una región anatómica específica (Collins, Ring, Cosh, y Bacon, 1974).

Aunque era conocida la necesidad de prestar una rigurosa atención a la técnica porque era esencial para obtener resultados reproducibles, la tecnología de las cámaras de esa época contaba con factores que no eran evidentes para el médico como: la desviación en el nivel de calibración, la estabilización de la cámara, las influencias de la temperatura ambiente, etc., y que podían introducir grandes variables que a menudo no eran reconocidas por el investigador (Diakides y Bronzino, 2007; E. F. J. Ring, 2012).

- *Creación de la Asociación Europea de Termografía (1972)*. En 1974 se formaron grupos para formular directrices de buenas prácticas del uso de imágenes térmicas en medicina y farmacología como criterios de uso de la termografía, requisitos para la preparación del paciente, y las condiciones para la formación de imágenes térmicas.

- *Elaboración de un “Glosario de términos técnicos”* en 1978 y para su uso en el sector sanitario (Engel et al., 1979; E. F. J. Ring, Engel, y Page-Thomas, 1984).

A partir de la década de los años 80 los avances tecnológicos de las cámaras termográficas, la moderación de los precios, la calidad de imagen y el seguimiento de protocolos han convertido en la actualidad a la TI en una herramienta de medición de gran alcance, con capacidad y fiabilidad de diagnóstico (Diakides y Bronzino, 2007).

- *CD ROM de los primeros trabajos sobre la proyección de la imagen infrarroja en medicina.* Facilitado por el Dr. N. Diakides en 1996, en la IEEE EMBS Conferencia en Amsterdam supuso un gran apoyo.
- *Protocolos estándar y de buenas prácticas de la TI.* El uso de imágenes térmicas en los ensayos clínicos puso de relieve la necesidad de fijar protocolos estándar en la práctica clínica (E. F. J. Ring y Ammer, 2000). También se ha demostrado que la adición de una fuente de referencia de temperatura exterior puede ser de gran ayuda, así como el uso de ROI) (Ammer, 2008).

La termografía infrarroja en la actualidad está altamente desarrollada, en la industria y en la astronomía ha ampliado y superado las expectativas. En medicina, las aplicaciones tienen que desarrollarse con base en la fisiología humana ya que hay que hacer una interpretación cuidadosa de los resultados.

En la actualidad, las imágenes térmicas ya están digitalizadas y cuantificables, y preparadas para su integración en el ámbito hospitalario y en las redes clínicas informatizadas (Diakides y Bronzino, 2007).

Podemos concluir diciendo que la evolución tecnológica ha conseguido avances en el desarrollo de las cámaras termográficas, mejorando la calidad de

las imágenes y la velocidad de captura de la imagen y facilitando el uso de protocolos que junto a una moderación de precios de las cámaras hacen que la termografía sea una opción de uso en salud y en otros ámbitos.

Una vez que hemos realizado un breve recorrido histórico de la evolución de la TI, vamos a centrarnos en la relación de la temperatura corporal y la enfermedad.

La asociación entre los cambios en la temperatura y la enfermedad es casi tan antigua como la propia medicina. Hipócrates en el siglo IV a.C. dijo: *"Si una parte de tu cuerpo está más caliente o más fría que el resto, a continuación la enfermedad estará presente en esa parte"*. Por ello, la temperatura corporal anormal es un indicador natural de la enfermedad. La primera acción de un clínico es medir la temperatura del paciente, y lo hace por vía oral, rectal o por el conducto auditivo externo del oído mediante sensores de contacto lentos en la respuesta y que sólo proporcionan la temperatura corporal de la pequeña zona en la que se hace la medición.

Los seres humanos son homeotermos, es decir, mantienen la temperatura de forma constante frente a las diferencias de temperatura del exterior. Esta característica es esencial para la preservación de un entorno relativamente constante en el cuerpo que se denomina homeostasis con respecto a las funciones y a la composición de fluidos y tejidos. Por ello, los cambios de temperatura de más de unos pocos grados en ambos sentidos es un claro indicador de una disfunción corporal, las variaciones de temperatura fuera de este rango pueden perturbar los procesos químicos esenciales en el cuerpo.

2.3.1. Fisiología de la termorregulación

El ser humano es capaz de mantener su temperatura corporal constante, dentro de ciertos límites, pese a los cambios de la temperatura en el exterior del mismo. Esto es posible gracias a que su organismo dispone de diversos

mecanismos de termorregulación que mantienen un equilibrio entre la producción y la eliminación de calor, quedando la temperatura corporal entre unos límites restringidos, conservando las funciones, la composición de los fluidos y tejidos corporales, permitiendo así, una actividad fisiológica correcta (B. F. Jones y Plassmann, 2002).

La temperatura superficial de la piel se determina por la velocidad de intercambio de calor entre el entorno y el interior del cuerpo (B. F. Jones, 1998). El calor es transportado a la piel por el flujo de sangre a través de los vasos sanguíneos y desde allí por conducción térmica a la superficie de la piel. El flujo de sangre aumenta o decrece de acuerdo con la relación entre las condiciones ambientales y el núcleo central del cuerpo. El gradiente de temperatura en la piel es del orden de 0.2 °C/mm y 0.5 °C/mm, aunque puede ser mayor en zonas con mayor irrigación sanguínea, asociadas en ocasiones con zonas de mayor metabolismo (Steketee, 1973).

La temperatura oral oscila entre los 36.3 y 37.3 °C. La temperatura axial es generalmente de 0.3 a 0.5 °C más baja, mientras que la temperatura rectal es de 0.3 a 0.5 °C más alta. La temperatura corporal sufre pequeñas oscilaciones, disminuyendo durante el sueño y aumentando en la vigilia. Se producen alteraciones en la termorregulación que pueden provocar un aumento de temperatura notable, por ejemplo, durante la realización de ejercicio físico intenso, o por la incapacidad del organismo de desencadenar los mecanismos de dispersión del calor. Así pues, el aumento patológico de la temperatura corporal es síntoma de diversas enfermedades.

Los mecanismos fisiológicos de termorregulación se dividen en dos grandes grupos: por una parte, los que tienen como objetivo eliminar calor (termólisis), y por otra los mecanismos cuya finalidad es producirlo o generarlo (termogénesis) (B. F. Jones y Plassmann, 2002).

En relación a la termólisis, el organismo cuenta con los siguientes mecanismos (Figura 2.2):

- Eliminación de calor a través de la respiración: mediante las espiraciones se expulsa vapor de agua caliente, lo que contribuye a un enfriamiento global del organismo.
- Eliminación de calor a través de la piel por:
 - Radiación: consiste en la transferencia de calor a un medio más frío por la emisión de ondas electromagnéticas. La superficie radiante para el ser humano es la piel, dependiendo de la cantidad y temperatura de la sangre que circula por la piel ante una determinada temperatura ambiental. En los ambientes fríos, la radiación es la principal vía para la pérdida de calor.
 - Conducción: corresponde a la transferencia de calor por contacto físico. Por ejemplo, al tocar un objetivo frío, el objeto se va calentando mientras que la zona corporal que está en contacto con el objeto va perdiendo calor, es decir, se va enfriando.
 - Convección: es la transmisión de calor a un medio en movimiento (líquido o aire) que aleja el calor y tiende a mantener el gradiente. Por ejemplo, si el aire o líquido frío se encuentra en contacto con una persona caliente, se va calentando, a la vez que la persona se enfría, como ocurre al nadar.
- Eliminación de calor por las excretas (orina, heces y sudoración). Este mecanismo es el de menor importancia en cuanto a la eliminación del calor del organismo.

La pérdida de energía por radiación supone en torno al 50 % de la energía total perdida, seguida de la pérdida por convección.

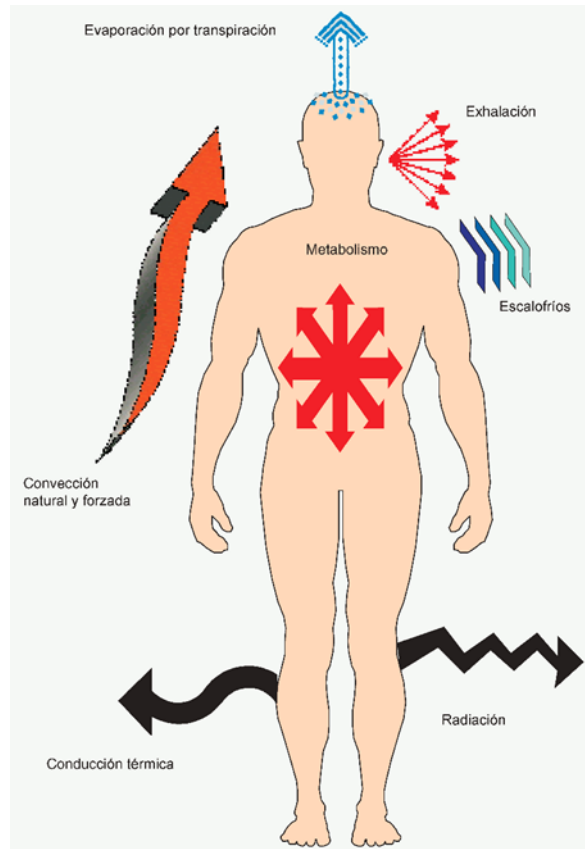


Figura 2.2. Mecanismos de pérdida de calor a través de la piel (B. F. Jones y Plassmann, 2002).

En cuanto a la producción de calor o termogénesis, se destacan los siguientes mecanismos:

- Escalofríos: consisten en contracciones musculares involuntarias, controladas por el sistema nervioso central. Aunque no producen movimiento, esta actividad muscular produce un aumento de temperatura corporal.

- Aumento del metabolismo basal tanto por un aumento de las oxidaciones celulares como por un aumento de la actividad de las hormonas tiroideas.
- Ejercicio muscular intenso.
- Ingesta de alimentos calientes o calor obtenido en entornos calurosos.

En general, el calor ganado por la piel es equilibrado por las pérdidas según diferentes mecanismos:

- Radiación térmica.
- Conducción térmica.
- Convección natural.
- Convección forzada (como la exhalación o espiración y la circulación sanguínea).
- Evaporación del sudor.

La temperatura del cuerpo es controlada por el hipotálamo, que equilibra la generación con la pérdida de calor. Está conectado a la glándula pituitaria y actúa como un circuito de retroalimentación negativa. El calor se genera por el metabolismo y la contracción de los músculos y se transporta a través del cuerpo por la circulación sanguínea. La parte anterior del hipotálamo (sistema nervioso parasimpático) envía señales neuronales para activar los mecanismos de pérdida de calor, tales como la vasodilatación, la transpiración, o la reducción de la tasa metabólica cuando detecta un aumento de temperatura de la sangre (Woodrough, 1982).

Sin embargo, la parte posterior del hipotálamo o caudal (sistema nervioso simpático), reduce la pérdida de calor cuando detecta un descenso de la

temperatura de la sangre y activa la vasoconstricción, que disminuye el flujo sanguíneo en la piel (aparece la piel de gallina y el pelo de punta) que crea una capa aislante de aire entre la piel y el ambiente exterior, más frío (B. F. Jones y Plassmann, 2002).

Por tanto, los mecanismos fisiológicos reflejos influyen tanto en la producción de calor (termogénesis), como en su eliminación (termólisis), manteniendo constante la temperatura corporal. A lo largo de toda la superficie corporal se distribuyen receptores sensoriales sensibles a las variaciones de temperatura (termorreceptores o corpúsculos de Ruffini). Se distinguen receptores para el calor y receptores para el frío, localizados no de manera uniforme sino a modo de manchas en toda la superficie corporal. Dichos receptores están en conexión con fibras sensitivas aferentes que conducen los impulsos a la médula espinal y, desde aquí, éstos recorren los haces de los cordones posteriores para llegar al hipotálamo.

En resumen, podemos decir que la regulación de temperatura de la piel es un sistema complejo que depende del flujo sanguíneo, de las estructuras locales de los tejidos subcutáneos y de la actividad del sistema nervioso simpático (Kellog y Pérgola, 2000). El sistema nervioso simpático es el principal regulador de flujo de sangre en la piel y es, por lo tanto, el principal regulador de emisión térmica (Charkoudian, 2003). Los termorreceptores de la piel reconocen la temperatura ambiente y participan también en el proceso de termorregulación. Un aumento de la temperatura da como resultado vasodilatación, lo que aumenta el flujo de sangre a la piel, mientras que la vasoconstricción se produce por una disminución de la temperatura y una reducción del flujo sanguíneo a la piel (Wallin, 1990).

Aunque la temperatura elevada en el cuerpo humano se consideró como un síntoma importante en la salud de las persona, la medición de la misma de

forma objetiva no fue desarrollada hasta el siglo XVI (F. E. Ring y Jones, 2007).

2.3.2. Metodología para la detección de la temperatura

La metodología para la detección de temperatura se puede subdividir en cuatro categorías principales: termometría por contacto eléctrico, discriminación de la temperatura cutánea, termografía de cristal líquido y termografía por infrarrojos (Anbar, Gratt, y Hong, 1998; Bertelsmann, Heismann, Weber, van der Veen, y Schouten, 1985; Bharara, Cobb, y Claremont, 2006).

En la Tabla 2.7 se muestran las diferentes categorías de detección o medición de la temperatura, detallando características y ventajas e inconvenientes de cada una de ellas.

Tabla 2.7. Categorías para la detección de temperatura.

Categorías	Características	Ventajas e inconvenientes
Termometría por contacto eléctrico.	Necesario contacto del sujeto con un elemento hecho generalmente de resistencias de semiconductor. Sirve como una referencia para la termografía por infrarrojos.	La presión excesiva desde el sensor puede alterar el flujo sanguíneo y por lo tanto modificar la temperatura.
Discriminación de la temperatura cutánea	-	Bertelsmann et al. (1985) demostraron que podría utilizarse para el diagnóstico precoz de los pacientes diabéticos.

Tabla 2.7. Categorías para la detección de temperatura (cont.).

Categorías	Características	Ventajas e inconvenientes
Termografía de cristal líquido	Se utiliza un termómetro que consiste en hojas de goma flexible dentro de la cuales los cristales líquidos colestéricos termocrómicos están dispuestos en varios niveles (Anbar et al., 1998). Los cristales líquidos cambian de color debido a los cambios de temperatura y el patrón dado representa la distribución de la temperatura de la superficie del cuerpo.	La técnica tiene baja sensibilidad térmica (0.3-1.0 °C) y mala resolución espacial (> 5 mm) (Anbar et al., 1998).
Termografía por infrarrojos	La radiación térmica emitida por una superficie se detecta mediante un puerto de infrarrojos y la intensidad de la radiación emitida se convierte a temperatura. Puede ser estática o dinámica. Se utiliza cámara termográfica.	En la TI estática la distribución de la temperatura instantánea mejor está controla. En la TI dinámica la variación temporal de la distribución de la temperatura es supervisada.

Destacamos la termografía por infrarrojos estática para la medición de la temperatura, seleccionada como categoría o técnica de medición de la temperatura de la zona lesionada mediante el uso de una cámara termográfica.

2.3.3. Termografía Infrarroja

La termografía infrarroja es una técnica que permite medir temperaturas superficiales de un cuerpo a distancia, con exactitud y sin necesidad de contacto físico con el objeto a estudiar, a partir de la radiación térmica emitida, mediante la captación de la RI. Utilizando cámaras termográficas, se registra

una imagen visible de la energía infrarroja invisible emitida por los objetos convirtiendo la energía radiada en información sobre temperatura.

La Asociación Europea de Termografía (1978), a través de la Comisión de Terminología, propuso un glosario de términos técnicos especializados como guía para el usuario de técnicas termográficas en salud, de él destacamos aquellos que van a ser utilizados en este trabajo (B. F. Jones, 1998), como se muestra en la Tabla 2.8.

Tabla 2.8. Términos técnicos en termografía seleccionados del Glosario de 1978. Asociación Europea de Termografía.

Término	Definición
Termología	Estudio de la naturaleza y efectos de la energía térmica.
Termometría	Medida de un parámetro del estado térmico de un cuerpo, que es la temperatura.
Termografía	Registro gráfico de la temperatura o la distribución de la temperatura de un cuerpo, ya sea por conducción, convección o radiación (Engel, Flesch, y Stüttgen, 1983). Método de la formación de una imagen (el termograma) de distribución de la temperatura en la superficie de un cuerpo.
Termografía Infrarroja	Registro gráfico de la distribución de la temperatura de un cuerpo utilizando la radiación infrarroja emitida por la superficie del cuerpo a longitudes de onda entre 0.8 μm y 1 μm . La termografía infrarroja no debe confundirse con la fotografía infrarroja que usa la radiación infrarroja de una fuente externa que se refleja en el "cuerpo".

2.3.3.1. Concepto de termografía infrarroja

La radiación calorífica es la energía liberada por un objeto desde su superficie debido a la agitación térmica que impone la temperatura, de modo que cualquier cuerpo que se encuentre a una temperatura superior al cero absoluto ($0\text{ K} = -273\text{ °C}$) emite energía de radiación calorífica, energía que se encuentra fundamentalmente en la región infrarroja del espectro de radiación electromagnética y que se denomina Radiación Infrarroja (RI) o térmica. La cantidad de RI emitida en una cierta longitud de onda desde la superficie de un objeto, está en función de la temperatura del objeto. Este principio físico, fundamenta el uso de la termografía infrarroja, puesto que implica que se puede medir la temperatura de un objeto midiendo la RI que emite.

La energía infrarroja es una parte del espectro electromagnético de comportamiento similar a la luz visible. Este tipo de energía viaja a través del espacio a la velocidad de la luz y puede ser reflejada, refractada, absorbida, y emitida. En la Figura 2.3 se presenta un esquema del espectro electromagnético, mostrando la relación inversa entre las longitudes de onda y la energía.

La longitud de onda de la energía infrarroja está entre 0.7 y $1\mu\text{m}$ (Costa Quintana y López Aguilar, 2007):

- Infrarrojo próximo: $0.75 - 3\ \mu\text{m}$.
- Infrarrojo intermedio: $3 - 6\ \mu\text{m}$.
- Infrarrojo lejano: $6 - 15\ \mu\text{m}$.
- Infrarrojo extremo: $15 - 1\mu\text{m}$.

Para el cuerpo humano, la mayor parte de esta emisión se realiza en las longitudes de onda comprendidas entre 2 y $20\ \mu\text{m}$.

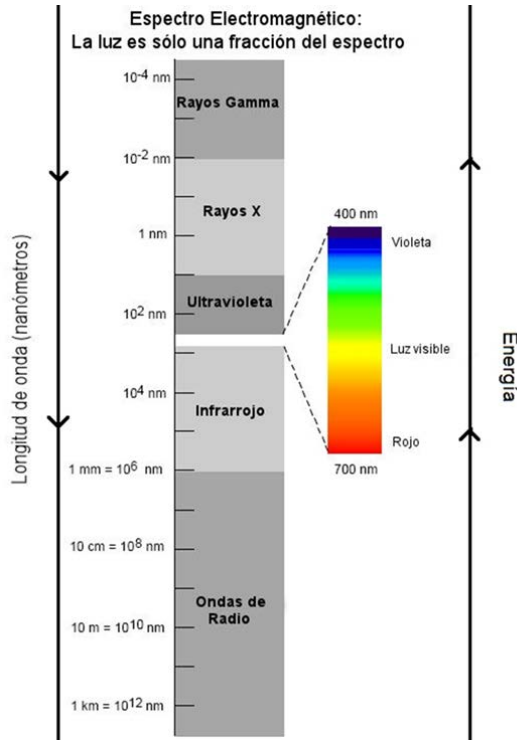


Figura 2.3. Espectro de luz visible.

2.3.3.2. Bases físicas de la termografía

Todos los objetos a temperatura por encima del cero absoluto emiten radiación electromagnética de manera espontánea; es lo que se conoce como “radiación natural, calorífica o térmica”.

Según la teoría de la radiación térmica, un cuerpo negro se considera como un objeto hipotético que absorbe toda la radiación incidente e irradia un espectro continuo de acuerdo a la ley de Planck. Con la integración de la ley de Planck para todas las frecuencias se obtiene la ley de Stefan-Boltzmann que describe el total de potencia de emisión de un cuerpo negro (Modest,

2003). La ecuación (Ec. 2.1) muestra la dependencia del poder emisor con la temperatura.

$$E = \sigma T^4 \quad (\text{Ec. 2.1})$$

donde E es el poder emisor o potencia de emisión total (W/m^2), σ es la constante de Stefan Boltzman ($\sigma=5.676 \times 10^{-8} \text{ W}/\text{m}^2 \text{ K}^4$) y T es la temperatura absoluta (K). Para las superficies reales la ley de Stefan Boltzman modifica la expresión anterior, de la siguiente forma (Ec. 2.2):

$$E = \varepsilon \sigma T^4 \quad (\text{Ec. 2.2})$$

donde ε es la emisividad de la superficie de emisión a una longitud de onda fija y T la temperatura absoluta. Para un cuerpo negro perfecto ε , es la unidad, pero para materiales reales la emisividad siempre es menor que la unidad.

El cuerpo negro representa un cuerpo ideal que es el absorbente y emisor de radiación perfecto. El poder emisor espectral de un cuerpo negro, $E_{b\nu}$ (Ec. 3) es la energía emitida por unidad de superficie y tiempo y longitud de onda, dentro de un pequeño intervalo de frecuencia $\nu+d\nu$, y viene dado por la ley de Planck (B. F. Jones, 1998), según la expresión siguiente (Ec. 2.3):

$$E_{b\nu} d\nu = \frac{h\nu^3}{c^2 e^{\left(\frac{h\nu}{KT}\right)-1}} d\nu \quad (\text{Ec. 2.3})$$

donde h es la constante de Planck, c es la velocidad de la luz, K es la constante de Boltzmann y T es la temperatura en unidades absoluta.

La función de distribución de energía de Planck para cada temperatura tiene un máximo bien definido a una determinada frecuencia, disminuye rápidamente hacia frecuencias superiores y vuelve a disminuir con una caída

más suave hacia frecuencias inferiores, como puede observarse en la Figura 2.4.

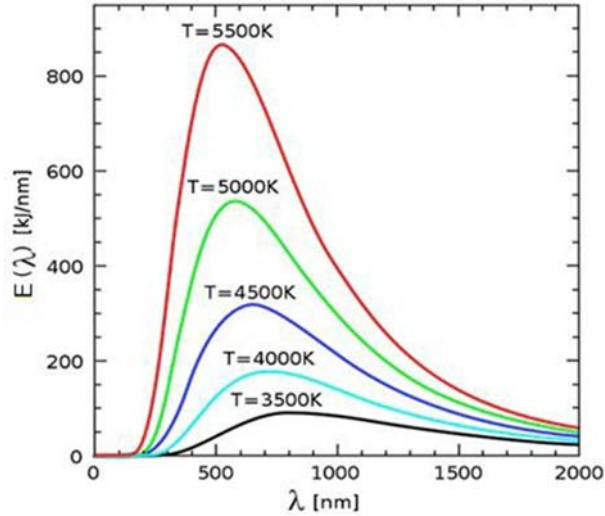


Figura 2.4. Energía radiante emitida por un cuerpo en función de la longitud de onda para diferentes valores de temperatura.

La integración de la función de Planck para cada temperatura en todas las frecuencias (área bajo la curva) conduce a la Ley de Stefan Boltzmann.

Por otro lado, la longitud de onda del máximo de la curva se desplaza hacia longitudes de onda mayores al disminuir la temperatura, de acuerdo con la ley de Wien, como muestra la ecuación (Ec. 2.4):

$$\lambda_{max} \cdot T = 0.0022898 \quad (\text{Ec. 2.4})$$

donde λ_{max} es la longitud de onda (en metros) del máximo de emisión a la temperatura T (en grados Kelvin). En la Figura 2.5 se presenta una curva de emisión de radiación del cuerpo humano.

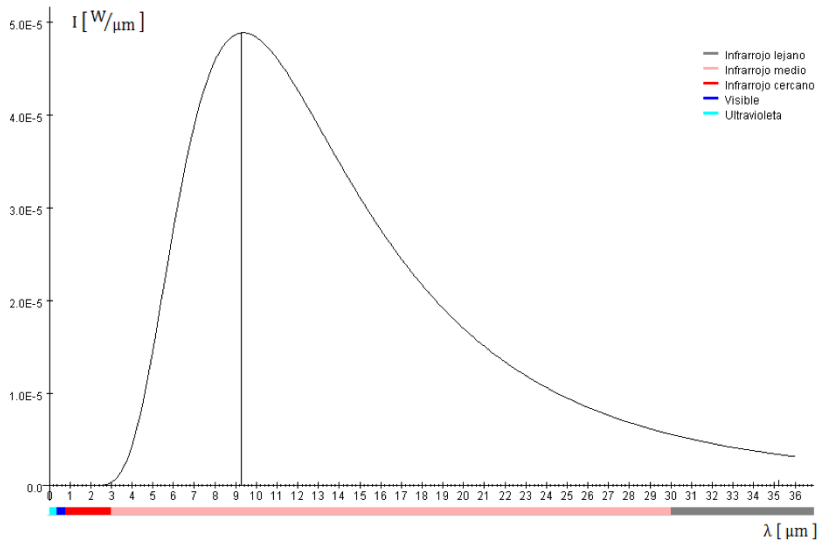


Figura 2.5. Curva de emisión de radiación del cuerpo humano a 37°C, generado a partir de la aplicación. <http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/cuantica/negro/radiacion/radiacion.htm>

Como parte del proceso de termorregulación, el cuerpo humano intercambia calor con el medio que lo rodea. La piel humana, como se ha indicado, emite radiación principalmente en el intervalo de 2 a 20 μm , de modo que, a 37 °C, la longitud de onda de máxima emisión de radiación se da a 9.3 μm ; situada, por tanto, en la zona infrarroja del espectro, lo que pone de manifiesto la utilidad de la termografía en medicina (Ng, 2009).

Tanto a partir de la ley de Stefan-Boltzmann como de la de Wien, es posible determinar la temperatura de un cuerpo emisor, pero la primera ofrece más resolución, porque el poder emisor depende de la cuarta potencia de la temperatura y, por tanto, pequeñas variaciones de temperatura producen grandes variaciones del poder emisor.

Ahora bien, los sistemas radiactivos naturales no se comportan como cuerpos negros perfectos, de modo que la energía radiante emitida y su

distribución espectral no se ajustan a las de un cuerpo negro a su misma temperatura.

La propiedad de los materiales que informa sobre la capacidad o eficiencia de éstos para emitir radiación, comparada con un cuerpo negro, es la emisividad (ε), definida como la relación entre el poder emisivo de un cuerpo para una longitud de onda, a una temperatura dada y la que emitiría un cuerpo negro ($E_{b\nu}$), a la misma temperatura y para la misma longitud de onda.

La ecuación (Ec.2.5) muestra la relación descrita anteriormente:

$$\varepsilon_{\nu} = \frac{E_{\nu}}{E_{b\nu}} \quad (\text{Ec. 2.5})$$

Hay pocas superficies que se acerquen a la emisividad del cuerpo negro ($\varepsilon=1$), pero la piel humana, con un valor constante de 0.98 ± 0.01 aproximadamente entre las longitudes de onda de $2 \mu\text{m}$ y $15 \mu\text{m}$, hace que los seres humanos puedan ser tratados como verdaderos cuerpos negros (B. F. Jones, 1998). De hecho, la emisividad de la piel se mantiene constante independientemente de su pigmentación.

La Tabla 2.9 muestra la emisividad de diferentes tejidos humanos a 40°C en longitudes de onda infrarrojas (B. F. Jones, 1998; Steketee, 1973).

Aunque las emisiones infrarrojas de la piel humana a 37°C se encuentran dentro de la gama de longitud de onda de $2\text{-}20 \mu\text{m}$, alcanza su máximo alrededor de $10 \mu\text{m}$ (Lahiri, Bagavathiappan, Jayakumar, y Philip, 2012).

Para aplicaciones médicas se utiliza generalmente una banda de longitud de onda muy estrecha ($8 - 12 \mu\text{m}$), que se denomina “rayos infrarrojos del cuerpo” (Diakides y Bronzino, 2007).

Tabla 2.9. Emisividad de tejidos humanos a 40 °C en longitudes de onda infrarrojas.

Tejidos y longitudes de onda de emisión	Emisividad
Piel negra (3-12 μm)	0.98 ± 0.01
Piel blanca (3-14 μm)	0.97 ± 0.02
Piel quemada (3-14 μm)	0.97 ± 0.02
Epicardio (fresco 0.5h) 3 μm	0.85
Epicardio (fresco 0.5h) 5 μm	0.86
Epicardio (9 días a -20 °C)	0.99
Pericardio (3 μm)	0.88
Pericardio (5 μm)	0.94
Pericardio (9 μm)	0.95

La potencia emitida en forma de calor por un cuerpo se puede obtener a partir de la superficie de su piel (unos 2 m²) y su temperatura corporal (unos 37 °C, es decir 310 K), por medio de la Ley de Stefan-Boltzmann, resultando ser de alrededor de 100 vatios. Esto está íntimamente relacionado con la llamada "sensación térmica", según la cual podemos sentir frío o calor independientemente de la temperatura ambiental, en función de la radiación que recibimos: si recibimos más de los 100 vatios que emitimos, tendremos calor, y si recibimos menos, tendremos frío. En ambos casos la temperatura de nuestro cuerpo es constante (37 °C) y la del aire que nos rodea también. Por lo tanto, la sensación térmica en aire quieto sólo tiene que ver con la cantidad de radiación que recibimos y su balance con la que emitimos constantemente como cuerpos calientes que somos. Pero si hay viento, la capa de aire en contacto con nuestra piel puede ser reemplazada por aire a otra

temperatura, lo que también altera el equilibrio térmico y modifica la sensación térmica. En este estudio, en el momento de captación de las ITI, es importante tener en cuenta este hecho.

2.3.3.3. Aplicaciones en salud

Durante las últimas cinco décadas ha habido un aumento constante de la utilidad de las cámaras de imagen térmica para obtener correlaciones entre la fisiología térmica y la temperatura de la piel. La termografía se ha utilizado principalmente para la investigación de enfermedades en las que temperatura de la piel puede reflejar la presencia de la inflamación en los tejidos subyacentes, o donde el flujo de sangre se aumenta o disminuye debido a una anomalía clínica. En principio, la termografía se puede aplicar en medicina, ya sea como una prueba de diagnóstico o como medida de resultado en los ensayos clínicos (E. F. J. Ring y Ammer, 2012).

La TI ha sido utilizada con éxito en el diagnóstico de cáncer de mama, la neuropatía diabética y trastornos vasculares periféricos. También se ha usado para el diagnóstico de lesiones músculo-esqueléticas, detectar problemas neurológicos, enfermedades reumáticas, ginecología, dermatología, oftalmología, trasplante renal, cardiología, cirugía, termorregulación, y screening de fiebre (Hildebrandt, Zeilberger, Ring, y Raschner, 2012; B. F. Jones, 1998; Lahiri et al., 2012).

Los detectores de infrarrojos de nueva generación proporcionan imágenes térmicas que se están convirtiendo en una herramienta de diagnóstico y en una alternativa médica más para realizar mediciones de patrones anormales de temperatura. La interpretación de las ITI codificadas con una escala de color y temperatura es un proceso comparativamente más fácil y más rápido.

En la actualidad, la investigación en este campo se centra en el análisis automático de la distribución de la temperatura de las ROI y su análisis

estadístico para la detección de anomalías. Además, las imágenes térmicas se pueden almacenar digitalmente y tras la utilización de distintos paquetes de software para su procesado se pueden comparar con un patrón térmico.

Del mismo modo, debido a la clínica de las enfermedades, los patrones térmicos anormales en las superficies de la piel pueden ser monitorizados.

Barnes demostró, en 1964, que las ITI pueden proporcionar información de anomalías físicas y por lo tanto ser útil para el diagnóstico de la enfermedad física. (Barnes, 1964). Desde entonces gran número de autores han investigado en el campo de la medicina. En la Tabla 2.10 se muestran algunos ejemplos de autores y estudios específicos.

Tabla 2.10. Estudios de TI en medicina.

Autores	Estudios
(Sherman, Wideman, y Karstetter, 1996).	Evaluación de asimetrías de temperatura de la piel entre los miembros pareados y concluyeron que la TI con mapa cuadrículado del cuerpo es el método más simple para la digitalización de la temperatura.
Fauci et al. (2001)	Revisión de la historia de la TI sobre los diversos sistemas de detección y su aplicación en el diagnóstico médico.
Jiang et al. (2005).	Revisión de la perspectiva de la TI en termografía médica.
E. F. J. Ring, Jung, y Zuber (2009).	Plantearon las oportunidades del uso de TI en el campo médico.
Jung, Zuber, y Ring (2003), Ammer y Ring (1995).	Ponen de manifiesto varias aplicaciones de la TI en medicina.

Otros autores como (Hildebrandt et al., 2012) afirmaron que la TI se utiliza en una variedad de aplicaciones médicas en los campos de la neurología, la oncología, traumatología y dermatología (Hildebrandt, Raschner, y Ammer, 2010).

En la revisión realizada por Lahiri et al. (2012) se indica que, hasta el momento, la TI ha sido utilizada con éxito. La Tabla 2.11 muestra una relación de las áreas donde los resultados, del uso de termografía infrarroja, han sido buenos.

Tabla 2.11. Aplicaciones donde ha sido utilizada con éxito la ITI.

Usos de la TI en medicina
Estudio de la termorregulación.
Detección del cáncer de mama.
Diagnóstico de la neuropatía diabética y trastornos vasculares.
Detección de la fiebre.
Diagnóstico en odontología.
Aplicaciones en dermatología.
Control de la presión arterial.
Diagnóstico de enfermedades reumáticas.
Diagnóstico del síndrome del ojo seco y otras enfermedades oculares.
Diagnóstico de enfermedades hepáticas.
Tratamiento de enfermedades renales.
Intervenciones quirúrgicas de corazón.
Ginecología.

La última actualización sobre los avances en la TI en medicina (Diakides, Diakides, y Bronzino, 2013) muestra la siguiente relación de aplicaciones de la TI en medicina: oncología, manejo y control del dolor, trastornos vasculares, enfermedades reumáticas/ artritis, neurología, cirugía (corazón, trasplantes, etc.), oftalmología, dermatología, quemaduras, úlceras, monitorización de la eficacia de tratamientos farmacológicos y otras terapias, tiroides, odontología, trastornos respiratorios, deporte y rehabilitación física.

La TI tiene un uso generalizado en la investigación del cáncer de mama (Arora et al, 2008; Ng, 2009; Kontos et al, 2011) donde los tumores se caracterizan por aumento de la angiogénesis y, por lo tanto, a un aumento de la actividad metabólica, que conduce a gradientes de temperatura más altos en comparación con el tejido circundante. También es bien aceptada en la cirugía como la de bypass aorto-coronaria, ya que posibilita supervisar la reanudación del flujo de sangre a través de los vasos sanguíneos coronarios (Wild et al., 2003). En cirugía plástica, se utiliza para evaluar la reperfusión de los colgajos (de Weerd, 2006).

Asimismo, Hildebrandt et al. (2012) incluyen estudios recientes y relevantes clasificados en tres áreas de investigación; lesiones en tejidos blandos, trastornos vasculares y trastornos vasomotores.

Para todas las áreas de la medicina hay que señalar que la ITI, como una medida de resultado, ofrece un mapa visual de la distribución de temperatura de la piel, pero no puede cuantificar de forma absoluta los valores de temperatura, requiriendo de la valoración clínica para la interpretación de los termogramas.

A nivel mundial existen instituciones que se dedican a la investigación y aplicación práctica de la ITI (ver Tabla 2.12) y esto ha dado como resultado

un aumento en el número de publicaciones en revistas científicas (Diakides et al., 2013).

Tabla 2.12. Instituciones a nivel mundial en el uso de la TI en medicina.

País	Instituciones	Programas
EEUU	National Institutes of Health, University of Texas, John's Hopkins University, University of Houston.	Trastornos vasculares. Angiogénesis. Sarcoma de Kaposi. Dolor de distrofia simpática refleja. Monitorización de la eficacia de la radioterapia. Trasplante de órganos (perfusión).
	John's Hopkins University.	Investigación sobre microcirculación, monitorización de la actividad angiogénica en el sarcoma de Kaposi y screening de cáncer, imágenes en enfermedades renales.
	University of Houston.	Imágenes térmicas faciales para su aplicación en la detección de problemas de comportamiento: fatiga, ansiedad, miedo...
Canadá	EHH Breast Cancer and Treatment Center, Baton Rouge. LA and Ville Marie Oncology Reserch Center, Montreal.	Desarrollo de una base de datos basada en el conocimiento sobre imágenes térmicas de la mama.
China	The National Institutes of Health.	Uso de TI (Termal texture mapping) en detección del cáncer de mama y angiogénesis.

Tabla 2.12. Instituciones a nivel mundial en el uso de la TI en medicina (cont.I).

País	Instituciones	Programas
Japón	1500 hospitales y clínicas utilizan de forma rutinaria la TI. University of Tokyo. Tokyo Medical and Dental University.	Screening cancer de mama. Perfusión de sangre. Enfermería en úlceras por presión. Dermatología. Dolor. Neurología. Cirugía. Deporte. Medicina oriental.
Corea	Yonsei College of Medicine.	Neurología. Dolor de espalda. Cirugía. Medicina oriental.
Gran Bretaña	University of Glamorgan The Royal National Hospital of Reumatic Diseases. The Royal Free University College Medical School Hospital.	Investigación y formación en TI. “SPORTI”. Enfermedades reumáticas. Trastornos vasculares. Optimización de imágenes en el Síndrome de Raynaud’s.
Alemania	University of Leipzig EvoBus-Daimler Chrysler	Cirugía cardiaca. Perfusión y microcirculación. Salud laboral.
Austria	Ludwig Bolzman Research Institute for Physical Diagnostic. The General Hospital, University of Vienna	Investigación e instrumentación. Angiología del pie diabético.

Tabla 2.12. Instituciones a nivel mundial en el uso de la TI en medicina (cont.II).

País	Instituciones	Programas
Polonia	Warsaw University Tecnical University od Gdansk. Poznan University. Lodz University. Katowice University. Military Clinical Hospital.	Quemaduras. Oftalmología. Odontología. Enfermedades alérgicas. Trastornos neurológicos. Cirugía plástica.
Italia	Sistema Público de Salud. Clínicas privadas. University of G. d' Annunzio, Chieti.	Dermatología (melanoma). Neurología. Reumatología. Anestesia. Medicina reproductiva. Deporte.
Países con investigaciones en curso: Australia, Noruega, Sudamérica y Rusia.		

2.3.3.4. Otras aplicaciones

Para completar las áreas de aplicación de la termografía infrarroja pasamos a detallar su utilización en una gran variedad de disciplinas. El amplio abanico de ventajas y posibilidades que ofrecen las novedosas cámaras termográficas, así como los cada vez más completos software que permiten el análisis de las imágenes, hacen de la termografía infrarroja una herramienta prácticamente imprescindible a día de hoy en áreas muy diversas.

En la Tabla 2.13 se muestran algunas de las aplicaciones de la termografía infrarroja más destacadas.

Tabla 2.13. Aplicaciones generales de la termografía infrarroja.

Aplicaciones generales	
Práctica militar, policial y otras fuerzas y cuerpos de seguridad y orden público.	Seguridad y vigilancia fronteriza y/o marítima. Investigaciones criminales. Seguridad de recintos privados. Derribos controlados de edificios.
Seguridad vial.	Visualización de objetos, viandantes y animales tanto a plena luz del día como en la oscuridad total, a través del humo, la lluvia o la nieve.
Ciencias medioambientales.	Observaciones de especies o animales salvajes. Guardabosques: detección temprana de incendios forestales y en la posterior actuación por parte del cuerpo de bomberos.
Mantenimiento industrial.	Mantenimiento eléctrico. Mantenimiento mecánico. Mantenimiento frigorífico. Instalaciones refractarias y petroquímicas. Otras aplicaciones industriales.
Construcción y eficiencia energética.	Edificación y eficiencia energética. Eficiencia energética. Aislamiento. Puentes térmicos. Infiltraciones de aire. Inspecciones aéreas.
Mantenimiento y rehabilitación de edificios.	Humedades. Estructuras ocultas. Adherencia revestimientos. Inspección de las instalaciones. Averías y fugas. Obstrucción, sedimentaciones o desgaste de tuberías. Control de calidad de obras.
Energías renovables.	Paneles y huertas solares. Energía eólica.

Tabla 2.13. Aplicaciones generales de la termografía infrarroja (cont).

Aplicaciones generales	
Aplicaciones industriales.	Control de calidad. Monitorización de procesos.
Otras aplicaciones.	Aviación. Automoción. Rehabilitación del Patrimonio histórico artístico. Control de plagas: galerías en madera producidas por termitas. Visualización de llamas y fugas de gases. Detección de incendios. Visión a través de partículas en suspensión. Obra civil: estudio del estado del asfalto de carreteras. I + D +i. (microelectrónica, meteorología, imágenes geoespaciales tomadas por satélites, etc.).

El uso de la termografía infrarroja en estas áreas se considera de una precisión casi perfecta, pues los objetos analizados o medidos no presentan alteraciones o cambios producidos por variables internas como las del cuerpo humano. Debido a esta peculiaridad, los datos en salud pueden requerir diferentes tipos de estrategias analíticas, como se comprobará más adelante. En este estudio, se plantea además del análisis estadístico convencional el uso de Árboles de Decisión o Clasificación dentro del campo de la Minería de datos. En el siguiente punto se hace una breve introducción al análisis de datos mediante Árboles de Decisión.

2.4. ANÁLISIS DE DATOS MEDIANTE ÁRBOLES DE DECISIÓN

De manera general, podría decirse que un Árbol de Decisión (AC) es un sistema que clasifica un vector de entrada en una serie de clases predefinidas

usando una serie de preguntas secuenciales, siendo todas estas preguntas referidas a una variable de entrada (Breiman, Friedman, Olshen, y J., 1984).

Para entender el funcionamiento de un AC es necesario estar familiarizado con la entropía de la información, que de manera intuitiva da cuenta inversamente de la regularidad que se puede tener en una variable, es decir, un valor alto de entropía indica una variable con una distribución irregular y difícilmente predecible de valores y un valor más bajo de entropía por contra se corresponde con una variable con valores ordenados, análogamente al concepto de entropía físico. Hay diferentes índices basados en esta medida de entropía, siendo el índice de Gini (i_G) (Ec.2.6) el más utilizado en AC (Gelfand, Ravishankar, y Delp, 1991):

$$i_G = \sum_i p_i \cdot (1 - p_i) \quad (\text{Ec. 2.6})$$

donde p_i es la probabilidad del experimento i -ésimo. Igual que sucede con las probabilidades y las probabilidades condicionadas, existe un concepto similar en el caso de la entropía, que se conoce como entropía condicionada (la entropía se reduce al conocer la información dada por una medida). En este contexto, se conoce la ganancia de información como el decremento de entropía al conocer el resultado de un suceso. Los AC se basan en el cálculo de las entropías condicionadas ponderadas a la proporción de ejemplos que cumplen un determinado atributo. Según se estructuran los árboles, las variables que aparecen en los primeros niveles de jerarquía son las más relevantes para el problema por lo que, además de su capacidad de modelado, los AC permiten extraer conocimiento del problema de una manera clara y fácilmente entendible, ya que las reglas que se extraen de seguir las diferentes ramas del árbol dan la solución propuesta por el árbol para el problema abordado. Este modelado tiene también algún inconveniente, como por

ejemplo el hecho de que conforme los datos se van dividiendo, el conjunto que se modela en el siguiente nivel de jerarquía se va haciendo lógicamente más pequeño.

En este trabajo se han considerado dos de los modelos de árboles más habitualmente utilizados: los Árboles de Clasificación y Regresión (*Classification and Regression Trees, CART*) (Breiman et al., 1984) y los árboles de tipo CHAID (*Chi-square Automatic Interaction Detection*) (Kass, 1980).

El modelo CART se basa en generar conjuntos de datos homogéneos con respecto a la variable objetivo, siempre produciendo dos nodos-hijos a partir de un nodo padre; justamente es ésta su principal limitación, ya que el hecho de que siempre se produzca una separación binaria (a no ser que sean nodos terminales, todos ellos tienen dos hijos), hace que si la separación no es suficientemente buena al comienzo del árbol, el módulo resulta confuso y su capacidad de modado es bastante pobre. Éste no es sin embargo un inconveniente relevante en el problema abordado, ya que los resultados obtenidos son muy satisfactorios.

Por otro lado, los AC tipo CHAID no tienen la limitación de los CART, ya que separan en dos o más de dos nodos-hijos desde el comienzo de la construcción del árbol. Para determinar la mejor división posible, fusionan cualquier par de categorías de las variables predictoras si no hay diferencias estadísticamente significativas dentro del par considerado respecto a la variable objetivo, siendo el estadístico chi-cuadrado el utilizado para analizar la significancia. CHAID suele generar reglas muy sencillas y directas que sin embargo en el problema considerado no han sido suficientemente potentes para describir muchos de los casos que se tienen en la base de datos.

3. JUSTIFICACIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1. JUSTIFICACIÓN

A lo largo de la introducción del presente trabajo se ha descrito el interés de utilizar sistemas de diagnóstico no lesivos alternativos a los radiológicos, sobre todo en los pacientes pediátricos y las posibilidades que ofrece la termografía para abordar este reto. Los aspectos más relevantes que justifican la realización esta Tesis se exponen a continuación.

La información epidemiológica pone de manifiesto que los países desarrollados tienen una alta prevalencia de LT, como muestran los datos recopilados durante el año 2010 en Estados Unidos, donde hubo 14 386 192 visitas a urgencias por fracturas, esguinces, luxaciones, contusiones y síndrome compartimental, de las cuales 610 946 ocasionaron ingresos hospitalarios (SEDD, 2010). Este tipo de lesiones constituyen una de las causas más frecuentes de consulta médica urgente. Estos datos son comparables a los de España y Comunidad Valenciana.

La actitud diagnóstica para las LT es variada: en tanto que la anamnesis y la exploración física son el primer paso en la actuación clínica, la interpretación de los estudios diagnósticos por imagen resulta imprescindible. Estos estudios diagnósticos suelen consistir en pruebas radiológicas simples o con contraste, tomografías computarizadas, resonancias magnéticas o estudios por ultrasonidos.

Aunque se trata de pruebas muy asentadas en la práctica diaria, las pruebas radiológicas tienen potencial riesgo para la salud por ser radiación ionizante, además requieren de un equipo costoso y de personal entrenado en su funcionamiento y mantenimiento, siendo tarea del clínico contrastar en última instancia si son apropiadas en el manejo de cada paciente (Sistrom, 2009).

Además, el aumento de la frecuencia con que se realizan pruebas que emiten radiación ionizante (en Estados Unidos la dosis anual efectiva per cápita de procedimientos médicos se ha multiplicado por 6 entre 1980 y 2006) puede sobreexponer a la población general (Brenner y Hall, 2007), pero principalmente a la infantil y prenatal (Schulze-Rath, Hammer, y Blettner, 2008), a dosis de radiación elevadas, contradiciendo el principio ALARA que está basado en la justificación, optimización y limitación de la dosis.

Como se ha descrito en el apartado 2.2. Fisiología de la inflamación, las lesiones traumatológicas se caracterizan por desencadenar un proceso inflamatorio local que se manifiesta por un conjunto de signos y síntomas tales como: dolor, rubor, hinchazón, impotencia funcional relativa y un aumento de la temperatura local.

Como alternativa al uso de pruebas diagnósticas de radiación ionizante, se propone el uso de la termografía infrarroja en el diagnóstico de lesiones traumatológica en la edad pediátrica, basándonos en las ventajas que ofrece dicha técnica.

La termografía infrarroja, tal y como se ha detallado en el punto 2.2.3, es una técnica cuya aplicación en ciencias de la salud permite tomar una imagen de la radiación térmica que emite de forma natural la piel, la cual se comporta como un cuerpo negro casi perfecto (B. F. Jones, 1998), siendo capaz de detectar variaciones locales en la temperatura. Y dado que existe un alto grado de simetría térmica en el cuerpo humano, la temperatura anormal y no simétrica puede ser detectada.

Además, es una técnica no lesiva, no invasiva, no requiere contacto, sin excesivas complicaciones técnicas y de coste moderado, en relación con otras modalidades de diagnóstico por imagen, por ello puede resultar útil en el diagnóstico de estas lesiones, sobre todo en la edad pediátrica (Awerbuch,

1991), por ser una población especialmente vulnerable a los procedimientos clásicos de diagnóstico basados en emisión de radiación ionizante.

Asimismo, esta técnica permite incorporar una lectura fisiológica complementaria a la anatómica durante el proceso diagnóstico de estas lesiones (Hall y Brenner, 2012; B. F. Jones, 1998; Schulze-Rath et al., 2008).

Hasta el momento, y según los estudios consultados, el tratamiento estadístico de los datos proporcionados por las ITI se ha realizado mediante pruebas estadísticas convencionales, como la Regresión Logística (RL), pero el tipo de variables consideradas en el estudio permiten su análisis con otras pruebas estadísticas, como los AC.

3.2. HIPÓTESIS

Por todo lo expuesto hasta ahora, se plantea la hipótesis principal.

- La termografía infrarroja puede ser una herramienta útil en el diagnóstico de las lesiones traumatológicas.

Esta hipótesis principal se sustenta en que:

- La termografía infrarroja es capaz de detectar variaciones locales en la temperatura, como las que ocurren en las fracturas, pudiendo añadir una lectura fisiológica útil durante el proceso diagnóstico de las mismas (Head y Elliott, 2002; B. F. Jones y Plassmann, 2002; Pascoe, Mercer, y de Weerd, 2007).
- La termografía infrarroja puede funcionar como un complemento diagnóstico en la atención sanitaria y especialmente en fisioterapia, agregando un estudio de perfil fisiológico al anatómico (Sanchis-Sánchez et al., in press), dotando de otra herramienta diagnóstica a los profesionales de la salud y mejorando el rol de fisioterapeuta en el diagnóstico de las LT en pediatría.

La Figura 3.1 muestra un esquema gráfico de dicha hipótesis.

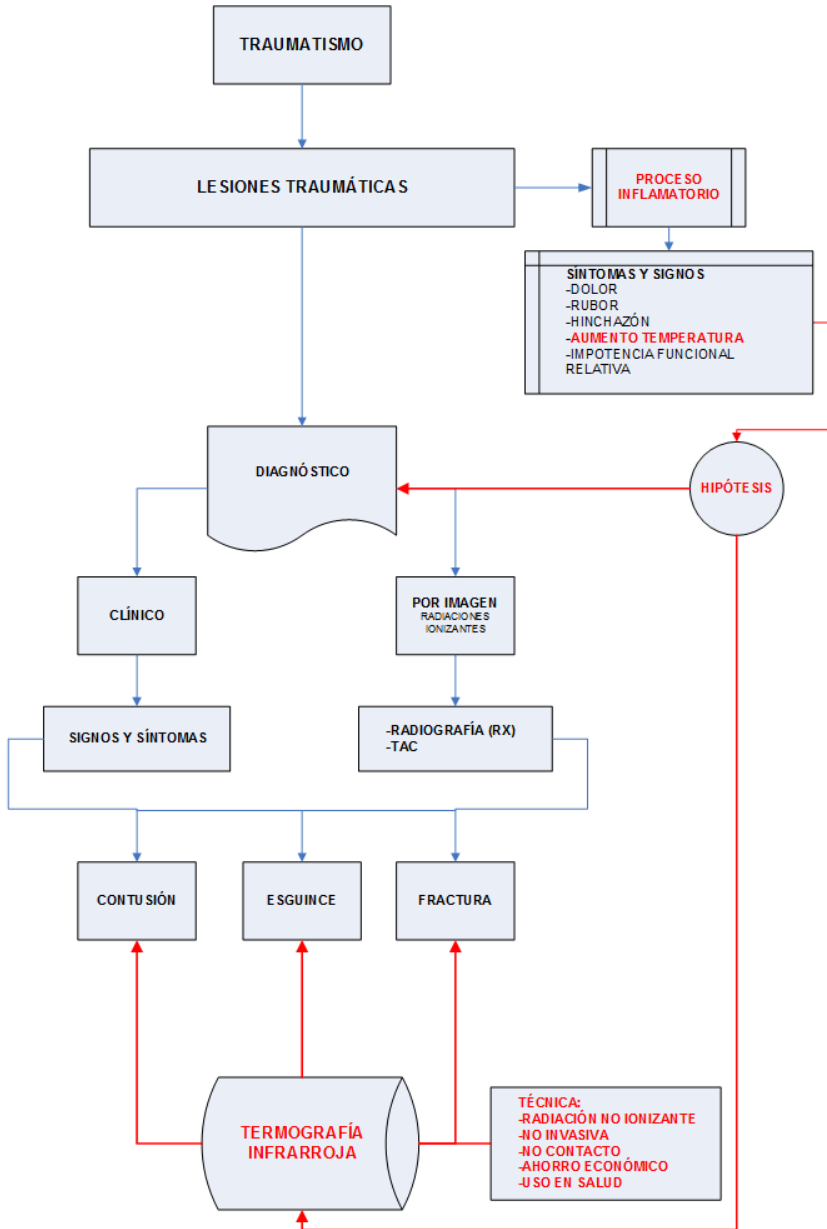


Figura 3.1. Esquema de la hipótesis general.

3.3. OBJETIVOS

El objetivo general del presente estudio es determinar la precisión diagnóstica de la termografía infrarroja en las lesiones traumatológicas en pacientes pediátricos.

Los objetivos específicos de este trabajo son:

- Conocer la literatura científica sobre el uso de la termografía infrarroja en lesiones traumatológicas, mediante una revisión sistemática.
- Confirmar los resultados obtenidos en diferentes estudios que sostienen que no existen diferencias de temperatura entre miembros contralaterales en niños sanos.
- Utilizar la TI en el diagnóstico de LT en la población infantil que es atendida en el Servicio de Urgencias Pediátricas del Hospital Dr. Peset de Valencia, para ello:
 - Establecer un protocolo de registro de imágenes termográficas que permita su estandarización y aplicación al estudio de las lesiones traumatológicas.
 - Realizar la captura de imágenes termográficas a los niños atendidos en el Servicio de Urgencias Pediátricas del Hospital Dr. Peset y que tras una valoración clínica se tenía la sospecha de lesión músculo-esquelética motivada por un traumatismo.
 - Determinar en las imágenes termográficas variables cuantificadores que permitan caracterizar la lesión.
 - Determinar la capacidad diagnóstica de las variables cuantificadoras.
 - Comparar modelos de RL multivariada sopesando qué variables son las que influyen en la capacidad predictiva de

Termografía en lesiones traumatológicas en la edad pediátrica

las lesiones y la jerarquía de las mismas.

- Determinar el modelo de RL que mejor precisión diagnóstica ofrece.
- Aplicar AC a los datos obtenidos.
- Determinar el modelo que mejor prediga los resultados diagnósticos.

4. REVISIÓN SISTEMÁTICA DE LA LITERATURA

Ante los datos expuestos en la introducción se planteó una revisión sistemática de estudios de precisión diagnóstica siguiendo las directrices marcadas desde el *Diagnostic Test Accuracy Working Group de la Cochrane Collaboration* (Deeks, Bossuyt, y Gatsonis, 2009). El propósito fue determinar la precisión diagnóstica de la termografía infrarroja en pacientes con lesiones traumáticas.

Para ello, se realizó una serie de búsquedas electrónicas en las siguientes bases de datos: MEDLINE (via PubMed), *Cochrane Library* (Cochrane *Database of Systematic Reviews, Database of Abstracts of Reviews of Effect* (DARE), *Cochrane Central Register of Controlled Trials* (CENTRAL)), EMBASE (Elsevier), CINAHL (EBSCO), SCOPUS, *Web of Science*, IME e ICYT. No se planteó ningún límite temporal para abarcar toda la cobertura de cada base de datos hasta el 8 de enero de 2013 y así disponer de todo el conjunto de información hasta esa fecha.

La estrategia de búsqueda para cada base de datos se estableció sobre tres conjuntos conceptuales (Imagen Térmica Infrarroja, Lesiones Traumatológicas y Precisión de Pruebas Diagnósticas), ampliando al máximo cada uno de los conjuntos mediante la incorporación de sinónimos, quedando como resultado una unión de términos en forma de texto libre, preferentemente dentro de los campos relativos al título, resumen o palabras clave, y términos del tesoro propio de cada una de las base de datos; MeSH, Emtree, CINAHL Headings cuando fue posible. Posteriormente fue marcado el conjunto intersección, que dio el resultado final de la búsqueda de registros.

En el proceso de selección de documentos se revisaron los listados de referencias bibliográficas de los estudios a medida que éstos fueron incluyéndose en la revisión, así como de las revisiones de la literatura o guías de práctica clínica encontradas.

En las siguientes tablas (Tabla 4.1 a Tabla 4.6) se muestran las estrategias de búsqueda para las diferentes bases de datos consultadas:

Tabla 4.1. Estrategia de búsqueda MEDLINE (vía PubMed).

#1	Thermography[MeSH Terms] OR “thermograph*”[Title/Abstract] OR “thermal image”[Title/Abstract] OR “thermal imaging”[Title/Abstract] OR “infrared photography”[Title/Abstract] OR “diti”[Title/Abstract] OR “infrared image”[Title/Abstract] OR “infrared imaging”[Title/Abstract]
#2	Wounds and injuries[MeSH Terms] OR injuries[MeSH Subheading] OR injur*[Title/Abstract] OR trauma*[Title/Abstract] OR sprain*[Title/Abstract] OR strain*[Title/Abstract] OR fracture*[Title/Abstract] OR “bone broke”[Title/Abstract] OR dislocation*[Title/Abstract] OR tendinopathy[Title/Abstract] OR luxation*[Title/Abstract] OR contusion*[Title/Abstract] OR tendon*[Title/Abstract] OR “muscle tear”[Title/Abstract]
#3	diagnosis[MeSH Subheading] OR diagnos*[Text Word]
#4	#1 AND #2 AND #3

Tabla 4.2. Estrategia de búsqueda *Cochrane Library*.

#1	MeSH descriptor Thermography explode all trees OR “thermograph*” OR “thermal image” OR “infrared photography” OR (temperature* AND (mapping OR image*))
#2	MeSH descriptor Wounds and Injuries explode all trees OR MeSH descriptor Injuries explode all trees OR injur* OR trauma* OR sprain* OR strain* OR fracture* OR bone broke* OR dislocation* OR tendinopathy OR luxation* OR contusion* OR tendon* OR muscle tear
#3	MeSH descriptor Radiography explode all trees OR MeSH descriptor Radiology explode all trees OR radiograph* OR x-ray*
#4	#1 AND #2 AND #3

Tabla 4.3. Estrategia de búsqueda EMBASE.

#1	'thermography'/exp OR thermograph*:ab,ti OR 'thermal image':ab,ti OR 'infrared photography'/exp OR 'infrared photography':ab,ti OR (temperature*:ab,ti AND (mapping:ab,ti OR image*:ab,ti))
#2	'injury'/exp OR injur*:ab,ti OR trauma*:ab,ti OR sprain*:ab,ti OR strain*:ab,ti OR fracture*:ab,ti OR 'bone broke':ab,ti OR dislocation*:ab,ti OR tendinopathy:ab,ti OR luxation*:ab,ti OR contusion*:ab,ti OR tendon*:ab,ti OR 'muscle tear':ab,ti
#3	'radiography'/exp OR radiograph*:ab,ti OR "x-ray":ab,ti OR "x rays":ab,ti
#4	#1 AND #2 AND #3 AND [embase]/lim

Tabla 4.4. Estrategia de búsqueda CINAHL.

#1	MH "thermography+" OR TX "thermograph*" OR TX "thermal imag*" OR TX "infrared photography" OR TX "infrared photography" OR (TX "temperature*" AND (TX "mapping" OR TX image*))
#2	MH "Wounds and injuries+" OR TX "injur*" OR TX "trauma*" OR TX "sprain*" OR TX "strain*" OR TX "fracture*" OR TX "bone broke" OR TX "dislocation*" OR TX "tendinopathy" OR TX "luxation*" OR TX "contusion*" OR TX "tendon*" OR TX "muscle tear"
#3	MH "radiography+" OR TX "radiograph*" OR TX "X-ray"
#4	#1 AND #2 AND #3

Tabla 4.5. Estrategia de búsqueda. *Web of Science* y SCOPUS⁵

#1	(thermograph* OR “thermal image” OR “infrared photography” OR (temperature* AND (mapping OR image*)))
#2	(injur* OR trauma* OR sprain* OR strain* OR fracture* OR “bone broke” OR dislocation* OR tendinopathy OR luxation* OR contusion* OR tendon* OR “muscle tear”)
#3	(radiograph* OR X-ray*)
#4	#1 AND #2 AND #3

Tabla 4.6. Estrategia de búsqueda IME e ICYT.

#1	(ti, de, rse has “termografi*”, (“temperatura” AND “imagen*))
#2	(ti, de, rse has “lesion*”, “trauma*”, “esguince*”, “fractura*”, “rotura*”, “luxacion*”, “tendon*”, “tendinitis”, “disloca*”, “contractura*”)
#3	(ti, de, rse has “radiografi*”, “rayos x”)
#4	#1 AND #2 AND #3

Los estudios que se incluyeron cumplían con los siguientes criterios:

- Evaluaban la precisión diagnóstica, ofreciendo la información suficiente para poder calcular tablas de 2x2 (verdaderos positivos (VP), verdaderos negativos (VN), falsos positivos (FP) y falsos negativos (FN)), sin marcar limitaciones de desarrollo temporal (transversal vs. longitudinal) o de seguimiento (retrospectivo vs. prospectivo).

⁵ Para WoS se utilizará el campo de búsqueda “TS=” y para SCOPUS “TITLE-ABS-KEY”.

- Hacían una descripción a una o varias muestras de sujetos humanos vivos, sin establecer mayores restricciones.
- Hacían uso de la ITI (mediante cualquier aparato o medio) en el diagnóstico de LT (fracturas o fisuras óseas, luxaciones, esguinces, contracturas musculares, tendinopatías, contusiones, síndrome compartimental).
- Utilizaban como estándar de referencia la interpretación clínica de pruebas exploratorias de diagnóstico por imagen (radiografía simple o con contraste, tomografía computarizada, resonancia magnética y ecografía).
- Y que fuesen escritos en inglés, francés, castellano, italiano o portugués.

Los resultados de las búsquedas fueron transferidos al gestor bibliográfico RefWorks 2.0[®] (ProQuest LCC, Bethesda, MD), eliminándose los registros duplicados. Tras ello, se realizaron de manera independiente una lectura de los títulos, resúmenes y palabras clave de los registros obtenidos para determinar su pertinencia y relevancia en función de los criterios predefinidos y decidir acerca de su inclusión o exclusión en la revisión. Se utilizó una tabla de cribado para recoger los criterios de selección marcados (Anexo 1). Los conflictos que surgieron fueron resueltos mediante la intervención de otro revisor.

Posteriormente, en la siguiente fase se realizó una lectura del texto completo de los registros incluidos en la primera fase. Considerando que la unidad de análisis era el estudio, se decidió descartar los registros que hicieran referencia a un mismo estudio que hubiera sido previamente incluido. Se aplicaron de forma independiente los mismos criterios de selección que en la primera fase (usando la misma tabla de cribado), resolviéndose los conflictos entre los revisores mediante la intervención de otro revisor.

La extracción de datos fue llevada a cabo de manera independiente por dos revisores empleando una tabla en la que figuraba:

- Identificación del estudio.
- Criterios de selección del estudio.
- Valoración del riesgo de sesgo.
- Características principales del estudio (participantes, edad, sexo, participantes excluidos, pérdidas durante el estudio, técnica de muestreo).
- Descripción de las pruebas diagnósticas y su interpretación (*index test, comparator tests and reference tests*).
- Descripción de las medidas de resultado.
- Principales resultados ofrecidos en el estudio:
 - Tabla 2x2.
 - Sensibilidad (Se).
 - Especificidad (Sp).
 - Razón de verisimilitud positiva (LR+).
 - Razón de verisimilitud negativa (LR-).
 - *Odds ratio diagnóstica* (DOR).
 - Presencia de una curva ROC (*Receiver Operating Characteristic*) y, cuando fuera posible, el área bajo la curva (AUC).
- Otros datos:
 - Prevalencia del resultado.
 - Cambios en la tecnología empleada.
 - Establecimiento previo y conciso de los valores de un test positivo.

- El entrenamiento entre quienes interpretaron los test diagnósticos.
- La utilización de un entorno de medición controlado.
- Si los sujetos recibieron algún tratamiento en el tiempo intermedio a los dos test.

Los conflictos en la extracción de datos y análisis de la calidad metodológica se resolvieron mediante la intervención de un tercer revisor.

La valoración del riesgo de sesgo y la calidad metodológica se realizó siguiendo las recomendaciones de la *Cochrane Collaboration* para las revisiones sistemáticas de estudios de precisión diagnóstica (DTA, *Diagnostic Test Accuracy*) (Reitsma et al., 2009), empleando una plantilla elaborada con los 11 puntos de la *QUADAS tool* (Whiting et al., 2006) (Anexo 1). Ésta fue llevada a cabo de manera independiente por dos revisores, resolviendo los desacuerdos mediante un tercer revisor. Para la presentación de los resultados se elaboró una tabla resumen para cada estudio incluido, y una figura para el conjunto de los estudios incluidos en la revisión.

En las dos fases de selección de estudios se calculó la fiabilidad inter-observador mediante el índice kappa (intervalo de confianza (CI) = 95 %).

Se recogió la información necesaria para construir tablas 2x2 para cada estudio, de ellas se extrajeron los datos para calcular estimaciones de sensibilidad (VP/VP+FN) y especificidad (VN/VN+FP) (CI = 95 %) del *index test*, representándolas en un *forest plot*.

Tras disponer de toda la información, se decidió realizar un metaanálisis para cada resultado y estimar un valor conjunto de sensibilidad y especificidad únicamente cuando se contrastase la inexistencia de una elevada heterogeneidad e inconsistencia entre los estudios incluidos, así como la ausencia de variabilidad en el umbral diagnóstico. La heterogeneidad se valoró

con el test Chi-cuadrado, la inconsistencia mediante el test I^2 de Higgins y la variabilidad en el umbral diagnóstico mediante el coeficiente de correlación de Spearman entre el *logit* de sensibilidad y el *logit* de 1-especificidad. Se decidió no realizar una presentación conjugada de los resultados cuando la heterogeneidad o el efecto umbral ofrecieran resultados estadísticamente significativos y la inconsistencia superase el 75 %.

Para tratar de identificar posibles fuentes de heterogeneidad y realizar un metaanálisis estratificado que las excluyera, y siempre que el número de estudios fuera suficiente (Borenstein, Hedges, Higgins, y Rothstein, 2009), se planificó realizar una metaregresión mediante una generalización del modelo lineal de Littenberg y Moses.

Todos los análisis estadísticos se efectuaron con un nivel de significación $\alpha = 0.05$ empleando los programas Meta-DiSc v. 1.4 software (Zamora, Abraira, Muriel, Khan, y Coomarasamy, 2006) y el R v.3.0.0 software.

Tras realizar las búsquedas bibliográficas electrónicas en las bases de datos se obtuvo un total de 1 727 registros, no obteniéndose ningún registro procedente de otras fuentes de datos. Tras eliminar 318 registros duplicados, 1 409 registros fueron sometidos al primer cribado de estudios, de los que 1 393 fueron eliminados al leer su título, resumen o palabras clave por una falta de relevancia respecto a los criterios de selección marcados (Figura 4.1).

De los dieciséis artículos leídos a texto completo para considerar su selección, no se encontró que ninguno hiciera referencia a un mismo estudio, por lo que se consideraron estudios independientes. De entre ellos, hubo diez estudios finalmente excluidos:

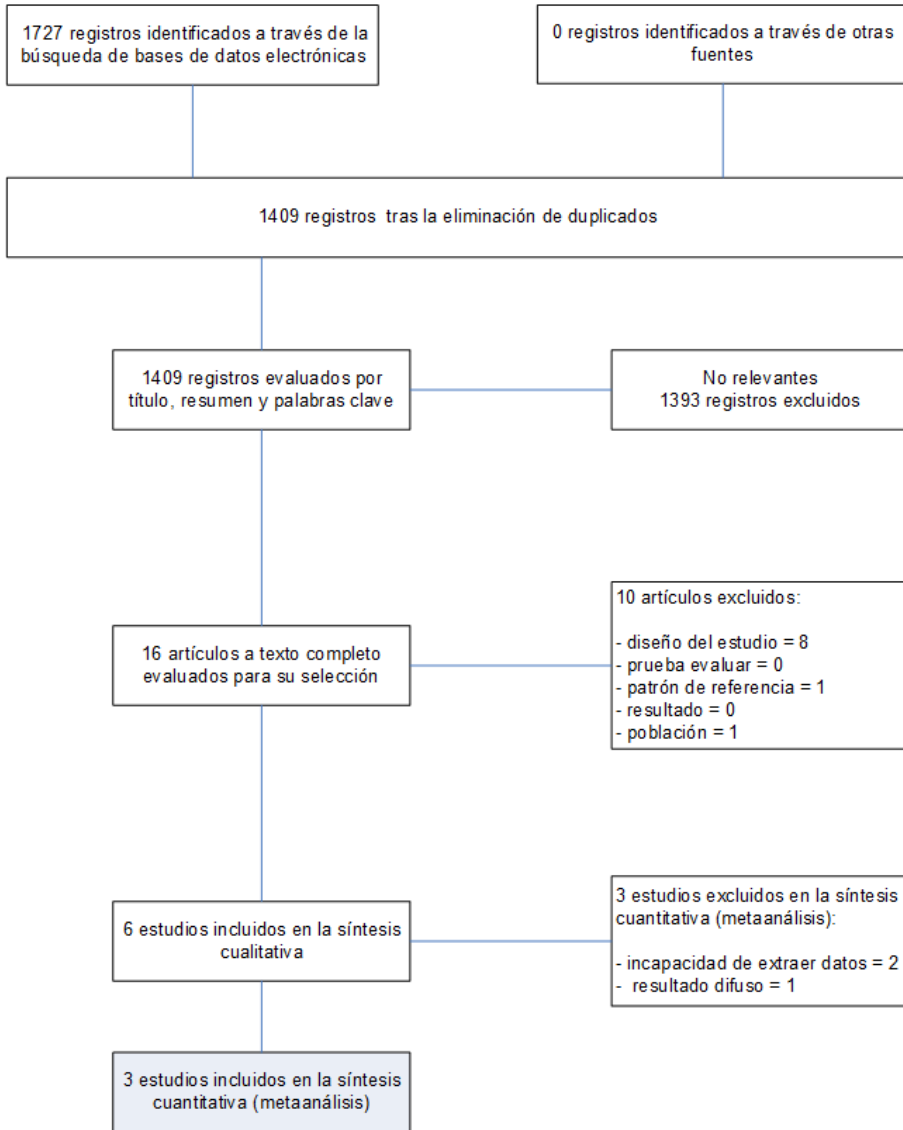


Figura 4.1. Flujo de artículos considerados para la revisión.

- Ocho por no ajustarse a un diseño metodológico para valorar la precisión diagnóstica (Awerbuch, 1991; Bandeira, de Moura, de Souza, Nohama, y Neves, 2012; Campailla, Bonivento, y Plossi, 1981; Guillet, Genety, y Schmitt, 1979; Karpman, Knebel, Semel, y

Cooper, 1970; Lelik, 1980; Rochcongar y Schmitt, 1979; Silva et al., 2012).

- Uno por no emplear un estándar de referencia apropiado (Zhang, Cho, Kim, y Cho, 2006).
- Uno por tratarse de un estudio con cadáveres (Bernstein, Nichols, y Blair, 2012).

En el primer cribado se obtuvo una fiabilidad inter-observador en la selección de estudios de $\kappa = 0.702$ ($p < 0.01$; 95 % CI: 0.476 – 0.848), mientras que para el segundo cribado fue $\kappa = 0.871$ ($p < 0.01$; 95 % CI: 0.4 - 1). Las características de los seis estudios incluidos en la revisión se muestran en la Tabla 4.7.

El análisis de la calidad metodológica de los seis estudios incluidos (Tabla 4.8) concluyó: riesgo de sesgo bajo para el estudio de Katz et al. (2008) (bajo riesgo para todos los ítems de la *QUADAS tool*), y entre moderado y alto para el resto de estudios (Figura 4.2).

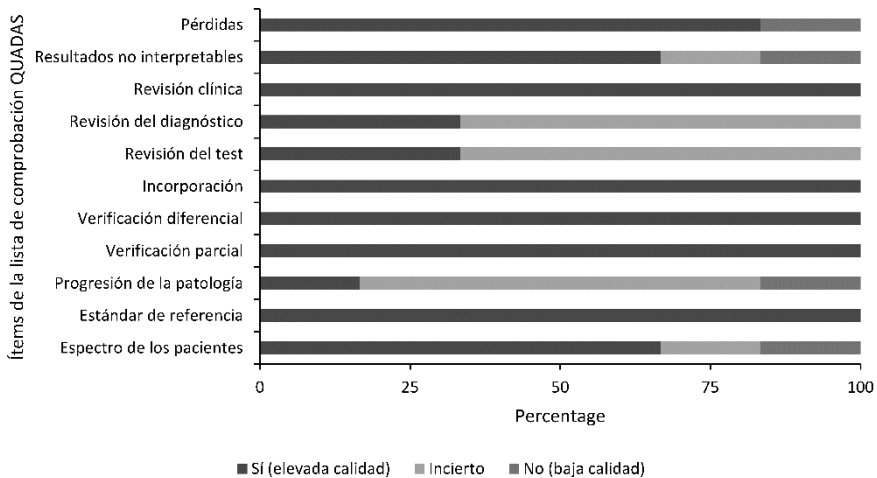


Figura 4.2. Calidad metodológica de los estudios incluidos después de los ítems de la lista de verificación QUADAS.

Tabla 4.7. Características de los estudios.

Característica	Estudios					
	Dalinka 1973	Meurman 1980	Devereaux 1984	Goodman 1985	Hosie 1987	Katz 2008
n	83	84	18	17	50	164
Diseño	Prospectivo	Prospectivo	Prospectivo	Prospectivo	Prospectivo	Prospectivo
Setting	No indicado	Reclutas militares	Deportistas	Deportistas	ED pacientes	ED pacientes
Pacientes	Sospecha de problema	Sospecha de fractura por estrés	Sospecha de fractura por estrés	Sospecha de fractura por estrés	Fractura escafoides diagnosticada	Sospecha de syndrome compartimental
Media de edad	No indicado	20,6	23	No indicado	No indicado	36
Hombre (%)	No indicado	100	61	59	No indicado	No indicado
Prevalencia de resultado (%)	69	76	83	65	100	7
Cámara	Tektronix	Aga-Thermovision 680 Medical	No indicado	Dorex	No indicado	L-Wave infrared camera
Calibración de la cámara	No indicado	No indicado	No indicado	No indicado	No indicado	Si
Valoración de la calidad de la imagen	No indicado	No indicado	No indicado	No indicado	No indicado	Si

Tabla 4.8. Análisis de la calidad metodológica.

Lista de control	Estudios						
	Dalinka 1973	Meurman 1980	Devereaux 1984	Goodman 1985	Hosie 1987	Katz 2008	
11. Abandonos	✘	✓	✓	✓	✓	✓	
10. Resultados no interpretables	✘	?	✓	✓	✓	✓	
9. Revisión clínica	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
8. Revisión del diagnóstico	✓	?	?	?	?	✓	
7. Revisión del test	✓	?	?	?	?	✓	
6. Incorporación	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
5. Verificación diferencial	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
4. Verificación parcial	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
3. Evolución de la enfermedad	?	?	?	?	✘	✓	
2. Patrón de referencia	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
1. Espectro de pacientes	✓	✓	✓	✘	?	✓	

Nota: ✓= Si, alta calidad; ✘= No, baja calidad; ?= calidad no clara.

En el análisis pormenorizado, cuatro estudios empleaban un muestreo consecutivo sobre un espectro de pacientes (Dalinka, Lally, y Gohel, 1973;

Devereaux, Parr, Lachmann, Page-Thomas, y Hazleman, 1984; Katz et al., 2008; Meurman, Somer, y Sjoval, 1980), uno no describía la técnica de muestreo que fue utilizada (Hosie, Wardrope, Crosby, y Ferguson, 1987), y otro describía un muestreo de conveniencia (Goodman, Heaslet, Pagliano, y Rubin, 1985). Todos los estudios utilizaban un adecuado estándar de referencia, el cual variaba desde la interpretación de técnicas radiográficas simples o con contraste, hasta la conjunción de éstas con una exploración física minuciosa. Respecto al tiempo transcurrido entre la aplicación del estándar de referencia y el *index test*, sólo un estudio (Katz et al., 2008) informó adecuadamente del mismo, quedando poco claro en cuatro (Dalinka et al., 1973; Devereaux et al., 1984; Goodman et al., 1985; Meurman et al., 1980), y no informándose en absoluto en uno (Hosie et al., 1987). La utilización de técnicas de cegamiento entre los resultados del *index test* y del estándar de referencia quedaban poco claras en cuatro de los seis estudios (Devereaux et al., 1984; Goodman et al., 1985; Hosie et al., 1987; Meurman et al., 1980). Un estudio no esclareció adecuadamente si hubo resultados no interpretables (Meurman et al., 1980), en tanto que otro (Dalinka et al., 1973) sí presentaba una disparidad clara en forma de resultados no interpretables y pérdidas no explicadas.

En el estudio de Hosie et al. (1987), se experimentó la ITI en el diagnóstico de fracturas de escafoides, informándose de una sensibilidad de 0.77 (con 3 FN), una especificidad de 0.82 (con 7 FP) y un valor predictivo negativo de 0.9 (prevalencia de resultado = 100 %). Al no ofrecer una tabla de 2x2 se intentó calcular los VP y VN, pero los valores obtenidos no encajaban con los expuestos por los autores.

En el estudio de Katz et al. (2008), se estudió la ITI en el diagnóstico del síndrome compartimental, informándose de la realización de una curva ROC y exponiéndose el valor estimado del AUC, que fue igual a 1 al comparar la temperatura del muslo con la del pie, e igual a 0.98 al considerar únicamente la

temperatura del pie (prevalencia de resultado = 7 %). No obstante, no se informaba del intervalo de confianza o de los FP, FN y VN, por lo que éstos no pudieron ser calculados al no disponer de los datos brutos de la investigación.

En estos dos últimos estudios (Hosie et al., 1987; Katz et al., 2008), no pudo extraerse la información necesaria como para poder construir una tabla de 2x2, pese a reportar información acerca de la precisión diagnóstica de la ITI sobre un total de 214 sujetos de investigación (al investigar fracturas de escafoides y el síndrome compartimental, respectivamente).

En el estudio de Dalinka et al. (1973), se dispuso de una muestra de 83 participantes (prevalencia de resultado = 60 %), informándose de una sensibilidad de 0.74 (95 % CI: 0.61 – 0.85) y una especificidad de 0.44 (95 % CI: 0.24 – 0.65). Sin embargo, el resultado evaluado fue demasiado amplio pues agrupaba diversas patologías de rodilla sin diferenciarlas en la fase de análisis, por lo que tampoco pasó a la síntesis cuantitativa.

Los estudios de Meurman et al. (1980), Devereaux et al. (1984) y Goodman et al. (1985), se centraron sobre fracturas por estrés, incluyendo un total de 119 sujetos de investigación, de los cuales 90 desarrollaron fracturas por estrés.

Tres de los seis estudios (Devereaux et al., 1984; Goodman et al., 1985; Meurman et al., 1980) pasaron a la síntesis cuantitativa por valorar el mismo resultado empleando diseños similares. El coeficiente de correlación de Spearman entre el *logit* de la sensibilidad y el *logit* de 1-especificidad para valorar la variabilidad en el umbral diagnóstico entre estos estudios no resultó significativo ($\rho = -0.5$; $p = 0.67$), con lo que no hay pruebas concluyentes de la existencia de variabilidad.

Respecto a la sensibilidad, especificidad, razón de verosimilitud y DOR, el test Chi-cuadrado resultó estadísticamente significativo para la sensibilidad ($\chi^2 = 10.05$; d.f. = 2; $p < 0.01$), razón de verosimilitud negativa ($\chi^2 = 8.73$; d.f. = 2; $p =$

0.01) y DOR ($\chi^2 = 6.48$; d.f. = 2; $p = 0.04$) y no significativo para la especificidad ($\chi^2 = 3.6$; d.f. = 2; $p = 0.17$) y razón de verosimilitud positiva ($\chi^2 = 4.22$; d.f. = 2; $p = 0.12$). De forma similar, se halló una inconsistencia elevada para la sensibilidad ($I^2 = 80.1\%$), razón de verosimilitud negativa ($I^2 = 77.1\%$) y DOR ($I^2 = 69\%$) y moderada para la especificidad ($I^2 = 44.4\%$) y razón de verosimilitud positiva ($I^2 = 52.5\%$).

Desde la Figura 4.3 a la Figura 4.6 puede consultarse los *forest plot* tanto para la Se como para la Sp y las razón de verosimilitud de los estudios que pasaron al análisis cuantitativo.

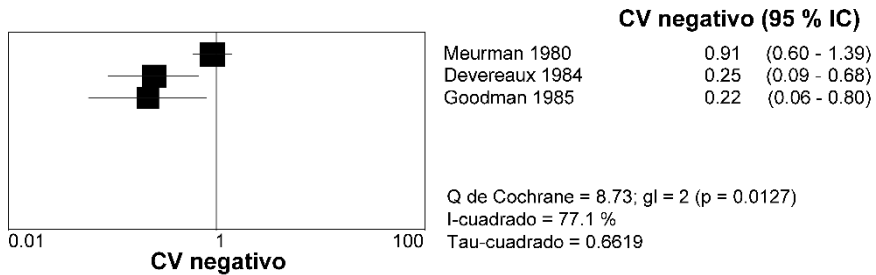


Figura 4.3. *Forest plot* para la razón de verosimilitud negativa.

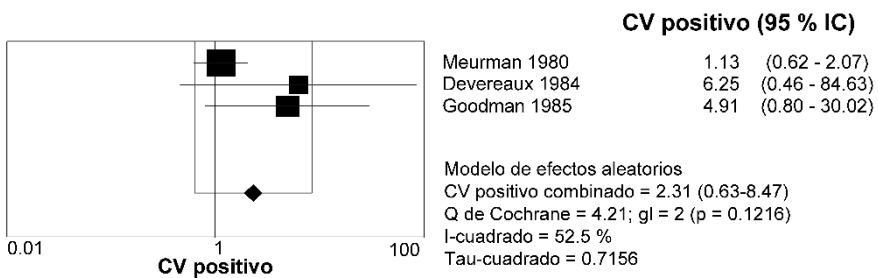


Figura 4.4. *Forest plot* para la razón de verosimilitud positiva.

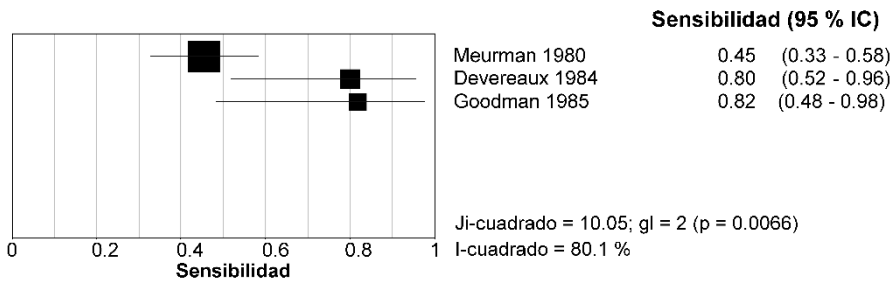


Figura 4.5. Forest plot para la Sensibilidad.

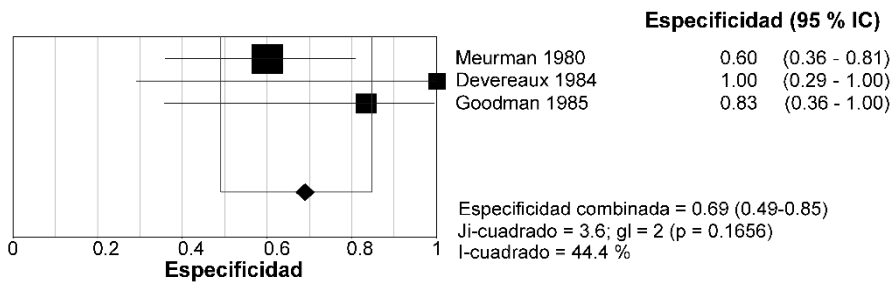


Figura 4.6. Forest Plot para la Especificidad.

Se consideró inadecuado realizar una metaregresión para explorar las fuentes de heterogeneidad para la sensibilidad a consecuencia del reducido número de estudios encontrados. Por todo ello, se decidió ofrecer un resultado combinado únicamente para la especificidad y razón de verosimilitud positiva.

En la Figura 4.5 se aprecia la elevada variabilidad para la sensibilidad entre el estudio de Meurman et al. (1980), (Se = 0.45; 95 % CI: 0.33 – 0.38) y los de Devereaux et al. (1984), (Se = 0.8; 95 % CI: 0.52 – 0.96) y Goodman et al. (1985), (Se = 0.82; 95 % CI: 0.48 – 0.98), los cuales ofrecen resultados similares entre sí. En la Figura 4.6 se muestran los valores de especificidad que fueron 0.60 (CI 95 %: 0.36 – 0.81) en el estudio de Meurman et al. (1980), 0.83 (CI 95 %: 0.36 – 0.81) en Goodman et al. (1985), y 1 (CI 95 %: 0.29 – 1) en Devereaux et al.

(1984), siendo la combinación estimada para la especificidad de 0.69 (CI 95 %: 0.49 – 0.85).

En la Figura 4.3 se observa la alta variabilidad para la razón de verosimilitud negativa entre el estudio de Meurman et al. Meurman et al. (1980) (0.91; 95 % CI: 0.6 – 1.39), el estudio de Devereaux et al. (1984) (0.25; 95 % CI: 0.09 – 0.68) y el estudio Goodman et al. (1985) (0.22; 95 % CI: 0.06 – 0.8), los cuales muestran resultados similares entre ellos. Mientras que los valores para la razón de verosimilitud positiva (Figura 4.4) fueron 1.13 en el estudio de Meurman et al. (1980) (CI 95 %: 0.62 – 2.06), 6.25 en el estudio de Goodman et al. (1985) (CI 95 %: 0.46 – 84.63), y 4.91 en el de Devereaux et al. (1984) (CI 95 %: 0.8 – 30.02), la estimación combinada de la razón de verosimilitud positiva siendo 2.31 (CI 95 %: 0.63 – 8.47), abarcando el valor 1 entre el CI.

A pesar de las limitaciones metodológicas encontradas en los estudios incluidos, nuestros resultados muestran que la ITI tiene una precisión diagnóstica moderada en las fracturas por estrés. Aunque hay resultados prometedores en cuanto al papel de la ITI en el diagnóstico del síndrome compartimental, no existen hallazgos concluyentes sobre el papel de la ITI en el diagnóstico del resto de las lesiones músculo-esqueléticas.

Los resultados de una revisión sistemática relativamente reciente sobre el diagnóstico de fracturas por estrés mediante el uso de ultrasonidos (Schneiders et al., 2012) muestra resultados similares a los ofrecidos por la ITI en esta revisión (resultados agrupados para los ultrasonidos: sensibilidad = 0.642 [CI 95 %: 0.548-0.727]; especificidad = 0.631 [CI 95 %: 0.542-0.712]; razón de verosimilitud positiva = 2.092 [CI 95 %: 1.099-3.517]; razón de verosimilitud negativa = 0.35 [CI 95 %: 0.079-0.861]; y DOR = 6.199 [CI 95 %: 0.697-22.75]), con la ventaja de que la ITI no produce ningún tipo de dolor al paciente. Sin embargo, los resultados agrupados en el meta-análisis llevado a cabo por Schneiders et al.

(2012) no fueron consistentes debido a la ausencia de una evaluación de la heterogeneidad, especialmente cuando parece haber una cierta discrepancia entre los resultados proporcionados en el *forest plot* para sensibilidad, especificidad, razón de verosimilitud negativa y DOR. El bajo número de estudios hallados, las diferencias metodológicas, así como la heterogeneidad no explicada encontradas en los distintos estudios invitan a tomar con cautela los resultados hallados. Dichas diferencias pueden haber surgido por diversos factores que principalmente pivotan alrededor de un inadecuado diseño de un estudio DTA (Knottnerus, 2002): una muestra con una prevalencia del resultado excesivamente alta que puede ofrecer resultados sesgados; falta de cegamiento en los resultados tanto del *index test* y del estándar de referencia; una falta de descripción acerca del protocolo de medición y de análisis, especialmente la manera en que la información recopilada se adecúe lo máximo posible a la realidad, bien por el control de variables del entorno, o bien por un análisis visual y no computarizado (Tabla 4.9).

A propósito de las prestaciones de las cámaras infrarrojas, es llamativo que en varios de los estudios incluidos no se describa la cámara empleada (Devereaux et al., 1984; Hosie et al., 1987), así como sus características técnicas y estado de calibración respecto a un cuerpo negro o valoración de la calidad de las imágenes (Dalinka et al., 1973; Devereaux et al., 1984; Goodman et al., 1985; Hosie et al., 1987; Meurman et al., 1980); lo que supone un informe parcial que puede conducir a interpretaciones sesgadas de los resultados.

Aunque existen guías de recomendaciones para realizar un estudio que emplee la ITI como instrumento diagnóstico (Ammer, 2008, 2011; de Vet, Eisinga, Riphagen, Aertgeerts, y Pewsner, 2008; Kolosovas-Machuca y González, 2011; Vardasca, Ring, Plassmann, y Jones, 2012) en las que algunos de los factores a considerar cuando se lleva a cabo una ITI son: medicación, tiempo de espera, temperatura atmosférica, productos cutáneos, antecedentes de

problemas vasculares, sensibilidad de la cámara, humedad relativa, ventilación de la sala, existencia de un protocolo de mediciones, ángulo de medición, distancia, entrenamiento, estado general y actitud de los participantes, ningún estudio se refirió directamente a ellas, y en los estudios revisados solo se controlaron algunos de los factores en ellas descritos, por lo que las mediciones pudieron ofrecer valores sesgados.

Tabla 4.9. Revisión sistemática de la literatura. Factores a considerar durante la realización de la ITI.

Factores a considerar en la ITI
Medicación
Periodo de espera
Temperatura atmosférica
Productos cutáneos
Antecedentes de problemas vasomotores
Sensibilidad
Humedad relativa
Ventilación directa
Existencia de protocolo de medición
Ángulo de medición
Distancia
Entrenamiento
Conducta y estado general del sujeto

La síntesis de resultados cuantitativa podría verse limitada por la combinación de lesiones producidas en diferentes localizaciones anatómicas. No obstante, existen investigaciones que sugieren que la asunción de igualdad de temperaturas entre zonas anatómicas contralaterales es válida (Lijmer et al., 1999;

Practice Guidelines Committee of the American Academy of Thermology, 2012a), lo que minimiza la posibilidad de variación debido a esta combinación.

Debido a que la concordancia entre los revisores a la hora de seleccionar los artículos y estudios para su inclusión en la revisión no ha sido perfecta, podría pensarse que no se ha seguido unos criterios de selección y exclusión adecuados. No obstante, los elevados valores ofrecidos por el índice kappa indican la existencia de una gran tasa de acuerdo, reduciendo esa posibilidad.

Al establecer límites idiomáticos como criterios de selección se ha podido incurrir en un potencial sesgo de selección, pero teniendo en cuenta la cobertura conjunta de las bases de datos que han sido consultadas, se cree haber minimizado de manera adecuada.

A pesar de que la *Cochrane Collaboration* no recomienda el uso sistemático de filtros metodológicos como parte de la estrategia de búsqueda en las revisiones de estudios DTA (de Vet et al., 2008) y otros autores (Leefflang, Scholten, Rutjes, Reitsma, y Bossuyt, 2006) se decidió utilizar un filtro genérico (tercer conjunto conceptual en la estrategia de búsqueda) como consecuencia del amplio abanico de resultados que resultaban de interés atendiendo al objetivo de la revisión.

En cuanto a la implicación en la práctica de la ITI, como herramienta diagnóstica para las lesiones traumáticas hay que señalar que:

1. El bajo número de estudios encontrados (esto causó que el coeficiente de correlación de Spearman entre el *logit* de la sensibilidad y el *logit* de 1-especificidad no fuese estadísticamente significativo), debido a la falta de poder para detectar alguna diferencia en el umbral diagnóstico.
2. La alta heterogeneidad e inconsistencia para la sensibilidad, razón de verosimilitud negativa y DOR.
3. El bajo valor de la especificidad combinada (0.69 [95 % CI: 0.49 – 0.85]) y razón de verosimilitud positiva (2.31 [95 % CI: 0.63 – 8.47]).

4. La baja calidad metodológica.

Todo ello muestra que no existen garantías de que la ITI sea una útil herramienta diagnóstica, por lo que, por el momento no se ha incorporado a la práctica clínica diaria.

Desde finales de los años 90 la tecnología de ITI ha evolucionado logrando una mayor precisión y fiabilidad (B. F. Jones, 1998; B. F. Jones y Plassmann, 2002), lo que unido a los resultados ofrecidos en relación a su uso en otras lesiones (Lahiri et al., 2012), invita a plantear futuras investigaciones. Además, las ventajas de la propia ITI sugieren un aumento en las posibilidades y utilidad de esta técnica, y esto es algo que debería ser investigado en el futuro debido a sus implicaciones potenciales para la mejora de la salud.

Un campo de especial interés es la utilización de la ITI en el diagnóstico de lesiones en poblaciones especialmente vulnerables a la radiación ionizante (como niños, donde ya se ha estudiado no sólo para LT (Silva et al., 2012), sino también en otras situaciones (Saxena y Willital, 2008) o embarazadas).

No obstante, las futuras investigaciones deberán abordar adecuadamente los aspectos más problemáticos que han sido identificados durante esta revisión, para lograr esclarecer la utilidad de la ITI como herramienta diagnóstica (selección de sujetos de investigación; valores de prevalencia del resultado; o las características técnicas, estado de calibración y protocolo de adquisición de imágenes con el equipo) que pongan de manifiesto las posibilidades diagnósticas de esta técnica no invasiva. Para ello sería conveniente el seguimiento sistemático de la lista de comprobación del *Standards for the Reporting of Diagnostic Accuracy Studies (STARD) Statement* (Bossuyt et al., 2003), así como de las guías específicas sobre ITI, (Ammer, 2008, 2011; Vardasca et al., 2012).

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

El diseño del estudio realizado fue de la tipología DTA, es decir, un estudio de la evaluación de la precisión diagnóstica de un test o una prueba, en este caso el uso de la termografía para el diagnóstico de lesiones traumatológicas (contusiones, esguinces y fracturas) en la edad pediátrica.

Así, el objetivo de este tipo de diseño de estudio consistió en estimar la capacidad de una medida (prueba diagnóstica) para discriminar entre las personas que padecen una enfermedad y aquellas que no la padecen, pero que presentan una sintomatología similar. Se parte desde el supuesto de que la enfermedad, patología o lesión puede medirse de forma válida y fiable mediante un “*gold standard*”, es decir, un procedimiento de referencia. Se trata pues de evaluar la precisión de una nueva prueba diagnóstica.

En el desarrollo de este trabajo se siguieron las pautas recomendadas por la STARD*, que consiste en una lista de comprobación de 25 elementos (Anexo 2).

5.2. POBLACIÓN DE ESTUDIO. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN

La determinación de la muestra y sus características se basó en los resultados obtenidos en la revisión sistemática mencionados en el cuarto apartado estableciendo por un lado, que para lograr estimar una sensibilidad de 0.8 y una especificidad de 0.6; con $\alpha=0.05$ y una precisión en la estimación de 0.1; era necesaria una muestra de 155 sujetos atendidos en el servicio de urgencias pediátricas (62 lesionados -fracturas- y 93 no lesionados -contusiones y esguinces-), y por otro lado, se definieron los criterios de inclusión y exclusión. Con estas consideraciones en el estudio se han diferenciado dos tipos de población pediátrica: la población sana y la población afectada de un traumatismo.

* http://www.stard-statement.org/checklist_maintext.htm

La muestra correspondiente a la población sana está formada por 22 niños y la muestra de la población con traumatismos se obtuvo de los casos atendidos en el servicio de urgencias pediátricas del Hospital Universitario Dr. Peset de Valencia, con sospecha de fractura ósea. A todos los sujetos del estudio y padres o tutores legales se les explicó en qué consistía la prueba, la inocuidad de la misma, a la vez que se solicitaba el consentimiento de los padres o tutores legales, ya que eran menores de edad. Sin este requisito no se le podía incluir en el estudio.

En los casos de la muestra perteneciente a la población sana se definieron los siguientes criterios:

Criterios inclusión:

- Edad entre 1 y 14 años.
- Temperatura corporal dentro de la normalidad.

Criterios de exclusión:

- No estar tomando medicación de ningún tipo.
- Incumplimiento de uno o más requerimientos del protocolo de medición que se detallan en el apartado 5.3: reposo imposible, contacto con la ROI durante el tiempo de espera, ducha o baño en las últimas 2 horas, fiebre (≥ 38 °C), uso de cremas, lociones o aplicación local de hielo sobre las ROI dentro de las 3 horas previas a la prueba (Tabla 5.1).

Para los casos correspondientes a la muestra perteneciente a la población con traumatismos, se definieron como criterios de inclusión:

- Edad entre 1 y 14 años.
- Disponer del consentimiento informado del tutor legal.
- Sospecha diagnóstica de fractura ósea en extremidades.
- Sujeto que dispone de radiografía para confirmar el diagnóstico.

Y como criterios de exclusión:

- Tiempo transcurrido desde el origen de la lesión superior a 72 horas.

- Consumo de fármacos antiinflamatorios en las 3 horas previas a la prueba.
- Portar un vendaje de yeso u otro tipo de férula fija.
- Incumplimiento de uno o más requerimientos del protocolo de medición que se detallan en el apartado 5.3: reposo imposible, contacto con la ROI durante el tiempo de espera, ducha o baño en las últimas 2 horas, fiebre (≥ 38 °C), uso de cremas, lociones o aplicación local de hielo sobre las regiones de interés dentro de las 3 horas previas a la prueba (Tabla 5.1).

5.3. RECOGIDA DE DATOS

Para la recogida de datos, tanto de la población sana, como de la población atendida en el servicio de urgencias pediátricas del Hospital Universitario Dr. Peset se utilizó el mismo protocolo de medición o captación de imágenes.

En el grupo de población sana se llevó a cabo un muestreo de conveniencia durante la fase experimental de este estudio.

La selección de la muestra de participantes, del otro grupo de población, se realizó tras el diseño de la investigación, prospectiva y consecutivamente, durante los meses de marzo, abril y mayo de 2013 en el hospital (Figura 5.1). La investigación contó con la aprobación del comité ético del hospital.



Figura 5.1. Hospital Universitario Dr. Peset.

La recolección de datos de los sujetos atendidos en el hospital se iniciaba con la captación en la consulta de exploración del servicio de urgencias pediátricas y la propuesta para la participación en el estudio.

En caso de decidir participar, se les indicaba que acudieran a una sala contigua, donde se les explicaba en qué consistía el estudio y se les solicitaba el consentimiento informado a sus tutores legales (Anexo 3) y la firma del mismo.

También, se elaboró una hoja de recogida de datos (Anexo 4), que una vez probada tras un entrenamiento específico durante dos días, se utilizó para la recogida de la información (Figura 5.2). Las variables seleccionadas e incluidas en ella fueron:

- Datos de identificación y características demográficas del participante.
- Datos de la exploración: presencia de inflamación, edema, dolor.
- Patologías preexistentes.
- Tiempo desde el origen de la lesión.
- Tiempo desde la realización de la radiografía.
- Anamnesis.
- Zona de la lesión (extremidades superiores o inferiores).
- Datos de selección para su participación: criterios de inclusión y exclusión.
- Datos del cumplimiento del protocolo de captura de imagen: distancia, enfoque, ángulo, tiempo de espera, control del entorno, corriente de aire...
- Datos del registro de la imagen: nombre de identificación del fichero, proyecciones, hora, zona corporal codificada.
- Registro de posibles incidencias.



Figura 5.2. Momento de la recogida de datos: parte fundamental para identificar los criterios de inclusión y exclusión.

5.3.1. Protocolo de toma de imágenes

En la Tabla 5.1 se muestran los criterios utilizados en el protocolo de captura de imágenes.

Tabla 5.1. Criterios utilizados en el protocolo de captura de imágenes.

Aspectos a considerar	Recomendaciones	Criterio utilizado en el protocolo
Características de la sala.	Suficiente espacio para que los pacientes puedan permanecer en reposo con el fin de estabilizar su temperatura.	Sala con zona suficiente para el reposo del paciente.
Control de la temperatura ambiente 18 °C y 26 °C (E. F. J. Ring y Ammer, 2000).	Utilización de un indicador de temperatura. El flujo del aire acondicionado debe ser bajo y que no incida directamente sobre el paciente.	Sala aclimatada a 24 °C y con una humedad relativa de 40 %. Sin fuente de aire directa que incidiera sobre la zona de exploración.

Tabla 5.1. Criterios utilizados en el protocolo de captura de imágenes (cont.).

Aspectos a considerar	Recomendaciones	Criterio utilizado en el protocolo
Radiación de fondo o ambiental (Morón, 2009).	Adoptar medidas que disminuyan la radiación del entorno: Reducir distancia entre el paciente y la cámara. Aislar el objeto o zona de interés de posibles fuentes térmicas que se encuentren en el entorno. Evitar al máximo la reflexión que se pueda producir en las paredes que rodean al paciente durante la captura del termograma entorno más cercano.	Distancia de 0.8 m, ángulo de 0°. Uso de placas de poliestireno expandido, ubicadas tras la ROI y bajo los focos de luz.
Sistema de captura de las imágenes.	Montaje de la cámara. Inicialización de la cámara.	20 minutos antes de realizar la técnica encender la cámara.
El paciente.	Normas previas a la realización de la prueba (Usuki, Kanekura, Aradono, y Kanzaki, 1998): Uso de cosméticos en 12 h anteriores. Tratamiento farmacológico. Fase de estabilización de la temperatura 10-15 minutos (E. F. J. Ring y Ammer, 2000). Evitar el contacto de las zonas a explorar. Posicionamiento para la captura de la imagen. Distancia constante entre la cámara y el paciente. Estandarizar la distancia para cada región del cuerpo.	Criterio de exclusión: consumo de fármacos antiinflamatorios y/o uso de cremas, lociones o aplicación local de hielo sobre las (ROI) dentro de las 3 horas previas a la prueba. Zona afectada y su contralateral al descubierto, permaneciendo en la estancia durante 10 minutos sin realizar ningún contacto con las ROI. Distancia de 0.8 m, ángulo de 0°.

5.3.2. Proceso de obtención de las imágenes térmicas infrarrojas

Una vez realizada la captación del niño para su participación en el estudio (aproximadamente 20 minutos antes de realizar la prueba) se procedía al

encendido de la cámara para maximizar la precisión de la medición (Ammer y Ring, 2007; E. F. J. Ring y Ammer, 2000).

La sala de captación de las imágenes estaba aclimatada a 24 °C, no tenía ninguna fuente de aire directa que pudiera incidir sobre la zona de exploración y con una humedad relativa de 40 %. Aquí, los participantes del estudio descubrían la zona afectada y su contralateral, permaneciendo en reposo en la estancia durante 10 minutos sin realizar ningún contacto con las ROI, tal y como establecía el protocolo de medición (Figura 5.3).



Figura 5.3. Posición de reposo previo a la obtención de la termografía para aclimatación.

La posición de los niños para la realizar la captura de la imagen estuvo condicionada a su estado clínico y a la ROI, pudiendo realizarse en bipedestación, decúbito o sedestación (Figura 5.4 y Figura 5.5), según la zona lesionada se realizaban entre 2 o 4 imágenes (anterior, posterior, lateral y medial).

Sin disponer del diagnóstico definitivo, se capturaron las imágenes térmicas sobre las ROI de las zonas lesionadas y no lesionadas en diferentes proyecciones corporales y con los siguientes valores de referencia (Hassan et al., 2007; Morillo López, 2012; Practice Guidelines Committee of the American Academy of Thermology, 2012a, 2012b; E. F. J. Ring y Ammer, 2000):

- ϵ de 0.98.
- distancia de 0.8 m.
- ángulo de 0°.

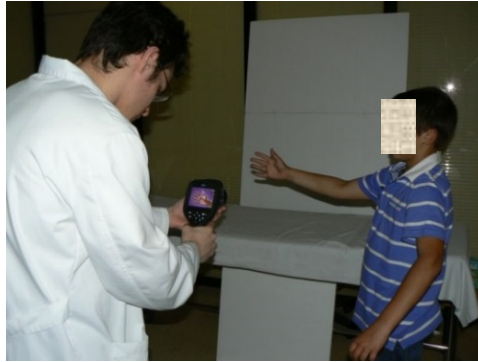


Figura 5.4. Momento de la captación de la imagen.



Figura 5.5. Posición en bipedestación.

Durante el proceso de captación de la imagen se empleó placas de poliestireno expandido para evitar la posible contaminación térmica del entorno (Figura 5.6). Éstas se colocaban detrás de la ROI y bajo los focos de luz.



Figura 5.6. Placas de poliestireno expandido para evitar contaminación térmica.

También se recogió información sobre la temperatura atmosférica y la humedad relativa (Figura 5.7) de la sala de captación de las imágenes para introducirla como parámetros correctores dentro del análisis de las imágenes y en la propia cámara termográfica (E. F. J. Ring y Ammer, 2000).



Figura 5.7. Medidor de temperatura atmosférica y humedad relativa.

5.3.3. Integración del registro de las termografías en el proceso de diagnóstico clínico

El siguiente esquema (Figura 5.8) muestra la incorporación de la captura de imágenes durante el estudio incorporado en el proceso de atención pediátrica en

el servicio de urgencias pediátricas del hospital, de forma que el estudio no interfería en el desarrollo asistencial habitual.

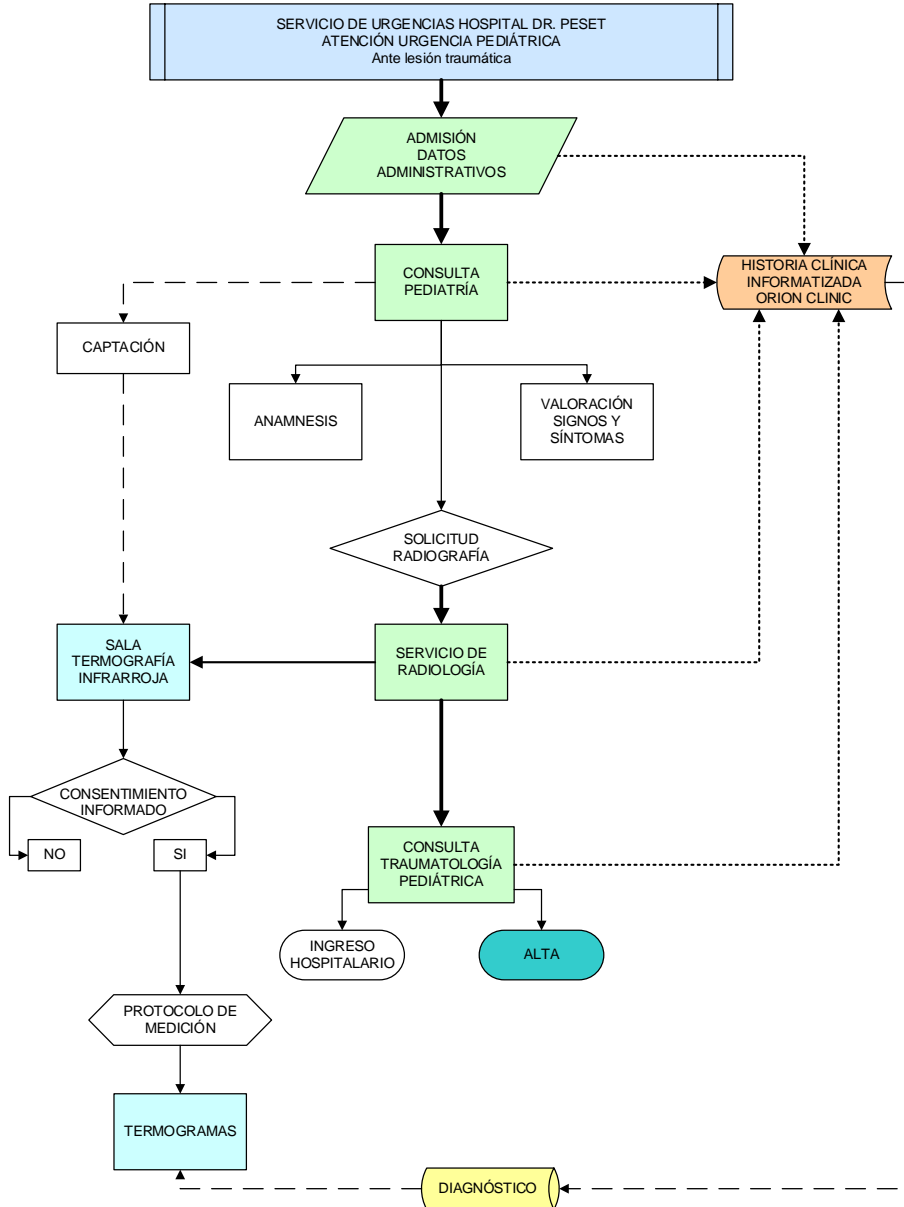


Figura 5.8. Incorporación de la ITI en el proceso asistencial.

La información acerca del diagnóstico definitivo de las patologías de interés se recogía, una vez que era emitido por el equipo de traumatología. El diagnóstico se basaba en una combinación de criterios clínicos y en un estudio radiológico (radiografía simple) que era informado por el equipo de radiología. Los equipos de traumatología y radiología del hospital en ningún momento tuvieron conocimiento de los resultados de la ITI.

5.3.4. Material: Cámara termográfica

Se utilizó una cámara termográfica FLIR[®] E60 (FLIR Systems, Wilsonville, OR, US), cuyas características técnicas fueron valoradas como adecuadas siguiendo las recomendaciones de las últimas guías sobre la aplicación de la ITI en ciencias de la salud (Practice Guidelines Committee of the American Academy of Thermology, 2012a, 2012b), y cuya calibración fue previamente evaluada (Jover González, 2010; Morillo López, 2012).

En una aplicación termográfica la cámara se sitúa delante del objeto, en este caso la zona lesionada, y recibe la energía térmica infrarroja total que es la suma de tres componentes (Figura 5.9):

- La energía infrarroja proveniente del objeto (I).
- La energía del entorno reflejada por dicho objeto (Ie).
- La energía emitida por el ambiente (I_{atm}).

La energía total se recibe, en la cámara termográfica, a través de un conjunto de lentes sobre un detector de infrarrojos, que envía la información al sensor para procesar la imagen y convertir los datos provenientes del detector en una imagen que puede ser vista en el visor integrado, en un monitor de vídeo estándar o en una pantalla LCD, se puede almacenar y leer los valores de las temperaturas superficiales del objeto analizado mediante el uso de algoritmos de procesado de datos.

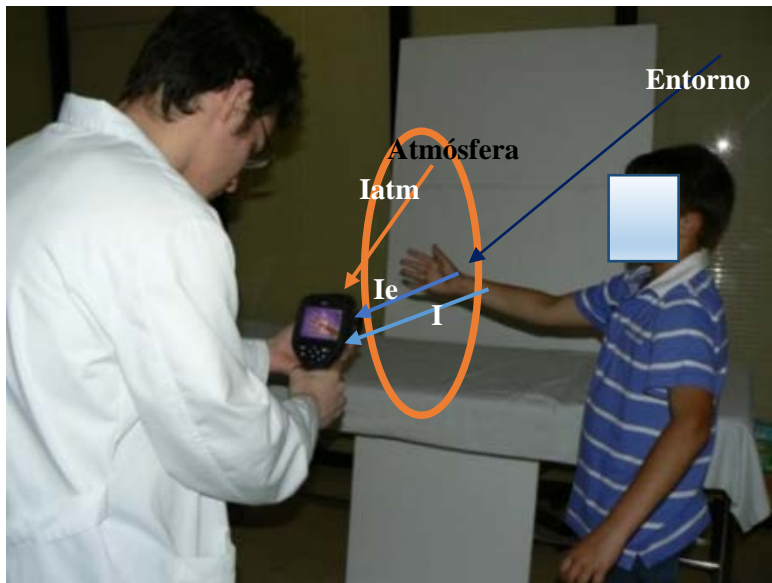


Figura 5.9. Componentes de la energía infrarroja.

La cámara termográfica provee de una imagen en escala de grises la cual es convertida en una imagen en pseudocolor para hacer su interpretación más sencilla.

En el caso del cuerpo humano, la radiación infrarroja emitida desde la superficie de la piel, a través de la cámara termográfica, se convierte en una imagen térmica infrarroja (ITI). El espectro de colores indica el aumento o disminución de la cantidad de radiación infrarroja que se emite desde la superficie del cuerpo, cuanto más alta sea la temperatura, mayor la energía emitida.

Dado que existe un alto grado de simetría térmica en el cuerpo, la temperatura anormal y no simétrica puede ser detectada mediante ITI. Este hecho es fundamental en las bases de este estudio, ya que se comparará la temperatura de la extremidad sana, con la extremidad lesionada.

5.3.4.1. Descripción de la cámara termográfica FLIR E60

La cámara termográfica FLIR E60 es una cámara compacta infrarroja de visión nocturna (Figura 5.10).

Características técnicas[†]:

- Calidad de la imagen térmica. Plano focal del detector de matriz de 320 x 240 píxeles de resolución de infrarrojos (76 800 píxeles).
- Rango de temperatura: [-20 – 650] °C ± 2 °C.
- Sensibilidad térmica: [0.05 – 30] °C.
- Rango espectral: [7.5 – 13] μm.
- Campo visual: 25 ° (H) x 19 ° (V). Distancia mínima de enfoque 0.4 m.
- Precisión ±2 °C o ±2 % de lectura.
- Enfoque manual, zoom 4x continuo.
- Punto central de medida, área con temperatura máx./mín., isoterma superior e inferior.
- Dispone de puntero láser para posicionamiento de la imagen de IR. Semiconductor AlGaInP diodo láser Clase 2.
- Pantalla táctil LCD en color de 3.5".
- Cámara de 3.1 megapíxeles de luz visible digital con lámpara de LED brillante para entornos con poca luz.
- Peso con batería: 0.825 kg.
- Tamaño: 246 × 97 × 184 mm³.
- Almacenamiento de imagen en formato JPEG estándar.
- Batería Lithium-ion (recargable) con 4 horas de operación continua.

[†] <http://www.flir.com/cs/emea/en/view/?id=41372>



Figura 5.10. Cámara FLIR E60.

5.4. ANÁLISIS DE LAS IMÁGENES Y VARIABLES DEL ESTUDIO

Aunque la termografía ofrece ya un mapa de temperaturas que permite evidenciar las asimetrías entre zonas sanas y patológicas, se ha establecido un protocolo para la obtención de variables cuantificadoras de la lesión que permitiesen posteriormente realizar un estudio estadístico para valorar la capacidad diagnóstica de esta técnica.

Como se detallará a continuación, algunas variables como la temperatura media y máxima de las ROI se han utilizado en los trabajos que se han referenciado tanto en la introducción como en la revisión sistemática, pero en este estudio hemos introducido una nueva variable que cuantifica la extensión de la zona afectada por la lesión y cuya valoración para el diagnóstico se discutirá en el capítulo de resultados.

En el análisis de las imágenes obtenidas se ha seguido la siguiente secuencia:

1. Descargar o exportar la imagen desde la cámara en formato JPEG al PC.

2. Cargar o importar las imágenes al software FLIR® Tools Plus 3.1.13080.1002 (FLIR® Systems, Wilsonville, OR, US).
3. Limitar la zona o ROI de la imagen.
4. Calcular las temperaturas medias y máximas absolutas de las ROI.
5. Establecer las diferencias de temperaturas medias (ΔT_{mean}) y máximas (ΔT_{max}) de las ROI lesionadas y sanas.
6. Transformar la imagen original de color a escala de grises con el software FLIR.
7. Mediante la creación “ad hoc” de un ejecutable de MATLAB® (MathWorks, Natick, MA, US) se calculó las diferencias de áreas entre zonas lesionadas y sanas.
8. Establecer las diferencias de píxeles (Δpix) entre las ROI lesionadas y sanas.

Ha sido necesario introducir los pasos 6 y 7 para cuantificar la nueva variable (Δpix) que proponemos en este estudio, ya que por ser nueva, los paquetes de software comerciales no la contemplan y ha sido necesario crear uno específico para su determinación.

En relación al grupo de población sana se utilizó este protocolo para la medida de temperaturas medias y máximas (hasta el quinto punto). En estos casos se tomó siempre como referencia el miembro derecho (Figura 5.11).

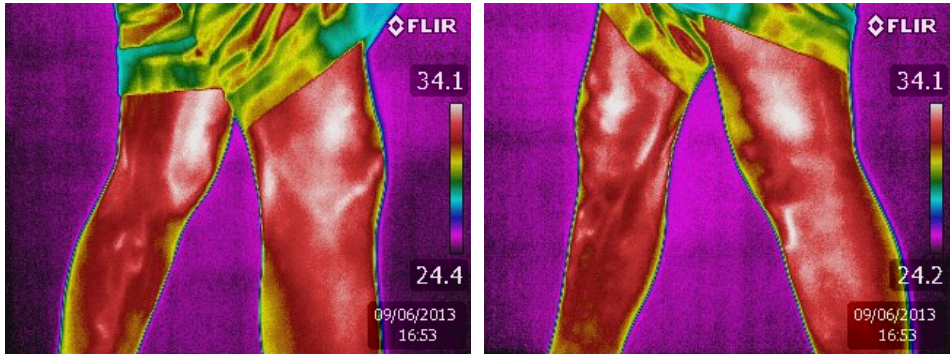


Figura 5.11. ITI niños sanos (referencia miembro derecho).

No obstante, en el grupo de niños sanos no se realizó el análisis de diferencias de áreas, ya que este tipo de análisis requiere siempre de un miembro sano como referencia para la comparación con el miembro lesionado, no teniendo sentido entonces realizarlo con dos miembros sanos.

A continuación se detalla todo el proceso de análisis de las imágenes:

1. Las imágenes térmicas se exportaron desde la cámara termográfica al PC en formato JPEG (Figura 5.12).

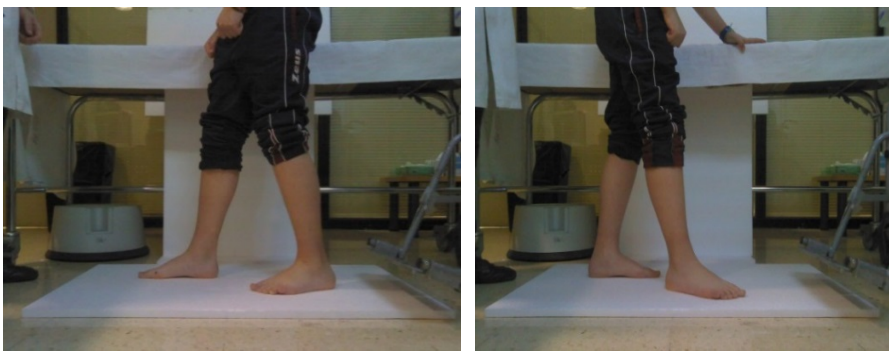


Figura 5.12. Fotografías en formato JPEG.

2. Después se importaron las imágenes al software FLIR® Tools Plus 3.1.13080.1002 (FLIR® Systems, Wilsonville, OR, US) (Figura 5.13).

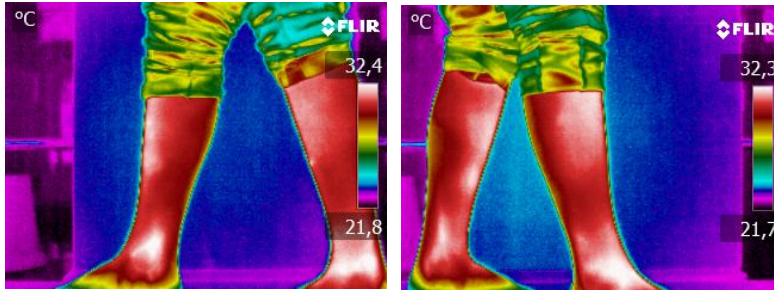


Figura 5.13. Imágenes con software FLIR Tools Plus.

3. Para la determinación de las ROI se utilizó una adaptación del Glamorgan Standard Capture Protocol (Ammer, 2008), el cual consiste en seleccionar los límites de las mismas en base a referencias anatómicas. Esta adaptación consistió en:
 - a. Selección de una referencia anatómica (ejemplo: maléolo tibial, rótula, apófisis estiloides, olécranon...).
 - b. Trazar una línea para determinar el ancho de la ROI (Figura 5.14).

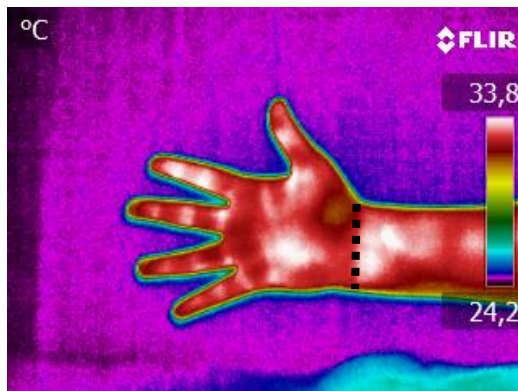


Figura 5.14. Línea para determinar el ancho de la ROI.

- c. Para el cálculo de la medida del alto de la ROI, en base a la referencia anatómica, se estableció proporciones respecto del ancho de la ROI. Así, en miembros inferiores se utilizaba una proporción de 2/3 del valor del ancho de la ROI, y para miembros superiores una proporción de 1/3 del valor del ancho (Figura 5.15).

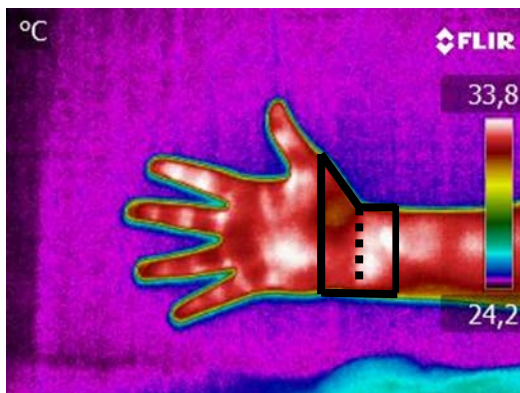


Figura 5.15. Determinación del alto y ancho de la ROI.

4. Una vez establecida la ROI se calculaban las temperaturas medias y máximas absolutas de la ROI (Figura 5.16).

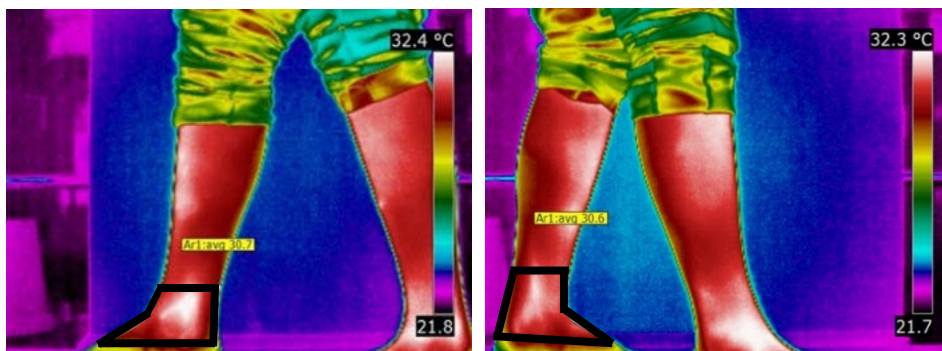


Figura 5.16. ROI establecida.

5. Se establecían las diferencias de temperaturas medias (ΔT_{mean}) y las diferencias de temperaturas máximas (ΔT_{max}) de las ROI lesionadas y sanas.
6. El siguiente paso fue la transformación de la imagen de color a escala de grises (Figura 5.17) con el mismo software FLIR, para poder utilizarlas en el software específicamente diseñado para la determinación de información adicional de las zonas afectadas.

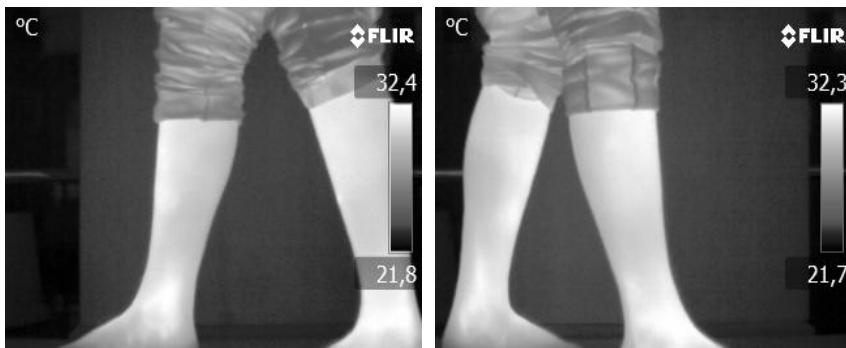


Figura 5.17. Imágenes en escala de grises.

5.4.1. Software desarrollado

Para analizar las imágenes en escala de grises y determinar las diferencias de áreas (en forma de número de píxeles) entre las ROI de la extremidad sana y lesionada se programó un software específico con la herramienta de Matlab[‡] (MathWorks, Natick, MA, US).

La finalidad del programa era determinar las temperaturas medidas en las imágenes en cada proyección y realizar una comparación entre las extremidades

[‡] Matlab, de Matrix Laboratory, es un lenguaje de alto nivel y un entorno interactivo para el cálculo numérico, la visualización y la programación.

<http://www.mathworks.es/products/matlab/>

sanas y lesionadas de cada participante del estudio. Con ello se consigue establecer si en la ROI de la extremidad lesionada se observan diferencias en cuanto al número de píxeles respecto a la ROI en la extremidad sana.

Asimismo, el programa proporciona tanto la temperatura máxima que se ha medido en la imagen de la extremidad sana (tomada como temperatura de referencia), como su posición y el área que ocupa esta zona considerada de referencia sobre la propia imagen. Por su parte, en la imagen de la extremidad lesionada, establece el área ocupada por aquellas medidas de temperatura que han resultado ser iguales o superiores a la de referencia. Con ello se consigue obtener los parámetros termométricos, su distribución y su tamaño, para el posterior análisis estadístico de resultados.

Para estas nuevas ROI, obtenidas en la zona sana y en la zona lesionada, se determinó la temperatura promedio y máxima y se establecieron como variables de interés las diferencias de dichas temperaturas promedio (ΔT_{mean}), temperaturas máximas (ΔT_{max}). Asimismo, se determinó el tamaño del área comprendido por la misma isoterma en cada ROI (número de píxeles a máxima temperatura en las ROI de las zonas no lesionadas comparados con el número de píxeles en las ROI de las zonas lesionadas que igualasen o superasen dicho umbral, Δpix).

Se desarrolló un software interactivo en el cual los comandos eran introducidos por teclado y los resultados e imágenes eran mostrados por pantalla.

La Figura 5.18 muestra el diagrama de flujo del programa, que comienza con una lectura de la imagen de la extremidad sana, calculando la temperatura máxima y mínima.

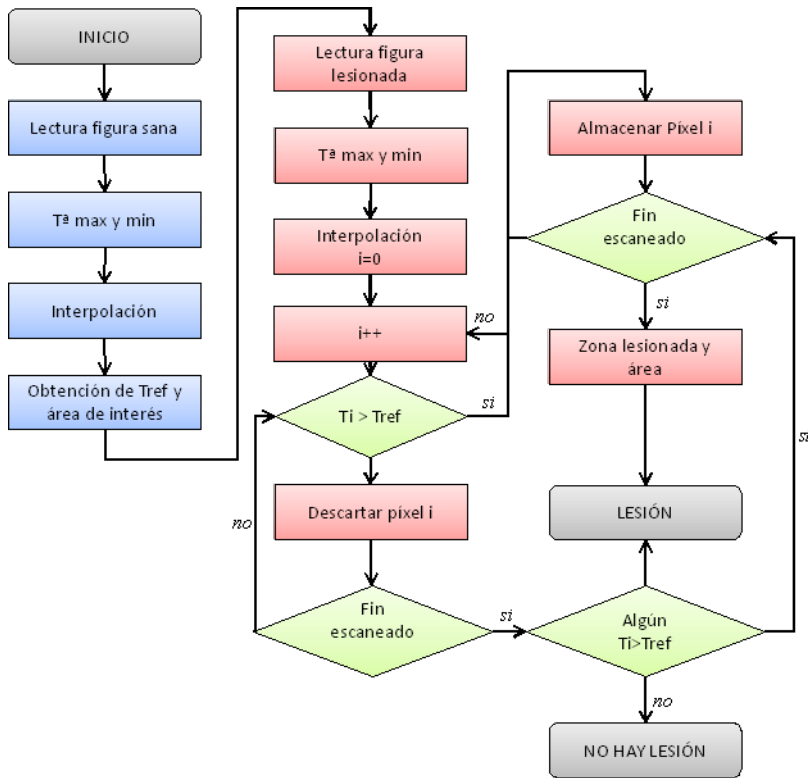


Figura 5.18. Diagrama de flujo del programa.

El funcionamiento del programa es secuencial, realizando las siguientes operaciones:

Inicialmente, se lleva a cabo el análisis de la imagen (o figura en el contexto del programa) de la extremidad sana. Para ello se introduce en primera instancia la ubicación del archivo. El programa realiza una lectura binaria de 8 bits de la imagen, creando una matriz de dimensiones $M_{158 \times 256}$. Este tamaño se corresponde con la resolución de la cámara termográfica. De esta forma se almacenan los datos termométricos medidos en cada píxel en el correspondiente espacio de la matriz.

Posteriormente, el propio programa muestra la imagen por pantalla y pide al usuario que introduzca cuáles son las temperaturas máximas y mínimas medidas,

las cuáles son conocidas previamente, ya que se obtienen gracias al software asociado a la cámara (FLIR). Los datos introducidos son necesarios, ya que se corresponden con los valores máximo y mínimo (0 y 255) de la lectura binaria almacenada. Realizando una interpolación se obtienen las diferentes temperaturas medidas en cada píxel, de acuerdo con su valor binario medido.

Seguidamente, se selecciona cuál es el área de la figura a analizar. Lógicamente, esta área se corresponde con la misma parte del aparato locomotor bajo estudio que en la zona lesionada. Tras esta operación, el programa muestra la imagen de la extremidad sana, pero en esta ocasión indicando la posición y tamaño del área ocupada por esta temperatura máxima. Ésta es la que posteriormente se tomará como referencia para el análisis de la imagen de la extremidad lesionada, ya que píxeles con mayores temperaturas serán susceptibles de indicar lesión.

Analizada la imagen de la extremidad sana se realiza la misma operación para la lesionada, es decir, lectura de imagen, establecimiento de temperaturas máximas y mínimas, interpolación y selección de la ROI. Tras estos pasos el programa muestra finalmente la imagen de la extremidad lesionada, indicando sobre la propia imagen todos aquellos puntos de la ROI con temperatura superior a la de referencia. Por tanto, muestra el área y cuantifica su tamaño.

Por último, cabe decir que se desarrollaron dos versiones del programa, atendiendo a si las imágenes de las extremidades sanas y lesionadas se encuentran en archivos distintos o en un mismo archivo.

Los pasos seguidos con el software interactivo fueron:

1. Cargar la imagen del miembro sano.
2. Introducir los valores mínimo y máximo de la temperatura de la imagen (Figura 5.19).



Figura 5.19. Introducción de valores mínimos y máximos de la temperatura de la imagen de la extremidad sana.

3. Seleccionar la ROI en extremidad sana (Figura 5.20).

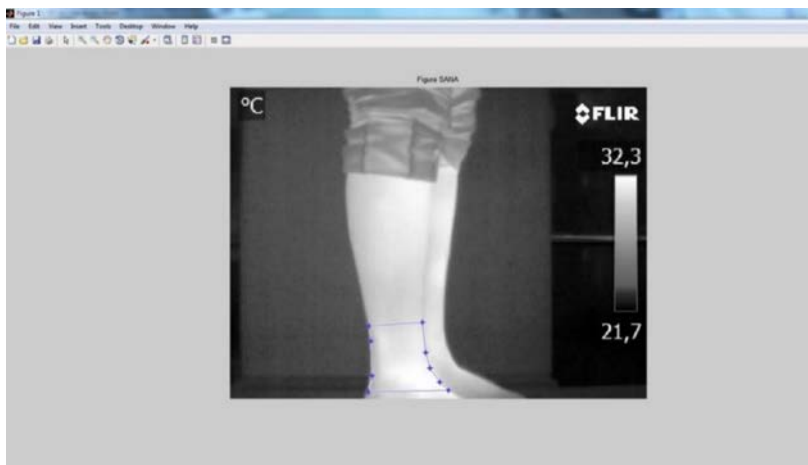


Figura 5.20. Selección de la ROI de la extremidad sana.

4. Determinar el valor de referencia (temperatura máxima en la ROI) (Figura 5.19).
5. Solicitar el número de píxeles que corresponden al valor de referencia en la ROI (Figura 5.20).
6. Cargar la imagen del miembro lesionado y realizar las mismas operaciones (Figura 5.21).

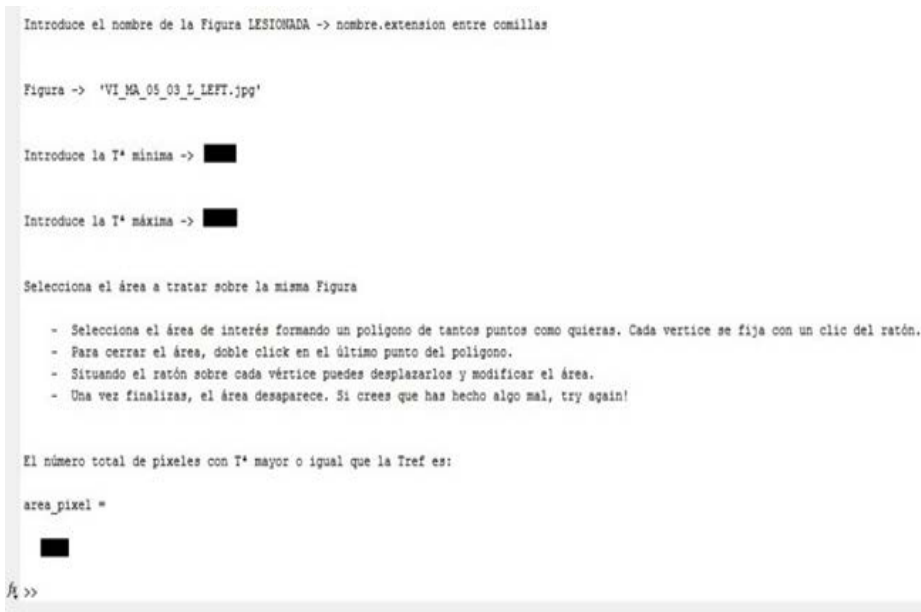


Figura 5.21. Introducción de valores mínimos y máximos de la temperatura de la imagen de la extremidad lesionada.

7. Seleccionar la ROI (Figura 5.22).

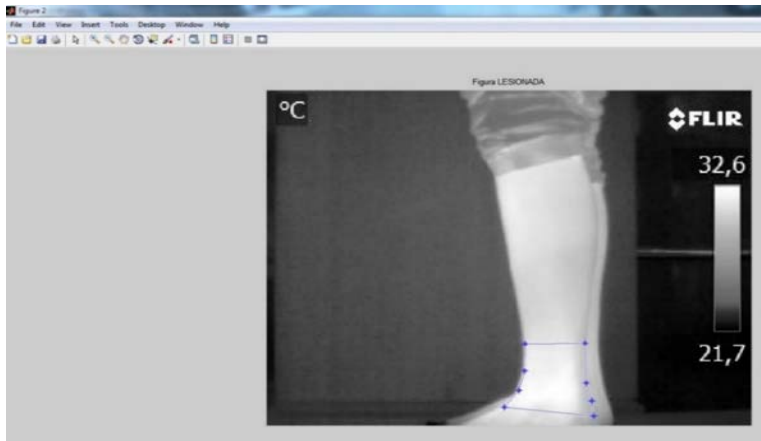


Figura 5.22. Selección de la ROI de la extremidad lesionada.

8. Utilizando como valor de referencia la temperatura máxima de la ROI del miembro sano, calcular el área (número de píxeles) de la ROI lesionada a temperatura igual o superior al valor de referencia.

Para calcular ΔT_{mean} , ΔT_{max} y Δpix se protocolizó el proceso de análisis: en el caso de los participantes con traumatismo la interpretación se realizó sin tener el diagnóstico de la lesión y mediante un análisis doble e independientemente de las ITI.

5.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

5.5.1. Descripción de las variables

De cada una de las imágenes seleccionadas, se calcularon una serie de variables de acuerdo con lo reflejado en la literatura científica existente en el campo de conocimiento en el que se enmarca este trabajo:

- Edad de los participantes (años).
- Sexo de los participantes: niños o niñas.
- Extensión: se clasificaron los segmentos anatómicos en tres grupos, según su tamaño (pequeño, mediano y grande).

- Zona de estudio: miembro superior o miembro inferior. Esta variable se utilizó para clasificar en dos grupos a los participantes. Un grupo correspondía a participantes con lesiones en miembros superiores y el otro grupo a participantes con lesiones en miembros inferiores.
- Distancia (m): distancia entre el objetivo de la cámara y los participantes a los que se les realizó la termografía.
- Temperatura atmosférica (°C): temperatura a la que se encontraba la sala donde se hacía la captación de las imágenes.
- Humedad relativa (%): humedad relativa a la que se encontraba la sala donde se hacía la captación de las imágenes.
- Diagnóstico clínico: se clasificó a los sujetos con traumatismo en base a tres grupos diagnósticos (contusión, esguince y fractura).
- Temperatura media (°C): temperatura media de la ROI.
- Temperatura máxima (°C): temperatura máxima de la ROI.
- Área de la ROI (número de píxeles): área que se encuentra a una temperatura igual o superior a la temperatura de referencia.

5.5.2. Análisis estadístico de las variables

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el software R (R-Project, <http://www.r-project.org/>), empleando especialmente los paquetes *irr*, *rms*, *epicalc* y *pROC* (Robin et al., 2011).

Antes de realizar el análisis estadístico de los sujetos lesionados, se llevó a cabo un análisis previo de los sujetos sanos para confirmar los resultados ofrecidos por los autores (Ammer, 2011; Kolosovas-Machuca y González, 2011; Vardasca et al., 2012) en los que se afirma que la diferencia de temperatura entre extremidades sanas homólogas resulta despreciable. Por tanto, se comparó la diferencia de temperatura entre los miembros sanos con el cero. Esta diferencia se calculó siempre en el siguiente sentido: la resta entre temperatura del miembro

derecho y la temperatura del miembro izquierdo, sanos en ambos casos. Este análisis se llevó a cabo mediante la prueba estadística no paramétrica U de Mann-Whitney, tanto para una muestra con todos los sujetos sanos recogidos como para una muestra en la cual se eliminó dos *outliers* o valores extremos.

Se efectuó a su vez un análisis descriptivo de dichas muestras de sujetos sanos, calculándose la media y desviación estándar (DE) para las variables, “Edad”, “ ΔT_{mean} ”, “ ΔT_{max} ”, “Temperatura atmosférica” y “Humedad relativa”. Para las variables “Sexo” y “Zona” se hizo un recuento.

En la primera fase del análisis estadístico se realizó un análisis descriptivo de las variables del estudio describiendo con proporciones las variables cualitativas y calculando la media y DE de las variables cuantitativas.

En segundo lugar, se evaluó la fiabilidad inter-observador en el cálculo de ΔT_{mean} , ΔT_{max} y Δpix . Para ello se determinó el coeficiente de correlación intraclase y se establecieron diagramas de dispersión de los valores obtenidos por los dos observadores.

Una vez realizado este análisis previo de los sujetos sanos, se procedió a estudiar la muestra integrada por los sujetos con patología en la que se comprobó el cumplimiento de los supuestos de normalidad y homogeneidad de las varianzas (homocedasticidad) para las tres variables de interés, mediante los estadísticos Shapiro-Wilk y Levene respectivamente. Se realizó entre los tres grupos de diagnósticos (contusión, esguince y fractura) mediante el test de Kruskal-Wallis, prueba no paramétrica, realizándose comparaciones dos a dos cuando éste fuera significativo mediante el test de Mann-Whitney-Wilcoxon con la corrección de Bonferroni. El resultado del test se consideró significativo a partir de $p \leq 0.05$.

También se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson entre ΔT_{mean} y ΔT_{max} debido a su linealidad, y de Spearman entre ΔT_{mean} y Δpix , y ΔT_{max} y Δpix por mantener una relación no lineal.

Para contrastar las variables que se asociaron con el diagnóstico de fractura se realizó una RL univariada, donde un valor de $p < 0.1$ en la RL univariada supondría el acceso a una segunda fase, para construir un modelo de regresión que incorporase las variables de confusión necesarias para estudiar correctamente la asociación entre variables.

Por último, se evaluó la precisión diagnóstica de los modelos de regresión construidos mediante sensibilidad, especificidad, valor predictivo positivo (VPP), valor predictivo negativo (VPN), +LR, -LR y DOR. A continuación, se realizó la parametrización gráfica del rendimiento de los modelos sobre las variables diagnósticas, empleando la curva ROC y el área bajo la curva (AUC) mediante la aproximación de DeLong, realizándose una comparación entre las AUC de las curvas ROC de ambos modelos empleando el test de DeLong.

5.5.3. Análisis estadístico mediante Árbol de Decisión

Se ha utilizado AC como método de clasificación por considerarlos pertinentes debido a que varias de las características de entrada de las variables en los modelos de clasificación fueron categóricas.

Se consideraron dos métodos distintos basados en AC: CART (Breiman et al., 1984) y *CHAID*, (Kass, 1980).

CART es un método ampliamente usado como regla de extracción que funciona produciendo submuestras tan homogéneas como sea posible en relación con la variable de resultado, produciendo en todo caso dos nodos hijos. Su mayor complicación se relaciona con el hecho de que siempre lleva a cabo una división binaria (los nodos son terminales o tienen dos nodos hijos). Si esta división no es suficientemente buena al comienzo del árbol, entonces el árbol completo se torna confuso.

Los árboles CHAID dividen submuestras del espacio en dos o más nodos hijos comenzando con los datos completos, eludiendo el principal inconveniente de CART. Para determinar la mejor división, se une cualquier par de categorías de las variables predictoras si no hay diferencias estadísticamente significativas entre el par con respecto a la variable de resultado (el criterio para analizar la significación está basado en la Chi-cuadrado). En todo caso, debe enfatizarse que se llevó a cabo un proceso de validación 10-fold (conjunto) para garantizar la aplicación del modelo a nuevos datos. El método V-fold consistente en dividir el conjunto de datos en V subconjuntos, utilizando V-1 de ellos para obtener el modelo y evaluándolo en el restante. El proceso se repite V veces (validando en cada ocasión con uno de los subconjuntos) obteniéndose finalmente un modelo promediado que permite garantizar un adecuado comportamiento ante nuevos datos, ya que todos los datos disponibles se habrán utilizado en la fase de validación del modelo. El modelo finalmente seleccionado es aquel que haya presentado un comportamiento más adecuado en esa fase de validación.

6. RESULTADOS

6.1. ANÁLISIS DE IMÁGENES

6.1.1. Análisis de imágenes en participantes sanos

El análisis de las imágenes en participantes sanos proporciona las temperaturas medias y máximas de las ROI de ambos miembros.

Sólo se han apreciado diferencias de medias nula o, en algunos casos, esa diferencia es mínima. La Figura 6.1 muestra la simetría existente para el caso de la rodilla.

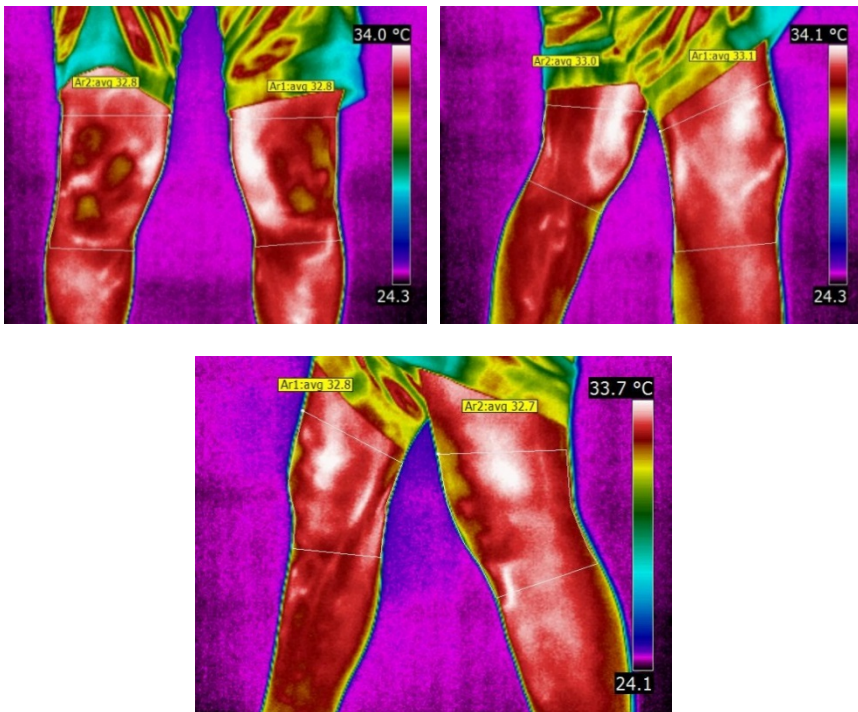


Figura 6.1. Imágenes que muestran el resultado final del análisis de temperaturas medias y máximas en los sujetos sanos.

6.1.2. Análisis de imágenes en participantes lesionados

En los sujetos lesionados, uno de los análisis de las imágenes aporta como resultado la temperatura máxima y media de las ROI sana y lesionada (imágenes en color). El otro análisis de las imágenes muestra como resultado el número de píxeles del área estudiada, tanto de la extremidad sana como de la lesionada (imágenes en escala de grises).

A continuación se muestran algunos ejemplos de los distintos análisis de las imágenes donde se muestran las temperaturas medias y número de píxeles de las ROI sanas y lesionadas (Figura 6.2 a Figura 6.5).

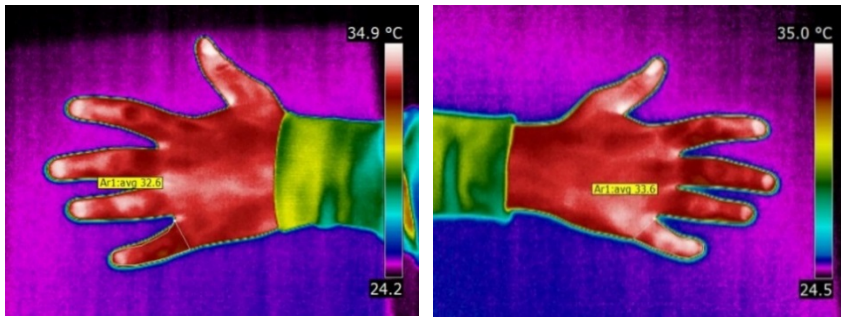


Figura 6.2. Dedo meñique sano ($T_{\text{mean}}=32.6\text{ }^{\circ}\text{C}$) y meñique lesionado ($T_{\text{mean}}=33.6\text{ }^{\circ}\text{C}$).

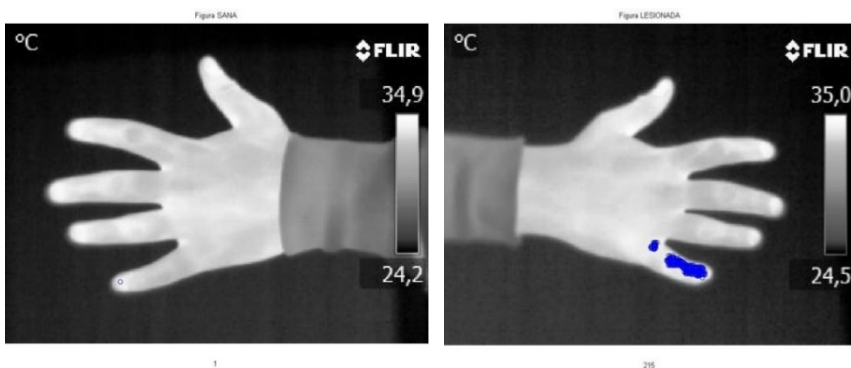


Figura 6.3. Dedos meñique sano (N° píxeles=1) y meñique lesionado (N° píxeles=215).

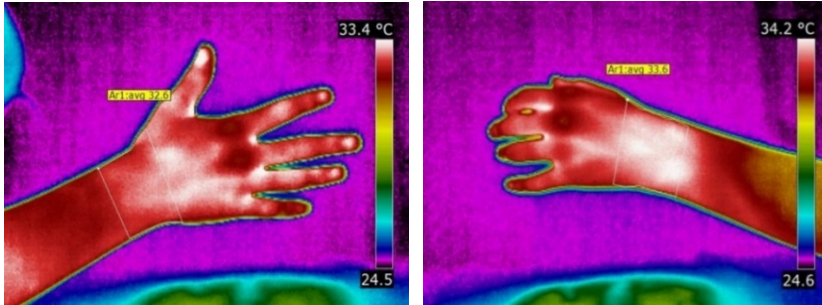


Figura 6.4. Muñeca sana ($T_{\text{mean}}=33.4$ °C) (vista P-A) y muñeca lesionada ($T_{\text{mean}}=34.2$ °C) (vista P-A).

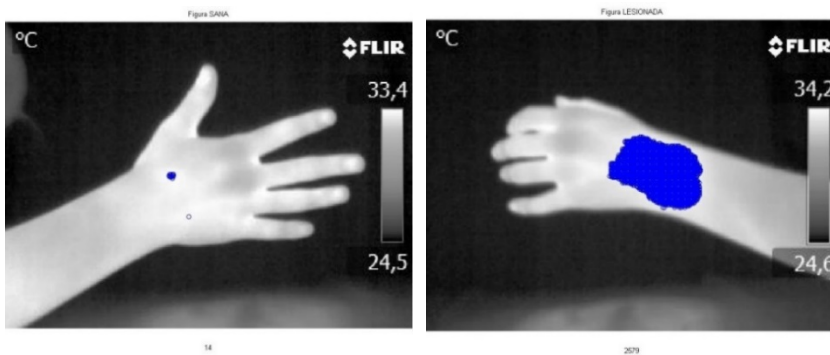


Figura 6.5. Muñeca sana (N° píxeles=14) (vista P-A) y muñeca lesionada (N° de píxeles=2 579) (vista P-A).

Desde la Figura 6.6 a la Figura 6.10 se aprecian diferencias de temperaturas medias y máximas considerables. Asimismo, se pueden observar las diferencias de área (número de píxeles) entre el miembro sano y el miembro lesionado (Figura 6.11), a la vez que permite visualizar fácilmente la zona donde se ha recibido el traumatismo.

Termografía en lesiones traumatológicas en la edad pediátrica

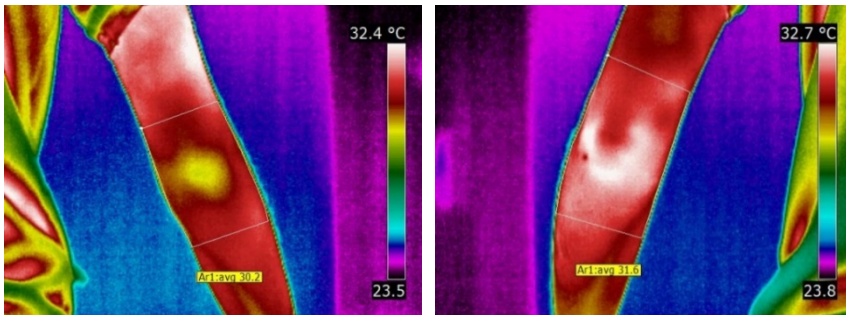


Figura 6.6. Codo sano ($T_{\text{mean}}=30.2\text{ }^{\circ}\text{C}$) y codo lesionado ($T_{\text{mean}}=31.6\text{ }^{\circ}\text{C}$).

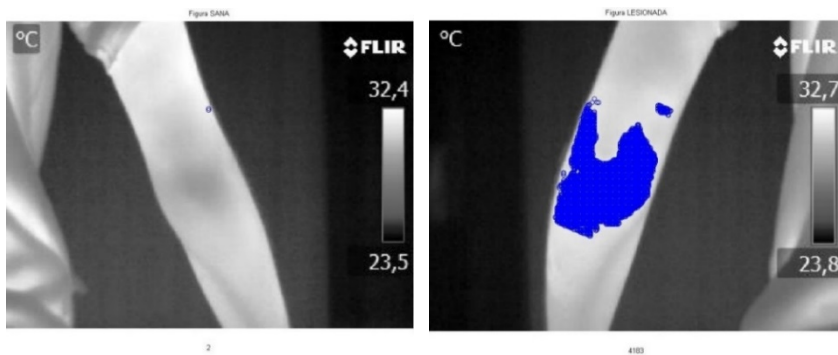


Figura 6.7. Codo sano (N° píxeles=2) y codo lesionado (N° de píxeles=4 183).

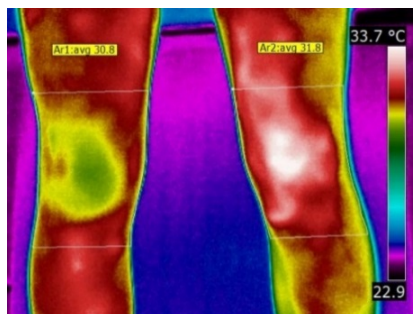


Figura 6.8. Rodilla derecha sana ($T_{\text{mean}}=30.8\text{ }^{\circ}\text{C}$) y rodilla izquierda lesionada ($T_{\text{mean}}=31.8\text{ }^{\circ}\text{C}$).

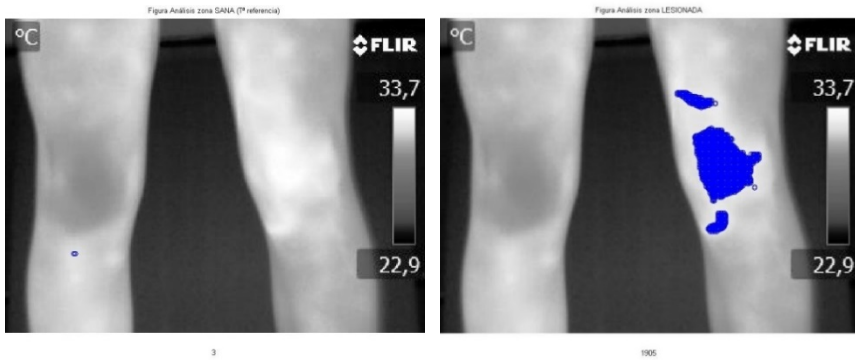


Figura 6.9. Rodilla derecha sana (N° píxeles=3) y rodilla izquierda lesionada (N° píxeles=1 906).

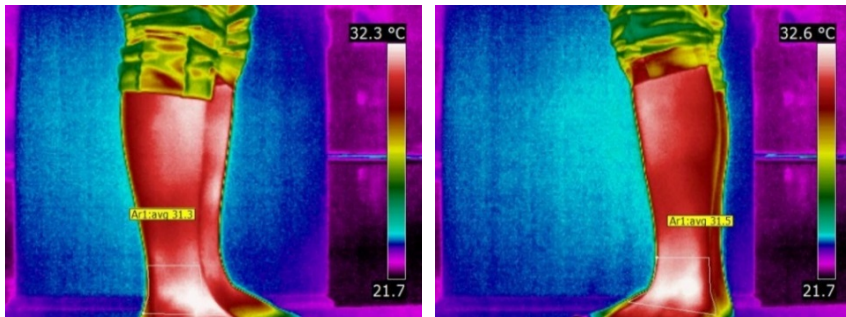


Figura 6.10. Tobillo derecho sano (Tmean=31.3 °C) y tobillo izquierdo lesionado (Tmean=31.5 °C).

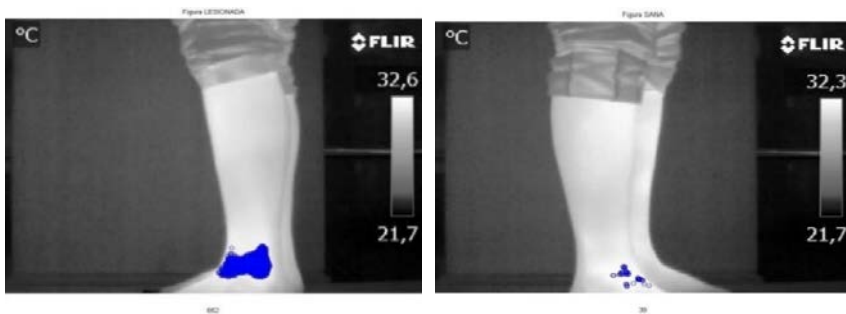


Figura 6.11. Tobillo derecho sano (N° píxeles=39) y tobillo izquierdo lesionado (N° píxeles=652).

En estas imágenes se aprecian diferencias de temperaturas medias y máximas considerables entre zonas homólogas sanas y con traumatismo. Asimismo, se pueden observar las diferencias de área (número de píxeles) entre el miembro sano y el miembro lesionado. Puede observarse también, aunque sea un dato no cuantificable, que la técnica termográfica permite visualizar la zona donde se ha recibido el traumatismo.

6.1.3. Estudio de reproducibilidad

La fiabilidad inter-observador se calculó en una muestra aleatoria de 34 sujetos para el análisis de ΔT_{mean} (Figura 6.12), ΔT_{max} (Figura 6.13) y Δpix , (Figura 6.14) ofreciendo unos valores de ICC de 0.949 (95 % CI: 0.897-0.975), 0.948 (95 % CI: 0.896-0.974) y 0.951 (95 % CI: 0.902-0.976), respectivamente.

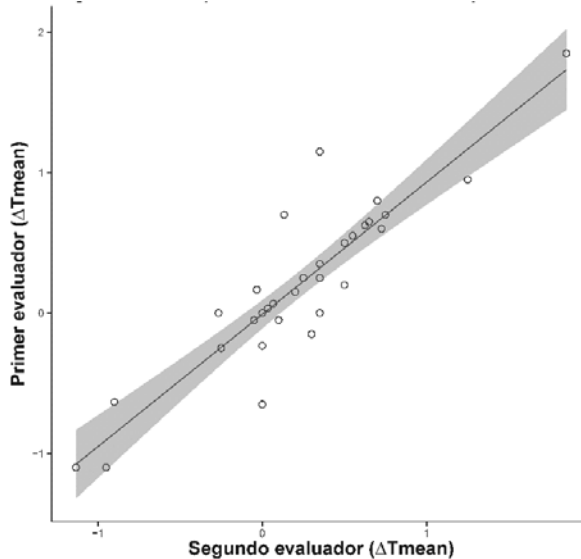
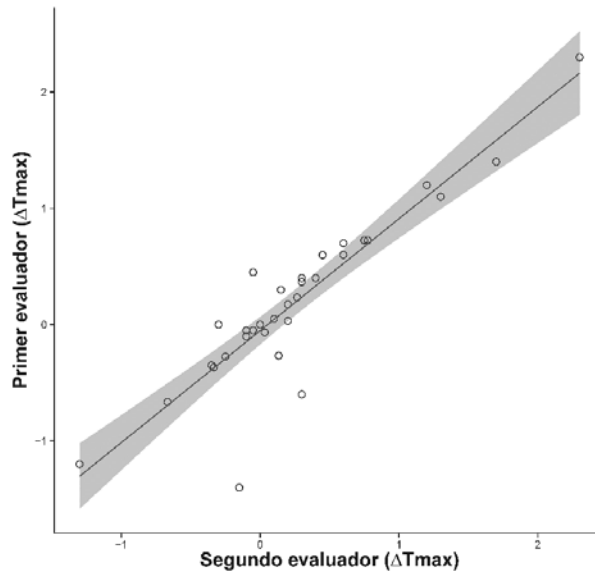
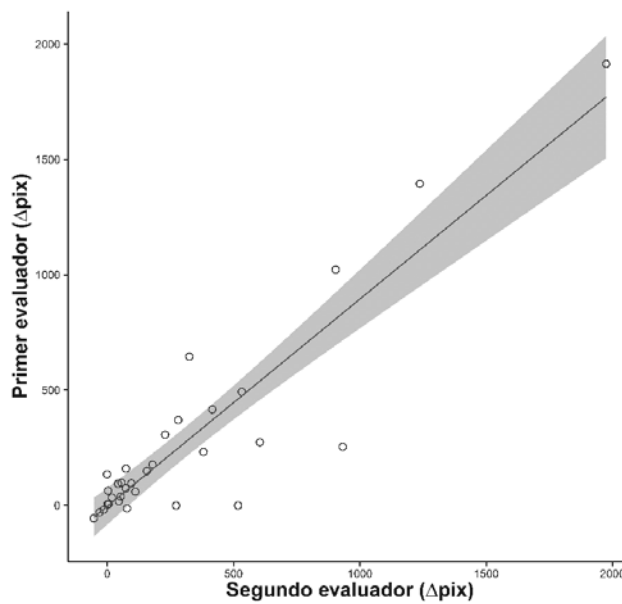


Figura 6.12. Diagrama de dispersión entre evaluadores para ΔT_{mean} .

Figura 6.13. Diagrama de dispersión entre evaluadores para ΔT_{max} .Figura 6.14. Diagrama de dispersión entre evaluadores para Δpix .

Por otra parte, la fiabilidad intra-observador para la misma muestra fue de 0.916 (95 % CI: 0.83-0.958) para ΔT_{mean} (Figura 6.15), 0.97 (95 % CI: 0.94-0.985) para ΔT_{max} (Figura 6.16) y de 1 para Δpix (Figura 6.17) en el análisis del primer evaluador.

La fiabilidad intra-observador en el análisis del segundo evaluador fue de 0.934 (95 % CI: 0.868-0.967) para ΔT_{mean} (Figura 6.18), 0.986 (95 % CI: 0.972-0.993) para ΔT_{max} (Figura 6.19) y de 0.994 (95 % CI: 0.987-0.997) para Δpix (Figura 6.20).

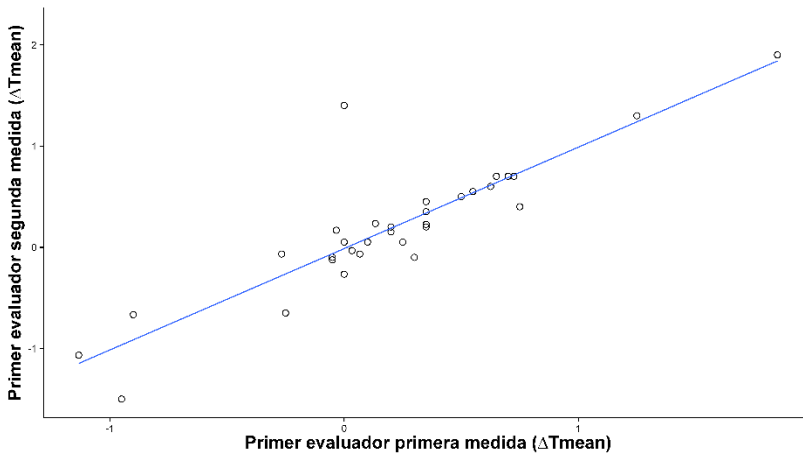


Figura 6.15. Diagrama de dispersión intra-observador para ΔT_{mean} del primer evaluador.

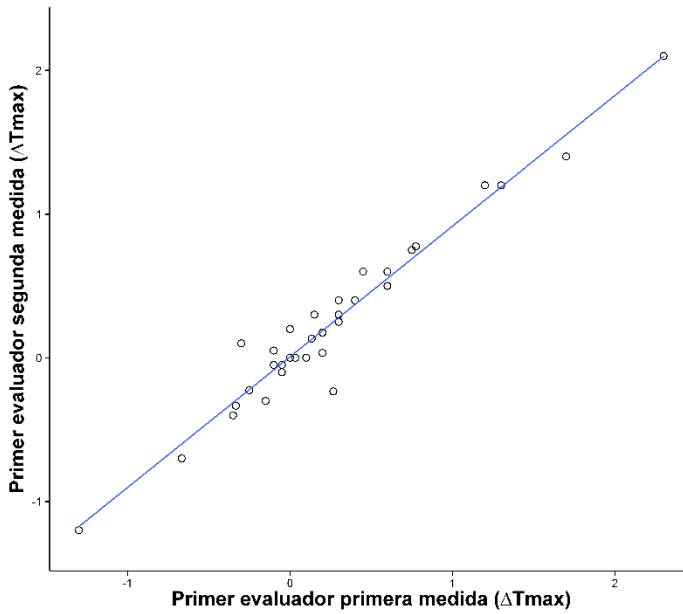


Figura 6.16. Diagrama de dispersión intra-observador para ΔT_{max} del primer evaluador.

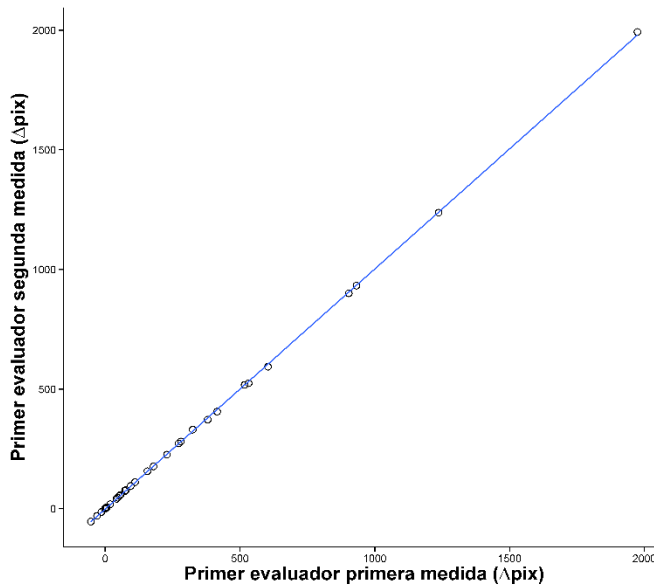


Figura 6.17. Diagrama de dispersión intra-observador para Δpix del primer evaluador.

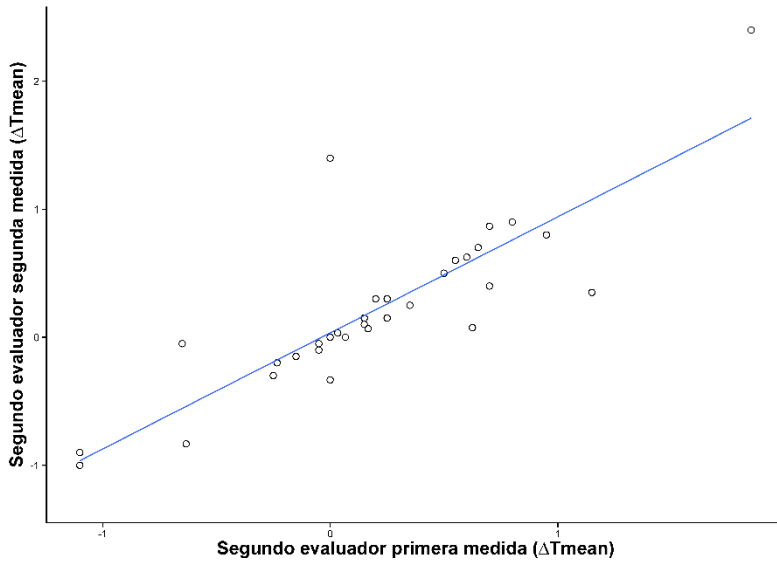


Figura 6.18. Diagrama de dispersión intra-observador para Δ_{mean} del segundo evaluador.

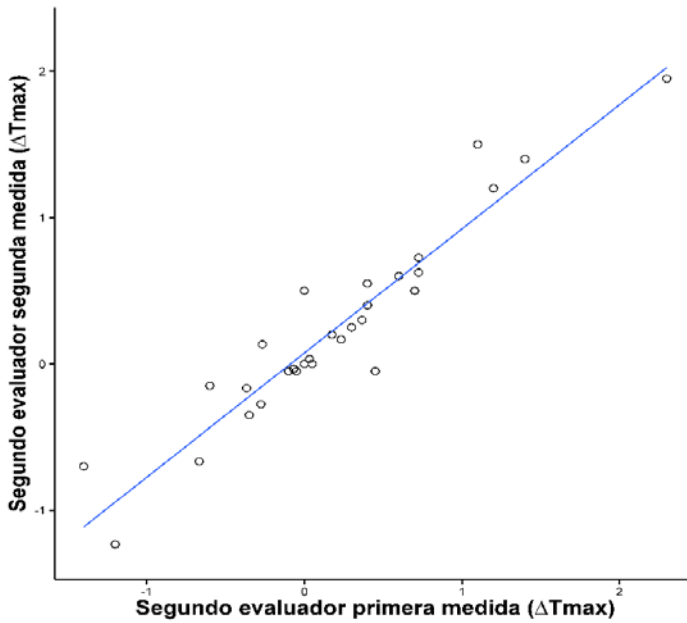


Figura 6.19. Diagrama de dispersión intra-observador para Δ_{max} del segundo evaluador.

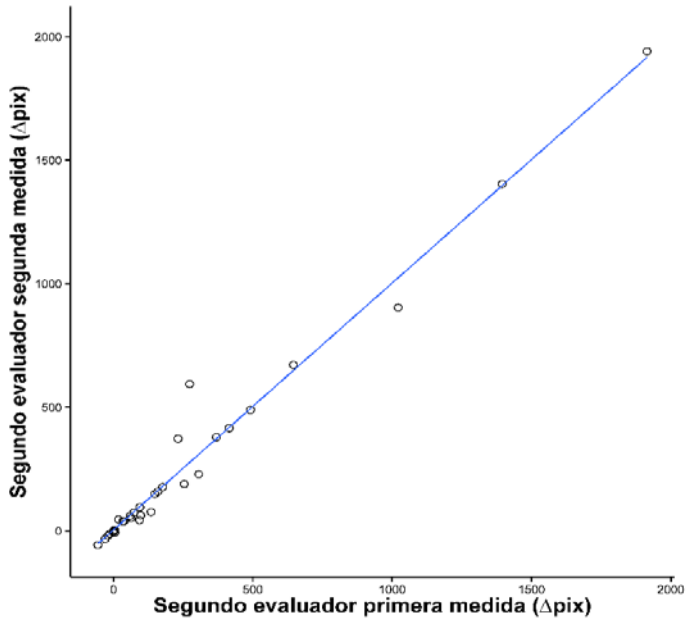


Figura 6.20. Diagrama de dispersión intra-observador para Δpix del segundo evaluador.

6.2. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE DATOS DE LOS NIÑOS SANOS

La Tabla 6.1 muestra el análisis descriptivo de los sujetos sanos, tanto del conjunto total (22 niños), como del conjunto eliminando dos casos anómalos. Puede observarse que más del 60 % son niños y que la edad media del grupo es de alrededor de 10 años.

Tabla 6.1. Características de los sujetos sanos estudiados.

Variable	Todos los sujetos	Sin extremos
Sexo*	64 % / 36 %	62 % / 38 %
Edad (años)	9.8 (± 1.79)	9.84 (± 1.83)

* Niño/Niña

La media de las diferencia de temperaturas para todos los sujetos sanos fue de 0.08°C, bajando a 0.05°C para la muestra sin los valores extremos. Los resultados para ΔT_{max} fueron de 0.04°C. La temperatura atmosférica y la humedad relativa del aire fueron prácticamente constantes.

En la Tabla 6.2 se muestra los valores medios (DE), expresada entre paréntesis, para las variables termográficas indicadas. Para la variable zona (variable categórica) se indica el porcentaje de casos. En la columna etiquetada “Sin extremos” se han excluido del estudio dos casos claramente anómalos.

Tabla 6.2. Variables termográficas.

Variab les	Todos los sujetos	Sin extremos
ΔT_{mean} (DE)	0.08°C (0.21)	0.05°C (0.16)
ΔT_{max} (DE)	0.04°C (0.51)	-0.04°C (0.37)
Zona	55 % MS – 45 % MI	57 % MS – 43 % MI
Temperatura atmosférica (DE)	22.59°C (1.22)	22.67°C (1.2)
Humedad (DE)	49.55 % (8.15)	49 % (7.93)

MS: Miembro superior; MI: Miembro inferior.

En la Tabla 6.3 se muestran los resultados de la prueba Mann-Whitney U correspondiente al análisis de las diferencias de temperaturas entre extremidades o miembros homólogos presenta unos valores de significación de $p > 0.05$, tanto para la muestra con la totalidad de los casos ($p = 0.1234$ para ΔT_{mean} y $p = 0.8581$ para ΔT_{max}) como para la muestra sin los dos valores extremos ($p = 0.2203$ para ΔT_{mean} y $p = 0.8755$ para ΔT_{max}). Puede observarse que la igualdad es más significativa para la variable ΔT_{max} .

Tabla 6.3. Resultados del test de Mann-Whitney U para ΔT_{mean} y ΔT_{max} .

Variables	Todos los datos		Sin datos extremos	
	ΔT_{mean}	U = 77.5	$p = 0.1234$	U = 63.5
ΔT_{max}	U = 132.5	$p = 0.8581$	U = 110.5	$p = 0.8755$

6.3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO DE LOS DATOS DE LOS PARTICIPANTES LESIONADOS

6.3.1. Análisis de las características de las variables implicadas en el estudio

La Figura 6.21 muestra el diagrama de flujo que recoge el número de sujetos lesionados incorporados en el estudio.

Se entrevistó a 208 sujetos y de éstos se excluyeron 49 por diversos criterios o motivos tal y como se puede observar en la Figura 6.21. Se superaron las 72 horas desde la lesión en 19 casos; 17 sujetos habían utilizado cremas o habían tomado antiinflamatorios tres horas antes de la entrevista; 8 sujetos llevaban vendaje en la ROI y 5 sujetos no cumplieron el tiempo estimado de reposo para la captura de las imágenes. Por tanto, se contó con 159 casos para el estudio.

De éstos, 11 declinaron participar y se produjo una pérdida de información en 3 casos, a la vez que se detectó la presencia de 12 valores extremos, los cuales fueron retirados del análisis tras revisar las hojas de recogida, las historias clínicas de los sujetos, y las propias imágenes capturadas, con lo que la muestra definitiva fue de 133 sujetos.

Termografía en lesiones traumatológicas en la edad pediátrica

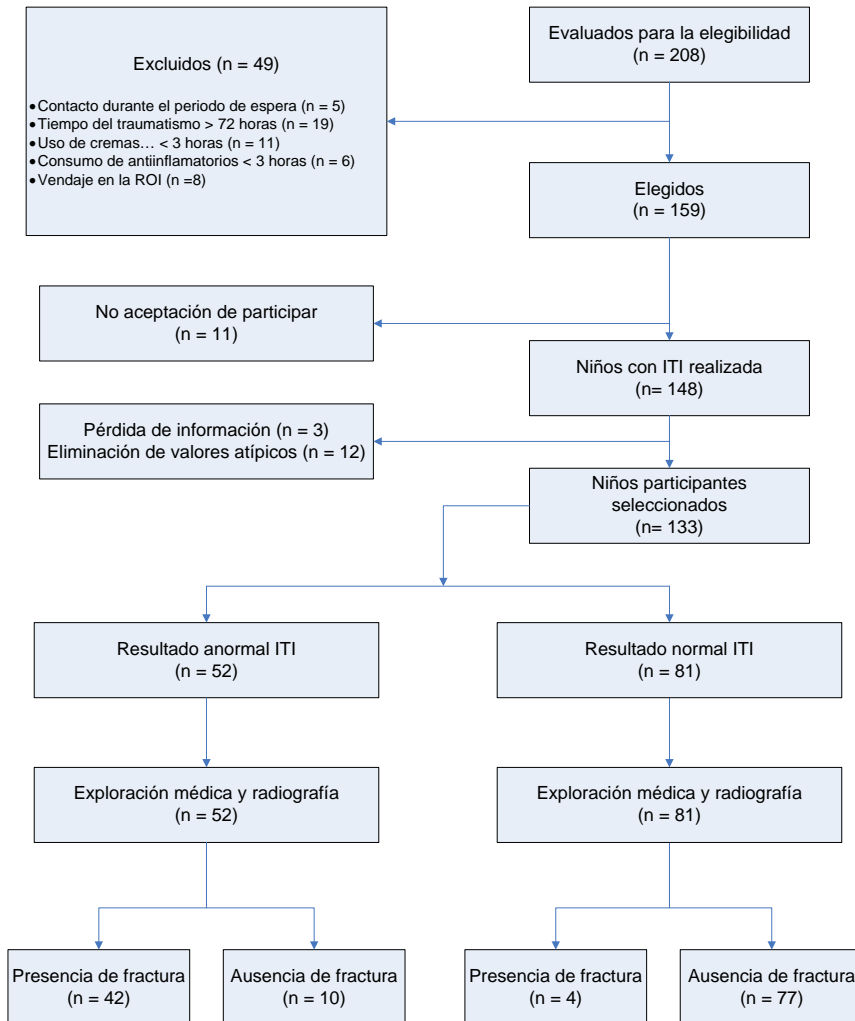


Figura 6.21. Flujo de participantes lesionados incorporados en el estudio.

El análisis descriptivo de las variables de edad y sexo que se muestra en la Tabla 6.4, destaca la proporción 64/69 (48.1 % de niños frente a 51.9 % de niñas), sin tener diferencia significativa. La media de edad fue de 10.24 años (DE = 2.77).

La clasificación de los sujetos según el diagnóstico médico muestra dos grupos: uno con 87 sujetos que agrupa a los diagnosticados de contusión o

esguince, es decir no fractura y otro grupo, con 46 casos afectados por una fractura.

La distribución porcentual de los participantes según diagnóstico fue: 40 % diagnosticados de contusión; 25.5 % de esguince y 34.5 % de fractura, siendo un 4.7 % de estas últimas epifisiólisis (fracturas de Salter-Harris). La proporción de niños y niñas en cada tipo de patología no tiene diferencia estadísticamente significativa $p = 0.266$ (Tabla 6.5 y Tabla 6.6).

Tabla 6.4. Características de todos los sujetos incluidos.

Variable	Total (n=133)	No-fractura (n=87)		Fractura (n=46)	p Valor
		Contusión (n=53)	Esguince (n=34)		
Sexo*	64/69	38/49		26/20	0.266
		25/28	13/21		
Edad	10.24 (2.77)	10.43 (± 2.77)		9.89 (± 2.77)	0.522
		10.28 (± 3.13)	10.65 (± 2.12)		

* Niño/Niña

Tabla 6.5. Tabla de contingencia de sexo y patología.

			Patologías			Total
			Contusión	Esguince	Fractura	
Sexo	Niño	Recuento	25	13	26	64
		Frecuencia esperada	25.5	16.4	22.1	64
		Residuos tipificados	-0.1	-0.8	0.8	
	Niña	Recuento	28	21	20	69
		Frecuencia esperada	27.5	17.6	23.9	69
		Residuos tipificados	0.1	0.8	-0.8	
Total	Recuento	53	34	46	133	
	Frecuencia esperada	53	34	46	133	

Tabla 6.6. Pruebas de chi-cuadrado.

	Estadístico	Grados libertad	<i>p</i> -Valor
Chi-cuadrado de Pearson	2.651 ^a	2	0.266
Razón de verosimilitudes	2.667	2	0.264
Asociación lineal por lineal	0.769	1	0.380
N de casos válidos	133		

a. 0 casillas (0.0 %) tienen una frecuencia esperada inferior a 5. La frecuencia mínima esperada es 16.36.

El estudio de las variables con influencia en la captación de las imágenes indicó que el tiempo transcurrido entre la realización de la radiografía y la exploración traumatológica para establecer un diagnóstico y la realización de la ITI osciló entre los 15 y 30 minutos. Respecto a las condiciones ambientales de las mediciones, la temperatura atmosférica fue de 24.63 °C (DE = 1.4 °C) y la humedad relativa fue 40.65 % (DE = 9.04 %), con una mínima variabilidad respecto a las condiciones preestablecidas en el acondicionamiento planificado de la sala. No obstante, se decidió considerar su inclusión como potenciales variables de entrada en la construcción de los modelos de clasificación.

Para las variables cuantificadoras se estudió el nivel de significación para la prueba de Levene que resultó $p > 0.05$ para las tres variables ($p = 0.257$ para ΔT_{mean} , $p = 0.272$ para ΔT_{max} y $p = 0.066$ para Δpix), por lo tanto, se cumplió el supuesto de homogeneidad de varianzas (ver Tabla 6.7).

Sin embargo, el test de Shapiro-Wilk ofreció unos valores de significación para las tres variables de $p < 0.05$ ($p = 0.034$ para ΔT_{mean} , $p < 0.001$ para ΔT_{max} y $p < 0.001$ para Δpix), no cumpliéndose el supuesto de normalidad (ver Tabla 6.7).

Tabla 6.7. Comprobación de los supuestos de normalidad y homocedasticidad.

	ΔT_{mean}	ΔT_{max}	Δp_{ix}
Test de Levene	F = 1.374; df = 2; $p = 0.257$	F = 1.315; df = 2; $p = 0.272$	F = 2.769; df = 2; $p = 0.066$
Test de Shapiro-Wilk	W = 0.979; $p = 0.034$	W = 0.952; $p < 0.001$	W = 0.522; $p < 0.001$

Al no cumplirse el supuesto de normalidad, los valores de la prueba no paramétrica utilizada se ofrecen a continuación.

El test de Kruskal-Wallis comparando ΔT_{mean} , ΔT_{max} y Δp_{ix} empleando como variable el diagnóstico, resultó significativo en los tres casos ($H = 20.23$, d.f = 2, $p < 0.001$; $H = 13.56$, d.f = 2, $p = 0.001$; $H = 9.61$, d.f = 2, $p = 0.008$; respectivamente (ver Tabla 6.8).

Tabla 6.8. Variables termográficas.

Variable	Total (n=133)	No-fractura (n=87)		Fractura (n=46)	p Valor \ddagger
		Contusión (n=53)	Esguince (n=34)		
Zona\dagger	82/51	45/42		37/9	<0.001
		36/17	9/25		
ΔT_{mean}	0.11 (± 0.8) °C	-0.06 (0.7)		0.44 (± 0.88) °C	<0.001
		0.16 (± 0.58) °C	-0.39 (± 0.75) °C		
ΔT_{max}	0.16 (± 0.78) °C	0 (± 0.71) °C		0.47 (± 0.81) °C	0.001
		0.17 (± 0.64) °C	-0.26 (± 0.74) °C		
Δp_{ix}	347.99 (± 698.14) %	234.64 (± 40.29) %		56.37 (± 1020.98) %	0.008
		248.48 (± 395.98) %	213.07 (± 441.18) %		

\dagger Zona: Miembros superiores/Miembros inferiores. \ddagger Diferencias entre los grupos contusión, esguince y fractura (test de Chi cuadrado para las proporciones y test de Kruskal-Wallis para las medias).

Los contrastes dos a dos mediante el test de Mann-Whitney-Wilcoxon con la corrección de Bonferroni mostraron diferencias significativas entre los grupos con contusiones y fracturas con el grupo con esguince, tanto al emplear ΔT_{mean} ($W = 1\ 317, p < 0.001$; $W = 361, p < 0.001$; respectivamente) como ΔT_{max} ($W = 1\ 187, p = 0.013$; $W = 421.5, p < 0.001$; respectivamente). Empleando Δpix se encontraron diferencias significativas entre el grupo con esguinces y el grupo con fracturas ($W = 493, p = 0.005$). A título de ejemplo, en la Figura 6.22 puede verse el diagrama de cajas de ΔT_{max} , según el grupo diagnóstico.

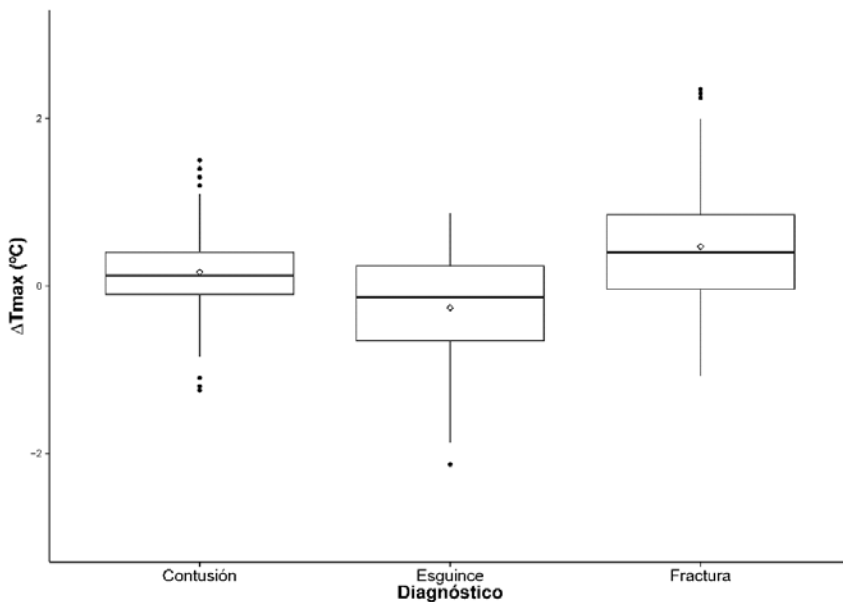


Figura 6.22. Diagrama de cajas de ΔT_{max} , según grupo diagnóstico. (Los diamantes dentro de las cajas representan las medias de cada medida por diagnóstico).

Se analizó la posible correlación entre las variables del estudio, resultando 0.841 (95 % CI = 0.689-0.904) el coeficiente de correlación de

Pearson entre ΔT_{mean} y ΔT_{max} , mientras que los coeficientes de correlación de Spearman entre ΔT_{mean} y Δpix , y entre ΔT_{max} y Δpix fueron 0.649 (95 % CI = 0.538-0.732) y 0.659 (95 % CI = 0.544-0.752), respectivamente mostrando correlación similar.

6.3.2. Análisis de Regresión Logística

Dado que ninguna variable presentaba de forma independiente una fuerte capacidad discriminadora entre los tres tipos de traumatismos, se recurrió a una RL univariada en la que la variable dependiente era fractura frente a contusión o esguince y como variables independientes las que figuran en la Tabla 6.9, que muestra los resultados de la regresión.

Tabla 6.9. Resultados de la Regresión Logística univariada.

Variable	OR*	95 % CI	<i>p</i> Value†
Sexo (niña)	0.6	(0.29-1.23)	0.16
Edad	0.93	(0.82-1.06)	0.292
Temperatura atmosférica	0.84	(0.63-1.12)	0.24
Humedad relativa	1.01	(0.97-1.05)	0.57
Zona (miembro inferior)	0.26	(0.11-0.6)	0.002‡
ΔT_{mean}	2.5	(1.42-4.39)	0.001‡
ΔT_{max}	2.38	(1.39-4.09)	0.002‡
Δpix	1.0008	(1-1.0016)	0.03‡

* OR: *Odds Ratio*. † Test de Wald. ‡ Estadísticamente significativo al 0.1.

Las variables que se asociaron ($p < 0.1$) con el diagnóstico de fractura fueron: zona, ΔT_{mean} , ΔT_{max} , y Δpix , por lo que se evaluaron los modelos multivariados que las incluyesen. De entre estos modelos, el que mejores

valores ofreció fue el modelo que incluyó las variables zona y ΔT_{max} (ver Modelo 1 en Tabla 6.10).

Se obtuvo unos valores ajustados de Odds Ratio (adj. OR) estadísticamente significativos tanto para Zona (adj. OR: 0.33; 95 % CI: 0.14-0.77; $p = 0.011$) como para ΔT_{max} (adj. OR: 2.08; 95 % CI: 1.19-3.61; $p = 0.01$), logrando una mejoría en la bondad del ajuste ($AIC = 158.9$; $R^2 = 0.181$) en comparación con el Modelo 2 ($AIC = 159.96$; $R^2 = 0.171$) y el Modelo 3 ($AIC = 161.28$; $R^2 = 0.159$), el cual no obtuvo una significación estadística para Δpix (adj. OR: 1.0008; 95 % CI: 1-1.0015; $p = 0.06$). Aunque ΔT_{mean} alcanzó la significación estadística en el Modelo 2 (adj. OR: 2.01; 95 % CI: 1.13-3.6; $p = 0.018$), la combinación de las variables Zona, ΔT_{mean} y ΔT_{max} en un mismo modelo de regresión no fue conveniente debido a la elevada correlación hallada entre estas últimas (0.841; 95 % CI = 0.689-0.904), así como un factor de inflación de la varianza (VIF) de 2.39 y 2.673, respectivamente.

Tabla 6.10. Resultados de la Regresión Logística multivariada.

Modelos	Adj. OR	95 % CI	p Value*	AIC†	$R^2‡$
Modelo 1				158.88	0.181
Zona§	0.33	0.14- 0.77	0.011		
ΔT_{max}	2.08	1.19- 3.61	0.01		
Modelo 2				159.96	0.171
Zona§	0.38	0.15- 0.93	0.033		
ΔT_{mean}	2.01	1.13-3.6	0.018		
Modelo 3				161.28	0.159
Zona§	0.29	0.12- 0.67	0.004		
Δpix	1.0008	1-1.0015	0.06		

* Test de Wald. † AIC: Akaike Information Criterion. ‡ Nagelkerke's R^2 . § Miembro inferior.

En la Tabla 6.11 se muestran los resultados para el Modelo 1, el mejor en el análisis de RL, obteniendo una sensibilidad de 0.391 (% CI: 0.251-0.546) y una especificidad de 0.897 (% CI: 0.813-0.953).

Tabla 6.11. Valores de precisión diagnóstica del Modelo 1.

Modelo 1†	
Sensibilidad (Se)	0.391 (18/46) [0.251-0.546]
Especificidad (Sp)	0.897 (78/87) [0.813-0.953]
Valor predictivo positivo (VPP)	0.667 (18/27) [0.46-0.835]
Valor predictivo negativo (VPN)	0.736 (78/106) [0.641-0.817]
Razón de verosimilitud positiva (+LR)	3.783 [1.849-7.74]
Razón de verosimilitud negativa (-LR)	0.679 [0.533-0.865]
Precisión	0.722 (96/133) [0.637-0.796]
Odds Ratio Diagnóstica (OR)	5.571 [2.244-13.831]
Área bajo la curva (AUC)	0.716 [0.622-0.809]

† Modelo 1: Fractura ~ Zona + $\Delta T_{\text{máxima}}$.

La parametrización gráfica mediante curva ROC y el AUC puede verse en la Figura 6.23.

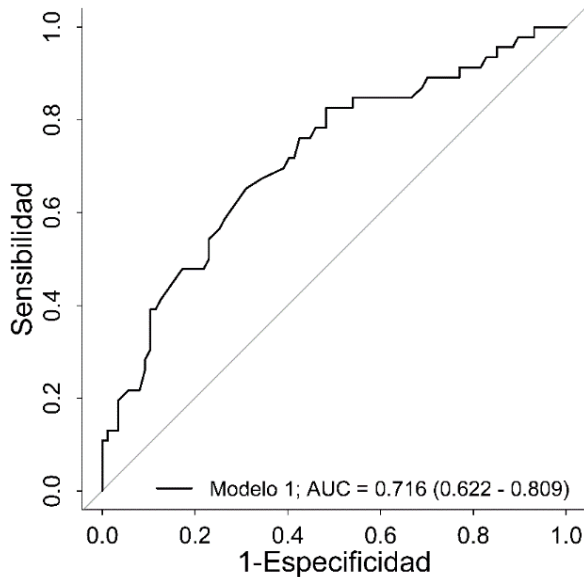


Figura 6.23. Curva ROC para el Modelo 1 (Regresión Logística).

6.3.3. Análisis estadístico con modelos de Árboles de Decisión

Aunque la especificidad obtenida con el Modelo 1 de la RL es aceptable, presenta baja sensibilidad, por lo que se recurrió a un nuevo modelo basado en los AC.

De los dos modelos de AC a utilizar, el CHAID tendió a producir reglas muy simples y sencillas que en el problema abordado no eran suficientemente potentes para describir la mayoría de los casos, a lo que se unió que el modelo CART produjo frecuentemente reglas más significativas, con mayores valores de sensibilidad y especificidad, hizo que los resultados se centraran en este modelo.

Dado que los modelos CART han producido reglas más significativas con altos valores de sensibilidad y especificidad que CHAID, el análisis de resultados se centró en este modelo. Es muy importante destacar que para

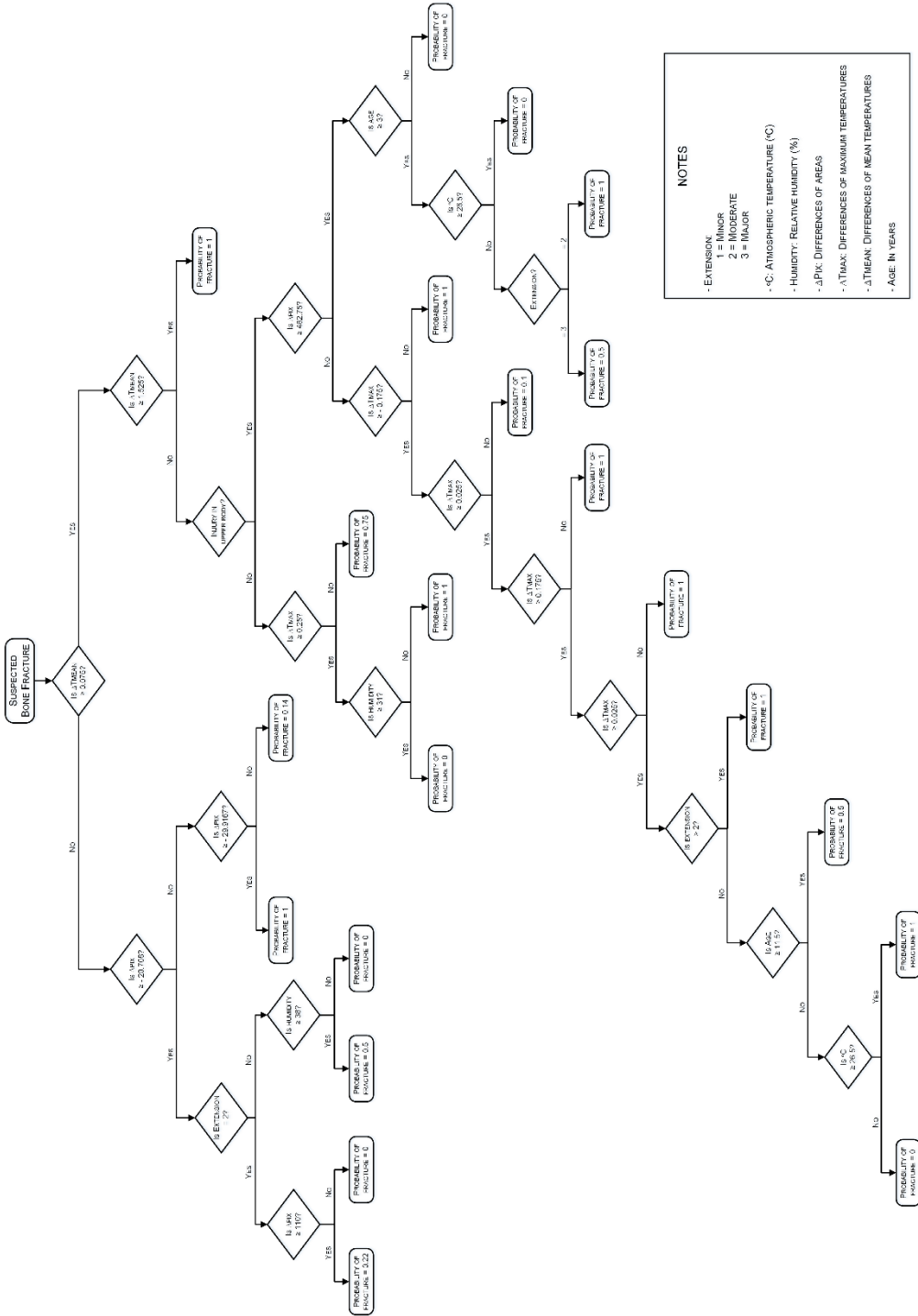
evitar el sobreajuste de los modelos a los datos disponibles y garantizar su funcionamiento correcto con nuevos datos, que es lógicamente el objetivo de cualquier modelo, se ha tenido la precaución de realizar una validación *10-fold* (conjuntos) de los datos disponibles, obteniéndose resultados similares en validación para cada uno de los 10 conjuntos, demostrándose por tanto la capacidad de generalización de los modelos.

El modelo de AC CART (Modelo 4) que incorporó como variables de entrada todas las recogidas salvo el sexo del sujeto, muestra una jerarquía de las variables más relevantes para el problema estudiado, pudiéndose consultar el orden de éstas (de mayor a menor relevancia) en la Tabla 6.12. El AC completo se puede consultar en la Figura 6.24.

Tabla 6.12. Nivel jerárquico de las variables relevantes en el Árbol de Decisión.

Nivel jerárquico	Variable
1	ΔT_{mean}
2	Δpix
3	Extensión y Zona
4	ΔT_{max} y Humedad relativa
5	Edad
6	Temperatura atmosférica

Termografía en lesiones traumatológicas en la edad pediátrica



- NOTES**
- EXTENSION:
1 = MINOR
2 = MODERATE
3 = MAJOR
 - ΔC: ATMOSPHERIC TEMPERATURE (°C)
 - HUMIDITY: RELATIVE HUMIDITY (%)
 - ΔTmax: DIFFERENCES OF MAXIMUM TEMPERATURES
 - ΔTmin: DIFFERENCES OF MINIMUM TEMPERATURES
 - ΔTmean: DIFFERENCES OF MEAN TEMPERATURES
 - AGE: IN YEARS

Este modelo obtuvo una sensibilidad de 0.913 (95 % CI: 0.792-0.976) y una especificidad de 0.885 (95 % CI: 0.799-0.943), mostrando así la idoneidad de este enfoque para el problema abordado (sus valores de precisión diagnóstica incluyendo la parametrización gráfica mediante una curva ROC y el AUC, pueden consultarse en la Tabla 6. y la Figura 6.25). Como puede observarse, los resultados con el modelo CART mejoraron ampliamente los resultados obtenidos con clasificadores lineales basados en la RL (ver Tabla 6. y Figura 6.26).

Tabla 6.13. Comparación Modelos 1 y 4.

	Modelo 1*	Modelo 4†
Sensibilidad (Se)	0.391 (18/46) [0.251-0.546]	0.913 (46/46) [0.792-0.976]
Especificidad (Sp)	0.897 (78/87) [0.813-0.953]	0.885 (77/87) [0.799-0.943]
Valor predictivo positivo (VPP)	0.667 (18/27) [0.46-0.835]	0.808 (42/52) [0.675-0.904]
Valor predictivo negativo (VPN)	0.736 (78/106) [0.641-0.817]	0.951 (77/81) [0.878-0.986]
Razón de verosimilitud positiva (+LR)	3.783 [1.849-7.74]	7.943 [4.404-14.328]
Razón de verosimilitud negativa (-LR)	0.679 [0.533-0.865]	0.098 [0.038-0.251]
Precisión	0.722 (96/133) [0.637-0.796]	0.895 (119/133) [0.83-0.941]
Odds Ratio Diagnóstica (OR)	5.571 [2.244-13.831]	80.85 [23.89-273.57]
Área bajo la curva (AUC)	0.716 [0.622-0.809]	0.969 [0.946-0.992]

* Modelo 1: Regresión Logística. † Modelo 4: Árbol de Decisión (CART).

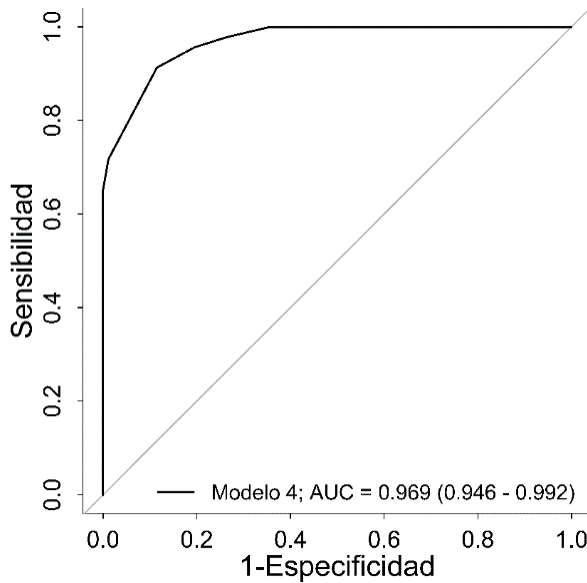


Figura 6.25. Curva ROC para el Modelo 4 (Árboles de Decisión).

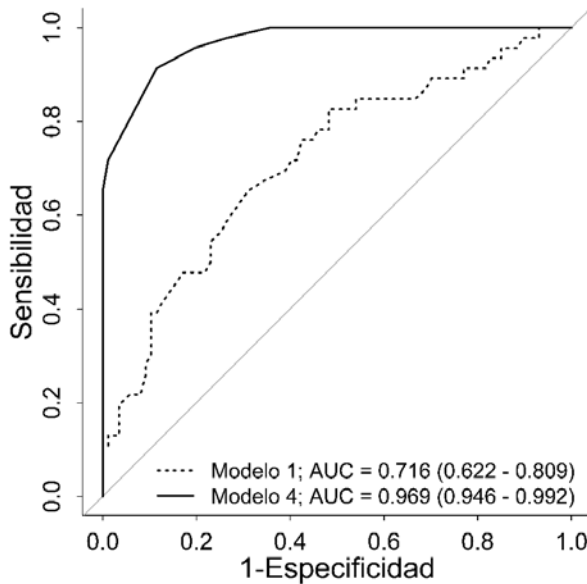


Figura 6.26. Curvas ROC para los Modelos 1 y 4.
Modelo 1: Modelo de Regresión Logística (Fractura - Zona + ΔT_{max}).
Modelo 4: Modelo de Árboles de Decisión (CART).

El AUC para el Modelo 4 fue de 0.969 (95 % CI: 0.946-0.992), existiendo una diferencia estadísticamente significativa ($Z = -5.656$, $p < 0.001$) respecto al AUC del Modelo 1 (AUC = 0.716; 95 % CI: 0.622-0.809).

Así pues, empleando el Modelo 4 se modificaría la probabilidad de padecer una fractura en la muestra estudiada desde una pre-test de 0.346, hasta una post-test de 0.808 en caso de obtener una ITI positiva (existe fractura), o de 0.049 en caso de obtener una ITI negativa (no hay fractura).

7. DISCUSIÓN

La termografía resulta una técnica muy atractiva para el estudio de patologías pediátricas que cursen con variación de la temperatura corporal, porque es una técnica no lesiva (no invasiva y no ionizante), permite conocer la localización de la zona lesionada, no necesita contacto con el niño, es rápida, directa, sin excesivas complicaciones técnicas y a un coste relativamente moderado.

Como se ha expuesto en la introducción de esta memoria, en la edad pediátrica las lesiones músculo-esqueléticas de origen traumático cursan con diferenciación de temperatura entre la zona sana y la zona lesionada (Morillo López, 2012). En la actualidad, el diagnóstico de estas lesiones conlleva siempre un examen radiológico, bien sea para descartar una posible lesión o para confirmar el resultado de la valoración clínica previa. Así pues, estas técnicas de diagnóstico por imagen ayudan a los clínicos a identificar a los niños que tienen lesiones severas. No obstante, la TI permite disminuir tanto la exposición a la radiación ionizante como sus costes económicos, además de ser una técnica auxiliar en la valoración de niños en los que el examen clínico pudiera ser más dificultoso.

Numerosos autores se han interesado por el uso de esta técnica en el ámbito de la salud, tal y como se ha detallado en el apartado 2.3, pero encontrar criterios diagnósticos definitivos presenta grandes dificultades debido a la variabilidad propia del ser humano, como se ha podido comprobar en este estudio. Así, tras revisar las hojas de recogida en las que estaban descritos los criterios de inclusión y exclusión, las historias clínicas de los sujetos y las propias imágenes capturadas en el análisis de datos, se identificaron varios *outliers* o casos extremos. Al comparar esas mediciones con los valores promedio se observó un patrón de temperatura anómalo (menor temperatura de la esperada en la zona lesionada o un sobre-exceso de temperatura en la zona lesionada), alejándose del promedio de manera

marcada. Sin embargo, estos casos fueron eliminados de forma justificada y controlada.

Las características de los sujetos estudiados y la información relativa a los datos epidemiológicos de las patologías o diagnósticos analizados muestran una similitud en cuanto a la incidencia en España de las lesiones músculo-esqueléticas (fracturas, esguinces y contusiones) estudiadas. Destaca la correspondencia de datos relativos a la edad, al diagnóstico fractura y al sexo. En efecto, el estudio realizado confirma que la presencia de fracturas es mayor en los niños mayores de 5 años, que la frecuencia es mayor en los miembros superiores y que los niños padecen más fracturas que las niñas (Diméglio, 1999; Landin, 1997; Rodrigo Miralles, 2011), aunque en este último caso la diferencia no resulta estadísticamente significativa.

Asimismo, hay que señalar que la muestra refleja escasas diferencias con el patrón encontrado en Estados Unidos (SEDD, 2010), teniendo en cuenta que la edad de su muestra abarcaba desde 1 a 17 años y la de este trabajo sólo alcanza hasta los 15 años. El porcentaje de fracturas en nuestro estudio es menor (34 % en nuestro trabajo y 38.3 % en el estudio HCUP), mientras que los porcentajes de las otras lesiones estudiadas es mayor: esguinces 25.56 % en nuestro estudio en comparación con el 36.5 % del estudio HCUP y contusiones 39.84 % frente a 25 %.

Aunque dos estudios recientes abordaron el potencial de la ITI en el diagnóstico de fracturas (Arthur, Khan, y Barclay, 2011; Silva et al., 2012), e incluso uno de ellos se centró en el diagnóstico de fracturas infantiles atendidas en servicios de urgencias, observando que la ITI era capaz de localizar el lugar con fractura o dolor (Silva et al., 2012), no se ha tenido conocimiento de ningún otro estudio reciente que haya tratado de esclarecer

su precisión diagnóstica de una manera formal, ni que discriminara el tipo de fractura.

Como han demostrado trabajos recientes, para asegurar una correcta aplicación de la termografía en el ámbito de la salud es necesario incorporar la estandarización mediante la definición y uso de protocolos de normalización en la captación de las imágenes, en la selección de las ROI y en el procesamiento de las imágenes (B. Jones y Plassman, 2002; B. F. Jones y Plassmann, 2002; E. F. J. Ring y Ammer, 2012; E. F. J. Ring et al., 2004).

En este estudio se ha diseñado un protocolo para la captación de las imágenes, basándonos en los criterios que habían utilizado otros autores e incorporando otros, como el uso de placas de poliestireno expandido para la evitar la contaminación o ruido que producen los focos de luz en la sala de medición. Asimismo, se elaboró un protocolo para el análisis de las imágenes.

La elección de las variables cuantificadoras ha sido de gran importancia para la realización del estudio. Las variables ΔT_{mean} y ΔT_{max} han sido utilizadas por diferente autores (Goodman et al., 1985; Hildebrandt et al., 2010; Katz et al., 2008; Kolosovas-Machuca y González, 2011), reflejando unos resultados satisfactorios. No obstante, en este trabajo se han incorporado dos variables que hasta ahora no se habían tenido en cuenta en otros estudios. Estas variables son las siguientes:

- 1) Δpix , que corresponde a la diferencia del tamaño del área que se encuentra a una temperatura igual (isoterma) o superior a la temperatura de referencia en la zona sana.
- 2) Extensión, que corresponde al tamaño del segmento anatómico analizado.

La fiabilidad intra-observador e inter-observador de las variables medidas en la termografía presenta unos valores muy elevados en todos los casos, próximos a 1, por lo que se asegura la reproducibilidad de este protocolo en el análisis de las imágenes para las variables ΔT_{mean} , ΔT_{max} y Δpix . Además, la utilización de referencias anatómicas y proporciones para definir las ROI permite que los profesionales de la salud puedan hacer uso de esta técnica sin necesidad de un entrenamiento exhaustivo ni conocimientos previos.

El problema de clasificación que se aborda en esta tesis se basa en determinar si una cierta lesión traumatológica se corresponde o no con una fractura, utilizando imágenes térmicas infrarrojas y otro tipo de variables que se han estimado relevantes para el problema abordado.

Se ha estudiado la capacidad diagnóstica de cada una de estas variables y se ha mostrado que si bien presentan diferencias estadísticamente significativas entre los grupos estudiados (contusión, esguince y fractura), cada una por sí sola no presenta información suficiente para realizar un diagnóstico diferencial con interés clínico. Por ello, se diseñó un estudio mediante RL en el que se incorporaron, además de las variables medidas en la termografía, otras variables del estudio como la zona de la lesión, la edad, etc. Este análisis mejoró la capacidad diagnóstica de las variables analizadas independientemente, resultando el modelo 1 (RL), que incorporaba la ΔT_{max} y la zona (miembros superiores o miembros inferiores), que presentaba mejor sensibilidad y especificidad, 39.1 % y 89.7 %, respectivamente.

Dado que algunas de estas variables discriminantes para el modelo son de tipo categórico, las diferentes aproximaciones que se pueden tener en cuenta para resolver el problema son más limitadas, ya que muchos de los

métodos suelen asumir que las variables son de tipo continuo. En este entorno, el uso de AC resulta especialmente adecuado.

La comparación de los resultados obtenidos con el análisis estadístico de RL con los obtenidos utilizando AC (Minería de Datos), muestra que mediante la clasificación de si una lesión traumática en la edad pediátrica se corresponde o no con una fractura (a través del uso de TI), considerando otro tipo de variables que a priori y en base a otros estudios se han estimado relevantes, es más favorable para los resultados obtenidos con el análisis de AC.

En la Figura 6.26 y en la Tabla 6.3 se puede observar como el Modelo 4 (AC) supera al Modelo 1 (RL). Mientras que el Modelo 1 proporciona una buena especificidad para la ITI como prueba diagnóstica, la sensibilidad es menor. Probablemente esto es debido al hecho de que, al tratarse básicamente de un acercamiento lineal, la RL tiende a producir una Tasa de Reconocimiento (RR) relativamente buena, asignando la mayoría de los patrones a una única clase, encontrando así un borde lineal que maximice la RR global para separar las clases, pero sin prestar atención a la RR individual de cada clase. El Modelo 4 proporciona una especificidad similar a la lograda en el Modelo 1, pero una sensibilidad mucho más elevada, sugiriendo así una no linealidad en los resultados del estudio.

La explicación de la diferencia obtenida mediante el tratamiento estadístico tradicional (RL) y la utilización de la minería de datos a través de AC, puede ser debida a que muchos de los problemas reales y, especialmente, aquellos relacionados con seres humanos, son intrínsecamente no lineales y, por lo tanto, sólo un modelo no lineal puede proporcionar resultados suficientemente satisfactorios; lo que justifica el mejor comportamiento obtenido con el Modelo 4 respecto al Modelo 1.

Al utilizar el modelado por RL, ΔT_{\max} (Modelo 1) fue la medida de elección a la hora de interpretar el resultado de la ITI, ofreciendo mejores valores predictivos que ΔT_{mean} (Modelo 2) o Δpix (Modelo 3). Sin embargo, el modelado mediante AC incorporó como variable de primer orden a ΔT_{mean} , y a Δpix como variable de segundo orden, reduciendo el nivel jerárquico de ΔT_{\max} hasta el cuarto nivel del árbol. Teniendo en cuenta que en la literatura científica sobre ITI no se ha identificado ninguna investigación que emplease una cuantificación del área lesionada, la medida Δpix aquí planteada se postula como de gran importancia para la distinción entre fracturas y no fracturas.

Al considerar únicamente las lesiones producidas en miembros inferiores (en los tres grupos diagnósticos estudiados) se han encontrado valores promedio negativos para ΔT_{\max} y ΔT_{mean} , lo que no concuerda con el proceso inflamatorio que justifica la utilidad de la ITI como herramienta diagnóstica en lesiones músculo-esqueléticas. Sin embargo, en la literatura se ha hallado dos hipótesis que podrían explicar este fenómeno (Awerbuch, 1991; Di Benedetto, Huston, Sharp, y Jones, 1996):

- a) El aumento y disminución del tono muscular o “bomba muscular” (en zona sana y lesionada, respectivamente) produciría una lectura anómala del incremento de temperatura.
- b) La activación de mecanismos oxidativos con implicación de pequeñas fibras nerviosas (causando una vasoconstricción) podría disminuir la temperatura en la zona lesionada.

A estas hipótesis se unen otras relacionadas con el proceso de la captura de las imágenes, bien sea por una ausencia de información sobre la aplicación de hielo tópico o bien por el consumo de fármacos antiinflamatorios. Otra explicación estaría relacionada con un tiempo insuficiente de aclimatación en

la sala de medición. Así, por ejemplo, en caso de lesión en un pie, suele ser habitual tener la zona lesionada descubierta de ropa (calcetín y zapato), desde que se produce la exploración física hasta que se emite un diagnóstico, pudiendo alterar los resultados de la ITI si no existe un período de aclimatación que muestre el verdadero patrón de temperaturas en ambas extremidades.

Salvando las diferencias propias de la muestra objeto de estudio, los resultados obtenidos difieren de los revelados en una revisión sistemática que conjugó tres estudios de la década de los 80 cuyo objetivo fue evaluar el potencial diagnóstico de la ITI en el las fracturas por estrés (Sanchis-Sánchez et al., in press), los cuales mostraron unos resultados pobres que oscilaron entre una gran heterogeneidad para Se, -LR y DOR; unos valores combinados moderados para Sp (0.69; 95 % CI: 0.49– 0.85) y bajos +LR (2.31; 95 % CI: 0.63 – 8.47). No obstante, al considerar individualmente dichos estudios (Goodman et al., 1985; Meurman et al., 1980), se aprecia cómo convergieron diversos factores que podrían haber sesgado sus resultados. Concretamente, se detecta obsolescencia de los mismos, que conlleva el uso de equipamiento con baja precisión; muestras con elevadas prevalencias de fracturas; ausencia de cegamiento entre la ITI y el estándar de referencia; control sobre el entorno de medición y variables de confusión; ausencia de un criterio objetivo para definir el umbral diagnóstico, y análisis lineal y univariado. Dado que dichos factores fueron abordados en el presente estudio, consideramos que los resultados aquí obtenidos son una aproximación más certera al auténtico potencial diagnóstico de la ITI.

Los resultados de este estudio, empleando el Modelo 4 (AC CART), muestran que la ITI posee una excelente capacidad en la predicción de fracturas infantiles, mostrando un elevado poder de discriminación con una Se de 0.913, una Sp de 0.885, un +LR de 7.943, un -LR de 0.098 (cuyos 95 % CI

en ningún caso abarcaron el valor 1) y una DOR de 80.85. Además, el proceso de evaluación de los datos con un *10-fold analysis*, sugiere que estos índices son realmente relevantes e indicativos de la habilidad de este modelo en el análisis de los datos en este estudio. Cabe destacar que en ningún caso se llega a clasificar el tipo de fractura.

Como se ha comentado anteriormente, esto sugiere sin duda la naturaleza no lineal del problema abordado. De hecho, puesto que la RL muestra un valor muy bueno de especificidad a cambio de una pobre sensibilidad, se pone de manifiesto que el método ha funcionado clasificando la mayor parte de los patrones en una de las clases para intentar conseguir un acierto promedio aceptable, a costa de mover los patrones hacia aquella clase de la que se tienen más patrones. No obstante, lógicamente su aplicación práctica se hace inviable, ya que la sensibilidad obtenida no permite su uso clínico real.

Una limitación de esta investigación, como ya se ha tratado, serían los 12 valores extremos obtenidos (9 % de la muestra), que podrían reflejar un patrón oculto en la clasificación de los sujetos. Una posible forma de abordar esta limitación sería escogiendo como ROI de referencia una zona de la misma extremidad (aunque las variaciones de temperatura halladas, como consecuencia de que este estudio no se ha centrado en una única zona corporal, no recomendaron su uso) o la realización del estudio con una muestra mucho más amplia que hiciera visible la presencia de ese patrón oculto mencionado, que correspondería a un mayor porcentaje de la muestra y que exigiera analizarlo con mayor profundidad, como un grupo de características específicas.

Este estudio puede contribuir con nuevas aportaciones en el uso de la ITI en el ámbito de la salud, debido a su rigurosidad en la recogida cuidadosa de la muestra; en la metodología utilizada en la recogida de datos; en la

aplicación de un protocolo de captación de las imágenes; en la adaptación del protocolo de Glamorgan (Ammer, 2008); en la incorporación de la variable extensión que ha quedado en el tercer nivel de jerarquía y la variable área con el análisis de la diferencia de píxeles de las áreas, así como por el diseño y desarrollo de un software interactivo a partir de MATLAB.

También es importante destacar el hallazgo de que el uso de AC resulta especialmente adecuado en el análisis de variables como las utilizadas en este estudio. Resaltamos el hecho de que no se ha encontrado en la literatura consultada ningún estudio que hiciera mención al respecto.

Como nuevas líneas de trabajo en el futuro proponemos en primer lugar la réplica del estudio, pero con una muestra mucho mayor, para confirmar los resultados y comprobar la existencia de un patrón oculto en un grupo de niños determinados. Por otro lado, sería interesante la posibilidad de protocolizar un software, basado en el análisis utilizado en el Modelo 4, que permitiera una utilidad práctica en la clínica diaria. No menos interesante sería la realización de un análisis de coste-beneficio en el que se pudiera constatar la pertinencia de la incorporación de la ITI en la atención a la urgencia pediátrica por motivo de traumatismos.

Por último, se podría replicar este estudio en diferentes poblaciones (adultos, tercera edad...) para conocer si se puede extrapolar a otras edades.

8. CONCLUSIONES

En esta tesis se presenta un procedimiento de diagnóstico de las lesiones traumatológicas en pacientes pediátricos mediante la utilización de una técnica no lesiva, la termografía infrarroja, buscando minimizar la utilización de radiaciones ionizantes en esta población especialmente sensible a los efectos nocivos de estas radiaciones. Se pretende diferenciar entre contusiones, esguinces o fracturas, teniendo estas últimas una prevalencia de del 34.6 % en la muestra estudiada, la cual no difiere significativamente de la observada en los servicios de urgencias de Estados Unidos para edades entre 1 y 17 años (38.3 %) (SEDD, 2010).

Las conclusiones más relevantes de este trabajo son:

- Se ha realizado una revisión sistemática de la literatura científica sobre aplicación de la termografía a las lesiones traumatológicas, encontrando que es necesario protocolizar adecuadamente la técnica para su utilización en biomedicina.
- Se ha establecido un protocolo de registro de las imágenes termográficas relativo a las condiciones de la zona a explorar, el tiempo de espera previo a la toma de la imagen, la distancia sujeto-cámara y las condiciones ambientales para una correcta estandarización de las imágenes que permita su estudio posterior.
- Se ha confirmado la simetría térmica en las extremidades inferiores y superiores en los sujetos sanos.
- Se han estudiado en las imágenes termográficas 4 variables determinadas en la zona de la lesión: ΔT_{max} (Diferencia de temperaturas máximas), ΔT_{mean} (Diferencias de temperaturas medias), Δpix (Diferencias de píxeles) y la Extensión de la lesión. Las dos primeras variables se han empleado ampliamente en la bibliografía consultada, pero las dos últimas se han desarrollado en

esta Tesis. No se tiene constancia de que se haya empleado una cuantificación del área de la lesión en otros estudios.

- Se ha analizado la capacidad diagnóstica individual de cada una de estas variables en los tres grupos de lesiones traumatológicas estudiados (contusión, esguince y fractura). Los resultados han mostrado que permitían discriminar entre algunos de estos grupos, pero sin capacidad diagnóstica individual.
- Se han utilizado modelos de RL y de AC para mejorar la capacidad diagnóstica del método en la patología estudiada. El modelo de RL que ha mostrado mayor sensibilidad y especificidad (39.1 % y 89.7 %, respectivamente) es el que incluía en el estudio la ΔT_{max} y la zona de la lesión (Modelo 1). El modelo de AC que incorpora todas las variables termográficas (ΔT_{mean} , ΔT_{max} , Δpix , Extensión), además del resto de variables del estudio (Zona, Humedad relativa, Edad y Temperatura atmosférica), Modelo 4, ha mostrado una mayor sensibilidad (91.3 %) y similar especificidad (88.5 %).
- El nivel jerárquico de las variables termográficas en el modelo de AC ha sido: ΔT_{mean} , Δpix , Extensión e ΔT_{max} . La mejora en la precisión diagnóstica alcanzada con el Modelo 4, y la posición jerárquica que muestra la variable Δpix , introducida en este trabajo, parecen indicar que esta variable puede resultar clave en la correcta clasificación de la patología de los sujetos.
- Los resultados satisfactorios obtenidos en el problema de clasificación usando el Modelo 4 son prometedores y dejan una puerta ampliamente abierta para el uso de la ITI en la práctica clínica diaria.

- Los resultados obtenidos muestran que la ITI, debido a su bajo coste, no lesividad y sencillez de utilización, sería un complemento de diagnóstico muy adecuado durante la exploración física, pudiendo emplearse como elemento de cribado para reducir el número de exploraciones radiológicas, dado su excelente VPN (0.951; 95 % CI: 0.878-0.986).
- En el futuro deberá abordarse adecuadamente las limitaciones identificadas para controlar la aparición de valores extremos. Así como el uso de estándares de referencia alternativos con una mayor capacidad en la detección de microfracturas (como TAC o Resonancia Magnética) y la realización de estudios dinámicos orientados a valorar los cambios a lo largo del tiempo en los patrones de temperatura en lesiones musculoesqueléticas, tanto en miembros superiores como inferiores.

9. BIBLIOGRAFÍA

- Ammer, K. (2008). Standard Procedures for Recording and Evaluation of Thermal Images of the Human Body: The Glamorgan Protocol. *Thermology International*, 18(4), 125-144. Recuperado de <http://www.uhlen.at/thermology-international/>
- Ammer, K. (2011). Repeatability of identification of hot spots in thermal images is influenced by image processing. *Thermology International*, 21(2), 40-46.
- Ammer, K., y Ring, E. F. J. (1995). *The Thermal Image in Medicine and Biology*. Vienna: Uhlen-Verlag.
- Ammer, K., y Ring, F. E. (2007). Standard Procedures for Infrared Imaging in Medicine. En N. A. Diakides y J. D. Bronzino (Eds.), *Medical Infrared Imaging* (pp. 22.21-22.14). Boca Raton, FL: CRC, Taylor & Francis.
- Anbar, M., Gratt, B., y Hong, D. (1998). Thermology and facial telethermography. Part I: history and technical review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 27, 61-67.
- Argüelles Sanginés, F. (1993). Anatomofisiología articular. Traumatismos articulares. En T. Jolín Sánchez y A. Silvestre Muñoz (Eds.), *Patología del aparato locomotor* (pp. 57-60). Madrid: Síntesis.
- Arthur, D. T., Khan, M. M., y Barclay, L. C. (2011). Thermographic investigation of osseous stress pathology. *Conference proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2011*, 6250-6253. doi: 10.1109/iembs.2011.6091543

- Awerbuch, M. S. (1991). Thermography--its current diagnostic status in musculoskeletal medicine. *Medical Journal of Australia*, 154(7), 441-444.
- Bandeira, F., de Moura, M. A. M., de Souza, M. A., Nohama, P., y Neves, E. B. (2012). Can thermography aid in the diagnosis of muscle injuries in soccer athletes? *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 18(4), 246-251. doi: 10.1590/S1517-86922012000400006
- Barnes, R. B. (1964). Thermography, Thermography & its clinical applications. *Annals of the New York Academy of Sciences* 121, 34-48.
- Bernstein, M., Nichols, G., y Blair, J. (2012). The use of black and white infrared photography for recording blunt force injury. *Clinical Anatomy*, 26(3), 339-346. doi: 10.1002/ca.22078
- Bertelsmann, F. W., Heismann, J. J., Weber, E. J., van der Veen, E. A., y Schouten, J. A. (1985). Thermal discrimination thresholds in normal subjects and in patients with diabetic neuropathy. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, 48 686-690.
- Bharara, M., Cobb, J. E., y Claremont, D. J. (2006). Thermography and Thermometry in the Assessment of Diabetic Neuropathic Foot: A Case for Furthering the Role of Thermal Techniques. *International Journal of Lower Extremity Wounds*, 5 (4), 250-260. doi: 10.1177/1534734606293481
- Borenstein, M., Hedges, L. V., Higgins, J. P. T., y Rothstein, H. R. (2009). *Introduction to Meta-Analysis*. Chichester, UK: Wiley.
- Bossuyt, P. M., Reitsma, J. B., Bruns, D. E., Gatsonis, C. A., Glasziou, P. P., Irwig, L. M., Lijmer, J. G. (2003). The STARD Statement for

- Reporting Studies of Diagnostic Accuracy: Explanation and Elaboration. *Clinical Chemistry*, 49(1), 7-18. doi: 10.1373/49.1.7
- Breiman, L., Friedman, J. H., Olshen, R. A., y J., S. C. (1984). *Classification and regression trees*. Monterey, CA: Wadsworth.
- Brenner, D. J., y Hall, E. J. (2007). Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure. *New England Journal of Medicine*, 357(22), 2277-2284. doi: doi:10.1056/NEJMra072149
- Campailla, E., Bonivento, G., y Plossi, G. (1981). Diagnostic value of thermography for inflammatory tendon lesions in athletes. *Medicina dello Sport*, 34(6), 393-398.
- Collins, A. J., Ring, E. F. J., Cosh, J. A., y Bacon, P. A. (1974). Quantitation of Thermography in arthritis using multi isothermal analysis - The Thermographic Index. *Annals of Rheumatic Diseases*, 33, 113-115.
- Comisión Europea. (2004. Informe nº: 52004DC0416). *The European Environment & Health Action Plan 2004-2010*. Bruselas: Oficina de Publicaciones Oficiales de las Comunidades Europeas. Recuperado de <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=COM:2004:0416:FIN:ES:PDF>
- Costa Quintana, J., y López Aguilar, F. (2007). *Interacción Electromagnética. Teoría Clásica*. [Desconocido]: Reverté.
- Charkoudian, N. (2003). Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not and why. *Mayo Clinic Proceedings*, 78(5), 603-612.
- Dalinka, M. K., Lally, J. F., y Gohel, V. K. (1973). Evaluation of thermography as a screening procedure in internal derangement of the knee. *Investigative Radiology*, 8(4), 228-232.

De Castro, S. (2006). *Manual de Patología General*. Barcelona: Masson.

de Vet, H. C. W., Eisinga, A., Riphagen, I. I., Aertgeerts, B., y Pewsner, D. (2008). Searching for Studies. En J. J. Deeks, P. M. Bossuyt y C. Gatsonis (Eds.), *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Diagnostic Test Accuracy* (Version 0.4 ed.). [Birmingham, UK]: The Cochrane Collaboration. Recuperado de <http://srdta.cochrane.org/handbook-dta-reviews>

Deeks, J. J., Bossuyt, P. M., y Gatsonis, C. (2009). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Diagnostic Test Accuracy*. [Birmingham, UK]: The Cochrane Collaboration. Recuperado de <http://srdta.cochrane.org/handbook-dta-reviews>

Devereaux, M. D., Parr, G. R., Lachmann, S. M., Page-Thomas, P., y Hazleman, B. L. (1984). The diagnosis of stress fractures in athletes. *Journal of the American Medical Association*, 252(4), 531-533. doi: 10.1001/jama.1984.03350040061027

Di Benedetto, M., Huston, C. W., Sharp, M. W., y Jones, B. (1996). Regional hypothermia in response to minor injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 75 (4), 270-277. doi: 10.1097/00002060-199607000-00006

Diakides, N. A., y Bronzino, J. D. (Eds.). (2007). *Medical Infrared Imaging*. Boca Raton, FL: CRC, Taylor & Francis.

Diakides, N. A., Diakides, M., y Bronzino, J. D. (Eds.). (2013). *Advances in Medical Infrared Imaging: An Update. Medical Infrared Imaging. Principles and Practices*. Boca Ratón, FL: CRC Press.

Diméglio, A. (1999). *Epidemiología de las fracturas en el niño*. Madrid: Ergon.

- Engel, J. M., Cosh, J. A., Ring, E. F. J., Page Thomas, D. P., van Waes, P., y Shoenfeld, D. (1979). Thermography in Locomotors Diseases: Recommended Procedure. *European Journal of Rheumatology and Inflammation*, 2, 299-306.
- Engel, J. M., Flesch, U., y Stüttgen, G. (1983). *Thermologische Meßmethodik*. Baden-Baden.
- Esteller, A., y Cordero, M. (1998). *Fundamentos de fisiopatología*. Madrid: McGraw-Hill Interamericana.
- Fauci, M. A., Breiter, R., Cabanski, W., Fick, W., Koch, R., Ziegler, J., y Gunapala, S. D. (2001). Medical infrared imaging-differentiating facts from friction, and the impact of high precision quantum well infrared photodetector camera systems, and other factors, in its reemergence. *Infrared Physics & Technology*, 42, 334-344.
- Funk, C. D. (2001). Prostaglandins and leukotrienes: advances in eicosanoid biology. *Science China-Technological Sciences*, 294, 1871-1875.
- Gascó Gómez de Membrillera, J., Gascó Adrien, J., y Barra Pla, A. (2002). Conceptos básicos en Traumatología infantil. Epidemiología. Tratamiento cerrado de las fracturas. Tratamiento abierto de las fracturas. Remodelamiento de fracturas mal consolidadas. *Pediatría Integral*, 6(6), 535-546.
- Gelfand, S. B., Ravishankar, C. S., y Delp, E. J. (1991). An iterative growing and pruning algorithm for classification tree design. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 13(2), 163-174.

- Goodman, P. H., Heaslet, M. W., Pagliano, J. W., y Rubin, B. D. (1985). Stress fracture diagnosis by computer-assisted thermography. *Physician and Sportsmedicine*, 13(4), 114-132.
- Guillet, R., Genety, J., y Schmitt, M. (1979). A contribution to infra-red thermography in the diagnosis of athletic muscular lesions. *Lyon Chirurgical*, 75(1), 7-10.
- Hall, E. J., y Brenner, D. J. (2012). Cancer risks from diagnostic radiology: the impact of new epidemiological data. *British Journal of Radiology*, 85(1020), e1316-e1317. doi: 10.1259/bjr/13739950
- Hassan, M., Chernomordik, V., Vogel, A., Hattery, D., Gannot, I., Little, R. F., Yarchoan, R. (2007). Infrared Imaging for Functional Monitoring of Disease Processes. En N. A. Diakides y J. D. Bronzino (Eds.), *Medical Infrared Imaging* (pp. 14.11-14.28). Boca Raton, FL: CRC, Taylor & Francis.
- HCUP State Emergency Department Databases (SEDD). (2010). Healthcare Cost and Utilization Project (HCUP) [Home page]. Recuperado de www.hcup-us.ahrq.gov/seddoverview.jsp
- Head, J. F., y Elliott, R. L. (2002). Infrared imaging: making progress in fulfilling its medical promise. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(6), 80-85. doi: 10.1109/MEMB.2002.1175142
- Hildebrandt, C., Raschner, C., y Ammer, K. (2010). An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. *Sensors*, 10(5), 4700-4715. doi: 10.3390/s100504700
- Hildebrandt, C., Zeilberger, K., Ring, E. F. J., y Raschner, C. (2012). The Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine. En K. R. Zaslav (Ed.), *An International Perspective on Topics in*

- Sports Medicine and Sports Injury. [Croacia]: InTech doi: 10.5772/1503
- Hosie, K. B., Wardrope, J., Crosby, A. C., y Ferguson, D. G. (1987). Liquid crystal thermography in the diagnosis of scaphoid fractures. *Archives of Emergency Medicine*, 4(2), 117-120.
- Houdas, Y., y Ring, E. F. J. (1982). *Human Body Temperature: Its Measurement and Regulation*. New York (NY): Plenum.
- Jakson, D. W., y Feagin, J. A. (1973). Quadriceps contusions in Young athletes. Relation of severity of injury to treatment and prognosis. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 55(1), 95-105.
- Jiang, L. J., Ng, E. Y., Yeo, A. C., Wu, S., Pan, F., Yau, W. Y., Yang, Y. (2005). A perspective on medical infrared imaging. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 29 257-267.
- Jones, B., y Plassman, P. (2002). Computational Approaches to Image Processing for Improved Interpretation and Analysis. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 21(6), 41-48.
- Jones, B. F. (1998). A Reappraisal of the Use of Infrared Thermal. Image Analysis in Medicine. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 17(6), 1019-1027. doi: 10.1109/42.746635
- Jones, B. F., y Plassmann, P. (2002). Digital infrared thermal imaging of human skin. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 21(6), 41-48. doi: 10.1109/MEMB.2002.1175137
- Jones, G. E. (2000). Cellular signaling in macrophage migration and chemotaxis. . *Journal of Leukocyte Biology*, 68, 593-602.

- Jover Gonzálbez, A. (2010). *Protocolo de utilización de una cámara termográfica: Aplicación al estudio de la práctica deportiva* (Tesis de máster). Universidad de Valencia, Valencia.
- Jung, A., Zuber, J., y Ring, F. (2003). *A Case Book of Infrared Imaging in Clinical Medicine*. Warszawa: MedPress.
- Karpman, H. L., Knebel, A., Semel, C. J., y Cooper, J. (1970). Clinical studies in thermography. II. Application of thermography in evaluating musculoligamentous injuries of the spine--a preliminary report. *Archives of Environmental Health*, 20(3), 412-417.
- Kass, G. V. (1980). An Exploratory Technique for Investigating Large Quantities of Categorical Data. *Journal of Applied Statistics*, 29, 119-127.
- Katz, L. M., Nauriyal, V., Nagaraj, S., Finch, A., Pearlstein, K., Szymanowski, A., Pearlstein, R. D. (2008). Infrared imaging of trauma patients for detection of acute compartment syndrome of the leg. *Critical Care Medicine*, 36(6), 1756-1761. doi: 10.1097/CCM.0b013e318174d800
- Kellog, D. L., y Pérgola, P. (2000). Skin response to exercise and training. En W. E. Garrett y D. T. Kirkendall (Eds.), (pp. 239-250). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Knottnerus, J. A. (Ed.). (2002). *Evidence Base of Clinical Diagnosis*. London: BMJ Books.
- Kolosovas-Machuca, E. S., y González, F. J. (2011). Distribution of skin temperature in Mexican children. *Skin Research and Technology*, 17(3), 326-331. doi: 10.1111/j.1600-0846.2011.00501.x
- Kumar, V., Abbas, A., y Fausto, N. (2007). *Patología Estructural y Funcional* (7ª ed.). Madrid: Elsevier.

- Lahiri, B. B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., y Philip, J. (2012). Medical applications of infrared thermography: A review. *Infrared Physics & Technology*, 55(4), 221-235. doi: 10.1016/j.infrared.2012.03.007
- Landin, L. A. (1997). Epidemiology of children's fractures. *Journal of Pediatric Orthopedics. Part B*, 6(2), 79-83.
- Leeflang, M. M. G., Scholten, R. J. P. M., Rutjes, A. W. S., Reitsma, J. B., y Bossuyt, P. M. M. (2006). Use of methodological search filters to identify diagnostic accuracy studies can lead to the omission of relevant studies. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(3), 234-240. doi: 10.1016/j.jclinepi.2005.07.014
- Lelik, F. (1980). Capsuloligamentous injuries of the knee and cutaneous thermography (CT). *Italian Journal of Sports Traumatology*, 2(1), 33-40.
- Lentsch, A. B., y Ward, P. A. (2000). Regulation of inflammatory vascular damage. *Journal of Pathology*, 190, 343-348. doi: 10.1002/(SICI)1096-9896(200002)190:3<343::AID-PATH522>3.0.CO;2-M
- Lijmer, J. G., Mol, B. W., Heisterkamp, S., Bossel, G. J., Prins, M. H., van der Meulen, J. H. P., y Bossuyt, P. M. M. (1999). Empirical evidence of design-related bias in studies of diagnostic tests. *JAMA*, 282(11), 1061-1066. doi: 10.1001/jama.282.11.1061
- Meurman, K., Somer, K., y Sjøvall, J. (1980). Thermography of stress fractures in military personnel. *Acta Thermographica*, 5(3), 132-136.
- Modest, M. F. (2003). *Radiative Heat Transfer* (2ª ed.). California: Elsevier.

- Morillo López, M. (2012). *Control de calidad de cámaras termográficas. Aplicación al diagnóstico no invasivo de patologías pediátricas* (Tesis de máster). Universidad de Valencia, Valencia.
- Morón, A. (2009). *Representación Tridimensional de Imágenes Termográficas. Uso de la Librería Gráfica Coin3D* (Tesis de máster). Universidad Rovira i Virgili, Barcelona.
- Muller, W. A. (2002). Leukocyte-endothelial cells interactions in the inflammatory response. *Laboratory Investigation*, 82, 521-534.
- Nathan, C. (2002). Points of control in inflammation. *Nature*, 420, 846-852. doi: 10.1038/nature01320
- Ng, E. Y. K. (2009). A review of thermography as promising noninvasive detection modality for breast tumor. *International Journal of Thermal Sciences*.
- Pascoe, D. D., Mercer, J. B., y de Weerd, L. (2007). Physiology of Thermal Signals. En N. A. Diakides y J. D. Bronzino (Eds.), *Medical Infrared Imaging* (pp. 6.1-6.20). Boca Raton, FL: CRC, Taylor & Francis.
- Peterson, L., y Per Renstrom, P. (2001). *Sports injuries. Their prevention and treatment* (3ª ed.). London: Human Kinetics.
- Practice Guidelines Committee of the American Academy of Thermology. (2012a). Guidelines for Breast Thermography. Recuperado de <http://www.aathermology.org/>
- Practice Guidelines Committee of the American Academy of Thermology. (2012b). Guidelines for Neuromusculoskeletal Infrared Thermography Sympathetic Skin Response (SSR) Studies. Recuperado de <http://www.aathermology.org/>

- Reitsma, J. B., Rutjes, A. W. S., Whiting, P., Vlassov, V. V., Leeflang, M. M. G., y Deeks, J. J. (2009). Assessing Methodological Quality. En J. J. Deeks, P. M. Bossuyt y C. Gatsonis (Eds.), *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Diagnostic Test Accuracy* (Vol. Version 1.0.0). [Birmingham, UK]: Cochrane Collaboration. Recuperado de <http://srdta.cochrane.org/>
- Ring, E. F. J. (2012). History of Thermology and Thermography: Pioners and Progress. *Book of Proceedings of the 12th European Congress of Thermology* (Vol. 22, pp. 3-7). Porto: Austrian Society of Thermology and European Association of Thermology. Recuperado de http://paginas.fe.up.pt/~eat2012/proceedings/EAT2012_Book_of_Proceedings.pdf#page=4
- Ring, E. F. J., y Ammer, K. (2000). The Technique of Infrared Imaging in Medicine. *Thermology International*, 10(1), 7-14. Recuperado de <http://www.uhlen.at/thermology-international/archive/>
- Ring, E. F. J., y Ammer, K. (2012). Infrared thermal imaging in medicine. *Physiological Measurement*, 33(3), R33--46. doi: 10.1088/0967-3334/33/3/R33
- Ring, E. F. J., Ammer, K., Jung, A., Murawski, P., Wiecek, B., Zuber, J., Jones, B. F. (2004). Standardization of Infrared Imaging. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2, 1183-1185.
- Ring, E. F. J., Engel, J. M., y Page-Thomas, D. P. (1984). Thermological methods in clinical pharmacology. *International Journal of Clinical Pharmacology*, 22, 20-24.

- Ring, E. F. J., Jung, A., y Zuber, J. (2009). New opportunities for infrared thermography in medicine. *Acta Bio-Optika et Informatica Medica*, 15, 28-30.
- Ring, F. E., y Jones, B. F. (2007). The Historical Development of Thermometry and Thermal Imaging in Medicine. En N. A. Diakides y J. D. Bronzino (Eds.), *Medical Infrared Imaging* (pp. 2.1-2.5). Boca Raton (FL, US): CRC, Taylor & Francis.
- Robin, X., Turck, N., Hainard, A., Tiberti, N., Lisacek, F., Sanchez, J. C., y Muller, M. (2011). pROC: an open-source package for R and S+ to analyze and compare ROC curves. *BMC Bioinformatics*, 12, 77. doi: 10.1186/1471-2105-12-77
- Rochcongar, P., y Schmitt, M. (1979). [Thermographic study of muscular lesions in sport]. *Journal Belge de Medecine Physique et de Rehabilitation*, 2(4), 335-342.
- Rodrigo Miralles, A. (2011). *Ortopedia infantil, Cirugía Ortopédica y Traumatología en zonas de menor desarrollo* (Vol. 3.5. Lesiones traumáticas en el niño). Tarragona: Centre de Cooperació al Desenvolupament, URV Solidaria. Universitat Rovira i Virgili.
- Sanchis-Guarner Cabanilles, M. (2002). *Patologia quirúrgica osteoarticular. Generalitats* (Vol. 50). Valencia: Universitat de València.
- Sanchis-Sánchez, E., Vergara-Hernández, C., Cibrián, R. M., Salvador, R., Codoñer-Franch, P., y Sanchis, E. (in press). Infrared thermal imaging in the diagnosis of musculoskeletal injuries: a systematic review and meta-analysis. *American Journal of Roentgenology*.

- Saxena, A. K., y Willital, G. H. (2008). Infrared thermography: experience from a decade of pediatric imaging. *European Journal of Pediatrics*, 167(7), 757-764. doi: 10.1007/s00431-007-0583-z
- Schneiders, A. G., Sullivan, S. J., Hendrick, P. A., Hones, B. D., McMaster, A. R., Sugden, B. A., y Tomlinson, C. (2012). The ability of clinical tests to diagnose stress fractures: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(9), 760-771. doi: 10.2519/jospt.2012.4000
- Schulze-Rath, R., Hammer, G. P., y Blettner, M. (2008). Are pre- or postnatal diagnostic X-rays a risk factor for childhood cancer? A systematic review. *Radiation and Environmental Biophysics*, 47(3), 301-312. doi: 10.1007/s00411-008-0171-2
- Sherman, R. A., Wideman, A. L., y Karstetter, K. W. (1996). Comparative effectiveness of videothermography, contact thermography, and infrared beam thermography for scanning relative skin temperature. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 33, 377-386.
- Silva, C. T., Naveed, N., Bokhari, S., Baker, K. E., Staib, L. H., Ibrahim, S. M., Goodman, T. R. (2012). Early assessment of the efficacy of digital infrared thermal imaging in pediatric extremity trauma. *Emergency Radiology*, 19(3), 203-209. doi: 10.1007/s10140-012-1027-2
- Sistrom, C. L. (2009). The Appropriateness of Imaging: A Comprehensive Conceptual Framework. *Radiology*, 251(3), 637-649. doi: 10.1148/radiol.2513080636
- Steketee, J. (1973). Spectral emissivity of the skin and pericardium. *Physics in Medicine and Biology*, 18(5), 686 - 694.

- Usuki, K., Kanekura, T., Aradono, K., y Kanzaki, T. (1998). Effects of nicotine on peripheral cutaneous blood flow and skin temperature. *Blood*, 16, 173-181.
- Vardasca, R., Ring, F., Plassmann, P., y Jones, C. (2012). Thermal symmetry of the upper and lower extremities in healthy subjects. *Thermology International*, 22(2), 53-60.
- Wallin, B. G. (1990). Neural control of human skin blood flow. *Journal of Autonomic Nervous System*, 30(S1), 185-190.
- Whiting, P. F., Weswood, M. E., Rutjes, A. W. S., Reitsma, J. B., Bossuyt, P. N. M., y Kleijnen, J. (2006). Evaluation of QUADAS, a tool for the quality assessment of diagnostic accuracy studies. *BMC Medical Research Methodology*, 6(9), [8 p.]. doi: 10.1186/1471-2288-6-9
- Woodrough, R. E. (1982). *Medical infra-red thermography: principles and practice*. Cambridge.
- Zamora, J., Abaira, V., Muriel, A., Khan, K., y Coomarasamy, A. (2006). Meta-DiSc: a software for meta-analysis of test accuracy data. *BMC Medical Research Methodology*, 6, 31. doi: 10.1186/1471-2288-6-31
- Zhang, H. Y., Cho, B. Y., Kim, H. S., y Cho, Y. E. (2006). Thermographic diagnosis of whiplash injury with/without radiculopathy. *Key Engineering Materials*, 321-323, 845-848. doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.321-323.845

10. ANEXOS

10.1. ANEXO 1. TABLA DE RECOGIDA DE DATOS EN LA REVISIÓN SISTEMÁTICA

Identificación del estudio

Nº de referencia		Primer autor	
Año de publicación		País de desarrollo	
Revisor		Fecha	

Elegibilidad del estudio para la revisión

Tipo de estudio	<input type="checkbox"/>	DTA
Test a prueba	<input type="checkbox"/>	Evalúa la termografía como técnica de diagnóstico por imagen.
Prueba de referencia	<input type="checkbox"/>	Cualquier tipo de prueba.
Resultado	<input type="checkbox"/>	Lesión de origen traumático.

Características del estudio

Criterio	Prueba de referencia	Test 1	Test 2	Test 3
Nº de participantes				
Edad media (DE) (Rango)				
Sexo (hombres/mujeres)				
Participantes excluidos del estudio				
Pérdidas durante el estudio				
Técnica de muestreo				
Cálculo de la muestra				
Fórmula del cálculo muestral				

Tipo de pruebas diagnósticas

Prueba	Descripción

Descripción de las medidas de resultado

Resultado evaluado	Descripción

Notas metodológicas

--

Resultados

Test 1			
Sensibilidad:	Especificidad:	VP (+/-):	LR (+/-):
DOR (LR+/LR-):	¿Curva ROC?	→ Área bajo la curva ROC:	
		Prueba de referencia	
		Positiva	Negativa
Test 1	Positivo		
	Negativo		
	Total fila		
		Total columna	

Test 2			
Sensibilidad:	Especificidad:	VP (+/-):	LR (+/-):
DOR (LR+/LR-):	¿Curva ROC?	→ Área bajo la curva ROC:	
		Prueba de referencia	
		Positiva	Negativa
Test 2	Positivo		
	Negativo		
	Total fila		
		Total columna	

Test 3			
Sensibilidad:	Especificidad:	VP (+/-):	LR (+/-):
DOR (LR+/LR-):	¿Curva ROC?	→ Área bajo la curva ROC:	
		Prueba de referencia	
		Positiva	Negativa
Test 3	Positivo		
	Negativo		
	Total fila		
		Total columna	

Valoración del riesgo de sesgo del estudio				
	Criterio	Juicio	Justificación	
INSTRUMENTO QUADAS II	1	¿Muestra representativa?		
	2	¿La prueba de referencia clasifica correctamente?		
	3	¿Retraso aceptable entre pruebas?		
	4	¿Se abolió la verificación parcial?		
	5	¿Se abolió la verificación diferencial?		
	6	¿Los test son independientes y no se condicionan?		
	7	¿Cegamiento de los resultados del test?		
	8	¿Cegamiento de los resultados de la prueba de referencia?		
	9	¿Misma disponibilidad de información en el estudio y la realidad?		
	10	¿Se informa de resultados intermedios o no interpretables?		
	11	¿Se explican las pérdidas?		
Variables de confusión	Temperatura corporal basal.			
	Condiciones de medición estables (termografía).			
	Edad			
	Sexo			
	Patología de base			

10.2. ANEXO 2. STARD. CHECK LIST

First official version STARD checklist for the reporting of studies of diagnostic accuracy, *January 2003*.

STARD checklist for the reporting of studies of diagnostic accuracy.
First official version, January 2003.

Section and Topic	Item #		On page #
TITLE/ABSTRACT/ KEYWORDS	1	Identify the article as a study of diagnostic accuracy (recommend MeSH heading 'sensitivity and specificity').	
INTRODUCTION	2	State the research questions or study aims, such as estimating diagnostic accuracy or comparing accuracy between tests or across participant groups.	
METHODS			
<i>Participants</i>	3	Describe the study population: The inclusion and exclusion criteria, setting and locations where the data were collected.	
	4	Describe participant recruitment: Was recruitment based on presenting symptoms, results from previous tests, or the fact that the participants had received the index tests or the reference standard?	
	5	Describe participant sampling: Was the study population a consecutive series of participants defined by the selection criteria in items 3 and 4? If not, specify how participants were further selected.	
	6	Describe data collection: Was data collection planned before the index test and reference standard were performed (prospective study) or after (retrospective study)?	
<i>Test methods</i>	7	Describe the reference standard and its rationale.	
	8	Describe technical specifications of material and methods involved including how and when measurements were taken, and/or cite references for index tests and reference standard.	
	9	Describe definition of and rationale for the units, cutoffs and/or categories of the results of the index tests and the reference standard.	
	10	Describe the number, training and expertise of the persons executing and reading the index tests and the reference standard.	
	11	Describe whether or not the readers of the index tests and reference standard were blind (masked) to the results of the other test and describe any other clinical information available to the readers.	
<i>Statistical methods</i>	12	Describe methods for calculating or comparing measures of diagnostic accuracy, and the statistical methods used to quantify uncertainty (e.g. 95% confidence intervals).	
	13	Describe methods for calculating test reproducibility, if done.	
RESULTS			
<i>Participants</i>	14	Report when study was done, including beginning and ending dates of recruitment.	
	15	Report clinical and demographic characteristics of the study population (e.g. age, sex, spectrum of presenting symptoms, comorbidity, current treatments, recruitment centers).	
	16	Report the number of participants satisfying the criteria for inclusion that did or did not undergo the index tests and/or the reference standard; describe why participants failed to receive either test (a flow diagram is strongly recommended).	
<i>Test results</i>	17	Report time interval from the index tests to the reference standard, and any treatment administered between.	
	18	Report distribution of severity of disease (define criteria) in those with the target condition; other diagnoses in participants without the target condition.	
	19	Report a cross tabulation of the results of the index tests (including indeterminate and missing results) by the results of the reference standard; for continuous results, the distribution of the test results by the results of the reference standard.	
	20	Report any adverse events from performing the index tests or the reference standard.	
<i>Estimates</i>	21	Report estimates of diagnostic accuracy and measures of statistical uncertainty (e.g. 95% confidence intervals).	
	22	Report how indeterminate results, missing responses and outliers of the index tests were handled.	
	23	Report estimates of variability of diagnostic accuracy between subgroups of participants, readers or centers, if done.	
	24	Report estimates of test reproducibility, if done.	
DISCUSSION	25	Discuss the clinical applicability of the study findings.	

10.3. ANEXO 3. HOJA INFORMATIVA A LOS PADRES.

CONSENTIMIENTO INFORMADO

HOJA DE FORMALIZACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO

INFORMACIÓN INICIAL

Esta hoja contiene información acerca de un estudio científico denominado “*Evaluación de lesiones musculoesqueléticas en personas en edad infantil mediante imágenes térmicas de infrarrojos*”, al cual se ha invitado a participar a la persona bajo su tutela.

Antes de presentarle dicha información debe tener claro que la participación en el estudio es completamente voluntaria, pudiendo decidir libremente no participar o retirarse del mismo sin dar explicación alguna. Decida o no participar, no se perderá ninguno de los beneficios a los que se tiene derecho como usuario del sistema sanitario.

Cualquier dato que pudiera facilitar o que pudiera ser obtenido por el equipo investigador tendría carácter confidencial y se almacenaría en una base de datos a la que sólo tendría acceso el equipo investigador, manejando por separado la información personal y la clínica (al amparo de la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal, y la Ley 41/2002 básica reguladora de la autonomía del paciente y derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica).

Es importante que conozca y comprenda cada uno de los apartados aquí desarrollados para decidir acerca de su participación en el estudio (a este proceso se le llama consentimiento informado), de manera que puede consultar con la persona que le ha entregado esta hoja ante cualquier duda que se le presente durante su lectura.

Al final del documento se adjunta un formulario de autorización que usted firmará si, tras recibir y comprender la información, desea que la persona bajo su tutela participe en la investigación. Dicho formulario consta de dos partes: una es para usted y la otra quedará en posesión del equipo investigador.

¿QUÉ SE PRETENDE ESTUDIAR?

Existen estudios científicos que sugieren que las imágenes térmicas de infrarrojos aportan información valiosa durante el diagnóstico de lesiones traumatólogicas frecuentes en músculos, tendones, ligamentos o huesos. Nuestro objetivo es determinar la utilidad de dicha técnica en la atención a personas en edad infantil.

¿EN QUÉ CONSISTE LA TÉCNICA?

La piel emite de manera espontánea, natural y continua un tipo de radiación denominada infrarrojo, la cual puede ser detectada mediante cámaras especiales, representando en imágenes digitales la temperatura (calor) a la que se encuentra la zona *fotografiada*. Cuando se produce una lesión traumatólogica se activa el proceso de inflamación, aumentando así la temperatura de manera local. Con esta técnica podrían detectarse esos cambios de temperatura, ayudando en el diagnóstico de lesiones traumatólogicas.

RIESGOS Y BENEFICIOS DEL ESTUDIO

El estudio no supondría ninguna molestia o riesgo para la salud de la persona bajo su tutela, pues la técnica a la que sería sometida es totalmente inocua y no lesiva.

Esperamos que en el futuro esta técnica pueda convertirse en un complemento útil en la fase de diagnóstico de las lesiones traumatólogicas.

HOJA DE FORMALIZACIÓN DEL CONSENTIMIENTO INFORMADO

ENTIDADES PARTICIPANTES

El estudio está siendo llevado a cabo con la participación de la Universidad de Valencia (concretamente la Unidad de Biofísica y Física Médica) y el Hospital Universitario Dr. Peset de Valencia (concretamente el Servicio de Pediatría). Si usted tuviera dudas sobre el desarrollo del estudio, puede contactar con la siguiente persona:

Enrique Sanchis Sánchez (investigador principal)
Departamento de Fisioterapia, Universidad de Valencia
C/ Gasco Oliag nº5, 46010 (Valencia)
Teléfono: 963983853, Ext. 51232
Correo electrónico: Enrique.Sanchis-Sanchez@uv.es

COMUNICACIÓN DE LOS RESULTADOS DEL ESTUDIO

Puede solicitar que se le envíe en formato digital una copia de todas las imágenes que se realicen, para lo cual se le solicitaría una dirección de correo electrónico.

Al existir gran interés en evaluar la evolución de este tipo de lesiones con el transcurso del tiempo, el equipo investigador desearía contactar con ustedes transcurrido un tiempo con el propósito de repetir la misma técnica. En la solicitud de autorización se le preguntará sobre esta posibilidad.

SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN

He leído, o se me ha leído de forma adecuada, y he comprendido toda la información contenida en este documento. El equipo investigador me ha explicado el estudio y ha contestado a mis preguntas. Comprendiendo la información, voluntariamente doy mi consentimiento para que _____, sobre quien ejerzo la tutela legal, participe en el estudio "*Evaluación de lesiones musculoesqueléticas en personas en edad infantil mediante imágenes térmicas de infrarrojos*".

Al firmar esta hoja no renuncio a ninguno de mis derechos legales.

¿Está de acuerdo con que el equipo investigador contacte con ustedes para evaluar la evolución de la persona bajo su tutela? Marque la opción que prefiera: SÍ NO

He recibido copia de este documento.

Nombre del tutor legal: _____

Valencia, ____ de _____ de 2013

Firma del tutor legal

COPIA PARA LOS INVESTIGADORES

10.4. ANEXO 4. HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

TERMOGRAFÍA INFANTIL: HOJA DE RECOGIDA DE DATOS

IDENTIFICACIÓN		id:	Investigador:
Día:	Hora:	Lugar:	SIP:
Nombre sujeto:		Nombre tutor:	
Sexo:	Edad:	Teléfono:	
Correo electrónico:			
PARTICIPACIÓN			
Criterios de inclusión		Criterios de exclusión	
<input type="checkbox"/> Edad (1-14 años) Diagnóstico médico: <input type="checkbox"/> - Fractura <input type="checkbox"/> - Luxación/esguince <input type="checkbox"/> - Contusión <input type="checkbox"/> Consentimiento informado		<input type="checkbox"/> Reposo imposible <input type="checkbox"/> Consumo de fármacos, café o tabaco <input type="checkbox"/> Contacto en período de espera <input type="checkbox"/> Ducha o baño últimas 2 h. <input type="checkbox"/> Fiebre ($\geq 38^{\circ}\text{C}$) <input type="checkbox"/> Lesión en ROI de ambas extremidades <input type="checkbox"/> Tiempo desde lesión ≥ 24 horas <input type="checkbox"/> Productos cutáneos	
EXPLORACIÓN			
Anamnesis			
Dolor:	Inflamación:	Edema:	Tiempo desde Rx (min.):
CUMPLIMIENTO DEL PROTOCOLO			
Distancia:		Ángulo:	
Enfoque:		Control del entorno:	
Tiempo de espera:		Ausencia de elementos extraños (joyas):	
REGISTRO			
Nombre del fichero:		Hora:	
Zona corporal:			

Termografía en lesiones traumatológicas en la edad pediátrica

CLAVES PARA EL REGISTRO

CÓDIGO	ZONA CORPORAL
PF	Fcet (ant/dor)
BHD	Both hands (ant/dor)
BAA	Both ankles (ant)
L.L.A	Lower legs (ant/dor)
TA	Tighs (ant/dor)
BKA	Both knees (ant/dor)
RAD	Right arm (ant/dor)
LAD	Left arm (ant/dor)
LRL	Right leg (lat)
LLL	Left legleft (lat)
FING	Finger (ant/dor)
WRI	Wrist (ant/dor)

- Nombre fichero: Mes_Día_DosInicialesNombre_DosInicialesApellido (ej: 03_03_CA_VE).
- Anotar la ROI en cada caso.
- Son 4 proyecciones por ROI salvo para muñecas y antebrazos (2) y tobillos (3). En FING anotar el dedo (1 [pulgar] - 5 [meñique]).
- Registrar la información relevante en la anamnesis en relación con otras patologías, el tiempo desde que se originó la lesión y el lugar donde se produjo.
- Los fármacos a considerar son antiinflamatorios, anticolinérgicos y corticoesteroides. El consumo de café y tabaco sólo excluye si tuvo lugar durante la hora previa a la termografía.

REGISTRO DE INCIDENCIAS	
Incidencia, día y hora	Descripción de la incidencia

