



Guía de transferencia tecnológica

Productos termográficos

Contenido

1. Introducción	3
2. Características de los sistemas infrarrojos	4
a. Cámaras infrarrojas	4
b. Aplicación software de infrarroja	6
c. Dificultad de realizar una medida de temperatura real. Requerimientos.	7
3. Elementos clave del modelo legislativo que regula los dispositivos médicos que utilizan la Tecnología de Termografía Infrarroja.	9
4. Ejemplo de prototipo PINRELL desarrollado en el IACTEC (proyecto de Capacitación del Cabildo de Tenerife y MACbioIDi de Interreg).....	10
5. Referencias	13

1. Introducción

Los sistemas termográficos infrarrojos se basan en cámara sensibles a la radiación electromagnética dentro del espectro infrarrojo, cuyas longitudes de ondas están comprendidas en el rango entre 1-1000 μm aproximadamente, como puede observarse en la *Figura 1*.

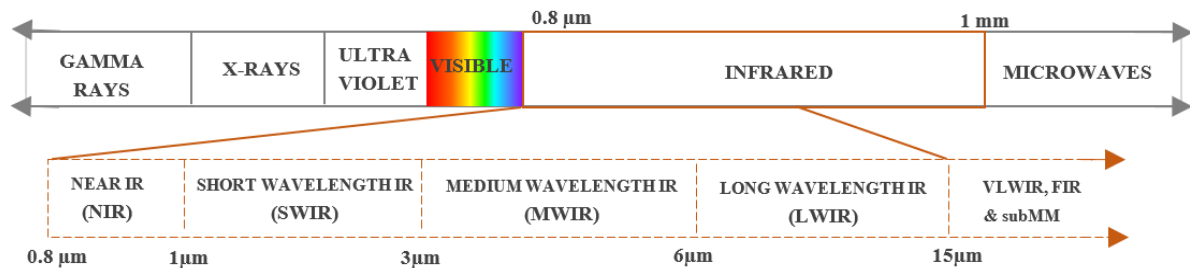


Figura 1: Rango de radiación infrarroja del espectro electromagnético

Los objetos cuya temperatura es superior del cero absoluto ($-273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ o 0 kelvin) emiten radiación térmica en diferentes longitudes de onda correspondientes al espectro electromagnético infrarrojo y microondas [1, 2]. Dichas longitudes de ondas no son visibles al ojo humano y se pueden cuantificar a través de la termografía infrarroja. En el caso de objetos a temperaturas cercanas a temperatura ambiente, la radiación electromagnética emitida por estos objetos corresponde a radiación de cuerpo negro centrada en el rango de infrarrojo lejano (LWIR, $7\text{-}14\mu\text{m}$) [3].

Un sistema de termografía infrarroja capta la distribución espacial de la de la radiación térmica de un objeto pasivamente. Con esta información se genera termograma o imagen radiométrica. La medición se realiza sin contacto con el objeto y sin ninguna emisión de ningún tipo de radiación. Teniendo en cuenta que la piel del cuerpo humano no se ve afectado en gran medida por la reflexión y la transmisión de la radiación térmica de objetos cercanos, los sistemas de termografía infrarroja son idóneas en el campo de la medicina para la cuantificación de la radiación infrarroja emitida por el cuerpo humano de forma natural [4] favoreciendo su uso en el diagnóstico en patologías que implique la presencia de manifestaciones de tipo térmico [5]. La termografía infrarroja se ha empleado en las enfermedades vasculares, estados febriles cáncer de mama, temperatura de la superficie ocular [6], así como el análisis de la artritis inflamatoria, la osteoartritis, el reumatismo de tejidos blandos, el síndrome del túnel carpiano y el síndrome de dolor regional complejo [7].

No obstante, la termografía infrarroja demanda considerar varios parámetros para reducir el error en la cuantificación de la radiación térmica, como la temperatura ambiental, luz, posicionamiento de la cámara, preparación del sujeto cuya superficie corporal a estudiar, tipo de la cámara y óptica [8, 9, 10].

2. Características de los sistemas infrarrojos

a. Cámaras infrarrojas

Una cámara de termografía consiste en un detector de infrarrojos y un sistema óptico. La energía infrarroja radiada por los objetos pasa a través del sistema óptico permitiendo en enfoque de los objetos. El detector de infrarrojo capta la radiación y el sensor de infrarrojo traduce la radiación infrarroja a temperatura en un termograma o imagen radiométrica.

Entre los distintos detectores de infrarrojo destacan los *microbolómetros*. Debido a su buena relación calidad-precio y al hecho de que no requieren sistemas de refrigeración criogénica, los microbolómetros han experimentado un gran desarrollo durante las últimas décadas [11].

Los microbolómetros se fabrican en matrices en dos dimensiones (2D), llamadas *Arrays de Plano Focal (Focal Plane Array o FPA)* [11] como se muestra en la *Figura 2*. Cada elemento de la matriz (pixel) es sensible a la irradiancia (I), o potencia de radiación electromagnética incidente por unidad de superficie, que a su vez depende de la emitida por el objeto que se observa.

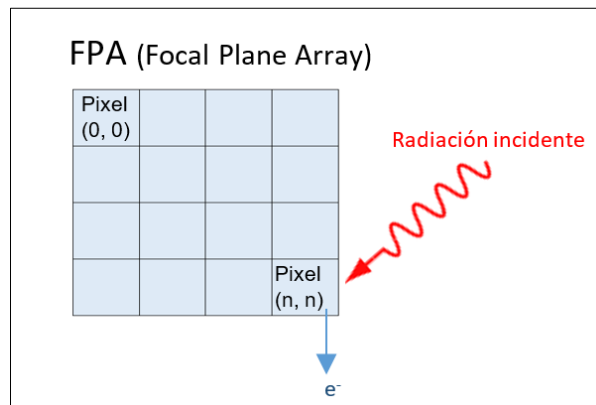


Figura 2: Respuesta del Focal Plane Array (FPA)

Las cámaras se pueden clasificar por la longitud de onda que detectan, y por la acción para medida:

- Respecto a la longitud de onda:
 - *Infrarrojo cercano (NIR)*: mide las longitudes de onda de 0,9 a 2 μm .
 - *Infrarrojo medio (MWIR)*: mide las longitudes de onda de 3 a 5 μm .
 - *Infrarrojo lejano (LWIR)*: mide las longitudes de onda de 7 a 14 μm . La mayoría de las cámaras para el sector industrial trabajan en esta longitud de onda.
- Respecto a la acción de medición:
 - *Activa*: La cámara emite una fuente invisible infrarrojo para iluminar la escena y suelen operar en el infrarrojo cercano.
 - *Pasiva*: La cámara detecta la energía térmica emitida por los objetos pasivamente, y habitualmente trabajan en las longitudes de onda infrarrojo medio o lejano.

En el mercado de la termografía, se puede encontrar una gran variedad de cámaras de termografía infrarroja para diferentes objetivos. Este documento se centrará en las cámaras que detectan el infrarrojo lejano y son pasiva en la medición.

Las cámaras de termografía infrarroja se caracterizan a través de las siguientes propiedades:

- **Resolución térmica:** define la habilidad de la cámara a detectar pequeños detalles. La resolución se expresa en el número total de las temperaturas medidas (total de píxeles en el detector de la cámara) o el número de columnas y filas del detector. Por ejemplo, una resolución de 640 x 480 píxeles ofrece 307.200 temperaturas medidas y ofrece un mayor detalle que una resolución 320 x 240 píxeles que ofrece 76.800 temperaturas medidas. Un importante detalle que afecta a la resolución es el tamaño del pixel en el detector. A un menor número de tamaño de pixel, permite producir una mayor resolución térmica, pero puede afectar a la detección de la radiación térmica.
- **Sensibilidad térmica:** define la menor diferencia en temperatura entre dos puntos en el objeto que se puede detectar. También se conoce como la diferencia de temperatura equivalente a ruido (noise equivalent temperature difference, NETD). La sensibilidad térmica se expresa en mK o en grados centígrados. Por ejemplo, una sensibilidad térmica de 50mK indicaría que la menor diferencia en temperatura de dos puntos de la imagen radiométrica sería de 0.05 grados centígrados.
- **Precisión y exactitud** en la medida de la radiación térmica:
 - La *exactitud* expresa la proximidad de la temperatura detecta por la cámara con la temperatura real. A esta diferencia de la medida se conoce como *error o incertidumbre*. La exactitud de la medida no es una magnitud y por tanto no se expresa numéricamente. Por este motivo, la incertidumbre en la medida es usada como medición de la exactitud en la medida. Es decir, cuanto menos es el número de la incertidumbre, la temperatura detectada por la cámara será más exacta. La incertidumbre se expresa en porcentaje o grados centígrados relativamente (\pm). Esto indica que la temperatura medida puede diferenciarse de la temperatura real al porcentaje o grados centígrados mencionados. El estándar de incertidumbre en el mercado de las cámaras termográficas es de $\pm 2\%$ / $\pm 2^\circ\text{C}$. Las cámaras de alta gama o más avanzadas pueden reducir la incertidumbre a $\pm 1\%$ / $\pm 1^\circ\text{C}$. Por ejemplo, si la incertidumbre de una cámara es de $\pm 2^\circ\text{C}$, y se mide un objeto a temperatura real de 100°C , la temperatura detectada por la cámara podría oscilar entre 98°C a 102°C siendo la medida correcta.
 - La *precisión* define la dispersión de la medida. En otras palabras, es la magnitud que cuantifica la capacidad de la cámara de repetir las mismas medidas en las mismas condiciones de entorno. La precisión no está relacionada con la temperatura real, sino con la distribución de las temperaturas medidas.
 - Ambos conceptos se utilizan indistintamente en la industria siendo complicado identificar claramente a que conceptos se refieren. Por ejemplo, en especificaciones en inglés, la incertidumbre en la medida se define con el concepto accuracy, que en español se puede traducir por exactitud o precisión. En cambio, en algunas especificaciones de cámaras en español se utiliza el concepto precisión para referirse a la incertidumbre o error en la medida.
- **Rango de temperatura de medición:** Este parámetro expresa la temperatura máxima y mínima que la cámara puede detectar correctamente. En otras palabras, es el intervalo entre la temperatura máxima y la temperatura mínima que podría ser detectada por la cámara. Este parámetro suele oscilar entre -10 a $+150$ grados centígrados.
- **Rango de temperatura de operación:** Este parámetro indica el intervalo de temperatura que la cámara puede operar correctamente. Este parámetro suele oscilar entre -10 a $+50$ grados centígrados.

- *Frecuencia de refresco, o frame rate*: define la velocidad de actualización de la detección de la radiación térmica para generar una imagen radiométrica. La propiedad se expresa en hercio o en imágenes por segundo (fps, frame per second). Por ejemplo, una frecuencia de refresco de 9Hz, indica que la cámara puede generar nueve imágenes por segundo. Dependiendo del objeto a medir, la frecuencia de refresco es importante. Si el objeto se encuentra en movimiento, una alta frecuencia de refresco permitirá disponer una mayor detección de los cambios.
- *Longitud de onda infrarrojo de detección*: indica que tipo de longitud de onda se detectará por la cámara.
- *Sistema óptico*:
 - *Campo de visión de la cámara*: describe el área detectada y localizada por el detector y se expresa en ángulo independientemente de la distancia. El campo de visión depende del objetivo o lente usado en la cámara. Un objetivo de gran angular permite captar más área con un objetivo de campo de visión más estrecho. El campo de visión también es conocido como ángulo de visión. El campo de visión se divide en cuatro componentes:
 - HFOV: campo de visión horizontal y expresa el ángulo de la horizontal.
 - VFOV: campo de visión vertical y expresa el ángulo de la vertical.
 - DFOV: campo de visión diagonal y expresa el ángulo de la diagonal.
 - IFOV: campo de visión instantáneo y expresa la capacidad de ver/detectar el objeto más pequeño posible y se expresa en miliradianes. Si se dispone de un objetivo de 1,3 miliradianes y se mide a un metro de distancia, el objeto más pequeño de visualización correctamente mediría de 1,3 mm.
 - *Distancia focal de la lente (objetivo)*: Indica cuánto se acerca el objetivo al área u objeto a medir y se expresa en milímetros. La distancia focal expresa la distancia entre el objetivo y el detector de la cámara. A mayor distancia focal es mayor la cercanía al objeto (zoom) y cuando menor es la distancia focal es mayor la distancia al objeto y mayor campo de visión.
 - *Enfoque de la cámara*: Enfocar consiste que cierta parte del área de visión salga nítida que depende de la distancia de la cámara. Es decir, no se enfoca objetos sino se enfoca distancia. El ajuste del enfoque de la cámara se puede realizar:
 - Manual: El usuario ajusta el enfoque manualmente.
 - Automático o auto-focus: La cámara ajusta el enfoque automáticamente.

b. Aplicación software de infrarrojo

Las características de la aplicación software en infrarrojo:

- La visualización de la imagen radiométrica.
- Permite especificar parámetros del entorno de medición para ayudar a la corrección de la medida:
 - La *emisividad* del objeto a medir: La emisividad se puede definir con la capacidad de un objeto de irradiar energía térmica y se expresa entre el intervalo de 0 a 1. A través de la ley Kirchhoff, la emisividad se considera como la energía absorbida por el objeto. Si un objeto tiene una emisividad de 1 indica que el objeto absorbe energía y no refleja energía. En cambio, en objetos con poca emisividad, tendrá una alta reflexión que afectará a la medición de la

radiación del objeto. La piel humana tiene una alta emisividad entre 0.99 a 0.98 dependiendo de la temperatura ambiente.

- La *húmeda relativa*
- *Temperatura reflejada* que generalmente es la temperatura atmosférica
- Selección de visualización de un rango de temperatura.
- Activación de isotermas: resalte de un rango de temperatura en la visualización.
- Selección de una paleta de colores de visualización la imagen y no afecta al cálculo de la temperatura.
- Activación de las alarmas de temperatura.

c. Dificultad de realizar una medida de temperatura real. Requerimientos.

Una vez explicado las características de los elementos principales del sistema termográfico, se tratará el tema de la medición de la temperatura real en los sistemas de termografía.

Las cámaras infrarrojas aplican las leyes de *Stefan-Boltzmann* y de *Kirchhoff* para cuantificar la radiación térmica respecto a una escala de temperatura tales como grados centígrados (escala relativa) o kelvin (escala absoluta) para proporcionar una imagen radiométrica.

La *ley de Kirchhoff* establece que la emisividad es igual a la absorptividad (la capacidad del objeto de absorber la energía térmica) para un objeto en equilibrio térmico y relaciona la emisividad y reflectancia (la capacidad del objeto de reflejar la energía térmica) de la superficie del objeto. La ecuación de la ley de Kirchhoff asumiendo que los objetos son opacos es:

$$emisividad + reflectancia = 1$$

La emisividad y la reflectancia se expresa en el intervalo 0 y 1. Si el objeto tiene una alta emisividad, su reflectancia será baja. En caso contrario, si el objeto tiene una alta reflectancia, su emisividad es baja. A su vez, si el objeto tiene una alta emisividad, el objeto tiene una alta absorptividad.

La emisividad de la superficie de un objeto depende de varios factores: su temperatura, el acabado de la superficie (reflectancia de la superficie), su geometría, el ángulo de radiación y la longitud de onda de la radiación.

La *ley de Stefan-Boltzmann* anuncia que la radiación emitida por una superficie de un objeto real se expresa como una porción de la que emitiría el cuerpo negro y se expresa como:

$$Radiacion = emisividad * constante de StefanBoltzmann * \text{área} * Temperatura^4$$

Donde la constante de StefanBoltzmann se define como $5,67 * 10^{-8} W m^{-2} K^{-4}$ que permite la conversión de temperatura en unidades de intensidad ($W m^{-2} = W/m^2$) que es la potencia por unidad de área.

La respuesta de cada pixel ($R_{i,j}$) en el detector de la cámara al flujo radiante emitido por el objeto se puede aproximar como una respuesta lineal :

$$R_{i,j}(T) = G_{i,j} M(\lambda, T) + B_{i,j} + \varepsilon$$

donde $M(\lambda, T)$ es el flujo radiante por unidad de área emitido por un objeto con temperatura T , $G_{i,j}$ es un factor de ganancia, $B_{i,j}$ un offset y ϵ es el ruido del sistema. Los valores de ganancia y offset pueden variar de un pixel a otro, generando lo que se conoce como no uniformidad (NU) o ruido de patrón fijo (*Fixed Pattern Noise* o FPN). Este ruido puede mejorarse significativamente con una buena calibración de sistema termográfico [12]. Asimismo, los valores de ganancia pueden variar a lo largo del tiempo o debido a factores ambientales. Un factor conocido que influencia estos valores es la temperatura del pixel [13]. En los sensores de alta gama, el FPA se encuentra refrigerado para asegurar una temperatura conocida y homogénea de los pixeles [14]. En los sensores de coste reducido no se incluyen sistemas de refrigeración del FPA, sin embargo, es común que las cámaras incluyan un sensor de temperatura que proporciona una medida de la temperatura del plano focal [15].

La medición de la radiación térmica está afectada por la *emisividad* de la superficie, la *temperatura ambiente*, la *absorción de la atmósfera* y la *distancia* como se muestra en la figura 3. La emisividad es importante definirla para el objeto a medir y se representa con la línea roja en la figura 3. No es lo mismo medir la piel humana que tiene una alta absorción (0,98) que un material como el cobre que si emisividad es 0,73. La temperatura ambiente es la proporción de la radiación que se refleja en el objeto a medir representado con la línea amarilla en la figura 3. La influencia de temperatura ambiente se puede reducir en entornos controlados. La absorción de la atmósfera existente entre el objeto y la cámara que reduce la radiación al atravesar la atmosfera. La distancia entre la camera y el objeto es importante ya que, si el objeto se aleja de la cámara, se tendrá menor referencia de puntos para obtener una medida fiable. La línea de gradiente de azul en la figura 3 muestra la radiación que captará la cámara.

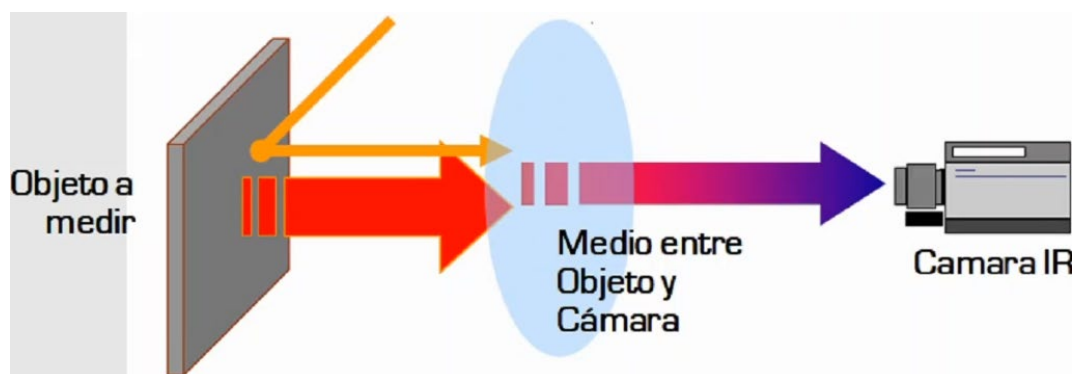


Figura 3: Factores que afectan a la medición

A su vez, en la medición se debe tener en cuenta que un objeto a diferentes temperaturas radiará diferente energía térmica y general, la temperatura de la superficie del objeto es inferior a la temperatura interior del objeto.

Se debe tener en cuenta que las cámaras infrarrojas proporcionan una alta sensibilidad térmica y a su vez, no son tan buenas para la medición de la temperatura real de la superficie del objeto. La razón a este motivo es la tecnología usada en la fabricación de los detectores que proporcionan una exactitud de $\pm 2\%$ / $\pm 2^\circ\text{C}$. La alta sensibilidad térmica permite diferenciar o comparar pequeñas variaciones térmica en la imagen radiométrica.

3. Elementos clave del modelo legislativo que regula los dispositivos médicos que utilizan la Tecnología de Termografía Infrarroja.

La legislación de un dispositivo médico termográfico se puede resumir en las siguientes normas:

- **ISO 80601-2-56:2017/Amd 1:2018 Parte 2-56.** Requisitos particulares para la seguridad básica y el funcionamiento esencial de los termómetros clínicos para la medición de la temperatura corporal.
- **ISO 16142-1:2017.** La norma incluye los principios esenciales de seguridad y funcionamiento, identifica normas y guías significativas que pueden utilizarse en la evaluación de la conformidad de un producto sanitario con los principios esenciales reconocidos que, cuando se cumplen, indican que un producto sanitario es seguro y funciona según lo previsto. También, se identifican y describen los seis principios esenciales generales de seguridad y funcionamiento que se aplican a todos los productos sanitarios, incluidos los productos sanitarios para diagnóstico in vitro (IVD).
- **ISO/TR 13154:2017.** La norma ofrece directrices generales para el despliegue, la aplicación y el funcionamiento de un termógrafo de exploración destinado a utilizarse para la detección no invasiva de temperaturas febriles de personas en condiciones ambientales interiores para evitar la propagación de la infección.
- **ISO 18434-1:2008.** La norma proporciona una introducción a la aplicación de la termografía infrarroja en la monitorización y el diagnóstico de las condiciones de la maquinaria, donde "maquinaria" incluye los auxiliares de la maquinaria como válvulas, máquinas de fluidos y de electricidad y equipos de disipación del calor. Además, se abordan las aplicaciones de la termografía infrarroja relacionadas con la evaluación del rendimiento de la maquinaria. También abarca procedimientos de prueba para determinar y compensar la temperatura aparente reflejada, la emisividad y el medio atenuante cuando se mide la temperatura de la superficie de un objetivo con una cámara de termografía infrarroja cuantitativa. Fue revisada en 2017.
- **ISO 18434-2:2019.** Esta norma ofrece orientación específica sobre la interpretación de los termogramas de infrarrojos como parte de un programa para la vigilancia de las condiciones y el diagnóstico de los sistemas de máquinas. Además, se abordan las aplicaciones de infrarrojos relativas al rendimiento de las máquinas y proporcionar información sobre la interpretación de las imágenes, los criterios de evaluación y los requisitos de presentación de informes.
- **ICS: 11.040.55.** Equipo de diagnóstico incluido el equipo de vigilancia médica, los termómetros médicos y los materiales conexos.
- **IEC 80601-2-59:2017.** Esta norma se aplica a los equipos médicos eléctricos - Parte 2-59: Requisitos particulares para la seguridad básica y el rendimiento esencial de los termógrafos de control de la temperatura febril humana y está ahora disponible en la tienda web de la IEC. La IEC 80601-2-59:2017 se aplica a la seguridad básica y a las prestaciones esenciales de los termógrafos de control destinados a ser utilizados para el control individual y no invasivo de la temperatura febril de un ser humano en condiciones ambientales controladas, en lo sucesivo denominado equipo ME. En el presente documento se establecen los límites de las pruebas de caracterización de laboratorio para el termógrafo de exploración.

4. Ejemplo de prototipo PINRELL desarrollado en el IACTEC (proyecto de Capacitación del Cabildo de Tenerife y MACbioIDi de Interreg).

Dentro de la línea de tecnologías médicas de IACTEC y de MACbioIDi se ha desarrollado una primera versión de un sistema para la evaluación de úlceras de pie diabético. Esta primera versión denominada PINRELL (prototype for IR analyses of Lower Limbs) consiste en un sistema de Termografía Infrarroja diseñado para la detección, análisis y evaluación de diferentes patologías, como por ejemplo afecciones del Pie Diabético. Este prototipo desarrollado especialmente para uso clínico, es una herramienta diseñada para la detección precoz de posibles lesiones, infecciones y úlceras subcutáneas no visibles en el pie de pacientes diabéticos, que sí son detectables en el Infrarrojo Térmico.

PINRELL utiliza tres sensores de bajo coste para la detección de radiación Visible (VIS) e Infrarrojo Cercano (NIR) ($0,4\mu\text{m} - 0,86\mu\text{m}$) e Infrarrojo Térmico (IR) ($8\mu\text{m} - 14\mu\text{m}$). En el rango VIS y NIR se ha empleado la cámara Intel RealSense D415 [16].

La cámara termográfica elegida para la primera versión ha sido la cámara Thermal Expert Q1 (TE-Q1) [17] que se muestra en la figura 4. La cámara TE-Q1 es una cámara de infrarrojo lejano de bajo coste que opera en ordenadores personales y en dispositivos móviles.



Figura 4: cámara infrarroja Thermal Expert Q1.

Las principales características de la cámara TE-Q1 son:

- Alta resolución: 384 x288
- Alta sensibilidad térmica: $\leq 50\text{ mK}$
- Tipo de sensor: microbolómetro
- Frecuencia de refresco: 20 a 30 fps
- Rango de temperatura de medida: -10°C a 150°C
- Rango de operación: -10°C a 50°C
- Lente: 13 mm f/1.0
- FOV: $28,7^{\circ}$ (H) x $21,7^{\circ}$ (V) x $35,3^{\circ}$ (diagonal)
- Precio reducido por debajo de los 1000 euros.

A su vez, una cámara de profundidad y de visible, Intel RealSense D415 [18], se incorporó en el soporte con la cámara TE-Q1 como se ilustra en la figura 5. La cámara de la D415 se ubicó en la parte superior de la cámara TE-Q1 para ayudar a la refrigerar la cámara D415 y no afecta en la medición de la cámara térmica. Su principal característica es la generación de información de profundidad 3D a través de dos sensores y un emisor tipo NIR, combinándola en un sensor del rango del visible (imagen multicanal). Ambos tipos de sensores operan en 1080p (Full HD). En el rango IR térmico se ha utilizado la cámara Thermal Expert Q1 que incorpora un sensor

microbolómetro de resolución QVGA en el rango de 8 μm - 14 μm y una sensibilidad térmica (NETD) inferior a 50 mK [19].

La primera versión de la aplicación PINRELL opera en diferentes sistemas operativos, Windows y Linux, en ordenadores personales y dispositivos móviles. La aplicación de PINRELL se ha desarrollado en la plataforma 3D Slicer [20] en combinación de la librería PLUS Toolkit [21]. La plataforma de 3D Slicer es una plataforma software para el procesado, tratamiento y visualización de imágenes médicas y la librería PLUS toolkit ofrece funcionalidades de adquisición de imágenes de las cámaras, calibración y transmisión en tiempo real.

La arquitectura de la aplicación PRINRELL es una arquitectura de tres capas que permite dividir la aplicación en diferentes capas con diferentes responsabilidades. Las capas definidas son *interfaz*, *lógica* y *control*. La capa de la *interfaz* se encarga de la gestión y de la visualización de la información al usuario que interactúa con la aplicación. La capa de la *lógica* manipula la información dependiendo de las acciones del usuario y la capa de *control* gestiona la relación de las capas interfaz y lógica. Adicionalmente, la arquitectura de servidor-cliente se ha integrado para la conexión con las cámaras.



Figura 5: PINRELL.

Una de las claves del prototipo PINRELL reside en la aplicación software de escritorio desarrollada por el equipo TECMED, que opera en diferentes sistemas operativos: Linux y Windows. Se ha desarrollado mediante programas de software libre (3D Slicer y PLUS), y utiliza diferentes arquitecturas de software estándar aplicadas en la industria del software. La aplicación software PINRELL se encarga de realizar la adquisición de datos, registro de las imágenes y un análisis de la información recibida aplicando diversas técnicas de análisis de datos tales como segmentación, la aplicación de algoritmos estadísticos clásicos y Machine (Deep) Learning.

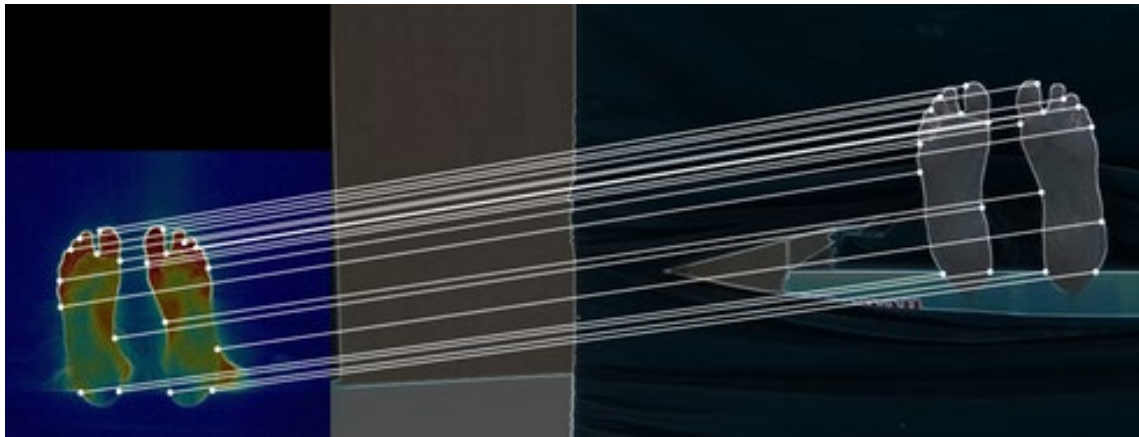


Figure 1. Algoritmos de detección de contornos (IR y VIS) de PINRELL.

De esta forma el sistema PINRELL es capaz de crear una base de datos de imágenes médicas multicanal (VIS/IR/NIR) para el desarrollo de algoritmos dedicados al diagnóstico y monitorización de neuropatías del pie diabético, realizando un análisis y seguimiento de patrones anómalos de temperatura superficial invisibles para el ojo humano.

En la figura 6, se muestra la interfaz de usuario de la aplicación PRINRELL. La interfaz está dividida en dos partes principales. En la parte izquierda, el usuario interactúa con las acciones ofrecidas de la aplicación. Las acciones principales son la calibración de la no-uniformidad de la cámara TE-Q1, la adquisición y almacenamiento de las imágenes capturadas con metadatos y procesamiento de dichas imágenes. En el parte central de la interfaz se visualiza las imágenes recibidas por las cámaras y el resultado del procesamiento.

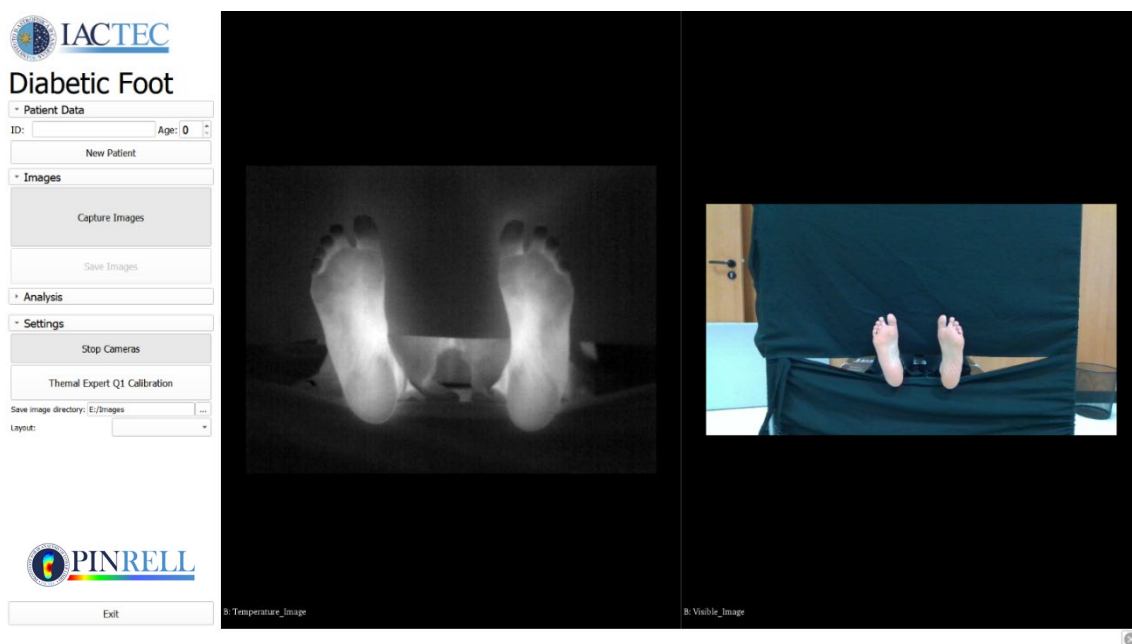


Figura 6: Interfaz de usuario de la aplicación PINRELL.

5. Referencias

- [1] M. XPV, *Nondestructive Evaluation of Materials by Infrared Thermography*, Londres, Reino Unido: Springer-Verlag London, 1993.
- [2] J. 1. Hardy y C. Muschenheim, The radiation of heat from the human body. IV. The emission, reflection, and transmission of infrared radiation by the human skin., 1934, 13, 817–831.
- [3] J. Hardy y C. Muschenheim, The radiation of heat from the human body. IV. The emission, reflection, and transmission of infrared radiation by the human skin., 1934, 13, 817–831.
- [4] J. C. B. M. , J. A. L. , P. M. G. C. , S. P. C. , M. Á. G.-C. , M. S.-Q. Ismael Fernández-Cuevas, «Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review,» *Infrared Physics & Technology*, July 2015.
- [5] L. a. J.-D. K. a. C.-C. A. a. G.-R. J. a. F.-T. H. Ramírez-Arbeláez, «Protocolo de adquisición de imágenes diagnósticas por termografía infrarroja,» *Medicina y Laboratorio*, vol. 21, nº 03, pp. 161-178, 2015.
- [6] R. C. A. K. Hildebrandt C, « An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria,» *Sensor*, pp. 4700-4715, 2010.
- [7] A. K. Ring EF, «Infrared thermal imaging in medicine,» *Physiol Meas*, pp. R33-46, 2012.
- [8] T. M. K. G. Taylor NAS, «Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures,» *J Therm Biol*, vol. 45, pp. 72-101, 2014.
- [9] V. V. A. O. N. M. Zaproudina N, «Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals,» *Physiol Meas*, vol. 29, pp. 515-524, 2008.
- [10] P. M. D. B. H. Estupinan Roldan K, «Design and implementation of a protocol for acquisition and processing of infrared images obtained from hands,» de *Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA)*, 2013.
- [11] A. Rogalski, History of Infrared Detectors. *Opto-Electron. Rev.* 2012, 20, 279–308.
- [12] J. Mooney y F. Shepherd, «Characterizing IR FPA Nonuniformity and IR Camera Spatial Noise. *Infrared Phys. Technol.* 1996, 37, 595–606».
- [13] D. Lin, H.-G. Maas, P. Westfeld, H. Budzier y G. Gerlach, « An Advanced Radiometric Calibration Approach for Uncooled Thermal Cameras. *Photogramm. Rec.* 2018, 33, 30–48».
- [14] A. Bergeron, L. Le Noc, B. Tremblay, F. Lagacé, L. Mercier, F. Duchesne, L. Marchese, J. Lambert, M. Jacob, M. Morissette y e. al., «Flexible Pixel Infrared Camera Module for Fast Prototyping. In *Proceedings of the SPIE Electro-Optical and Infr*».

- [15] E. Villa, N. Arteaga-Marrero y J. Ruiz-Alzola, «Performance assessment of low-cost thermal Cameras in Medical Applications. *Sensors* 2020, 20, 1321».
- [16] I. Corporation, «intel real sense,» [En línea]. Available: <https://www.intelrealsense.com/depth-camera-d415/>. [Último acceso: 25 Junio 2020].
- [17] «Cámara infrarroja TE-Q1,» [En línea]. Available: <https://www.thermalexpert.eu/english-1/product-overview/>.
- [18] «Intel Real Sense cámara D415,» [En línea]. Available: <https://www.intelrealsense.com/depth-camera-d415/>.
- [19] T. Expert, «thermal expert.eu,» [En línea]. Available: <https://www.thermalexpert.eu/english-1/product-overview/>. [Último acceso: 23 Junio 2020].
- [20] «3D Slicer,» [En línea]. Available: <https://www.slicer.org/>.
- [21] «Plus toolkit,» [En línea]. Available: <https://plustoolkit.github.io/>.
- [22] I. Fernández-Cuevas, J. C. B. Marins, J. A. Lastras, P. M. G. Carmona, S. P. Cano, M. Á. García-Concepción y M. Sillero-Quintana, «Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review,» *Infrared Physics & Technology*, July 2015.
- [23] C. Hildebrandt, C. Raschner y K. Ammer, «An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria,» *Sensor*, pp. 4700-4715, 2010.
- [24] E. Ring y K. Ammer, «Infrared thermal imaging in medicine,» *Physiol Meas*, pp. R33-46, 2012.
- [25] K. Estupinan Roldan, M. Piedrahita y H. Dario Benitez, «Design and implementation of a protocol for acquisition and processing of infrared images obtained from hands,» de *Image, Signal Processing, and Artificial Vision (STSIVA)*, 2013.
- [26] N. Zaproudina, V. Varmavuo, O. Airaksinen y M. Narhi, «Reproducibility of infrared thermography measurements in healthy individuals,» *Physiol Meas*, vol. 29, pp. 515-524, 2008.
- [27] N. Taylor, M. Tipton y G. Kenny, «Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures,» *J Therm Biol*, vol. 45, pp. 72-101, 2014.
- [28] L. Ramírez-Arbeláez, K. Jiménez-Díaz, A. Correa-Castañeda, J. Giraldo-Restrepo y H. Fandiño-Toro, «Protocolo de adquisición de imágenes diagnósticas por termografía infrarroja,» *Medicina y Laboratorio*, vol. 21, nº 03, pp. 161-178, 2015.
- [29] X. Maldague, *Nondestructive Evaluation of Materials by Infrared Thermography*, Londres, Reino Unido: Springer-Verlag London, 1993.