

**FUNDAMENTOS PARA UNA METODOLOGÍA PARA EL DIAGNÓSTICO
CUANTITATIVO DE LA FUNCIÓN LAGRIMAL HUMANA UTILIZANDO
TERMOGRAFÍA INFRA-ROJA.**

JULIÁN MAURICIO RUIZ ECHEVERRI

JUAN MATEO MEZA ARENAS

**TRABAJO DE GRADO PRESENTADO COMO REQUISITO PARCIAL PARA OPTAR AL
TÍTULO DE INGENIERO FÍSICO**

DIRECTOR

LUIS ENRIQUE LLAMOS RINCÓN

MSC. EN FÍSICA

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA

GRUPO DE ELECTROFISIOLOGÍA

FACULTAD DE INGENIERÍAS - DEPARTAMENTO DE FÍSICA

PEREIRA 2018

ÍNDICE GENERAL

Contenido

1. ESTADO DEL ARTE	6
1.2 Estudios termograficos del ojo	6
2. MARCO TEORICO	9
2.1 Termografía Infrarroja.....	9
2.1.2 Ventajas de la termografía infrarroja.....	10
2.1.3 Desventajas de la termografía infrarroja	10
2.1.4 Termografía biomedica	10
2.2 Principios Físicos	12
2.2.1 Espectro electromagnético.....	12
2.2.2 División del espectro electromagnético.....	13
2.2.3 Radiación de cuerpo negro	14
2.2.4 Ley de Steffan Boltzman	16
2.2.5 Ley del desplazamiento de Wien.....	17
2.2.6 Radiaciones ionizantes y no ionizantes	17
2.2.7 Radiacion infrarroja.....	18
2.2.8 Producción de radiación infrarroja	18
2.3 Cámaras termográficas	19
2.3.1 Los detectores infrarrojos	19
2.3.2 Análisis de la medición termográfica	20
2.3.3 Cámara Fluke Ti.32	21
2.3.4 Termohigrómetro.....	23
2.4 El ojo humano	23
2.4.1 Órbita.....	24
2.4.2 Párpados	24
2.4.3 Aparato Lagrimal	25
2.4.4 Músculos extraoculares	27
2.4.5 Globo ocular	27
2.4.6 Capa externa	28
2.4.7 Capa media	29
2.4.8 El cuerpo ciliar	29
2.4.9 Capa interna.....	30
2.4.10 Cristalino	31

2.4.11 Humor acuoso.....	32
2.4.12 Humor vítreo	32
2.4.13 Coroides.....	33
2.4.14 Esclerótica	33
3.NORMAS BIOETICAS.....	34
4.DISEÑO DEL PROTOCOLO EXPERIMENTAL.....	38
4.1 Protocolo experimental de medición	39
4.2 Protocolo para el análisis de datos.....	41
5.RESULTADOS OBTENIDOS	43
6. DISCUSIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS	54
6.1 Análisis.....	54
6.2 Discusión	56
7.CONCLUSIONES	57
8.BIBLIOGRAFÍA	59
ANEXOS	61
A. Imágenes térmicas con el marcador circular	61
B. Datos exportados del software SmartView.....	64
C. Tablas organizadas por zonas del ojo y con los datos de interés.....	70
D. Consentimiento informado	76

INTRODUCCION

A lo largo de las últimas décadas ha aumentado considerablemente el número de personas con algún tipo de patología en los ojos o que afecte de una u otra manera este importante órgano del ser humano, entre ellas las más comunes son enfermedades de ojo seco, hipertensión, síndrome Sjögren. A su vez el uso más frecuente de equipos electrónicos (celulares, televisores, computadoras, tablets, entre otros), ha producido que muchas más personas y a más temprana edad empiecen a sufrir alguna de estas patologías.

La mayoría de estas enfermedades producen cambios en la temperatura superficial del ojo, por lo cual aparece la termografía biomédica como una de las mejores opciones para estudiar este tipo de patologías, principalmente por su característica de ser un método no invasivo.

La termografía biomédica se basa en la medición y cuantificación de la temperatura de la superficie de la piel. Esta temperatura depende de la circulación de la sangre en los milímetros más externos situada dentro de la piel. Este flujo de sangre está sujeto a una regulación compleja por el sistema nervioso y factores locales; por lo tanto, es posible "ver" la condición de los órganos internos mediante examen de infrarrojo, lo que permite valorar la posible o probable existencia de procesos patológicos tales como tumores, inflamación, daño o degeneración tisular, ya que estos procesos tienen un impacto en la temperatura de la piel mientras tienen lugar. Los procesos subyacentes conducen a reacciones vasculares y nerviosas que se pueden mostrar como diferentes patrones de calor (termogramas) y detectarlos mediante análisis infrarrojo[1].

Una amplia investigación en la última década ha contribuido al aumento de la conciencia sobre el uso de este tipo de técnica, quien es usada tanto en humanos como en animales. Es así, como diversos estudios termográficos se han realizado sobre cada una de las patologías que producen cambios en la temperatura superficial del ojo humano, y es bien sabido que la función lagrimal es la encargada de regular la temperatura superficial del ojo, es por eso que nace esta investigación, debido a que existen muchos estudios que relacionan la temperatura de la superficie ocular con diversas patologías utilizando la termografía biomédica, pero no hay alguno que analice la función lagrimal en relación a estos cambios de temperatura.

Por ende, en este trabajo se pretende diseñar e implementar un protocolo para realizar el análisis de la función lagrimal a través de los cambios presentados en la temperatura superficial del ojo humano, con el uso de la cámara FLUKE Ti-32 y el software de esta, herramientas con las que cuenta el grupo de

electrofisiología de la universidad tecnológica de Pereira, en el cual se han realizados diversos estudios termográficos de patologías y síndromes que afectan la temperatura ocular.

Pregunta de investigación.

¿Cuáles son los fundamentos para diseñar e implementar un protocolo que permita analizar la función lagrimal humana a través de la termografía infrarroja, basado en las variaciones de temperatura de la superficie ocular?

Objetivo General

- Diseñar e implementar un protocolo para analizar la función lagrimal humana a través de la termografía biomédica, basado en los cambios de temperatura de la superficie ocular en el ser humano. **Objetivos Específicos**

- Realizar una revisión bibliográfica.

- Determinar las zonas de la superficie ocular que presentan mayores cambios de temperatura con la activación e inactivación de la función lagrimal y el mejor método de medición (longitudinal, transversal o por áreas).

- Diseñar un protocolo para el análisis termográfico de la función lagrimal del ojo humano.

- Redactar y sustentar con éxito el informe final del trabajo de grado con el fin de optar por el título en ingeniería física.

- Implementar el protocolo diseñado e interpretar los datos obtenidos.

- Comparar los resultados obtenidos con estudios ya realizados y concluir los resultados del estudio.

1. ESTADO DEL ARTE.

Desde el descubrimiento de la termografía y sus aplicaciones en el área de la salud, la medicina y la biofísica, se han realizado diversos estudios en diferentes zonas del cuerpo, distintas patologías y metodologías. La superficie ocular no ha sido la excepción, y estos son algunos de los estudios, y artículos en estudios termográficos de la superficie ocular en los cuales se basó este trabajo.

1.2 Estudios termográficos del ojo.

-En **“INFRARED THERMOGRAPHY OF THE TEAR FILM IN DRY EYE”** Se registraron termogramas infrarrojos oculares para un grupo de 36 pacientes con ojo seco y para 27 pacientes de control mezclados entre sexo y edad. La temperatura media de la superficie ocular fue mayor en el grupo de ojo en comparación con el grupo control, Además, hubo una mayor variación de temperaturas a través de la superficie ocular en el grupo de ojo seco, ilustrado por la diferencia de temperatura entre el limbo y el centro de la córnea[2] .

-En **“OCULAR SURFACE COOLING IN DRY EYE – A PILOT STUDY”** La termografía infrarroja fue empleada para medir el cambio en la temperatura de la superficie ocular en el ojo abierto en un grupo de 11 pacientes con ojo seco y siete sujetos de control. Cualitativamente el código de colores de los termogramas del grupo con ojo seco se observó más desorganizados e irregulares. Cuantitativamente el decremento de la temperatura fue mucho más rápido en el grupo con ojo seco comparado con el grupo de control. Es así, como la termografía infrarroja es una técnica no invasiva y objetiva que puede ser una herramienta útil de investigación para el estudio de la película lagrimal, sus deficiencias y sus diferentes modalidades de tratamiento[3] .

-En **“THERMOGRAPHY IN OCULAR INFLAMMATION”** Se utilizó una cámara termográfica (FLIR P 620) para tomar imágenes térmicas de los siete casos de inflamación ocular, dos casos de patología ocular no inflamatoria, y un sujeto sano con sólo un error refractivo leve. Los casos inflamatorios oculares incluyen cinco casos de escleritis, un caso de uveítis anterior postoperatoria, y un caso de disfunción de las glándulas de Meibomio con queratitis (MGD- queratitis). Condiciones no inflamatorias incluyen un caso de hiperplasia linfoide reactiva conjuntival benigna (BRLH) y un caso de corio - retinopatía central serosa. Se tomaron fotografías térmicas y no térmicas y mediante el uso de un software de análisis, se calculó la temperatura de la superficie ocular[4] .

-En **“VALIDACIÓN DEL ÍNDICE DE FUNCIÓN LAGRIMAL PARA EL DIAGNÓSTICO DEL OJO SECO”** Se ha seleccionado una muestra de 85 pacientes en los que hemos considerado cada ojo por separado (170 ojos) de los que 102 tenían un Schirmer menor de 10 y sintomatología de ojo seco. A todos los sujetos se les ha calculado el Índice de Función Lagrimal (IFL) que se obtiene del cociente entre el valor del test de Schirmer y el aclaramiento lagrimal. Para ello se instiló una gota de un colirio que contenía: Fluoresceína al 0,5% y oxibuprocaina al 0,4% y se esperó 5 minutos. A continuación, se colocó una tira de Schirmer otros 5 minutos. Sobre la tira se procedió a la lectura del valor del test de Schirmer y del aclaramiento según una escala de diluciones de fluoresceína.[5]

-En **“ALGUNAS PARTICULARIDADES DE LA EXPLORACION DE LA FUNCION LAGRIMAL”** Después de considerar las distintas técnicas de la exploración de la secreción y excreción lagrimal, se exponen los resultados de los nuevos test y sus ventajas. La fluoresceína al 2 por 100, instilada en el saco conjuntival, mediante su dilución durante dos minutos y comparada con una serie de concentraciones conocidas de la misma, da una medida bastante exacta de la secreción lagrimal, en condiciones cercanas a las fisiológicas. La sacarina sódica al 10 por 100, reúne condiciones óptimas, superiores a otras sustancias empleadas, para el estudio de la permeabilidad activa, que se pone de manifiesto de los dos a los diecisiete minutos de ser instiladas dos gotas, en un sólo ojo, por si sabor especial percibido en la faringe[6].

-En **Screening for dry eye disease using infrared ocular thermography**: La termografía ocular IR se realizó en 62 pacientes con ojo seco y 63 sujetos controlados por edad y sexo. La marcación de la superficie ocular y la adquisición de la temperatura se realizó utilizando un nuevo método de demarcación "diamante". Se estudiaron 30 métricas estáticas y 30 dinámicas y se trazaron las curvas características de operación del receptor. La eficacia de las métricas de temperatura en la detección de DED se evaluó individualmente y en combinación en términos de su área bajo la curva (AUC), el índice de Youden y el poder de discriminación (DP). La temperatura absoluta de la conjuntiva nasal extrema 5s y 10s después de la apertura de los ojos fueron los mejores detectores de DED. La sensibilidad y la especificidad fueron 87,1% (IC 95%: 76,2-94,3%) y 50,8% (IC del 95%: 37,9-63,6%), con un valor umbral para el primer conjunto métrico a 34,7 ° C. La sensibilidad y la especificidad fueron 77,6% (95% IC: 64,7-87,5%) y 61,9% (IC del 95%: 48,8-73,9%), con un valor umbral para el segundo conjunto métrico a 34,5 ° C. Las dos métricas presentaron una precisión moderada y un rendimiento limitado con un ABC del 72% (95% IC: 63-81%) y 73% (95% IC: 64-82%); Índice de Youden de aproximadamente

0,4 y DP de 1,07 y 1,05, respectivamente. Ninguna de las métricas dinámicas fue un buen detector para DED. La combinación de métricas no fue capaz de aumentar el AUC[7].

-En Evaluation Evaporative Dry Eye Disease Using Thermal Images of Ocular Surface Regions with DWT and Gabor Transform, se evalúa la eficiencia de la utilización de las regiones de la mitad superior y la mitad inferior de la superficie ocular (córnea + conjuntiva) en la detección del ojo seco evaporativo mediante imágenes de termografía infrarroja. Aquí, definimos la superficie ocular como el área expuesta de la córnea y la conjuntiva bulbar durante las condiciones naturales de parpadeo. Las imágenes infrarrojas de la termografía se obtienen de cada ojo de los participantes normales y DE. La transformada de wavelet discreta (DWT) y la transformada de Gabor se utilizan para extraer las características salientes de los cuadros primero, quinto y décimo de las imágenes de termografía infrarroja después de que el primer parpadeo se someta a segmentación para obtener la mitad superior y las regiones oculares inferiores. Cada región segmentada se descompone hasta tres niveles usando DWT y la transformación de Gabor se realiza sobre los coeficientes de DWT. El análisis de componentes principales (PCA) se realiza sobre estas características extraídas para reducir el número de características, y los coeficientes de PCA se clasifican utilizando el valor t y se alimentan al soporte de la máquina vectorial (SVM) clasificador. Utilizando los fotogramas 1, 5 y 10 de la mitad superior de la región ocular después del primer parpadeo, obtuvimos una precisión de clasificación de (i) 82,3, 89,2, 88,2% para el ojo izquierdo y (ii) 93,4, 81,5, 84,4% para El ojo derecho, respectivamente. De manera similar, utilizando los fotogramas 1, 5 y 10 de la mitad inferior de las regiones oculares, alcanzamos una precisión de (i) 95,0, 95,0, 89,2% y (ii) 91,2, 97,0, 92,2% para los ojos izquierdo y derecho, respectivamente. Este estudio muestra que la mitad inferior del ojo es superior a la mitad superior con el propósito de detección de DE utilizando nuestra técnica [8]

2. MARCO TEÓRICO.

2.1 Termografía infrarroja

La Termografía Infrarroja es una técnica que permite, a distancia y sin contacto, medir y visualizar temperaturas de superficies con precisión, siendo esto posible gracias a que todos los cuerpos emiten radiación infrarroja y esta energía irradiada es proporcional a la temperatura superficial. Como lo expresan Sanz, et al. (2008), la cámara infrarroja recibe y cuantifica dichas radiaciones térmicas emitidas y reflejadas por los diferentes materiales y las transforma en imágenes digitales. Además, De Grado (1998) afirma que los cuerpos emiten esta radiación debido a la vibración y rotación propia de los átomos y moléculas que componen un material. Expone De Grado (1998), que la historia de la Termografía Infrarroja se remonta a los años de 1800, cuando Sir William Herschel, astrónomo alemán, en momentos que buscaba un filtro óptimo para su telescopio, observó que ciertos cristales coloreados dejaban pasar más calor solar que otros; midió entonces los diferentes haces de colores en que se descompone la luz solar al atravesar un prisma de Newton, y encontró que la temperatura iba creciendo desde el violeta hasta el rojo, pero que la mayor temperatura se registraba en una zona oscura, fuera del haz visible, más allá del color rojo, conocida hoy en día como la radiación infrarroja, llamada en sus inicios “calor oscuro”, en el espectro electromagnético, la región de la radiación infrarroja está comprendida aproximadamente entre los $0,7 \mu\text{m}$ y $1.0 \mu\text{m}$., de longitud de onda[9].

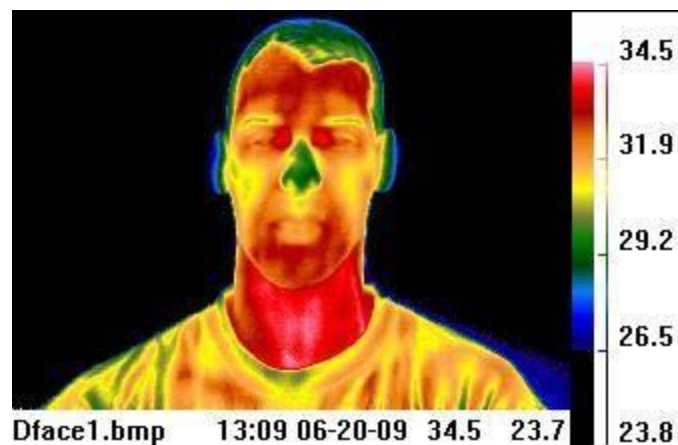


Figura1.Imagen termográfica

Fuente. <http://www.thermology.com>

2.1.2 Ventajas de la termografía infrarroja

- Permite medir a sin entrar en contacto con el sujeto de estudio, lo cual disminuye los errores humanos y medir temperaturas muy altas con seguridad para el investigador.
- Es un método no invasivo y de bajo riesgo para el paciente.
- Las imágenes obtenidas son fáciles de interpretar.
- Permite cubrir grandes áreas en poco tiempo.
- El manejo de la cámara no es complejo.
- Es una técnica segura para el operario ya que no hay contacto entre este y la superficie a estudiar.
- El tiempo de obtención de las imágenes térmicas es mínimo gracias a los sensores usados por la cámara.
- La toma de datos es bidimensional y se realiza en tiempo real.
- Es una técnica con gran exactitud en la medición.

2.1.3 Desventajas de la termografía infrarroja

- Los altos costos de las cámaras termográficas.
- Se deben hacer los estudios en un espacio con condiciones controladas para garantizar la veracidad de las medidas obtenidas.

2.1.4 Termografía biomédica

La termografía clínica se basa en la medición y cuantificación de la temperatura de la superficie de la piel. Esta temperatura depende de la circulación de la sangre en los milímetros más externos de la piel. Este flujo de sangre está sujeto a una regulación compleja por el sistema nervioso y factores locales; por lo tanto, es posible “ver” la condición de los órganos internos mediante examen de infrarrojos, lo que permite valorar la posible o probable existencia de procesos patológicos tales como tumores, inflamación, daño o degeneración tisular, ya que estos procesos tienen un impacto en la temperatura de la piel mientras tienen lugar. Los procesos subyacentes conducen a reacciones vasculares y nerviosas que se pueden mostrar como diferentes patrones de calor (termogramas) y detectarlos mediante análisis infrarrojo. La

termografía tiene muchas aplicaciones dentro del campo medico como detección del cáncer de mama, detección del dolor, diabetes, enfermedad de Raynaud, diagnóstico de Párkinson, entre otras.

- **Métodos en termografía medica**

Para trabajar con la termografía médica, podemos seguir tres métodos diferentes. Estos son:

- Termografía de contacto eléctrico: con esta técnica se utilizan matrices de transductores (máquina que convierte un tipo de energía en otra energía. En este caso el calor en imagen), hechos generalmente de resistencias de semiconductores, para medir la temperatura de la superficie del sujeto en contacto. Se utiliza para medir la temperatura de la superficie del sujeto con el que la maquina está en contacto. Esta técnica sirve de referencia para la IRT (termografía de radiación infrarroja). Esta técnica es muy útil en la detección de diabetes (Lahiri y cols.,2012).
- Termografía de cristal líquido: El termómetro consiste en una goma flexible con hojas dentro de las cuales los cristales líquidos termocrómicos están dispuestos en varias capas. Los cristales líquidos cambian de color debido a los cambios de temperatura de la superficie de la piel y el patrón dado es el resultado representado de la distribución de la temperatura de la superficie del cuerpo. Aunque la técnica es muy barata, se basa en el contacto con la piel y requiere mucho tiempo. Además, la técnica tiene una baja sensibilidad térmica (va desde 0,3 hasta 1,0°C) y mala resolución espacial (>5mm). (Lahiri y cols.,2012).

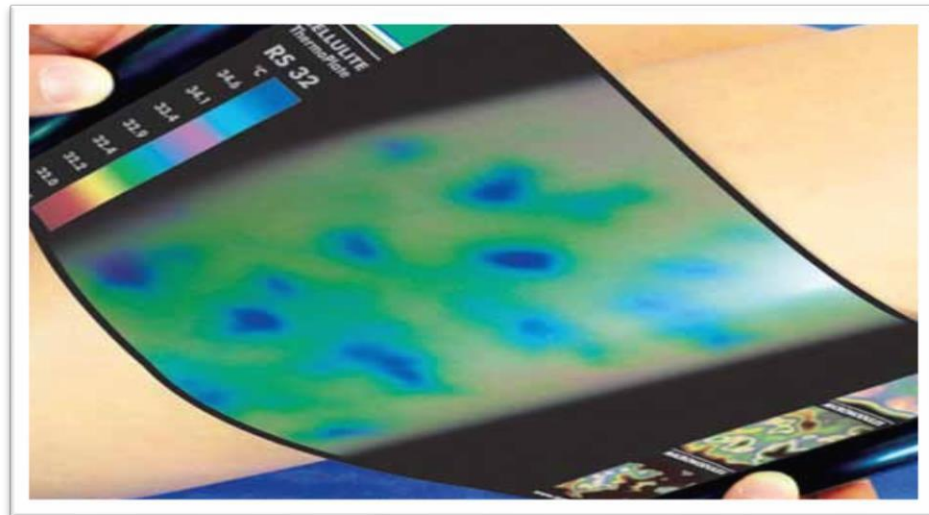


Figura2. Termografía de cristal líquido

Fuente. <http://estheticworld.es>

- IRT (Infrared Termography o Termografía infrarroja): Según Santiago García Garrido, “La termografía infrarroja es la técnica de producir una imagen visible a partir de radiación infrarroja invisible (para el ojo humano) emitida por objetos de acuerdo a su temperatura superficial”. La radiación térmica emitida por una superficie se detecta mediante una cámara y la intensidad de la radiación emitida se convierte en temperatura.[10]

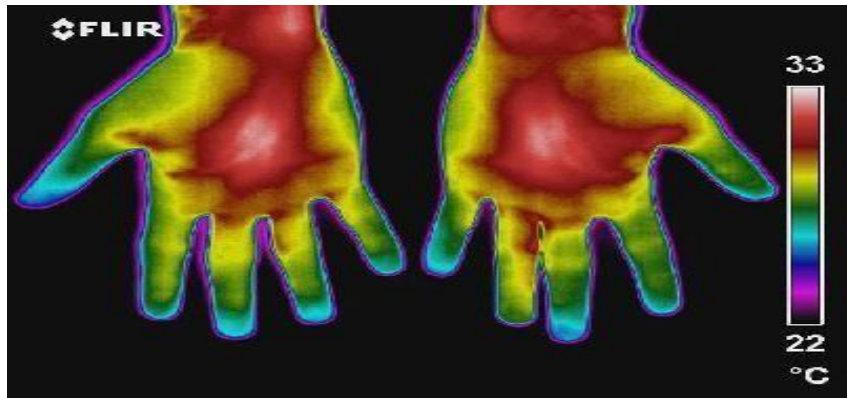


Figura3. Termografía Médica

Fuente. <http://www.insatecsl.com>

2.2 Principios físicos

2.2.1 El espectro electromagnético

Al flujo saliente de energía de una fuente en forma de ondas electromagnéticas se le denomina radiación electromagnética. Esta radiación puede ser de origen natural o artificial. El espectro electromagnético es el conjunto de todas las frecuencias (número de ciclos de la onda por unidad de tiempo) posibles a las que se produce radiación electromagnética. Así, el límite teórico inferior del espectro electromagnético es 0 (ya que no existen frecuencias negativas) y el teórico superior es ∞ (infinito). Con los medios técnicos actuales, se han detectado frecuencias electromagnéticas inferiores a 30 Hz y superiores a $2,9 \cdot 10^{27}$ Hz. Aunque formalmente el espectro es infinito y continuo, se cree que la longitud de onda electromagnética (distancia entre dos valores de amplitud máxima de la onda) más pequeña posible es la longitud de Planck ($l_p \approx 1,616252 \cdot 10^{-35}$ m), distancia o escala de longitud por debajo de la cual se espera que el espacio deje

de tener una geometría clásica (medidas inferiores no pueden ser tratadas en los modelos de física actuales debido a la aparición de efectos de gravedad cuántica). Igualmente, se piensa que el límite máximo para la longitud de una onda electromagnética sería el tamaño del universo [11].

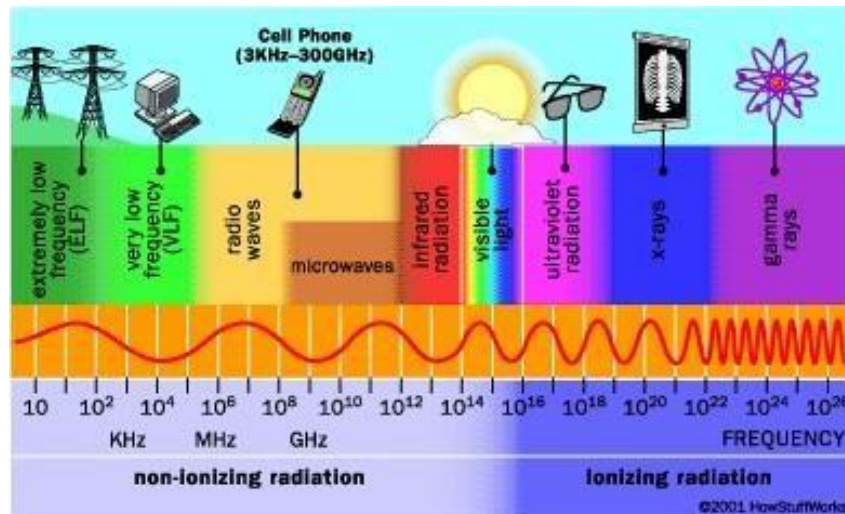


Figura4. Espectro Electromagnético

Fuente. <http://eca-quimica.blogspot.com.co>

2.2.2 División del espectro electromagnético

No todas las ondas electromagnéticas tienen el mismo comportamiento en el medio de propagación, la misma procedencia o la misma forma de interacción con la materia. Por ello, el espectro electromagnético se divide convencionalmente en segmentos o bandas de frecuencia. Esta división se ha realizado en función de diversos criterios, y en todo caso no es exacta, produciéndose en ocasiones solapamientos en las bandas, pudiendo una frecuencia quedar por tanto incluida en dos rangos (por ejemplo, debido a diferentes fenómenos físicos que originan la radiación, o a diferentes aprovechamientos de la energía radiada a una frecuencia concreta). La clasificación más típica del espectro electromagnético establece las siguientes categorías de radiación electromagnética [12]:

Región	Frecuencia(Hz ó ciclos/s)	Longitud de onda (m)	Energía del fotón(eV _{promedio})
Rayos gamma	$10^{22} - 10^{19}$	$10^{-11} - 10^{-14}$	10^{10}
Rayos-X	$10^{17} - 10^{20}$	$10^{-8} - 10^{-11}$	10^5
Ultravioleta	$10^{15} - 10^{17}$	$10^{-6} - 10^{-8}$	10^3
Visible	$10^{14} - 10^{15}$	$4 \times 10^{-6} - 7 \times 10^{-6}$	1
Infrarrojo	$10^{11} - 10^{14}$	$10^{-3} - 10^{-5}$	10^{-3}
Microondas	$10^9 - 10^{11}$	$10^{-1} - 10^{-3}$	10^{-5}
Ondas de radio	$10^3 - 10^9$	$10^5 - 10^{-1}$	10^{-10}
Corriente alterna	$10^2 - 10^3$	$10^7 - 10^5$	10^{-15}

Tabla 1. División del espectro electromagnético

Fuente <http://www.saber.ula.ve>

2.2.3 La radiación de cuerpo negro

El nombre de cuerpo negro obedece al hecho de que es un cuerpo que absorbe perfectamente toda la radiación que incide sobre él. Sin embargo, fue Kirchhoff quien sostuvo que un cuerpo que absorbe perfectamente energía electromagnética es un cuerpo que también puede emitir energía electromagnética. Con esta definición, un cuerpo negro es aquel que absorbe toda la radiación que le llega a todas las longitudes de onda y la radiación que él emite es solo función de la temperatura y de la frecuencia de la onda. Obviamente no existe ningún objeto con tales características, es decir, es una idealización como lo es un gas ideal. Sin embargo, si existen cuerpos que se aproximan a la definición del cuerpo negro [12].

La intensidad de la radiación emitida por un cuerpo negro (o radiancia espectral) con un cierta temperatura T y frecuencia ν , se define como:

$$I(\nu, T) = \frac{2h\nu^3}{c^2} \frac{1}{e^{\frac{h\nu}{kT}} - 1} \quad (1)$$

Dónde:

h= cte de Planck

c=velocidad de la luz

k =cte de Boltzman

T =temperatura

ν =Frecuencia [12]

Poder emisivo

Se llama poder emisivo espectral de un cuerpo $\rho(\nu, T)$ a la cantidad de energía radiante emitida por la unidad de superficie y tiempo entre las frecuencias ν y $\nu + \Delta\nu$. Se trata por tanto de una potencia.

$$\rho(\nu, T) = \frac{c_1}{\nu^5 (e^{\frac{c_2}{\nu T}} - 1)} \quad (2)$$

Dónde:

$$c_1 = 8\pi^5 h^2 c^2 = 3.742 \cdot 10^{-16} \text{ W m}^2$$

$$c_2 = \frac{hc}{k} = 1.4385 \cdot 10^{-2} \text{ m K}$$

T = temperatura en grados Kelvin. [12]

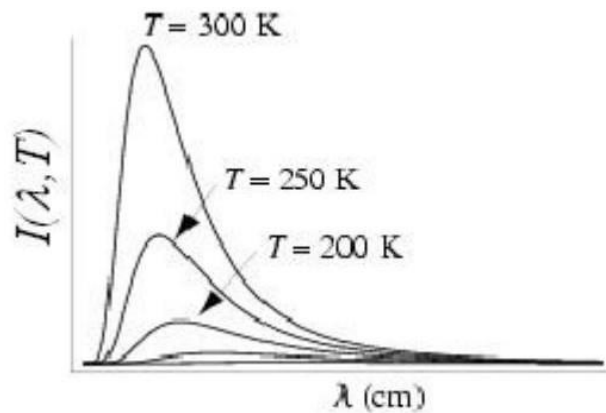


Figura5.distribución espectral de radiación de cuerpo negro para distintas T.

Fuente <http://www.saber.ula.ve>

2.2.4 Ley de radiación de Steffan Boltzman

Una superficie de área A, a una temperatura T, emite radiación. La radiación que emite la superficie es producida a partir de la energía térmica de la materia, limitada por la superficie. La velocidad a la cual se libera energía se conoce como potencia de radiación H que es proporcional a la cuarta potencia de la temperatura absoluta. La potencia de radiación se obtiene integrando la ley de Planck y es conocida como la ley de Stefan Boltzmann:

$$H = \sigma T^4 \quad (3)$$

Donde σ es la constante de Stefan-Boltzman que es igual a:

$$\sigma = 5.676 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2 \text{K}^4.$$

T es la temperatura absoluta en grados Kelvin.

ϵ es una propiedad radiactiva de la superficie conocida como emisividad, sus valores varían en el rango $0 < \epsilon < 1$, es una medida de la eficiencia con que la superficie emite energía radiante y depende del material. Para un cuerpo negro la emisividad es igual a 1, pero para casos reales la emisividad siempre es menor a 1. En contraste, un cuerpo con emisividad igual a cero no absorbe la energía incidente sobre él, sino que la refleja toda, se conoce como reflector perfecto. Los cuerpos con emisividades entre 0 y 1 se llaman cuerpos grises, son los objetos reales.

Un cuerpo emite energía radiante con una velocidad dada por la ecuación (2) y al mismo tiempo absorbe radiación; si esto no fuera así, el cuerpo llegaría a irradiar toda su energía y su temperatura decaería al cero absoluto.

La energía que un cuerpo absorbe proviene de su alrededor, que también emite energía radiante. Si un cuerpo se encuentra a temperatura T y el ambiente a una temperatura T_0 , la energía total, ganada o perdida por segundo como resultado de la radiación, se expresa:

$$H = \sigma A (\epsilon T^4 - \epsilon_0 T_0^4) \quad (4)$$

Cuando el cuerpo se encuentra en equilibrio con los alrededores, irradia y absorbe la misma cantidad de energía, por lo tanto, su temperatura permanece constante.

Cuando el cuerpo está más caliente que el ambiente, irradia más energía de la que absorbe, y por lo tanto se enfría [13].

2.2.5 Ley de desplazamiento de Wien

De acuerdo a la teoría cuántica, se encuentra que los cuerpos a una temperatura determinada emiten radiación con un valor máximo para una longitud de onda λ dada. Al aumentar la temperatura de un cuerpo negro, la cantidad de energía que emite se incrementa. También, al subir la temperatura, el máximo de la distribución de energía se desplaza hacia las longitudes de onda más cortas. Se encontró que este corrimiento obedece a la siguiente relación, llamada ley del desplazamiento de Wien:

$$\lambda_{\text{max}} = 2.898 \times 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{K} \quad (5)$$

Donde λ_{max} es la longitud de onda que corresponde al máximo de la curva de radiación (figura 14.10), en μm , y T es la temperatura absoluta del objeto que emite la radiación. La ley de Wien afirma que para la radiación de un cuerpo negro la longitud de onda de máxima emisión es inversamente proporcional a la temperatura absoluta [13]

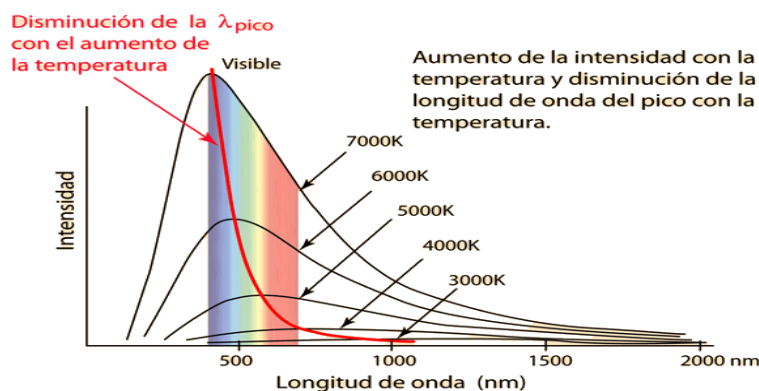


Figura6. Intensidad de radiación de un cuerpo negro.

Fuente <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu>

2.2.6 Radiaciones ionizantes y no ionizantes

La radiación es un fenómeno por el cual determinados cuerpos emiten energía mediante la emisión de ondas electromagnéticas (radiación electromagnética) o de partículas subatómicas (radiación corpuscular). Si la radiación transporta energía suficiente como para provocar ionización en el medio que atraviesa (extrayendo los electrones de sus estados ligados al átomo), se dice que es una radiación ionizante. En caso contrario se habla de radiación no ionizante. El carácter ionizante o no ionizante de la radiación es independiente de su naturaleza corpuscular u ondulatoria. El potencial de ionización o energía de ionización es la mínima energía que hay que suministrar a un átomo neutro y en su estado

fundamental, perteneciente a un elemento en estado gaseoso, para arrancarle un electrón. Las radiaciones ionizantes pueden provenir de sustancias radiactivas, que emiten dichas radiaciones de forma espontánea, o de generadores artificiales, tales como los generadores de Rayos X y los aceleradores de partículas [14].

2.2.7 Radiación infrarroja

La radiación infrarroja (IR) es una radiación electromagnética cuya longitud de onda comprende desde los 760-780 nm, limitando con el color rojo en la zona visible del espectro, hasta los 10.000 o 15.000 nm (según autores), limitando con las microondas.

Su descubrimiento se debe a W Herschel, quien en 1800 detectó en el espectro de la radiación solar un aumento importante de temperatura en la zona situada más allá del rojo, de la que no provenía ninguna luz visible. Posteriormente, Kirchhoff, Wien y Stephan estudiaron de forma experimental sus leyes y propiedades.

La Comisión Internacional de Iluminación o CIE (del francés: Commission International d'Éclairage) ha establecido tres bandas en el IR:

IRA: 780-1,400nm

IRB: 1.400-3.000 nm

IRC: 3.000-10.000 nm

Sin embargo, a efectos prácticos, según los efectos biológicos, suelen dividirse en IR distales (entre los 15.000 y 1.500 nm) e IR proximales (entre los 1.500 y los 760 nm).

Desde el punto de vista terapéutico, es una forma de calor radiante, que puede transmitirse sin necesidad de contacto con la piel. Produce un calor seco y superficial, entre 2 y 10 mm de profundidad [15].

2.2.8 Producción de radiación infrarroja

Los IR se producen por los cuerpos calientes ya que se deben a cambios en los estados de energía de electrones orbitales en los átomos o en los estados vibracionales y rotacionales de los enlaces moleculares. Todos los objetos a temperatura superior al cero absoluto (-273 0C) emiten radiación IR. La cantidad y la longitud de onda de la radiación emitida dependen de la temperatura y la composición del objeto considerado.

El sol es la principal fuente natural de radiación IR; constituye el 59% del espectro de emisión solar. Las fuentes artificiales de producción de IR son los emisores no luminosos (que emiten infrarrojos distales) y las lámparas o emisores luminosos (infrarrojos proximales).

Los emisores no luminosos consisten en resistencias eléctricas dispuestas, generalmente, en espiral, sobre una superficie refractaria cerámica o, menos frecuentemente, en forma de varillas o barras de resistencia rodeadas de una superficie reflectante. Estas fuentes emiten gran cantidad de IR de onda larga, entre los 1500 y los 12.500 nm, aunque también emiten cierta cantidad de IR proximal. Su radiación alcanza, como mucho, una profundidad de 2-3 cm bajo la piel. Estos reflectores de IR alcanzan su máxima potencia tras unos minutos de su conexión [15].

2.3 Cámaras termográficas

2.3.1 Los detectores infrarrojos

Hoy en día, casi todas las cámaras infrarrojas contienen detectores cuyo conjunto es denominado FPA (Focal Plane Array, es decir arreglo de plano focal). El número de detectores define el tamaño de las imágenes (número de píxeles). Hay dos tipos de detectores: los detectores cuánticos, generalmente refrigerados, y los microbolómetros, no refrigerados. Los primeros son foto detectores acoplados a un substrato que hace la salida eléctrica de la lectura del píxel (ROIC, Read-Out Integrated Circuit). Es lo que se llama hibridación de la óptica con su electrónica. La tasa de actualización puede ser elevada (centenares de Hz - cuadros por segundo). Los segundos son termómetros: cuando un fotón llega, es detectado por el detector mediante un cambio de su temperatura, lo cual hace que la conductividad del material cambia, monitorizándose a través del cambio de una intensidad de corriente de referencia que circula por el dispositivo. El receptor debe estar aislado térmicamente del ROIC y ser eléctricamente conductivo. El hecho de trabajar basándose en un efecto fotoconductor limita la tasa de actualización generalmente a 25 Hz[16].

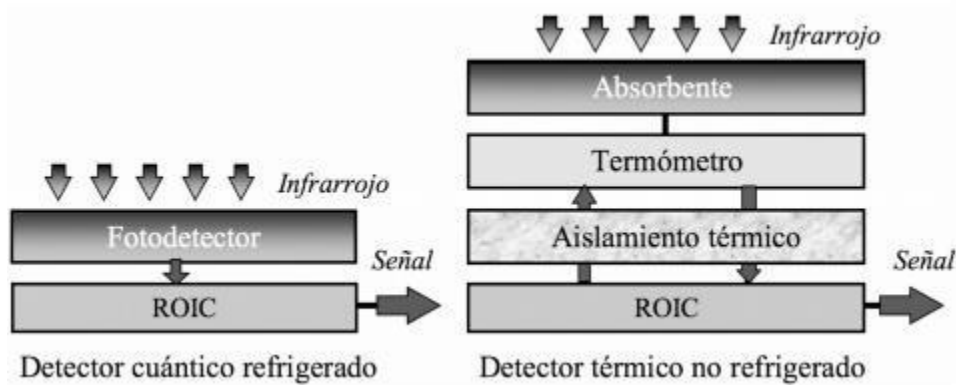
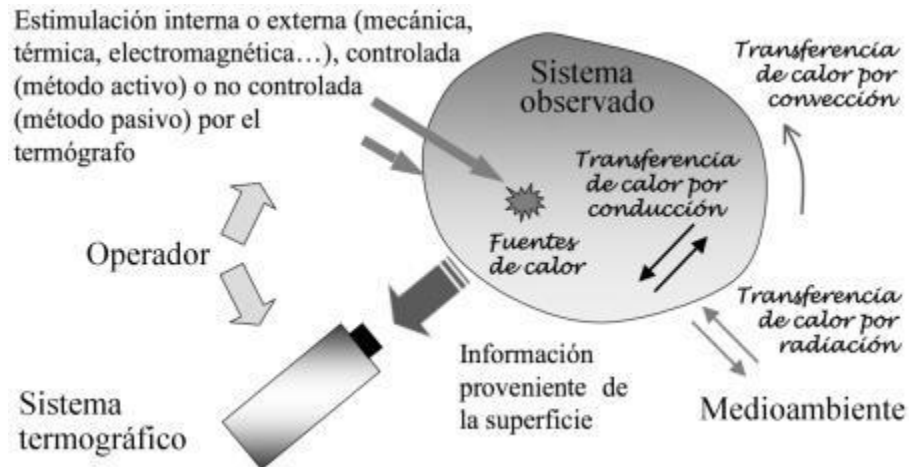


Figura7.Funcionamiento detector infrarrojo

Fuente <http://www.ndt.net>

2.3.2 Análisis de la medición termográfica

Cualquiera sea el tipo de detector, la cámara genera una señal relacionada a la energía radiactiva recibida, la cual, si se considera el sistema observado totalmente aislado del medioambiente, depende de su temperatura superficial (suponiendo el cuerpo opaco). En el caso más general esta dependencia puede ser una función complicada de la longitud de onda, de la temperatura, de la dirección con la cual se enfoca. Generalmente se considera que se puede definir una emisividad media independiente de la longitud de onda (cuerpo negro y cuerpos grises). En este caso, se hace la calibración con un cuerpo negro extendido y se aplica la emisividad idónea. Si la forma del sistema es tridimensional hay que tener en cuenta la influencia del ángulo bajo el cual la cámara lo apunta (ver figura 3). Hay procedimientos

para tener en cuenta esta nueva complicación (1), o variable, pero no se trata de productos comercializados. La situación que acabamos de describir es relativamente sencilla. En realidad, el sistema observado no puede ser considerado como el único objeto responsable del flujo de fotones captado por la lente y llegando sobre los detectores. El balance de todos los flujos de energía esta presentado en la figura 4. Hay fotones emitidos por los otros objetos (operador incluido y la atmósfera que puede ser no totalmente transparente) que constituyen el medioambiente. Utilizar la calibración hecha con el cuerpo negro teniendo en cuenta la emisividad del objeto conduce en tal caso a errores que pueden ser importantes. La temperatura así deducida, T'_o , es una función de las temperaturas del objeto termografiado, T_o , del medioambiente supuesto isoterma, T_{amb} , y del atmósfera, T_{atm} , de las emisividades del objeto, ϵ_o , y de la transmisión de la atmósfera, τ_{atm} [16].

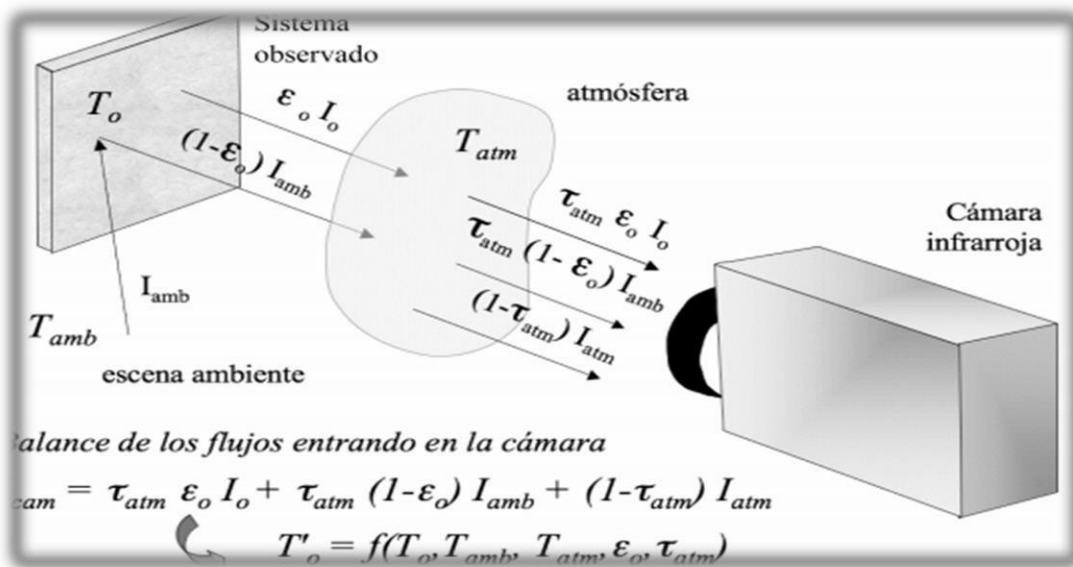


Figura8.Detección de un sistema de cámara infrarrojo

Fuente <http://www.ndt.net>

2.3.3 Cámara Fluke Ti32

La cámara FLUKE TI-32 proporciona una imagen nítida y clara gracias a su sensor de 320 x 240 pixeles; posee una alta sensibilidad térmica que nos permite identificar pequeñas diferencias de temperatura y realiza una corrección de paralaje de las imágenes de luz visible e infrarroja gracias a que posee la tecnología patentada de IR-Fusion de Fluke [17].



Figura9.Cámara Termográfica Fluke Ti 32

Fuente [http:// www.accessfrontier.net](http://www.accessfrontier.net)

Especificaciones técnicas de la cámara termográfica FLUKE Ti32:

Rango de medición de temperatura: $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+600\text{ }^{\circ}\text{C}$ ($-4\text{ }^{\circ}\text{F}$ a $+1112\text{ }^{\circ}\text{F}$).

Precisión: $\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$ o 2%

Tipo de detector: 320×240 Pixeles basado en una matriz de plano focal. Microbolómetro no refrigerado.

Pixeles de la imagen: 76.800

Sensibilidad Térmica: $\leq 0.045\text{ }^{\circ}\text{C}$ y 45 mK .

Banda espectral de infrarroja: $7.5\text{ }\mu\text{m}$ a $14\text{ }\mu\text{m}$

Distancia mínima de enfoque: 46 cm

Temperatura de operación: $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+50\text{ }^{\circ}\text{C}$ ($14\text{ }^{\circ}\text{F}$ a $122\text{ }^{\circ}\text{F}$).

2.3.4 Termohigrómetro DIGITAL HYGRO – THERMOMETER HTC-303A



Figura 10. Termohigrómetro digital

Fuente: Manual de uso.

Especificaciones

- Memoria para altas y bajas temperatura y humedad.
- Rango de medición: °C - °F
- Temperatura: -20°C a +50°C y -4°F a 122°F
- Humedad: 10% a 95%
- Resolución: Temperatura: 0.1°C (0.1°F) / Humedad: 1% RH
- Precisión: +- 1.0°C (1.8°F) / +-5% RH (40%-80%).

2.4. EL ojo humano

El ojo y las estructuras con él relacionadas constituyen una unidad compleja y bien coordinada. Cada elemento de esta unidad participa directamente en la función visual o bien la protege [18].

2.4.1 Órbita

Cada globo ocular está alojado dentro de una cavidad ósea denominada órbita, la cual lo protege de los impactos. La órbita tiene forma cónica y en la conformación de sus paredes participan hasta siete huesos de la cara (frontal, malar, maxilar superior, esfenoides, etmoides, lacrimal y palatino). El nervio óptico parte del polo posterior del ojo y penetra al cráneo por un pequeño túnel en el vértice de la órbita llamado agujero óptico. La órbita posee orificios adicionales para el paso de vasos sanguíneos y nervios que nutren y controlan a las estructuras intraorbitarias. La superficie de los huesos que constituyen la órbita está recubierta por el periostio, lo que conforma una capa de gran resistencia.

A continuación, la cavidad orbitaria esta rellena por tejido adiposo, el cual actúa como almohadilla, amortiguando y dando soporte al globo ocular. Sumergidos en este tejido graso retroocular están los músculos extraoculares (que mueven al globo ocular), las ramas de la arteria oftálmica (que irrigan al globo ocular); el nervio óptico, las ramas del III, IV, V y VI par, el ganglio ciliar y filetes simpáticos y parasimpáticos.

Sobre la grasa intraorbitaria está colocado el globo ocular, cuyas características fisiológicas están descritas párrafos abajo.

La superficie anterior del globo ocular está cubierta por la mucosa conjuntival, que se extiende hasta cubrir también la superficie posterior de los párpados, formándose entre ambas superficies cubiertas por la mucosa el fondo de saco conjuntival[18].

2.4.2 Párpados

Los párpados cubren la entrada a la cavidad orbitaria. La superficie posterior está cubierta por la mucosa conjuntival descrita líneas arriba, mientras que la superficie anterior está cubierta por la piel. Entre ambas superficies existe tejido muscular, gracias al cual los párpados se pueden abrir y cerrar, tanto por acción voluntaria como refleja.

El parpadeo es un acto inconsciente, continuo e involuntario, que responde en forma refleja a los estímulos del ambiente sobre la superficie ocular. El parpadeo cumple con las siguientes funciones:

- Distribuir la lágrima en forma homogénea sobre la superficie ocular.
- Favorecer la circulación lagrimal sobre la superficie ocular.
- Evitar el deslumbramiento por exposición del ojo a luz excesiva.

- Proteger al ojo de proyectiles.
- Proteger al ojo de la desecación por exposición al aire [19].

2.4.3 Aparato lagrimal

La lágrima es producida por la glándula lagrimal en forma continua por mecanismos reflejos. Su principal función es mantener húmeda la superficie ocular, protegiéndola de la desecación por el aire mientras los párpados están abiertos.

Asimismo, cumple con otras funciones adicionales:

- Proporcionar una superficie óptica pulida.
- Atrapar y enjagar detritus.
- Proporcionar agentes antimicrobianos.
- Lubricar la interface óculo-palpebral.
- Proporcionar nutrientes a la córnea.

En el canto interno está el punto lagrimal, a través del cual la lágrima drena hacia los canalículos lagrimales, que conducen al saco lagrimal. De ahí la lágrima fluye por el conducto lacrimonasal reabsorbido por la mucosa nasal [18].

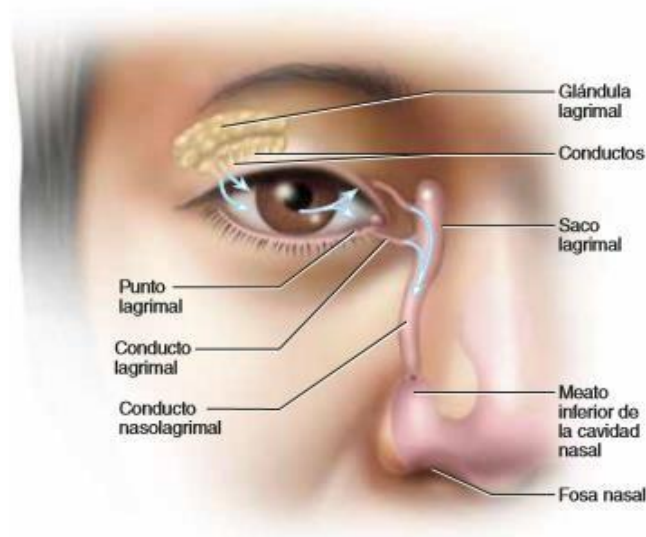


Figura 11. Aparato Lagrimal

Fuente: <http://sisbib.unmsm.edu.pe>

- Morfología de la película lagrimal: La lágrima es el líquido formado por la secreción de las glándulas de la porción secretora del aparato lagrimal. Este contenido de líquido lagrimal es lo que constituye el mar lagrimal, cuyo volumen aproximado es de 7 a 10 μl , con valor promedio de aproximadamente 7 μl distribuidos así: 1 μl en la película lagrimal; 3 μl en los meniscos marginales de los párpados (1.5 μl en cada uno); y 3 μl en los fórnicies debajo de los párpados (1.5 μl en cada uno) (Doane *et ál.*, 1991; Gilbert 1990; Holly, 1981). El promedio del flujo lagrimal en humanos es de 1 a 2 $\mu\text{l}/\text{min.}$, con una rata de renovación del 16% del total del volumen por minuto (Mahmood *et ál.*, 1984; Tomlinson, 1992; Morris & Rogers, 2007).

- Meniscos lagrimales: Existen uno superior y otro inferior que ocupan el espacio formado entre la superficie bulbar anterior y las márgenes palpebrales superior e inferior. Su extremo interno se confunde con el lago, y el extremo externo con la cisterna lagrimal. Las fuerzas fisicoquímicas que contribuyen a formar los mecanismos de los ríos lagrimales son:

1. El equilibrio entre las fuerzas de adhesión entre las moléculas del epitelio oculopalpebral y las moléculas de la lágrima, por una parte, y las fuerzas de cohesión entre las moléculas lagrimales, por otra.
2. La fuerza de la gravedad actúa positivamente para formar el río lagrimal inferior y negativamente para el superior.

La forma de cada río lagrimal es semejante a un prisma triangular cuyo eje sigue la misma curvatura de concavidad hacia atrás y hacia la pupila que el borde palpebral. La cara posterior se apoya sobre el bulbo ocular, la cara superior o inferior de los respectivos ríos homónimos se apoya sobre el borde libre de sus correspondientes párpados y la cara anterior limita con el aire (figura 1). Estos ríos lagrimales son los que se denominan meniscos lagrimales y su evaluación es usada para determinar cualitativamente el volumen lagrimal residente. [19].

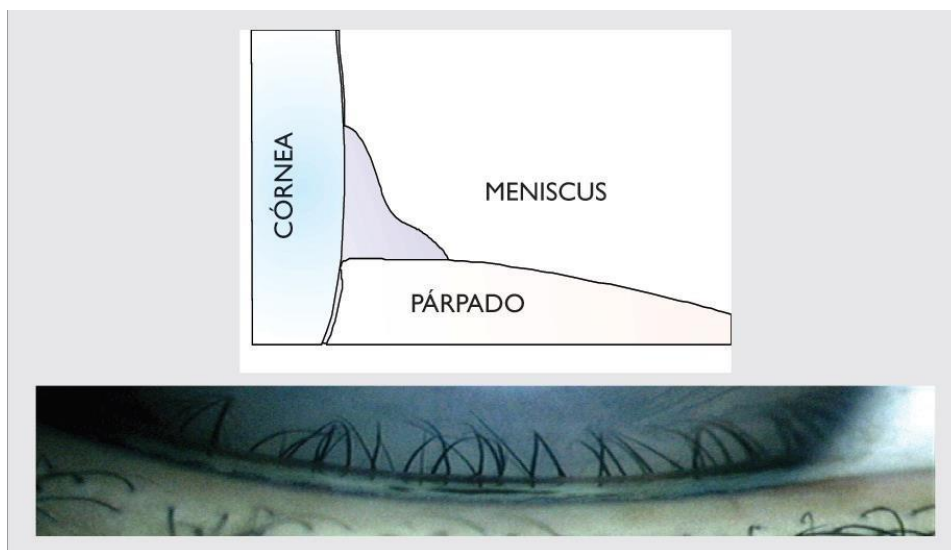


Figura 12. Película Lagrimal

Fuente: Película lagrimal: estructura y funciones.Pdf

2.4.4 Músculos extraoculares

Cada globo ocular posee un grupo de seis músculos que se insertan sobre su superficie exterior y que, por su otro extremo, se fijan a las paredes de la órbita. La contracción de estos músculos es coordinada a nivel central a fin de mantener los ejes visuales paralelos entre si cuando se dirige la mirada en forma voluntaria hacia un punto particular de atención en la visión a distancia. En cambio, en la visión de cerca, los ejes visuales tienden a converger, siempre gracias a coordinación central, a fin de proporcionar una mejor apreciación de detalle [18].

2.4.5 Globo ocular

El ojo puede considerarse compuesto por tres capas esféricas concéntricas, cada una de las cuales cumple con una función distinta.

La capa externa está conformada por la córnea y la esclerótica. Tiene por función proteger el contenido ocular y mantener la forma del globo ocular. Ofrece, además, una superficie para la inserción de los músculos extraoculares. Esta capa está compuesta por fibras colágenas, lo que le otorga una gran resistencia.

La capa media es una capa vascular de la cual depende el metabolismo de las capas externa e interna. Por su color, a esta capa se le denomina uvea, y por las diferenciaciones que presenta, podemos reconocer en ella tres regiones: iris, cuerpo ciliar y coroides.

La capa interna es la retina, la cual genera impulsos nerviosos como respuesta a los estímulos luminosos. Estos impulsos eléctricos son transmitidos al cerebro para su interpretación. La retina puede subdividirse en dos unidades: el epitelio pigmentario y la retina neurosensorial.

Dentro de las tres capas descritas, que forman la pared del globo ocular, se encuentra una estructura lenticular transparente llamado cristalino, que separa al humor acuoso (que ocupa las cavidades anteriores del globo ocular: cámara anterior y cámara posterior) del humor vítreo (que ocupa la cavidad posterior del globo ocular) [18].

2.4.6 Capa externa

La capa externa está constituida por fibras colágenas, lo que le confiere gran resistencia, lo que le permite cumplir con la función de proteger el contenido del globo ocular. La parte anterior de esta capa (denominada córnea) presenta modificaciones con respecto a la parte posterior (denominado esclerótica), lo que le confiere mayor transparencia:

A este nivel, las fibras colágenas se disponen ordenadamente, en forma paralela entre sí, para permitir el paso de las ondas de luz a través de ellas.

Las fibras colágenas que conforman la córnea son más delgadas que las fibras colágenas que conforma la esclera.

La córnea tiene un grado de hidratación de 70 %, mientras que la esclerótica posee un grado de hidratación del 99 %. En ese menor grado de hidratación le corresponde al tejido colágeno el máximo grado de transparencia posible. El endotelio corneal, al deshidratar en forma activa al estroma corneal, es responsable de esta diferencia.

La córnea y el humor acuoso tienen un índice de refracción muy parecido, por lo cual, desde un punto de vista óptico, se les puede considerar como un lente positivo de cuarentaitrés dioptrías positivas, lo que las convierte en el principal elemento refractivo del globo ocular.

La esclerótica, al poseer fibras colágenas desordenadamente dispuestas y al estar más hidratado que la córnea, es una estructura más opaca (en comparación a la córnea) que conforma los 4/5 posteriores de la capa externa del globo ocular. Sobre su superficie se insertan los músculos extraoculares [18].

2.4.7 Capa media

El iris conforma la parte anterior de la úvea. Es una membrana delicada, fina y pigmentada, que separa la cámara anterior de la cámara posterior. Tiene un orificio central llamado pupila, cuya función es permitir el paso de luz. El diámetro pupilar puede ser variado, ya sea por estímulos luminosos o farmacológicos, merced a dos músculos que se encuentran presentes en el espesor del iris: el esfínter de la pupila y el dilatador de la pupila. Las fibras circulares del esfínter responden a los estímulos colinérgicos (propios del Parasimpático) y al contraerse reducen el diámetro de la pupila, fenómeno denominado miosis. Las fibras radiales del dilatador responden a los estímulos adrenérgicos (propios del Simpático) y al contraerse aumentan el diámetro de la pupila, fenómeno denominado midriasis. La pupila regula la cantidad de luz que entra al ojo: si la iluminación es deficitaria, habrá midriasis; si la iluminación es excesiva, habrá miosis [18].

2.4.8 El cuerpo ciliar

Une al iris con la coroides. Junto con los vasos sanguíneos, encontramos en su espesor al músculo ciliar. El cuerpo ciliar cumple con las siguientes funciones:

Producción de humor acuoso. El cuerpo ciliar tiene receptores betaadrenérgicos, que al ser estimulados activan a la enzima anhidrasa carbónica, lo que lleva a la secreción activa de humor acuoso hacia la cámara posterior.

Acomodación. Al contraerse, el músculo ciliar produce los cambios ópticos necesarios para variar la profundidad de foco del sistema óptico ocular. Ello permite enfocar y ver con claridad objetos cercanos.

La coroides conforma la parte posterior de la úvea. Es una membrana delgada y esponjosa, conformada principalmente por vasos sanguíneos de diversos calibres. Su función principal es nutrir a las otras dos capas del globo ocular, así como recoger los productos de deshecho [18].

2.4.9 Capa interna

El epitelio pigmentario de la retina es la porción más externa de esta capa y cumple con las siguientes funciones:

Constituye una barrera hemato-ocular, que controla el paso de nutrientes de la coroides hacia la retina neurosensorial, manteniendo concentraciones apropiadas para la fisiología neural.

Participa en la eliminación de desechos, principalmente los que se originan a nivel de los fotorreceptores, los cuales son fagocitados.

Capta, almacena, distribuye y metaboliza a la vitamina A. La aldehida de la vitamina A es el cromóforo de todos los pigmentos visuales humanos.

En la retina neurosensorial podemos reconocer tres niveles de neuronas. El primer nivel corresponde a los fotorreceptores, que son neuronas fotosensibles que se despolarizan al recibir la energía de un estímulo luminoso. Esta despolarización es una respuesta eléctrica que se constituye en un impulso nervioso al ser transmitida a una segunda neurona. Este segundo nivel neural está constituido por las células bipolares. Asimismo, existe un tercer nivel neuronal que recoge todos estos impulsos de las células bipolares para transmitirlos a áreas específicas del cerebro: estas neuronas son denominadas células ganglionares. Estas neuronas también pertenecen a la retina y tienen axones muy largos, el conjunto de los cuales conforma al nervio óptico que sale de cada ojo. Estos axones, luego de cruzarse en el quiasma, hacen sinapsis con un cuarto nivel neuronal que se encuentra en los cuerpos geniculados, desde los cuales se proyectan los axones que finalmente van a llegar a las neuronas de la corteza occipital.

Los fotorreceptores pueden ser bastones o conos. En la retina podemos reconocer un área central que normalmente coincide con el eje visual, llamada mácula. Ahí predominan los conos, lo que confiere alta calidad visual. La mácula nos permite fijar la mirada y examinar detalles. A medida nos alejamos de la mácula, para avanzar hacia la retina periférica, observamos que los conos se van enrareciendo y van predominando los bastones, los cuales son responsables de la visión de contrastes, sobre todo por fuera de punto de fijación.

El pigmento visual es una aldehida de la vitamina A que es capaz de absorber alguna región del espectro de ondas visibles, dando una reacción fotoquímica que produce un cambio en el potencial de membrana de fotorreceptor que lo contiene. Se han identificado cuatro variedades de pigmentos visuales en el ojo

humano. Uno de ellos ocurre sólo en los bastones, mientras que los otros tres han sido encontrados en otros tantos tipos diferentes de conos. Dentro de cada fotorreceptor existe un solo tipo de pigmento visual.

El pigmento visual de los bastones es la rodopsina. La rodopsina es sensible a todas las longitudes de onda que constituyen parte visible. Por ello, la función de los bastones es la percepción de contraste.

El pigmento visual que contiene un cono puede ser sólo uno de tres posibilidades: la eritropsina (sensible a la longitud de onda que corresponde al color rojo), la cloropsina (sensible a la longitud de onda que corresponde al color verde) o la cianopsina (sensible a la longitud de onda que corresponde al color azul). Existen, entonces, tres tipos de cono, según el tipo de pigmento visual que contiene. La función de los conos es la percepción de colores y de forma. La ausencia de uno o más de estos pigmentos va a determinar defectos en la visión de color.

La visión, entonces, es un proceso a través del cual los impulsos eléctricos generados a nivel de los fotorreceptores son transmitidos a las áreas cerebrales específicas (áreas 17,18 y 19) para ser interpretados y elevados al plano consciente [18].

2.4.10 Cristalino

Es el más débil de los dos elementos refractivos que constituyen el sistema óptico humano. Su poder dióptrico equivale a unas veintiuna dioptrías positivas. El cristalino se mantiene suspendido en su posición por detrás del iris gracias a la zónula, que está constituido por fibras elásticas que salen del cuerpo ciliar para insertarse en el cristalino.

El poder dióptrico del cristalino puede ser variado, en función de su diámetro anteroposterior, en forma directamente proporcional: cuando el diámetro anteroposterior máximo, el poder dióptrico del cristalino también es máximo; cuando el diámetro anteroposterior del cristalino es mínimo, el poder dióptrico del cristalino también mínimo. La función del cristalino es enfocar los rayos de luz que entran al globo ocular sobre la retina.

Cuando el músculo ciliar está relajado, el diámetro del anillo ciliar es máximo y la zónula está tensa, lo que mantiene también tenso al cristalino, que en estas condiciones tiene su diámetro anteroposterior mínimo, lo que determina que su poder dióptrico también sea el mínimo. En estas condiciones, el poder dióptrico del cristalino permite enfocar la imagen de objetos lejanos sobre la retina.

Pero al contraerse el músculo ciliar, el diámetro del anillo ciliar se reduce, lo que lógicamente reduce la tensión que ejerce la zónula sobre el cristalino. En estas condiciones, el cristalino, al no estar tensado, se engruesa. Al aumentar su diámetro anteroposterior también aumenta su poder dióptrico, lo que permite enfocar la imagen de objetos cercanos sobre la retina. Esta capacidad de modificar el poder dióptrico del cristalino, para poder enfocar la imagen del objeto que se desea observar, de acuerdo a la distancia a la cual se encuentra el objeto, se denomina acomodación [18].

2.4.11 Humor acuoso

El humor acuoso está por delante del cristalino, ocupando la cámara anterior y la cámara posterior. El humor acuoso es secretado a la cámara posterior por el cuerpo ciliar y luego pasa a la cámara anterior por la pupila. Abandona el ojo a través de la malla trabecular, que está ubicado en el ángulo iridocorneal, para llegar al canal de Schlemm. De ahí, a través de las venas de acuoso drena hacia la red venosa. El humor acuoso cumple con dos funciones:

Determina la presión intraocular. Una obstrucción en la normal salida del humor acuoso va a causar un aumento de la presión intraocular.

Reemplaza a la sangre en la nutrición de tejidos avasculares, como son la córnea y el cristalino. Tal como lo haría la sangre, el humor acuoso distribuye los nutrientes esenciales para estos tejidos y recoge, asimismo, los productos de deshecho. Sin embargo, el humor acuoso carece de las células, pigmentos y proteínas que tiene la sangre, con lo cual se facilita el paso de la luz [18].

2.4.12 Humor vítreo

El humor vítreo se encuentra por detrás del cristalino, ocupando la cavidad vítrea.

Es un gel que constituye un medio transparente que ocupa la mayor parte (4/5 partes) del volumen del globo ocular. El vítreo cumple con dos funciones:

Nutrición del cristalino y la retina.

Absorbe y redistribuye las fuerzas aplicadas a los tejidos oculares circundantes, amortiguando los traumas dirigidos al globo ocular [18].

2.4.13 Coroides

Es la membrana media del ojo, también denominada túnica vascular, porque contiene numerosos vasos sanguíneos que nutren a la retina; por eso aparece como una membrana rojiza oscura. La coroides se extiende por toda la parte posterior del globo ocular, entre la esclerótica y la retina. Está constituida por una red compleja de vasos sanguíneos, imprescindibles para la nutrición y el buen funcionamiento de las capas externas de la retina, con la cual se relaciona a través de la membrana de Bruch. [20].

2.4.14 Esclerótica

Es la membrana más externa de color blanco y consistencia fibrosa, que tiene como función básica proteger el resto de las estructuras oculares. En ella se insertan los músculos motores del ojo. Por su parte anterior se continúan con la córnea completamente transparente y está cubierta por una fina membrana igualmente transparente: La conjuntiva. [20]

3. NORMAS BIOÉTICAS.

La participación de seres humanos en la experimentación científica se remonta a los comienzos de las primeras investigaciones en las diferentes áreas de la ciencia; sin embargo, el interés por la participación de seres humanos como sujetos de investigación comienza a adquirir una especial importancia a finales del siglo XIX y comienzos del siglo XX, debido a que se observaba con cierta frecuencia la participación de pacientes en diferentes proyectos, con restricciones éticas casi inexistentes para realizar cualquier investigación, justificándose según los investigadores porque representaba un mecanismo que tenía como finalidad corresponder a la sociedad por ofrecer una sanidad gratuita.

Es por ello que, transcurrido el tiempo, hoy día la Bioética se considera fundamental dentro de la investigación biomédica, pues los investigadores en medicina, biología, genética, entre otras ciencias de la salud, deben considerar la importancia de sus principios fundamentales para preservar los derechos de los seres humanos, ya que existe la posibilidad de vulnerar esos derechos e incluso la dignidad del ser humano durante los procesos de investigación [21].

Los individuos quienes participan en un proyecto de investigación deben considerarse como personas autónomas, capaces de decidir acerca de su participación o no en un proyecto de investigación y de actuar en consonancia con tales decisiones fundamentadas en una información clara y precisa.

Beauchamp y Childress, con relación al principio de respeto a las personas, distinguen dos categorías:

a. Los elementos concernientes a la comunicación de la información pertinente y su comprensión, y b. los elementos concernientes al consentimiento voluntario y la capacidad para otorgar ese consentimiento [21].

El principio de respeto a las personas tiene como objetivo asegurar un conocimiento del participante acerca de la investigación, métodos, riesgos y probables efectos colaterales, con la finalidad de decidir si es conveniente participar o por el contrario negar su participación [21].

El principio de beneficencia se fundamenta en: “no ocasionar daño alguno”, con la necesidad de aplicar el principio de justicia en la distribución de los beneficios, debido a que existe la posibilidad de recaer los riesgos en los grupos más desfavorecidos, cuestión que sería incompatible con la preservación de los derechos fundamentales.

La versión revisada de la Declaración de Helsinki contiene nuevas e importantes disposiciones referentes al diseño y procedimientos experimentales en seres humanos, así como consideraciones éticas relativas

a las investigaciones a ser realizadas, incluidas la investigación médica clínica y la investigación biomédica no terapéutica [21].

La Propuesta de Normas Internacionales para la Investigación Biomédica en seres humanos del Consejo de Organizaciones Internacionales de Ciencias Médicas (CIOMS) y la

Organización Mundial de la Salud (OMS), tendrían como finalidad aplicar eficazmente los principios éticos fundamentales que orientan a la realización de las investigaciones con seres humanos, establecidas en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica

Mundial y en la que se enfatiza la importancia de los procedimientos de evaluación en la investigación biomédica [21].

Las pautas éticas Internacionales para la experimentación Biomédica en Seres Humanos que fueron preparadas por el Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias Médicas (CIOMS, 1993), establece un conjunto de pautas que son fundamentales tener en consideración durante la investigación biomédica, e incluyen la necesidad del consentimiento informado, requiriéndose una información adecuada a los participantes en la investigación acerca de la importancia de la investigación, los beneficios y la posibilidad de algún riesgo para su salud[21].

En aquellas circunstancias, cuando la persona sea incapaz de otorgar el consentimiento, se requiere la autorización por poder de un representante debidamente autorizado; es fundamental para que el consentimiento pueda ser considerado como informado, que la persona quien participa en una investigación, se le suministre la información en un lenguaje sencillo que sea capaz de entender y comprender; esa información debe incluir los objetivos y métodos de la investigación, su duración, los beneficios que pudiesen derivarse de la investigación, la existencia de posibles riesgos, el grado de responsabilidad del investigador[21].

Las pautas éticas internacionales para la experimentación biomédica en seres humanos que fueron preparadas por el Consejo de Organizaciones Internacionales de las Ciencias

Médicas (CIOMS, 1993) enfatizan en la necesidad de evitar riesgos durante la investigación y que grupos vulnerables sean incluidos en un grupo de investigación; un ejemplo sería cuando las personas quienes participan en un proyecto sean analfabetas, no estén familiarizadas con los conceptos médicos empleados por los investigadores, o vivan en comunidades que desconocen los procedimientos propios de las deliberaciones relativas al consentimiento informado, o dichos procedimientos sean ajenos a la

idiosincrasia de la comunidad; para evitar la posibilidad de explotación de personas y familias quienes pudiesen ser vulnerables por las razones anteriormente mencionadas, se requiere la participación de los Comité de Ética Nacionales o locales[21].

El principio de autonomía se vincula con la facultad que tiene todo ser humano a la autodeterminación; es uno de los fundamentos más importantes de la racionalidad humana, pues se consideran como permitidas aquellas acciones que están de acuerdo con la autonomía de la voluntad, mientras que aquellas que vulneran la autonomía de los seres humanos se consideran como prohibidas [21].

La autonomía según Beauchamp y Childress, implica la regulación personal de cada individuo, sin la existencia de interferencias externas que pretendan controlarla y que impidan hacer una elección; es decir, que una persona autónoma tendría la facultad de actuar de acuerdo con su propio proyecto, existiendo dos condiciones fundamentales vinculadas al principio: en primer lugar, la libertad que se relacionaría con la posibilidad de actuar independientemente de una influencia externa; y en segundo lugar, lo que se denomina “ser agente”, que es la capacidad y la facultad de actuar de acuerdo con su propia intencionalidad (Beauchamp y Childress, 1999) [21].

La importancia de la autonomía en el ámbito de la Bioética se relaciona con la protección de la privacidad, la confidencialidad, el rechazo a tratamientos y el consentimiento informado, y a partir de las declaraciones de Nuremberg y Helsinski, adquiriría una notable relevancia fundamentada en el derecho de las personas a tomar sus propias decisiones acerca de sus tratamientos e intervenciones terapéuticas; así como el derecho a expresar su negativa en un momento determinado a algún procedimiento diagnóstico, terapéutico o de investigación[21].

La autonomía se vincula con la dignidad como un principio fundamental en los seres humanos, quienes son poseedores de libertad, discernimiento, responsabilidad; cuya vida tiene un valor intrínseco. Ello representa un fundamento esencial de los Derechos Humanos en tanto instrumento para la protección de los seres humanos y de su dignidad [21].

Principio de beneficencia, que se fundamenta en la obligatoriedad de promover el bien en las demás personas, y se vincularía con otro principio que es el de no maleficencia, que implicaría la obligación de no provocar daños con un procedimiento diagnóstico, terapéutico o vinculado a una investigación científica. La beneficencia implicaría acciones que son realizadas en beneficio de otros, y existiría por consiguiente un principio de beneficencia que se refiere a la obligación moral de actuar en beneficio de otros. Los actos de beneficencia desempeñarían un papel fundamental en la vida moral según Beauchamp

y Childress (1999), cuestión que sería independiente de un principio de beneficencia obligatoria, debido a que no necesariamente se está moralmente obligado ayudar a las personas en todos los casos, aunque exista una posición que permita beneficiar a otras personas; es decir, la beneficencia tendría mucho más de ideal que de obligatorio (Beauchamp y Childress, 1999) [21].

Es importante, establecer diferencias entre beneficencia y no maleficencia, debido a que se suele en ocasiones incluir en un solo principio. La idea de la beneficencia implicaría ayudar o beneficiar a los demás, a diferencia de la no maleficencia que tiene como fundamento evitar causar un daño o mal [21].

El principio de la no maleficencia es en la investigación biomédica uno de los más importantes y fundamentales, debido a que no se puede planificar una investigación científica cuando existe el riesgo de algún daño a los participantes. El principio de no maleficencia obligaría a no infligir un daño, o someter a una persona a un riesgo que le pudiese ocasionar algún daño, pues es posible que a una persona se le someta a un riesgo sin intencionalidad. Sin embargo, en la investigación científica, como también sucedería en los procedimientos diagnósticos y terapéuticos, existirá la posibilidad de predecir el daño y el riesgo que tiene una persona que participa en un proyecto de investigación, además de las posibles complicaciones que puedan presentarse [21].

Principio de justicia, que se relacionaría con una distribución equitativa de los derechos y beneficios que pudiesen surgir como consecuencia de las investigaciones científicas; sin embargo, en la actualidad se observa que ese principio de justicia es desigual en las diferentes sociedades debido a que está limitado por factores económicos y de desarrollo científico. Es importante señalar la existencia de una gradación en la vulnerabilidad, debido a que existen personas que suelen ser más vulnerables que otras, como son las personas de escasos recursos, los pobres, los excluidos, quienes muchas veces no tienen otra alternativa que la terapéutica ofrecida en un momento determinado.

Estos principios señalados, tendrían como finalidad la protección de los seres humanos ante la posibilidad de vulnerar derechos humanos, como consecuencia de procedimientos diagnósticos, terapéuticos o de investigación en las diferentes áreas de la ciencia, en particular en las relacionadas con la medicina; deben tener como finalidad proteger a los seres humanos, con la obligación de promocionar el respeto por la persona, desarrollar funciones educativas, de consulta y participar en la elaboración de políticas internacionales que permitan definir criterios claros en los diferentes aspectos de la investigación biomédica[21].

4. DISEÑO DEL PROTOCOLO EXPERIMENTAL.

Objetivo general.

* Diseñar e implementar una metodología para el diagnóstico cuantitativo de la función lagrimal humana utilizando termografía infra-roja.

-Ambiente para la medición.

La toma de las imágenes termográfica requiere de un entorno adecuado para que las mediciones no se vean afectadas por factores diversos, que conlleven a resultados erróneos e indeseables.

Iluminación

Dado que la luz emitida por ciertos dispositivos como faroles o bombillas pueden terminar calentando el ambiente en el cual estén funcionando, es de vital importancia evitar este tipo de radiación en el momento de la toma de las imágenes termográficas para no tener valores agregados de radiación infrarroja en las mediciones

Humedad Relativa

Este factor es esencial en el momento de la toma de imágenes termográficas, pues este debe estar en un valor mínimo (ambiente apropiado) para que radiación tomada por la cámara no se vea afectada o alterada por posible empañamiento de la cámara.

Además, debe de conocerse ya que es un parámetro de configuración de la cámara Fluke Ti32.

Aire

El aire (corrientes de aire) puede generar variaciones de temperatura en el lugar o ambiente por donde este circula, lo cual altera las mediciones de temperatura de la superficie u objeto.

-Muestra poblacional

El protocolo se desarrolló e implementó con un conjunto de 40 personas, donde 20 de ellos eran hombre y las restantes mujeres. Ambos grupos se encontraban en el mismo rango de edades (de 18 a 26 años) y no presentan enfermedades de ojo seco, hipertensión, síndrome Sjögren o algún tipo de patología que afecte la temperatura de la superficie ocular.

La muestra poblacional hace parte de la comunidad estudiantil de la Universidad Tecnológica de Pereira.

Instrumento de medición: Cámara termográfica Fluke Ti 32

Especificaciones técnicas

Precisión de la medida de temperatura: $\pm 2^{\circ}\text{C}$ o 2%

- Rango de medición: -20 a 600°C (-4 a 1112°F)
- Tipo de detector: Micro bolómetro no refrigerado basado en una matriz de plano focal de 320×240
- Píxeles.
- Sensibilidad térmica: $\leq 0,45^{\circ}\text{C}$ (45mK)
- Banda espectral infrarroja: $7,5 \mu\text{m}$ a $14 \mu\text{m}$ (onda larga)
- Distancia focal mínima: 46 cm
- Temperatura de trabajo: -10°C a $+50^{\circ}\text{C}$ (14°F a 122°F)
- Temperatura de almacenamiento: -20°C a $+50^{\circ}\text{C}$ (-4°F a 122°F) sin baterías
- Humedad relativa: 10% a 95% sin condensación
- Resolución de temperatura: $0,01(^{\circ}\text{F}$ o $^{\circ}\text{C})$
- Lente de infrarrojos de gran angular

Distancia mínima de enfoque:

- Lente de infrarrojos estándar: $15 \text{ cm} / 6''$
- Lente de infrarrojos de teleobjetivo: $45 \text{ cm} / 18''$
- Lente de infrarrojos de gran angular: $7,5 \text{ cm} / 3''$

4.1 Protocolo experimental de medición

Cada individuo deberá estar con 10 minutos de anticipación en la habitación que se tomen las medidas antes de comenzar con la toma de las fotografías termográficas, tiempo necesario para una adaptación adecuada a la temperatura y humedad relativa del lugar, lo cual permitirá una estabilización en la temperatura de la superficie ocular.

Antes de comenzar con las pruebas se verificarán los valores de la humedad relativa y temperatura ambiente de la habitación para ajustar la temperatura reflejada en la cámara termográfica. A la hora de tomar las imágenes térmicas para brindar comodidad, evitar movimientos bruscos que puedan causar

alteraciones en la toma de las fotografías y conservar exactamente la misma distancia de 7,5 cm entre el ojo humano y la lente de la cámara termográfica, cada sujeto reposará su mentón en el soporte para cabezas oftálmico estándar, manteniendo siempre la mirada hacia la lente de la cámara termográfica (ver Figura13).



Figura 13. Montaje experimental con la cámara termográfica Ti32.

Las imágenes se toman inicialmente en el ojo derecho y luego en el ojo izquierdo, con un descanso de 60 segundos entre cada ojo. La toma de medidas se divide en dos secciones, la primera sección comprende tomar imágenes térmicas en estado normal (se refiere a tomar imágenes térmicas de los ojos en estado de parpadeo cotidiano, con la mirada hacia el lente de la cámara termográfica) por 5 minutos, en intervalos de 1 minuto. Por lo tanto, se obtendrán 5 imágenes térmicas del ojo derecho y 5 imágenes térmicas del ojo izquierdo. Esta forma de toma de medidas se realiza al inicio del procedimiento para estudiar el comportamiento cotidiano del ojo humano sin ninguna alteración y sin ninguna orden por parte del cerebro.

Consecuentemente a la anterior sección el sujeto estará en la posición de fijación sin parpadeo durante 20 segundos, esta posición se realiza básicamente para resecar la película lagrimal y posteriormente con la posición de fijación con parpadeo para estudiar el mecanismo de lubricación del ojo sano como se explica en la siguiente sección, cabe aclarar que en la posición de fijación sin parpadeo no se toman imágenes térmicas.

La segunda sección comprende tomar imágenes térmicas durante 60 segundos en posición de fijación con parpadeo, es decir con la mirada al frente (hacia el lente de la cámara termográfica), esta vez se dará la orden de parpadeo en tiempos determinados. Las fotografías se comenzarán a tomar desde el primer segundo en que el individuo abre sus ojos, dándole una señal de ‘pare’ y ‘parpadee’ en cada toma de las fotografías, esperando obtener de 10 a 15 muestras fotográficas.

El proceso se realizará tanto para el ojo derecho como para el ojo izquierdo, y antes de cada sección el sujeto estará en posición de reposo durante 10 segundos, es decir, con los ojos cerrados para el descanso de la película lagrimal. La temperatura y humedad se verificarán al inicio de cada sección (Ver Tabla 2).

Este protocolo de medición de la temperatura de la superficie ocular se diseñó bajo los principios básicos de la resolución N° 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia y de la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial

TOMA DE MEDIDAS CON LA CÁMARA TÉRMICA Ti32					
SUJETO / POSICIÓN POR CADA OJO	Descanso ojos cerrados	Posición de parpadeo cotidiano	Descanso ojos cerrados	Posición de fijación sin parpadeo	Posición de fijación con parpadeo
TIEMPOS	10 segundos	5 minutos	10 segundos	20 segundos	60 segundos
No. DE IMÁGENES TÉRMICAS	0	5 imágenes térmicas	0	0	10-15 imágenes térmicas

Tabla 2. Secciones de la metodología implementada

4.2 PROTOCOLO PARA EL ANÁLISIS DE LOS DATOS

La cámara termográfica Ti32 posee el software SmartView 3.2, el cual es una solución modular de herramientas que visualiza, optimiza y analiza imágenes infrarrojas (IR). También genera informes completamente personalizables y con aspecto profesional en unos sencillos pasos. Para el análisis de las

imágenes térmicas este potente software provee la opción de dibujar marcadores de punto, línea, rectángulo, elipse y/o polígono sobre el área de interés de la imagen térmica que estamos analizando; para cada uno de este tipo de marcadores el software también permite obtener los siguientes datos: el valor de la temperatura por cada pixel, el valor máximo, mínimo, promedio y la desviación estándar de la temperatura del marcador. Esta opción de marcadores es ideal para el análisis de la superficie ocular, para la cual se realizó un análisis con el marcador circular.

Los datos obtenidos a partir de la toma de medidas se analizaron de la siguiente manera: Tanto para la primera sección como la segunda, se realizó un análisis cuantitativo de la temperatura de la zona nasal conjuntiva, temporal conjuntiva y zona corneal (Figura 14), con la diferencia que en la primera sección se tomaron 5 imágenes térmicas cada 60 segundos en un tiempo total de 5 minutos y en la segunda sección se obtuvo un total de 10 a 15 imágenes térmicas durante 1 min. Esto, con el fin de estudiar los cambios de temperatura de la zona nasal conjuntiva y temporal conjuntiva (canto interno y externo) al lubricarse en cada sección de parpadeo normal y parpadeo controlado. Se graficó la temperatura promedio en el eje y contra tiempo en el eje x, en este caso se obtuvo de cada sujeto dos gráficas (ojo derecho y ojo izquierdo)

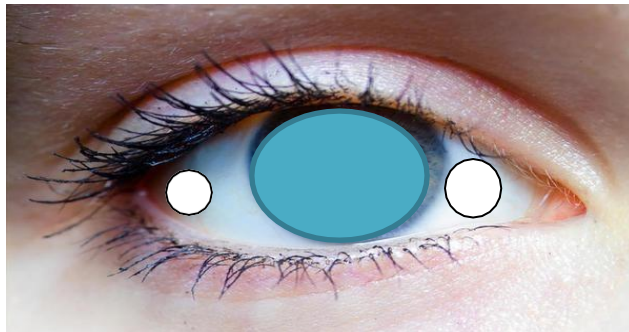


Figura14. Zonas analizadas con termografía infrarroja

Fuente: <http://sisbib.unmsm.edu.pe>

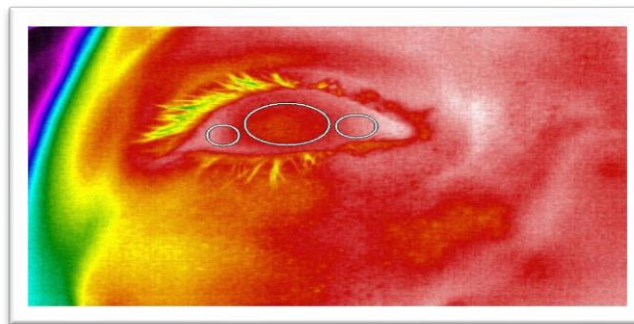


Figura15. Imagen termográfica

Fuente: Tomada con la cámara Fluke Ti.32

5. RESULTADOS OBTENIDOS.

El estudio realizado con una muestra poblacional conformada por 40 individuos, entre ellos 19 mujeres y 21 hombres (sin ningún tipo de patología en la superficie ocular) y en un rango entre los 18 y los 25 años de edad, a los cuales se les realizó una toma de datos de variación de temperatura en las zonas del canto interno (nasal conjuntiva), canto externo (temporal conjuntivo) y zona corneal, tanto para el ojo derecho e izquierdo. Se registraron los datos de las personas después de permanecer con los ojos abiertos durante un periodo de tiempo (20 segundos) con el fin de generar un cambio de temperatura en la superficie ocular y posteriormente por medio del parpadeo controlado generar la activación de la función lagrimal de la superficie ocular en personas sanas. Dichos datos fueron analizados y se encontró que en estas zonas no existe un cambio significativo de temperatura en función del tiempo después de la activación e inactivación de la función lagrimal.

A continuación, se muestran las tablas con los resultados de uno de los individuos que hizo parte del estudio. Tabla2.3.4.5.6.7.8:

Sección 1:

Derecho interno				
No Datos	Tiempo (Hora) hh:mm:ss	T promedio °C	Desviación Estándar °C	Varianza °C
1	10:26:34	38,5	0,19	0,0361
2	10:27:45	37,8	0,23	0,0529
3	10:29:06	37,1	0,21	0,0441
4	10:29:58	37,1	0,25	0,0625
5	10:30:57	36,8	0,26	0,0676

Tabla1

Derecho externo

No Datos	Tiempo (Hora) hh:mm:ss	T promedio °C	Desviación Estándar °C	Varianza °C
1	10:26:34	37,8	0,17	0,0289
2	10:27:45	37	0,1	0,01
3	10:29:06	36,4	0,11	0,0121
4	10:29:58	36,4	0,13	0,0169
5	10:30:57	36	0,11	0,0121

Tabla2

Izquierdo interno				
No Datos	Tiempo (Hora) hh:mm:ss	T promedio °C	Desviación Estándar °C	Varianza °C
1	10:33:53	36	0,2	0,04
2	10:35:06	35,9	0,19	0,0361
3	10:36:06	36	0,19	0,0361
4	10:37:07	36	0,21	0,0441
5	10:37:58	35,9	0,2	0,04

Tabla3

Izquierdo externo				
No Datos	Tiempo (Hora) hh:mm:ss	T promedio °C	Desviación Estándar °C	Varianza °C
1	10:33:53	35,7	0,33	0,1089
2	10:35:06	35,5	0,29	0,0841
3	10:36:06	35,6	0,42	0,1764
4	10:37:07	35,4	0,6	0,36
5	10:37:58	35,4	0,52	0,2704

Tabla4

Sección 2:

Derecho interno

No Datos	Tiempo (Hora) hh:mm:ss	T promedio °C	Desviación Estándar °C	Varianza °C
1	10:31:50	36,5	0,3	0,09
2	10:31:54	36,7	0,29	0,0841
3	10:31:57	36,6	0,24	0,0576
4	10:32:00	36,6	0,26	0,0676
5	10:32:04	36,6	0,27	0,0729
6	10:32:08	36,6	0,27	0,0729
7	10:32:11	36,5	0,3	0,09
8	10:32:15	36,5	0,22	0,0484
9	10:32:19	36,7	0,25	0,0625
10	10:32:22	36,7	0,24	0,0576
11	10:32:28	36,5	0,29	0,0841
12	10:32:34	36,3	0,33	0,1089
13	10:32:38	36,3	0,3	0,09
14	10:32:41	36,4	0,27	0,0729
15	10:32:44	36,5	0,27	0,0729

Tabla5

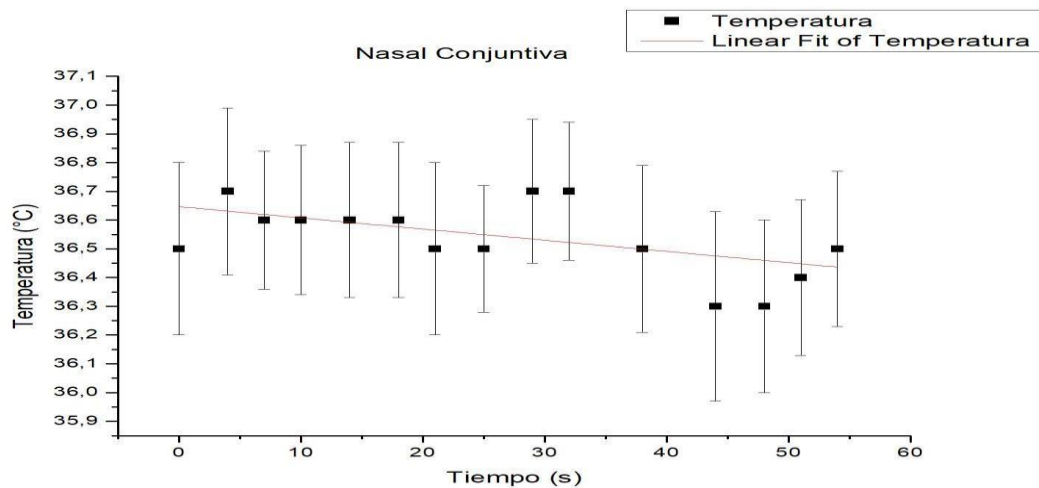


Grafico1. Temperatura vs Tiempo (zona nasal conjuntiva ojo derecho)

	A	B	C	D
1	Equation	$y = a + b \cdot x$		
2	Adj. R-Square	0,24071		
3			Value	Standard Error
4	Temperatura	Intercept	36,64679	0,12885
5	Temperatura	Slope	-0,00389	0,0042

Derecho externo				
No Datos	Tiempo (Hora) hh:mm:ss	T promedio °C	Desviación Estándar °C	Varianza °C
1	10:31:50	35,7	0,18	0,0324
2	10:31:54	35,9	0,2	0,04
3	10:31:57	35,7	0,27	0,0729
4	10:32:00	35,7	0,29	0,0841
5	10:32:04	35,6	0,19	0,0361
6	10:32:08	35,5	0,24	0,0576
7	10:32:11	35,6	0,22	0,0484
8	10:32:15	35,7	0,15	0,0225
9	10:32:19	35,7	0,16	0,0256
10	10:32:22	35,7	0,19	0,0361
11	10:32:28	35,5	0,15	0,0225
12	10:32:34	35,6	0,14	0,0196
13	10:32:38	35,4	0,18	0,0324
14	10:32:41	35,5	0,2	0,04
15	10:32:44	35,5	0,18	0,0324

Tabla6

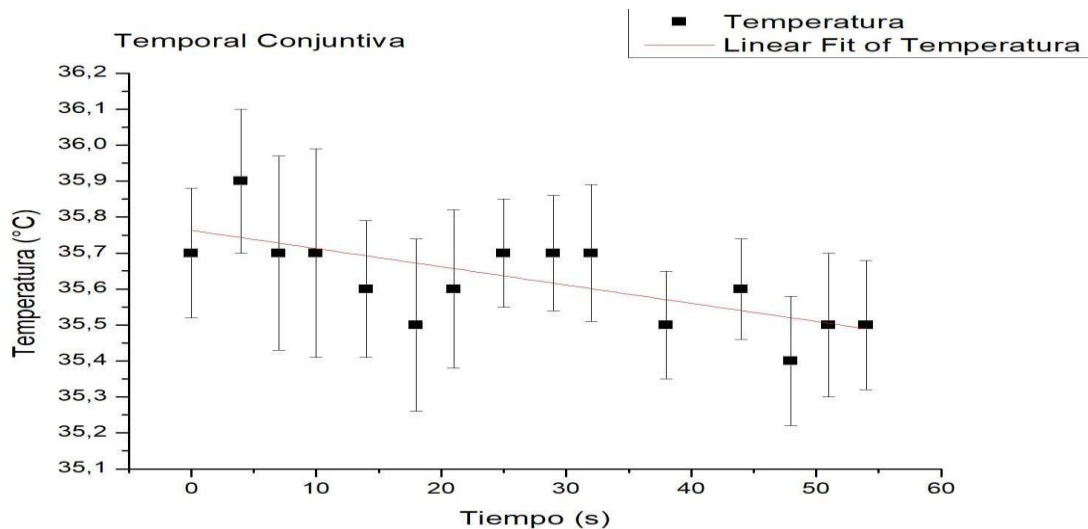


Grafico2. Temperatura vs Tiempo (zona temporal conjuntiva ojo derecho)

	A	B	C	D
1	Equation	$y = a + b*x$		
2	Adj. R-Square	0,45786		
3			Value	Standard Error
4	Temperatura	Intercept	35,76323	0,09702
5	Temperatura	Slope	-0,00507	0,00288

Izquierdo interno				
No Datos	Tiempo (Hora)	T promedio	Desviación Estándar	Varianza
	hh:mm:ss	°C	°C	°C
1	10:38:45	35,9	0,17	0,0289
2	10:38:49	35,8	0,2	0,04
3	10:38:52	35,8	0,22	0,0484
4	10:38:55	35,6	0,23	0,0529
5	10:39:01	35,7	0,2	0,04
6	10:39:04	35,8	0,22	0,0484
7	10:39:10	35,7	0,25	0,0625
8	10:39:14	35,7	0,17	0,0289
9	10:39:19	35,7	0,19	0,0361
10	10:39:23	35,7	0,23	0,0529
11	10:39:28	35,7	0,23	0,0529

12	10:39:32	35,7	0,25	0,0625
13	10:39:38	35,7	0,24	0,0576
14	10:39:41	35,7	0,22	0,0484
15	10:39:44	35,7	0,21	0,0441

Tabla7.

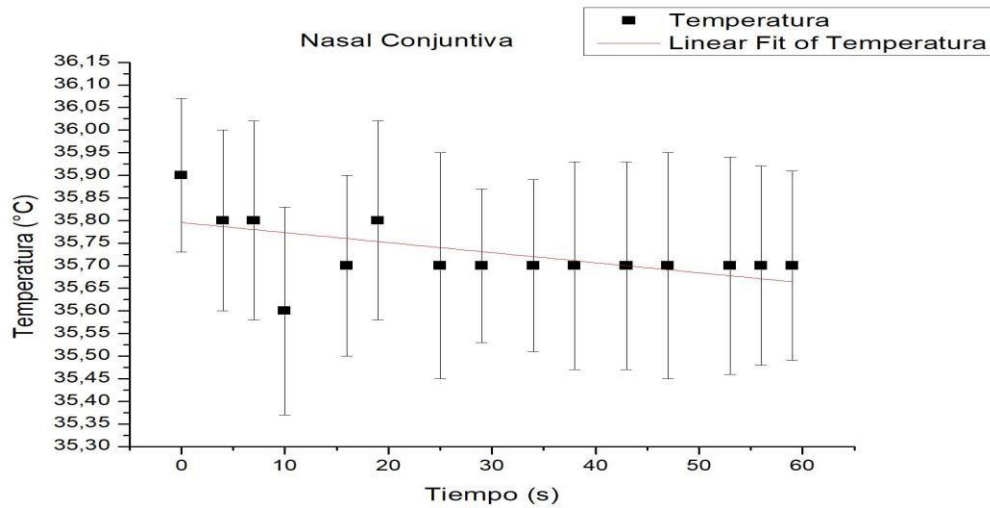


Gráfico3.Temperatura vs Tiempo (zona nasal conjuntiva ojo izquierdo)

	A	B	C	D
1	Equation	$y = a + b*x$		
2	Adj. R-Square	0,28262		
3			Value	Standard Error
4	Temperatura	Intercept	35,79557	0,09511
5	Temperatura	Slope	-0,00222	0,00284

Izquierdo externo				
No Datos	Tiempo (Hora)	T promedio	Desviación Estándar	Varianza
1	10:38:45	35,6	0,38	0,1444
2	10:38:49	35,3	0,45	0,2025
3	10:38:52	35,2	0,43	0,1849
4	10:38:55	35,0	0,46	0,2116
5	10:39:01	35,2	0,48	0,2304
6	10:39:04	35,2	0,49	0,2401
7	10:39:10	35,2	0,53	0,2809

8	10:39:14	35,3	0,49	0,2401
9	10:39:19	35,2	0,49	0,2401
10	10:39:23	35,2	0,45	0,2025
11	10:39:28	35,2	0,5	0,25
12	10:39:32	35,2	0,44	0,1936
13	10:39:38	35,2	0,52	0,2704
14	10:39:41	35,2	0,48	0,2304
15	10:39:44	35,2	0,49	0,2401

Tabla8

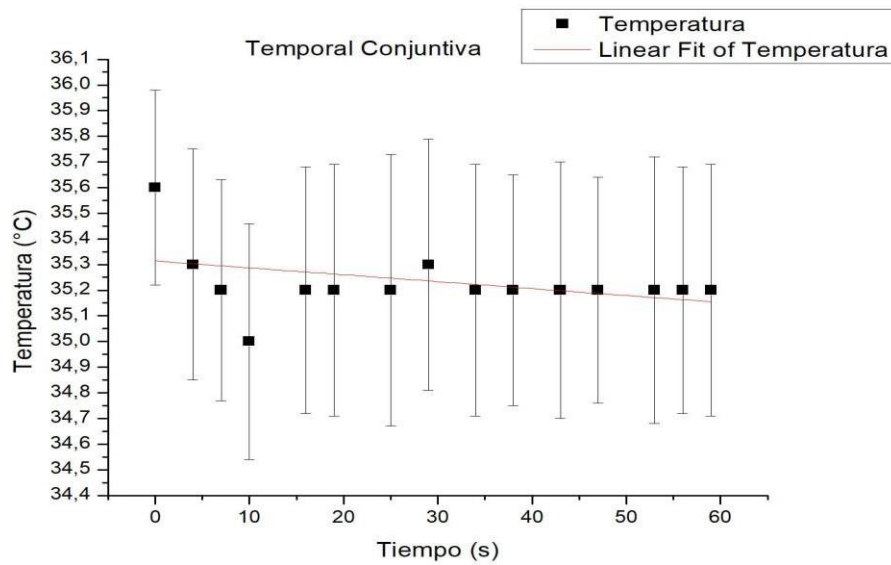


Grafico4. Temperatura vs Tiempo (zona temporal conjuntiva ojo izquierdo)

	A	B	C	D
1	Equation	$y = a + b \cdot x$		
2	Adj. R-Square	0,08321		
3			Value	Standard Error
4	Temperatura	Intercept	35,31388	0,20832
5	Temperatura	Slope	-0,00269	0,00617

Zona corneal:

Ojo derecho				
Número de datos	Hora (hh:mm:ss)	Temperatura (°C)	Desviación Estándar (°C)	Varianza (°C²)
1	09:35:56 a.m.	35,07	0,25	0,06
2	09:36:00 a.m.	35,05	0,21	0,04
3	09:36:05 a.m.	35,03	0,26	0,07
4	09:36:09 a.m.	35,01	0,26	0,07
5	09:36:13 a.m.	34,99	0,25	0,06
6	09:36:16 a.m.	34,98	0,20	0,04
7	09:36:20 a.m.	34,94	0,20	0,04
8	09:36:26 a.m.	34,91	0,25	0,06
9	09:36:30 a.m.	34,91	0,22	0,05
10	09:36:33 a.m.	34,89	0,23	0,05
11	09:36:37 a.m.	34,87	0,23	0,05
12	09:36:45 a.m.	34,85	0,22	0,05
13	09:36:49 a.m.	34,84	0,25	0,06
14	09:36:54 a.m.	34,82	0,29	0,08

Tabla9.

Ojo izquierdo				
Número de datos	Hora (hh:mm:ss)	Temperatura (°C)	Desviación Estándar (°C)	Varianza (°C²)
1	09:43:06 a.m.	35,08	0,23	0,05
2	09:43:10 a.m.	35,04	0,25	0,06
3	09:43:16 a.m.	35,02	0,19	0,04
4	09:43:23 a.m.	34,98	0,26	0,07
5	09:43:27 a.m.	34,96	0,24	0,06
6	09:43:34 a.m.	34,95	0,21	0,04
7	09:43:37 a.m.	34,93	0,24	0,06
8	09:43:43 a.m.	34,92	0,21	0,04
9	09:43:47 a.m.	34,92	0,25	0,06
10	09:43:50 a.m.	34,90	0,30	0,09
11	09:43:54 a.m.	34,89	0,29	0,08
12	09:43:58 a.m.	34,88	0,19	0,04
13	09:43:01 a.m.	34,86	0,20	0,04
14	09:43:05 a.m.	34,85	0,18	0,03

Tabla10.

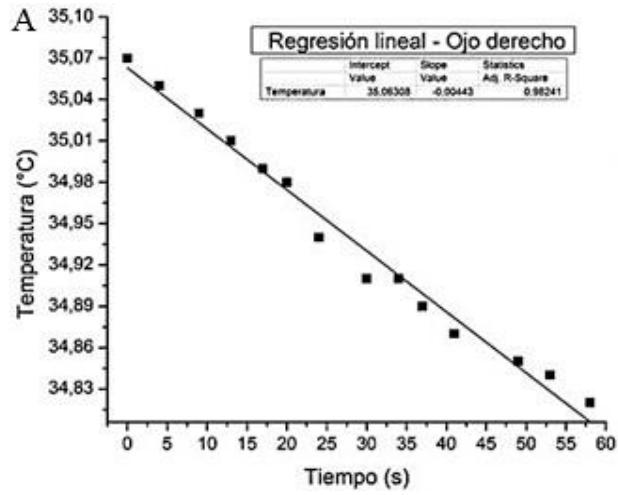


Grafico5.Temperatura vs Tiempo (zona corneal-ojo derecho)

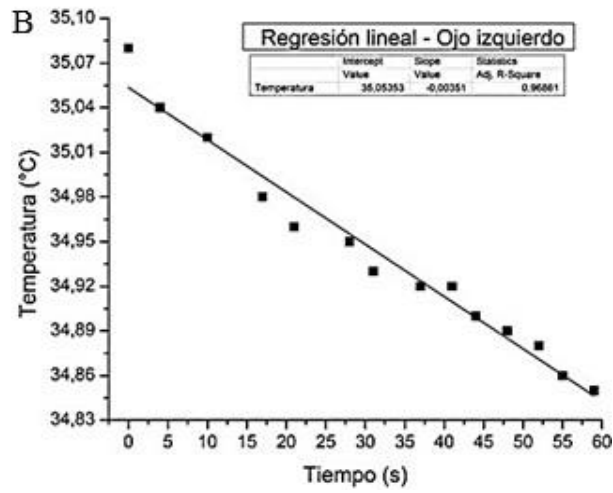


Grafico6.Temperatura vs Tiempo (zona corneal-ojo izquierdo)

Para el análisis de las temperaturas obtenidas de cada una de las zonas en la **Sección 2**, se utilizó el software **OriginLab 8.6** para obtener la regresión lineal del conjunto de datos de temperatura y así obtener las pendientes, las cuales representan el cambio de temperatura con respecto al tiempo. Agrupando todas en la siguiente tabla:

Pendientes(°C/s)			
Derecho		Izquierdo	
Interno	Externo	Interno	Externo
2,64E-04	4,40E-04	-9,63E-04	0,00222
0,0018	-1,10E-04	-1,44E-05	-0,00203
-0,00177	-0,0011	-8,01E-04	0,00171
0,00453	0,0026	0,0021	-8,68E-05
-0,00389	-0,00507	-0,00222	-0,00269
-0,00263	-8,03E-04	0,00153	0,00159
0,00212	0,00212	0,00182	9,59E-05
-0,00458	-0,00574	-3,29E-04	-6,64E-04
0,00369	8,28E-04	0,00228	-8,06E-04
-1,46E-31	-0,00134	0,00147	0,00439
6,97E-05	0,00317	0,00196	0,00335
-0,00185	-0,00464	3,40E-05	6,58E-04
0,00408	0,0055	0,0032	0,00194
0,00156	0,00345	6,96E-04	-6,21E-04
-0,00158	-0,00245	0,00228	0,00596
-6,05E-04	9,33E-05	-1,77E-04	-0,00186
-0,00184	9,67E-04	-6,59E-06	0,00138
-0,0015	-0,00119	6,73E-04	-0,00116
-0,00225	-0,00238	-0,00365	-0,00343
-0,00267	0,00241	-0,0035	-5,11E-04
0,00631	0,00472	0,00514	0,00308
0,00111	-4,60E-04	0,0037	-0,0011
-7,52E-05	-0,00134	4,91E-04	0,00228
-0,00345	-0,00289	0,00255	-8,89E-05

8,52E-05	0,00308	-0,00343	-0,00248
0,00243	-4,91E-05	-9,23E-05	0,00204
-9,72E-05	0,0025	0,00386	0,00133
-0,00217	0,00199	0,00199	-7,91E-05
-2,89E-05	-0,00502	-0,00447	-0,00162
0,00411	-8,25E-05	-5,62E-05	-0,00387
0,00316	-0,00371	0,00328	0,00136
-0,00195	0,00391	-0,00498	-0,00447
-6,87E-05	-5,76E-05	-0,00163	2,52E-03
-0,00419	-0,00173	-0,00337	0,00105
0,00118	0,00241	0,00171	-6,53E-05
0,00443	-0,00209	-6,71E-05	0,00137
0,00161	0,00751	0,00498	-0,00274

Tabla9

Zona corneal:

Pendientes(°C/s)	
Ojo derecho	Ojo izquierdo
0,0015	0,0015
0,0017	0,0014
0,0047	0,0037
0,0017	0,0029
0,004	0,0051
0,0032	0,0038
0,0042	0,0046
0,0086	0,004
0,0011	0,0024
0,0029	0,0018
0,0047	0,002
0,005	0,002
0,0024	0,0019
0,0029	0,0041
0,0058	0,0017
0,0051	0,0038
0,0024	0,0023
0,0052	0,0017
0,0026	0,0018

0,0044	0,0035
0,0029	0,0043
0,003	0,0029
0,0034	0,0027
0,0025	0,0026
0,0027	0,0021
0,0019	0,002
0,0037	0,0016
0,002	0,002
0,0055	0,0061

Tabla10.

6. DISCUSIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS.

6.1 Análisis

De la Tabla 9 en la parte de los resultados se puede observar que los valores de las pendientes son muy pequeños, pudiéndose afirmar que la variación en dichas zonas es casi nula, es decir, la temperatura en los cantos permanece constante. Para verificar esta hipótesis, se realizó la prueba de normalidad de los datos y en base a esta se utilizó la prueba estadística no paramétrica U de Mann-Whitney, es una prueba no paramétrica aplicada a dos muestras independientes para determinar si existen diferencias estadísticamente significativas entre ambas, planteando dos hipótesis y solo aceptando una. Esta prueba se realizó por medio del software OriginLab 8.6, donde se compararon los datos con un estudio previamente realizado en el grupo de investigación de Electrofisiología sobre los cambios de temperatura en la zona de la córnea en personas sanas. Es de considerar que el estudio demostró que existen cambios significativos en la córnea.

En la prueba se plantearon las siguientes hipótesis: Para la conjuntiva nasal del ojo derecho, comparada con la córnea se obtuvo un Z de 5,0925 y un $p \leq 3,34895E-8$, para la conjuntiva temporal del ojo derecho respecto a la córnea, se obtuvo un Z de 4,73047 y un valor para $p \leq 3,48358E-7$. De la misma manera para el ojo izquierdo, la conjuntiva nasal respecto a la córnea arrojó un valor para Z de 4,54682 y $p \leq 1,03338E-6$, la conjuntiva temporal, respecto a la córnea con un valor Z igual a 5,363 y $p \leq 4,79171E-9$. Como para todos estos casos p fue mucho menor que 0,05 se determinó que existen diferencias estadísticamente significativas entre la tasa de regulación de temperatura de la córnea, con la de los cantos (interno y externo), en ambos ojos para personas sanas.

Ahora con la misma prueba se compararon entre ellos los cantos internos, los externos, y el interno y externo del mismo ojo, para saber si existían cambios estadísticamente significativos entre estos. Se obtuvieron los siguientes resultados.

-Ojo derecho, canto interno y canto externo: $Z=-0,1027$ y $p \leq 0,54385$

-Ojo izquierdo, canto interno y canto externo: $Z=0,69733$ y $p \leq 0,24308$

-Ojo derecho, ojo izquierdo, canto interno: $Z=0,73514$ y $p \leq 0,77019$

-Ojo derecho, ojo izquierdo, canto externo: $Z=-0,03243$ y $p \leq 0,51607$

Como p es mayor a $0,05$ en estos cuatro casos, se afirma que no existen diferencias estadísticamente significativas en la tasa de regulación de la temperatura de dichas superficies.

Además, se realizó la prueba, para cada una de las 4 partes de la superficie ocular de análisis en este trabajo contra un valor de pendiente de cero, es decir una temperatura constante.

Por último, se realizó la prueba de Wilcoxon que es una prueba donde se compara la mediana de un grupo de datos normales, con una mediana teórica, después de comprobar la normalidad de los datos, se aplicó la prueba a través del software Originlab 8.6, se comparó un valor teórico de 0°C/s , es decir una pendiente constante, y se obtuvieron los siguientes resultados:

Derecho interno: $Z=0,07543$ $p \leq 0,4703$

Derecho externo: $Z=-0,21121$ $p \leq 0,58702$

Izquierdo externo: $Z= -0,48276$ $p \leq 0,68875$

Izquierdo interno: $Z=-1,01835$ $p \leq 0,8465$

Como para todas las zonas de estudio el valor de p es mayor a $0,05$ se puede afirmar que los datos obtenidos no presentan variaciones estadísticamente significativas con el valor teórico de 0°C/s .

Es decir que los resultados obtenidos no presentan una variación estadísticamente significativa con una pendiente de 0°C/s (constante), por ende, estos valores de pendientes se pueden asumir como constantes.

Por otra parte, en la zona corneal la temperatura tiende a disminuir considerablemente para los dos casos con el ejercicio del parpadeo. Analizando los datos de toda la muestra poblacional, se determinó de

manera general, una disminución de la temperatura de la zona corneal de los sujetos en posición de fijación con parpadeo, la cual se denominó sección 2. El rango absoluto del valor medio de las pendientes de los sujetos en posición de fijación con parpadeo para el ojo derecho fue de 0,0011 a 0,0086 °C/s, mientras que el rango absoluto del valor medio de las pendientes de las rectas obtenidas para el ojo izquierdo fue de 0,0014 a 0,0078 °C/s.

Así, para la zona nasal conjuntiva y la zona temporal conjuntiva se obtuvo un valor promedio de temperatura de 0,00014112°C/s y 1,39E-04°C/s para el ojo derecho. Luego, para el ojo izquierdo dichos valores fueron de 4,71E-04°C/s y 0,0002149°C/s.

6.2 Discusión

En el análisis de los resultados en las zonas de interés (conjuntiva nasal y temporal) se pudo notar que había pequeños cambios de temperatura en la parte 2 del protocolo, pero estos cambios eran muy pequeños y no seguían una línea de tendencia, es decir la temperatura en estas zonas aumentaba o disminuía, pero de una manera muy pequeña y aleatoriamente.

Al realizar las gráficas de cada sujeto de prueba y se obtuvieron sus respectivas pendientes del ojo derecho e izquierdo en las zonas internas y externas respectivamente, se pudo notar de manera más precisa que el cambio de la temperatura en función del tiempo era mínimo, y para algunos pacientes decrecía y para otros aumentaba, por lo cual se planteó la hipótesis de que la temperatura en estas zonas de la superficie ocular permanece constante. Dicha hipótesis fue concertada con la prueba estadística **U de Mann-Whitney**.

Para tener una mayor certeza de la hipótesis planteada se precedió a realizar la prueba de **Wilcoxon**, la cual compara la mediana de los datos obtenidos con una mediana teórica, en este caso 0°C/s. Dicha prueba arrojó como resultado que no existían cambios estadísticamente significativos entre la mediana de la muestra y este valor constante, la prueba se realizó para las cuatro regiones de interés. Esta prueba ayudo a constatar que la temperatura en estas cuatro zonas tiende a permanecer constante.

Los cambios mínimos en la temperatura en los cantos del ojo se deben principalmente a dos factores. El primero es que la función lagrimal está diseñada para lubricar muy bien la córnea y si se analizan los conductos y el paso de la película lagrimal a través de la superficie ocular notaremos que está centrada en la córnea, es decir, esta comienza en la esquina superior externa del párpado y se va dirigiendo hacia

la parte inferior interna del ojo donde se encuentra el punto lagrimal, por donde se evacua esta película. El paso de esta película es esencial en la córnea.

Por otro lado, los cantos interno y externo del ojo humano poseen irrigación sanguínea, es decir tienen pequeños vasos sanguíneos, debido a que justo detrás de la primera capa (la esclerótica) se encuentran las coroides, que son todo el tejido vascular del ojo, esto hace que la regulación de la temperatura se deba más a la sangre que a la intervención de la función o de la película lagrimal.

7. CONCLUSIONES.

-El protocolo diseñado e implementado permitió analizar con éxito el comportamiento de la función lagrimal del ojo humano en 3 zonas de interés como lo son la córnea, la conjuntiva nasal y la conjuntiva temporal, con el uso de la termografía infrarroja.

-Se encontró que para la zona corneal existe una disminución de la temperatura luego de que los sujetos realizan la activación de la función lagrimal con el parpadeo controlado después de no haber realizado parpadeo durante 20 segundos. Al realizar el análisis se encontró que esta disminución estuvo entre $0,0011^{\circ}\text{C/s}$ a $0,0086^{\circ}\text{C/s}$ en el ojo derecho y en el ojo izquierdo los valores estuvieron entre $0,0014^{\circ}\text{C/s}$ a $0,0078^{\circ}\text{C/s}$.

-Se obtuvieron valores de pendientes menores en las zonas conjuntiva nasal y temporal que en la córnea, al realizar el análisis de los datos obtenidos en la sección del parpadeo controlado, es decir, al realizar la activación de la función lagrimal, la temperatura tiene una variación más pequeña en estas zonas, para la zona nasal conjuntiva y la zona temporal conjuntiva un valor promedio de temperatura de $0,00014112^{\circ}\text{C/s}$ y $1,39\text{E-}04^{\circ}\text{C/s}$ del ojo derecho. Para el ojo izquierdo dichos valores fueron de $4,71\text{E-}04^{\circ}\text{C/s}$ y $0,0002149^{\circ}\text{C/s}$.

- Para los valores de las pendientes en la zona de la córnea tanto del ojo derecho como del ojo izquierdo, se realizó la prueba estadística no paramétrica de Wilcoxon, comparando la mediana de las pendientes con un valor teórico de 0°C/s una temperatura constante, la prueba arrojó como resultado que existen diferencias estadísticamente significativas entre la mediana de la muestra y la mediana teórica, por ende se afirma que al realizar el parpadeo controlado durante un minuto existe una variación de la temperatura en la superficie de la zona corneal debido a la activación de la función lagrimal.

-Se realizó la prueba estadística no paramétrica de Wilcoxon para las zonas conjuntiva nasal y temporal para el ojo derecho e izquierdo, comparando las medianas de las pendientes con el valor de una mediana teórica de 0°C/s si se tiene una temperatura constante, la prueba arrojó como resultado que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las medianas, llevando así a afirmar que el parpadeo controlado y la activación de la función lagrimal no producen cambios de temperatura en las zonas conjuntiva nasal y temporal, esto debido a que estas zonas poseen irrigación sanguínea y a que el flujo de la película lagrimal por la superficie ocular se centra en la zona corneal.

-Se compararon los valores promedio de las pendientes de las zonas conjuntiva nasal y temporal respecto a la zona corneal se pudo comprobar que hay una diferencia estadísticamente significativa al realizar la prueba estadística no paramétrica U de Mann-Whitney. Esto por la disminución de temperatura que presenta la zona corneal y la temperatura constante que mantienen los cantos debido a sus diferencias fisiológicas y el flujo de la película lagrimal por la superficie ocular.

-Se obtuvo un valor de la pendiente de $0,00345946^{\circ}\text{C/s}$ para la córnea derecha y de $0,002992^{\circ}\text{C/s}$ para la córnea izquierda.

-La metodología implementada permitió analizar cuantitativamente los cantos interno y externo de la superficie ocular sana mediante la técnica de termografía infrarroja, la cual puede llegar a resultar de gran utilidad como punto de referencia para estudios posteriores, así como también de base comparativa para el diagnóstico de patologías.

-La metodología implementada demostró que la técnica de termografía infrarroja es eficiente para el estudio de la variación de temperatura de la superficie ocular humana sana. La muestra estudiada fue de 40 personas, 21 hombres y 19 mujeres, estos dentro de un rango de los 19 a los 26 años de edad, todos pertenecientes a la Universidad Tecnológica de Pereira.

-El protocolo experimental se diseñó e implementó en base a las normas bioéticas y metrológicas correspondientes.

-Se observaron pequeños cambios de temperatura en los cantos internos y externos de la superficie ocular, pudiéndose afirmar que la temperatura en dichas zonas tiende a permanecer constante debido a la vasculación que existe en ellas.

-La cámara termográfica fluke ti.32 demostró ser un buen instrumento para la medición de temperatura de la superficie ocular humana sana.

9. Bibliografía

Bibliografía

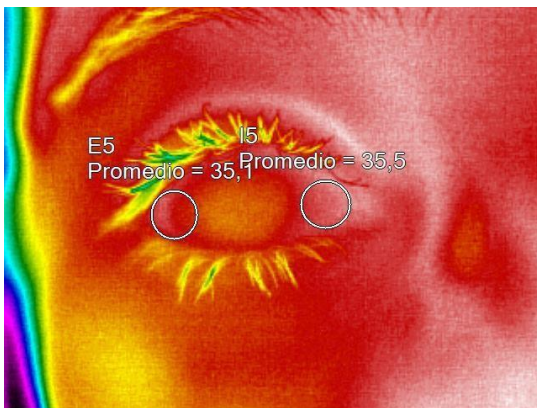
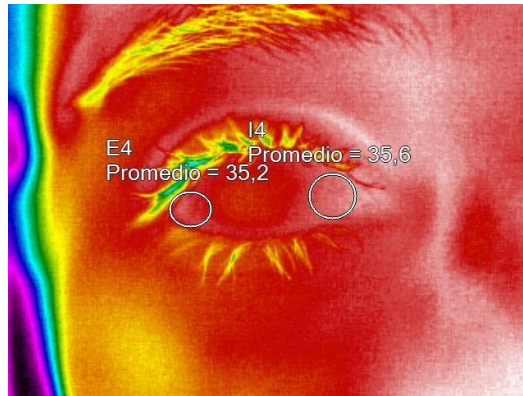
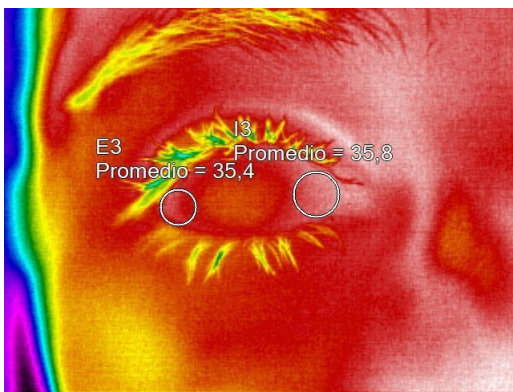
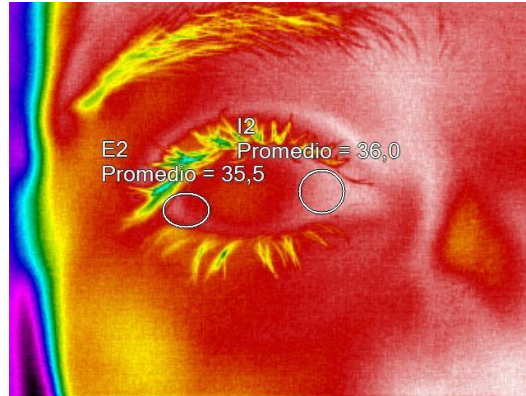
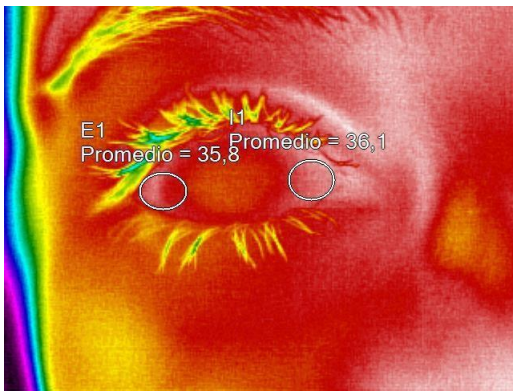
- [1] BRONZINO JD. ADVANCES IN MEDICAL IMAGING. THE BIOMEDICAL ENGINEERING HANDBOOK. MEDICAL DEVICES AND SYSTEMS. 3 ED. CHAPTER 19 NEW YORK: CRC PRESS, 2006: 1 – 14
- [2].A. B. T. N. E. PHILIP B. MORGAN, «INFRARED THERMOGRAPHY OF THE TEAR FILM IN DRY EYE,» Manchester, 1995
- [3]A. B. T. N. E. PHILIP B. MORGAN, «OCULAR SURFACE COOLING IN DRY EYE - A PILOT STUDY,»Journal of the British Contact Lens Association, vol. 19, nº 1, pp. 7-10, 1996.
- [4]A. A. Kawali, «THERMOGRAPHY IN OCULAR INFLAMMATION,» Indian Journal of Radiology and Imaging, vol. 23, 2013
- [5] ICO E1 , BENÍTEZ DEL CASTILLO JM2 , GIMÉNEZ RA1 , FERNÁNDEZ C2 , GARCÍA SÁNCHEZ J<> Arch Soc Esp Oftalmol vol.79 no.6 jun. 2004
- [6] F. Gonzales , <<Archivos de la Sociedad Oftalmológica Hispano-Americana>>, pp. 257-271
- [7]Screening for dry eye disease using infrared ocular thermography.Tan LL, Sanjay S, Morgan PB - Cont Lens Anterior Eye - December 1, 2016; 39 (6); 442- 449:
- [8] V.K. Sudarshan .<<Evaluation of Evaporative Dry Eye Disease Using Thermal Images of Ocular Surface Regions with DWT and Gabor Transform>>.pp 359-375.2017
- [9] Termografía infrarroja. [Archivo pdf]Recuperado de <http://www.mantenimientomundial.com/sites/mm/notas/TermografiaInfrarroja.pdf>[Último acceso:13 Noviembre 2017]
- [10] E. G. Milán, E. Salazar, E. Domínguez, O. Iborra, J. de la Fuente, M. J. de Córdoba , <<NEUROTHERMOGRAFÍA Y TERMOGRAFÍA PSICOSOMÁTICA>>,Universidad de Granada,Abril .2015
- [11] Javier Luque Ordoñez.(2017).Espectro Electromagnético y espectro radioeléctrico[Archivo PDF].Recuperado de http://www.acta.es/medios/articulos/ciencias_y_tecnologia/062017.pdf

- [12] J. Antonio García Barreto: Instituto de Astronomía-UNAM.(2008).Radiación de cuerpo negro[Archivo PDF].Recuperado de <http://www.astroscu.unam.mx/~tony/espanol/astro-gal-7-cuerpo-negro.pdf>[Último acceso:21 de Noviembre 2017]
- [13] «Universidad de concepción,» [En línea]. Recuperado de: <http://old.dgeo.udec.cl/~juaninzunza/docencia/fisica/cap14.pdf>. [Último acceso: 15 Octubre de 2017].
- [14] Radiaciones ionizantes.[Archivo PDF].Recuperado de http://www.unavarra.es/digitalAssets/146/146686_100000Radiaciones-ionizantes.pdf. [Último acceso:18 Noviembre 2017]
- [15] Portelo Sendra, F., & Martínez, M. Radiación Infrarroja (2006). Recuperado de <http://files.sld.cu/rehabilitacion-fis/files/2010/11/radiacion-infrarroja.pdf>[Último acceso:18 Noviembre 2017]
- [16] D. L. Balageas, “Termografía Infrarroja : una técnica multifacética para la Evaluación NoDestructiva (END),” IV Conf. Panam. END, no. January 2007, p. 14, 2007.
- [17] <http://www.fluke.com/fluke/coes/termografia/fluke-ti32.htm?pid=56184>
- [18] Quiroz, F. Fisiología Ocular.Recuperado de http://sisbib.unmsm.edu.pe/BibVirtualData/Libros/Medicina/cirugia/Tomo_IV/archivospdf/03fisio_ocular.pdf[Último acceso:25 Noviembre 2017]
- [19] M. T. Mayorga, “Película lagrimal: estructura y funciones,” Cienc. Tecnol. para la Salud Vis. y Ocul., no. 11, pp. 121–131, 2008. [20] Coroides
- [20] Francisco Loayza Villar. Anatomía Ocular. Recuperado de http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/Medicina/cirugia/Tomo_IV/Anata_ocu.htm[Último acceso:26 de Noviembre de 2017]
- [21] Guzman, Fernandez(Universidad de Zulia, F. de M. (2014). Bioética, derechos humanos y la investigación en seres humanos., 119–134

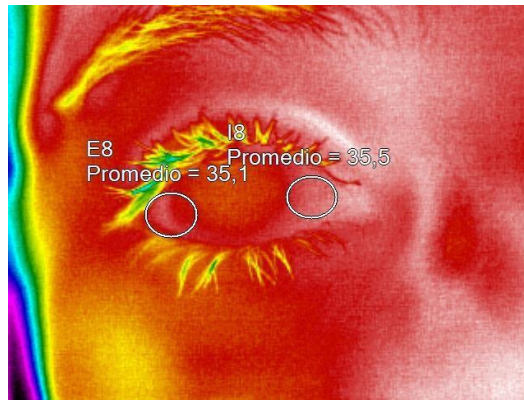
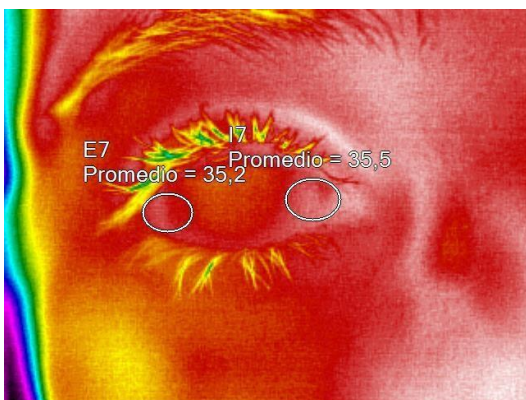
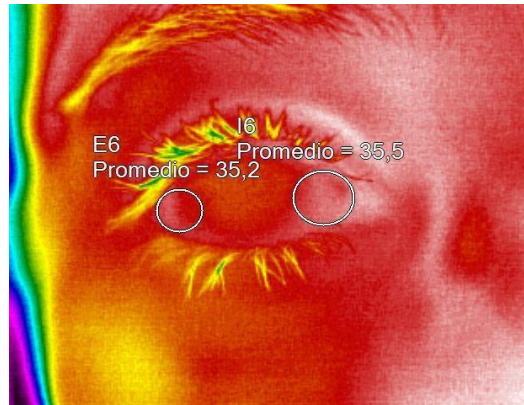
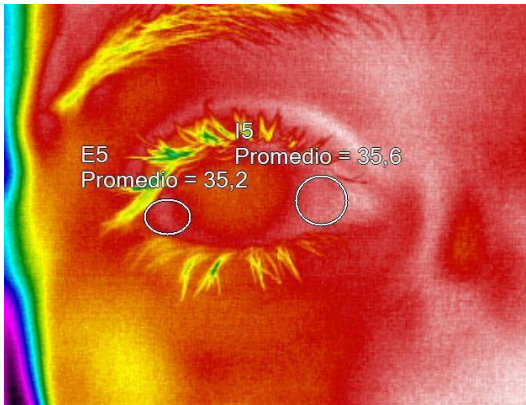
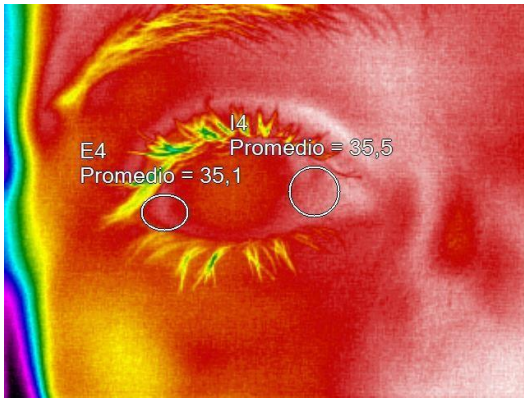
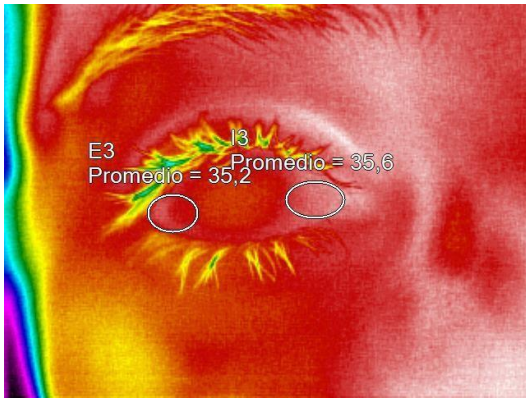
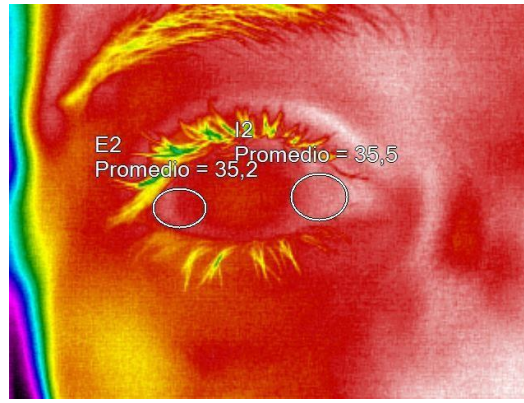
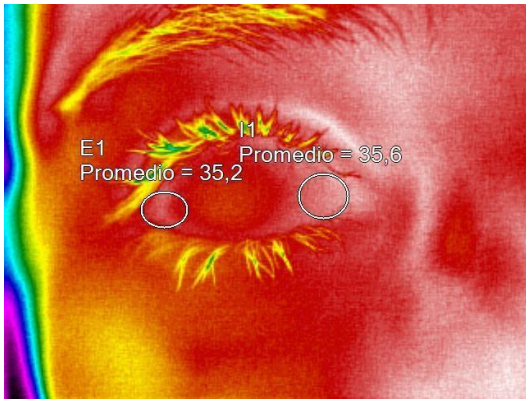
8.Anexos

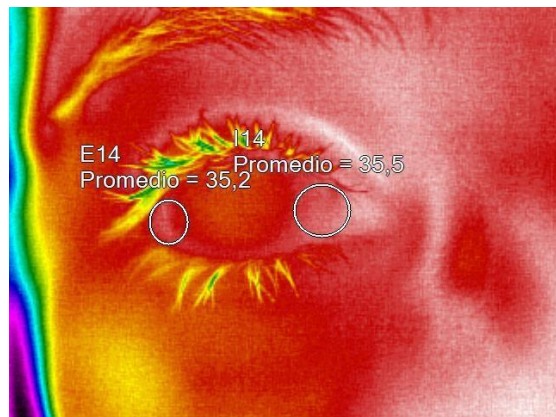
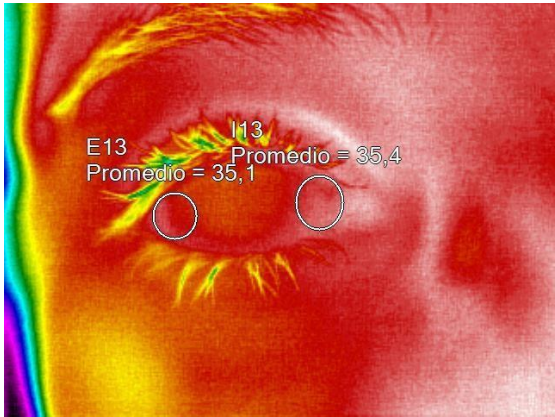
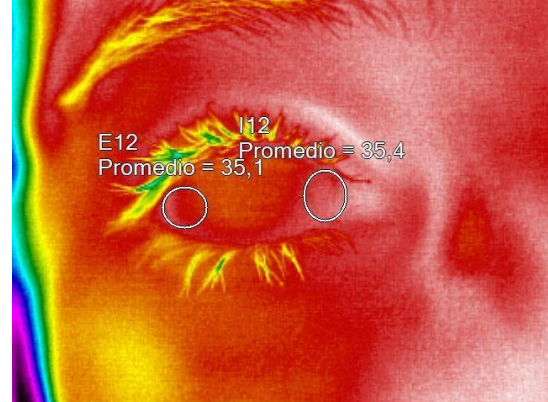
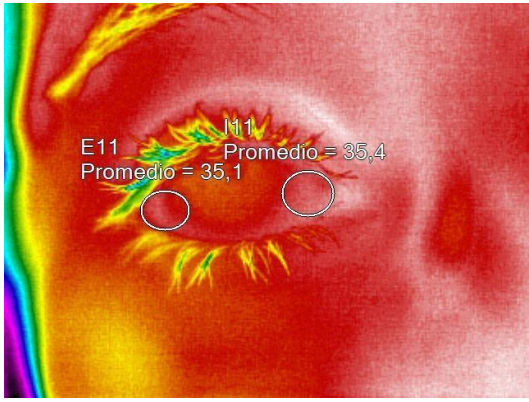
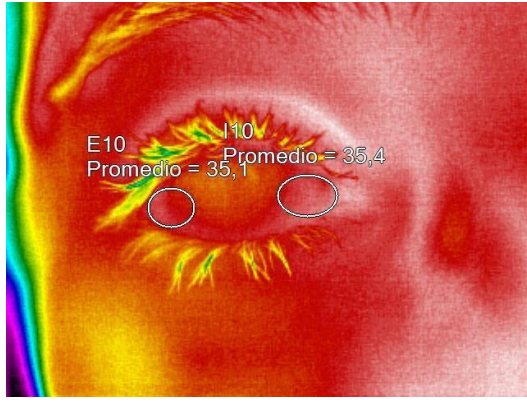
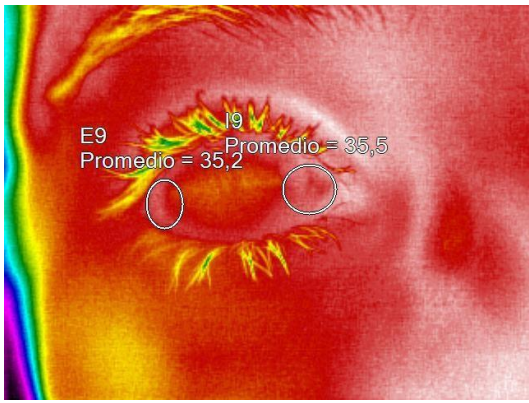
Anexos A:

Imágenes térmicas con los marcadores circulares de área en la parte 1 del protocolo ojo derecho.



Imágenes térmicas con marcadores de área circulares en la parte 2 del protocolo ojo derecho.





Anexo B:

Datos exportados del software SmartView a Excel de las imágenes térmicas para un sujeto.

Ojo derecho parte 1

MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E1	0,95	25,1	35,4	35,8	36,3	0,21	°C	
I1	0,95	25,1	35,7	36,1	36,5	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E2	0,95	25,1	34,7	35,5	35,9	0,19	°C	
I2	0,95	25,1	35,6	36	36,3	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E3	0,95	25,1	35	35,4	35,7	0,16	°C	
I3	0,95	25,1	35,4	35,8	36,1	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E4	0,95	25,1	34	35,2	35,6	0,22	°C	
I4	0,95	25,1	35,3	35,6	35,9	0,12	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E5	0,95	25,1	34,6	35,1	35,6	0,2	°C	
I5	0,95	25,1	35,1	35,5	35,9	0,16	°C	

Ojo izquierdo parte 1

MarkerInfo								
------------	--	--	--	--	--	--	--	--

Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E1	0,95	25,2	34,4	35,2	35,6	0,18	°C	
I1	0,95	25,2	35	35,5	35,9	0,18	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E2	0,95	25,2	34,6	35	35,4	0,16	°C	
I2	0,95	25,2	34,9	35,3	35,6	0,17	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E3	0,95	25,2	34,6	35	35,3	0,17	°C	
I3	0,95	25,2	34,6	35,2	35,7	0,22	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E4	0,95	25,2	34,5	34,9	35,3	0,2	°C	
I4	0,95	25,2	34,6	35,2	35,6	0,19	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E5	0,95	25,2	34,2	34,8	35,2	0,22	°C	
I5	0,95	25,2	34,6	35,1	35,6	0,18	°C	

Ojo derecho parte 2

MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E1	0,95	25,2	34,1	35,2	35,6	0,19	°C	
I1	0,95	25,2	34,9	35,6	35,9	0,14	°C	
MarkerInfo								

Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E2	0,95	25,2	34,7	35,2	35,5	0,15	°C	
I2	0,95	25,2	35,1	35,5	35,8	0,14	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E3	0,95	25,2	34,5	35,2	35,6	0,17	°C	
I3	0,95	25,2	35,2	35,6	35,9	0,14	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E4	0,95	25,2	34,4	35,1	35,6	0,2	°C	
I4	0,95	25,2	35,2	35,5	35,9	0,14	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E5	0,95	25,2	34,7	35,2	35,5	0,16	°C	
I5	0,95	25,2	35,2	35,6	35,9	0,12	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E6	0,95	25,2	34,9	35,2	35,6	0,17	°C	
I6	0,95	25,2	35	35,5	35,8	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E7	0,95	25,2	34,6	35,2	35,6	0,15	°C	
I7	0,95	25,2	35,1	35,5	35,9	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E8	0,95	25,2	33,9	35,1	35,5	0,22	°C	
I8	0,95	25,2	35	35,5	35,8	0,14	°C	

MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E9	0,95	25,2	34,6	35,2	35,6	0,21	°C	
I9	0,95	25,2	35	35,5	35,9	0,16	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E10	0,95	25,2	34,7	35,1	35,6	0,18	°C	
I10	0,95	25,2	34,9	35,4	35,8	0,17	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E11	0,95	25,2	34,4	35,1	35,5	0,18	°C	
I11	0,95	25,2	35	35,4	35,8	0,14	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E12	0,95	25,2	34,6	35,1	35,5	0,21	°C	
I12	0,95	25,2	35,1	35,4	35,8	0,14	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E13	0,95	25,2	34,7	35,1	35,5	0,19	°C	
I13	0,95	25,2	35,1	35,4	35,9	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E14	0,95	25,2	34,9	35,2	35,6	0,16	°C	
I14	0,95	25,2	35,2	35,5	35,9	0,14	°C	

Ojo izquierdo parte 2

MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E1	0,95	25,2	34,6	35,1	35,4	0,17	°C	
I1	0,95	25,2	35	35,4	35,9	0,17	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E2	0,95	25,2	34,6	35,1	35,4	0,17	°C	
I2	0,95	25,2	34,9	35,4	35,8	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E3	0,95	25,2	34,7	35,1	35,5	0,17	°C	
I3	0,95	25,2	35	35,5	35,8	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E4	0,95	25,2	34,6	35	35,5	0,2	°C	
I4	0,95	25,2	35,1	35,5	35,8	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E5	0,95	25,2	34,6	35,1	35,4	0,19	°C	
I5	0,95	25,2	34,9	35,4	35,8	0,2	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E6	0,95	25,2	34,2	35,1	35,5	0,2	°C	
I6	0,95	25,2	34,9	35,4	35,8	0,18	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T

E7	0,95	25,2	34	35,1	35,5	0,23	°C	
I7	0,95	25,2	35	35,5	35,9	0,16	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E8	0,95	25,2	34,2	35,1	35,4	0,18	°C	
I8	0,95	25,2	35	35,5	35,9	0,18	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E9	0,95	25,2	34,6	35,1	35,4	0,18	°C	
I9	0,95	25,2	35,1	35,5	36	0,16	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E10	0,95	25,2	34,5	35	35,4	0,22	°C	
I10	0,95	25,2	35,1	35,5	35,9	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E11	0,95	25,2	34,3	35	35,4	0,25	°C	
I11	0,95	25,2	35,2	35,5	35,9	0,15	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E12	0,95	25,2	34,5	35,1	35,4	0,21	°C	
I12	0,95	25,2	34,9	35,4	35,7	0,16	°C	
MarkerInfo								
Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E13	0,95	25,2	34,5	35	35,4	0,21	°C	
I13	0,95	25,2	35,1	35,5	35,8	0,16	°C	
MarkerInfo								

Label	Emissivity	BackGroundTemp	Min	Avg	Max	Stdev	Unit	Delta-T
E14	0,95	25,2	34,4	35	35,4	0,23	°C	
I14	0,95	25,2	34,9	35,4	35,8	0,21	°C	

Anexo C: Tablas organizadas por zonas del ojo y con los datos de interés.

Ojo derecho interno parte 1.

Derecho 23 (interno)		
Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:31:04	36,1	0,15
9:32:17	36	0,15
9:33:04	35,8	0,15
9:34:10	35,6	0,12
9:35:10	35,5	0,16

Ojo derecho externo parte 1.

Derecho 23 (Externo)		
Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:31:04	35,8	0,21
9:32:17	35,5	0,19
9:33:04	35,4	0,16
9:34:10	35,2	0,22
9:35:10	35,1	0,2

Ojo izquierdo interno parte 1.

Izquierdo 23 (interno)

Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:38:13	35,5	0,18
9:39:28	35,3	0,17
9:40:19	35,2	0,22
9:41:19	35,2	0,19
9:42:19	35,1	0,18

Ojo izquierdo externo parte 1.

Izquierdo 23 (Externo)		
Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:38:13	35,2	0,18
9:39:28	35	0,16
9:40:19	35	0,17
9:41:19	34,9	0,2
9:42:19	34,8	0,22

Ojo derecho interno parte 1.

Derecho 23 (interno)		
Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:35:56	35,6	0,14
9:36:00	35,5	0,14
9:36:05	35,6	0,14
9:36:09	35,5	0,14
9:36:13	35,6	0,12
9:36:16	35,5	0,15
9:36:20	35,5	0,15

9:36:26	35,5	0,14
9:36:30	35,5	0,16
9:36:33	35,4	0,17
9:36:37	35,4	0,14
9:36:45	35,4	0,14
9:36:49	35,4	0,15
9:36:54	35,5	0,14

Ojo derecho externo parte 2.

Derecho 23 (interno)		
Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:35:56	35,6	0,14
9:36:00	35,5	0,14
9:36:05	35,6	0,14
9:36:09	35,5	0,14
9:36:13	35,6	0,12
9:36:16	35,5	0,15
9:36:20	35,5	0,15
9:36:26	35,5	0,14
9:36:30	35,5	0,16
9:36:33	35,4	0,17
9:36:37	35,4	0,14
9:36:45	35,4	0,14
9:36:49	35,4	0,15
9:36:54	35,5	0,14

Ojo izquierdo interno parte 2.

Izquierdo 23 (interno)		
Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:43:06	35,4	0,17
9:43:10	35,4	0,15
9:43:16	35,5	0,15
9:43:23	35,5	0,15
9:43:27	35,4	0,2
9:43:34	35,4	0,18
9:43:37	35,5	0,16
9:43:43	35,5	0,18
9:43:47	35,5	0,16
9:43:50	35,5	0,15
9:43:54	35,5	0,15
9:43:58	35,4	0,16
9:44:01	35,5	0,16
9:44:05	35,4	0,21

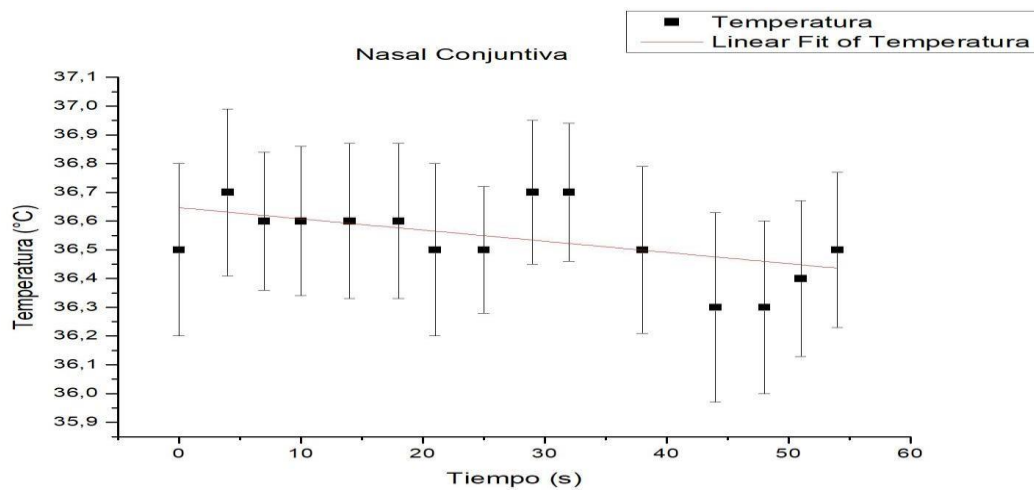
Ojo izquierdo externo parte 2.

Izquierdo 23 (externo)		
Hora	Temperatura(°C)	Desviación estándar
9:43:06	35,1	0,17
9:43:10	35,1	0,17
9:43:16	35,1	0,17
9:43:23	35	0,2
9:43:27	35,1	0,19
9:43:34	35,1	0,2

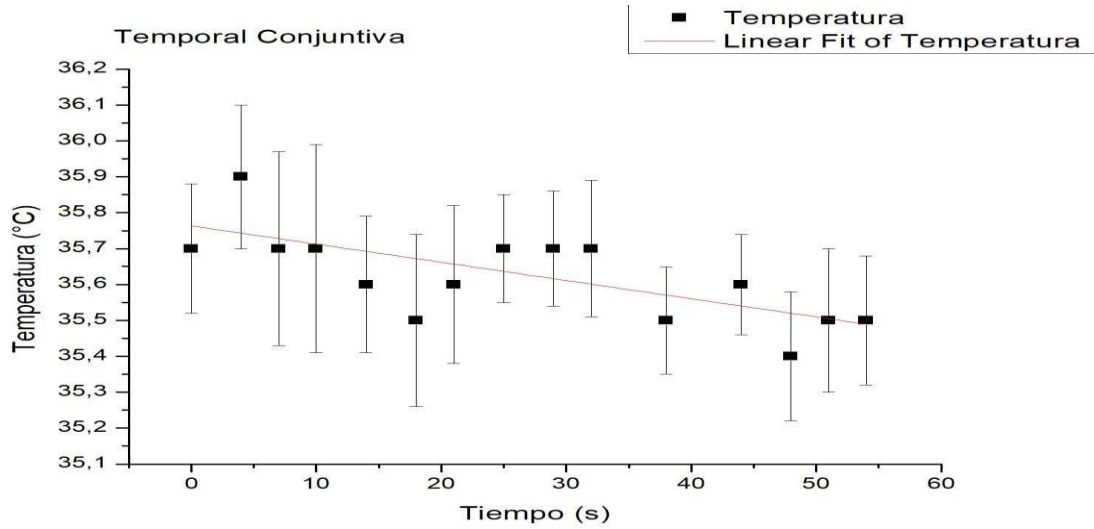
9:43:37	35,1	0,23
9:43:43	35,1	0,18
9:43:47	35,1	0,18
9:43:50	35	0,22
9:43:54	35	0,25
9:43:58	35,1	0,21
9:44:01	35	0,21
9:44:05	35	0,23

Anexo D: Graficas de OriginLab 8.6.

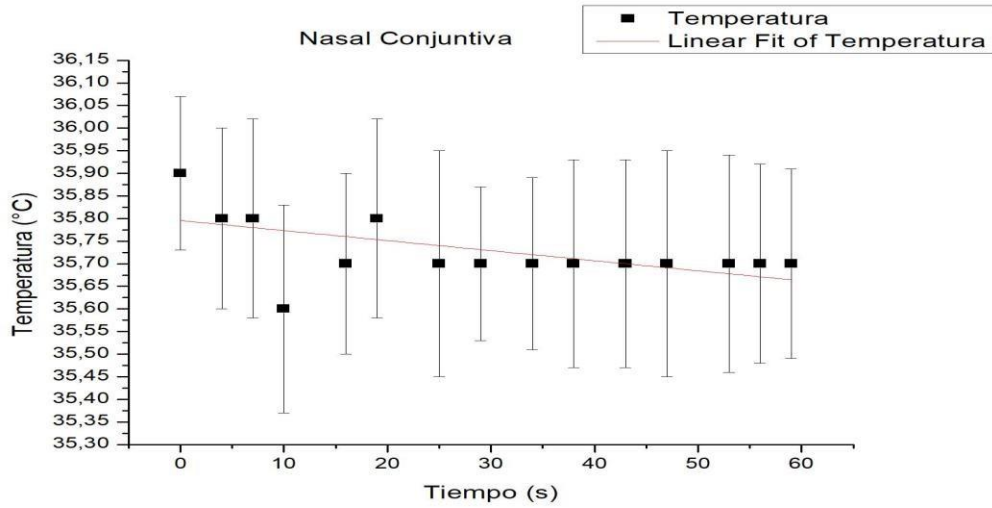
Ojo derecho interno parte 2, temperatura vs tiempo.



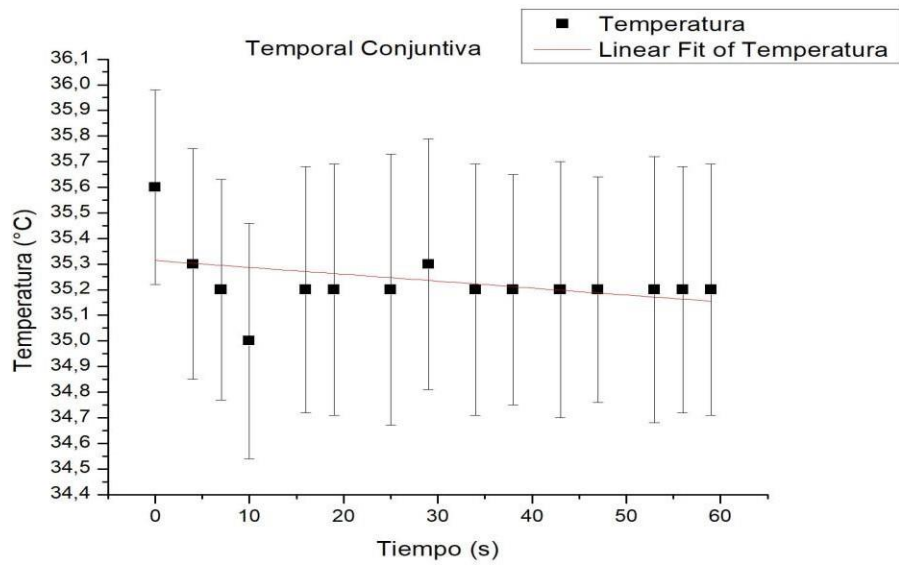
Ojo derecho externo parte 2 temperatura vs tiempo.



Ojo izquierdo interno parte 2 temperatura vs tiempo.



Ojo izquierdo externo parte 2 temperatura vs tiempo.



D. Consentimiento informado



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE
PEREIRA**
**CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
PARTICIPAR EN UN ESTUDIO DE
INVESTIGACIÓN EXPERIMENTAL**

Versión: 01

Página: 01

Fecha: ___/___/___

DATOS GENERALES

Responsable del estudio:

Grupo de Electrofisiología – Facultad de Ciencias Básicas – Universidad Tecnológica de Pereira

Nombre Investigador principal: Julián Mauricio Ruiz Echeverri – Juan Mateo Meza Arenas

Cédula de Ciudadanía: 1112786056 de Cartago – 1093225391 de Santa Rosa de Cabal

Programa: Ingeniería Física

Nombre del proyecto: Fundamentos para una metodología para el diagnóstico cuantitativo de la función lagrimal humana utilizando termografía infra-roja.

DATOS DEL PARTICIPANTE

Nombre: _____

Cédula de Ciudadanía: _____ de _____

Edad: _____

años

Teléfono: _____

INVITACIÓN

A usted se le está invitando a participar en este estudio de investigación experimental. El propósito de este proyecto es estudiar el comportamiento de la función lagrimal con respecto a la temperatura superficial del ojo en pacientes sanos. Antes de decidir si participar o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Siéntase con absoluta libertad de preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto. Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea participar, entonces se le pedirá que firme esta forma de consentimiento.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO: La justificación de este proyecto radica en la necesidad de tener un punto de comparación en personas sanas, para el futuro estudio de patologías en la superficie ocular que afecten o produzcan cambios de temperatura.

OBJETIVO DEL ESTUDIO: A usted se le está invitando a participar en un estudio de investigación que tiene como objetivo la medición de los cambios de temperatura de la superficie ocular con los métodos de fijación con parpadeo, y fijación sin parpadeo, por medio de la cámara termográfica Fluke Ti32.

PROCEDIMIENTO DEL ESTUDIO: En caso de aceptar participar, usted estará sentado, y sosteniendo su cabeza en el soporte facial, se le tomarán imágenes térmicas tanto de su ojo derecho como el izquierdo con la cámara termográfica Fluke Ti32 a una distancia de 7,5 cm. Inicialmente para el método de fijación con parpadeo, debe mirar a la fijamente a la cámara y parpadear cada vez que el investigador le indique, se le tomaran varias imágenes térmicas durante 1 minuto, después para la fijación sin parpadeo, deberá cerrar inicialmente los ojos por 10 segundos para lubricar bien la superficie ocular, y luego estar sin parpadear durante 20 segundos, en los cuales se le tomaran imágenes térmicas cada 2 o 3 segundos. Si en algún momento de estos 20 segundos siente que es muy necesario parpadear puede hacerlo.

Es importante aclarar que la termografía es un método no invasivo puesto que no tiene contacto directo con usted, la cámara termográfica solo detecta la radiación infrarroja proveniente de su cuerpo.

*Este estudio se diseñó bajo los principios básicos de la Resolución N° 008430 de 1993 del Ministerio de Salud de la República de Colombia y de la declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial.



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA
CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
PARTICIPAR EN UN ESTUDIO DE
INVESTIGACIÓN EXPERIMENTAL

Versión: 01

Página:02

Fecha: __/__/____

EQUIPO UTILIZADO

TERMOHIGRÓMETRO

El termohigrómetro digital Hygro HTC-303A es un tipo de estación meteorológica que se caracteriza por disponer de un termómetro y un higrómetro, por lo que puede medir la temperatura ambiente y la humedad relativa; información suficiente para determinar si una habitación está en condiciones de confort o no. Se utiliza en este estudio básicamente para controlar la temperatura ambiente y la humedad relativa de la habitación en que se realizan las pruebas. No tiene contacto físico con usted.

CÁMARA TERMOGRÁFICA Fluke Ti32

La cámara termográfica Fluke Ti 32 es un dispositivo que sin entrar en contacto con el cuerpo detecta la energía infrarroja y la convierte en una señal eléctrica para luego ser procesada en una imagen térmica, la cual proporciona un mapa de gradientes térmicos en tiempo real. Se utiliza en el estudio para hacer mediciones de la temperatura de la superficie ocular, no es invasiva puesto que no tiene contacto directo con usted.

ACLARACIONES

- Si usted presenta antecedentes de enfermedades como hipertensión, diabetes, fiebre o migraña, alteraciones en la película lagrimal como cataratas, conjuntivitis y queratitis absténgase de participar en el estudio, pues estas enfermedades pueden alterar los datos de temperatura.
- Si usted padece de ojo seco o síndrome de Sjögren no podrá participar en la prueba.
- Su decisión de participar en el estudio es completamente voluntaria.
- No tendrá que hacer gasto alguno durante el estudio.
- No recibirá pago por su participación.

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____ identificado (a) con cédula de ciudadanía _____ de _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado (a) y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos, no he tenido que recibir pago o hacer gasto alguno por mi participación en la toma de medidas. Acepto voluntariamente participar en este estudio de investigación.

Para su constancia se firma a los _____ días del mes de _____ del año _____ en la ciudad de Pereira.

Firma del participante