



Universidad  
Carlos III de Madrid  
www.uc3m.es

# TESIS DOCTORAL

## *MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES MEDIANTE TÉCNICAS DE VISIÓN ARTIFICIAL.*

**Autor:**

**Ing. Elec. Juan Carlos Cobos Torres.**

**Director:**

**Prof. Dr. D. Mohamed Abderrahim.**

**DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA**

Leganés, Madrid, octubre 2017



Universidad  
Carlos III de Madrid  
www.uc3m.es

*( a entregar en la Oficina de Posgrado, una vez nombrado el Tribunal evaluador, para preparar el documento para la defensa de la tesis)*

## TESIS DOCTORAL

# MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES MEDIANTE TÉCNICAS DE VISIÓN ARTIFICIAL.

Autor: Juan Carlos Cobos Torres.

Tutor: Mohamed Abderrahim

Firma del Tribunal Calificador:

Firma

Presidente: José María Sebastian y Zúñiga.

Vocal: Pedro Guerra López.

Secretario: Alberto Jardón Huete.

Calificación:

Leganés, de de 2017



*A mi esposa e hijos el amor más grande de mi vida.  
A mis padres y hermanos por su cariño y amor incondicional.  
A mis abuelitos por el amor más puro y sincero.*

*“El que tiene fe en sí mismo  
no necesita que los demás  
crean en Él”  
Miguel de Unamuno.*







---

## AGRADECIMIENTOS

---

Quiero agradecer primero a mi tutor Prof. Mohamed Abderrahim por el esfuerzo realizado para que finalice con éxito mi doctorado, por su tutela y colaboración, pero sobre todo por su apertura a trabajar conmigo. Cosas de la vida, un día en la universidad, estresado porque mi extutor estaba de viaje e iba a perder mi beca por no contar con su firma. Él con ese don que tiene como docente se acercó a dialogar conmigo, preguntándome la razón de mi preocupación. Se ofreció voluntariamente a firmar mi diseño de tesis y así solucionar mi problema; debería cambiar el diseño de tesis cuando llegue mi tutor. Pero ese acto desinteresado y haber sido alumno suyo en las clases de Robótica Espacial, me motivaron a pedirle que sea él mi tutor y plantear un nuevo tema de investigación, el cual lo presento aquí. Por eso a él, le agradezco no solo sus consejos, sino su amistad sincera. Él ha sabido apoyarme e incluso retarme cuando ha sido necesario. Aunque, tal vez por su carácter sincero, me dirá “me haces la pelota”, le puedo asegurar que estas palabras son las de un amigo, gracias y que Dios se lo pague o me permita retribuírselo de alguna manera. Asimismo, agradezco al Dr. José Martínez-Orgado por su ayuda brindada y apertura a trabajar. Además, agradezco a mi país, Ecuador, por brindarme la beca de estudios y apoyarme en lo posible a vivir con mi familia. También a mis padres: Papitos Gonzalo, Alexandra y Carlitos; hermanos: Chalito, Betito, Camilita, Juanita, Xavi y Estebin, que a lo largo de estos años a pesar de la distancia han sido mi apoyo y estímulo, siempre presentes en los malos y buenos momentos, sabiendo sacar lo mejor de mí. Pero sobre todo quería dedicar esta tesis a mi amiga, compañera, el amor de mi vida, “mi Suquita bella” y a mis Patojitos la razón de mi vida. Juanito y Mia que han sido mi pilar y compañía en esta aventura en tierras lejanas. No quería olvidar a mis compañeros de laboratorio: Pablo, el barbas que con sus consejos y amistad me daba ánimos día a día para seguir avanzando con el presente proyecto, de la misma manera a Adrián y Jordán que se han convertido en verdaderos manitas y que día a día hemos sorteado adversidades con el nuevo robot del laboratorio.



---

## RESUMEN

---

En esta tesis, se presenta el desarrollo de un sistema de medición de signos vitales, mediante la aplicación de técnicas de visión artificial. Para lo cual, se detalla una revisión sistemática sobre la supervisión de signos vitales. Se analizan los aspectos y conceptos relevantes para la medición de signos vitales a través de técnicas de visión artificial. Además, se identifica los puntos débiles que existen en los sistemas de medición actuales basados en técnicas de visión artificial. En función de esto, se desarrollan mejoras y posibles soluciones para optimizar las mediciones. Finalmente, se detalla un sistema que permite medir mediante técnicas de visión artificial y sin contacto: la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria, la saturación de oxígeno y la temperatura corporal. El mismo, es evaluado frente a sistemas clásicos de medición y a sistemas existentes de medición que funcionan por imagen fotoplethysmografía. Finalmente, se implementa el sistema dentro del framework conocido como ROS, lo que le permite funcionar en robots.

---

## ABSTRACT

---

In this thesis, we describe the development of a vital sign measurement system through the application of artificial vision techniques. As a first step, a systematic review of the vital signs supervision is detailed. The relevant aspects and concepts for the measurement of vital signs through artificial vision techniques are analyzed as well. In addition, the weak points of current measurement systems based on techniques of artificial vision are identified. Based on these, we developed some solutions and improvements to optimize the measurements. Finally, the thesis presents the description of the proposed system that allows to measure by means of techniques of computer vision and without contact: the heart rate, the respiratory rate, the saturation of oxygen and the corporal temperature. This system is evaluated against classical measurement systems and existing measuring systems that work by photoplethysmography. Finally, the system is implemented within the framework known as ROS which allows it to work in robots.

---

# ÍNDICE GENERAL

---

|   |           |
|---|-----------|
| AGRADECIMIENTOS .....                                   | II        |
| RESUMEN .....   | III       |
| ABSTRACT .....  | IV        |
| ÍNDICE GENERAL .....                                    | V         |
| ÍNDICE TABLAS .....                                     | VIII      |
| ÍNDICE FIGURAS .....                                    | IX        |
| ABREVIATURAS .....                                      | XIV       |
| <b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>                             | <b>2</b>  |
| <b>2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....</b>                  | <b>7</b>  |
| 2.1.- HISTORIA DE LA MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES. ....   | 7         |
| 2.2.- INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES. ....  | 9         |
| 2.2.1.- <i>Termómetro</i> . ....                        | 17        |
| 2.2.2.- <i>Pulsímetro</i> . ....                        | 19        |
| 2.2.3.- <i>Oxímetro</i> . ....                          | 24        |
| <b>3. FUNDAMENTOS DE LOS SIGNOS VITALES.....</b>        | <b>30</b> |
| 3.1.- EL SISTEMA CARDIOVASCULAR. ....                   | 30        |
| 3.1.1.- <i>El corazón</i> .....                         | 32        |
| 3.1.2.- <i>La sangre</i> . ....                         | 33        |
| 3.1.3.- <i>La disociación de la hemoglobina</i> . ....  | 33        |
| 3.1.4.- <i>Los vasos sanguíneos</i> . ....              | 34        |
| 3.2.- EL SISTEMA RESPIRATORIO. ....                     | 36        |
| 3.2.1.- <i>Los pulmones</i> . ....                      | 37        |
| 3.2.2.- <i>Los alveolos</i> . ....                      | 37        |
| 3.3.- ANATOMÍA DE LA PIEL.....                          | 38        |
| 3.3.1.- <i>Interacción de la piel con la luz</i> . .... | 43        |
| 3.3.2.- <i>Coefficientes de absorción</i> . ....        | 46        |
| <i>Melanosomas</i> .....                                | 46        |
| <i>Colágeno y elastina</i> .....                        | 49        |
| <i>Hemoglobina</i> .....                                | 51        |
| <i>β-caroteno y Bilirrubina</i> .- ....                 | 53        |
| 3.3.3.- <i>Coefficiente de dispersión</i> . ....        | 55        |
| 3.3.4.- <i>Color de la piel</i> . ....                  | 56        |
| <b>4. SEMIOLOGÍA DE LOS SIGNOS VITALES.....</b>         | <b>60</b> |
| 4.1.- EL PULSO ARTERIAL. ....                           | 60        |
| 4.2.- LA FRECUENCIA CARDÍACA. ....                      | 62        |
| 4.3.- LA FRECUENCIA RESPIRATORIA. ....                  | 64        |
| 4.4.- TIEMPO DE TRÁNSITO DEL PULSO. ....                | 66        |

|           |   |            |
|-----------|---|------------|
| <b>5.</b> | <b>MEDICIÓN DE LA FC POR FOTOPLETISMOGRAFÍA.</b>                | <b>69</b>  |
| 5.1.-     | FOTOPLETISMOGRAFÍA.   | 69         |
| 5.2.-     | LEY DE BEER-LAMBERT.  | 75         |
| 5.3.-     | PULSO FOTOPLETISMOGRAFÍA.                                       | 78         |
| 5.3.1.-   | Criterios para la elección de longitudes de onda.               | 83         |
| 5.3.2.-   | Relación de señales   | 84         |
| <b>6.</b> | <b>IMAGEN FOTOPLETISMOGRAFÍA (IFPG).</b>                        | <b>91</b>  |
| 6.1.-     | TRABAJO RELACIONADO.  | 91         |
| 6.2.-     | FUNDAMENTOS.  | 102        |
| 6.2.1.-   | Cámara.   | 102        |
| 6.2.2.-   | Iluminación.  | 110        |
| 6.2.3.-   | Óptica.   | 114        |
| 6.3.-     | MEDICIÓN CON CONTACTO.  | 115        |
| 6.3.1.-   | Análisis de la señal FPG.                                       | 118        |
| 6.3.2.-   | Cálculo continuo de la señal FPG.                               | 126        |
| 6.4.-     | MEDICIÓN SIN CONTACTO.  | 128        |
| 6.4.1.-   | Análisis de la señal FPG.                                       | 131        |
| 6.4.2.-   | Cálculo continuo de la señal FPG.                               | 137        |
| <b>7.</b> | <b>FC POR IFPG EN LÍNEA (MEJORA E IMPLEMENTACIÓN).</b>          | <b>140</b> |
| 7.1.-     | ANÁLISIS DE CAUSAS DE IMPRECISIÓN.                              | 140        |
| 7.1.1.-   | Cámara.   | 140        |
| 7.1.2.-   | Interferencias ópticas.   | 142        |
| 7.1.3.-   | Región de la piel analizada.                                    | 145        |
| 7.1.4.-   | Movimientos de la región de análisis.                           | 149        |
| 7.1.5.-   | Temperatura.  | 153        |
| 7.1.6.-   | Otras causas de imprecisión.                                    | 153        |
| 7.2.-     | MEDIDAS TOMADAS PARA LA MEJORA DE PRECISIÓN.                    | 154        |
| 7.2.1.-   | Cámara.   | 154        |
| 7.2.2.-   | Interferencias ópticas.   | 157        |
| 7.2.3.-   | Región de la piel analizada.                                    | 158        |
| 7.2.4.-   | Movimientos de la persona.                                      | 159        |
| 7.2.5.-   | Temperatura.  | 163        |
| 7.3.-     | PRIMER SISTEMA PROPUESTO PARA LA MEDIDA DEL RITMO CARDÍACO.     | 163        |
| 7.3.1.-   | Adquisición de los fotogramas.                                  | 165        |
| 7.3.2.-   | Generación de señal FPG.  | 165        |
| 7.3.3.-   | Tratamiento de la señal FPG.                                    | 166        |
| 7.3.4.-   | Resultados.   | 171        |
| 7.4.-     | SEGUNDO SISTEMA PROPUESTO PARA LA MEDIDA DEL RITMO CARDÍACO.    | 174        |
| 7.4.1.-   | Resultados.   | 177        |
| <b>8.</b> | <b>SATURACIÓN DE OXÍGENO POR IFPG EN LÍNEA.</b>                 | <b>184</b> |
| 8.1.-     | TRABAJO RELACIONADO.  | 184        |
| 8.2.-     | SISTEMA PROPUESTO PARA LA MEDICIÓN DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO. | 188        |
| 8.2.1.-   | Hardware.   | 189        |
| 8.2.1.-   | Diseño del MLS.   | 190        |
| 8.3.-     | ALGORITMO DE PROCESAMIENTO.                                     | 192        |
| 8.4.-     | RESULTADOS.   | 198        |

|   |            |
|---|------------|
| <b>9. TEMPERATURA POR IMAGEN TERMOGRAFÍA EN LÍNEA.....</b>  | <b>203</b> |
| 9.1.- FUNDAMENTOS.....  | 203        |
| 9.1.1.- Componentes de una cámara térmica.....  | 204        |
| <i>Los principales componentes de las cámaras son la lente, el sensor, los enfriadores y circuitos de procesamiento de la imagen. Se puede observar en la Figura 9.1.....</i> | 204        |
| 9.1.2.- El sensor.....  | 204        |
| 9.1.3.- La óptica.....  | 205        |
| 9.1.4.- Aplicaciones.....   | 205        |
| 9.2.- SISTEMA PROPUESTO.....  | 206        |
| <b>10. CASO APLICATIVO.....</b>   | <b>210</b> |
| 10.1.- Integración de sistemas de medición en ros.....  | 210        |
| 10.2.- Posibles aplicaciones.....   | 215        |
| <b>11. CONCLUSIONES GENERALES.....</b>  | <b>218</b> |
| 11.1.- Conclusiones.....  | 218        |
| 11.2.- Trabajos futuros.....  | 221        |
| <b>12.- BIBLIOGRAFÍA.....</b>   | <b>224</b> |

---

## ÍNDICE TABLAS

---

|   |     |
|---|-----|
| TABLA 1 CLASIFICACIÓN DE LOS PROTOTIPOS CUTÁNEOS DE FITZPATRICK (WOLFF, JOHNSON Y SAAVEDRA 2013). .....               | 41  |
| TABLA 2 PORCENTAJES DEL VOLUMEN OCUPADO EN LA EPIDERMIS POR MELANOSOMAS (JACQUES L., GLICKMAN Y SCHWARTZ 1996). ..... | 41  |
| TABLA 3 CAPAS DE LA PIEL, CON SUS RESPECTIVOS GROSORES Y CROMÓFOROS PRESENTES EN CADA UNA DE LAS CAPAS. ....          | 56  |
| TABLA 4 INTERVALOS NORMALES DE <i>FC</i> POR EDADES (ESTES 2006). .....   | 63  |
| TABLA 5 INTERVALOS NORMALES DE <i>FR</i> POR EDADES (ESTES 2006). .....   | 65  |
| TABLA 6 TRAZOS DE <i>FR</i> CON DISTINTAS TÉCNICAS DE MEDICIÓN (DUVAREILLE , ET AL. 2007). .....                      | 66  |
| TABLA 7 PARÁMETROS CALCULADOS PARA FILTRO DE KALMAN. ....   | 176 |
| TABLA 8 PARÁMETROS CALCULADOS PARA FILTRO DE KALMAN. ....   | 177 |
| TABLA 9 DETALLE DE POBLACIÓN DEL EXPERIMENTO. ....  | 178 |
| TABLA 10 INFORMACIÓN SOBRE DIFERENCIAS ENCONTRADAS EN LAS MEDICIONES POR EL MÉTODO DE BLAND-ALTMAN. ....              | 179 |

---

## ÍNDICE FIGURAS

---

|  |    |
|--|----|
| FIGURA 2.1 PULSILOGIUM, PÉNDULO DE MANO PARA MEDICIÓN DE PULSO ADAPTADO DE (VAN MUSEUM BOERHAAVE 2007) Y (CANDIDO 2009).                   | 9  |
| FIGURA 2.2 TERMOSCOPIO Y TERMÓMETRO (GINEL 2010).  | 10 |
| FIGURA 2.3 TERMÓMETRO EN ESPIRAL, CONSTRUIDO EN 1657 POR UN SOPLADOR DE VIDRIO FLORENTINO (BARROS Y BRAVO 2001).                           | 11 |
| FIGURA 2.4 TERMÓMETRO DE LYON. IDEADO POR JEAN-PIERRE CHRISTIN Y FABRICADO POR PIERRE CASATI EN 1743 (SCIENCE MUSEUM OF LONDON 2010).      | 11 |
| FIGURA 2.5 REPRESENTACIÓN DE UNO DE LOS EXPERIMENTOS DE HALES CON ANIMALES, PRESIÓN SANGUÍNEA (THE HALES FAMILY HISTORY SOCIETY 2011).     | 12 |
| FIGURA 2.6 ESTETOSCOPIO (SCIENCE MUSEUM LONDON 2012) Y (THOM 2012).  | 13 |
| FIGURA 2.7 ESTETOSCOPIO DOBLE OLIVA DE CAMMANN (PECK 1982).  | 13 |
| FIGURA 2.8 PULSÍMETRO DE FRANKLIN (FELIU Y PEREZ 1876).  | 14 |
| FIGURA 2.9 TERMÓMETRO CLÍNICO DEL DR. CLIFFORD ALLBUTT ( MUSEUM OF THE HISTORY OF SCIENCE, TECHNOLOGY AND MEDICINE 2012).                  | 14 |
| FIGURA 2.10 ESFIGMOMANÓMETRO DE RIVA ROCCI (RUISINGER 2011) Y (ARCHIVO CIENTÍFICO Y TECNOLÓGICO DE LA UNIVERSIDAD DE TURÍN (ASTUT). 2012). | 15 |
| FIGURA 2.11 EVOLUCIÓN DEL TERMÓMETRO.  | 19 |
| FIGURA 2.12 POLÍGRAFO DE MACKENZIE (UNIVERSITY OF DUNDEE 2011) Y (MACKENZIE 1902).   | 20 |
| FIGURA 2.13 ELECTROCARDIOGRAFO DE EINTHOVEN FABRICADO POR CAMBRIDGE SCIENTIFIC INSTRUMENT COMPANY DE LONDRES 1911 (BURCH 1964).            | 21 |
| FIGURA 2.14 NORMAN J. HOLTER - 1947 - PROTOTIPO DEL TRASMISOR DE ECG (CONTRAFATTO S.F.).   | 22 |
| FIGURA 2.15 EVOLUCIÓN DEL PULSÍMETRO.  | 23 |
| FIGURA 2.16 ROPA CON SENSORES BIOMÉTRICOS (MTB EUROPE 2008).   | 23 |
| FIGURA 2.17 PATENTE DE EARL WOOD "APARATO PARA DETERMINAR EL PORCENTAJE DE SATURACIÓN DE OXÍGENO EN LA SANGRE" (WOOD EARL 1949).           | 25 |
| FIGURA 2.18 PRIMER OXÍMETRO COMERCIAL DE AOYAGI Y ASOCIADOS OLV-5100 (SEVERINGHAUS Y HONDA 1987).  | 26 |
| FIGURA 2.19 OXÍMETRO MINOLTA (KONICA MINOLTA 2007).  | 26 |
| FIGURA 2.20 EVOLUCIÓN DEL OXÍMETRO.  | 27 |
| FIGURA 3.1 SISTEMA CIRCULATORIO.   | 30 |
| FIGURA 3.2 ESQUEMATIZACIÓN DEL SISTEMA CIRCULATORIO.   | 31 |
| FIGURA 3.3 PARTES DEL CORAZÓN HUMANO (FERREIRA 2016).  | 32 |
| FIGURA 3.4 CURVA DE DISOCIACIÓN DE LA HEMOGLOBINA. ADAPTADO DE: (SHEPHERD Y PEARSE 2009).  | 34 |
| FIGURA 3.5 SISTEMA RESPIRATORIO.   | 36 |
| FIGURA 3.6 INTERCAMBIO DE OXÍGENO Y RECOGIDA DE DIÓXIDO DE CARBONO EN ALVÉOLOS Y CAPILARES.  | 38 |
| FIGURA 3.7 ESTRUCTURA DE LA PIEL HUMANA (INFORESTETICA 2012).  | 38 |
| FIGURA 3.8 ESTRATOS DE LA EPIDERMIS.   | 40 |
| FIGURA 3.9 CAPAS Y ESTRUCTURA DE LA PIEL CON EL ENVEJECIMIENTO. ADAPTADO DE: (DREAMSTIME 2000).  | 42 |
| FIGURA 3.10 CAPAS Y ESTRUCTURA EPIDERMIS Y DERMIS.   | 43 |
| FIGURA 3.11 PORCENTAJES DE RADIACIÓN EN CADA CAPA DE LA PIEL SEGÚN LA LONGITUD DE ONDA ADAPTADO DE: (URBACH 1969).                         | 45 |
| FIGURA 3.12 PROCESO DE COLORACIÓN DE LA PIEL.  | 45 |
| FIGURA 3.13 CURVA DE ABSORCIÓN DEL AGUA (BUITEVELD, HAKVOORT Y DONZE 1994).  | 46 |
| FIGURA 3.14 CURVA DE ABSORCIÓN DE LA MELANINA (JACQUES 1998).  | 47 |
| FIGURA 3.15 CURVA DE ABSORCIÓN DE LA MELANINA SEGÚN VOLUMEN DE MELANOSOMAS PRESENTES EN LA EPIDERMIS. ...                                  | 48 |

|  |    |
|--|----|
| FIGURA 3.16 CURVA DE ABSORCIÓN DEL COLÁGENO, DERMIS Y EPIDERMIS, FUENTE DE DATOS: (SALOMATINA, Y OTROS 2006) Y CURVA DE ABSORCIÓN DE LA MELANINA FUENTE DE DATOS: (CHENG-LUN, JI-CHUNG Y WEN-JWU 2001). .....  | 49 |
| FIGURA 3.17 CURVA DE ABSORCIÓN DE LA GRASA SUBCUTÁNEA DE HUMANOS FUENTE DE DATOS: (SALOMATINA, Y OTROS 2006) .....   | 50 |
| FIGURA 3.18 CURVA DE ABSORCIÓN DE HEMOGLOBINA OXIGENADA Y DESOXIGENADA FUENTE DE DATOS: (S. PRAHL, 1998); ASÍ COMO CARBOXIHEMOGLOBINA Y METAHEMOGLOBINA A UNA CONCENTRACIÓN EN LA SANGRE DE 150 G/L, FUENTE DE DATOS (ZIJLSTRA, BUURSMAN Y VAN ASSENDELFT 2000).....   | 53 |
| FIGURA 3.19 CURVA DE ABSORCIÓN DE B-CAROTENO A UNA CONCENTRACIÓN EN LA SANGRE DE 187.5 G/DL (S. PRAHL, BILIRUBIN. OREGON MEDICAL LASER CENTER OPTICAL PROPERTIES SPECTRA 2012) Y CURVA DE ABSORCIÓN DE LA BILIRUBINA (DU, Y OTROS 1998).....   | 54 |
| FIGURA 4.1 MOVIMIENTO DE CONTRACCIÓN AURICULAR. ....   | 61 |
| FIGURA 4.2 CIERRE DE VÁLVULAS MITRAL Y TRICÚSPIDE, ASÍ COMO CONTRACCIÓN VENTRICULAR.....   | 61 |
| FIGURA 4.3 CIERRE DE VÁLVULAS AÓRTICA Y PULMONAR, ASÍ COMO RELAJACIÓN DE AURÍCULAS Y VENTRÍCULOS. ....   | 61 |
| FIGURA 4.4 DIAGRAMA DE WIGGERS DEL CICLO CARDÍACO, CON LA CORRESPONDIENTE CORRELACIÓN DE LOS VALORES DE PRESIÓN, VOLUMEN, ACTIVIDAD ELÉCTRICA, SONIDOS DEL CORAZÓN Y SEÑAL FOTOPLETISMOGRÁFICA ADAPTADO DE: (CALDERÓN MONTERO 2007). ....  | 62 |
| FIGURA 4.5 VOLUMEN Y CAPACIDADES PULMONARES (DAZA LESMES 2007). ....   | 65 |
| FIGURA 4.6 MEDIDA DEL TIEMPO DE TRÁNSITO DEL PULSO (TTP), (NIHON KOHDEN 2014). ....  | 66 |
| FIGURA 5.1 COLORES REALES DE LA SANGRE. SANGRE $HbO_2$ A LA IZQUIERDA PORTADORA DE OXÍGENO Y SANGRE $Hb$ A LA DERECHA PORTADORA DE DIÓXIDO DE CARBONO, MUESTRA TOMADA DE VENA Y ARTERIA RESPECTIVAMENTE. ....  | 70 |
| FIGURA 5.2 ESQUEMATIZACIÓN DEL SENSOR FOTOPLETISMOGRÁFICO PARA LA MEDICIÓN DE SEÑALES BIOLÓGICAS. (A) TRASMISIÓN DE LA LUZ ROJA A TRAVÉS DE UN VALLE EN EL PULSO ARTERIAL. (B) TRASMISIÓN DE LA LUZ INFRARROJA A TRAVÉS DE UN VALLE EN EL PULSO VENOSO. (C) TRASMISIÓN DE LA LUZ ROJA A TRAVÉS DE UN PICO EN EL PULSO ARTERIAL. (D) TRASMISIÓN DE LA LUZ INFRARROJA A TRAVÉS DE UN VALLE-PICO EN EL PULSO VENOSO. (E) TRASMISIÓN DE LA LUZ ROJA A TRAVÉS DE UN VALLE-PICO EN EL PULSO ARTERIAL. (F) TRASMISIÓN DE LA LUZ INFRARROJA A TRAVÉS DE UN PICO EN EL PULSO VENOSO. .... | 71 |
| FIGURA 5.3 ESQUEMATIZACIÓN DEL SENSOR FOTOPLETISMOGRÁFICO PARA LA MEDICIÓN DE SEÑALES BIOLÓGICAS. (A) TRASMISIÓN DE LA LUZ ROJA A TRAVÉS DE ARTERIA OXIGENADA AL 100 %. (B) TRASMISIÓN DE LA LUZ INFRARROJA A TRAVÉS DE VENA OXIGENADA AL 70 %. (C) TRASMISIÓN DE LA LUZ ROJA A TRAVÉS DE ARTERIA OXIGENADA 90 %. (D) TRASMISIÓN DE LA LUZ INFRARROJA A TRAVÉS DE VENA OXIGENADA AL 60 %. (E) TRASMISIÓN DE LA LUZ ROJA A TRAVÉS DE ARTERIA OXIGENADA AL 80 %. (F) TRASMISIÓN DE LA LUZ INFRARROJA A TRAVÉS DE VENA OXIGENADA AL 50 %....  | 72 |
| FIGURA 5.4 ESQUEMATIZACIÓN DE LA ABSORCIÓN DE LA $Hb$ Y $HbO_2$ EN EL DEDO DE UNA PERSONA. (A) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO CON OXIGENACIÓN NORMAL. (B) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO CON CIANOSIS O MAYOR CANTIDAD DE DESOXIHEMOGLOBINA. ....  | 74 |
| FIGURA 5.5 ESQUEMATIZACIÓN DE LA ABSORCIÓN DE LA $Hb$ Y $HbO_2$ EN EL DEDO DE UNA PERSONA. (A) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO MOMENTO DE CONTRACCIÓN EN LA PULSACIÓN CARDÍACA. (B) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO MOMENTO DE RELAJACIÓN EN LA PULSACIÓN CARDÍACA. ....   | 75 |
| FIGURA 5.6 ESQUEMATIZACIÓN DE LA LEY DE BEER-LAMBERT, UNA LUZ INCIDENTE CON INTENSIDAD CONOCIDA ATRAVIESA UNA SOLUCIÓN O MEDIO, DONDE LA INTENSIDAD LUMINOSA DISMINUYE EXPONENCIALMENTE CON LA DISTANCIA DEL TRAYECTO ÓPTICO Y POR LA CONCENTRACIÓN DEL MATERIAL EN EL MEDIO ABSORBENTE. LA INTENSIDAD DE LA LUZ TRANSMITIDA $I_t$ ES DETERMINADA MEDIANTE UN FOTODETECTOR.....  | 77 |
| FIGURA 5.7 LEY DE BEER-LAMBERT PARA EL CASO DE MÚLTIPLES ABSORBENTES.....  | 78 |
| FIGURA 5.8 ESQUEMATIZACIÓN DE LA ABSORCIÓN DE LA LUZ POR LA PIEL, LOS HUESOS Y EL TEJIDO MUSCULAR EN UN DEDO SIN FLUJO SANGUÍNEO. (A) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO DE MAYOR SECCIÓN. (B) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO DE MENOR SECCIÓN. ....   | 79 |
| FIGURA 5.9 ESQUEMATIZACIÓN DE LA ABSORCIÓN DE LUZ EN EL DEDO DE UNA PERSONA Y DE LA ABSORBANCIA VARIANTE DEBIDO A LA SANGRE ARTERIAL, Y UNA ABSORBANCIA CONSTANTE DEBIDA A LA PIEL Y OTROS TEJIDOS. (A) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO MOMENTO DE CONTRACCIÓN EN LA PULSACIÓN CARDÍACA. (B) TRASMISIÓN DE LA LUZ A TRAVÉS DE UN DEDO MOMENTO DE RELAJACIÓN EN LA PULSACIÓN CARDÍACA. ....  | 80 |
| FIGURA 5.10 REPRESENTACIÓN DE LA LEY DE BEER-LAMBERT PARA LA OXIMETRÍA DE PULSO. ....  | 81 |



|   |     |
|---|-----|
| FIGURA 5.11 ESQUEMATIZACIÓN DE LA NORMALIZACIÓN DE LAS SEÑALES. LA LUZ TRASMITIDA POR EL LED ROJO (R) Y POR EL LED INFRARROJO (IR) SE DIVIDE POR SU COMPONENTE DE CC INDIVIDUAL. ASÍ, AMBAS INTENSIDADES DE LUZ NORMALIZADAS TIENEN LA MISMA MAGNITUD DURANTE LA DIÁSTOLE. (1) ABSORCIÓN DEBIDA A LOS TEJIDOS, (2) ABSORCIÓN DEBIDA A SANGRE VENOSA, (3) ABSORCIÓN DEBIDA A SANGRE NO PULSÁTIL ARTERIAL O CAPILAR Y (4) ABSORCIÓN DEBIDA A SANGRE ARTERIAL PULSÁTIL. .... | 86  |
| FIGURA 5.12 CURVAS DE CALIBRACIÓN PARA OXÍMETROS DE PULSO. LA LÍNEA CONTINUA ES LA CURVA TEÓRICA SEGÚN LA LEY DE BEER-LAMBERT Y LA LÍNEA DISCONTINUA ES LA CURVA EMPÍRICA. LA DIFERENCIA ENTRE ESTAS CURVAS SE DEBE PRINCIPALMENTE A LOS EFECTOS DE DISPERSIÓN DE LA LUZ (WEBSTER 1997). ....   | 87  |
| FIGURA 6.1 GRÁFICO DE BLAND-ALTMAN QUE MUESTRA EL NIVEL DE ACUERDO ENTRE EL ECG Y LA FC MEDIDA CON EL MÉTODO MOTION. ....   | 96  |
| FIGURA 6.2 SENSIBILIDAD ESPECTRAL; COMPARACIÓN ENTRE PERCEPCIÓN OJO HUMANO Y SENSORES CCD / CMOS. ADAPTADO DE: (FERNANDEZ-MALOIGNE, ROBERT-INACIO Y MACAIRE 2013). ....   | 106 |
| FIGURA 6.3 ESQUEMATIZACIÓN DE UN SISTEMA DE FILTRADO DE UNA CÁMARA, TIPO BAYER. ....  | 107 |
| FIGURA 6.4 SENSIBILIDAD ESPECTRAL; COMPARACIÓN ENTRE SENSORES CCD (KLI-6013. FUENTE DE DATOS: (EASTMAN KODAK COMPANY 2003)) Y CMOS (BUC3A 320C. FUENTE DE DATOS: (BESTSCOPE INTERNATIONAL LIMITED 2014)), ASÍ COMO ENTRE SUS CANALES RGB DESPUÉS DEL FILTRADO DEL TIPO BAYER. ADAPTADO DE: (FERNANDEZ-MALOIGNE, ROBERT-INACIO Y MACAIRE 2013). ....   | 107 |
| FIGURA 6.5 COMPARACIÓN DE: ESPECTRO DE ABSORCIÓN DE LA OXIHEMOGLOBINA Y DESOXIHEMOGLOBINA (S. PRAHL 1998); ESPECTROS DE REFLECTANCIA EN PIEL Y VENA; Y SENSIBILIDAD ESPECTRAL DE LOS SENSORES CCD Y CMOS. ....  | 109 |
| FIGURA 6.6 COMPARACIÓN DE ESPECTRO DE ILUMINACIÓN FLUORESCENTE Y DE LUZ REFLECTADA EN LA PIEL; ASÍ COMO CURVA DE ABSORCIÓN DE HEMOGLOBINA OXIGENADA Y DESOXIGENADA. FUENTE DE DATOS $Hb$ Y $HbO_2$ : (S. PRAHL, TABULATED MOLAR EXTINCTION COEFFICIENT FOR HEMOGLOBIN IN WATER 1998). ....  | 110 |
| FIGURA 6.7 COMPARACIÓN DE ESPECTRO DE ILUMINACIÓN INCANDESCENTE Y DE LUZ REFLECTADA EN LA PIEL Y VENA; ASÍ COMO CURVA DE ABSORCIÓN DE HEMOGLOBINA OXIGENADA Y DESOXIGENADA. FUENTE DE DATOS $Hb$ Y $HbO_2$ : (S. PRAHL, TABULATED MOLAR EXTINCTION COEFFICIENT FOR HEMOGLOBIN IN WATER 1998) ....   | 111 |
| FIGURA 6.8 COMPARACIÓN DE ESPECTRO DE ILUMINACIÓN LED Y DE LUZ REFLECTADA EN LA PIEL Y VENA; ASÍ COMO CURVA DE ABSORCIÓN DE HEMOGLOBINA OXIGENADA Y DESOXIGENADA. FUENTE DE DATOS $Hb$ Y $HbO_2$ : (S. PRAHL, TABULATED MOLAR EXTINCTION COEFFICIENT FOR HEMOGLOBIN IN WATER 1998) ....   | 112 |
| FIGURA 6.9 COMPARACIÓN DE ESPECTRO DE DIFERENTES TIPOS DE ILUMINACIÓN, ADAPTADO DE (MERCOLA 2016 ) Y ESPECTRO DE ABSORCIÓN DE LA OXIHEMOGLOBINA Y DESOXIHEMOGLOBINA, FUENTE DE DATOS: (S. PRAHL 1998) ....  | 113 |
| FIGURA 6.10 PROCEDIMIENTO PARA OBTENCIÓN DE SEÑAL $FPG$ POR CONTACTO.....   | 115 |
| FIGURA 6.11 SECUENCIA DE IMÁGENES OBTENIDAS CON UN DEDO PUESTO SOBRE LA CÁMARA DE UN TELÉFONO MÓVIL. ....   | 117 |
| FIGURA 6.12 SECUENCIA DE OBTENCIÓN DE LA SEÑAL $FPG$ . ....   | 118 |
| FIGURA 6.13 SEÑAL $FPG$ ADQUIRIDA. ....   | 119 |
| FIGURA 6.14 VENTANA DE 10 SEGUNDOS DE LA SEÑAL $FPG$ . ....   | 120 |
| FIGURA 6.15 ESPECTRO DE SEÑAL $FPG$ . FIGURAS COLOCADAS EN CORRESPONDENCIA RGB. ....  | 121 |
| FIGURA 6.16 SEÑAL $FPG$ RESTADO EL OFFSET COMO SEÑAL DE CONTINUA. ....  | 122 |
| FIGURA 6.17 ESPECTRO DE SEÑAL $FPG$ RESTADO EL OFFSET COMO SEÑAL DE CONTINUA. FIGURAS COLOCADAS EN ORDEN DE CORRESPONDENCIA A LOS CANALES RGB. ....   | 123 |
| FIGURA 6.18 RESPUESTA DE MAGNITUD DEL FILTRO PASA BANDA BUTTERWORTH.....  | 123 |
| FIGURA 6.19 SEÑAL $FPG$ FILTRADA. ....  | 124 |
| FIGURA 6.20 ESPECTRO DE LA SEÑAL $FPG$ FILTRADA. ....   | 125 |
| FIGURA 6.21 SECUENCIA DE ANÁLISIS DE LA SEÑAL $FPG$ . ....  | 126 |
| FIGURA 6.22 SECUENCIA DE CÁLCULO CONTINUO PARA LA $FC$ .....  | 127 |
| FIGURA 6.23 PROCEDIMIENTO PARA OBTENCIÓN DE SEÑAL $FPG$ SIN CONTACTO E IMAGEN OBTENIDA. ....  | 128 |
| FIGURA 6.24 INTERACCIÓN DE LA PIEL CON UNA LUZ INCIDENTE. ....  | 129 |
| FIGURA 6.25 SECUENCIA DE IMÁGENES OBTENIDAS EN LA REGIÓN DE INTERÉS SOBRE LA PIEL EN LA FRENTE DE UNA PERSONA. CORRESPONDEN A UNA FRECUENCIA DE 15 FPS, YA QUE SOLO SE PRESENTAN LOS FOTOGRAFÍAS IMPARES DE LA SECUENCIA. ....  | 130 |
| FIGURA 6.26 SEÑAL $FPG$ SIN CONTACTO ADQUIRIDA. ....  | 132 |

|  |     |
|--|-----|
| FIGURA 6.27 VENTANA DE 6 SEGUNDOS DE LA SEÑAL <i>FPG</i> SIN CONTACTO. ....  | 133 |
| FIGURA 6.28 SEÑAL <i>FPG</i> RESTADO EL OFFSET COMO SEÑAL DE CONTINUA. ....  | 133 |
| FIGURA 6.29 ESPECTRO DE LA SEÑAL <i>FPG</i> OBTENIDA SIN CONTACTO RESTADA EL OFFSET COMO SEÑAL DE CONTINUA. FIGURAS COLOCADAS EN ORDEN DE CORRESPONDENCIA A LOS CANALES RGB. ....  | 134 |
| FIGURA 6.30 SEÑAL <i>FPG</i> FILTRADA. ....  | 136 |
| FIGURA 6.31 ESPECTRO DE LA SEÑAL <i>FPG</i> FILTRADA. ....   | 137 |
| FIGURA 7.1 RESPUESTA ESPECTRAL CÁMARA OV9710 VS. ABSORBANCIA <i>Hb</i> Y <i>HbO<sub>2</sub></i> . ....   | 141 |
| FIGURA 7.2 (A) SEÑAL <i>FPG</i> CON ARTEFACTO DE LUZ NATURAL ATENUÁNDOSE, (B) PRIMER Y ÚLTIMO FOTOGRAMA DEL VIDEO Y (C) <i>ROI</i> CORRESPONDIENTE A CADA SEGUNDO DEL VIDEO. ....  | 143 |
| FIGURA 7.3 (A) SEÑAL <i>FPG</i> CON ARTEFACTO DE LUZ COMPLEMENTARIA, (B) PRIMER Y ÚLTIMO FOTOGRAMA DEL VIDEO Y (C) <i>ROI</i> CORRESPONDIENTE A CADA SEGUNDO DEL VIDEO. ....   | 144 |
| FIGURA 7.4 REFLEXIÓN Y DISPERSIÓN BIDIRECCIONAL EN LA PIEL. ....   | 144 |
| FIGURA 7.5 CLASIFICACIÓN DE LA VARIACIÓN REGIONAL EN LOS VALORES DE HIDRATACIÓN GRASA EN PERSONAS JÓVENES Y MAYORES. EL CUELLO ES EL ÁREA MÁS HIDRATADA EN AMBOS GRUPOS, Y LA NARIZ ES LA MENOS. EN EL GRUPO JOVEN, EL CUELLO ES SEGUIDO POR EL MENTÓN, LUEGO POR LA FRENTE, EL PÁRPADO SUPERIOR, MEJILLA, ÁREAS PERIORAL Y NASOLABIAL, Y EL ANTEBRAZO, QUE MUESTRAN VALORES DE HIDRATACIÓN SIMILARES. EN EL GRUPO DE MAYORES, EL CUELLO ES SEGUIDO POR EL ANTEBRAZO, Y LUEGO POR LA MEJILLA. LA FRENTE, EL PÁRPADO SUPERIOR, LAS ÁREAS NASOLABIAL Y PERIORAL, Y EL MENTÓN SIGUEN EN LA CUARTA POSICIÓN (MARRAKCHI Y MAIBACH 2007). .... | 146 |
| FIGURA 7.6 REFLEXIÓN DE LA LUZ EN PIEL (A) CON PELÍCULA GRASA, (B) CON VELLAS, (C) CON PEQUEÑAS ARRUGAS Y (D) CON LÍNEAS DE EXPRESIÓN. ....  | 147 |
| FIGURA 7.7 VENAS Y ARTERIAS EN EL ROSTRO HUMANO (A) INTERNAS (IMAGEN OBTENIDA MEDIANTE SOFTWARE HUMAN ANATOMY ATLAS) Y (B) SUPERFICIALES (CEASE 2007). ....  | 148 |
| FIGURA 7.8 (A) SEÑAL <i>FPG</i> CON ARTEFACTO DE MOVIMIENTO DE CABEZA ACERCÁNDOSE A CÁMARA, (B) PRIMER Y ÚLTIMO FOTOGRAMA DEL VIDEO Y (C) <i>ROI</i> CORRESPONDIENTE A CADA SEGUNDO DEL VIDEO. ....  | 150 |
| FIGURA 7.9 (A) SEÑAL <i>FPG</i> CON ARTEFACTO DE MOVIMIENTO DE CABECEO, GUIÑADA Y ALABEO DE CABEZA, (B) SECUENCIA DE FOTOGRAMAS CON LOS MOVIMIENTOS REALIZADOS Y (C) <i>ROI</i> CORRESPONDIENTE A LOS FOTOGRAMAS ANTERIORES. ....  | 152 |
| FIGURA 7.10 RESPUESTA ESPECTRAL CÁMARA OV9710 CON CALIBRACIÓN DE SATURACIÓN VS. ABSORBANCIA <i>Hb</i> Y <i>HbO<sub>2</sub></i> . ....  | 155 |
| FIGURA 7.11 RESPUESTA ESPECTRAL CÁMARA CON CALIBRACIÓN DE BALANCE DE BLANCOS OV9710 VS. ABSORBANCIA <i>Hb</i> Y <i>HbO<sub>2</sub></i> . ....  | 156 |
| FIGURA 7.12 CALIBRACIÓN DE SATURACIÓN PARA EVITAR EL EFECTO BLURRING. ....   | 157 |
| FIGURA 7.13 EFECTO DE UTILIZAR UN FILTRO POLARIZADOR EN LA CÁMARA ADAPTADO DE: (VERLOREN HOOP PRODUCTIONS 2009). ....  | 159 |
| FIGURA 7.14 REGIÓN DE ANÁLISIS, (A) ESTRUCTURA Y (B) DISTANCIA INICIAL DE CALIBRACIÓN Y MOVIMIENTOS DE ROTACIÓN CABEZA. ....   | 161 |
| FIGURA 7.15 REGIÓN DE ANÁLISIS CON MOVIMIENTOS DE (A) TRASLACIÓN, (B) CABECEO, (C) GUIÑADA Y (D) ALABEO. ....  | 163 |
| FIGURA 7.16 SECUENCIA DE CÁLCULO CONTINUO PARA LA <i>FC</i> . ....   | 164 |
| FIGURA 7.17 COMPARACIÓN DE SEÑAL DE FILTRADO DOWNSAMPLING Y MEDIA MÓVIL. ....  | 169 |
| FIGURA 7.18 INFLUENCIA DEL TAMAÑO DE LA SUBVENTANA. ....   | 169 |
| FIGURA 7.19 VENTANA HANN PARA LA VENTANA CORREDERA DE 6 SEGUNDOS. ....   | 170 |
| FIGURA 7.20 BLAND-ALTMAN MUESTRA EL NIVEL DE ACUERDO ENTRE: (A) <i>FC</i> ENTRE UN MONITOR DE UNA UCIN Y CON NUESTRO MÉTODO PROPUESTO, (B) <i>FR</i> ENTRE UN MONITOR DE UNA UCIN Y CON NUESTRO MÉTODO PROPUESTO. ....   | 173 |
| FIGURA 7.21 COMPARACIÓN DE RENDIMIENTO ENTRE NUESTRO MÉTODO E <i>ICA</i> . ....  | 174 |
| FIGURA 7.22 COMPARACIÓN DE SEÑAL DE FILTRADO DOWNSAMPLING Y MEDIA MÓVIL. ....  | 175 |
| FIGURA 7.23 SEÑAL PROMEDIA (LÍNEA CONTINUA) Y SEÑAL DE SEGUIMIENTO PROPUESTA (LÍNEA ENTRECORTADA), EN LOS CANALES RGB. ....  | 176 |
| FIGURA 7.24 GRÁFICO DE BLAND-ALTMAN QUE MUESTRA EL NIVEL DE ACUERDO ENTRE EL PULSÍMETRO Y LA <i>FC</i> ESTIMADA CON NUESTRO MÉTODO. ....   | 178 |
| FIGURA 7.25 GRÁFICA DE BLAND-ALTMAN QUE MUESTRA EL NIVEL DE ACUERDO ENTRE EL PULSÍMETRO, EL MÉTODO <i>ICA</i> Y LA <i>FC</i> ESTIMADA CUANDO LA PERSONA ESTÁ EN MOVIMIENTO. ....   | 180 |

|  |     |
|--|-----|
| FIGURA 7.26 TRAZO QUE MUESTRA DEL NIVEL DE UTILIZACIÓN DEL <i>CPU</i> CUANDO SE REALIZABAN LAS MEDICIONES CON NUESTRO MÉTODO Y EL MÉTODO DE <i>ICA</i> .   | 181 |
| FIGURA 8.1 ESQUEMATIZACIÓN DEL SISTEMA PROPUESTO.  | 189 |
| FIGURA 8.2 DISPOSICIÓN DE LOS LEDs DEL <i>MLS</i> .  | 190 |
| FIGURA 8.3 SECUENCIA UTILIZADA PARA LAS MEDICIONES.  | 193 |
| FIGURA 8.4 SEÑALES FOTOPLETISMOGRÁFICAS OBTENIDAS CON FOTOGRAMAS PARES Y OTRA CON LOS FOTOGRAMAS IMPARES.  | 194 |
| FIGURA 8.5 CURVA DE CALIBRACIÓN EMPÍRICA DE SEGUNDO ORDEN QUE RELACIONA R ENTRE EL MÉTODO POR IPPG Y EL OXÍMETRO MÉDICO.   | 196 |
| FIGURA 8.6 COMPARACIÓN DE LOS VALORES DE <i>SpO2</i> DURANTE 30 SEGUNDOS DE RESPIRACIÓN ESPONTÁNEA Y UNA APNEA HASTA QUE EL SUJETO DE PRUEBA ESTUVO INCOMODO. MEDICIONES REALIZADAS CON EL OXÍMETRO DE CONTACTO Y EL MÉTODO PROPUESTO. | 197 |
| FIGURA 8.7 SISTEMA DE MEDICIÓN DE LA SATURACIÓN DE OXÍGENO INTEGRADO EN UNA RASPBERRY PI 3.  | 197 |
| FIGURA 8.8. DIAGRAMA DE DISPERSIÓN QUE MUESTRA LA RELACIÓN ENTRE LAS MEDIDAS REALIZADAS CON EL MÉTODO DE CONTACTO Y EL MÉTODO PROPUESTO SIN CONTACTO (A) <i>FC</i> , (B) <i>SpO2</i> .   | 199 |
| FIGURA 8.9. GRÁFICOS DE BLAND-ALTMAN QUE MUESTRA EL NIVEL DE ACUERDO ENTRE LAS MEDIDAS REALIZADAS CON EL MÉTODO DE CONTACTO Y EL MÉTODO PROPUESTO SIN CONTACTO. (A) <i>FC</i> , (B) <i>SpO2</i> .                                      | 200 |
| FIGURA 9.1. COMPONENTES DE LAS CÁMARAS TÉRMICAS.   | 204 |
| FIGURA 9.2. (A) IMAGEN OBTENIDA DE LA CÁMARA TÉRMICA Y (B) IMAGEN CON FILTRO DE LA MEDIA.  | 207 |
| FIGURA 9.3 IMAGEN CAPTURADA CON LA CÁMARA SEEK THERMAL, MEDIANTE EL SCRIPT REALIZADO.  | 208 |
| FIGURA 10.1 DESARROLLO E INTEGRACIÓN DE UN PAQUETE DE MEDICIÓN DE SIGNOS VITALES EN ROS, PARA SU INTEGRACIÓN EN UN ROBOT.  | 210 |
| FIGURA 10.2 ESTRUCTURA DEL SISTEMA EN ROS. (A) PRIMER Y (B) SEGUNDO SISTEMA PROPUESTO.   | 213 |
| FIGURA 10.3 ESTRUCTURA DEL SISTEMA EN ROS PARA LA MEDICIÓN DE SATURACIÓN DE OXÍGENO.   | 214 |

---

## ABREVIATURAS

---

|                  |  |
|------------------|--|
| ADC              | Conversor de señal analógica a señal digital.                        |
| BSS              | Separación ciega de fuentes.   |
| CCD              | Sensor de cámara de carga acoplada.                                  |
| CMOS             | Sensor de cámara semiconductor complementario de óxido metálico.     |
| CPU              | Unidad central de proceso, ordenador.                                |
| DFT              | Trasformada de Discreta de Fourier.                                  |
| FC               | Frecuencia cardíaca.   |
| FFT              | Transformada rápida de Fourier.                                      |
| FIFO             | Primero en entrar, primero en salir (en inglés first in, first out). |
| FIR              | filtro de respuesta de impulso finito.                               |
| FPG              | Fotopletismografía.  |
| FR               | Frecuencia respiratoria.   |
| ICA              | Análisis independiente de componentes.                               |
| IFPG             | Imagen fotopletismografía.   |
| IR               | Rayos Infrarrojos.   |
| IIR              | Filtro de respuesta de impulso infinito.                             |
| LDA              | Análisis de discriminante lineal.                                    |
| LED              | Diodo emisor de luz.   |
| MLS              | Fuente de luz multiplexada.  |
| PCA              | Análisis de componentes principales                                  |
| RGB              | Rojo-Verde-Azul.   |
| ROI              | Región de interés.   |
| SpO <sub>2</sub> | Saturación de oxígeno.   |
| UV               | Rayos ultravioletas.   |





# Introducción.

## Capítulo 1.

*“La educación es lo más importante que estamos haciendo. Más importante que las carreteras, las hidroeléctricas, los aeropuertos...”*

Rafael Correa.

## 1. INTRODUCCIÓN.

Hasta la fecha, la medicina requiere del médico una gran preparación, habilidad y capacidad de diagnosticar con rigor a un paciente. Para esto, el médico no solo depende de otras personas que le ayudan en este proceso, sino también depende fundamentalmente de instrumentos que le permitan la medición de parámetros fisiológicos del paciente; tanto para valorarlo correctamente, como para llevar con éxito el control en el transcurso de la enfermedad. O sea, una correcta evaluación de signos vitales es primordial en el ámbito sanitario, y que mejor si la medición de los signos vitales es menos invasiva. Lo que implica, no únicamente conseguir una medición de signos vitales sin contacto alguno, sino también que el paciente o la persona que está siendo evaluada se sienta más cómoda y no sufra estrés por estar conectado a equipos de medición. Todo esto, ayuda al médico incluso para poder realizar un diagnóstico de manera telemática, para la toma de decisiones pertinentes con respecto a la evolución de la patología y a la supervisión durante el desarrollo de la enfermedad.

En la actualidad, los sistemas para la medición de signos vitales están muy evolucionados. Sin embargo, el funcionamiento de cada uno de ellos en aplicaciones reales, está influenciado por el contexto; es decir, el lugar donde se emplee. Por ejemplo, un paciente que necesite residir en observación en una incubadora deberá estar conectado a diversos equipos médicos, lo cual puede llegar a afectar o deteriorar el estado de ánimo del paciente y padres. Incluso, existen casos más críticos en los cuales se torna difícil el diagnóstico o supervisión. No solo por la incomodidad que esta puede generar, sino por los costos que esta acarrea, afecciones a la piel por el contacto de sensores o sondas. Un problema muy común también son las apneas de sueños, que son evaluadas conectando al paciente a equipos médicos; con lo cual, el paciente no puede conciliar el sueño de manera natural. Así mismo, en países en vías de desarrollo es muy común la muerte infantil conocida como “*síndrome de muerte súbita del lactante*” *SMSL* o “*muerte de cuna*”, donde simplemente el niño deja de respirar o algo obstruye su función natural para respirar. Esta muerte repentina de un niño menor de un año de



edad es inexplicable aun después de una autopsia y la evaluación de la historia clínica del niño y su familia (García García 2008). Además, vale la pena detallar que aún en la actualidad en países desarrollados existe un porcentaje considerable de muerte en el lactante, la tasa de mortalidad por *SMSL* en el año 2014 era respectivamente de 3,3 y 5,8 fallecidos por mil nacidos vivos en promedio dentro de la Unión Europea y EEUU, mientras que en países como México, Chile, o Turquía en el mismo año era respectivamente de 12,5; 7,2 y 11,1 fallecidos por mil nacidos vivos (OCDE 2017). Entonces, la tasa de mortalidad por esta causa podría reducirse mediante sistemas de medición y supervisión económicos y sin contacto, que puedan ser fácilmente implementados en los monitores de bebés; con lo cual, los padres ayudarían al niño o bebe en el caso de algún problema. De igual manera, pueden existir casos en que el médico no pueda acceder hasta el lugar donde el paciente se encuentre, como es el caso de desastres naturales. Con lo cual, contar con sistemas de medición que permitan realizar mediciones sin contacto y *in situ* es de gran ayuda. Aquí podrían demostrar un protagonismo fundamental los robots o drones, que servirían como instrumento con el cual se realicen triajes o diagnósticos a distancia.

Por lo mismo, se plantea desarrollar un sistema que permita mediante la utilización de técnicas de visión artificial y hardware de bajo costo, estimar los signos vitales de una persona sin contacto alguno. Los signos vitales a estimar son la frecuencia cardiaca (*FC*), frecuencia respiratoria (*FR*), temperatura corporal (*TC*) y saturación de oxígeno (*SpO<sub>2</sub>*). Para esto, se deberá realizar un análisis de imágenes y secuencias de imágenes en busca de características que permitan determinar los signos vitales deseados.

En consecuencia, el propósito general del presente estudio es realizar un sistema de medición de signos vitales mediante aplicación de técnicas de visión artificial. Para lo cual, para su desarrollo se plantean una serie de objetivos específicos

- Realizar la revisión sistemática sobre la supervisión de signos vitales como herramienta de la semiotecnia y semiografía clínica.

- Analizar y explicar los aspectos y conceptos pertinentes para la medición de los signos vitales mediante técnicas de visión artificial.
- Identificar los puntos débiles que existen en los sistemas actuales para la medición de signos vitales mediante técnicas de visión artificial.
- Formular soluciones y posibles mejoras en la medición de signos vitales mediante técnicas de visión artificial.
- Proponer un sistema que permita medir mediante técnicas de visión artificial, la frecuencia cardiaca, frecuencia respiración, saturación de oxígeno y la temperatura corporal.
- Evaluar el sistema propuesto versus los sistemas clásicos de medición.
- Implementar el sistema dentro de un framework que le permita funcionar en robots.

Así, en este trabajo se detalla estos objetivos plasmados a lo largo de la estructura de la tesis, que a continuación se resume.

En el primer capítulo, se encuentra lo referente al problema detectado que motiva la investigación, se inicia con una introducción, a continuación se presentan los objetivos generales y específicos de este estudio.

En el segundo capítulo, se realiza un análisis cronológico y sistemático sobre la supervisión de los signos vitales y como estos en el transcurso de la humanidad han permitido conocer las enfermedades a través de los signos o síntomas. Esto permite respaldar las motivaciones del presente estudio, como son mejorar; la comodidad de los pacientes y sus familiares, realizar una medición sin contacto, entre otros.

En el tercer capítulo, se presenta los fundamentos básicos de los órganos del cuerpo humano que intervienen y permiten la medición de los signos vitales, mediante

técnicas de visión artificial. Con lo cual, se puede realizar una interpretación correcta y coherente de las señales obtenidas como signos vitales.

En el cuarto capítulo, se describe la semiología de los signos vitales, con lo cual se puede definir correctamente sus características, variaciones, límites, entre otros, para el correcto diseño del sistema.

En el capítulo quinto se detalla la medición de los signos vitales mediante la técnica de fotopleletismografía, sus fundamentos, leyes y funcionamiento, que permiten establecer la base necesaria para entender la técnica de imagen fotopleletismografía.

En el capítulo sexto, se explica de igual manera los fundamentos, leyes y funcionamiento de la técnica de imagen fotopleletismografía, para la medición de los signos vitales, puntualizando tanto la medición por contacto y sin contacto. Se muestra un análisis de las señales fotopleletismográficas obtenidas. Además, se realiza un detalle del hardware, el proceso de adquisición y filtrado de la señal fotopleletismográfica y se establece su importancia para la medición de los signos vitales.

En el capítulo séptimo, en base al estudio realizado en el capítulo sexto se realiza un análisis de causas de imprecisión y las pautas tomadas para mejorar la adquisición, procesamiento y filtrado de la señal fotopleletismográfica obtenida por imagen fotopleletismografía. Además, se presenta el desarrollo de dos sistemas propuestos para la medición de la FC y FR basados en el análisis antes mencionado.

En el capítulo octavo, se detalla el sistema propuesto para la medición de la saturación de oxígeno en la sangre mediante la técnica de imagen fotopleletismografía.

En el capítulo noveno, se presenta la medición de la temperatura corporal mediante una cámara termográfica de bajo costo.

En el capítulo decimo, se muestra un caso aplicativo del sistema dentro del framework ROS para su fácil integración dentro de un sistema robótico.

# Antecedentes históricos.

Capítulo 2.

*“Una inversión en  
conocimiento paga el mejor  
interés.”*  
Benjamin Franklin.

## **2. ANTECEDENTES HISTÓRICOS.**

Realizar una revisión sistemática sobre la supervisión de signos vitales, como herramienta de la semiotecnia y semiografía clínica, es necesaria para entender de manera detallada la evolución de las técnicas y metodologías de medición utilizadas en diversas épocas. Esto permite discernir como cada instrumento de medida ha evolucionado durante el tiempo y cuáles son las necesidades que han impulsado dichos avances.

### **2.1.- Historia de la medición de signos vitales.**

En la época de Hipócrates (500 años A. C.) se empieza a hablar sobre el juicio de valor de los signos vitales y el examen físico como base o cimiento de una medicina técnica, las diferentes escuelas médicas en el mundo griego empiezan a dar cuenta racional del diagnóstico basado en la observación, inspección y la palpación.

Para defender los distintos métodos terapéuticos y de diagnóstico, los médicos griegos y especialmente los hipocráticos, ampliaron su comprensión científica sobre el hombre y sus enfermedades a través de una interpretación naturalista del mundo. (Eslava Schmalbach, Guevara Cruz y Gómez Cusnir 2006).

Es la época de esplendor en el desarrollo de conocimiento médico basado en la observación rigurosa y analítica del rostro, pulso, respiración, entre otros. Se relaciona las observaciones con síntomas propios de cada enfermedad. Pero poco a poco este gran desarrollo fue perdiendo ímpetu, y pocos médicos de la antigua Grecia como Praxas siguieron interesados en el estudio de los signos vitales; siendo el primero en centrar la atención en la importancia del pulso para el diagnóstico de determinadas enfermedades. De manera similar Serófilo, su discípulo ya hablaba de la presión arterial y de como controlarla mediante la música. Erasítrato relacionó el enrojecimiento del rostro con la presión arterial. (Laín Entralgo, 1974)

Siguiendo en el tiempo se llega hasta Galeno, con quien se alcanza el umbral de la medicina griega; aportando contribuciones originales basadas en sus antecesores y maestros. Él realiza su propia obra sobre el pulso y la sangre, pues entre otras cosas demostró que por las arterias circula sangre, y no aire (como pensaban Erasístrato y Herófilo).

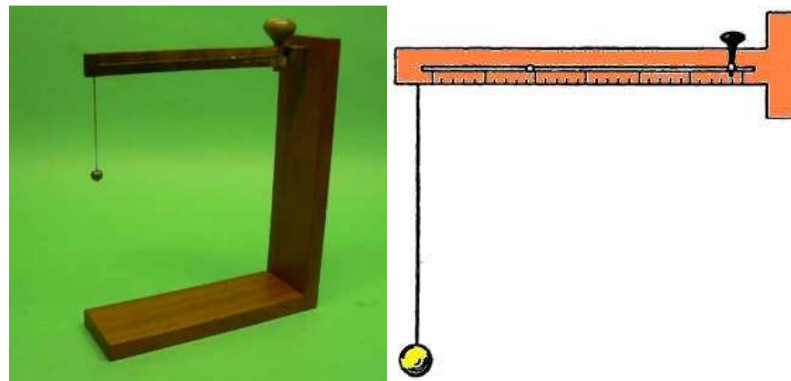
En lo que respecta al conocimiento semiológico, la ideología galénica enfatizó la importancia del examen sensorial del enfermo, manteniendo el uso de los conceptos de signo y síntoma. El síntoma que son las afecciones pasivas del funcionamiento vital que han sido dañadas por la enfermedad, y que al producirse en el seno del organismo, pueden no tener consecuencias visibles para el médico, lo que, por lo contrario, caracteriza con propiedades al signo (Eslava Schmalbach, Guevara Cruz y Gómez Cusnir 2006).

Con lo cual, por primera vez se habla de manera fidedigna sobre signos clínicos (entre ellos los signos vitales) como manifestaciones objetivas, clínicamente fiables, y observadas en la exploración médica. Con esto, los saberes de Hipócrates y Galeno se vuelven fundamentos en la Edad Media, tanto del mundo Árabe, Europeo y Bizantino. Pues, durante toda la época del Medioevo se truncan los avances en la semiotecnia. Uno de los principales precursores de este truncamiento es la Iglesia Católica, desempeña un papel fundamental con dogmas que duraron hasta la época del renacimiento. Los ideales cristianos disponían que por el sufrimiento se purifica el espíritu y que por caridad se debe atender a los enfermos, inclusive a los moribundos. (Laín 1961)

En todo caso no se debe olvidar de grandes médicos como Arnau de Vilanova y Pietro d'Abano, por sus admirables obras que sintetizan los principios de la ciencia médica y su interpretación de los signos vitales como “accidentes”, que deben ser explorados y supervisados tomando en cuenta su regularidad, frecuencia y calidad; se puede decir, que se da una unificación de los saberes de la escuela griega y árabe.

### 2.2.- Instrumentos de medición de signos vitales.

En 1585, Galileo Galilei empieza a estudiar medicina en la Universidad de Pisa, aunque no culmina sus estudios pues encuentra su vocación en las matemáticas y la física; tiene la idea de medir las oscilaciones del péndulo de la Torre de Pisa con su pulso. Se da el primer instrumento médico que permite evaluar la frecuencia cardíaca, de aquí una de sus frases celebres “*Mide lo que se pueda medir; y lo que no, hazlo medible*”. Todo esto lo realiza junto a Santorio Santorio, con quien mantiene constantes comunicaciones. Es justamente Santorio quien adopta esta invención y le da el nombre de pulsilogium, un péndulo de mano que mide el pulso, Figura 2.1. Como se observa, consiste en un péndulo formado de una bola de plomo suspendida por un hilo de seda. Se buscaba poner en sincronismo las oscilaciones del instrumento con el pulso de la persona, ajustando la frecuencia con la longitud del péndulo, el cual contaba con una graduación.

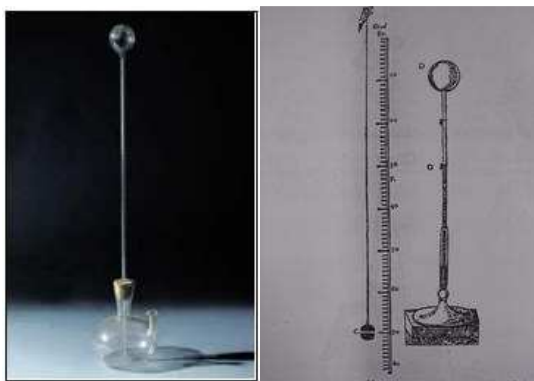


**Figura 2.1 Pulsilogium, péndulo de mano para medición de pulso Adaptado de (van Museum Boerhaave 2007) y (Candido 2009).**

Además, Galileo realiza grandes aportes a la medicina entre ellos el principio básico para el termómetro. Construye un instrumento sensible a la variación de temperatura, un tubo de vidrio terminado en forma de esfera que servía para que la persona calentara el tubo con las manos. El otro extremo del tubo se sumergía en agua contenida en un depósito, al retirarse las manos y enfriarse la esfera, el agua ascendía y marcaba la temperatura; con esto se tenía una comparación entre dos temperaturas.

Santorio mejoró el invento al poner una escala, marcó la altura del líquido al colocar la esfera en hielo, después en la llama de la vela. Al intervalo obtenido, lo dividió en partes iguales Figura 2.2, dando paso al primer termómetro.

Luego, se dio paso a los termómetros fundamentados en la dilatación de líquidos. A mediados del siglo XVII, Fernando II de Medici, Duque de Toscana, construyó un termómetro que consistía en un tubo. El extremo superior del tubo fue cerrado y el inferior terminado en un bulbo lleno de alcohol coloreado. Fernando II escogió el alcohol por su naturaleza, ya que es más sensible a la dilatación que el agua y tiene un punto de congelación más bajo. Si el tubo era largo se enrollaba en forma de hélice Figura 2.3, lo que confirió su aspecto característico a los llamados termómetros florentinos.



**Figura 2.2 Termoscopio y termómetro (Ginel 2010).**

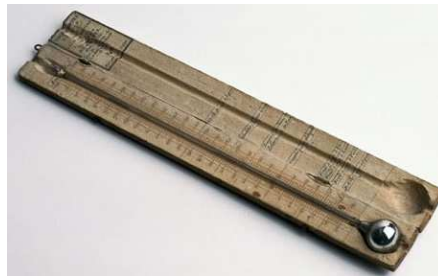
En 1717 Fahrenheit, fabricante de instrumentos técnicos, construyó e introdujo el termómetro de mercurio con bulbo. Tomó como puntos de referencia, la congelación de una disolución saturada de sal común en agua y la temperatura del cuerpo humano, Figura 2.3.





**Figura 2.3** Termómetro en espiral, construido en 1657 por un soplador de vidrio florentino (Barros y Bravo 2001).

Después de 26 años, Jean-Pierre Christin presenta el primer termómetro de mercurio Figura 2.4, que utiliza una escala cero grados como punto de congelación del agua y cien como punto de ebullición; se usa en la actualidad en gran parte del mundo.



**Figura 2.4** Termómetro de Lyon. Ideado por Jean-Pierre Christin y fabricado por Pierre Casati en 1743 (Science Museum of London 2010).

Además, en este siglo se realiza la primera medición de presión arterial, aunque de manera invasiva en un animal, Figura 2.5. Lo hace Stephen Hales, conocido como fisiólogo químico e inventor, lo relata en la revista *Statical Essays* en 1733; después de 22 años de haber realizado el experimento. Se relata como a una yegua con vida que medía catorce palmos de altura y de catorce años de edad, la sostuvo por la espalda y ordenó abrir la arteria crural izquierda a ocho centímetros del vientre. En la cual inserto un tubo de bronce (4 mm aproximadamente), fijando un tubo de vidrio de 275 cm de largo y al soltar la ligadura de la arteria la sangre subió en el tubo hasta 256 cm, perpendicular sobre el nivel del ventrículo izquierdo del corazón. Al estar a la altura máxima la sangre oscilaba subiendo y bajando, entre 5 y 10 cm durante cada pulso cardíaco. (Hales 1733).



**Figura 2.5** Representación de uno de los experimentos de Hales con animales, presión sanguínea (The Hales Family History Society 2011).

Como se puede ver, la semiología en los albores de la época moderna, tiene un desarrollo formidable, pues comienza a tomar un fundamento técnico para la medición de signos vitales. Así, buscando perfeccionar y mejorar los instrumentos como bases de una medicina clínica, la afirmación de Sydenham que representa el significado de supervisión de un paciente y su enfermedad:

*“es preciso que se escriba la historia de las enfermedades observe con cuidado los fenómenos claros y naturales de estas, por poco interesantes que parezcan. En esto debo imitar a los pintores que cuando hacen un retrato tienen el cuidado de señalar hasta las marcas y las más pequeñas cosas naturales que se encuentran en el rostro de los personajes que pintan”. “Es preciso que quien describe una enfermedad tenga el cuidado de distinguir los síntomas que la acompañan necesariamente y que son los propios, de aquellos que no son sino accidentales y fortuitos, tales como los que dependen del temperamento y de la enfermedad del enfermos.”* (Estañol Vidal 1996).

Con esta consigna en el mundo, la medicina se revoluciona, pues se fundamenta en la observación juiciosa del paciente, con una metódica aplicación de las inmensurables mejoras a la instrumentación que empieza a brindar la ciencia moderna. Entonces, se da la transversalización de conocimientos de distintos profesionales, se empieza a realizar las primeras cuantificaciones, mediante el análisis de temperatura y pulso; gracias a las mejoras en el pulsilogium y termómetro.

En 1819, el físico francés Rene Laennec inventó el primer estetoscopio con un largo tubo de papel enrollado para canalizar el sonido. Lo utilizó en una paciente que sufría deficiencia cardíaca, al colocar la mano no lograba auscultar al paciente; la percusión daba poco efecto por su gordura. Además, la edad y el sexo de la paciente, le impedían la auscultación directa con la oreja. Ese mismo día, manda a fabricar un instrumento de madera con dos extremidades cónicas (Figura 2.6), con lo cual la auscultación se volvía más fiable para el doctor y confortable para el paciente.



**Figura 2.6 Estetoscopio (Science Museum London 2012) y (Thom 2012).**

En 1828, Jean L. Poiseuille repitió el experimento de Hales en perros, con el empleo de un tubo corto con mercurio (13,6 veces más denso) en vez del tubo largo de Hales para que la elevación no sea tan pronunciada y la medición más conveniente. Por primera vez, se utilizaron los milímetros de mercurio como unidades de medida de presión arterial, empleados por Rive Rivocci para crear el primer esfigmomanómetro.

En 1844, George P. Cammann, de Nueva York, desarrolló el primer estetoscopio con una oliva para cada oreja (Figura 2.7), el cual sigue siendo utilizado en la actualidad con pequeñas modificaciones.



**Figura 2.7 Estetoscopio doble oliva de Cammann (Peck 1982).**

Por su parte, en 1855, un médico alemán llamado Karl Vierordt describió cómo desaparecía el pulso al aplicar una presión suficiente sobre la arteria correspondiente. Y, en 1855, Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch, de origen austriaco, inventó el esfingomanómetro, un aparato que consistía en una bolsa inflable con agua que se conectaba a un manómetro, y servía para determinar la presión necesaria para obstruir el pulso de la arteria. En 1861 aparece el pulsímetro de Franklin (Figura 2.8), funciona provocando el aumento de temperatura de una de las esferas con la mano, para que se forme una porción de vapor. Se forma burbujas que serán empujadas por el movimiento de cada pulsación.

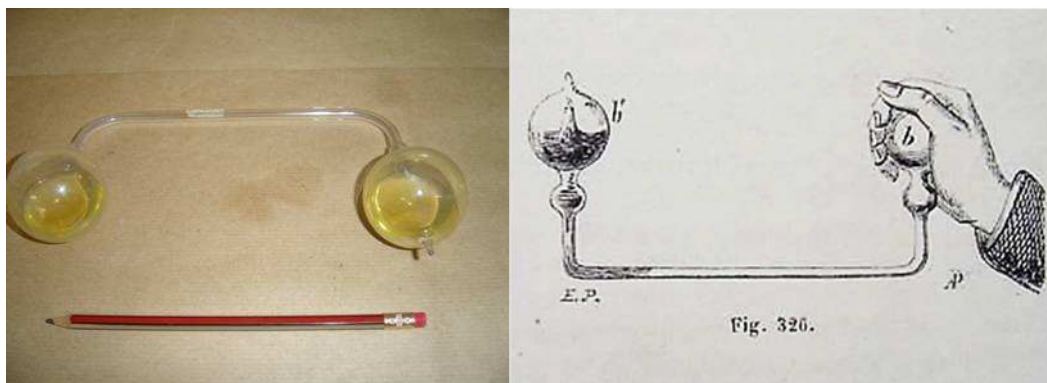


Figura 2.8 Pulsímetro de Franklin (Feliu y Perez 1876).

Thomas Clifford Allbutt diseñó en 1866 un termómetro portátil Figura 2.9, que podía ser llevado de manera cómoda por los grandes hospitales, con una dimensión aproximada de 12 cm; que alcanza su punto de equilibrio rápidamente y con lecturas precisas. Volviéndose así la medición de la TC en algo habitual e indispensable para el diagnóstico y supervisión del paciente.

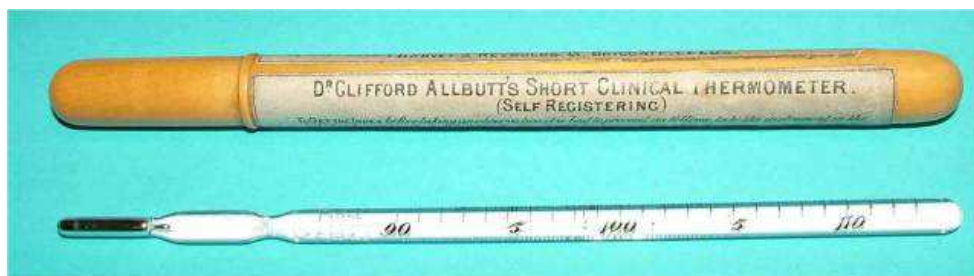
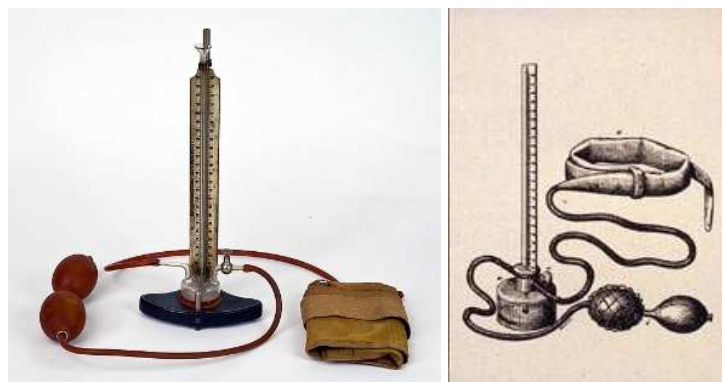


Figura 2.9 Termómetro clínico del Dr. Clifford Allbutt (Museum of the History of Science, Technology and Medicine 2012).

En 1885, Callendar Van Duessen inventa el sensor de temperatura, con resistencia de platino. Sus mediciones se podían relacionar con los termómetros tradicionales, con un buen grado de precisión dentro de un intervalo de temperaturas. Este es el primer paso, con lo cual se empieza a utilizar electrónica para la termometría. Callendar publica su invención con el título *On the practical measurement of temperatura*. (MetAs & Metrólogos Asociados 2009).

En 1896, Scipione Riva-Rocci pediatra italiano en la Universidad de Turín, desarrolla el esfigmomanómetro de mercurio Figura 2.10, muy parecido al que actualmente se emplea. Tenía un brazalete elástico que se colocaba alrededor del brazo y una pera de goma que servía para inflarlo y comprimir la arteria humeral y un manómetro de cristal lleno de mercurio para medir la presión del manguito. Cuando dejaba de palpase el pulso radial, la presión de la columna correspondía a la presión arterial sistólica. La gran diferencia con el esfigmomanómetro actual es que este tiene una pequeña válvula que deja pasar más o menos aire, permitiendo así medir gradualmente cuando se desinfla y se descomprime la arteria.



**Figura 2.10** Esfigmomanómetro de Riva Rocci (Ruisinger 2011) y (Archivo Científico y Tecnológico de la Universidad de Turín (ASTUT). 2012).

Así, se llega a la época contemporánea donde ya se empieza a hablar de especializaciones, que se respaldan en innovadoras tecnologías y técnicas; de esta manera, la semiología se vuelve una rama ya de la medicina con dos vertientes muy claras, la semiotecnia (técnicas para la búsqueda de signos) y la propedéutica médica

(clínica semiológica). Así, por un lado se investigan nuevas técnicas de medición de signos y por otro se los interpreta y correlaciona con los síntomas, en busca de un diagnóstico cabal y eficiente.

En el siglo XX, ya se tuvo conciencia de todo lo alcanzado en la medicina, gracias a la valoración consecuente de los signos, síntomas físicos y químicos asociados a los signos funcionales, teniendo en cuenta que desde un punto de vista etiopatológico se podría entender la realidad de la enfermedad humana. (Eslava Schmalbach, Guevara Cruz y Gómez Cusnir 2006).

A comienzos del siglo XX, en el círculo de la medicina, el neurocirujano estadounidense Harvey William Cushing, viajó a Italia, apreció el esfigmomanómetro, sus grandes cualidades y usos en la medicina; se encargó de introducirlo y promocionarlo en su país, donde fue muy bien aceptado. De esta manera, la creación de Riva Rocci no tardó en ser de uso universal en el resto de los países occidentales, claro con ligeros ajustes. En 1905, Nikolai Korotkoff precursor de la cirugía cardiovascular de este siglo, demostró que la auscultación del pulso de la arteria obstruida aseguraba registros mucho más sensibles. Además, con el empleo del estetoscopio se puede registrar ruidos relacionados con la presión diastólica y sistólica; modalidad que se mantiene hasta nuestros días. Y en 1915 William A. Baum inventa el baumanómetro, que es el primer esfigmomanómetro portátil, que se vuelve una plataforma para los manómetros de nuestro siglo.

En 1935, Karl Matthes fabrica el primer aparato auricular para medir la saturación de oxígeno. Muy útil, pero con limitaciones por sus dificultades para su calibrar y obtener valores absolutos. Este aparato, medía los cambios en el espesor del tejido, la cantidad de hemoglobina y la intensidad de la luz. (Vijaylakshmi, Pulse Oximetry 2002).

Matthes, detalló su invento en la revista *Naunyn-Schmiedeberg's Archives of Pharmacology* (Volume 179, Number 6, 698-711, 1935). No se debe olvidar, este gran aporte se da gracias a que en 1862, el profesor alemán de química aplicada, Félix Hoppe

Seyler, pone en circulación el término de hemoglobina y reconoce que la sangre oxigenada se puede diferenciar de la no oxigenada.

Se llega así, a la era actual donde todos los equipos de medición sufren un desarrollo vertiginoso. Se puede hablar de dos evoluciones muy claras, influenciadas primero por el precepto de portabilidad y tamaño. La idea es fabricar equipos de medición para uso médico con fines militares, como es el caso de la segunda guerra mundial que da un impulso al desarrollo de los equipos de medición. Y segundo, la aparición de la electrónica, con su integración acelerada en todos los ámbitos de la sociedad permitiendo la miniaturización y el procesamiento de las lecturas en tiempos muy cortos. Por eso, se continúa con un análisis individual de cada instrumento de medición de signos vitales.

### **2.2.1.- Termómetro.**

Uno de los primeros aportes en termometría se da a comienzo de este siglo, la medición de temperatura por radiación infrarroja. Aunque, el uso de esta tecnología se popularizó en el ámbito militar; para finales de este siglo se empezó a utilizar en la medicina, por ser una medición no invasiva. Pero su precio elevado, aun hace que sea difícil una total integración de esta tecnología en la medicina.

Desde finales del siglo XIX, ya se ha presentado diseños y conceptos de termómetro de infrarrojo. Féry, lo presenta en el libro titulado *Pirometría* de Charles A. Darling, publicado en 1911. Esta tecnología y conceptos estuvieron disponibles en la década de 1930. (Merchant 2014).

Por otro lado, los primeros fabricantes de termómetros de vidrio tenían la premisa de no saber o ponerse de acuerdo, si la mejor opción para fabricar termómetros era agua, mercurio o alcohol. Además, los primeros termómetros de vidrio no marcaban muchas de las veces la misma temperatura en el mismo lugar, aunque el principal problema fue el uso de escalas diferentes. Por eso, en la séptima Conferencia General de Pesas (*CGPM*) y medidas de 1927, se adoptó la primera Escala Internacional de

Temperatura (*EIT*) y en 1937 el Comité Internacional de Pesas y Medidas (*CIPM*) creó el Comité Consultivo de Termometría. Este debía preparar los borradores de las revisiones de las *EIT* que adoptaría la *CGPM*.

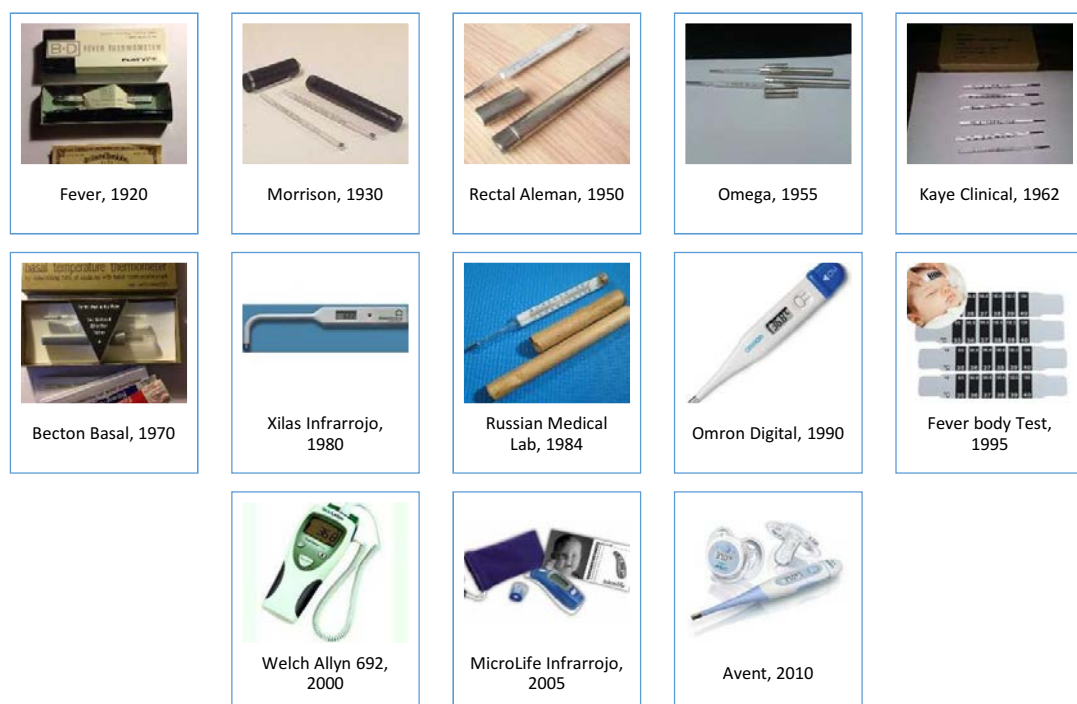
En 1948 se introdujo la *EIT*, en el cual, para prevenir confusiones en la centésima de grado usada en la medida de ángulos, se reemplazó el nombre de la unidad de temperatura *grado centígrado* por *grado Celsius (°C)*. (Velasco Maillo y Fernández Pineda 2005).

En 1940, en los laboratorios de la Bell Telephone, el Ingeniero Estadounidense Russell por accidente descubre la Unión P-N en un cristal de silicio con impurezas y una grieta en su interior, a través de la cual se observaba en ocasiones un flujo de corriente eléctrica en una dirección. El voltaje a través de una unión P-N semiconductor depende de la temperatura, con lo cual, se crea un dispositivo para la medida de la temperatura. (Velasco Maillo y Fernández Pineda 2005). Esto brinda un paso trascendental para la miniaturización de la electrónica, apareciendo además los primeros diodos y transistores.

Los laboratorios Bell Telephone, nombraron a este descubrimiento como termistor, fácil de explicar, como un conductor al cual un aumento de su temperatura provoca un incremento de su resistividad. Este efecto se produce, porque un aumento de temperatura causa un aumento en el movimiento de los electrones libres en un conductor normal, mientras que en un semiconductor disminuye el movimiento de electrones libres y por ende su resistividad. En un semiconductor, el aumento de temperatura provoca un aumento en los electrones libres o huecos positivos de la estructura. Con esto, según sea el tipo de semiconductor, se está hablando de los *Positive Temperatura Coefficient* (PTC) que son los que aumentan su resistividad con la temperatura, fabricados por los años 50. Y los *Negative Temperature Coefficient* (NTC) que disminuye su resistividad al aumentar la temperatura, fabricados en los años 60. Son el fundamento de los termómetros electrónicos actuales, por su tamaño y costo reducido; pero sobre todo, por su fácil integración en circuitos integrados. Con lo cual, su aplicación se universalizó en distintas ramas como por ejemplo en la ingeniería.



Finalmente, los recientes avances en distintas tecnologías, han generado la existencia de variados termómetros con y sin mercurio, digitales, electrónicos, infrarrojos, entre otros Figura 2.11. Cuya utilización y precisión mejora con el tiempo, aunque hay la tendencia a retirar los termómetros de mercurio por el impacto ambiental que causan. Además, hay muchos criterios médicos sobre la precisión de los termómetros de vidrio. Su precisión depende de varios factores, desde la colocación apropiada, el tiempo de permanencia en el sitio, la técnica usada por el médico, las actividades del paciente antes y durante la medición, las prendas de vestir y la temperatura, hasta la humedad ambiental a la que ha estado expuesto el termómetro. La reducción de precios y la rapidez en la toma de medida de los termómetros digitales e infrarrojos, con el tiempo harán que desaparezcan la mayoría de termómetros de vidrio.

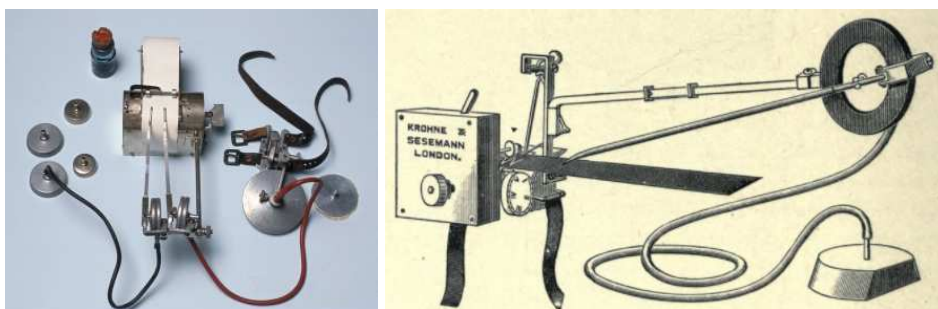


**Figura 2.11 Evolución del Termómetro.**

### 2.2.2.- Pulsímetro.

A comienzos del Siglo XX, James McKenzie médico británico realiza distintas investigaciones en cardiología. Él modifica el esfigmógrafo, para registrar las respuestas

cardiovasculares mediante la medición del pulso y la presión arterial, Figura 2.12. Lo publica en su artículo titulado: *Study of the pulse*; además, creó el polígrafo de canales múltiples, o sea, el primer detector de mentiras.



**Figura 2.12** Polígrafo de Mackenzie (University of Dundee 2011) y (Mackenzie 1902).

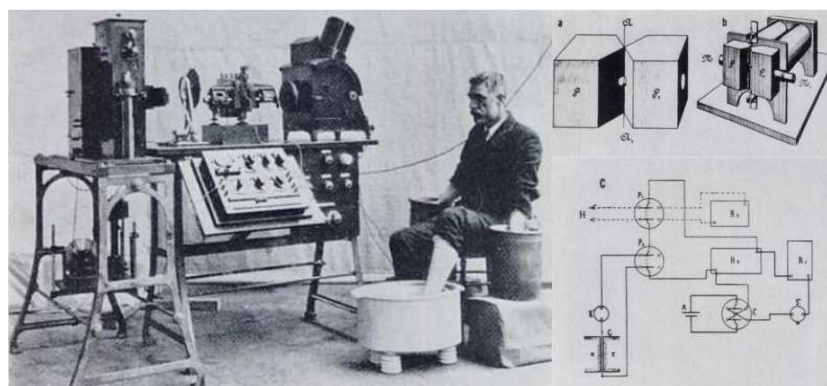
El estudio de la *FC* antes de la electrografía se realizaba mediante el esfigmógrafo, con lo cual se medía los impulsos producidos por los vasos y el propio pulso apical (Giffoni y Torres 2010) que cita a (Fye 1994).

Paralelamente, Willem Einthoven publica *Un nouveau galvanometre*, para dar a conocer el nuevo galvanómetro de cuerda, es el primer electrocardiógrafo, ver Figura 2.13. Pero esta publicación pasa casi inadvertida, por lo que en 1903 publica: “*Die galvanometrische Registrierung des menschlichen Elektrokardiogramms, zugleich eine Beurtheilung der Anwendung des Capillar-Elektrometers in der Physiologie*<sup>1</sup>” (Burch 1964), donde explica las convenciones que serán usadas hasta nuestros días. Aquí, es cuando se populariza su uso en la medicina, siendo un procedimiento sencillo mediante el cual se registra la actividad eléctrica del corazón. Al momento de contraerse y ejercer su función de bomba, es eléctricamente estimulado por el conjunto de células cardíacas que producen una diferencia de potencial, que es perceptible en la superficie corporal. Estas señales eléctricas son registrables mediante electrodos, que se conectan a una etapa de amplificación. Esta etapa aumenta la pequeña diferencia de potencial que se ha producido en el músculo cardíaco, este a su vez se conecta a un galvanómetro; es decir, a

<sup>1</sup>El registro galvanométrico del electrocardiograma humano, al mismo tiempo una evaluación de la utilización del electrómetro capilar en la fisiología

un oscilógrafo cuya función es dibujar mediante una pluma o aguja las variaciones eléctricas en un papel milimetrado.

Desde 1911, el instrumento de Einthoven fue fabricado en serie por la compañía inglesa Cambridge & Paul Scientific Instrument Co. Desde entonces se realizó varias mejoras en el mismo, ya que anteriormente era una máquina intransportable y colosal (de Micheli-Serra y Iturralde 2001), cita a (Burch 1964).



**Figura 2.13 Electrocardiógrafo de Einthoven fabricado por Cambridge Scientific Instrument Company de Londres 1911 (Burch 1964).**

Con lo que el estudio de la *FC* se centra en la ayuda de electrocardiógrafos, incluso Mackenzie se entusiasmó con el uso del mismo, haciendo importantes contribuciones. Además, siguió enfatizando en las mediciones de las pulsaciones simultáneas y su registro mediante el polígrafo, pero poco a poco fue perdiendo protagonismo los pulsímetros, pues había muchos detractores de los electrocardiogramas, por su elevado costo y tamaño. Por lo cual, se fue mejorando y perfeccionando durante casi tres décadas, en 1928 se dan dos pasos fundamentales para la miniaturización del electrocardiógrafo, “*Ernstine y Levine reportan el uso de tubos de vacío para amplificar el electrocardiograma en lugar de la amplificación mecánica de la cadena galvanómetro.*” (Jenkins y Gerred 2014) cita a (A. Carlton y Levine 1929) y “*La compañía de Frank Sanborn... convierte su máquina de electrocardiograma modelo de mesa en su primera versión portátil que pesa 50 kilos y funciona con una batería de automóvil de 6 voltios*” (Jenkins y Gerred 2014), en 1952 Norman Jeff Holter físico y químico se centra en el estudio de la biotelemedría Figura 2.14, y consigue la

primera transmisión de un electrocardiograma (*ECG*), con su equipo de casi 85 libras en su espalda.



**Figura 2.14 Norman J. Holter - 1947 - Prototipo del transmisor de ECG (Contrafatto s.f.).**

Desde la década de los setenta, se comienza a realizar entrenamientos de alto rendimiento, se buscaba llevar un control riguroso de la *FC in situ* y los sistemas existentes eran muy pesados. Por lo cual, la empresa Polar inventa el primer monitor sin hilos. “En 1979 POLAR registró su primera patente con un equipo wireless o inalámbrico de medición de frecuencia cardíaca. Más tarde, en 1982, POLAR lanzó el primer monitor portátil de frecuencia cardíaca, cambiando para siempre el método de entrenamiento de los atletas” (Polar Electro 2014).

Convirtiéndose ya en los años noventa, no solo en un requisito para deportistas, sino en un artefacto más para personas que querían mantener controlado su ritmo cardíaco. En la actualidad, existen monitores de uso sencillo con un sinfín de diseños del receptor, que tienen diversidad de particularidades avanzadas como control del período del ritmo cardíaco durante el ejercicio, cálculo de calorías quemadas, registro detallado de la actividad física con opción de descarga a un ordenador, entre otros. La evolución de los pulsímetros puede observarse en la Figura 2.15

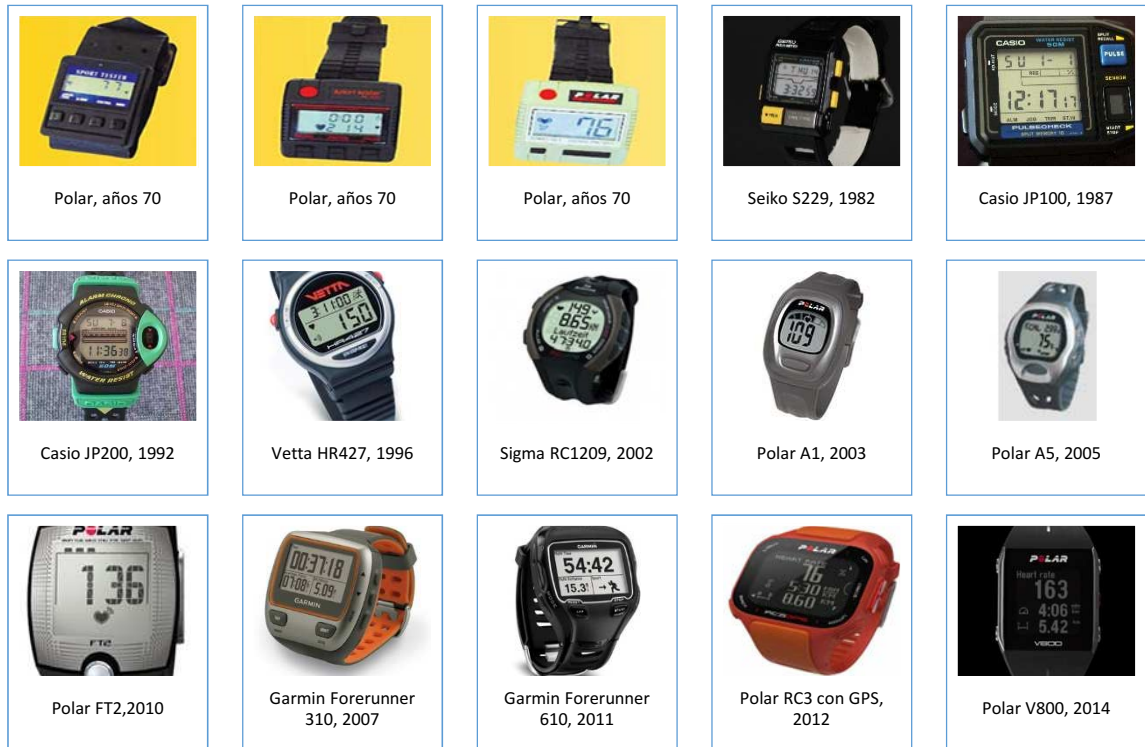


Figura 2.15 Evolución del Pulsímetro.

En 2005, Textronics Inc. Un grupo de expertos textiles y electrónicos diseña un sujetador con sensores integrados, para recoger las señales del corazón (Figura 2.16). Los textiles especiales en el sujetador transmiten las señales a un receptor de la muñeca, siendo una opción más cómoda que la cinta de pecho.



Figura 2.16 Ropa con sensores biométricos (MTB Europe 2008).

### 2.2.3.- Oxímetro.

Las primeras mediciones de la saturación de oxígeno, son detalladas en el año de 1932 por (Nicolai 1932). Él describe la visualización, flujo y cinética química de la reducción de la oxihemoglobina<sup>2</sup> en el tejido vivo (piel humana). Al año siguiente, (Millikan 1933) describe un colorímetro de dos ondas, el cual supera la desventaja de requerir juicios subjetivos del observador o iluminación. El dispositivo estaba formado por una fuente de luz, que ilumina el canal de la absorción, que contiene la solución que se está probando; luego la luz es transmitida a dos filtros del color para filtrar las longitudes de luz no deseadas. La luz no filtrada pasa a una célula fotoeléctrica, que está conectada a un galvanómetro que permite determinar la intensidad y el sentido de la corriente eléctrica generada por la célula fotoeléctrica. Este dispositivo sencillo, permite mejorar la velocidad y la facilidad de la medición; tiene una curva de calibración lineal muy sencilla; permite reducir la cantidad de la muestra del material de medición y reduce de manera significativa los costos de medición de saturación de oxígeno. El mismo año, (K. Kramer 1933) realiza mediciones *in vitro* e *in vivo* de oxihemoglobina, basándose en las diferencias de absorción de la hemoglobina y la oxihemoglobina, en la región de longitud de onda roja entre 620 nm y 770 nm. Además, demostró que la ley de Beer de absorción óptica puede aplicarse a las soluciones de hemoglobina en los glóbulos rojos. Al siguiente año, (K. Matthes 1934) presenta un estudio acerca de la influencia de la respiración sobre la saturación de oxígeno en la sangre arterial. Realiza un registro óptico continuo de la absorción de luz en diferentes regiones espectrales, usando luz roja para el contenido de oxígeno y luz verde para la hemoglobina total. El mismo año (K. Kramer 1935), describe un método no invasivo para la medición de la saturación de oxígeno. El método realiza una medición continua de la cantidad de oxígeno en la sangre que fluye en los vasos sanguíneos, sin necesidad de extraer una muestra de sangre. Pocos meses después, (K. Matthes 1935) mejora y adapta el método

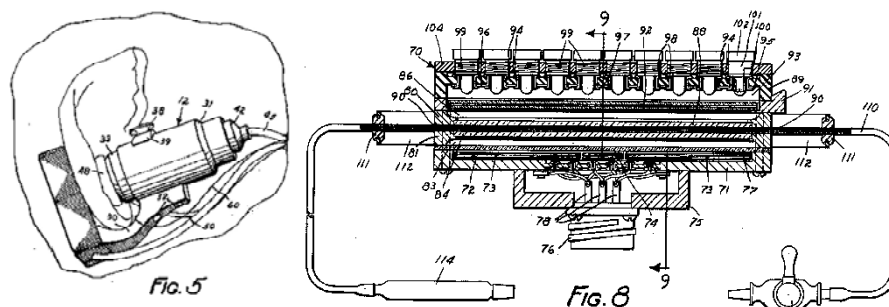
---

<sup>2</sup> Cuando tiene un enlace con oxígeno se denomina hemoglobina oxigenada u oxihemoglobina, dando el aspecto rojo o escarlata intenso característico de la sangre arterial. Caso contrario se denomina hemoglobina reducida presentando el color rojo oscuro de la sangre venosa.

de Krammer y lo aplica en seres humanos en vez de animales, usando un accesorio que se coloca en el lóbulo de la oreja de la persona.

En 1942, durante la Segunda Guerra Mundial, Glen Millikan desarrolla un procedimiento óptico para el cálculo de la saturación de hemoglobina oxigenada para pilotos que volaban a grandes alturas. Glen Millikan, intento crear un medidor de saturación de hemoglobina para vigilar la cantidad de oxígeno que recibían los oídos de los pilotos, por lo cual se le atribuye la acuñación del término oxímetro. (Webster 1997), cita a (Severinghaus y Astrup 1986).

En 1949, Earl Wood, cambia el oxímetro de Millikan, desarrolla una cápsula de presión para la pieza auricular consiguiendo mejorar la exactitud y lectura absoluta de saturación de O<sub>2</sub>. Se puede observar su diseño en la Figura 2.17.



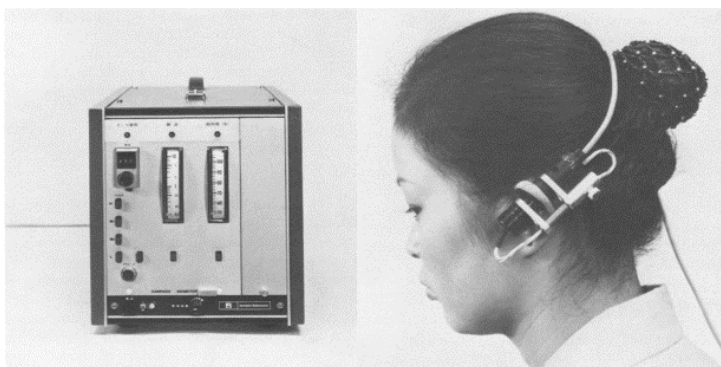
**Figura 2.17** Patente de Earl Wood "Aparato para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre" (Wood Earl 1949).

Con esto se revoluciona la oximetría clínica. El cirujano Robert Shaw en 1964, monta el primer oxímetro práctico de medición auricular, haciendo uso de ocho longitudes de onda de luz. Presenta la publicación de patente en 1967 titulada: *Oximeter and method for in vivo determination of oxygen saturation in blood using three or more different wavelengths*, la misma que es aceptada en 1970.

“En 1964, el cirujano, Robert Shaw, construyó el oxímetro auricular con autocalibración, fue comercializado por Hewlett Packard en 1970 para su uso en laboratorios de fisiología y de cateterismo cardíaco.” (Vijaylakshmi, 2002). Este, debería convertirse en un instrumento estándar en monitorización en el proceso de

anestesiología y recuperación de los pacientes, pero por su costo elevado no paso a ser un esquema en la práctica clínica.

En 1975, el bioingeniero Takuo Aoyagi trabaja en el primer oxímetro auricular Figura 2.18, que tendría un doble propósito. La medición de la saturación de oxígeno y la grabación de curvas de dilución de colorante; con lo cual se dio cuenta sobre los cambios en la absorción de la luz en los tejidos, era la variable que no permitía una medición exacta de la saturación del oxígeno.



**Figura 2.18 Primer Oxímetro comercial de Aoyagi y asociados OLV-5100 (Severinghaus y Honda 1987).**

En 1977 la compañía de Cámaras Minolta desarrolla un dispositivo similar (Figura 2.19), Oximet MET-1471, con una sonda para colocar en la punta del dedo y cables de fibra óptica.



**Figura 2.19 Oxímetro Minolta (Konica Minolta 2007).**

Finalmente, en 1981, el anestesiólogo William New junto a dos colegas, fundan la empresa Nellcor y desarrollan el primer oxímetro de pulso Nellcor N-100. En 1986, la



oximetría de pulso se estandarizó en la práctica de la anestesia, siendo de vital importancia para el campo quirúrgico, ya que es, la señal más útil de advertencia temprana de la hipoxemia<sup>3</sup>. (Miller 2007). Convirtiéndose así, en el quinto signo vital más importante. Para la década de los noventa, se da a conocer los primeros lineamientos para su uso por la Asociación Americana de Cuidados. Con lo cual, se los siguió optimizando y por primera vez las pequeñas sondas para los dedos se introducen, facilitando la medición portátil. Este hecho lo ha convertido casi en un electrodoméstico más para los pacientes. En la actualidad, se ha mejorado tanto su precisión como su tamaño, incluso se puede obtener lecturas en pacientes con mala circulación. En 2013 un nuevo dispositivo de oximetría Oxitone de pulsera permite la medición continua de  $SpO_2$  y  $FC$ , para pacientes y cuyas lecturas se pueden observar en un teléfono móvil. Toda esta evolución del oxímetro de dedo se puede observar en la Figura 2.20.



**Figura 2.20 Evolución del Oxímetro.**

Después de realizar la presente revisión sistemática sobre la supervisión de signos vitales, como herramienta de la semiotecnia y semiografía clínica, se puede

<sup>3</sup> Disminución anormal de la presión parcial de oxígeno en sangre arterial por debajo de 80 mmHg

concluir que durante la evolución de todos los sistemas de medición de signos vitales, siempre existen tres factores en común; mejorar la información obtenida sobre los signos, integrar nuevas tecnologías y mejorar la comodidad de los pacientes. Entonces, a pesar de los grandes avances que se han alcanzado en este campo, el hecho de que las mediciones de los signos vitales se tengan que realizar mediante el contacto de algún sensor con la piel del paciente, puede causar problemas que se detallan en los capítulos siguientes. Por lo tanto, mejorar estos sistemas para conseguir una medición y monitorizar a distancia (sin contacto) es importante, lo cual es la motivación del presente estudio. De la misma manera, es necesario realizar un análisis sobre el funcionamiento de los diversos órganos que intervienen y permiten la medición de los signos vitales. Asimismo, es preciso entender correctamente cada signo vital, sus principales características y propiedades, lo cual permitirá interpretar de manera correcta las señales adquiridas; esto se realiza en el siguiente capítulo.

# Fundamentos de los signos vitales.

Capítulo 3.

*“La educación es el arma  
más poderosa que puedes  
usar para cambiar el  
mundo”*  
Nelson Mandela.

### 3. FUNDAMENTOS DE LOS SIGNOS VITALES.

Hacer un análisis sobre los fundamentos básicos de los órganos del cuerpo humano que intervienen y que permiten la medición de los signos vitales es importante, para realizar un análisis correcto y coherente de las señales obtenidas, para así poder interpretarlas cabalmente como signos vitales. Por esta razón, se analiza el sistema cardiovascular para entender la generación del pulso cardíaco y la saturación de oxígeno, de la misma manera el sistema respiratorio para comprender el pulso respiratorio y finalmente, la anatomía de la piel para poder interpretar las variaciones que se producen en ella y que hacen posible la detección de los signos vitales.

#### 3.1.- El sistema cardiovascular.

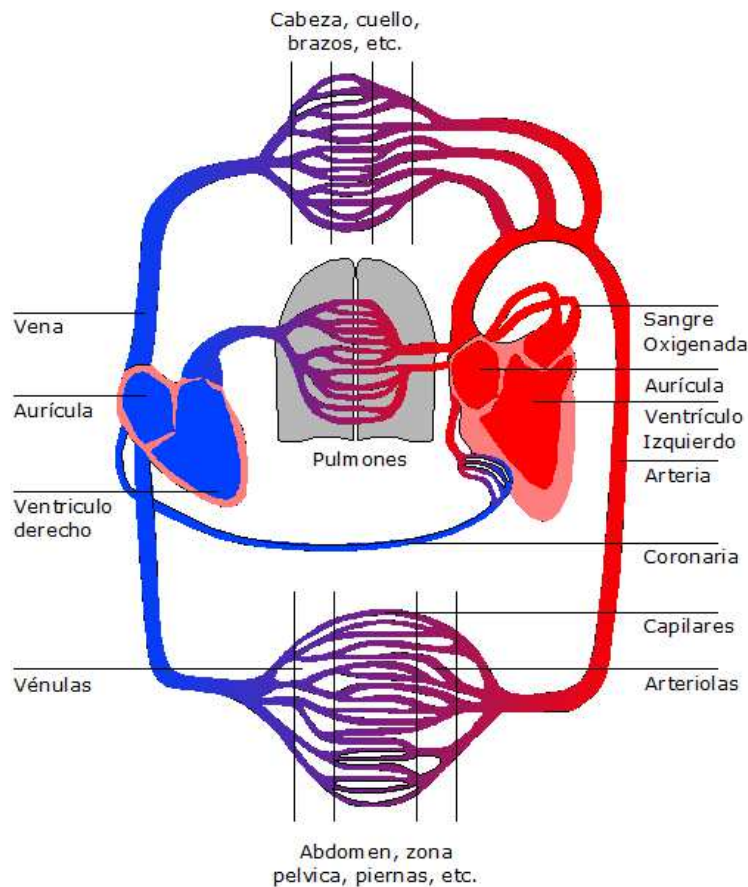
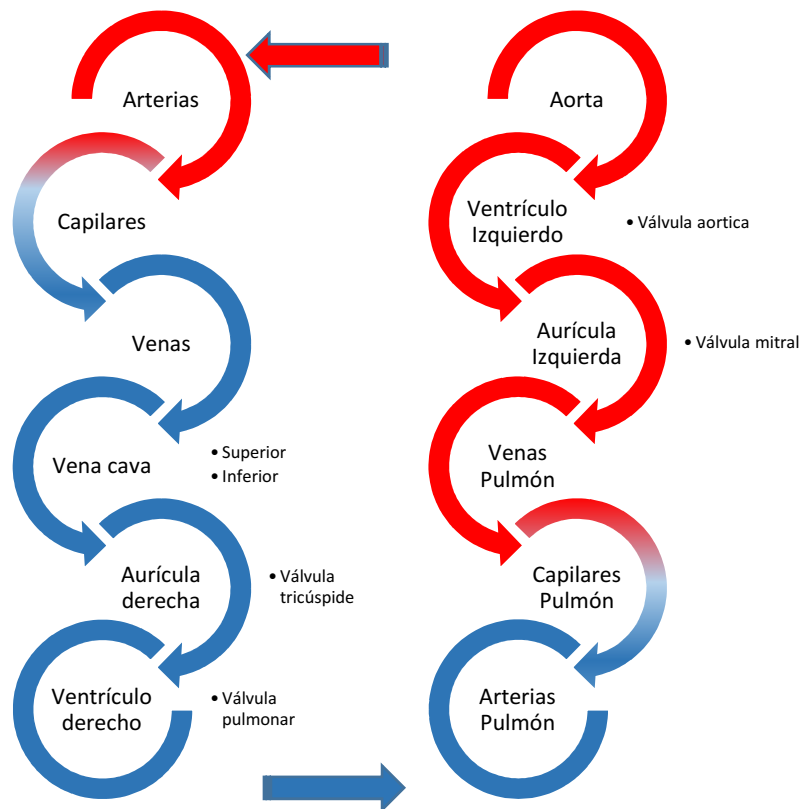


Figura 3.1 Sistema Circulatorio.

El sistema cardiovascular comprende el corazón y los vasos sanguíneos (arterias y venas) que conducen la sangre de ida y vuelta a los distintos tejidos y órganos del cuerpo. (Palastanga, Field y Soames 2007). En conjunto, el sistema permite el flujo continuo de sangre en todo el cuerpo humano.

El sistema cardiovascular está compuesto por: corazón, arterias, venas, arteriolas, vénulas y capilares, como se puede ver en la Figura 3.1.



**Figura 3.2** Esquemática del sistema circulatorio.

El sistema circulatorio, es un sistema cerrado, donde la sangre cumple un ciclo. Las venas y vénulas transportan sangre desoxigenada desde los diversos tejidos y órganos del cuerpo al corazón, las arterias y arteriolas en cambio transportan sangre oxigenada desde el corazón a los tejidos y órganos. El punto donde se realiza el intercambio gaseoso como de sustancias entre la sangre y los tejidos es en los capilares, que a su vez

se encargan de conectar vénulas y arteriolas, mediante grandes redes de ramificaciones en los diversos tejidos; se puede ver esquematizado en la Figura 3.2.

### 3.1.1.- El corazón.

El corazón, es una bomba muscular autoajustable doble, cuyas partes funcionan simultáneamente para impulsar la sangre hacia el cuerpo (Moore y Agur 2003). El corazón tiene forma piramidal, con el tamaño de un puño cerrado aproximadamente y un peso que ronda los 350 gramos. Es el principal responsable de la circulación de la sangre, con la ayuda secundaria de la contracción de las arterias y las válvulas de las venas. Si se analiza la Figura 3.2, el lado derecho recibe la sangre desoxigenada a través de la vena cava superior e inferior, la bombea hacia la red de capilares en los alveolos pulmonares para la eliminación del dióxido de carbono y su respectiva oxigenación. Esta sangre oxigenada pasa al lado izquierdo del corazón y este la bombea a la aorta para su distribución en el organismo.

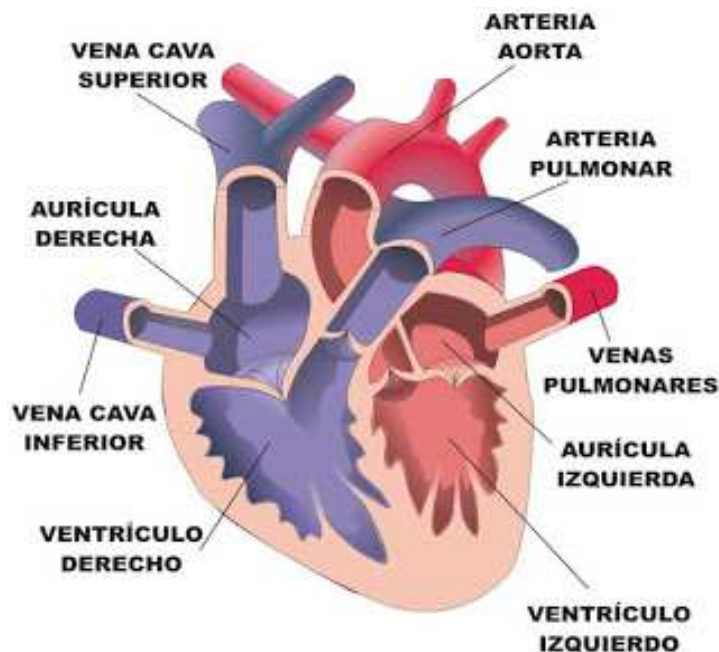


Figura 3.3 Partes del corazón humano (Ferreira 2016).

En resumen, el corazón consta de cuatro cámaras, dos aurículas y dos ventrículos. Las aurículas se encargan de recibir la sangre que será bombeada a los ventrículos, donde la sangre es descargada, Figura 3.3.

### **3.1.2.- La sangre.**

La sangre es un tejido más del cuerpo humano, que como ya se dijo transporta los compuestos necesarios para el normal funcionamiento de los otros tejidos. La composición de la sangre es la siguiente:

- 55 % es plasma, que es la parte líquida de la sangre muy rica en proteínas.

- 45 % son células sanguíneas, de las cuales un 43 % son glóbulos rojos y un 2 % son glóbulos blancos; los primeros son los encargados de transportar el  $O_2$  y  $CO_2$  y los segundos los encargados del sistema inmunitario.

La proteína que está en el interior de los glóbulos rojos y que une el oxígeno se llama hemoglobina. La hemoglobina cuando esta oxigenada se le conoce como oxihemoglobina, y cuando esta tiene poca afinidad con el oxígeno se le conoce como hemoglobina desoxigenada. Dependiendo de esto la sangre tendrá una coloración roja más intensa en el caso de oxigenada y roja oscura en el caso contrario, esto es debido al diferente coeficiente de absorción que tendrá la hemoglobina.

### **3.1.3.- La disociación de la hemoglobina.**

La hemoglobina es una molécula dentro de los glóbulos rojos, aporta la capacidad de cargar oxígeno para su distribución en el cuerpo humano, a través del torrente sanguíneo. Ahora, esta afinidad o capacidad queda determinada por el lugar donde este la célula. Por ejemplo, en los capilares pulmonares la presión parcial de oxígeno gaseoso ( $PO_2$ ) es alta, lo que favorece la unión de oxígeno gaseoso ( $O_2$ ) a la hemoglobina reducida ( $Hb$ ) y la liberación de dióxido de carbono ( $CO_2$ ) (se conoce como efecto Haldane), con lo que se forma la oxihemoglobina ( $HbO_2$ ). Al contrario, en

los tejidos periféricos la concentración de  $CO_2$  es alta con lo que la afinidad por el  $O_2$  disminuye, haciendo que este se libere y uniéndose el  $CO_2$  a la hemoglobina (se conoce como efecto Bohr) se forma la carbaminohemoglobina  $HbCO_2$ .

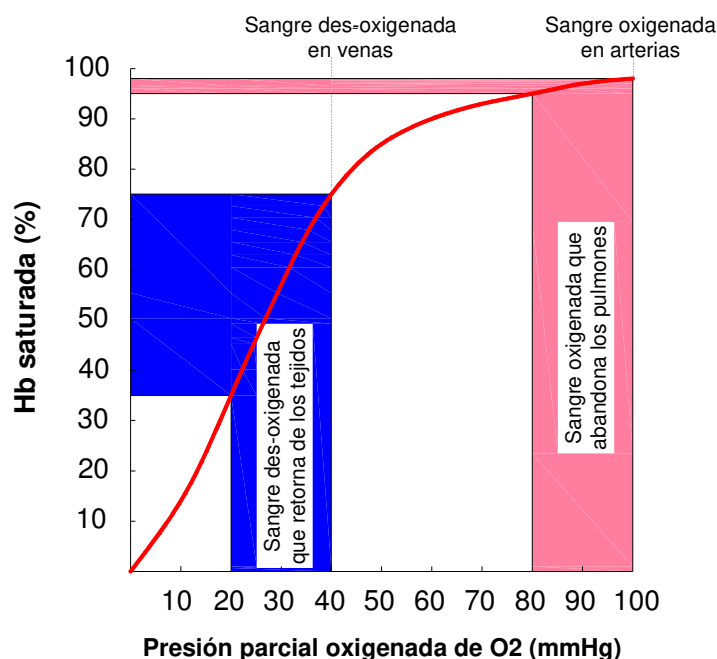


Figura 3.4 Curva de disociación de la hemoglobina. Adaptado de: (Shepherd y Pearse 2009).

Se conoce como curva de disociación de la hemoglobina a la curva que representa el porcentaje de saturación de  $O_2$  de la hemoglobina en función de la presión parcial de  $O_2$ . Entonces, la curva representa el aumento del porcentaje de  $HbO_2$  a medida que aumenta la  $PO_2$  sanguínea, esto se ve la Figura 3.4.

### 3.1.4.- Los vasos sanguíneos.

Los vasos sanguíneos son conductos de tipo muscular, elásticos y resistentes, ya que tienen que soportar el flujo sanguíneo bajo la presión ejercida por el corazón, para distribuir la sangre a los diversos tejidos del cuerpo. Estos vasos sanguíneos se clasifican según su función y tamaño dentro del sistema circulatorio. En general, estos vasos son de tres tipos: arterias, venas y capilares. Según su tamaño se deriva su nombre en arteriolas y vénulas. Además, vale la pena destacar que el flujo de la sangre



generalmente pasa de las arterias a las arteriolas, en este punto se irrigan las redes de capilares y de estas retorna a las vénulas y venas. Ahora, en una anastomosis<sup>4</sup> arterio-venosa la sangre no pasa por los capilares, se desvía y la sangre pasa directamente de las arteriolas a las vénulas. Es el sistema circulatorio, el que ayuda a la regulación de la temperatura corporal, así, si la arteriola se dilata la sangre pasaría a los capilares. Esto produce un mayor intercambio de temperatura con el exterior. Caso contrario si la arteriola se cierra la sangre pasa a las vénulas, evitando así el camino de la red capilar, con lo cual se minimiza la pérdida de temperatura. Por lo general, la anastomosis es más común en la punta de los dedos, nariz, mejillas, labios, entre otros.

**Arterias y Arteriolas.-** Con cada contracción del corazón, la sangre sale con fuerza acumulándose en las arterias que se dilatan. Las paredes de las arterias empiezan a contraerse y como la sangre no puede retornar al corazón por la válvula aórtica, la sangre sigue siendo empujada hacia los tejidos, manteniendo la circulación y la presión de la sangre. La diferencia entre las arterias y arteriolas es el diámetro.

**Venas y Vénulas.-** A diferencia de las arterias, son menos elásticas. Su recorrido es superficial y carecen de pulso. Además, recogen la sangre de los tejidos, depositándola en las aurículas del corazón. En su interior presentan válvulas para impedir el retroceso de la sangre. La diferencia entre las venas y vénulas es el diámetro.

**Capilares.-** Su diámetro es muy reducido, pero forman redes complejas para el adecuado abastecimiento de la sangre a los diversos tejidos. Estas redes de capilares son las zonas donde ocurre el intercambio entre la sangre y los tejidos de gases (O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub>), así como otras sustancias (nutrientes, desechos, hormonas, entre otros), Figura 3.6.

---

<sup>4</sup> Generalmente quiere decir una conexión creada entre estructuras tubulares, como los vasos sanguíneos.

### 3.2.- El sistema respiratorio.

El sistema respiratorio está formado por el conjunto de conductos que permiten un suministro de entrada y de salida directo de aire a los pulmones, que absorben el oxígeno y eliminan el dióxido de carbono; como se puede observar en la Figura 3.5. Sus principales elementos los se detallan a continuación.

**Fosas nasales.-** Son las dos cavidades de entrada situadas en la mitad del rostro humano, su punto de entrada son los orificios de la nariz, ya dentro de la nariz el aire es prefiltrado, humedecido y calentado.

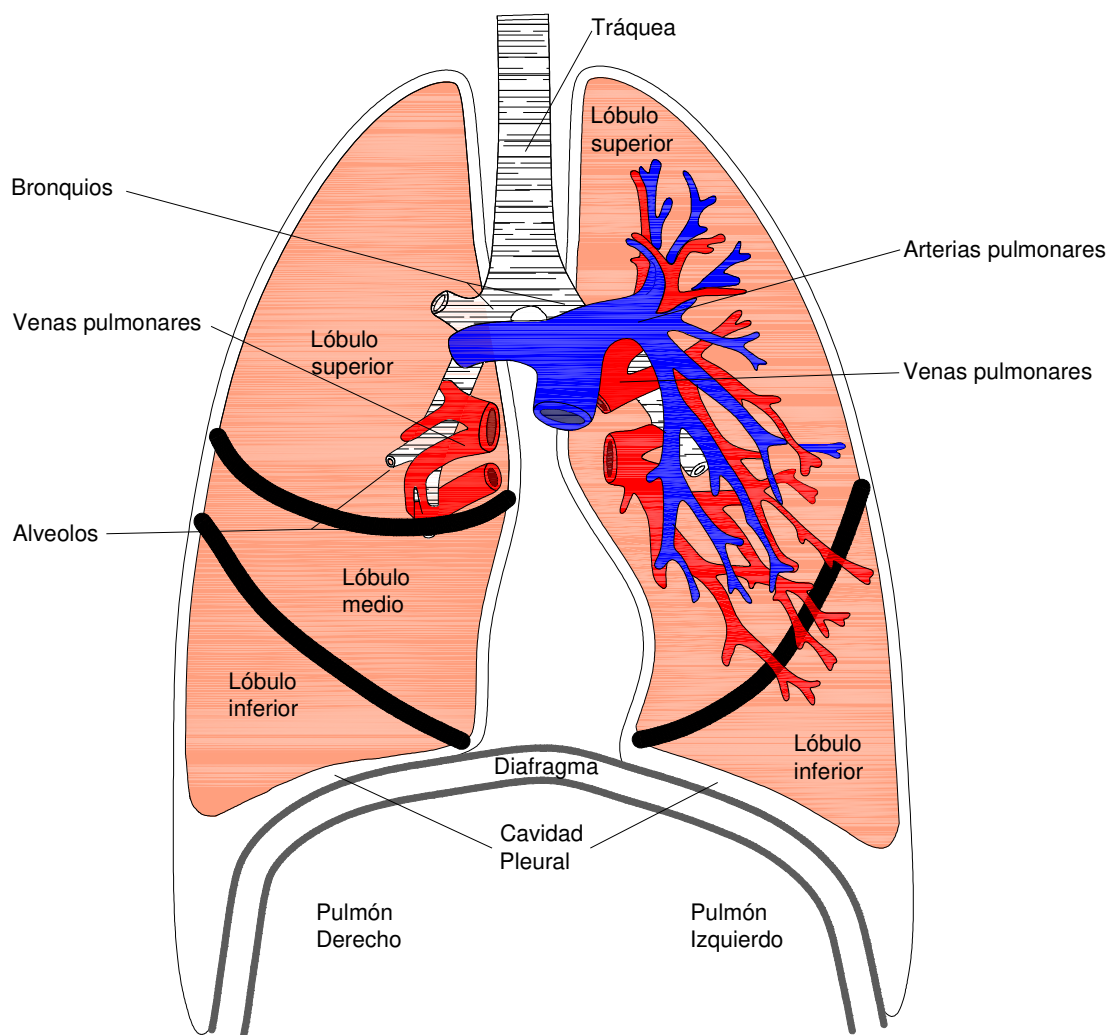


Figura 3.5 Sistema respiratorio

**Faringe.**- Es una cavidad de conexión a través del cual pasan tanto los alimentos ingeridos como el aire respirado. La boca también puede servir de punto de acceso del aire, ya que tanto esta y las fosas nasales están conectadas a la faringe.

**Laringe.**- Es la cavidad que permite que el aire tomado, tanto por la boca o como por la nariz pase a la tráquea. Además, es el órgano que contiene las cuerdas vocales, así que es el responsable de la voz.

**Tráquea.**- Es el conducto que permite la vía de acceso directo a los pulmones, está situada delante del esófago. La tráquea se bifurca en su parte inferior para conectarse a los pulmones.

**Bronquios.**- son las dos bifurcaciones en la que se divide la tráquea. Una vez dentro de los pulmones estas se ramifican formando una red, hasta terminar en los bronquios.

### **3.2.1.- Los pulmones.**

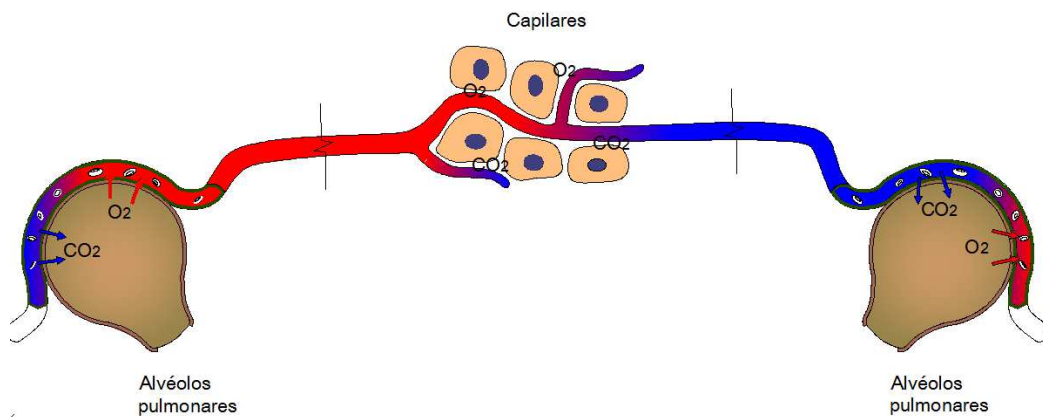
Los pulmones son los órganos vitales de la respiración. Su principal función consiste en oxigenar la sangre, colocan el aire inspirado en íntima relación con la sangre venosa en los capilares pulmonares (Moore y Agur 2003). Los pulmones se encuentran alojados dentro de la caja torácica, a su vez se encuentran rodeados de una membrana que los protege de posibles rozaduras con las costillas y la respiración. Además, esta facilita que los pulmones se contraigan y expandan. Los pulmones tienen una textura esponjosa y tonalidad rosada.

Los dos pulmones no son iguales, ya que el corazón tiene una inclinación hacia la izquierda y hacia delante; por lo que el pulmón izquierdo es más pequeño para que el corazón se acomode sobre él.

### **3.2.2.- Los alveolos.**

Los alveolos son pequeñas cavidades, alojadas en las terminaciones de las ramificaciones de los bronquios. Se encuentran rodeados de capilares, entonces cuando

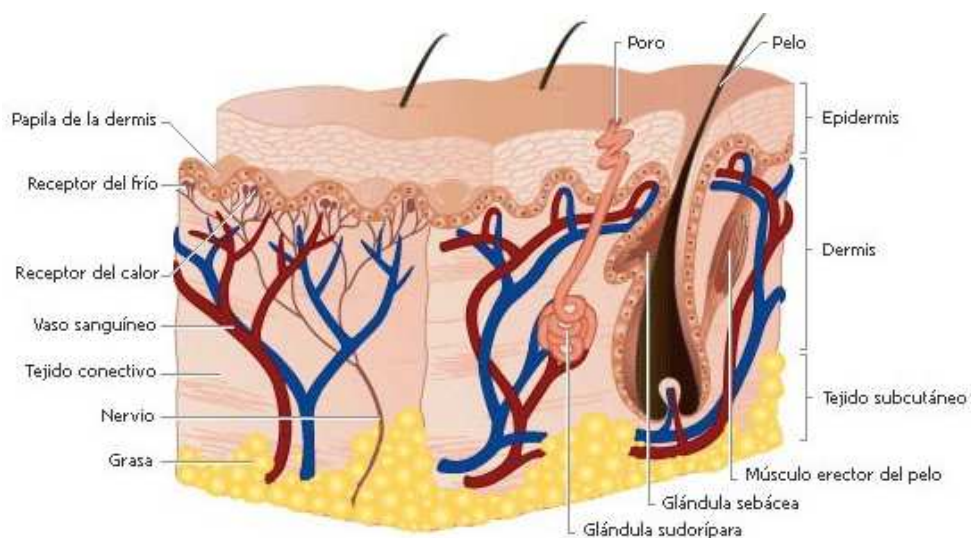
los alveolos se llenan con aire, el oxígeno es asimilado por la sangre a través de estos capilares. A su vez, la sangre oxigenada sigue siendo bombeada por el corazón al resto de tejidos. Y de manera inversa, la sangre que ingresa hacia los capilares es desasimilada por los alveolos del dióxido de carbono.



**Figura 3.6 Intercambió de oxígeno y recogida de dióxido de carbono en alvéolos y capilares.**

### 3.3.- Anatomía de la piel.

La piel, el mayor órgano del cuerpo, se compone de la epidermis o capa superficial, la dermis, una capa de tejido conectivo más profunda (Moore y Agur 2003). Finalmente, en la capa más profunda se compone de tejido subcutáneo. Estas capas, se pueden ver en la Figura 3.7.

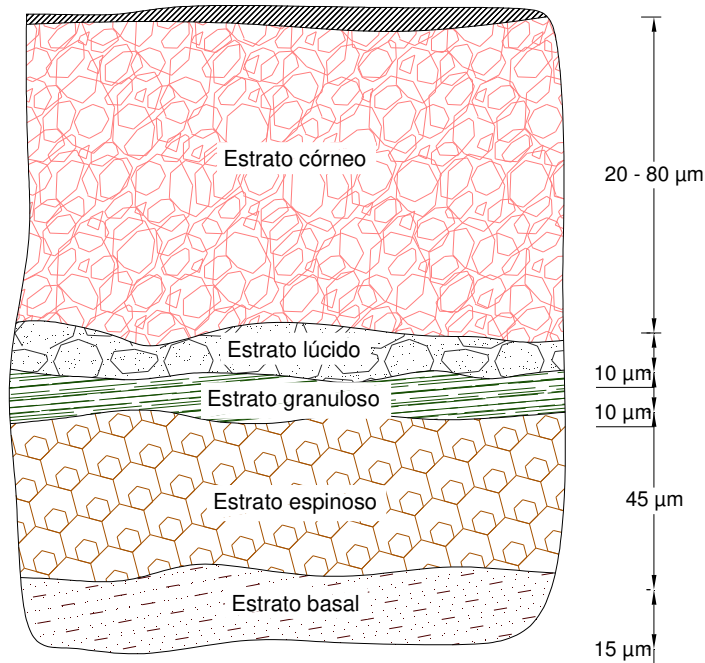


**Figura 3.7 Estructura de la piel humana (Inforestética 2012).**

La dermis, está constituida por la dermis papilar y la dermis reticular. Dentro de la dermis se encuentran alojados los diversos vasos sanguíneos, terminaciones nerviosas, y las glándulas sudoríparas; en su conjunto afectan las propiedades ópticas de la dermis, por los diferentes índices de absorción de cada elemento. Finalmente, la capa de tejido subcutáneo está formada por grasa y músculo estriado.

**La epidermis.-** Es la capa superficial de la piel, que tiene la característica de proteger y cubrir el resto de capas. Además, otra característica importante de la epidermis es que hasta ella no llegan vasos sanguíneos, por lo cual se nutre a través de la dermis. Es la capa con mayor número de células. Su espesor oscila entre los 0,1 mm, pero dependiendo de la zona del cuerpo puede variar, por ejemplo en la espalda alcanza el doble del espesor medio, o en el caso de las plantas de los pies y la palma de las manos son varias veces más gruesa que en cualquier otra parte del cuerpo; llegando a alcanzar hasta 2 mm de espesor. Esta es una característica que será importante de tomar en cuenta, ya que puede variar la curva de absorción de la luz.

Las células de la epidermis se distribuyen en 5 estratos: estrato córneo, estrato lúcido (se encuentra presente en las zonas del cuerpo donde la piel es más gruesa), estrato granuloso, estrato espinoso y estrato basal. Se pueden observar estos estratos, en la Figura 3.8. Únicamente en las dos últimas capas se encuentran células vivas e irán remplazando las células que se van perdiendo en las tres primeras capas, que son células muertas.



**Figura 3.8 Estratos de la epidermis.**

La epidermis se encuentra formada por 4 tipos de células: queratinocitos (son el 80 % de las células epidérmicas), melanocitos (son el 10 % de las células epidérmicas), células de Langerhans (son parte del sistema inmunitario) y células de Merkel (parte del sistema sensorial).

Los melanocitos son células que migran hacia la epidermis, se encargan de la producción de melanina que sirven como protección solar, ya que absorbe los rayos ultravioleta (*UV*) que son peligrosos o que causan daños a la piel. Existe una escala para describir el color de piel y su sensibilidad a la radiación *UV*, Tabla 1

La densidad de los melanocitos varía en ciertas zonas del cuerpo, pero es constante en la mayor parte del cuerpo y también entre los individuos de diferentes razas. El color de la piel, va a depender de la actividad de los melanocitos. Esta actividad está determinada por las características de los melanosomas, de la actividad de las enzimas que participan en la síntesis de melanina y de la capacidad de los melanocitos de transferir el pigmento a los queratinocitos. Aunque son varios los factores los que

determinan al color de la piel, el más decisivo es la cantidad de melanosomas en la epidermis. Una correspondencia entre el color de la piel y el porcentaje del volumen ocupado por epidermis melanosomas, se muestra en la Tabla 2.

| Tipo de Piel | Color básico de la piel     | Respuesta a la exposición solar                               |
|--------------|-----------------------------|---|
| I            | Blanca pálida               | Se queman con facilidad, no se broncean                       |
| II           | Blanca                      | Se queman con facilidad y se broncean con dificultad          |
| III          | Blanca                      | Se pueden quemar al principio, pero se broncean con facilidad |
| IV           | Morena clara/color aceituna | Casi no se queman y se broncean con facilidad                 |
| V            | Morena                      | Por lo común no se queman y se broncean con facilidad         |
| VI           | Negra                       | No se queman y solo se intensifica su color                   |

**Tabla 1 Clasificación de los prototipos cutáneos de Fitzpatrick (Wolff, Johnson y Saavedra 2013).**

Finalmente, la estructura de la piel también cambia con la edad de la persona, aunque no existe un cambio muy profundo de los elementos en sí, lo que se produce es una reducción de ciertos elementos o cambio de su tamaño. Por ejemplo, en la epidermis las capas celulares se mantienen sin cambios, sin embargo, el espesor de esta capa se reduce. Además, la cantidad de melanocitos disminuye y los que quedan aumentan de tamaño.

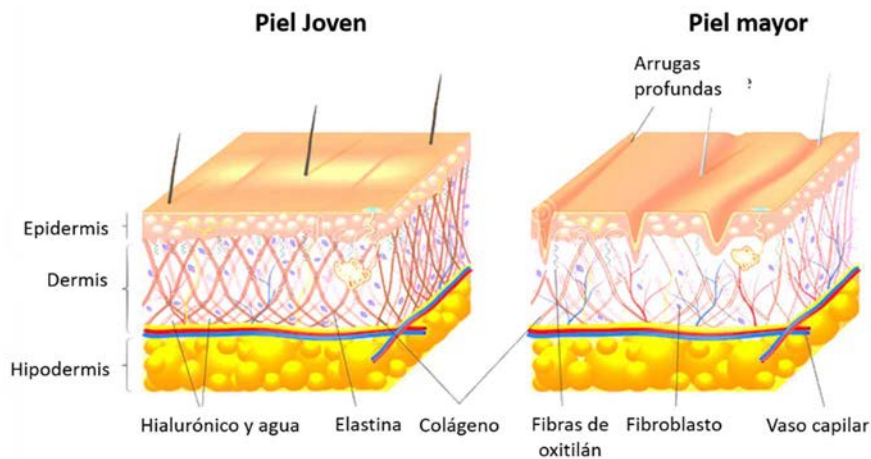
| Color de la piel en adultos                       | Porcentaje de los melanosomas |
|---|-------------------------------|
| Caucásicos de piel clara                          | 1.6 – 6.3 %                   |
| Caucásico mediterráneo (Moderadamente pigmentada) | 11 – 16 %                     |
| Caucásico africano con pigmentación oscura        | 18 – 43 %                     |

**Tabla 2 Porcentajes del volumen ocupado en la epidermis por melanosomas (Jacques L., Glickman y Schwartz 1996).**

Los cambios en las fibras conectivas son: una reducción de su resistencia y de su elasticidad. Las zonas más afectadas son las que se encuentran expuestas a factores

externos como luz solar, viento entre otros. Los vasos sanguíneos de la dermis se vuelven más frágiles, por lo cual es común ver la presencia de moretones, hematomas, entre otros.

Las glándulas sebáceas producen menos aceite, con lo cual hay una pérdida de humectación de la piel, lo que causa resequedad y picazón. Finalmente, la piel envejecida tiene una apariencia más frágil, delgada y pálida. Se puede observar en la Figura 3.9, la esquematización del envejecimiento de la piel.



**Figura 3.9** Capas y estructura de la piel con el envejecimiento. Adaptado de: (dreamstime 2000).

**Dermis.-** La dermis es la capa de la piel que le da su elasticidad y fortaleza, su máximo espesor ronda los 3 mm. A diferencia de la epidermis, aquí ya se encuentra vasos sanguíneos, por lo cual el suministro de oxígeno y alimentos se realiza desde aquí a la epidermis. La matriz extracelular, contiene una gran cantidad de fibras de colágeno; más del 75 %, y además elastina y reticulina. Está formada por dos subcapas, la papilar y reticular. La primera es más gruesa y su tejido conectivo es más denso, por lo cual es más rígida. El nombre de estrato capilar es por las pequeñas formas cónicas, que se forman debajo de la epidermis (Figura 3.10).

**Tejido Subcutáneo.-** EL tejido subcutáneo también es conocido como hipodermis, por su posición bajo la dermis, su espesor es variable dependiendo de la



zona del cuerpo y sobre todo de la textura de la persona; pues está formado por tejido graso o adiposo. Este tejido sirve como aislante térmico y almacenamiento de energía.

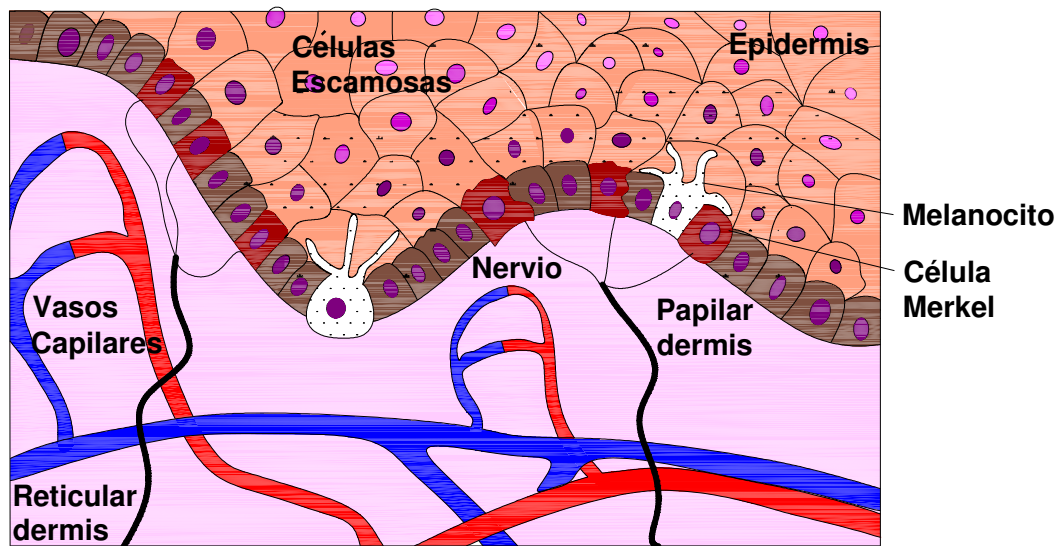


Figura 3.10 Capas y estructura epidermis y dermis.

### 3.3.1- Interacción de la piel con la luz.

La interacción de la luz con cualquier tejido vivo, en el presente caso la piel depende de diversos parámetros. En primer lugar, los parámetros de la fuente luminosa, como son la longitud de onda, la polarización, la intensidad y la coherencia de la fuente de luz. Por otro lado, un tejido vivo es altamente complejo, pues parámetros como la pigmentación, la estructura fibrosa, la hidratación y la composición son factores muchas veces dinámicos, por lo cual es importante detallar y cuantificar de manera óptima cada uno de estos parámetros.

En el caso de la piel, cada una de sus capas tiene propiedades ópticas diferentes, que se determinan por su estructura y componentes. Así, dependiendo de la luz incidente el color de la piel quedara determinado en gran medida por:

- La luz reflejada y su interpretación por el ojo humano o por un sensor óptico como una cámara RGB.

- Las interacciones entre la luz y la estructura interna y externa de la zona de la piel, a través de la absorción, reflexión y dispersión.

Entonces, la luz que incide en la piel dependiendo de su espectro, por una parte se absorbe y por otra parte se dispersa o refracta. La piel refleja la mayor parte de las longitudes de onda ultravioleta *UV* en el estrato corneo, pero dependiendo del espectro de estas, también son transmitidas difusamente a la epidermis. Así, las longitudes de onda de espectro infrarrojo, de luz visible, *UVA*<sup>5</sup> y *UVB*<sup>6</sup> se difunden. La radiación *UVC*<sup>7</sup> es muy poco difundida, el resto de radiación aproximadamente desde 10 nm a los 100 nm es reflejada. Como ya se explicó, en la epidermis se forma el pigmento denominado melanina. Este absorbe fuertemente las longitudes de onda de luz *UVB*, que fueron transmitidos por el estrato corneo, mientras la radiación *UVA*, espectro visible e infrarrojo es dispersada hacia la dermis. Esto se da, ya que esta capa está formada por fibras de colágeno que es un fuerte dispersor de luz como se verá en la subsección 3.4.2. Sobre todo, la subcapa de la dermis papilar está constituida de una alta densidad de fibras de colágeno. Asimismo como ya se explicó la dermis está formada a su vez por agua y por vasos sanguíneos, por lo cual hay presencia de hemoglobina; en definitiva, en esta capa de la piel existirá a su vez absorción y retrodispersión, esto se profundizara cuando se analicen las curvas de absorción detalladas en la subsección 3.4.3.

Cierta cantidad de luz, también será transmitida al tejido subcutáneo y sobre todo frecuencias del espectro infrarrojo cercano; y estas se dispersaran frontalmente. Esto puede verse en la Figura 3.11. Finalmente, la luz que fue retro-dispersada desde el estrato capilar es transmitida a la epidermis, donde se dispersa frontalmente hasta pasar el estrato corneo. Una vez fuera del medio de la piel la luz es reflejada hasta el sensor óptico, con la coloración característica de la piel.

---

<sup>5</sup> UVA de onda larga entre 320 y 400nm

<sup>6</sup> UVB de onda media entre 280 y 320nm

<sup>7</sup> UVC de onda corta entre 200 y 280nm

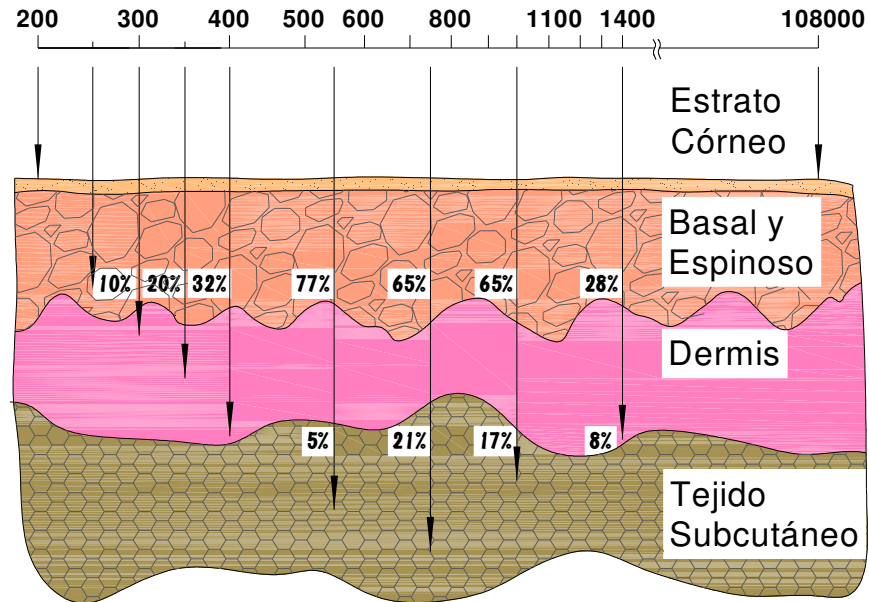


Figura 3.11 Porcentajes de radiación en cada capa de la piel según la longitud de onda Adaptado de: (Urbach 1969).

Las propiedades espectrales de la piel pueden caracterizarse de la siguiente manera, en la Figura 3.12.

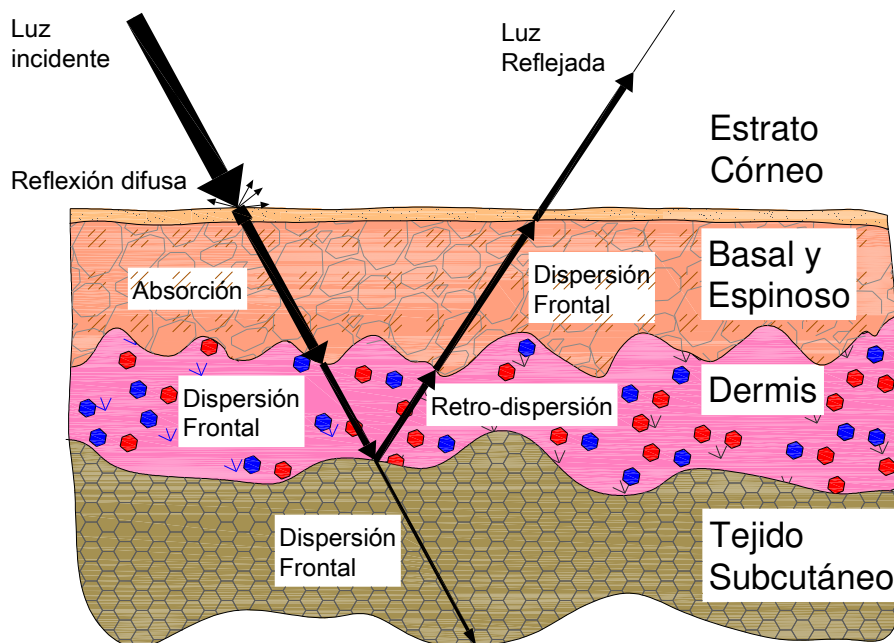
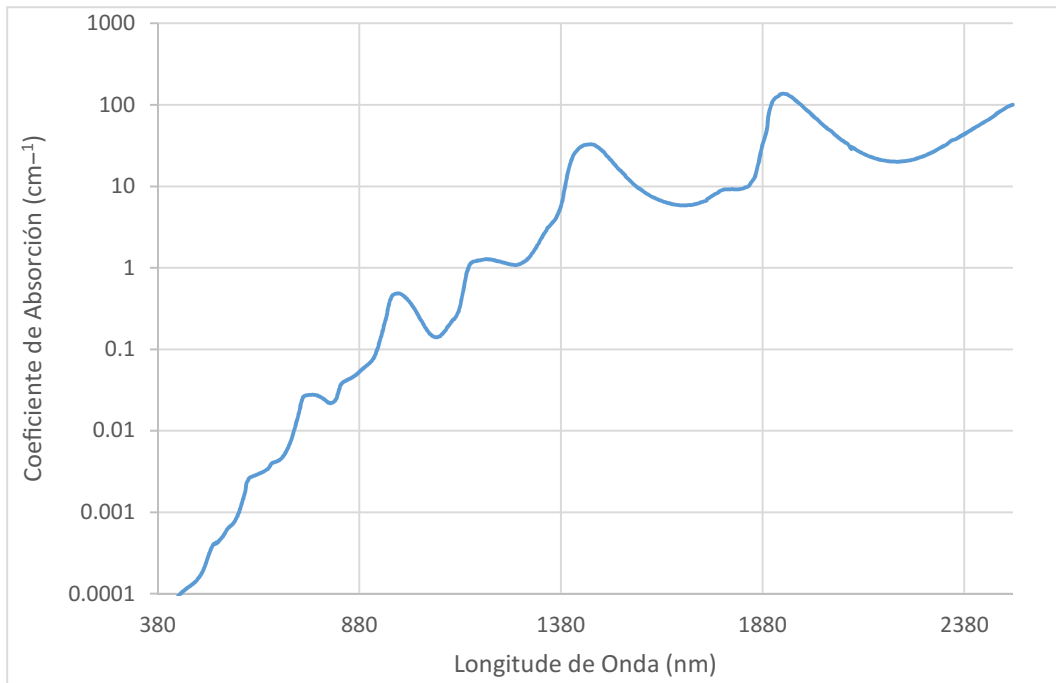


Figura 3.12 Proceso de coloración de la piel.

### 3.3.2. - Coeficientes de absorción.

**Agua.-** La piel aproximadamente es el 7,81 % del peso total del cuerpo, de donde el 64,68 % de la piel es agua (Mitchell, Hamilton y Steggerda 1945). Por lo mismo, tiene gran interés su participación dentro de las absorbancias de la piel. Aunque, como se puede ver en la Figura 3.13, la absorción del agua en el espectro UV, visible e infrarrojo cercano es casi insignificante, toma valores significativos a partir de los 1380 nm.



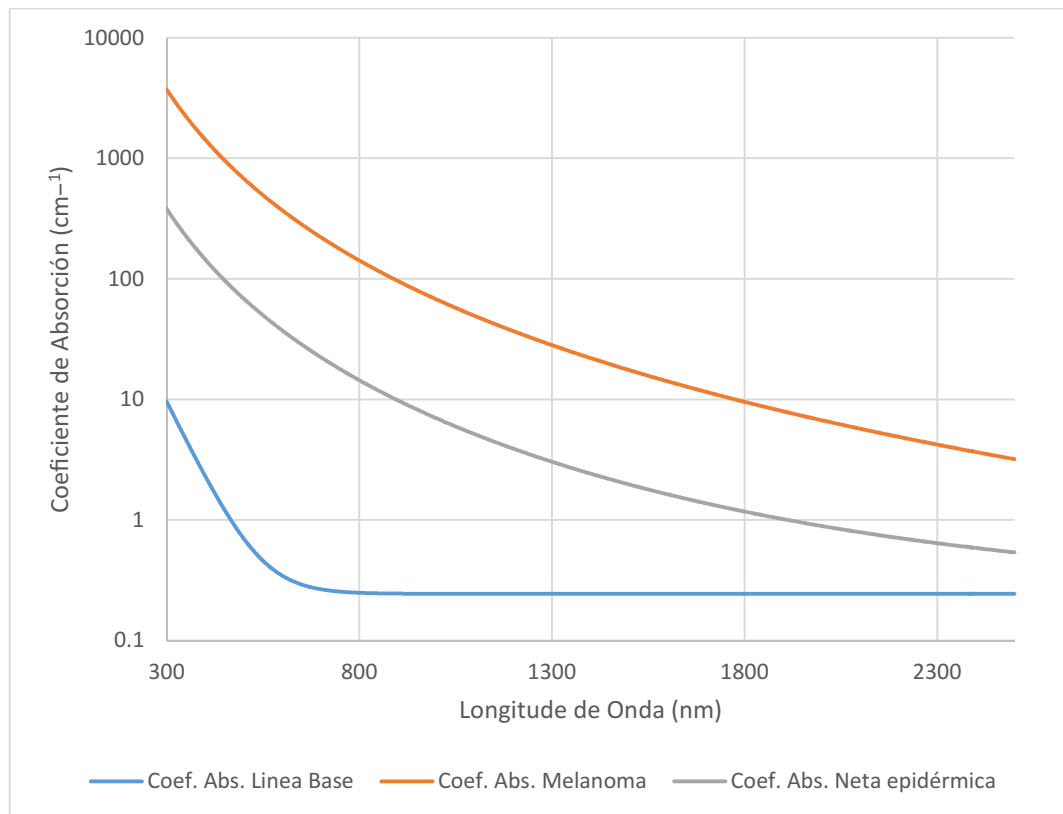
**Figura 3.13** Curva de absorción del agua (Buiteveld, Hakvoort y Donze 1994).

#### **Melanosomas.**

Como ya se explicó, los melanocitos en el estrato basal son los encargados de la producción de los melanosomas, que desde el estrato basal empiezan a viajar hacia las capas más superficiales de la piel. A su vez, estos melanosomas van madurando, durante este proceso van a fabricar y cargarse de melanina; lo cual se aprecia porque durante este proceso su tonalidad cada vez se torna más oscura.

La tonalidad de la piel queda determinado por dos factores esenciales, el primero la cantidad de melanina presente y segundo el tipo de melanina, factores que son

determinados por herencia genética. Piel más oscuras son comunes en personas con ancestros de las regiones tropicales y de mayor altitud, por su mayor exposición a radiación *UV*, que las personas de ancestros de regiones subtropicales (Morrone, y otros 2011).



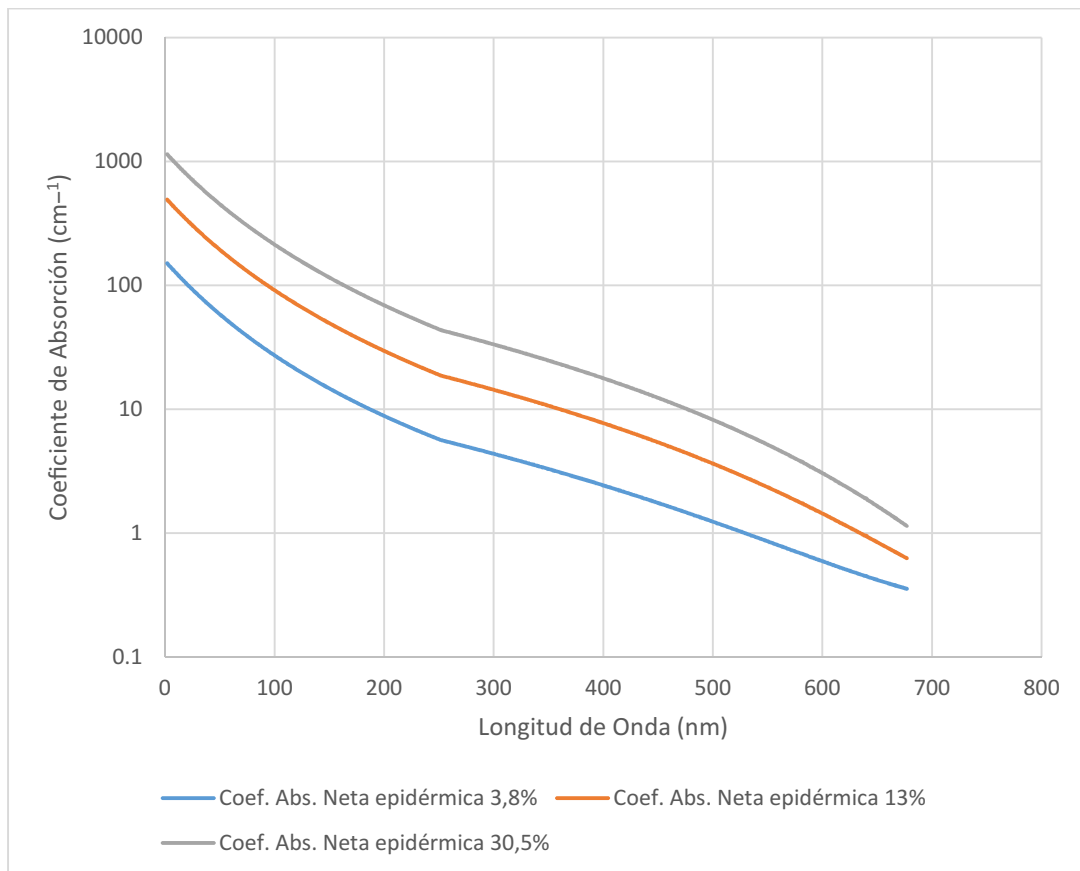
**Figura 3.14 Curva de absorción de la melanina (Jacques 1998):**

La melanina es un cromóforo<sup>8</sup>, que absorbe como se ve en su curva de absorción neta de la epidermis (Figura 3.14), especialmente las radiaciones *UV* y parte de la luz visible. Aunque como afirma el autor, es una aproximación y un punto de partida para la descripción de la óptica de la piel de un individuo en particular, ya que no se puede discernir el comportamiento de la absorción de la melanina presente en la piel de cada individuo. En la gráfica se muestra, el coeficiente de línea base de melanina, la epidermis reducida (epidermis sin sangre ya que sería el otro cromóforo que cambia la

<sup>8</sup> Estructura que absorbe el espectro electromagnético y de la característica de color a una molécula

absorción en la epidermis) y el coeficiente de absorción de un solo melanosoma; pues la melanina se encuentra dentro de estos. Adicionalmente, se ejemplifica el coeficiente de absorción neto dérmico para una piel moderadamente pigmentada con un 10 % de melanosomas en la epidermis.

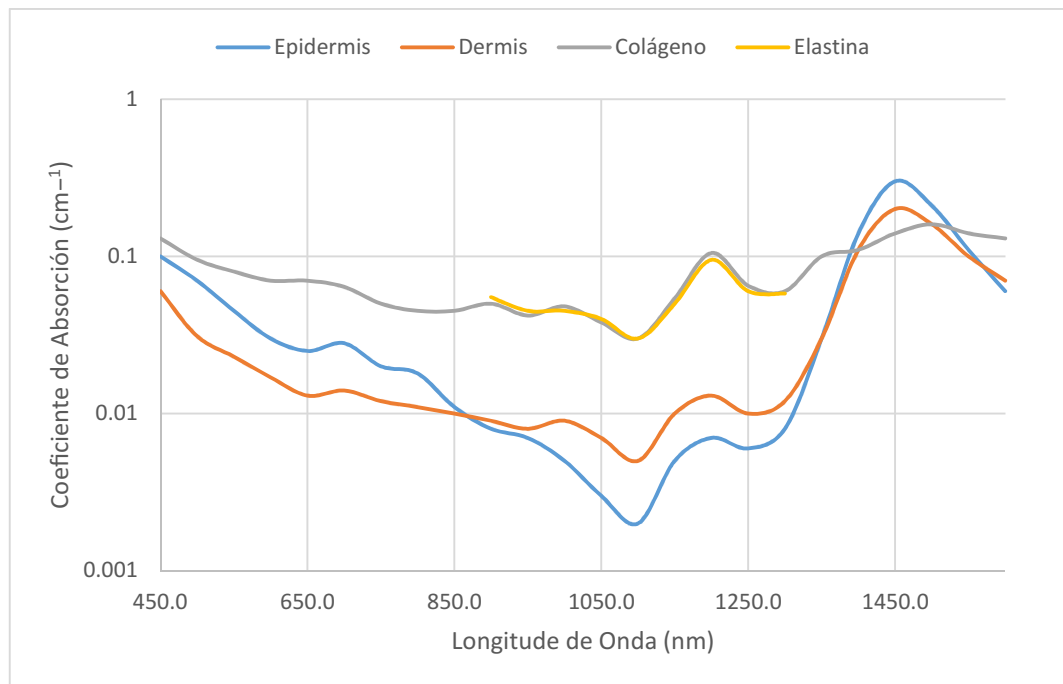
Además, se aprecia una relación directamente proporcional, pues a mayor cantidad de melanina existirá una mayor absorción de luz. Esto se ve claramente cuando se desea medir la oxigenación de las personas mediante las variaciones de la hemoglobina. En personas de piel oscura se recibe menos cantidad de espectro o luz, por la absorción de la melanina. Adicionalmente, en la Figura 3.15, se puede ver como con valores intermedios tomados de la clasificación de la piel, según el porcentaje de melanosomas de la Tabla 2 una mayor o menor absorción por parte de la piel.



**Figura 3.15** Curva de absorción de la melanina según volumen de melanosomas presentes en la epidermis.

### Colágeno y elastina.

El colágeno y la elastina son los principales constituyentes de la dermis. El colágeno se organiza en estructuras en forma de fibras, las cuales a su vez se agrupan en una especie de manojos formando tejidos conectados. Esta estructura es la que otorga dureza, resistencia o firmeza a la piel. A su vez, las fibras de elastina sujetan a las fibras de colágeno. Pero no solo mantienen en su lugar las fibras de colágeno, al contar con una gran capacidad elástica, confieren su elasticidad a la piel. Esta estructura constituye la principal causa de la dispersión de la luz en la piel, como se puede observar en la Figura 3.12. Lo cual es importante, el espectro reflejado por la piel es el que va a ser analizado por la cámara o dispositivo de captura de imagen. El espectro reflectante de la piel es complejo, es un medio altamente dispersante de múltiples capas y con una distribución poco homogénea en los límites entre capas. Existen diversos y extensos análisis sobre la dispersión producida por el colágeno en la piel, pero no se han encontrado resultados o estudios de su impacto en el espectro de reflectancia de la piel.



**Figura 3.16** Curva de absorción del colágeno, dermis y epidermis, fuente de datos: (Salomatina, y otros 2006) y curva de absorción de la melanina Fuente de datos: (Cheng-Lun, Ji-Chung y Wen-Jwu 2001).

En todo caso, en la dermis, la dispersión y absorción es causada por las estructuras de colágeno y elastina, como se puede observar en la Figura 3.16. Ya que la curva de absorción del colágeno y elastina se ven reflejados en la curva de absorción de la dermis. Cabe recalcar que es dominante la absorción del agua, tanto la dermis como la epidermis. Estas en su mayor parte están constituidas por agua, de allí lo parecido en las curvas de absorción de ambas capas de la piel.

**Grasa.-** Como se detalló anteriormente, la capa del tejido subcutáneo es la capa más profunda de la piel y depende su espesor de la zona del cuerpo. Está compuesto primordialmente de tejido graso. Como se puede ver en la Figura 3.17, la absorción de las longitudes del espectro magnético visible existe, aunque el intervalo de mayor absorción es en 410 nm, 1200 nm y 1440 nm. Para el primer pico de absorción la luz casi no llega, no se debe olvidar que las frecuencias bajas como la radiación *UV* son absorbidos en la epidermis; en cambio, los otros dos picos son utilizados en equipos estéticos, para la eliminación o tratamiento de celulitis, lo que se busca es el aumento de temperatura.

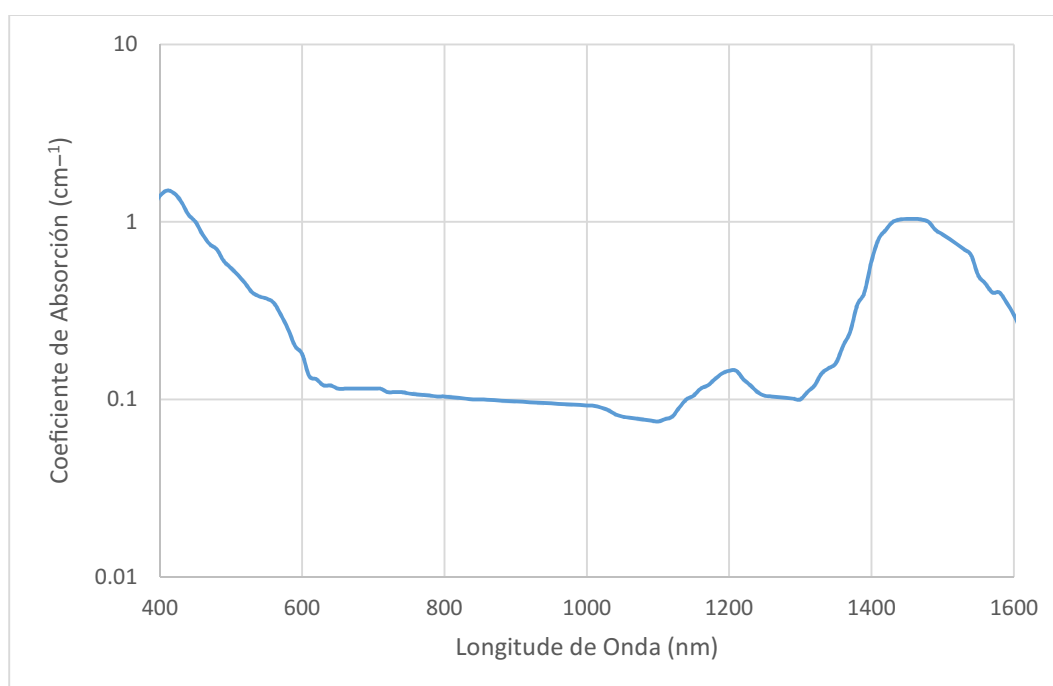


Figura 3.17 Curva de absorción de la grasa subcutánea de humanos Fuente de datos: (Salomatina, y otros 2006)

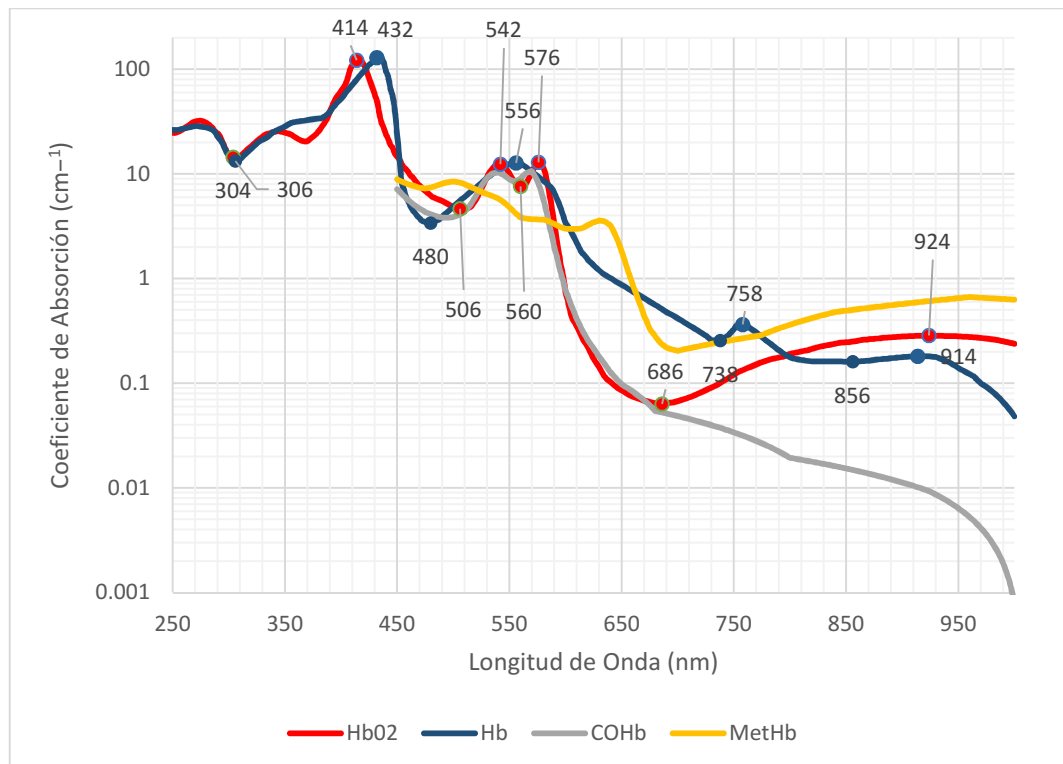


### **Hemoglobina.**

La hemoglobina es la responsable del color rosáceo de la piel, ya que se encuentra presente en el suministro de sangre en la capa dérmica de la piel. Las redes venosas y arteriales presentes en la dermis, terminan en la superficie de la piel y en los pequeños capilares que se ejecutan vertical a la superficie de la piel. Llegan cerca de la unión dermoepidérmica en forma de bucles capilares, Figura 3.10. Anatómicamente, se puede distinguir una arteria superficial tanto del plexo venoso como de un plexo profundo. Los capilares se derivan del plexo arterial superficial y vacío en el plexo venoso superficial. La absorción de la oxihemoglobina ( $HbO_2$ ) tiene un oscurecimiento en la zona del espectro *UV* y de luz de color azul y violeta, alcanzando un pico de absorción en la banda de frecuencia de 420 nm, que se decrementa hasta aproximadamente los 506 nm. Empieza otra banda de oscurecimiento en la zona verde que alcanza su máximo en 542 nm, desapareciendo sobre los 548 nm. Finalmente, una última banda de oscurecimiento entre el verde y amarillo que empieza hacia los 560 nm, alcanza el máximo oscurecimiento en los 576 nm y se reduce hasta aproximadamente 686 nm, empezando la banda del color rojo. Existe un nuevo oscurecimiento aunque no tan marcado dentro de la zona de color rojo e infrarrojo cercano alcanzando un máximo aproximadamente en 924 nm, donde nuevamente empieza a decaer. En cambio la desoxihemoglobina (*Hb*) o simplemente hemoglobina tiene una absorción similar a la  $HbO_2$  dentro del espectro *UV* y violeta el pico de absorción se encuentra un poco desplazado en la frecuencia de 432nm, que se decrementa hasta aproximadamente los 480 nm. Empieza otra banda de oscurecimiento en la zona verde que alcanza su máximo en 556 nm, desapareciendo sobre los 548 nm, empezando otra banda de oscurecimiento entre el verde y amarillo que alcanza el máximo oscurecimiento en los 560 nm, que es aproximadamente en medio de las dos bandas típicas de la  $HbO_2$ . Desde este máximo empieza una reducción de la absorción hasta aproximadamente 738 nm, donde se presenta un pequeño pico de absorción, con un máximo en la frecuencia de 758 nm. De aquí en adelante, continua una reducción suave de la absorción en el espectro rojo e infrarrojo hasta los 914 nm, donde se presenta una reducción más abrupta.

La carbaminohemoglobina ( $HbCO_2$ ) es la unión del dióxido de carbono  $CO_2$  con la hemoglobina. Con esto, puede ser eliminado el  $CO_2$  al llegar la sangre; a los alveolos pulmonares. Tanto la unión de la oxihemoglobina y de la carbaminohemoglobina es reversible. Ahora, el transporte de  $CO_2$  en la sangre no solo se reduce por la unión con la hemoglobina (25 %), sino también disuelto en el plasma (5 %) o unido a iones de carbonato o bicarbonato (70 %), (Peñuela 2005). Como la mayor parte del  $CO_2$ , entra en las células rojas de la sangre o en los capilares del tejido para combinarse con agua para formar ácido carbónico ( $H_2CO_3$ ) que es incoloro, no existen estudios que muestren la curva de absorción de la carbaminohemoglobina, pues su cantidad es muy pequeña para ser utilizada como medida de desoxigenación de la sangre. Pero algunas otras moléculas como monóxido de carbono  $CO$ , son lo suficientemente pequeñas para unirse fuertemente a la hemoglobina, pues al igual que el oxígeno forma enlaces fuertes con el hierro; dándose un proceso que es irreversible. Esta combinación se conoce como carboxihemoglobina  $COHb$  que en altas concentraciones produce asfixia a una persona, pues la sangre no puede transportar suficiente oxígeno a los diversos tejidos y cerebro. La afinidad de unión de la hemoglobina con el  $CO$  es 250 a 300 veces mayor que su afinidad por el oxígeno, lo que significa que pequeñas cantidades de  $CO$  reducen drásticamente la capacidad de la hemoglobina para transportar oxígeno (Saez S. 1982). Cuando la hemoglobina se combina con  $CO$ , se torna de color rojo muy brillante, pues como se observa, en la Figura 3.18, su curva es muy similar a la de la  $HbO_2$ , se puede distinguir un ligero desplazamiento de las bandas de absorción hacia las longitudes de onda menores. En la zona visible presenta dos picos de absorción, la primera en 539 nm y la segunda en 568 nm, la mayor diferencia radica a partir de 660 nm, donde hay una reducción de la absorción en el espectro rojo e infrarrojo. Otra combinación de la hemoglobina a partir de su oxidación, se conoce como metahemoglobina  $MetHb$ . Su cantidad en la sangre normalmente es baja, pero algunos medicamentos o agentes tóxicos o incluso lesiones pueden aumentar su concentración. Esto provoca que el oxígeno no pueda ser liberado de la hemoglobina. Aunque tiene una curva de absorción diferente, dependiendo del  $pH$  de la sangre (Bunn y Forget 1986), siendo menos pronunciada para la forma alcalina que para la forma más ácida (como esta graficado en

la Figura 3.18). En todo caso, en ambas formas se pueden observar dos pequeños máximos 576 nm y 540 nm coincidentes con los de la  $HbO_2$ . Por estas características de absorbancia de la carboxihemoglobina y la metahemoglobina que son similares a los de la oxihemoglobina, pueden alterar las lecturas del oxímetro de pulso.

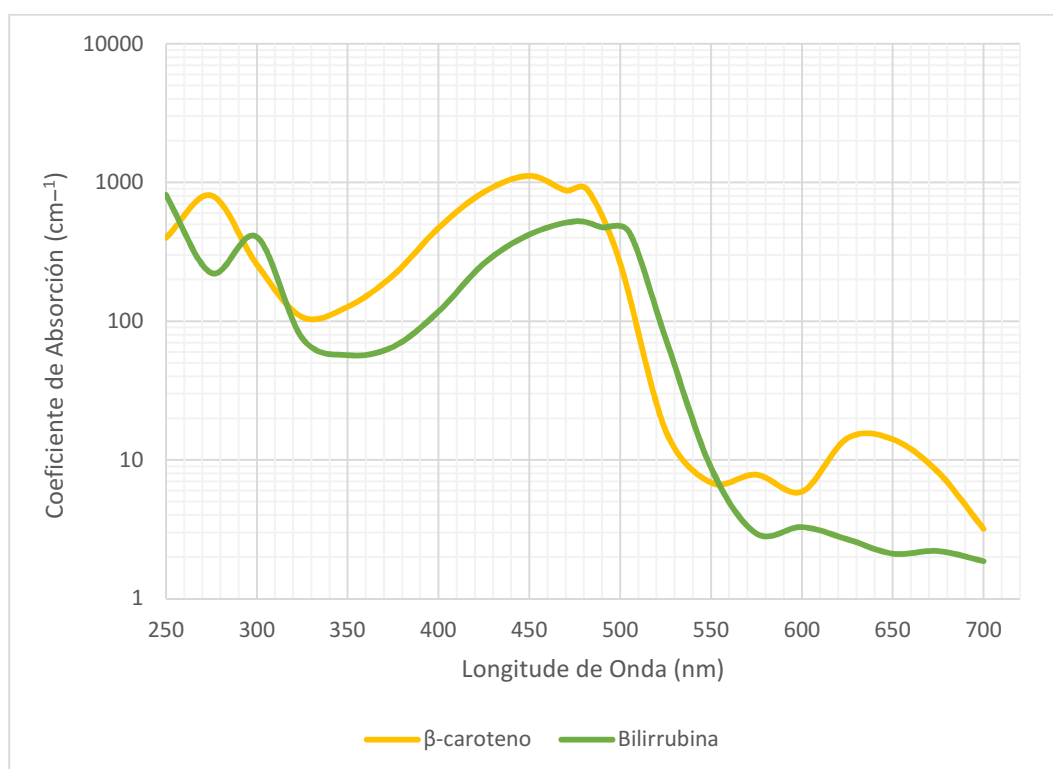


**Figura 3.18** Curva de absorción de hemoglobina oxigenada y desoxigenada fuente de Datos: (S. Prahl, 1998); así como carboxihemoglobina y metahemoglobina a una concentración en la sangre de 150 g/L, fuente de Datos (Zijlstra, Buursma y van Assendelft 2000).

### **$\beta$ -caroteno y Bilirrubina.-**

El  $\beta$ -caroteno o beta caroteno que se encuentra presente como un pigmento tanto en frutas y verduras (zanahoria, calabaza y otros), al ser carotenoide es un precursor de la vitamina A, al ser convertido por el hígado. El beta caroteno es absorbido por el cuerpo de manera intacta y se almacena en la grasa corporal, principalmente en la grasa subcutánea justo por debajo de la piel. Demasiado de esta sustancia en la grasa subcutánea puede producir un color naranja, una enfermedad llamada carotenosis, lo cual se puede ver claramente en la Figura 3.19, por el pico de absorción predominante en las frecuencias alrededor de los 450nm. Aunque esto, desafortunadamente puede ser un

problema para la medición de la bilirrubina, que también tiene un pico de absorción parecido en este intervalo de frecuencia. Además, se puede observar por la curva de absorción que los carotenoides filtran el intervalo de las frecuencias de la luz azul muy eficientemente, por lo cual funcionan como un fotoprotector o protector solar natural (Stahl y Sies 2005). Su principal lugar de acumulación es en los adipocitos de los estratos inferiores de la dermis.



**Figura 3.19** Curva de absorción de  $\beta$ -caroteno a una concentración en la sangre de 187.5 g/dL (S. Prah, Bilirubin.Oregon Medical Laser Center Optical Properties Spectra 2012) y curva de absorción de la bilirrubina (Du, y otros 1998).

Normalmente, en el cuerpo, la bilirrubina es un compuesto existente en la sangre, que es el resultado de la destrucción de la hemoglobina que se deriva de las células rojas envejecidas (Garcia Palmieri 2000). Este pigmento es procesado a través del hígado, al combinar a este con ácido glucurónico una especie de azúcar. Posteriormente, esta se dirige hacia el intestino por medio de los conductos biliares, por donde es eliminada del cuerpo. Cuando este proceso de excreción es bajo por ejemplo después del nacimiento, por un funcionamiento deficiente hepático, o el cuerpo está saturado en exceso de bilirrubina originada endógenamente, se produce lo que se conoce como

hiperbilirrubinemia e ictericia. Ocasiona una coloración amarillenta en la piel, ojos y membranas mucosas. Ya que la bilirrubina tiene una gran afinidad a la elastina. Una manera eficiente de diferenciar la carotenosis de la ictericia, es que en etapas iniciales de esta última la esclerótica<sup>9</sup> se torna amarillenta por su riqueza de fibras de elastina (Pérez Arellano 2013).

### 3.3.3.- Coeficiente de dispersión.

La dispersión de la luz en la piel es producida por la diferencia entre los índices de refracción de las estructuras que la conforman y de su tamaño; con lo que la luz incidente es reflejada en múltiples direcciones. En cambio, la absorción es el fenómeno físico-químico que tiene lugar en la piel debido a los cromóforos que atenúan la intensidad de la luz de manera espectral, ya que dependiendo del cromóforo se absorbe la luz más o menos en ciertas longitudes de onda. La forma, el tamaño, y la densidad de estas estructuras, así como su índice de refracción, y los estados de polarización de la luz incidente desempeñan un papel muy importante en la propagación de la luz en los tejidos (Tuchin 1994).

La dispersión de la epidermis es notablemente más alta que la dispersión de la dermis y la grasa subcutánea en todo el intervalo de longitudes de onda. Como se ha explicado en la subsección anterior las propiedades ópticas en la epidermis en el espectro visible e *IR* cercano, son determinados en gran parte por el contenido de melanina. La melanina tiene un alto índice de refracción 1.7 en comparación con los componentes celulares circundantes, el tamaño de los melanosomas es de 100µm - 1000µm (Gajinov, y otros 2010). Pero la función óptica primaria de la melanina es la absorción y la dispersión de Rayleigh en la melanina es despreciable en comparación con la absorción de la melanina y la dispersión en otras microestructuras de la piel (Zonios y Dimou 2009).

---

<sup>9</sup> La esclerótica es la membrana de color blanca del ojo.

En la dermis, la dispersión es causada predominantemente por fibras de colágeno y sus pequeñas estructuras asociadas. Las fibras de colágeno son los principales dispersores del tejido conjuntivo que constituye la matriz o sustancia fundamental de piel, que sostiene unificados los elementos celulares que conforman la piel. Además, tiene una estructura fibrilar, un alto índice de refracción axial 1,32 - 1,45 y radial 1,40 - 1,61 (Gajinov, y otros 2010). Fibras de colágeno muy densas, agua y vasos sanguíneos componen la dermis (Henderson y Schulmeister 200). Entonces, como las fibras de colágeno dispersan la luz fuertemente, la luz puede pasar a través de diversos vasos sanguíneos, por lo que la  $HbO_2$  y la  $Hb$  absorben algunas longitudes de onda de luz. Con esto la luz que se retrodispersa ha sido modulada por el flujo sanguíneo pulsante.

### 3.3.4.- Color de la piel.

Como se ha revisado, existen diferentes cromóforos que determina la coloración de la piel, cada uno con su respectivo coeficiente de absorción. En resumen, se puede observar en la Tabla 3, cada una de las capas de la piel con sus respectivos espesores y los cromóforos presentes en cada una de las capas que pueden afectar la coloración de la piel.

| Capa de la piel. | Grosor (mm) | Cromóforo.                             |
|------------------|-------------|--|
| Estrato Córneo.  | 0.01– 0.03  | B-caroteno.                            |
| Epidermis        | 0.05 – 0.1  | Melanina, B-caroteno                   |
| Dermis           | 0.6 – 3     | Hemoglobina, Bilirrubina y B-caroteno. |
| Hypodermis       | Más de 30   | Ninguno.                               |

Tabla 3 Capas de la piel, con sus respectivos grosores y cromóforos presentes en cada una de las capas<sup>10</sup>.

En resumen, se puede enumerar las siguientes características:

<sup>10</sup> Fuente: (Hani, Mhamad y Nugro 2017)

**La raza.-** Rasgos únicos en la piel se transmiten por herencia, no solo a nivel general de toda la piel del cuerpo, sino en zonas específicas del cuerpo. Existe una mayor pigmentación de melanina como se presentó en la Tabla 2, en individuos con ascendencia africana que cualquier otro tipo de raza. No se debe olvidar que el coeficiente de absorción es mayor para la melanina, por lo cual esto va a resultar en una señal más débil o una reflectancia más pobre de luz de la hemoglobina; que es el cromóforo que interesa observar.

**Exposición al sol.-** La mayor exposición del sol, dependiendo de la raza de la persona; ver Tabla 1, produce la mayor generación de melanina por las células denominadas melanocitos (Figura 3.10). E igual que el caso anterior, una mayor concentración de melanina da la apariencia de piel bronceada, pero puede empobrecer la reflexión de la hemoglobina.

**Capilares sanguíneos.-** la abundancia de estos en la capa dérmica pueden cambiar la tonalidad de la piel, al aumentar la irrigación sanguínea en estas zonas.

**Perfusión Tisular.-** No solo basta con tener una abundancia de capilares en la piel, un mayor o menor flujo de sangre en los capilares, las vénulas y arteriolas también puede implicar a cambios en la coloración de la piel. Apreciándose lo que se conoce como rosácea, tonalidad rojiza de la piel o en su caso contrario pálido, cianótico. Esto se notará en distinto grado dependiendo de la raza de la persona. En la Tabla 1, se puede ver por ejemplo como la gente de raza blanca se quema, pero no se broncea. Por eso, la tonalidad rosada de la piel por una mayor perfusión tisular, ocasionada por la inflamación de la piel por sobre exposición al sol. Incluso, cabe destacar que las personas de raza negra también sufren inflamación de la piel por exposición al sol, pero la gran cantidad de melanina hace que se observe menos este efecto.

**Grosor de la piel.-** Como ya se detalló en la estructura de la piel, el grosor de la epidermis puede variar dependiendo de la zona del cuerpo, por ejemplo en los párpados de los ojos se puede tener grosores de menos de 0,5 mm, en cambio, en las palmas de las manos o pies el grosor variar desde 1 mm y 2 mm (Palastanga, Field y Soames 2007).

**Oxigenación.-** La oxigenación, denominada como saturación de oxígeno, es la relación que existe entre glóbulos rojos oxigenados y no oxigenados en la sangre. Por lo mismo la perfusión tisular va a estar directamente relacionada con la oxigenación, ya que con buenos niveles de glóbulos rojos oxigenados será más evidente la rosácea, caso contrario, con niveles elevados de hemoglobina reducida, será evidente la palidez de la persona o cianosis.

**Otros pigmentos y enfermedades.-** Es muy conocido que pigmentos como la bilirrubina producen un color amarillento de la piel, conocido como ictericia, sobre todo es muy común en la primera semana de vida de neonatos o en personas que tienen daños hepáticos, que no les permite descomponer esta sustancia para su eliminación; otro ejemplo es el pigmento como el caroteno, es un pigmento orgánico presente en las zanahorias, y en neonatos puede producir una coloración amarillenta de la piel. Otro caso muy común es el vitíligo que provoca una decoloración de piel.

Realizar un análisis sobre los fundamentos básicos de los órganos del cuerpo humano que intervienen y que permiten la medición de los signos vitales es importante, permite realizar un análisis íntegro y coherente de las señales obtenidas. Por esta razón, se analiza el sistema cardiovascular para entender la generación del pulso cardíaco y la saturación de oxígeno, de la misma manera del sistema respiratorio para comprender el pulso respiratorio y finalmente, la anatomía de la piel para poder interpretar las variaciones que se producen en ella y que hacen posible la detección de los signos vitales. Con este análisis se puede interpretar las señales adquiridas como signos vitales pero también es necesario entender las características, variaciones, límites, entre otros, de cada signo vital para el diseño del sistema; por lo cual, en el siguiente capítulo se realiza un detalle de la semiología de los signos vitales.



# Semiología de los signos vitales.

Capítulo 4.

*“Una inversión en  
conocimiento paga el mejor  
interés.”*  
Benjamin Franklin.

#### 4. SEMIOLOGÍA DE LOS SIGNOS VITALES.

Entender correctamente un signo vital es de suma importancia para el médico, pues en base a estos y a los síntomas que el paciente presente, el médico puede establecer un diagnóstico. De igual manera, para desarrollar un sistema de medición de signos vitales es esencial el conocimiento profundo de las características, propiedades, entre otros, de los signos vitales. En base a esto se puede buscar falencias y posibles mejoras en los sistemas de medición actual y se puede realizar una mejor cuantificación de los mismos. Por esta razón, se analiza la semiología del pulso arterial, la frecuencia cardíaca, la frecuencia respiratoria y el tiempo de tránsito de pulso.

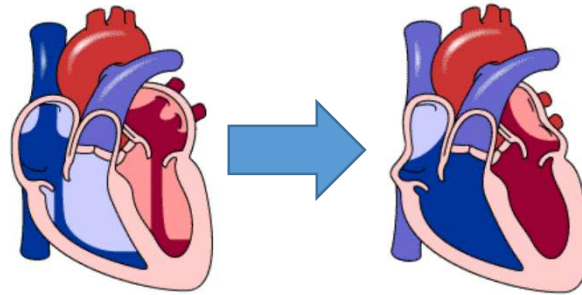
##### 4.1.- El pulso arterial.

*“El pulso es un fenómeno fisiológico que se propaga a través del sistema arterial. Generalmente se ve como una onda de presión de desplazamiento causada por la contracción rítmica y la relajación del corazón. Así, el pulso puede describirse en términos de sístole cuando la amplitud del pulso aumenta o el corazón se contrae; Y la diástole cuando la amplitud disminuye o el corazón se relaja.”* (Walsh y King 2007).

Es claro que el pulso arterial está directamente relacionado con el ciclo cardíaco. La sangre pasa a través de las arterias hacia todo el cuerpo, pues la contracción del ventrículo izquierdo produce una onda de presión que expande las arterias y esta onda de presión es evidente como pulso cardíaco. Pero el resto de movimientos del corazón también establecen ondas de presión en las arterias o vasos sanguíneos que pueden ser evidentes en el pulso. El movimiento del corazón está formado por:

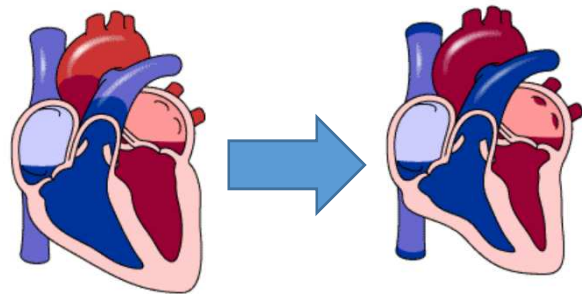
1. Contracción o sístole,
  - a. En un primer momento cuando los ventrículos están vacíos y las aurículas llenas, estas se contraen, llenando los ventrículos mediante

las válvulas mitral y tricúspide. Tanto la válvula aórtica y pulmonar están cerradas (Figura 4.1).



**Figura 4.1 Movimiento de contracción auricular.**

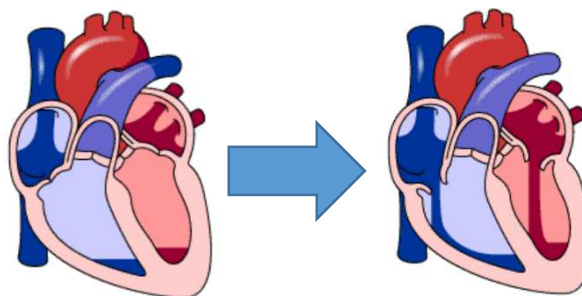
- b. Ahora las válvulas mitral y tricúspide se cierran para evitar el regreso de la sangre a las aurículas, los ventrículos se contraen, expulsando la sangre por las válvulas aórtica y pulmonar que se abren (Figura 4.2).



**Figura 4.2 Cierre de válvulas mitral y tricúspide, así como contracción ventricular.**

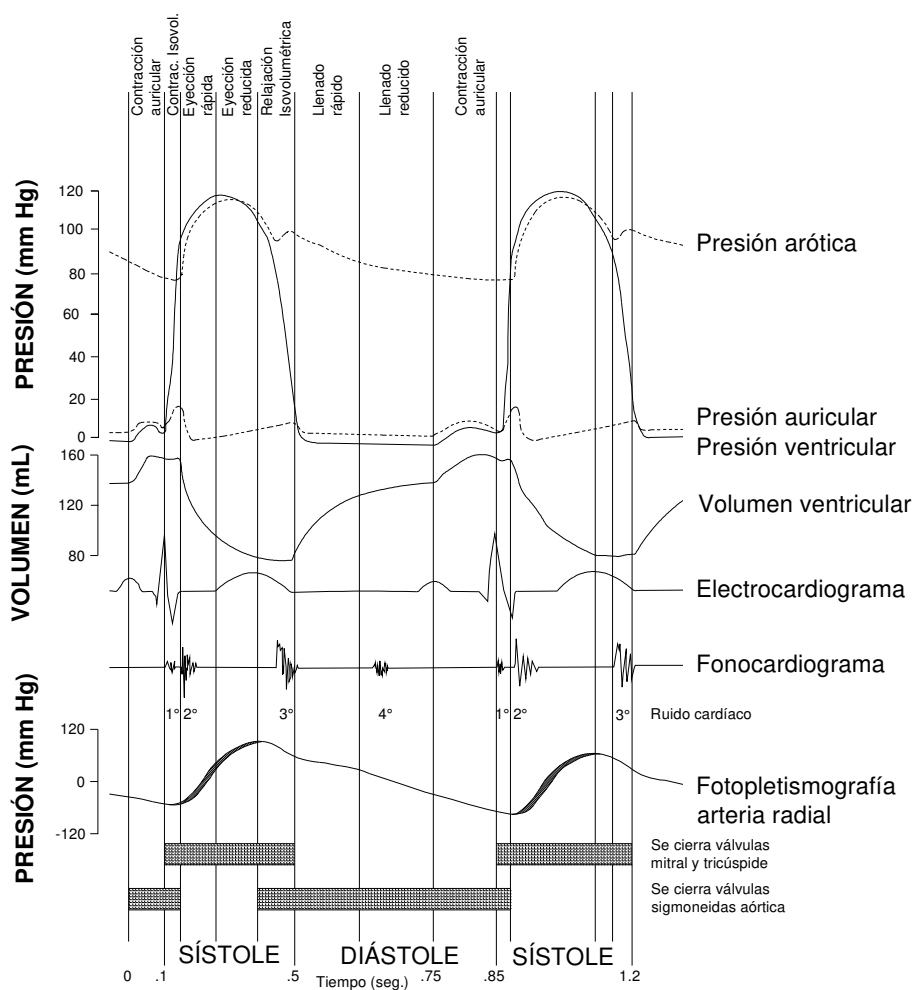
## 2. Relajación o diástole,

- a. Se cierran las válvulas aórtica y pulmonar, y se relajan las aurículas y ventrículos consiguiendo expandirse, por consiguiente, ingresa nuevamente sangre a las aurículas, para comenzar nuevamente el ciclo (Figura 4.3).



**Figura 4.3 Cierre de válvulas aórtica y pulmonar, así como relajación de aurículas y ventrículos.**

La contracción de los ventrículos origina los latidos, lo cual puede ser visible por distintos equipos como electrocardiógrafos, fonocardiografos, pulsímetros, entre otros. Una buena referencia para entender el ciclo cardíaco es la revisión del diagrama de Wiggers en la Figura 4.4.



**Figura 4.4 Diagrama de Wiggers del ciclo cardíaco, con la correspondiente correlación de los valores de presión, volumen, actividad eléctrica, sonidos del corazón y señal fotopletismográfica Adaptado de: (Calderón Montero 2007).**

#### 4.2.- La frecuencia cardíaca.

La *FC* es el ciclo armónico de latidos del corazón, que son necesarios para bombear la sangre a través del cuerpo humano. En otras palabras, es el número de veces que el corazón palpita por minuto.

La *FC* dependerá de varios factores como la edad, posición del cuerpo, sexo, ejercicio, medicamentos, estrés, enfermedades, entre otras. En una persona normal se habla de un intervalo de 60 ppm a 90 ppm; pero como ya se expresó, esto se ve influenciado por diferentes factores, así observa que con la edad estos intervalos varían, Tabla 4. Además, por género se observa que la mujer tiene una *FC* mayor, ya que el tamaño de su corazón es menor y lógicamente tendrá que latir más para mantener el flujo de sangre en movimiento. (la superficie del corazón presenta una diferencia significativa del 20 % en favor del hombre (Campos and Sala Mercado 2005).

| <b>Edad (años).</b> | <b>Intervalo (ppm)</b> | <b>Promedio (ppm)</b> |
|---------------------|------------------------|-----------------------|
| Neonato             | 100 - 170              | 140                   |
| 1 año               | 80 - 160               | 120                   |
| 3 años              | 80 - 120               | 110                   |
| 6 años              | 70 - 115               | 100                   |
| 10 años             | 70 - 110               | 90                    |
| 14 años             | 60 - 110               | 85 - 90               |
| adultos             | 60 - 100               | 72                    |

**Tabla 4 Intervalos normales de *FC* por edades (Estes 2006).**

El ejercicio también determinara un cambio en la *FC*, normalmente, se considera un intervalo nuevo. La actividad física moderada tiende a un decremento de la estimulación vagal (parasimpática) y el progresivo aumento de la actividad produce una estimulación directa de los nervios simpáticos<sup>11</sup>, para suplir la nueva demanda de los músculos que necesitan oxígeno, nutrientes y energía (Walsh and King 2007). El procedimiento para su cálculo es restar la edad de la persona un valor de 220, de este resultado se toma el 60 % como la mínima y el 85 % como la máxima *FC*.

<sup>11</sup> El sistema nervioso simpático junto con el parasimpático forman el sistema nervioso autónomo, este sistema nervioso se encarga de la inervación del músculo cardíaco y de las glándulas de todo el organismo.

El dolor y el estrés también tienden a elevar el ritmo cardíaco, efectos externos como sonidos, temperatura u otro tipo de estímulos podrían ser componentes que produzcan estrés o al contrario relajar a la persona con lo que también se afectaría el ritmo. Y finalmente los fármacos o enfermedades propias de cada persona pueden producir cambios.

#### **4.3.- La frecuencia respiratoria.**

La *FR* es el período sistémico necesario para oxigenar la sangre, que impulsa el corazón a las diferentes partes del cuerpo y expulsar el dióxido de carbono que regresa del metabolismo celular; en la Tabla 5 se observan los intervalos normales de la *FC* por edades. En otras palabras, es el número de veces que los pulmones se llenan y descargan para el intercambio de  $\text{CO}_2$  y  $\text{O}_2$  de las células del cuerpo.

El movimiento de los pulmones está formado por:

1. Inspiración, que es un movimiento activo, en el cual se expande la pared torácica produciendo una presión negativa que hace que el aire ingrese ya sea por la boca o la nariz. La inspiración ocasiona una aceleración en la tasa cardíaca, con lo cual aumenta la circulación venosa de retorno hacia el corazón
2. Expiración, que es un movimiento pasivo, ya que los pulmones se contraen por sus tejidos elásticos, expulsando el aire. La expiración produce una desaceleración de la tasa cardíaca, a este fenómeno (aceleración y desaceleración cardíaca) se lo conoce como a Arritmia Sinusal Respiratoria.

De igual manera que en la *FC*, el ejercicio también determinara un cambio en la *FR*, normalmente, se considera un intervalo nuevo. La actividad física moderada tiende al aumento del requerimiento de oxígeno, así como la eliminación de dióxido de carbono. Por consiguiente, el volumen minuto respiratorio (VMR) aumenta, modificándose el volumen corriente (VC). Si el esfuerzo continúa incrementándose, el VC se eleva a expensas de los volúmenes de reserva inspiratoria (VRI) y espiratoria (VRE), ver Figura 4.5.

| Edad (años). | Intervalo (ppm) | Promedio (ppm) |
|--------------|-----------------|----------------|
| Neonato      | 30 - 50         | 40             |
| 1 año        | 20 - 40         | 30             |
| 3 años       | 20 - 30         | 25             |
| 6 años       | 16 - 22         | 19             |
| 10 años      | 16 - 20         | 18             |
| 14 años      | 14 - 20         | 17             |
| Adultos      | 12 - 20         | 18             |

Tabla 5 Intervalos normales de *FR* por edades (Estes 2006).

Dependiendo del nivel de intensidad de ejercicio puede llegar a aumentar la frecuencia de 3 a 4 veces. (Daza Lesmes 2007)

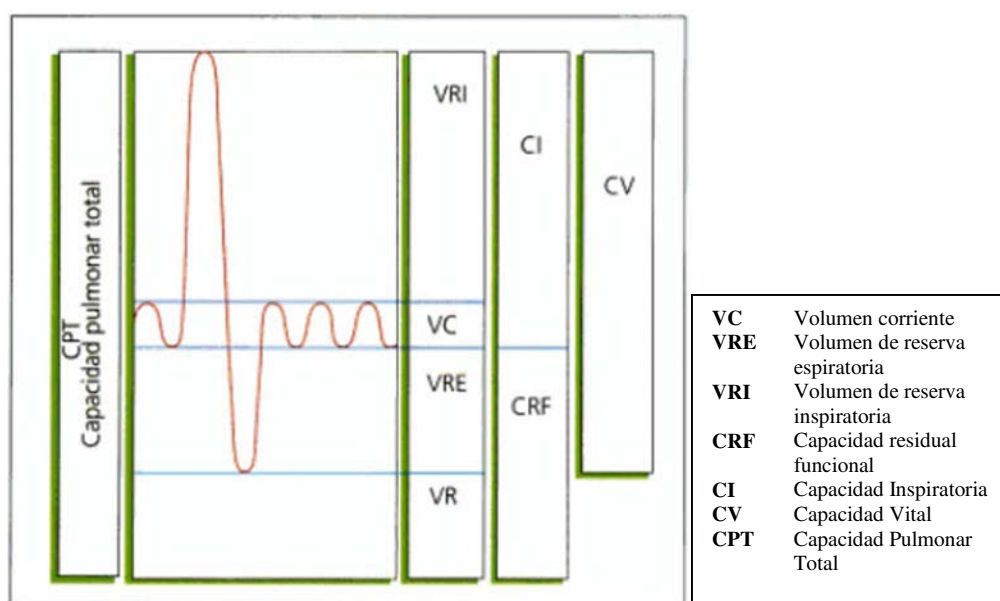
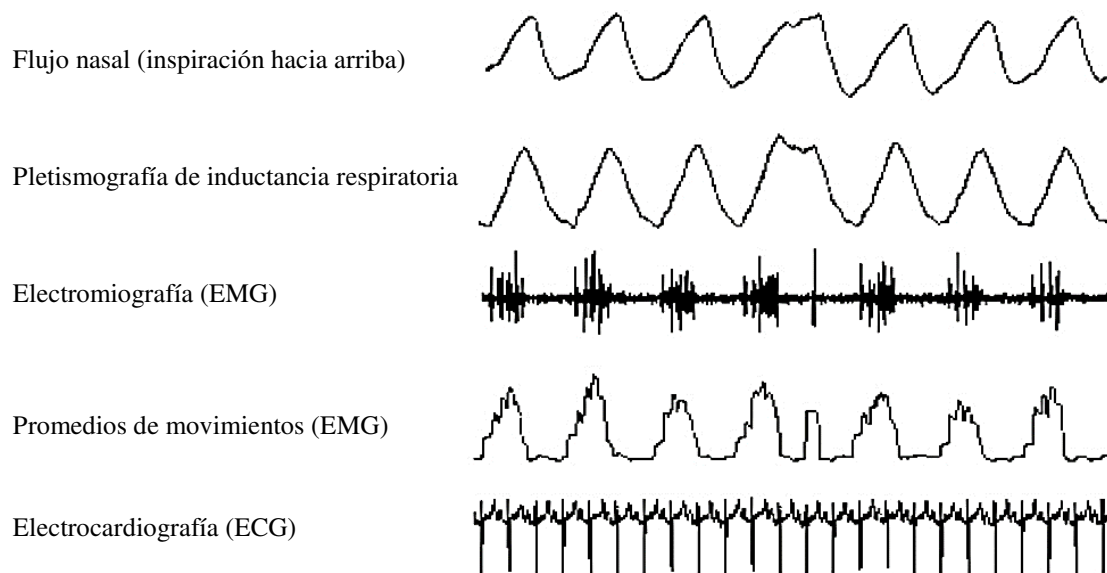


Figura 4.5 Volumen y capacidades pulmonares (Daza Lesmes 2007).

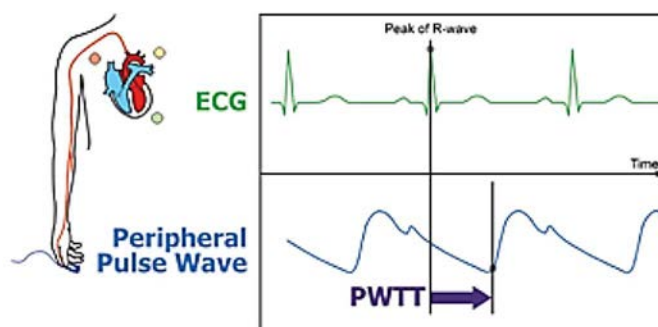
El dolor o ansiedad pueden elevar la *FR*, así como acidosis, intoxicaciones por inhalación de gases tóxicos. Al contrario una baja en la frecuencia y profundidad respiratoria puede darse por una relajación de la persona, por sobre dosis de algún narcótico, obesidad extrema, entre otras.



**Tabla 6 Trazos de FR con distintas técnicas de medición (Duvareille , et al. 2007).**

#### 4.4.- Tiempo de tránsito del pulso.

El tiempo de tránsito del pulso TTP, se refiere a la diferencia de tiempo en alcanzar el pulso cardíaco entre dos puntos distintos del cuerpo, generalmente entre dos arterias. Por facilidad de medición se utiliza la onda de pulso que viaja desde la válvula aórtica, salida del ventrículo izquierdo (onda R del electrocardiograma), hasta la arteria radial (Fernández-Abascal 1985), como se puede observar en la Figura 4.6. Siendo el factor preponderante tanto para la distensibilidad arterial, así como la presión arterial.



**Figura 4.6 Medida del tiempo de tránsito del pulso (TTP), (NIHON KOHDEN 2014).**

Por conveniencia de la medición, se utiliza generalmente el intervalo entre el pico de la onda R en el ECG y el inicio del pulso correspondiente a la fotopletismografía medida en el dedo. (Abdiel Foo and Sing Lim 2006). Convencionalmente y según el



equipo utilizado se toma el 25 % o 50 % de la altura del pico de la forma del pulso de la PPG (Smith, et al. 1999). El tiempo que le cuesta a la onda de pulso llegar hasta el dedo de la mano es de aproximadamente 250 ms.

La velocidad a la que se trasmite la onda de pulso será directamente proporcional a la presión arterial casi linealmente, ósea un aumento en la presión arterial dará un incremento en el tono vascular (distensión arterial), por consiguiente, una disminución del grosor de la pared arterial (aumento de rigidez arterial), y la respectiva baja del TTP. Caso contrario, con la disminución de la presión arterial se dará una disminución en el tono de los vasos, aumento del grosor arterial y por consiguiente un aumento del TTP. Esta relación se obtiene mediante la fórmula de Moens-Korteweg, ya que la velocidad de pulso será directamente proporcional al grosor de la pared arterial  $h$  y a su rigidez  $E$ , e inversamente proporcional al diámetro arterial  $d$  y a la densidad de la sangre  $\rho$ .

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{d\rho}}$$

Para el desarrollo de un sistema de medición de signos vitales es esencial el conocimiento cabal de las características, propiedades, entre otros, de los signos vitales. Mediante estos conocimientos ya se puede entender de forma cabal los principios y fundamentos de la técnica fotoplethismografía para la medición de la frecuencia cardíaca y respiratoria, lo cual se detalla en el siguiente capítulo.

# Medición de la *FC* por fotopletismografía.

Capítulo 5.

*“El objetivo de la educación  
es preparar a los jóvenes a  
educarse a ellos mismos para  
el futuro.”*  
Robert M. Hutchins.

## 5. MEDICIÓN DE LA FC POR FOTOPLETISMOGRAFÍA.

La técnica de fotopletismografía (*FPG*) como ya se detalló en la sección 2.2.3 es relativamente nueva; sin embargo, esta técnica presenta un avance vertiginoso por sus características y beneficios, no solo dentro del ámbito médico sino también deportivo, entre otros. Su funcionamiento se basa en el análisis de las propiedades ópticas de la piel cuando son irradiadas a determinada longitud de onda lumínica; por esta razón, se analiza el principio de funcionamiento de la técnica, su base matemática mediante la Ley de Beer-Lambert. Asimismo, se analiza los criterios de elección de las longitudes de onda lumínicas para su funcionamiento y el tratamiento de las señales obtenidas.

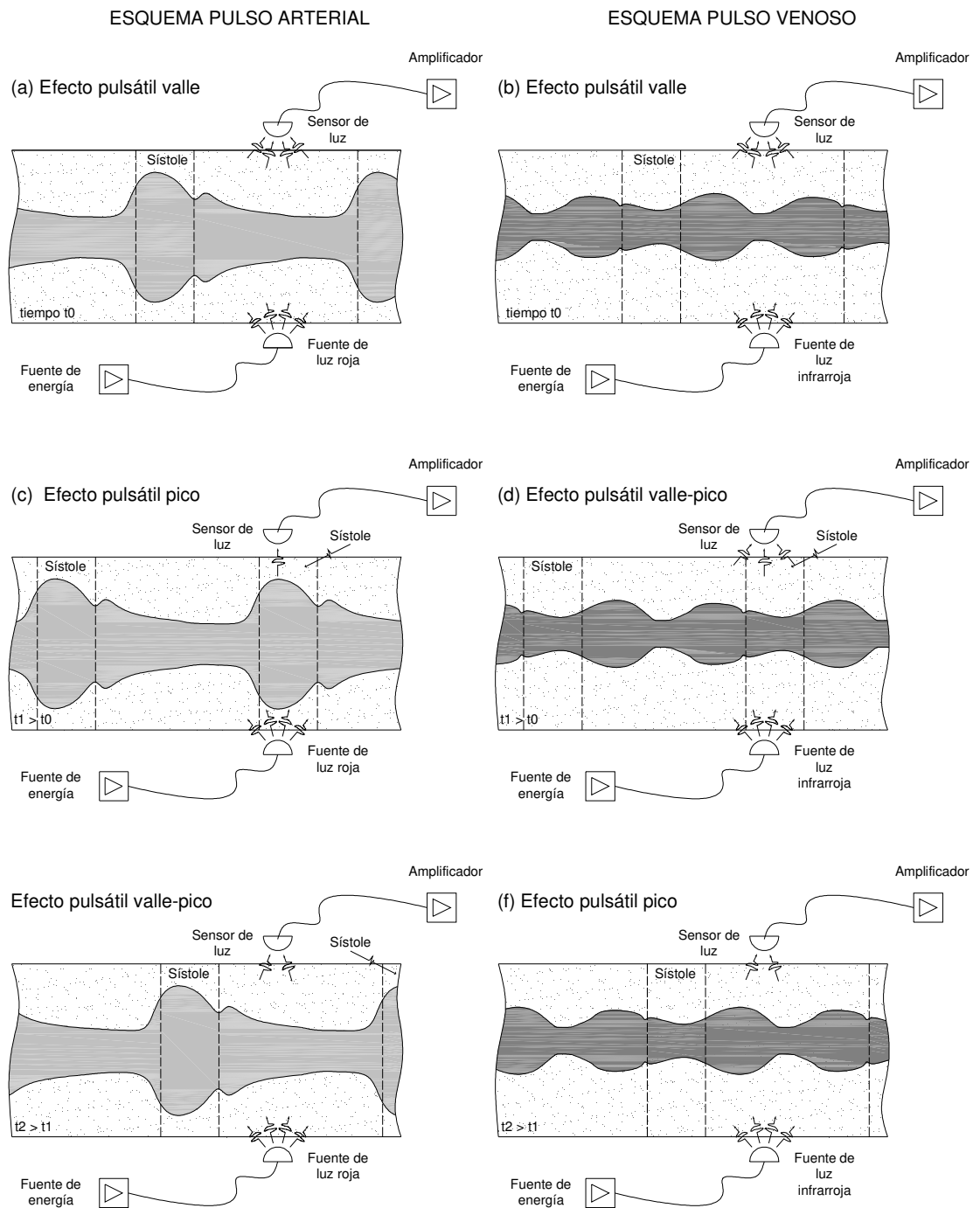
### 5.1.- Fotopletismografía.

El método de fotopletismografía no solo permite observar variaciones del volumen sanguíneo, sino que también permite estimar la medición de la saturación de oxígeno ( $SaO_2$ ) y ritmo cardíaco. Además, se puede obtener información del estado o funcionamiento de las venas y arterias por las cuales la luz atraviesa. Bajo el simple principio de diferencias de absorbancia óptica de la  $Hb$  y  $HbO_2$ , como se observa en la Figura 3.18, la  $HbO_2$  absorbe menos luz en la región roja del espectro aproximadamente desde los 600 nm a 800 nm, punto donde se intersectan las curvas de absorbancia. Desde este punto de intersección es visible que la  $Hb$  absorbe menos luz del infrarrojo cercano, es decir, desde los 800 nm a 1000 nm. Esta es la propiedad característica de la sangre por la cual su coloración o brillo es definida por la hemoglobina; la sangre oxigenada tiene un color rojo vivo intenso, mientras que la sangre desoxigenada tiene un característico color rojo oscuro, ver Figura 5.1.

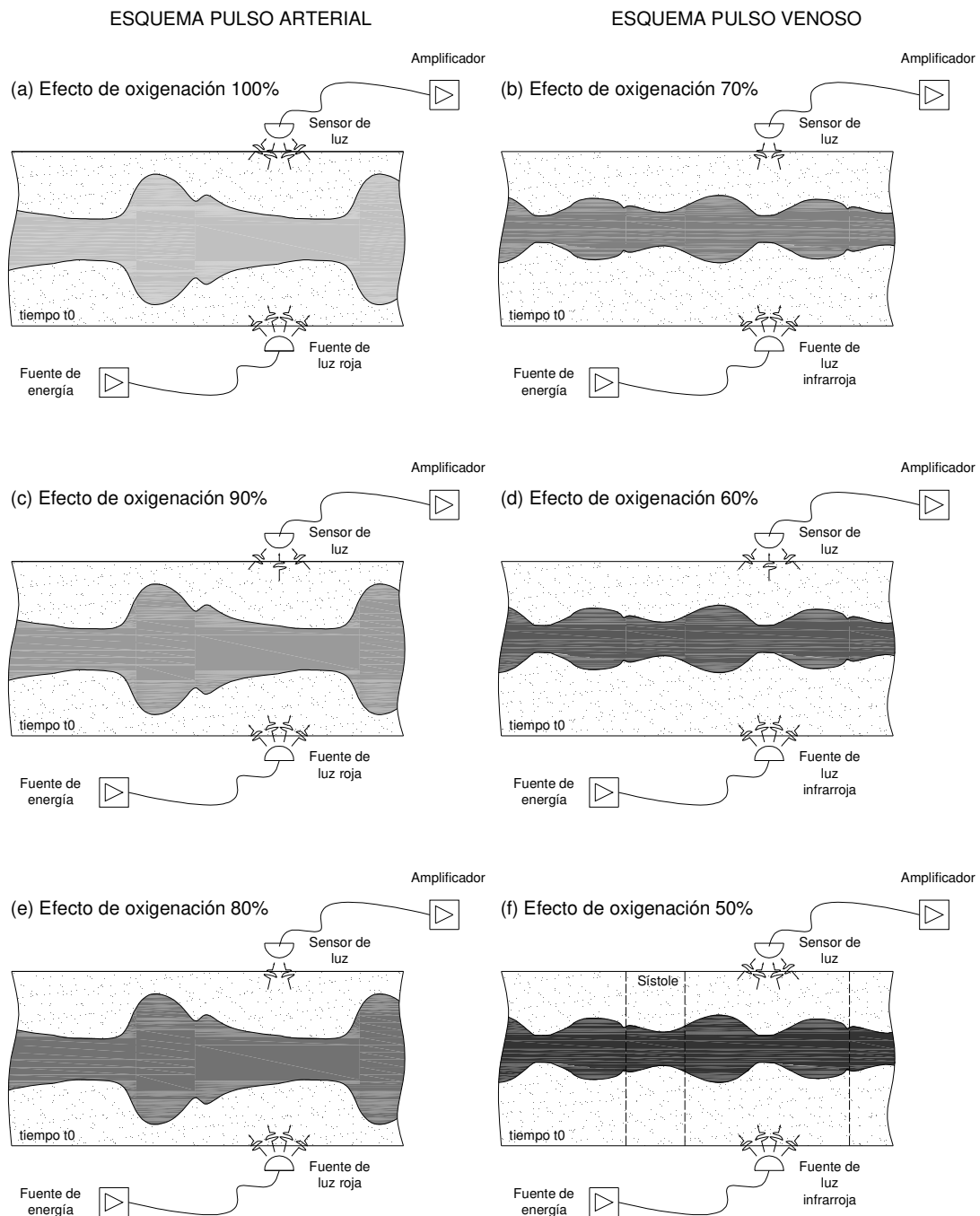


**Figura 5.1** Colores reales de la sangre. Sangre  $HbO_2$  a la izquierda portadora de oxígeno y sangre  $Hb$  a la derecha portadora de dióxido de carbono, muestra tomada de vena y arteria respectivamente.

Basado en este simple principio, la Figura 5.2 muestra como un sensor colocado de manera que interactúe con una arteria y vena puede ayudar a medir señales biológicas, mediante propiedades ópticas de la absorción de la hemoglobina. El sensor consta de dos partes, por un lado diodos emisores, el primero de luz roja emite a una frecuencia aproximada de 650 nm, segundo de luz infrarroja que emite a una frecuencia aproximada de 920 nm y un detector de fotodiodo. Si los diodos emisores se colocan frente al detector de fotodiodos, el dispositivo de medición funciona por la transmisión de luz a través de algunos tejidos. En el caso de la luz roja se observa que la transmisión de la luz roja se decrementa de manera paulatina al pasar de un valle a un pico de una onda, Figura 5.2(a), Figura 5.2(c) y Figura 5.2(e). Caso similar, la luz infrarroja al atravesar una vena, Figura 5.2(b), Figura 5.2(d) y Figura 5.2(e). Entonces, en presencia de un cambio en el flujo sanguíneo, la cantidad de luz transmitida se decrementa; al producirse un cambio en el volumen sanguíneo dentro de la arteria (aumento de presión) ocasionado por cada latido cardíaco. Para el caso de las venas, como ya se explicó la misma variación en la presión dentro del sistema circulatorio produce un cambio más grande en el volumen arterial que el volumen venoso, esto se observa esquematizado en la Figura 5.2(b), Figura 5.2(d) y Figura 5.2(e); ya que las venas tienen válvulas y obtienen la sangre que retorna desde los lechos capilares, así que el latido cardíaco se ve muy debilitado. Finalmente, se ve que este cambio local pulsátil afectara la cantidad de luz que se transmitirá a través de una arteria o vena para llegar al fotodiodo.



**Figura 5.2** Esquematación del sensor fotopletismográfico para la medición de señales biológicas. (a) Trasmisión de la luz roja a través de un valle en el pulso arterial. (b) Trasmisión de la luz infrarroja a través de un valle en el pulso venoso. (c) Trasmisión de la luz roja a través de un pico en el pulso arterial. (d) Trasmisión de la luz infrarroja a través de un valle-pico en el pulso venoso. (e) Trasmisión de la luz roja a través de un valle-pico en el pulso arterial. (f) Trasmisión de la luz infrarroja a través de un pico en el pulso venoso.



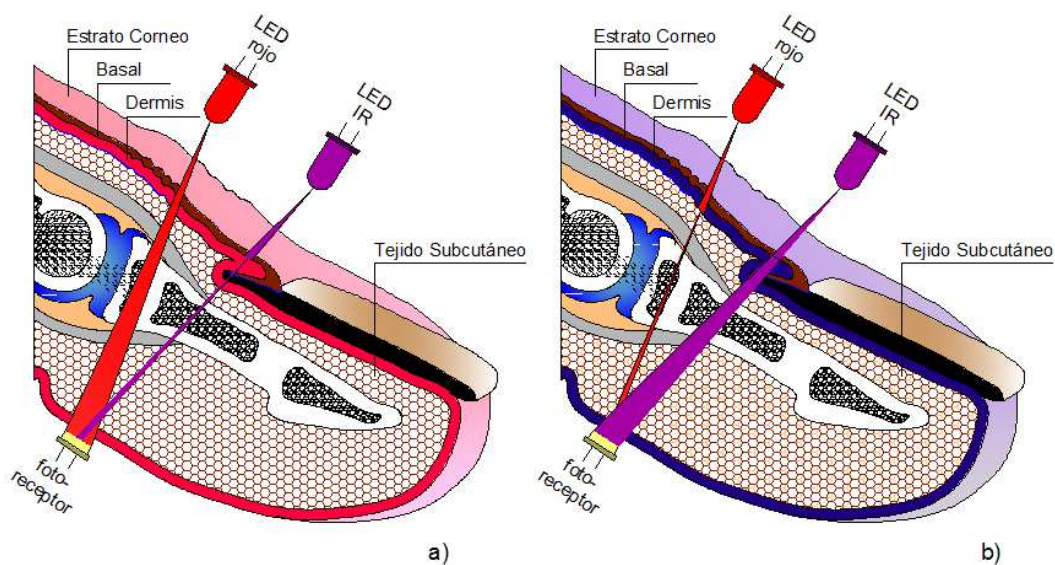
**Figura 5.3** Esquemización del sensor fotopletoisográfico para la medición de señales biológicas. (a) Trasmisión de la luz roja a través de arteria oxigenada al 100 %. (b) Trasmisión de la luz infrarroja a través de vena oxigenada al 70 %. (c) Trasmisión de la luz roja a través de arteria oxigenada 90 %. (d) Trasmisión de la luz infrarroja a través de vena oxigenada al 60 %. (e) Trasmisión de la luz roja a través de arteria oxigenada al 80 %. (f) Trasmisión de la luz infrarroja a través de vena oxigenada al 50 %.

Si la luz no es absorbida por otros tejidos anexos o por los que rodean los vasos sanguíneos, entonces, la absorción de estos vasos sanguíneos depende tanto de la oxigenación sanguínea como del volumen sanguíneo dentro de vasos y capilares. Ahora, si no se toma en cuenta el cambio de volumen, se puede ver que dependiendo de la concentración de hemoglobina oxigenada, la sangre absorberá una determinada cantidad de luz, Figura 5.3(a), Figura 5.3(c) y Figura 5.3(e) para el caso de una arteria con distintos porcentajes de oxigenación de la sangre y Figura 5.3(b), Figura 5.3(d) y Figura 5.3(f), para el caso de una vena con distintos porcentajes de oxigenación de la sangre.

La medición de oximetría de pulso se basa en los dos conceptos anteriores, donde se transmite luz a través de una muestra de sangre, la cual absorberá una determinada cantidad de luz dependiendo de la concentración de hemoglobina oxigenada y desoxigenada y del aumento del flujo sanguíneo. Sin embargo, para la oximetría de pulso, la luz ilumina sangre arterial y venosa; la luz es transmitida por todo el tejido entre la fuente de luz y el receptor. La Figura 5.4(a) y Figura 5.4(b) representa la trayectoria de la luz transmitida para el caso de una mayor o menor oxigenación, e indica como la luz es absorbida o transmitida. En el caso de la Figura 5.4(a), la luz roja es menos absorbida y más transmitida, si en el dedo de la persona existe una buena perfusión sanguínea; en cambio, la luz infrarroja es absorbida en mayor grado, por lo cual prácticamente no existe transmisión de luz. Para el caso de la Figura 5.4(b), es todo lo contrario ya que si existe una mala perfusión sanguínea ósea un caso de cianosis existirá poca absorción para la luz infrarroja, por lo cual existirá una buena transmisión de la luz hasta el sensor; en cambio, la luz roja será en mayor grado absorbida.

La Figura 5.5(a) y Figura 5.5(b) representa la trayectoria de la luz para el caso de la presencia de un pulso sanguíneo, e indica como la luz es absorbida o transmitida. En el caso de la Figura 5.5(a), tomando como base que el dedo tiene buenos niveles de oxigenación, la luz roja e infrarroja es absorbida, por lo cual la transmisión es muy baja, si en el dedo de la persona existe un pico del pulso sanguíneo; por lo mismo, se puede observar la esquematización de arteriolas dilatadas así como la zona de la dermis. Para el caso de la Figura 5.5(b), caso contrario con arteriolas contraídas ya que se encuentra en

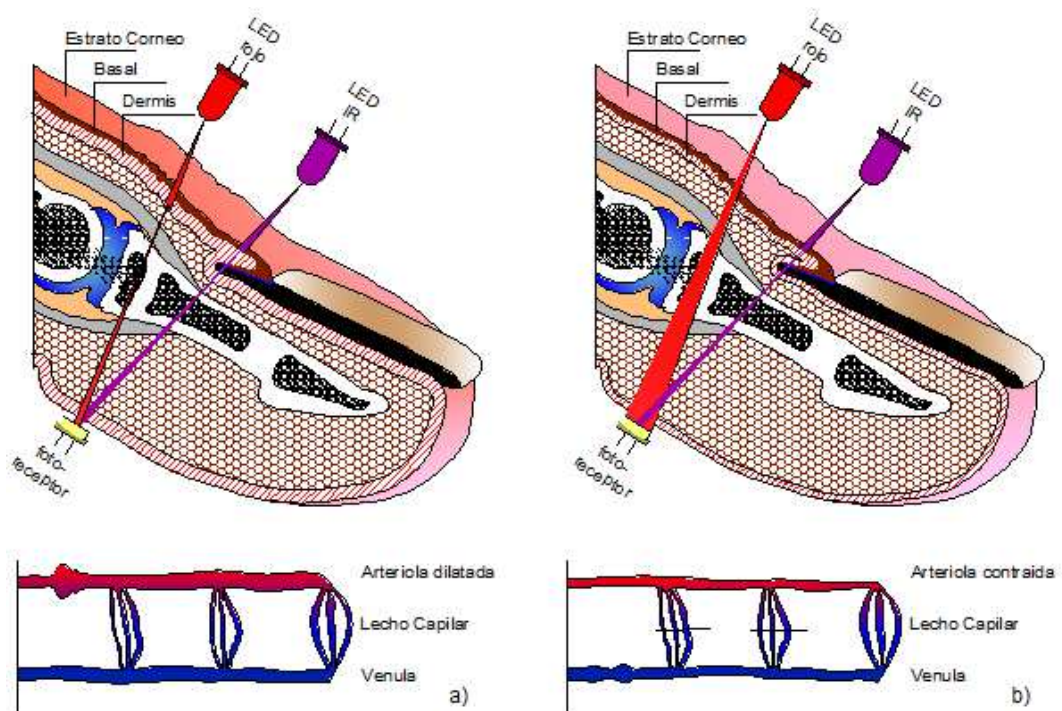
la parte del valle del pulso sanguíneo, por lo cual existirá una buena trasmisión de la luz roja hasta el sensor; para el caso de la luz infrarroja al existir una buena oxigenación de igual manera existirá una gran absorción de la luz. Como la sangre está en movimiento y como se detalló antes existe tanto movimientos pulsátiles arteriales como no arteriales (venas y vénulas) aunque en menor medida, por lo cual estas variaciones también se evidenciarán en la luz infrarroja.



**Figura 5.4** Esquematación de la absorción de la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>* en el dedo de una persona. (a) Trasmisión de la luz a través de un dedo con oxigenación normal. (b) Trasmisión de la luz a través de un dedo con cianosis o mayor cantidad de desoxihemoglobina.

Las primeras técnicas para la medición de la oximetría se realizaban de manera invasiva para las personas bajo análisis, se extraía muestras de sangre como se explicó en la Sección 2.2.3. La longitud de onda de la luz roja está entre el intervalo de 600 nm y 700 nm mientras que la luz infrarroja tiene una longitud de onda que va desde 850 nm hasta 1000 nm.





**Figura 5.5** Esquematación de la absorción de la  $Hb$  y  $HbO_2$  en el dedo de una persona. (a) Trasmisión de la luz a través de un dedo momento de contracción en la pulsación cardíaca. (b) Trasmisión de la luz a través de un dedo momento de relajación en la pulsación cardíaca.

## 5.2. - Ley de Beer-Lambert.

Todas las propiedades ópticas para la oximetría de pulso antes descritas, tienen que ser evaluadas y determinadas de manera matemática. La ley de absorción óptica de Lambert-Beer, permite establecer la concentración de una sustancia mediante la absorción de luz. Aunque, la Ley de Beer-Lambert es un resultado experimental, su explicación es sencilla.

Es una ley que resulta de la combinación de dos leyes que se expresan en su nombre. Ambas leyes demuestran que la intensidad de una fuente luminosa monocromática que incide perpendicularmente en un medio, se reduce de manera exponencial dentro del medio, ya que este medio absorbe la luz; en el caso de la ley de Beer, esta absorción depende de la concentración de la sustancia en la solución ( $c =$  concentración molar), así como la probabilidad de que el fotón de esa amplitud de onda pueda absorberse por el material  $\epsilon_\lambda =$  coeficiente de extinción molar a una longitud de onda

*específica*); y para el caso de la ley Lambert esta absorción depende de la distancia recorrida por la luz, conocido como trayecto óptico ( $d = \text{trayectoria recorrida dentro de la sustancia}$ ), (Webster 1997). Las relaciones anteriores pueden ser expresadas en la ecuación (1).

$$A = \varepsilon_{(\lambda)} cd \quad (1)$$

Una intensidad de luz dada  $I_0$ , que es transmitida a través de una sustancia, se convierte en una intensidad resultante  $I_t$ ; existe una reducción de intensidad de la luz incidente al atravesar la sustancia, a esta intensidad resultante se puede medirla mediante un fotodetector. Al conocer la intensidad de la luz incidente y transmitida, se puede determinar la transmitancia y absorbancia del material, mediante las ecuaciones (2) (3):

$$T = I_t/I_0 \quad (2)$$

$$A = I_0/I_t \quad (3)$$

Se plantea dos casos, primero si se tiene un medio transparente donde la transmisión de la intensidad de la luz incidente es total,  $I_t = I_0$  y  $T = 100\%$ ; segundo si se tiene un medio oscuro donde no se transmite la intensidad de la luz incidente, entonces  $I_t = 0$  y  $T = 0\%$  se puede describir a la absorbancia como la ecuación (4):

$$A = \log_{10} 1/T \text{ o } A = -\log_{10} I_t/I_0 \quad (4)$$

En resumen, la ley de Beer-Lambert se basa en la propiedad de que la suma de luz transmitida y absorbida es igual a la luz incidente, sin tomar en cuenta los procesos físicos que incluyen la reflexión de la luz en la superficie del medio o la dispersión de la luz en el medio. Con lo cual combinando (1) y (4) se obtiene (5):

$$A = \varepsilon_{(\lambda)} cd = -\log_{10} I_t/I_0 \rightarrow I_t/I_0 = 10^{-\varepsilon_{(\lambda)} cd} \rightarrow I_t = I_0 10^{-\varepsilon_{(\lambda)} cd} \quad (5)$$

Se puede observar de manera clara la esquematización de la ley de Beer-Lambert en la Figura 5.6.

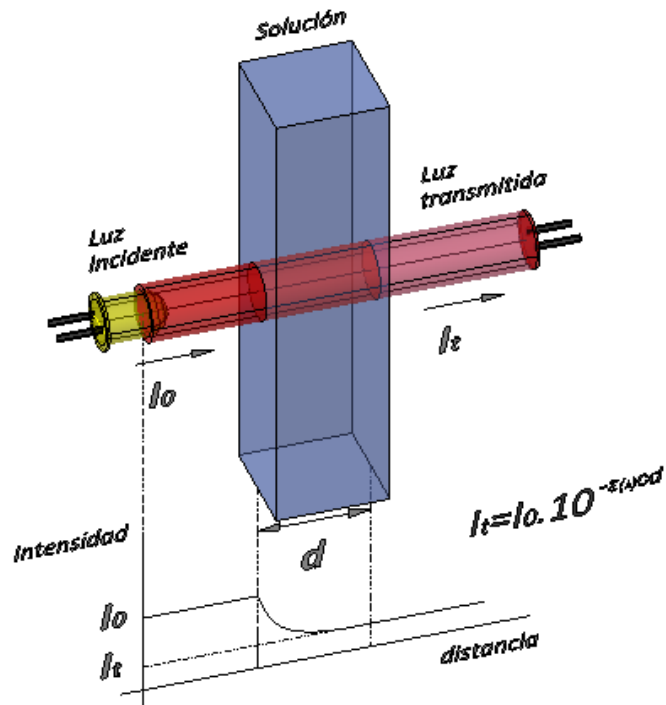


Figura 5.6 Esquematización de la ley de Beer-Lambert, una luz incidente con intensidad conocida atraviesa una solución o medio, donde la intensidad luminosa disminuye exponencialmente con la distancia del trayecto óptico y por la concentración del material en el medio absorbente. La intensidad de la luz transmitida  $I_t$  es determinada mediante un fotodetector

La ecuación matemática también puede estar expresada con logaritmos naturales, solo se redefine el coeficiente de extinción como  $\epsilon'_{(\lambda)} = \epsilon_{(\lambda)} 2,303$ .

$$A = \epsilon'_{(\lambda)} cd = \ln I_t/I_0 \rightarrow I_t/I_0 = e^{-\epsilon'_{(\lambda)} cd} \rightarrow I_t = I_0 e^{-\epsilon'_{(\lambda)} cd} \quad (6)$$

La ley de Beer-Lambert se puede extrapolar si existe más sustancia que absorbe la luz en la solución, cada sustancia aporta a la absorbancia total. La absorbancia total  $A_T$  resultante de luz incide que atraviesa un medio con  $n$  sustancias absorbentes, es la suma de sus  $n$  absorbancias independientes, ver Figura 5.7.

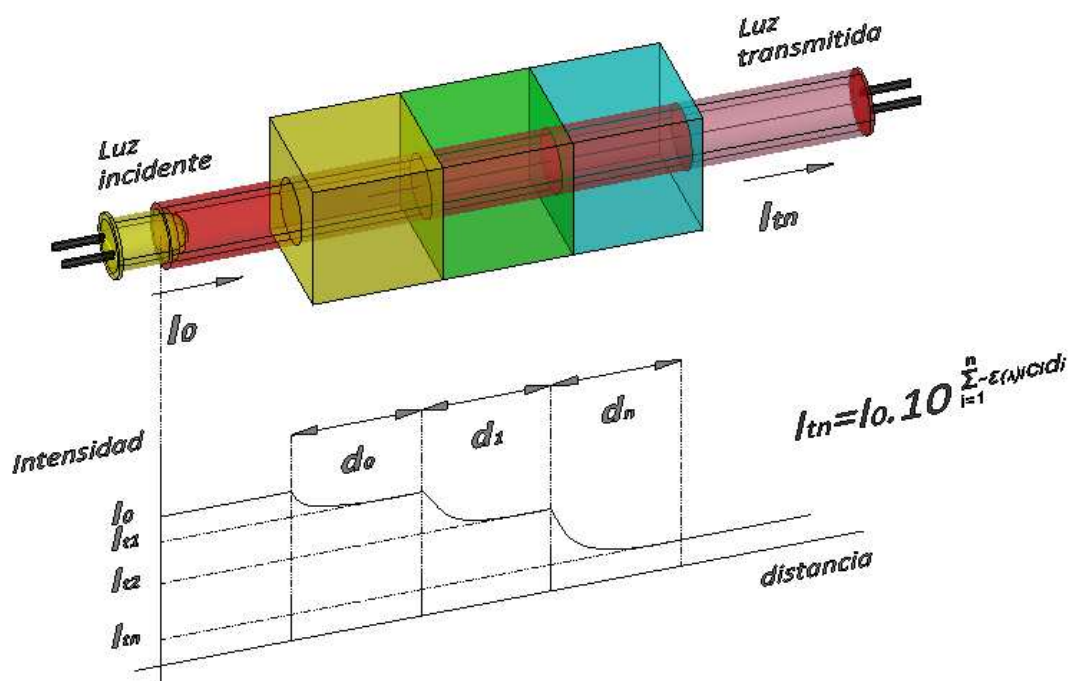
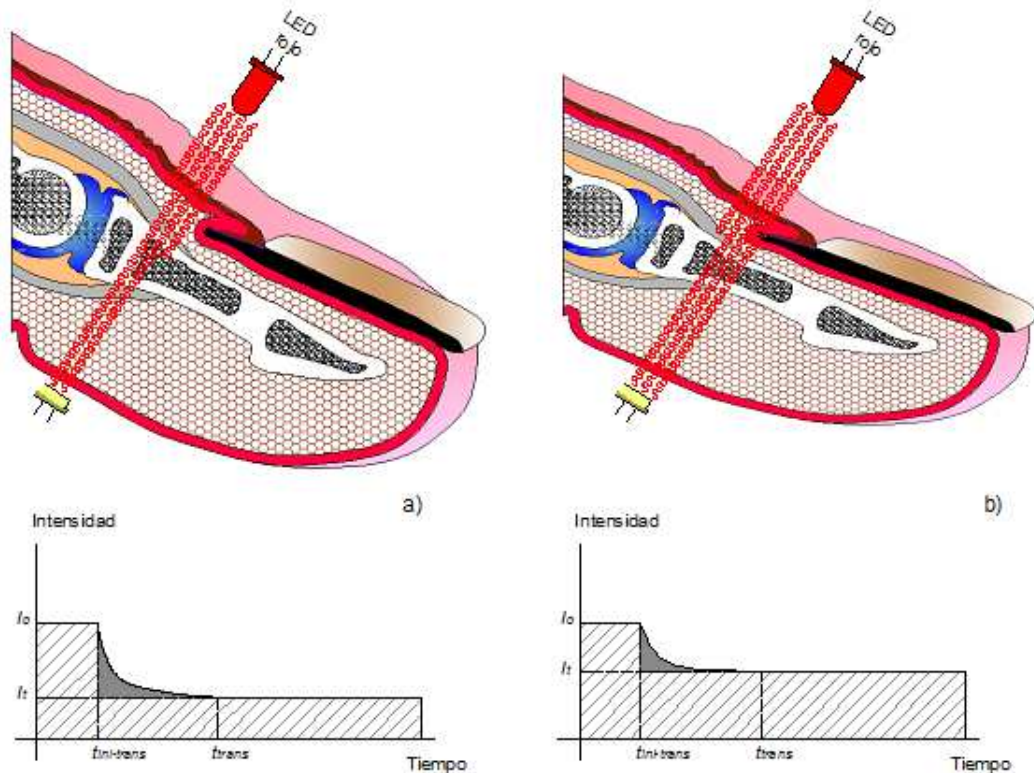


Figura 5.7 Ley de Beer-Lambert para el caso de múltiples absorbentes.

### 5.3. – Pulso fotopleletismografía.

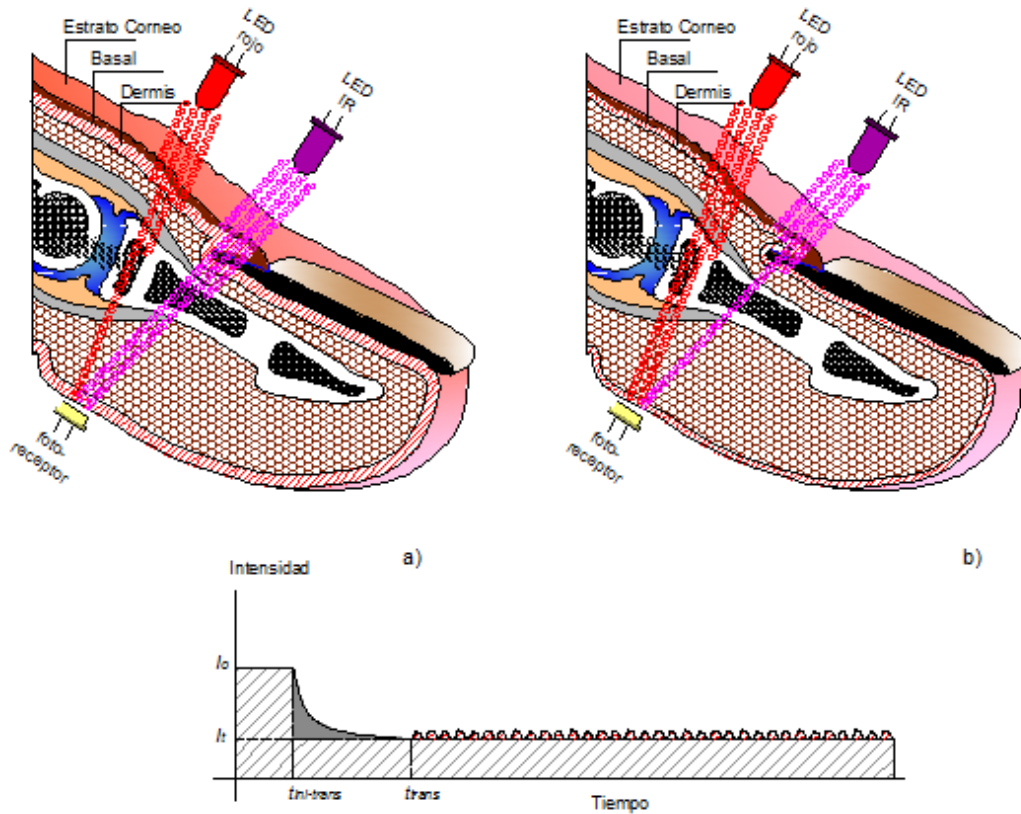
El cambio en el volumen sanguíneo arterial dentro de un órgano o extremidad determina la presencia de un pulso cardíaco, como ya como se ha visto. Mediante fotopleletismografía se busca medir estas variaciones de volumen, pero esta medida puede ser afectada por varios factores. Pueden ser tanto factores internos como externos, entre los internos pueden existir valores anormales en la hemoglobina, anemia entre otros. En los externos pueden existir movimientos involuntarios o inconscientes del cuerpo que provocan lo que se conoce como artefactos, la influencia de luz ambiental que pueden provocar ruidos, entre otros.

Cuando la luz incidente se trasmite en un tejido del cuerpo, parte de luz será absorbida por la piel, los huesos y el tejido muscular. Esto se puede convertir en un inconveniente pues la señal pulsátil arterial obtenida por fotopleletismografía va a ser modificada; los espesores de piel, forma y tamaño son únicos para cada persona. Esto se puede ver esquematizado en la Figura 5.8.



**Figura 5.8** Esquematización de la absorción de la luz por la piel, los huesos y el tejido muscular en un dedo sin flujo sanguíneo. (a) Trasmisión de la luz a través de un dedo de mayor sección. (b) Trasmisión de la luz a través de un dedo de menor sección.

Esta absorción por parte de los otros tejidos representa un componente en la señal, será estática si los tejidos no varían su absorción en el momento de la medida, por ejemplo por algún movimiento; entonces, se lo puede tratar como un componente de señal continua de la señal *FPG* (c.c.). En todo caso esta señal no representa un inconveniente para la medición de la pulsimetría u oximetría, pues la medida que busca y analiza la variación de la absorbancia de la sangre arterial que es pulsátil, Esto se puede ver esquematizado en la Figura 5.9.



**Figura 5.9** Esquemización de la absorción de luz en el dedo de una persona y de la absorbancia variante debido a la sangre arterial, y una absorbancia constante debida a la piel y otros tejidos. (a) Trasmisión de la luz a través de un dedo momento de contracción en la pulsación cardíaca. (b) Trasmisión de la luz a través de un dedo momento de relajación en la pulsación cardíaca.

La Figura 5.10 esquematiza como se forma la señal *FPG*. La parte superior se observa un esquema simplificado de la ley de Beer-Lambert en el cual se representa la absorción de la luz por parte de las capas de tejido como pigmentación de la piel, carne, hueso entre otros; esta longitud será invariable y se denomina  $D_{DC}$  pues genera parte de la señal *FPG* que es continua. De la misma manera se observa la absorción por parte de la sangre arterial que no es pulsátil  $D_m$ , y la pulsátil  $D_M$  que es la máxima dilatación que sufrirán las arterias en la presencia del flujo sanguíneo, pues durante la sístole se llenan de sangre las arterias. El componente continuo de la señal de trasmisión se define como la trasmisión sin la pulsación del volumen de la sangre. El componente de continua en si es una señal de muy baja frecuencia, pues varia muy lentamente por pequeños movimientos. Estos son producidos por cambios en la concentración de hemoglobina que repercutirían en la absorción de la sangre arterial no pulsátil, por la termorregulación

del cuerpo; ya que se produce la vasoconstricción periférica. La vasoconstricción es el estrechamiento de los vasos sanguíneos, sobre todo los que se encuentran en las partes más externas del cuerpo, ya que son más vulnerables a perder calor al exterior. En los pulsímetros y oxímetros, la señal *FPG* pulsante resultante del flujo sanguíneo arterial, se llama componente alterna de la señal. La intensidad de la parte alterna ( $I_M - I_m$ , Figura 5.10) de la señal aproximadamente el 1 % o 2 % de la transmisión total ( $I_m$ ) (Webster 1997).

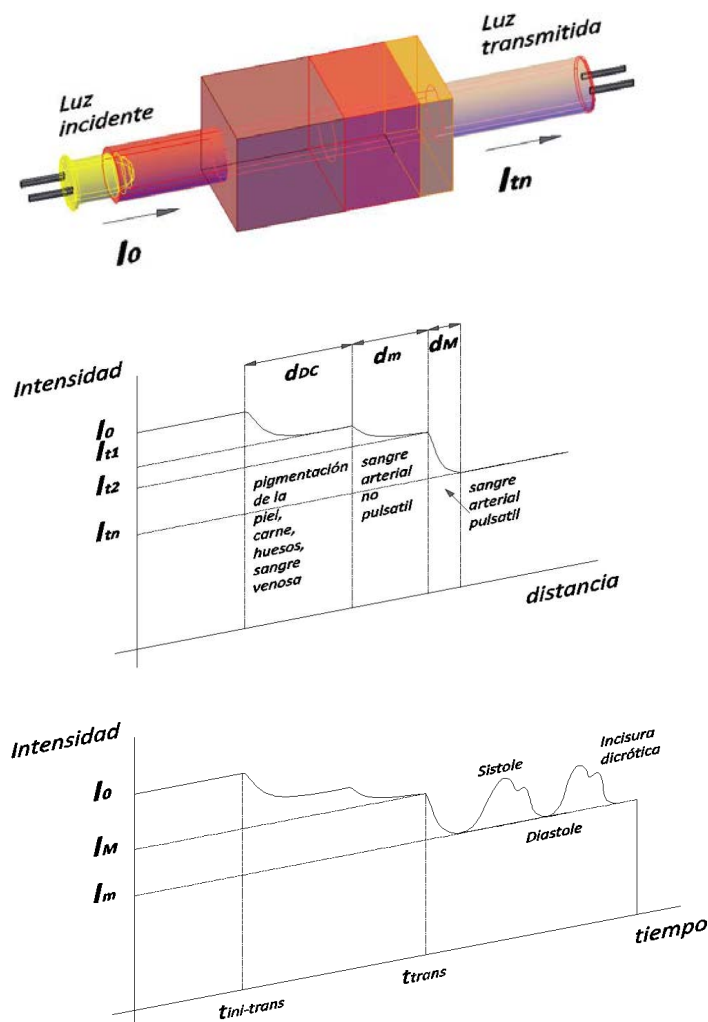


Figura 5.10 Representación de la Ley de Beer-Lambert para la oximetría de pulso.

La intensidad de la luz que se trasmite a través del tejido durante la diástole, cuando las arterias están relajadas es la máxima intensidad transmitida ( $I_M$ ). Aquí están

presentes todas las partes de la extremidad que absorben la luz de manera constante, con lo cual aplicando la Ley de Beer-Lambert, ecuación (6) se obtiene:

$$I_M = I_0 \times 10^{-\varepsilon_{DC}(\lambda) c_{DC} d_{DC}} \times 10^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2}] d_m} \quad (7)$$

En cambio, la intensidad de la luz que se trasmite a través del tejido durante la sístole cuando las arterias están dilatadas es la mínima intensidad transmitida ( $I_m$ ). Aquí están presentes todas las partes de la extremidad que absorben la luz de manera constante, con lo cual la ecuación (7), quedaría:

$$I_M = I_0 \times 10^{-\varepsilon_{DC}(\lambda) c_{DC} d_{DC}} \times 10^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2}] [d_m + d_M]} \quad (8)$$

Analizando las ecuaciones (7) y (8), se observa que la diferencia del trayecto óptico  $\Delta d = d_M - d_m$  producido por el cambio de diámetro de las arterias y arteriolas durante la diástole y sístole, determina el cambio de intensidades de la luz transmitida.

$$I = I_M \times 10^{-[\varepsilon_{Hb}(\lambda) c_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) c_{HbO_2}] [\Delta d]} \quad (9)$$

La medida de la saturación de oxígeno mediante un oxímetro de pulso funciona con dos fuentes de luz con longitudes de onda específicas, que permite distinguir las concentraciones en teoría de solamente  $Hb$  y  $HbO_2$ . Sin embargo, dentro del sistema circulatorio como se vio en la sección 3.4.2 existen más clases de hemoglobina, como la carboxihemoglobina y la metahemoglobina. Estos tipos de hemoglobinas denominadas disfuncionales como se observa en la Figura 3.18, absorben la luz de manera muy coincidente como la  $Hb$  y  $HbO_2$ , que se las denomina hemoglobinas funcionales, por lo tanto, las mediciones se verán influenciadas por estas hemoglobinas disfuncionales. Por eso (Webster 1997), cita a (Barkerx y Tremper 1987) que afirman que mientras no se mida la oximetría con tantas longitudes de onda, como absorbentes están presentes en la sangre, no se podrá determinar de manera exacta las concentraciones de  $Hb$  y  $HbO_2$  y, por lo tanto, la saturación arterial de oxígeno correctamente. Por eso, para los casos de intoxicación por dióxido de carbono, se utiliza el co-oxímetro de luz que sirve para medir la absorbancia de la hemoglobina mediante cuatro o más longitudes de onda



discretas, proporcionando una medición precisa de la saturación de oxígeno, metahemoglobina y carboxihemoglobina.

La mayoría de las hemoglobinas en un individuo sano son hemoglobinas funcionales. La saturación funcional de oxígeno ( $SO_2$  funcional) se mide en porcentaje y se determina por la cantidad de hemoglobina oxigenada ( $HbO_2$ ), en comparación con la suma de hemoglobina oxigenada y reducida ( $Hb$ ).

$$SO_{2(Funcional)} = \frac{\text{Concentración } HbO_2}{\text{Concentración } Hb + \text{Concentración } HbO_2} \times 100\% \quad (10)$$

Las hemoglobinas disfuncionales (o dishemoglobinas) como ya se ha expresado, no soportan el transporte de oxígeno a los tejidos, por su falta de afinidad o incapacidad de unirse con el oxígeno; o incluso, interfirieren en la capacidad de la  $HbO_2$  para liberar el oxígeno a los tejidos.

Aparte de *MetHb* y *COHb* existen otras dishemoglobinas no tan comunes como la sulfohemoglobina y carboxisulfohemoglobina. Estas dos últimas son una forma de hemoglobina anormal que ha perdido la capacidad de transportar oxígeno y puede ser consecuencia de ciertos medicamentos. Cuando la hemoglobina oxidada reacciona con sulfuro de hidrógeno es capaz de combinarse con monóxido de carbono y formar carboxisulfohemoglobina (Cegarra Sanmartín 2012).

### 5.3.1. – Criterios para la elección de longitudes de onda.

Las grandes diferencias en los coeficientes de extinción de la  $Hb$  y la  $HbO_2$  cambian significativamente la absorbancia de la luz, incluso cuando la saturación de oxígeno cambia ligeramente. Una buena opción para una longitud de onda es la región roja es 660 nm y 940 nm debido a una gran diferencia en los coeficientes de extinción, como se observa en la Figura 3.18. Además, la homogeneidad en estas regiones de los espectros de absorción es importante, pues las longitudes de onda pico de los LEDs no son exactos o iguales en todos los fabricantes, lo cual acarrearía a errores de estimación de la  $SpO_2$ .

Existen otras zonas donde hay diferencias en la absorción de la *Hb* y la *HbO<sub>2</sub>*, pero la pigmentación de la piel absorbe con mayor fuerza la luz a longitudes de onda inferiores a 500 nm y, por lo tanto, no es deseable medir la absorbancia de luz en este intervalo. Como se observa en la Figura 3.11, se puede ver los porcentajes de radiación en cada capa de la piel, para las frecuencias menores a 500 nm, la luz ya no alcanza la capa subcutánea de la piel.

### 5.3.2. – Relación de señales

Los LEDs pueden emitir luz con diferentes intensidades, la luz incidente se transmite en un tejido del cuerpo. Los espesores de piel, forma y tamaño son únicos para cada persona, como se esquematizó en la Figura 5.8. La intensidad normalizada  $I_n$  se calcula dividiendo la intensidad luminosa total  $I_0$  por la señal DC u offset  $I_m$ . Esto resulta en señales normalizadas de la luz transmitida con las mismas intensidades  $I_{M-R(Norm)}$  e  $I_{M-IR(Norm)}$ , ósea la señal de baja frecuencia u offset tanto de la luz roja e infrarroja tienen la misma magnitud. Con esto se consigue que tanto las señales de la luz roja e infrarroja transmitida sean independientes de los niveles de luz incidente y de las no linealidades del fotodetector, como se muestra en la Figura 5.11. Los componentes pulsátiles de las señales normalizadas constituyen solamente los cambios de luz transmitida, a través de la sangre arterial y pueden compararse entre sí para obtener una relación entre los absorbentes presentes. Como ya se ha mencionado existen múltiples absorbentes, pero idealmente la relación que se espera obtener es entre *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*. Entonces, obteniendo una relación de las componentes pulsátiles y la longitud de trayectoria óptica real, donde se produce el cambio de volumen arterial, la ecuación (9) quedaría como se detalla en (11):

$$I_{normalizada} = \frac{I_m}{I_m} \times 10^{-[\epsilon_{Hb}(\lambda)c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2}(\lambda)c_{HbO_2}][\Delta d]} \quad (11)$$

Ahora, se procede a encontrar la relación Ratio de la luz transmitida pulsante y no pulsante, mediante las absorbancias normalizadas en las longitudes de onda roja e infrarroja.

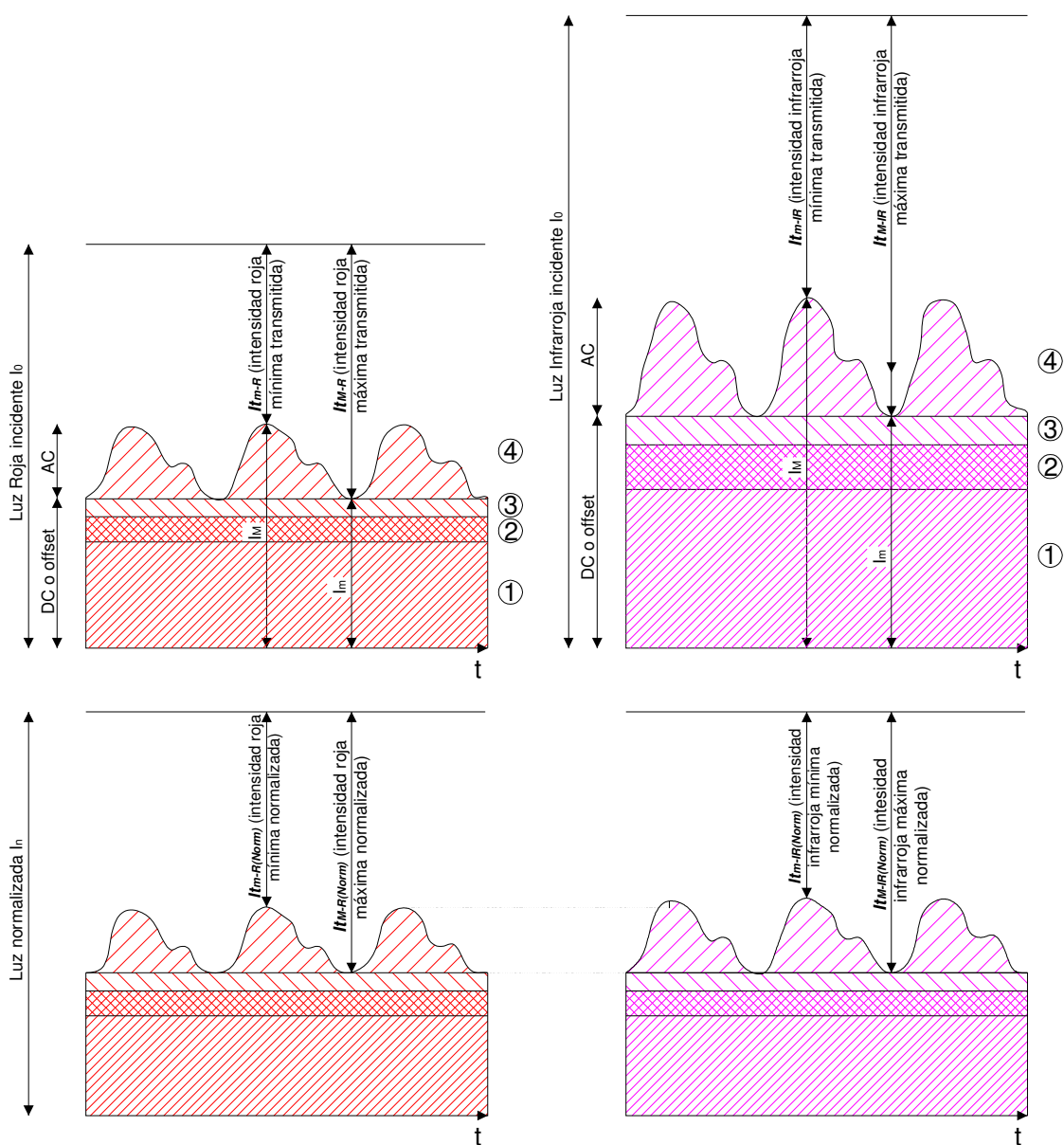
$$\mathbf{Ratio} = \frac{A_R}{A_{IR}} = \frac{[\epsilon_{Hb(\lambda R)}c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2(\lambda R)}c_{HbO_2}]\Delta d_R}{[\epsilon_{Hb(\lambda IR)}c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2(\lambda IR)}c_{HbO_2}]\Delta d_{IR}} = \frac{\log I \frac{(DC+AC)_R}{DCR}}{\log I \frac{(DC+AC)_{IR}}{DC_{IR}}} \quad (12)$$

Como en teoría, los caminos ópticos de recorridos por las dos longitudes de ondas son iguales y la única variación que se aprecia es la variación de las arterias. Igualando la ecuación (10) y la ecuación (12) se obtiene (13):

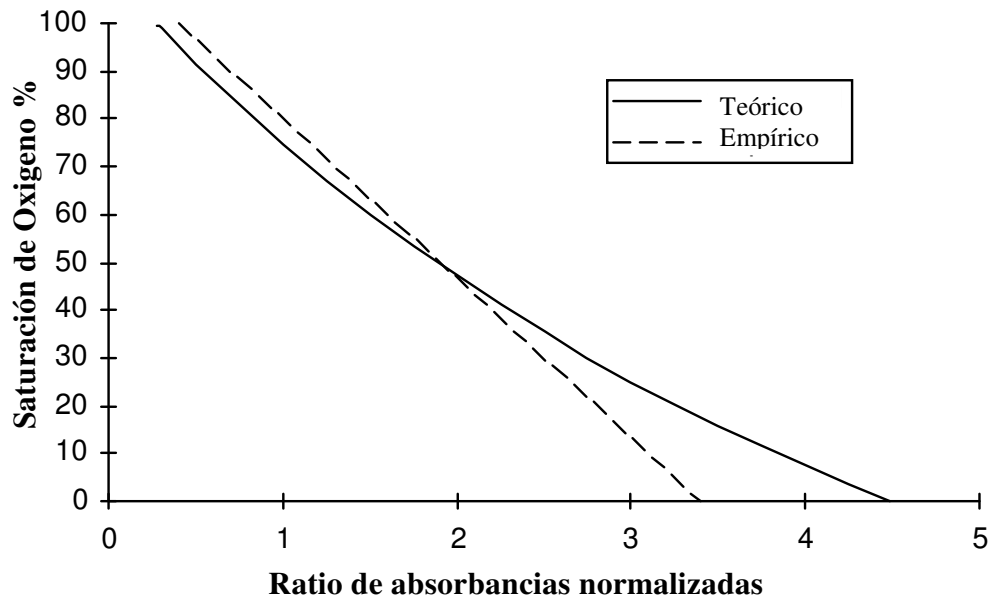
$$SaO_{2(Funcional)} = \frac{\epsilon_{HbO_2(\lambda IR)} \frac{R}{IR} \epsilon_{HbO_2(\lambda R)}}{(\epsilon_{HbO_2(\lambda IR)} - \epsilon_{Hb(\lambda IR)}) \frac{R}{IR} - (\epsilon_{HbO_2(\lambda R)} - \epsilon_{Hb(\lambda R)})} \quad (13)$$

$$\mathbf{Ratio} = \frac{\epsilon_{Hb(\lambda R)} + [\epsilon_{HbO_2(\lambda R)} - \epsilon_{Hb(\lambda R)}]SaO_2}{\epsilon_{Hb(\lambda IR)} + [\epsilon_{HbO_2(\lambda IR)} - \epsilon_{Hb(\lambda IR)}]SaO_2} \quad (14)$$

La ecuación no tiene dependencia de concentración con los coeficientes de extinción para la  $Hb$  y  $HbO_2$  obtenidos de la Figura 3.18. Para el LED rojo que emite a una frecuencia aproximada de 650 nm ( $\epsilon_{Hb(\lambda R)} = 0.7503$ ,  $\epsilon_{HbO_2(\lambda R)} = 0.09432$ ) y para el LED infrarrojo que emite a una frecuencia aproximada de 920 nm ( $\epsilon_{Hb(\lambda IR)} = 0.1608$ ,  $\epsilon_{HbO_2(\lambda IR)} = 0.2847$ ). Sustituyendo estos valores en la ecuación (13) y siguiendo el procedimiento de (de Kock y Tarassenko 1993), se obtiene que para un  $SaO_2 = 100 \%$  se obtiene un  $Ratio = 0.32$  y para un  $SaO_2 = 0 \%$  se obtiene un  $Ratio = 4,45$ . Así, variando la relación  $R/IR$  entre el máximo y mínimo encontrado en la ecuación (14), se puede construir un gráfico teórico para la variación de la relación  $SaO_2$  (%) en función del  $Ratio$  ( $R/IR$ ). Por lo tanto, la saturación funcional de oxígeno en la sangre arterial se puede derivar teóricamente calculando la relación  $Ratio$  de las absorbancias luminosas totales medidas y normalizadas en la región roja e infrarroja. La Figura 5.12 representa esta relación como la curva de calibración teórica (Webster 1997).



**Figura 5.11** Esquematación de la normalización de las señales. La luz transmitida por el LED rojo (R) y por el LED infrarrojo (IR) se divide por su componente de CC individual. Así, ambas intensidades de luz normalizadas tienen la misma magnitud durante la diástole. (1) absorción debida a los tejidos, (2) absorción debida a sangre venosa, (3) absorción debida a sangre no pulsátil arterial o capilar y (4) absorción debida a sangre arterial pulsátil.



**Figura 5.12** Curvas de calibración para oxímetros de pulso. La línea continua es la curva teórica según la ley de Beer-Lambert y la línea discontinua es la curva empírica. La diferencia entre estas curvas se debe principalmente a los efectos de dispersión de la luz (Webster 1997).

Como existe una pequeña diferencia entre la medida de saturación de oxígeno obtenida con un oxímetro de pulso y las obtenidas directamente con una muestra de sangre, a la primera se la denomina  $SpO_2$  y la segunda  $SaO_2$ . La  $SaO_2$  es una medida invasiva del porcentaje de  $HbO_2$  en la sangre. La  $SpO_2$  en cambio es una medida no invasiva del porcentaje de saturación de hemoglobina en el lecho capilar, sin identificar que está saturando la Hemoglobina. Es decir, como ya se mencionó la carboxihemoglobina, metahemoglobina u otro, pueden causar falsos en las medidas. Por ejemplo en sujetos con condiciones tales como el envenenamiento por  $CO$  y rabdomiólisis<sup>12</sup>. Aunque hay que destacar, que en sujetos sanos las diferencias entre las mediciones de  $SpO_2$  y  $SaO_2$  son mínimas (Nitzan, y otros 2014).

Sin embargo, la intensidad de la luz transmitida a través de una muestra de tejido que incluye los vasos sanguíneos, también se ve afectada por la dispersión de la luz en el tejido y en la sangre. La relación entre el parámetro fisiológico  $SaO_2$  y el parámetro medido del Ratio no puede deducirse directamente de las consideraciones físicas y

<sup>12</sup> Enfermedad derivada de la necrosis muscular.

fisiológicas de la absorción de la luz en la hemoglobina oxigenada y desoxigenada, utilizando la Ley de Beer-Lambert. La relación entre el *Ratio* y *SaO<sub>2</sub>* se encuentra experimentalmente para cada tipo de sensor de oxímetro de pulso comercial por calibración (Moyle 2002). El *Ratio* se mide en varios voluntarios simultáneamente con la medida de *SaO<sub>2</sub>* in vitro en sangre arterial extraída por medio de un co-oxímetro. Los voluntarios respiran mezclas de gases hipóxicos de manera controlada para crear un intervalo de valores de *SaO<sub>2</sub>* entre 70 % y 100 %. Puesto que es clínicamente inapropiado inducir un grado de saturación de oxígeno por debajo del 70 % en voluntarios, las lecturas de oximetría de aproximadamente el 70 % representa el límite más bajo de la relación exacta. Se recomienda que estas lecturas sean consideradas como inexactas, ya que representan la extrapolación de los datos empíricos (Lynn, y otros 1990). Por lo tanto, los oxímetros de pulso no miden *SaO<sub>2</sub>* pero proporcionan estimaciones. La exactitud de los oxímetros disponibles comercialmente difiere ampliamente, probablemente debido a las diferencias en el algoritmo de procesamiento de señales. La fórmula que relaciona *Ratio* con la saturación de oxígeno medida por oximetría de pulso, se determina proponiendo una relación matemática, tal como la ecuación (15):

$$SpO_2 = \frac{k_1 - k_2 R}{k_1 - k_2 R} \quad (15)$$

En esta ecuación los coeficientes de extinción (13) son reemplazados por las constantes *k<sub>i</sub>*. Estas constantes se determinan mediante estudios clínicos para dar a la curva un mejor ajuste a los datos medidos in vitro. Otro enfoque para una representación matemática es el uso de un polinomio tal como el que se encuentra en oxímetros comerciales (Webster 1997) como la ecuación (16):

$$SpO_2 = k_1 + k_2 R + k_3 R^2 \quad (16)$$

En todo caso la Figura 5.12 muestra la curva de calibración de los resultados de la *SaO<sub>2</sub>* (%) en función del *Ratio* (*R/IR*). Estas gráficas empíricas son el resultado de diversos métodos de calibración y testeo. Pueden diferir entre ellas, dependiendo del

fabricante que las elabore y emplee. No obstante, un modelo de calibración estándar de cálculo de  $SpO_2$ , la cual se hace referencia básicamente en casi todas las reseñas consultadas, es el siguiente:

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (17)$$

La técnica de fotopleletismografía como ya se detalló en este capítulo funciona mediante electrónica integrada dentro de un dispositivo que se coloca en el dedo del paciente. Las parte principal son los diodos emisores luz y el fotodiodo, así como el tratamiento y filtrado de la señal obtenida. Por esta razón, se ve que su funcionamiento está estrechamente relacionado con las propiedades ópticas de la piel cuando son irradiadas a determinada longitud de onda lumínica. La técnica de imagen fotopleletismografía, se basa en los mismos principios de funcionamiento, con la diferencia que no se cuenta con un dispositivo que confina tanto el lugar donde se toma la medida, generalmente un dedo; así como, tampoco cuenta con un sistema de iluminación específico. Si no se procesan imágenes de regiones de piel que pueden estar o no en contacto con una cámara digital estándar. Además, en vez de la iluminación LEDs se utiliza normalmente la iluminación ambiental, por lo mismo en el capítulo siguiente se detalla la técnica de imagen fotopleletismografía.

# Imagen fotopletismografía (IFPG).

Capítulo 6.

*“Es la marca de una mente  
educada ser capaz de  
entretener un pensamiento  
sin aceptarlo.”*  
Aristóteles.



## **6. IMAGEN FOTOPLETISMOGRAFÍA (IFPG).**

Como ya se detalló en la sección 2.2.3 el oxímetro se está convirtiendo en un estándar para la medición del pulso y saturación de oxígeno, pues su facilidad de colocación y poca incomodidad para el paciente, lo convierte en un equipo indispensable para el registro de datos fisiológicos. Es una técnica de medición no invasivo para la detección de ondas cardiovasculares propagadas alrededor del cuerpo humano, además permite controlar el nivel de oxígeno en la sangre, permitiendo alertar al profesional de la salud sobre los niveles de oxígeno bajos (hipoxia), lo que permite una supervisión en cualquier lugar de manera rápida. Pero a pesar de la gran comodidad que brinda el oxímetro de pulso a una persona, este requiere el contacto con la piel, lo que limita su uso para la monitorización a corto plazo y con la persona en reposo. La imagen fotopletismografía (PPGI) es una propuesta actual que busca un monitoreo alternativo sin contacto e imperceptible para una persona. Se basa en la medición de cambios de color producidos por la sangre pulsátil en arterias, arteriolas y capilares sobre una región de interés (*ROI*) en la piel de una persona. Los sistemas existentes funcionan con la luz reflejada, con lo cual, nuevos artefactos se suman a los ya existentes en la técnica fotopletismográfica.

### **6.1.- Trabajo relacionado.**

Existen diversos trabajos e investigaciones de imagen fotopletismografía, se va a presentar una clasificación de manera genérica, según el tipo de metodología utilizada para realizar el filtrado de la señal. Así, dentro del primero y segundo grupo, se encuentra el promedio de los píxeles de una región de interés. La señal promediada, por lo general el canal verde es preprocesado para tratar de disminuir o eliminar en cierto grado los componentes de muy baja frecuencia de la señal. En el caso del primer grupo utiliza filtros tradicionales en el preprocesamiento. El segundo grupo, además de los filtros tradicionales utiliza un filtro para eliminar o reducir la señal portadora. Además, pueden utilizar seguidores de tendencia, con lo cual, se trata de eliminar la señal de baja

frecuencia. Y el tercer grupo, aquellos que tratan de modelar las variaciones de color de la piel, de iluminación o generar lecturas paralelas de diversas áreas o regiones de interés, para buscar una media ponderada. Aunque, todos los métodos siempre utilizan filtros tradicionales en las etapas finales del filtrado. Estos métodos se discuten con más detalle a continuación.

Dentro del primer grupo, se analiza un método robusto, se realiza en una región de la cara humana y funciona de manera estable con la luz del día (Verkruysse, Svaasand y Nelson 2008). El filtrado se lo realiza mediante un filtro pasa banda de tipo Butterworth de 4to orden, en consecuencia, el coste computacional no es elevado, pero tiene una baja tolerancia a artefactos e interferencias.

La distancia del área de interés a la cámara, la iluminación y la pigmentación de la piel, se convierten en una señal de muy baja frecuencia o casi una componente de continua. Los filtros tradicionales no trabajan de manera adecuada con bajas frecuencias, no son óptimos filtros pasa altos con frecuencias de corte muy bajas. Estos filtros necesitan un gran número de coeficientes, presentan diversos problemas con la estabilidad, la banda de paso, entre otros problemas. Otra opción es utilizar un filtro pasa bajo, para encontrar una estimación de la componente de baja frecuencia u offset (pasando a ser un método del segundo grupo), con un número pequeño de coeficientes. Para finalmente, restar esta estimación de la señal original. Sin embargo, presenta el problema del tiempo inicial de estabilización. Además, no se puede estimar un movimiento rápido del sujeto de análisis que altera la distancia de la *ROI* respecto a la cámara y/o cambios rápidos de iluminación (intensidad y/o tipo), debido a que el tiempo de respuesta de los filtros pasa bajos no es elevado, lo que termina con la pérdida de la estimación de la señal.

Otro trabajo que utiliza el mismo tipo de filtrado se llama Ampliación Euleriana [2]. Que utiliza lo que ellos llaman filtrado temporal, hay que aclarar que no son más que capas de filtros de banda del tipo Butterworth. Una vez que se consigue la señal deseada,

esta se amplifica en el vídeo, de modo que el cambio de color en la piel de la persona se vuelve visible (cambio causada por el flujo de sangre).

Otro método es el filtrado de la señal promediada con ondeletas (conocidas como wavelets), permite un análisis relativamente distinto, plasma la idea que una señal tiene una silueta o forma determinada por las frecuencias bajas, mientras los detalles y características de la señal son determinados por las frecuencias altas. Bajo este concepto, se divide la señal mediante un submuestreo y cada nueva etapa se filtra con filtros pasa bajos y pasa altos. Se presenta un procedimiento con esta metodología (Bal 2015), que muestra buena precisión en la estimación de la *FC*, aunque pequeños movimientos del paciente o variaciones de luz corrompen las mediciones (afirmación de los autores en los resultados). Esto es causado por la metodología utilizada en el prefiltrado, este es un filtro de paso alto de respuesta de impulso finito, variable en el tiempo, que es muy similar al primer método analizado.

Ahora, dentro del segundo grupo se encuentra los métodos que tiene una etapa de prefiltrado. Este prefiltrado es mediante el seguimiento de la tendencia o variación de la señal (conocido como detrending), con esto se busca conseguir una señal sin tendencias. El primer filtro a analizar es estadístico, el análisis independiente de componentes *ICA*. Esta técnica se basa en la separación ciega de fuentes *BSS*, bajo la premisa que la señal a ser analizada es el resultado de una serie de mezclas. Claro, lo importante es que este método no necesita la existencia de información sobre el proceso de mezcla. Así, la reducción de la tendencia es mediante el cálculo de la media y la desviación estándar de la señal promediada, con lo que se logra reducir el offset y filtrar en cierto grado los cambios repentinos. Precisamente, un método tolerable a movimientos pequeños y suaves lo presentan (Poh, McDuff y Picard, 2010) y (Poh, McDuff y Picard 2011). Aunque esta buena tolerancia se ve ensombrecida con el alto coste computacional que presenta el método, por su fuerte base matemática y estadística.

Los autores presentan un buen grado de acuerdo entre 372 pares de mediciones cardíacas, obtenidas en 12 participantes mientras realizaban lentos y relativamente

pequeños movimientos, obteniendo con límites del 95 % un acuerdo  $-4,55$  ppm a  $4,44$  ppm entre sus mediciones y las de un pulsímetro de dedo. Además, algo que vale la pena destacar es que los experimentos se realizaron en el interior y con luz solar, como única fuente de iluminación. Otra limitación de este sistema es que solamente se pueden recuperar únicamente tres señales de la fuente.

Una aplicación para un teléfono móvil lo presenta (Kwon, Kim y Park 2012). Utilizan *ICA* para la estimación de la *FC*. Aunque se habla muy superficialmente de la aplicación, los autores detallan que todo el proceso se realiza primero en Matlab; además, se encuentra una gran similitud de lo detallado por (Poh, McDuff y Picard 2010). Lo que si afirman los autores es que la aplicación de teléfono móvil desarrollada para la estimación de la *FC* funciona mediante la grabación de vídeo facial. La aplicación procesa un video de 20 segundos del rostro de una persona y estima su *FC* mediante la aplicación de la metodología que se ilustra en una de las figuras de la publicación. Especifican que no se usa el método de *ICA* en la aplicación, se puede concluir que es por el gran costo computacional del método.

Como alternativa de las técnicas basadas en BSS, está el análisis de componentes principales *PCA*. El análisis permite una reducción de datos, descartando los elementos del conjunto de datos que proporcionan un alto nivel de varianza. No hay que olvidar que la varianza permite destacar las grandes diferencias, por lo tanto, los elementos de orden inferior son las que contienen los aspectos relevantes de la señal, como por ejemplo la *FC*. Una aplicación del método lo presentan (Lewandowska y Nowak 2012), donde se comparan *PCA* e *ICA*.

Además, algo destacable del método es que procesan tanto la cara como una región en la frente; para la selección de la región de la frente se estima en base de la distancia entre los ojos de la persona. Lo único que no toman en cuenta, es la pose de la cara. Esto va a producir o introducir artefactos en la señal pletismográfica, si el sujeto vira la cara hacia un costado por ejemplo; ya que dentro del *ROI* de la frente puede entrar vello de una ceja de la persona, como se puede apreciar en una de las figuras de la

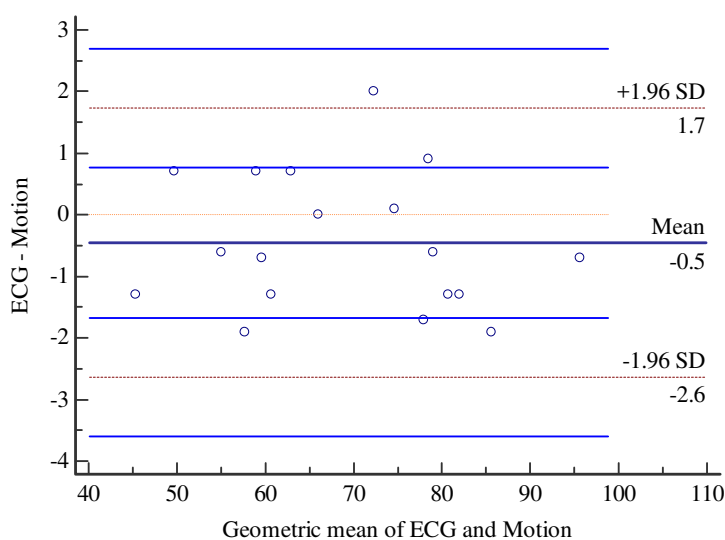
publicación donde se muestra la *ROI* seleccionada. Por otra parte, aunque no se presenta ninguna medida de acuerdo entre los métodos, si se presenta un grado de correlación entre las medidas. No se debe olvidar que la correlación mide la relación entre dos variables, o sea, cómo varía una medida cuando varía la otra medida, pero no su grado de acuerdo. Los resultados presentados donde se compara *ICA* y *PCA*, muestran que estos dos métodos extraen la *FC* con una precisión similar. Sin embargo, la comparación del tiempo de cálculo demuestran que *PCA* es menos complejo desde el punto de vista computacional (según afirman los autores el tiempo de cálculo es aproximadamente cinco veces más corto que para el *ICA*). Ahora, según concluyen los autores, se debe realizar las mediciones con condiciones de iluminación adecuadas, de lo contrario el método no es eficaz. Y reafirman que es necesario profundizar el estudio de la técnica propuesta para las mediciones con las personas en movimiento, por lo cual se puede deducir que no tiene una gran tolerancia a los artefactos.

Del mismo modo (Adibuzzaman , Ahamed y Love 2014) presentan un método basado en esta metodología. Sin embargo, el análisis no se realiza en línea, además de la selección de la *ROI* es en el dedo de un paciente apoyado en la cámara del teléfono móvil. Por lo tanto, se deduce que el coste computacional sigue siendo alto (no existe un sistema de detección de la *ROI*) y tampoco se encontró un estudio en el que se valida la estabilidad y la precisión en presencia de artefactos.

Otra metodología que se analiza de este grupo es la presentada por (Balakrishnan, Durand y Guttag 2013), que mide la *FC* midiendo el movimiento de la cabeza causado por el flujo de sangre de cada latido. Entonces el método realiza un seguimiento de las características de la cabeza y mediante el análisis de componentes principales (*PCA*) descompone las trayectorias del conjunto de movimientos.

Como se puede observar, plasma la idea utilizada por Eurlian magnificación, lo que se ha mejorado es la técnica para el análisis de la señal pletismográfica encontrada al implementar *PCA*. En todo caso, es una propuesta novedosa en cuanto se pueden obtener otros parámetros médicos importantes, como el volumen de sangre u observarse

anomalías en el flujo de sangre, ya que si hay una obstrucción de una arteria o de las arterias carótidas, esto podría producir cambios en el movimiento de la cabeza. Los autores matizan además varios factores que han afectado sus mediciones, sobre todo destacan la iluminación y los movimientos de las personas. Los autores no presentan un grado de acuerdo de sus mediciones. Utilizan la prueba de Kolmogorov-Smirnov, pero no se puede tomar esta prueba estadística no paramétrica como una medida de acuerdo entre medidas, debido a que las distribuciones de las variables no determinan que las mediciones se correspondan o que exista concordancia entre ellas, más aún si se compara el promedio de dichas medidas. Tomando los datos que presentan los autores, se ha buscado el grado de acuerdo entre los promedios de las mediciones las mismas; se presentan en la Figura 6.1. Es una muestra pequeña de 18 pares de mediciones cardíacas promediadas, obtenidas en 18 participantes mientras estaban quietos y sin realizar movimientos, obteniendo con límites del 95 % un acuerdo -0.5 ppm a 1.7 ppm entre sus mediciones y las de un ECG. Como se puede ver, son unos resultados extremadamente buenos, por lo cual no se puede sustentar que realizar el promedio de pocos videos pueda permitir determinar el grado de acuerdo entre las mediciones. En todo caso, como se expresó anteriormente es una propuesta muy interesante e innovadora.



**Figura 6.1** Gráfico de Bland-Altman que muestra el nivel de acuerdo entre el ECG y la FC medida con el método Motion.

Una última metodología de este grupo que se va a analizar es la detallada por (Duc Nhan, Lee y Kim 2015). Realizan mediciones en línea mediante el análisis de discriminante lineal *LDA*. Es un método muy relacionado con el *PCA*, con la diferencia que utilizan distintos criterios en la extracción de las características. *PCA* usa el criterio de representación de la señal y *LDA* utiliza el criterio de clasificación. Pero en el fondo ambos métodos realizan una reducción de datos, preservando el máximo de la información discriminatoria.

La captura de las imágenes se realiza a una frecuencia de muestreo en línea de 10 fps, que es una frecuencia de 10 Hz. Como la *FC* máxima corresponde a 4 Hz, la velocidad de muestreo es 2 veces mayor que las frecuencias de la señal. Por lo tanto, por teorema de Nyquist, la frecuencia de muestreo es la necesaria para que no exista pérdida de información. Aunque lo que realmente hace a este trabajo llamativo, es la etapa de posfiltrado. Primero un filtro pasa banda (no se especifica el tipo), y luego mediante la máquina de estados finitos, se busca una relación de la medida presentada o medida actual, con las lecturas anteriores. Con lo cual se elimina valores erróneos por estar fuera de los límites de variación máxima del ritmo cardíaco.

Los autores presentan un grado de acuerdo entre 300 pares de mediciones cardíacas, obtenidas en 10 participantes mientras realizaban movimientos fuertes, obteniendo con límites del 95 % un acuerdo -11.69 ppm a 10.59 ppm entre sus mediciones y las de un oxímetro de pulso. Claro, como afirman los autores utilizan una base de datos desafiante, ya que se solicita a los participantes realizar movimientos de la cabeza y el cuerpo, así mismo se realizan cambios de iluminación.

Finalmente, el tercer grupo, a los que se ha agrupado por su particularidad de modelar la piel de la persona, o los cambios de luminosidad. Un método interesante es presentado por (Xu, Sun y Rohde 2014). Los autores replican el funcionamiento de un oxímetro de pulso, basándose en el hecho que la absorción de luz en la piel es constante y que la iluminación también es constante. La concentración de melanina y hemoglobina se modela, la primera puede ser tratada como un offset y el segundo puede ser tratado

como una señal variable (señal deseada). Lo que está bien en teoría siempre que las condiciones se mantengan invariables, ya que un cambio en la radiación UV, el cambio de iluminación, el movimiento del paciente o la combinación de las tres cambiará la componente de offset de la señal, que en realidad no es una señal continua como dicen los autores, es una señal de frecuencia muy baja, no periódica y que debe ser tratado como tal.

Se puede observar un coste computacional bajo, pues como afirman los autores teóricamente podría funcionar en línea, aunque solo es un trabajo realizado con análisis de vídeos. Asimismo, no se utilizó ningún sistema de seguimientos de rostros, por lo cual, los autores explican que movimientos considerables pueden producir mediciones inexactas. Además, los autores presentan un grado de acuerdo entre 34 pares de mediciones cardíacas obtenidas en 21 videos con diversa iluminación, obteniendo con límites del 95 % un acuerdo que no se especifica en la gráfica de Bland Altman, entre sus mediciones y las de un oxímetro de pulso. Cabe resaltar que casi todos los datos caen dentro de los límites de confianza que aproximadamente están en los  $\pm 7$  ppm. Se entiende que estos valores son aceptables, ya que como afirman los autores, el sujeto de prueba está obligado a estar quieto durante la grabación. Al mismo tiempo, afirman que movimientos leves tienen un impacto insignificante en la estimación de recursos humanos, mientras que el movimiento considerable puede conducir a resultados inexactos pues no se ha estudiado los efectos del movimiento de forma explícita, aunque se trabaje con distintos tipos de luz. Adicionalmente, aunque trabajen con distintos tipos de iluminación, y se hayan realizado pruebas con iluminación natural e insuficiente no es muy significativo, ya que estos niveles de iluminación solo producen que la señal de offset sea una señal casi continua, que puede ser filtrada muy fácilmente. En cambio, cuando la iluminación varía, como ellos mismo afirman la precisión de la estimación cardíaca, obviamente, es afectada y se pierde.

Otro método a analizar es el propuesto por (Li, y otros 2014 ), que a pesar de no modelar la luz y su interacción con la hemoglobina, se coloca en este grupo, ya que utiliza los cambios de luz de fondo de cada imagen. Por lo tanto, en cierto grado el



método corrige variaciones de brillo en la *ROI* a analizar. Este método tiene un filtro temporal que consta de tres etapas: en primer lugar, el seguimiento de la señal para disminuir el desplazamiento u offset. La metodología para el seguimiento de señal se llama “smoothness priors”, propuesta por (Tarvainen, Ranta-Aho y Karjalainen 2002) y opera como un filtro de paso alto de respuesta finita de impulsos variable en el tiempo. Como ya se explicó, estos tipos de filtros no son óptimos para frecuencias bajas por problemas con la estabilidad, la banda de paso y tampoco filtrarán cambios repentinos en la señal.

En segundo lugar, mediante el uso de métodos de filtrado adaptativo de mínimos cuadrados busca eliminar segmentos de señal con una alta desviación. Se calcula la desviación estándar por segmentos como se puede observar en una de las figuras de la publicación.

Los autores excluyen así los segmentos ruidosos que normalmente al ser filtrados en etapas posteriores, terminarán como grandes picos agudos. Dentro del dominio espectral, estos grandes picos afectarán la distribución de la densidad espectral de potencia, ya que contienen la mayor parte de la potencia de toda la señal. En la imagen se ve que se termina descartando el 10 % de la señal total (no el 5 % como afirman los autores). En todo caso, el proceso tiene como objetivo excluir los segmentos más ruidosos contaminados por movimientos repentinos no rígidos, pero esto se convierte en una pérdida de información. Además, para encontrar la *FC* y lograr la medida aproximada a la medida real instantánea, lo que se hace es promediar 6 segundos de señal pletismográfica. Estos tres segundos contienen aproximadamente tres pulsos cardíacos, por tanto el promedio de estos, será más coincidente con la frecuencia instantánea real de cada pulso cardíaco. En tercer lugar, utiliza un filtro de media móvil, que elimina el ruido aleatorio utilizando el promedio temporal de los fotogramas vecinos junto a un filtro de banda de respuesta de impulso fino utilizando una ventana Hamming para evitar discontinuidades al principio y al final de la señal a ser filtrada. Finalmente, se realiza una rectificación de la iluminación, se utiliza el fondo como referencia. Esto tiene la desventaja de que en entornos exteriores o ambientes con un fondo cambiante no

podría ser utilizada la corrección de la iluminación, a menos que se coloque una referencia o se pueda localizar un objeto estático.

Para realizar la evaluación del sistema los autores realizan un aproximado de 350 pares de mediciones en 10 sujetos (no se da un valor exacto del número de pares, solo se habla de 10 videos de entre 30 y 40 segundos); además, utilizan la base de datos MAHNOB-HCI (Soleymani, y otros 2012). Para las mediciones se utiliza como *ROI* la zona de la boca para cubrir más píxeles de la piel, pues en los videos generados por ellos las personas tienen que estar estáticas y con iluminación estable y en la base de datos MAHNOB-HCI las personas no hablan. El método propuesto es evaluado contra los cuatro métodos antes mencionados (Poh, McDuff y Picard, 2010), (Poh, McDuff y Picard, 2011), (Kwon, Kim y Park 2012) y (Balakrishnan, Durand y Guttag, Detecting Pulse from Head Motions in Video 2013) y logró una tasa de error promedio de 6,87 % en todas las 527 muestras de MAHNOB-HCI, según afirman los autores. Cabe señalar que no se presenta ninguna medida de acuerdo entre los métodos, lo que se presenta son tablas con la media del error de estimación; la desviación estándar del error estimación, el error cuadrático medio de la raíz, la media del porcentaje de tasa de error y el coeficiente de correlación de Pearson. Estos valores se obtienen promediando todas las mediciones de la *FC*, tanto para los videos realizados por ellos donde contrastan las mediciones contra un monitor de ritmo cardíaco deportivo; así como promediando todos los valores de *FC* obtenidos de la base de datos MAHNOB-HCI y contrastándolos contra los valores del ECG, de la misma base de datos. Según informan los autores algo que afecta sus resultados es una rotación elevada de la cabeza, especialmente en la dirección de guiñada. Pero se entiende que esto también debió afectar a los otros métodos, pues todos procesaban la misma información.

Por último, se analiza un trabajo muy detallado propuesto por (Lam y Kuno 2015). Es un método en el cual se busca modelar la piel del sujeto ya que busca aislar los cambios en la iluminación. Se formula y deriva un modelo para las variaciones de la iluminación y la actividad cardíaca, en la cual queda expresado como se afecta el aspecto de la piel con el tiempo. Con este modelo se busca aislar la señal *FPG*. Los

autores plantean la idea que la curva de reflexión espectral sobre las longitudes de onda para la piel se determina principalmente por una combinación de melanina y hemoglobina. Donde los cambios de la melanina se producen lentamente en el tiempo, por consiguiente, es una componente constante en el tiempo. Mientras que los cambios producidos por la hemoglobina y la iluminación pueden variar en el tiempo. En todo caso, como ya se explicó anteriormente, esto está bien en teoría pues en una aplicación práctica se observa que tanto los movimientos relativos de la persona con respecto a la cámara y la iluminación generan componentes que modifican la curva de reflexión. Por lo cual, no se podría estimar esta curva de reflexión espectral ya que tanto la distancia como la iluminación son variables estocásticas; sus magnitudes son aleatorias en el tiempo. Por ello los autores plantean una solución llamativa aunque con muchas restricciones. Ellos plantean, que en función de dos píxeles en el rostro de la persona, se puede determinar la componente de la curva de reflexión espectral, debida a los cambios de iluminación mediante *ICA*. Pero como ellos afirman, incluso para un mismo tiempo los espectros de luz en los pares de píxeles podrían ser distintos; además, el nivel de irradiancia de la piel no es homogénea en cada región, pues existen zonas que pueden tener diferentes cantidades de concentración de melanina, así como diferente grado de perfusión sanguínea. Incluso los autores son conscientes de que la posición de la fuente de la luz puede variar, así como su distribución espectral y la geometría de la cara. Igualmente, es obvio que si se realiza las mediciones en un ambiente cambiante, existirán sombras y reflejos; por lo cual, encontrar los pares correctos que satisfagan todas estas restricciones es demasiado complejo. En todo caso, la solución adoptada es evitar determinar que pares son los correctos en función de estas restricciones, sino realizar varias mediciones en distintas regiones del rostro y si la señal pletismográfica extraída tiene una gráfica de densidad espectral de potencia con un pico dominante de la *FC*, entonces estos son los pares correctos.

Entonces, los autores generan un algoritmo que analiza múltiples regiones de piel en el rostro de la persona (los autores lo denominan Random Patches) mediante *ICA*. Las estimaciones de la *FC* en cada una de las distintas regiones, se combinan en un esquema de votación mayoritaria, que recupera de manera robusta la medida de la *FC*. El método

analiza las señales a través de *ICA*, que como ya se ha discutido es un método muy robusto. En cualquier caso, hay que destacar que toda la estructura de la metodología es muy potente, pero el sistema tiene un alto coste computacional (de acuerdo con los autores para procesar 30 segundos de vídeo, se tarda unos 7 minutos)

## **6.2.- Fundamentos.**

Existen múltiples metodologías, como ya se ha detallado para la obtención del *FC* mediante la adquisición de la señal *FPG* utilizando una cámara digital. Así, se evita la utilización de dispositivos o pulsímetros externos y generalmente se utiliza la cámara integrada en dispositivos como teléfonos móviles o tabletas. El procedimiento es relativamente sencillo, ya que se coloca el dedo de la persona suavemente sobre la lente de la cámara del teléfono móvil. El cual, procesa las imágenes y busca los cambios temporales de intensidad entre cada imagen. Después de unos segundos se imprime la lectura de la estimación del ritmo cardíaco. En esta sección se va a detallar la adquisición, procesamiento y tratamiento de la señal *FPG* para estimar la *FC* en el tiempo, a partir de una secuencia de imágenes que capturan la punta del dedo que toca la lente de la cámara.

### **6.2.1.- Cámara.**

Luego de atravesar la lente de la cámara la luz reflectada, llega al sensor de la cámara. El sensor como su nombre lo indica es el elemento sensible, que convierte la luz proyectada sobre él en impulsos eléctricos, que luego de un proceso pueden ser interpretados para la formación de la imagen que corresponde con aquello que la cámara ve. El sensor de una cámara es un chip compuesto por millones de fotodiodos o fototransistores conocido como fotocélula. Estos componentes sensibles a la luz se encuentran alojados en un compartimento oscuro de la cámara, y cuando son expuestas la luz reflejada por algún objeto; ellos convierten las ondas de luz proyectadas sobre ellos en impulsos eléctricos.

Las fotoceldas están montadas como una matriz bidimensional en la que inciden los fotones y son convertidos en una carga eléctrica. Existen varios tipos de sensores entre ellos, los sensores *CCD* (charge-coupled device) y los sensores *CMOS* (complementary metal-oxide-semiconductor). Ambos tipos de sensores están fabricados con materiales semiconductores, concretamente de Metal-Óxido (MOS)

Los sensores *CCD*, son descritos por primera vez por (Boyle y George E. 1970), aunque es la descripción de una fotocélula sencilla, los sensores *CCD* actuales están formados por millones de fotodiodos colocados en forma matricial que convierte la luz que incide en ellos en electrones. En un sensor *CCD*, la información de cada una de las celdas o píxeles es enviada a través del chip hacia una de las esquinas de la matriz, y ahí un convertidor analógico a digital (*ADC*) traduce el valor de cada una de las celdas; por lo tanto, debe contar con circuitería adicional importante para la digitalización de las señales obtenidas. Al contrario, los fotodiodos en los sensores *CMOS* son totalmente independientes de sus vecinos, entonces la digitalización se realiza píxel a píxel dentro del mismo sensor, por lo que la circuitería accesoria al sensor es mucho más sencilla. Cada celda de una matriz *CMOS* está formada por varios transistores, conformando cada uno de los píxeles del sensor, que amplifican y procesan la información recogida, con lo que se consigue una lectura de la imagen más flexible.

Elegir entre los dos sensores el correcto dependerá de la aplicación y el precio del sensor. Sin embargo, se va a priorizar nuestro análisis con respecto a la detección de los signos vitales. Dentro de la literatura no existe una comparativa de las capacidades de los sensores dentro de esta aplicación, por lo mismo, en función del análisis de las propiedades de cada sensor y afirmaciones generales encontradas, se va a detallar su posible ventaja o desventaja y como esto puede beneficiarnos a nuestra aplicación.

Primero la capacidad de respuesta que tiene cada sensor por unidad de energía óptica incidente en sus celdas. O sea, se espera que con poca cantidad de luz el sensor genere una señal aceptable. A esta propiedad se la denomina responsividad, el sensor *CMOS* tiene elementos amplificadores en cada celda. De esta manera, trabajara mejor

con menor iluminación; lo cual, es necesario en esta aplicación, pues la señal *FPG* es muy débil y en los ambientes en los que se pueden realizar la medición de los signos vitales pueden tener una iluminación deficiente.

Segundo, la capacidad que tiene un sensor para diferenciar sin saltos bruscos desde densidades visuales máximas (sombras) hasta densidades visuales mínimas (luces). Entonces, a esta propiedad se la denomina rango dinámico, que es la relación entre la máxima y la mínima intensidad de luz medida por el sensor. En todo caso, tras una revisión de la literatura especializada, siempre se detalla que las cámaras *CCD* superan a *CMOS* en este aspecto, aunque en la actualidad se puede observar que los sensores *CMOS* han mejorado en este aspecto, así se puede observar en las comparativas presentadas por (Kontaxis, y otros 2013) (Marinello 2014).

Es una propiedad importante, para la detección de los signos vitales, ya que la señal pulsátil de la señal *FPG* como ya se mencionó en la sección 5.3, es solo el 2 % de la señal adquirida por el fotodiodo de un pulsímetro de dedo. Ahora al capturar esta señal a distancia, se debe tomar en cuenta que la ley de la inversa del cuadrado dice que la intensidad de una fuente de luz puntual disminuye el cuadrado de la distancia que recorre con respecto a la fuente de luz. Con lo cual este 2 % se verá muy disminuido. Entonces, tener un buen rango dinámico es importante para poder registrar el mayor número de tonos entre los cuales estará la señal pulsátil.

Tercero, el ruido en la lectura es un parámetro que puede variar mucho dependiendo de la calidad del sensor más que del tipo. En cualquier caso, si el procesado de la señal se realiza fuera del sensor, se puede utilizar una tecnología mejor para la conversión y tratamiento de las señales, por lo que los sensores *CCD* aventajan a los de tecnología *CMOS*. En el caso de la detección de signos vitales, no sería un factor trascendental ya que se utiliza una región de interés para el análisis, con lo cual el ruido en un o algunos píxeles no afectaran en gran medida a la adquisición de la señal *FPG*.

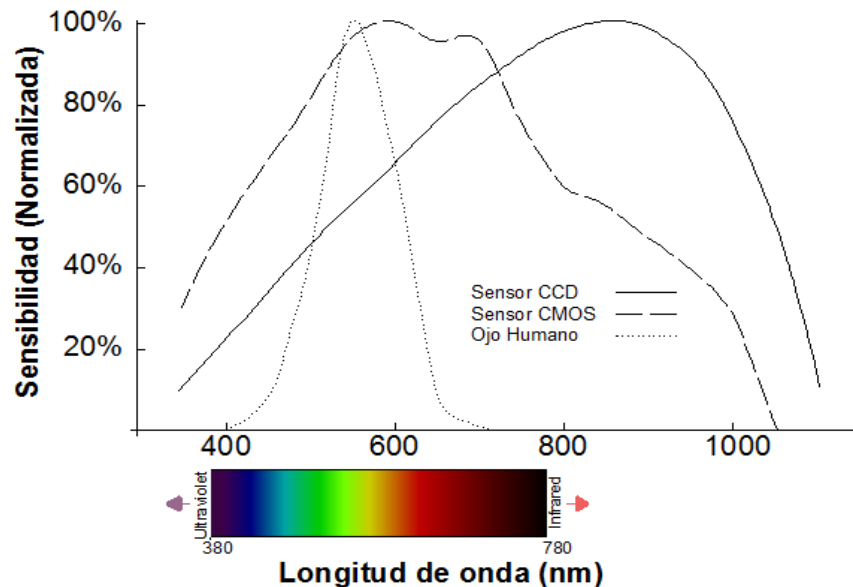
Cuarto, la uniformidad de los píxeles, un píxel sometido a un mismo nivel de luz que sus vecinos, no debe presentar una aproximación distinta del tono capturado, siendo

una propiedad similar a la propiedad anterior. Aunque los sensores *CCD* muestran ventaja con respecto a los *CMOS*, dentro de esta aplicación de medición de signos vitales no se cree que sea un factor determinante para escoger uno u otro sensor, ya que no es fundamental la tonalidad de cada píxel, más si la variación de esa tonalidad en el tiempo que generará la señal *FPG*.

Quinto, la velocidad de muestreo es la capacidad que tiene el sensor para realizar la captura de fotogramas consecutivos, actualmente los sensores *CMOS* son superiores a los *CCD*, pues al realizar la conversión analógico-digital en el mismo sensor disminuye los tiempos de procesado. Esta propiedad es también importante dentro de la captura de los signos vitales, ya que según la Ley de Nyquist para poder obtener con fidelidad la forma de una señal es necesario que la frecuencia de muestreo sea superior al doble de la máxima frecuencia a muestrear. Como se detalló en la Tabla 4, la frecuencia máxima cardíaca es de 170 ppm, con un margen de seguridad se puede considerar 220 ppm que corresponde a una frecuencia de 3.67 Hz, la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos dos veces el valor más alto (7.33 Hz) para capturar toda la gama de frecuencias del latido cardíaco por ejemplo y sin que este tenga un efecto de aliasing. El aliasing se produce cuando la frecuencia de muestreo es insuficiente para hacer el muestreo correctamente con lo cual aparecen frecuencias fantasmas que no tiene relación con la señal original. Ahora, contar con una mayor frecuencia de muestreo que la recomendada por el Teorema de Nyquist ayudará a replicar de mejor manera la forma de la señal *FPG*, pues posibles frecuencias altas que la conforman no se perderán. En todo caso, esto también es un limitante, ya que como se ve más adelante para procesar en línea la señal *FPG*, procesando un muestreo alto de imágenes tiene un costo computacional muy elevado.

Sexto, la sensibilidad espectral (o respuesta espectral), como se puede observar en la Figura 6.2, el espectro de color visible para los ojos humanos va desde los 400 nm (violeta) y 750 nm (rojo oscuro). Con el pico de sensibilidad en los 550 nm (verde-amarillo). Los sensores *CCD* y *CMOS* muestran un espectro amplio. Especialmente trabajan en la región del infrarrojo cercano más allá de 780 nm hasta aproximadamente

mil cien nanómetros con una sensibilidad máxima entre 600 nm para los sensores *CMOS* y 900 nm para los sensores *CCD*.



**Figura 6.2** Sensibilidad espectral; Comparación entre percepción ojo humano y sensores *CCD* / *CMOS*. Adaptado de: (Fernandez-Maloigne, Robert-Inacio y Macaire 2013).

Como se puede observar, la curva de sensibilidad espectral de los sensores *CCD* es más sensible en el espectro infrarrojo, por esta razón su mayor uso en aplicaciones con luz infrarroja. Pero generalmente, ambos sensores son utilizados para las cámaras de color que utilizan un sensor para cada color, donde mediante un patrón de filtro de color se manipula el espectro de luz que llega a cada sensor, el mismo que está compuesto por tres canales. Existen varios patrones de filtros de color y arreglos, entre ellos los más comunes el Filtro Bayer y Filtro de banda RGB. La mayoría de las cámaras comerciales tiene un filtro Bayer, se puede observar su esquematización en la Figura 6.3.

De la misma manera, se puede observar en la Figura 6.4, los espectros correspondientes a cada tipo de sensor con un filtro Bayer, como es de esperar el espectro para cada canal de color se parecen en su forma, aunque se puede ver un mayor equilibrio en la sensibilidad entre los canales del sensor *CMOS*. Esto es a consecuencia del espectro de sensibilidad de los sensores *CMOS*, pues como se puede ver corresponde más con el espectro visible de la luz (línea entrecortada negra).



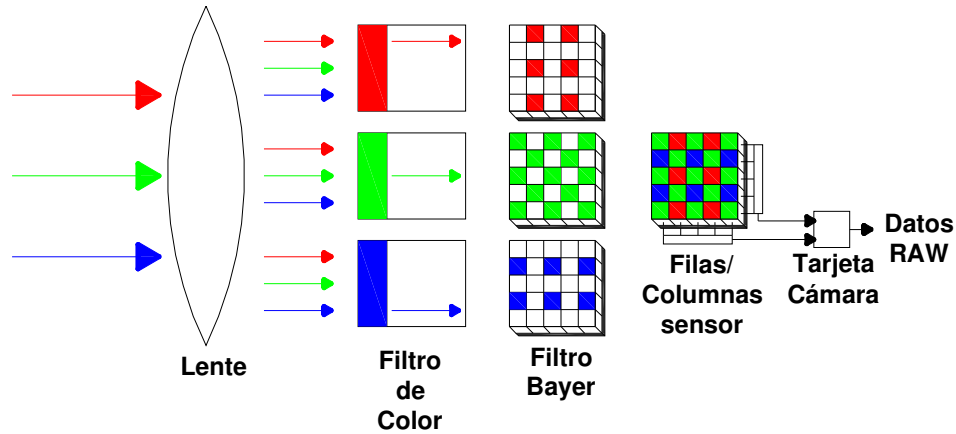


Figura 6.3 Esquemización de un Sistema de filtrado de una cámara, tipo Bayer.

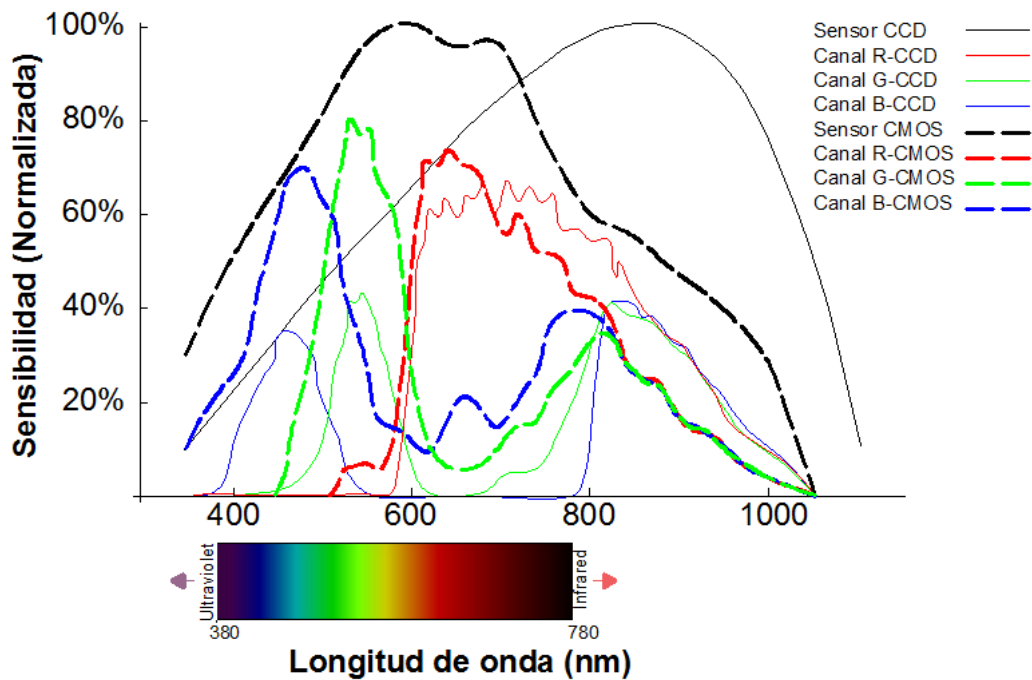


Figura 6.4 Sensibilidad espectral; Comparación entre sensores *CCD* (KLI-6013. Fuente de Datos: (Eastman Kodak Company 2003)) y *CMOS* (BUC3A 320C. Fuente de Datos: (BestScope International Limited 2014)), así como entre sus canales RGB después del filtrado del tipo Bayer. Adaptado de: (Fernandez-Maloigne, Robert-Inacio y Macaire 2013).

Séptimo, se puede producir que un píxel alcance su saturación y empiece a saturar a los píxeles de su vecindad, produciendo efectos y patrones no deseados. A esta propiedad se la denomina Blooming, que se da especialmente en sensores de tipo *CCD*, pues como se ha visto esta es una causa de su forma constructiva y como se adquiere la

señal de toda una columna de píxeles a la vez, lo que no pasa en los sensores *CMOS*, ya que gracias a su construcción obtiene la información de cada píxel por separado, con lo cual no sufren de este problema. Dentro de la detección de los signos vitales, aunque no es un factor predominante para seleccionar uno u otro sensor, es importante que si se trabaja en ambientes muy iluminados no exista *blomming* ya que acarrearía a la pérdida de la señal *FPG*.

Octavo, el precio y consumo energético del sensor aunque no deberían ser factores importantes en sí mismo para la medición de los signos vitales se vuelven en factores que influyen en la selección del sensor, ya que la mayoría de cámaras en la actualidad llevan un sensor *CMOS*, por su bajo coste de producción y su bajo consumo energético.

En conclusión, no se puede afirmar que un sensor sea mejor que el otro para la medición de los signos vitales; sin embargo, se puede concluir que los sensores *CMOS* aunque están en una etapa relativamente joven de desarrollo en comparación con los sensores *CCD*, son muy potentes y están muy introducidos en el mercado, por lo cual en relación con las afirmaciones anteriores se ha seleccionado seleccionado para el desarrollo del presente sistema de medición de signos vitales.

Finalmente, se ha comparado la sensibilidad espectral de ambos sensores con las curvas de absorción espectral de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina, en donde se encuentra una mayor coincidencia con la zona de variación entre *Hb* y *HbO<sub>2</sub>* y la sensibilidad del sensor *CMOS*, dentro del espectro visible de la luz. Adicionalmente, se realizaron diferentes medidas en el Laboratorio de Sensores Teledetección e Imagen en el Infrarrojo (LIR) del Departamento de Física de la Universidad Carlos III, donde mediante el analizador multicanal fotónico marca Hamamatsu PMA-20, se realizaron medidas de reflexión tanto en el espectro visible e infrarrojo cercano en la piel y la vena de una persona para observar la coincidencia de los picos de absorción de la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*. Todo esto se puede observar en la Figura 6.5.

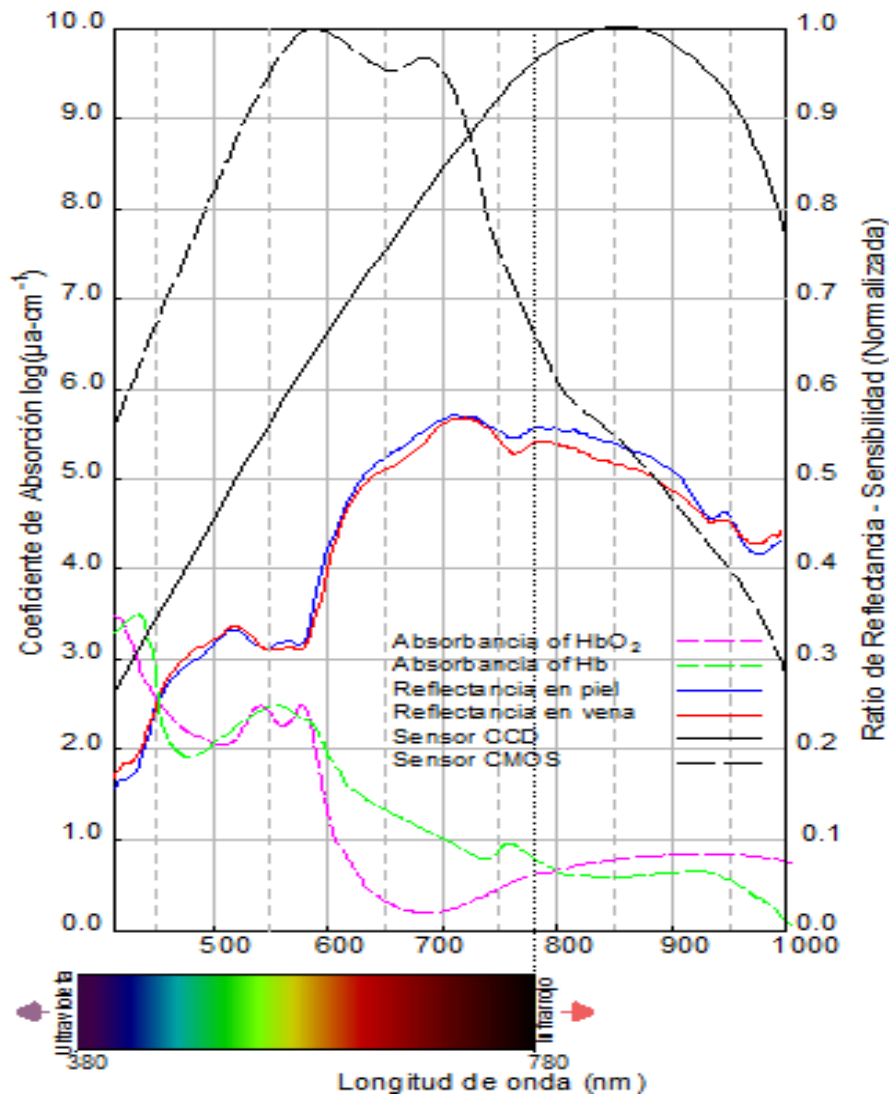


Figura 6.5 Comparación de: espectro de absorción de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina (S. Prahl 1998); espectros de reflectancia en piel y vena; y sensibilidad espectral de los sensores *CCD* y *CMOS*.

Se puede ver claramente, que el espectro de la luz reflejada tanto por la piel como la vena, contiene los picos de absorción de la *Hb* en los 556 nm y 758 nm y de la *HbO<sub>2</sub>* en los 542 nm y 576 nm. Como se ve no existen cambios muy bruscos entre ambas curvas, pero no se debe olvidar como se explicó en la sección 3.1.3 que la diferencia de oxigenación entre la sangre arterial y venosa no es elevada. Aproximadamente, la sangre venosa tiene una saturación de oxígeno del 75 %. En todo caso, es importante detallar que otro punto fundamental será la correcta iluminación, lo que se va a detallar en la siguiente subsección.

### 6.2.2.- Iluminación.

Adicionalmente, la iluminación es un factor significativo ya que dependiendo de su espectro la luz reflejada variará. O sea, cada tipo de iluminación tiene un espectro distinto y dependiendo de este tipo de iluminación se tendrá un espectro muy particular para la luz reflejada. Por esta razón, se realizaron distintas pruebas con distintos tipos de iluminación, diferentes medidas en el Laboratorio de Sensores Teledetección e Imagen en el Infrarrojo (LIR) del Departamento de Física de la Universidad Carlos III, donde nuevamente mediante el analizador multicanal fotónico marca Hamamatsu PMA-20, se realizaron medidas de reflexión, para observar la coincidencia de los picos de absorción de la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*. En la Figura 6.6, se muestran el espectro de una fuente de luz fluorescente, como se observa se puede encontrar la variación de la *FC*, ya que existe una coincidencia en los picos de 544 nm y 548 nm característicos de este tipo de iluminación con respecto a los picos de absorción de la *Hb* y de la *HbO<sub>2</sub>* con picos de absorción en 556 nm en 542 nm respectivamente.

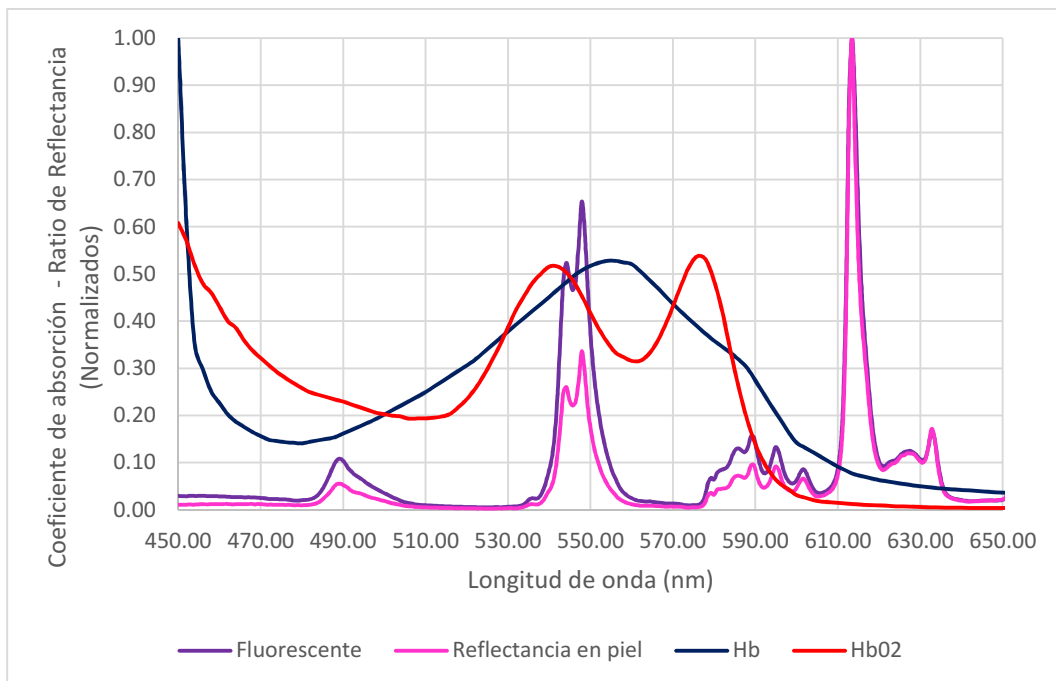
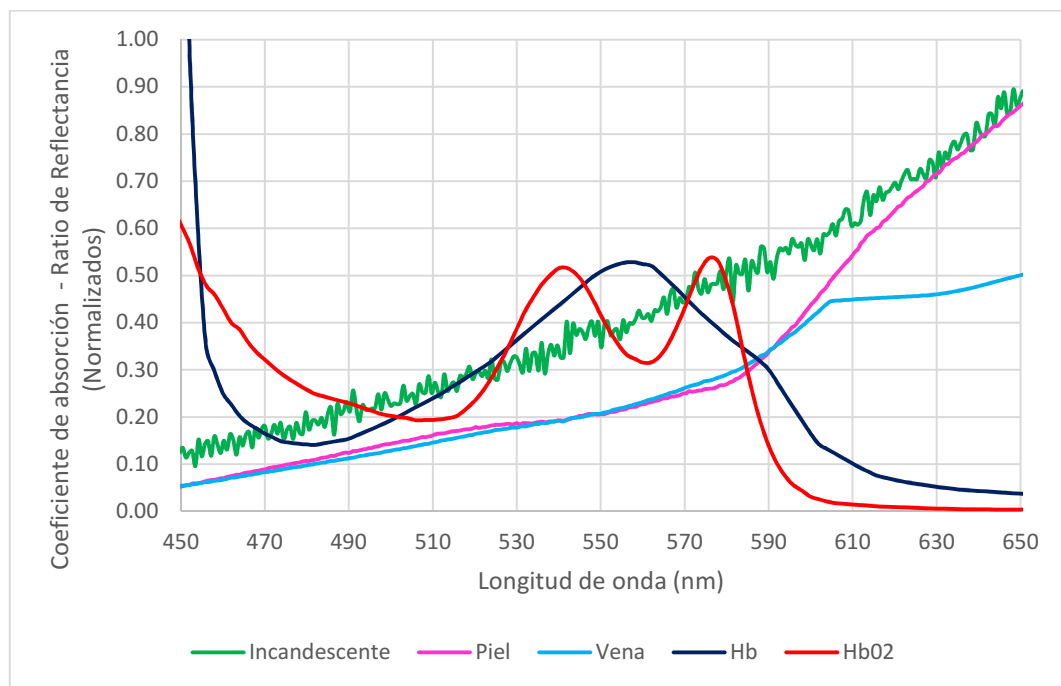


Figura 6.6 Comparación de espectro de iluminación fluorescente y de luz reflejada en la piel; así como curva de absorción de hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Fuente de datos *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*: (S. Prahl, Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water 1998).

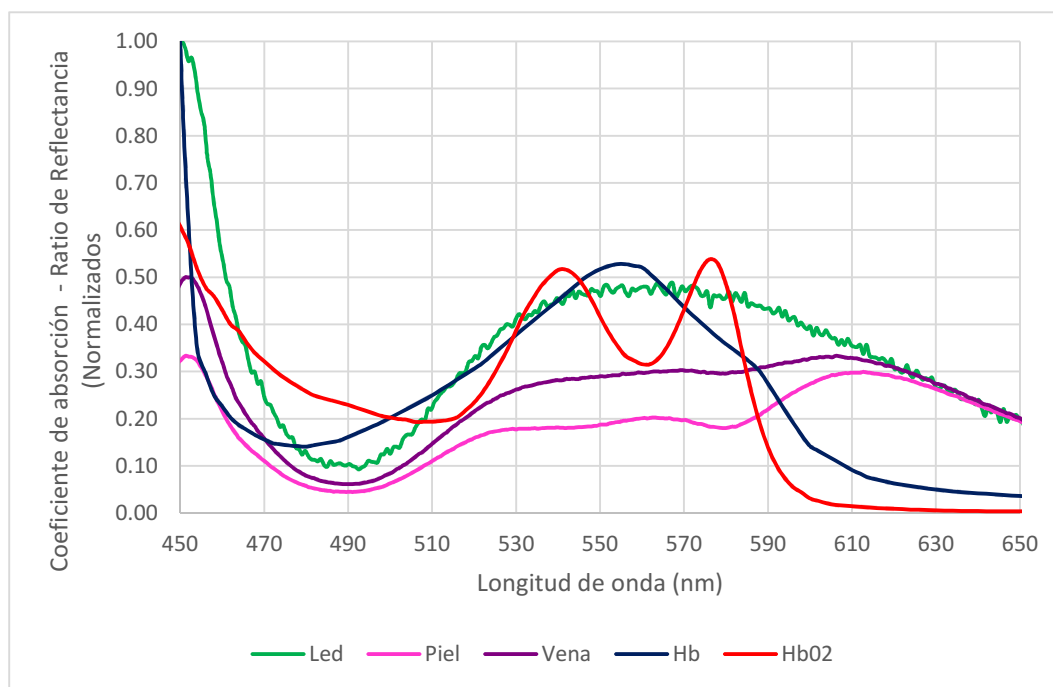
En la Figura 6.7, se muestra el espectro de una fuente de luz incandescente. Como se observa se puede detectar la *FC*, ya que este tipo de iluminación tiene un espectro completo y con una intensidad considerable a partir de los 500 nm (La intensidad aumenta desde un 20 % linealmente a partir de los 500 nm hasta el espectro infrarrojo). Se distingue claramente en el espectro de la luz reflejada en la piel, que tiene depresiones coincidentes entre los picos de absorción de la *Hb* y de la *HbO<sub>2</sub>* en 556 nm, en 542 nm y 576 nm respectivamente. Caso contrario, ocurre para el espectro de la luz reflejada en la vena. En esta curva es más aplanada, se distingue pobremente las depresiones causadas por la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*.



**Figura 6.7** Comparación de espectro de iluminación incandescente y de luz reflejada en la piel y vena; así como curva de absorción de hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Fuente de datos *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*: (S. Prahl, Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water 1998)

Y en la Figura 6.8, se muestra el espectro de una fuente de luz LED blanca. Como se observa se puede detectar también la *FC*, ya que este tipo de iluminación tiene un espectro muy singular con dos picos, uno en 450 nm y otro en 550 nm aproximadamente.

Se distingue claramente en el espectro de la luz reflejada en la piel, las mismas depresiones obtenidas con la iluminación incandescente, coincidentes con los picos de la *Hb* y de la *HbO<sub>2</sub>*.



**Figura 6.8** Comparación de espectro de iluminación LED y de luz reflejada en la piel y vena; así como curva de absorción de hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Fuente de datos *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*: (S. Prahl, Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water 1998)

En cuanto al espectro de la luz solar, no se realizaron pruebas por la ubicación del equipo y del laboratorio, no se cuenta con acceso de iluminación natural. En cualquier caso, la iluminación natural tiene un espectro muy rico dentro de toda la gama de colores, por lo cual, no se duda que la luz reflejada cuente con los picos de absorción de la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*. Además, existen otros tipos de iluminación como LED de luz cálida, que su forma del espectro lumínico, es muy parecido al Led de luz blanca, con la diferencia que el primer pico en 450 nm es más débil y el segundo pico en 570 nm es más potente, con lo que se obtiene esta sensación de luz cálida. Por esta razón, no fue necesario realizar las pruebas anteriores, ya que la luz reflejada en la piel tendrá las depresiones producidas por los picos de la *Hb* y de la *HbO<sub>2</sub>*. Finalmente, se tiene la luz halógena, que al igual que la luz incandescente está desapareciendo por su baja

eficiencia, pues convierten mucha energía en calor. En todo caso se observa que también coinciden los picos de la *Hb* y de la *HbO<sub>2</sub>* con el único pico de la luz halógena. Todos los espectros de los distintos tipos de luz se observan en la Figura 6.9.

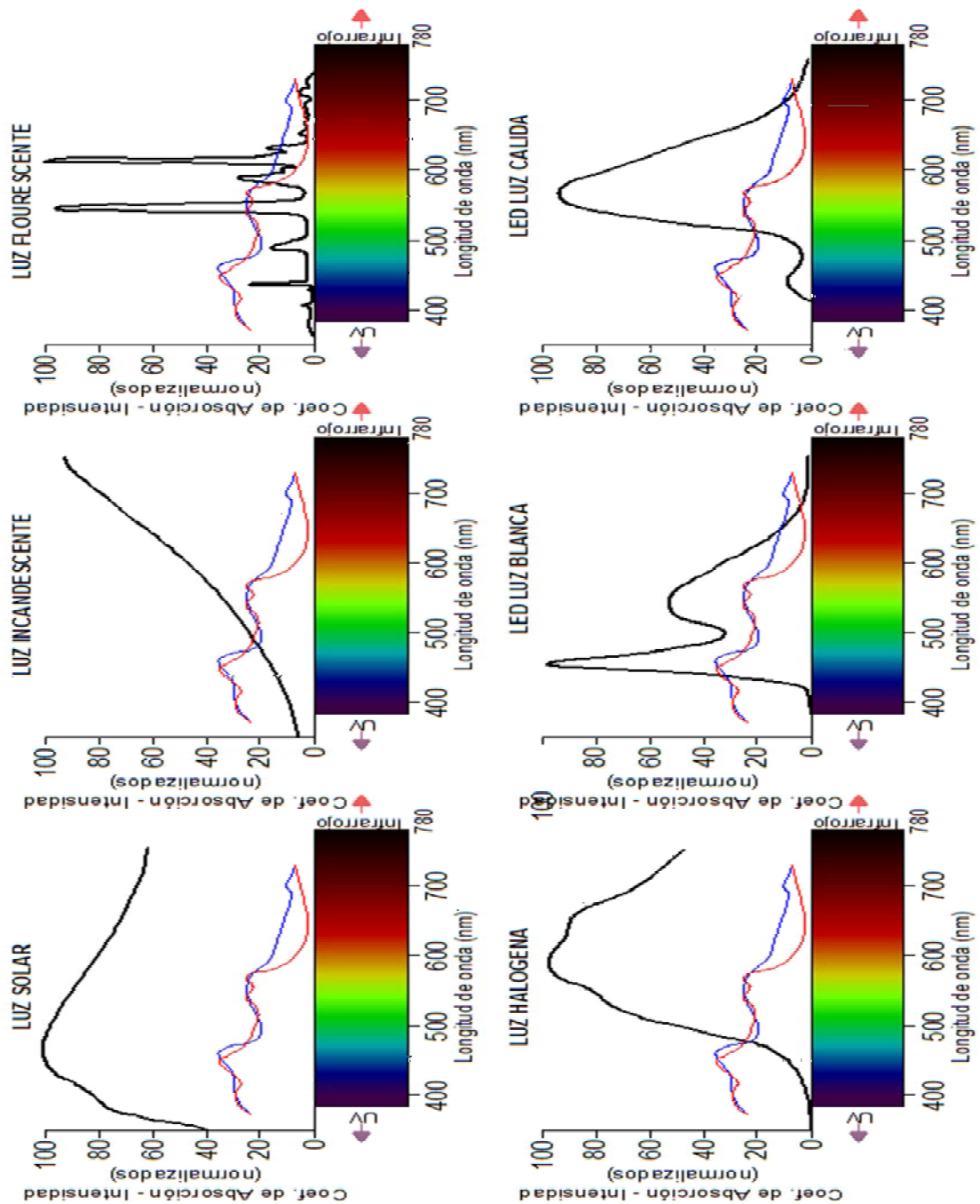


Figura 6.9 Comparación de espectro de diferentes tipos de iluminación, adaptado de (Mercola 2016) y espectro de absorción de la oxihemoglobina y desoxihemoglobina, fuente de datos: (S. Prahl 1998).

En cualquier caso, se concluye que es posible detectar la onda pulsátil del latido cardíaco, con los tipos más comunes de luz. Ahora, vale la pena comentar, que la luz fluorescente, va a ser menos adecuada para la obtención de la señal *FPG*, ya que tiene una iluminación pobre en todo el espectro visible. Y únicamente, existe una concordancia con un único pico que corresponde a una franja delgada de espectro de los picos de la *Hb* y de la *HbO<sub>2</sub>*.

### 6.2.3.- Óptica.

La sensibilidad espectral de una cámara no solamente está limitada por el sensor o los filtros del sensor, sino igualmente por la óptica, especialmente las lentes y los filtros de corte *IR*.

El uso completo de la sensibilidad espectral completa puede llevar a producir imágenes borrosas, pues esto es debido a la longitud focal, que es una función de la longitud de onda. En la imagen proyectada en el sensor, cada color surge o se enfoca en un lugar diferente, a esto se le conoce como aberración cromática.

Normalmente, este efecto es más evidente en los bordes de la imagen y casi nula en el centro de la imagen, en consecuencia, no será un efecto que afecte en mayor grado la detección de los signos vitales.

Por otro parte, el filtro de corte *IR* es un filtro que bloquea la luz infrarroja y permite el paso de las longitudes de ondas correspondientes al espectro visible. Su uso en las cámaras es necesario para lograr colores realistas en luz blanca. Como se observa en la Figura 6.2, la sensibilidad espectral del ojo humano es bastante limitada en comparación con las sensibilidades espectrales de los sensores *CCD* y *CMOS*. Especialmente, en la región del infrarrojo cercano del espectro, la diferencia de sensibilidad es significativa. Esto es importante saber ya que una cámara en entornos con iluminación con un espectro rico en frecuencias *IR* sin un filtro *IR*-corte, capturara una cantidad significativa de luz infrarroja, que dará lugar a colores extraños.



Otra razón para usar un filtro *IR* es la corrección de color limitada para muchas lentes. Es difícil conseguir cámaras que abarquen tanto el espectro visible como el espectro cercano al infrarrojo al mismo tiempo. Por lo tanto, las lentes tienen diferentes profundidades de enfoque visible para el espectro infrarrojo. De todos modos, el filtro de corte *IR* corta una cantidad significativa no solo del espectro *IR* sino también del espectro visible y por lo tanto afecta la sensibilidad de los sensores de una manera negativa. Por lo general, las cámaras de color son menos sensibles en comparación con los sensores monocromáticos. Esta pérdida de sensibilidad, se observa en la Figura 6.4.

### 6.3.- Medición con contacto.

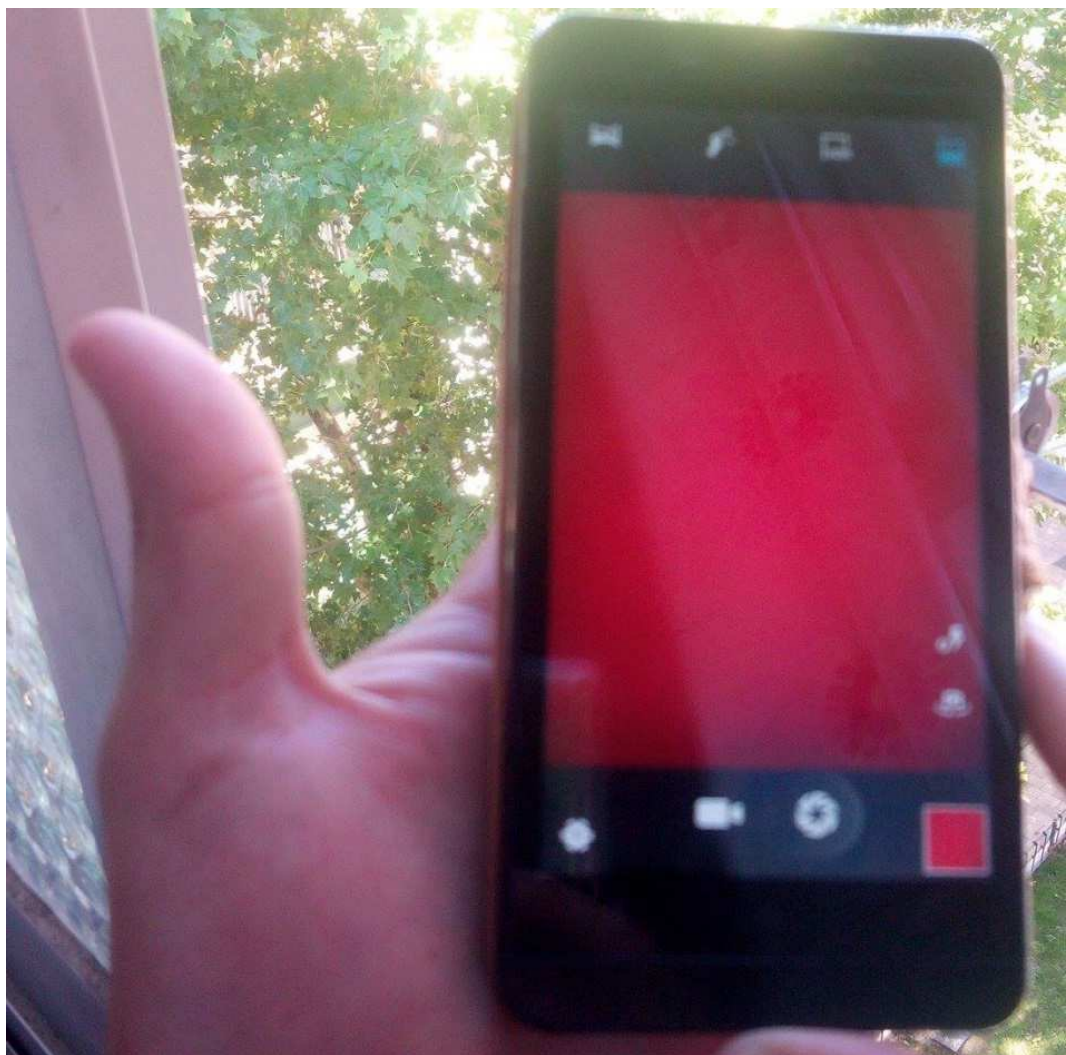


Figura 6.10 Procedimiento para obtención de señal *FPG* por contacto.

Una vez adquiridas una secuencia de imágenes, cuando se cubre la cámara con el dedo, se observan fotogramas con una tonalidad roja oscura. La luz ambiente está viajando a través de los tejidos del dedo y está llegando al sensor de la cámara. A simple vista la secuencia de las imágenes presenta una homogeneidad sin variaciones aparentes de color, esto se puede observar en la Figura 6.10. La sensibilidad del ojo humano no es suficiente como para captar estas variaciones, lo cual es normal, ya que no se debe olvidar que la señal *FPG* solo es el 2 % de la señal total adquirida en un pulsímetro. En este caso será menos, ya que no se cuenta con ningún tipo de iluminación más que la luz ambiental.

Ahora, si se coloca una secuencia de los fotogramas del video capturado, ya se puede observar ciertas variaciones. Se grabó una secuencia de video de 30 segundos a una frecuencia de muestreo de 15 fps. Se puede observar en la Figura 6.11, 120 fotogramas del video puestos de manera consecutiva, los 15 primeros fotogramas tienen un halo en la parte central de la imagen, el cual va desapareciendo gradualmente y posteriormente vuelve a aparecer en el fotograma número 30. Lo cual es coincidente con la *FC* que se midió en ese momento de 62 ppm. Pero en los fotogramas siguientes se distingue el halo y ya no se puede distinguir claramente un cambio muy significativo, ya que se produce un aumento de la intensidad luminosa, debido a lo cual, el halo varío ligeramente de tamaño.

Como es evidente un solo píxel no va a contar con los cambios de intensidad que se busca, entonces se trabaja con un área o región de interés para el análisis. Esto se realiza, tanto por la razón anterior, así como para mantener un nivel bajo en el procesamiento, ya que promediar todos los píxeles de cada imagen sería costoso computacionalmente.

El área en cuestión es de 40x40 píxeles, de los cuales la imagen se divide en sus tres canales RGB. El canal R de entrada tiene intensidades más altas; no proporciona más información pletismográfica, pero es importante para el análisis en condiciones de poca luz. El valor de intensidad RGB oscila entre 0 y 255 para cada uno de los

componentes RGB de cada píxel de la imagen en color. Dado que no todos los píxeles del *ROI* seleccionado contienen la variación de brillo de la señal pletismográfica, los píxeles se combinan en un valor de brillo medio único, mediante las ecuaciones (18), (19) y (20). Los pasos de este proceso se resumen esquemáticamente en la Figura 6.12.

$$\text{promedioR} = \frac{1}{wh} \sum_{x=1}^w [\sum_{y=1}^h R_{xy}] \quad (18)$$

$$\text{promedioG} = \frac{1}{wh} \sum_{x=1}^w [\sum_{y=1}^h G_{xy}] \quad (19)$$

$$\text{promedioB} = \frac{1}{wh} \sum_{x=1}^w [\sum_{y=1}^h B_{xy}] \quad (20)$$

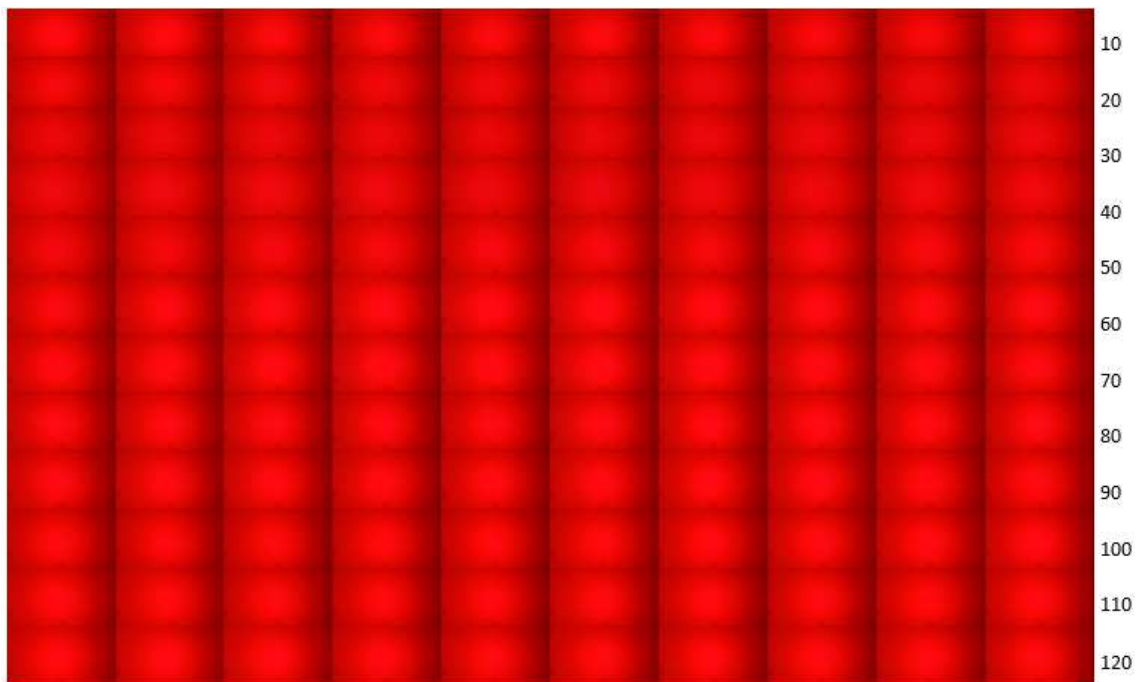


Figura 6.11 Secuencia de imágenes obtenidas con un dedo puesto sobre la cámara de un teléfono móvil.

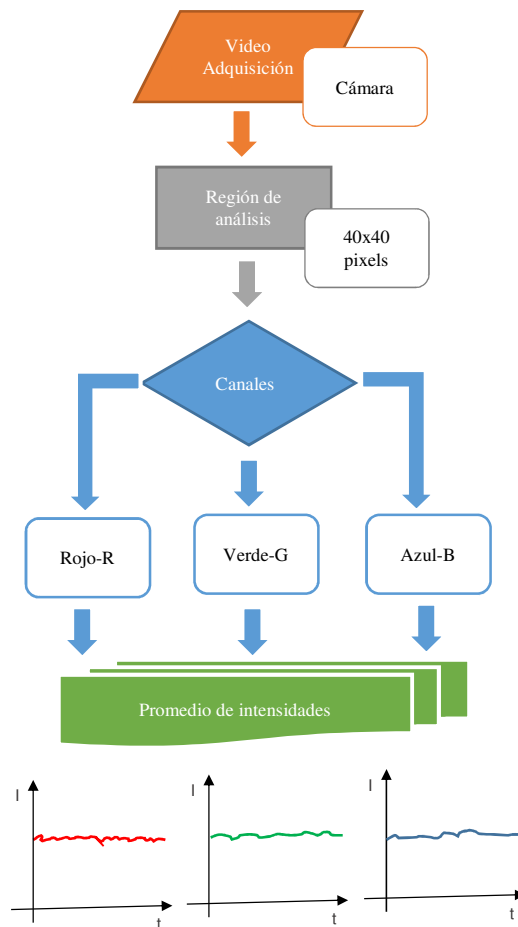


Figura 6.12 Secuencia de obtención de la señal *IFPG*.

### 6.3.1.- Análisis de la señal *IFPG*.

Una vez adquirida la señal *IFPG*, se procede a su tratamiento, la señal adquirida se puede ver en la Figura 6.13. Se puede observar claramente, que los primeros segundos de la señal deberán ser eliminados, ya que la señal adquirida contiene un ruido muy fuerte causado por el sensor de la cámara, que necesita un tiempo para estabilizarse. Además, cabe mencionar que la intensidad máxima que tendrá la señal adquirida será de 255, como ya se explicó es el intervalo máximo en el que oscila la intensidad de cada píxel. Adicionalmente, se puede observar que la forma o silueta de las tres señales adquiridas es muy parecida, lo que varía es el desplazamiento de la señal, conocido como offset. Esta señal muchas veces es tratada como una señal continua como se explicó en la subsección 5.3 pero realmente es una señal de muy baja frecuencia y de

tipo estocástico, ya que en este caso va a depender de tres parámetros que son los siguientes:

1.- La intensidad de la luz ambiental, en este caso, está claro que no es una iluminación artificial y menos controlada, por este motivo, las fluctuaciones de la iluminación repercutirán en la señal *FPG*.

2.- La fuerza con que el dedo sea colocado sobre la cámara, y los movimientos que se produzcan durante la medición.

3.- La pigmentación de la piel, la melanina es un cromóforo, que como se vio en la subsección 3.4.3 absorbe especialmente el espectro de las radiaciones UV y parte de la luz visible, con lo cual se ve disminuida la intensidad de la luz dispersada por la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*.

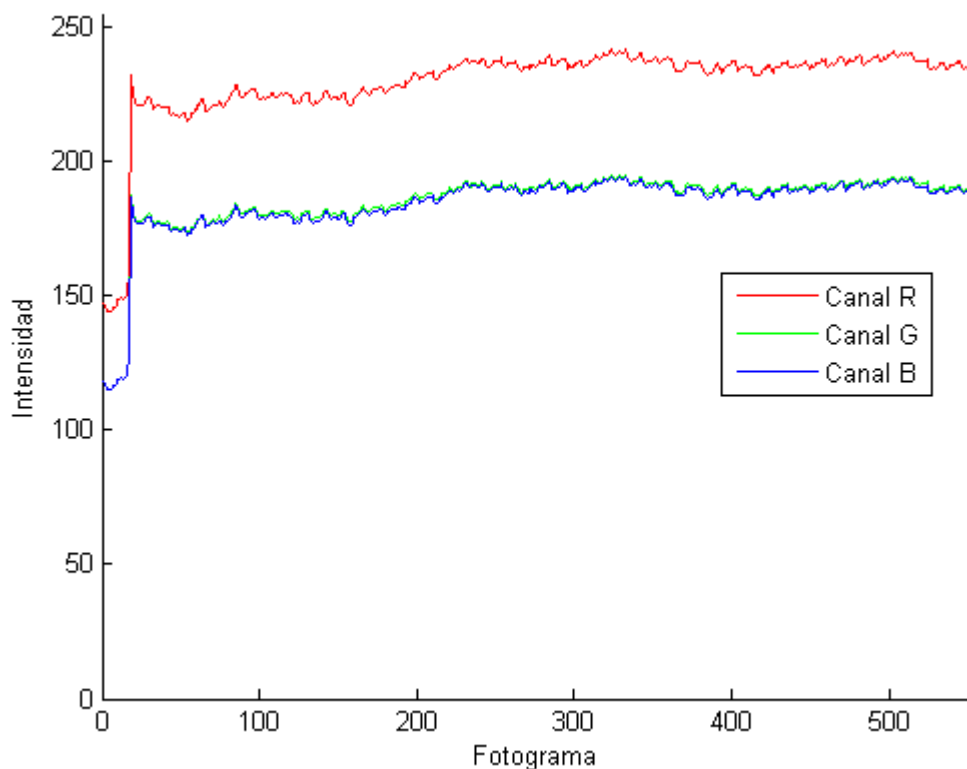


Figura 6.13 Señal *FPG* adquirida.

Estos tres parámetros o la combinación entre ellos se los conoce como artefactos y deben ser atenuados o filtrados y quedar fuera de la banda de interés. Además, existen más ruidos dentro de la señal capturada, que se forman a partir de la misma adquisición de la señal, parpadeos, reflejos en la iluminación, entre otros.

Para presentar un análisis de la señal *FPG* y su respectivo filtrado se utiliza una ventana con 10 segundos de la señal original, esto se puede ver en la Figura 6.14.

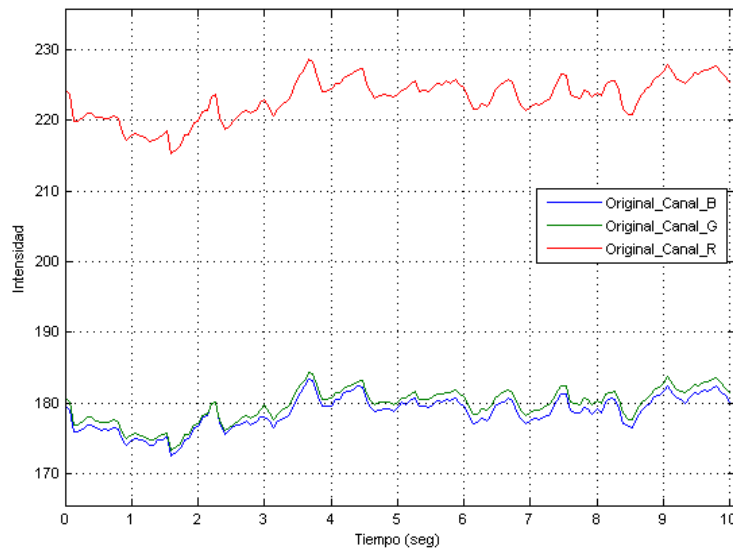


Figura 6.14 Ventana de 10 segundos de la señal *FPG*.

Se puede observar un offset muy elevado, si se analiza el espectro se ve que domina una frecuencia muy baja (Figura 6.15). Por lo mismo, se elimina el offset de la señal *FPG* como una señal de continua. Se utiliza las ecuaciones (21), (22) y (23) con lo que las señales fotopletismográficas quedan como se puede observar en la Figura 6.16.

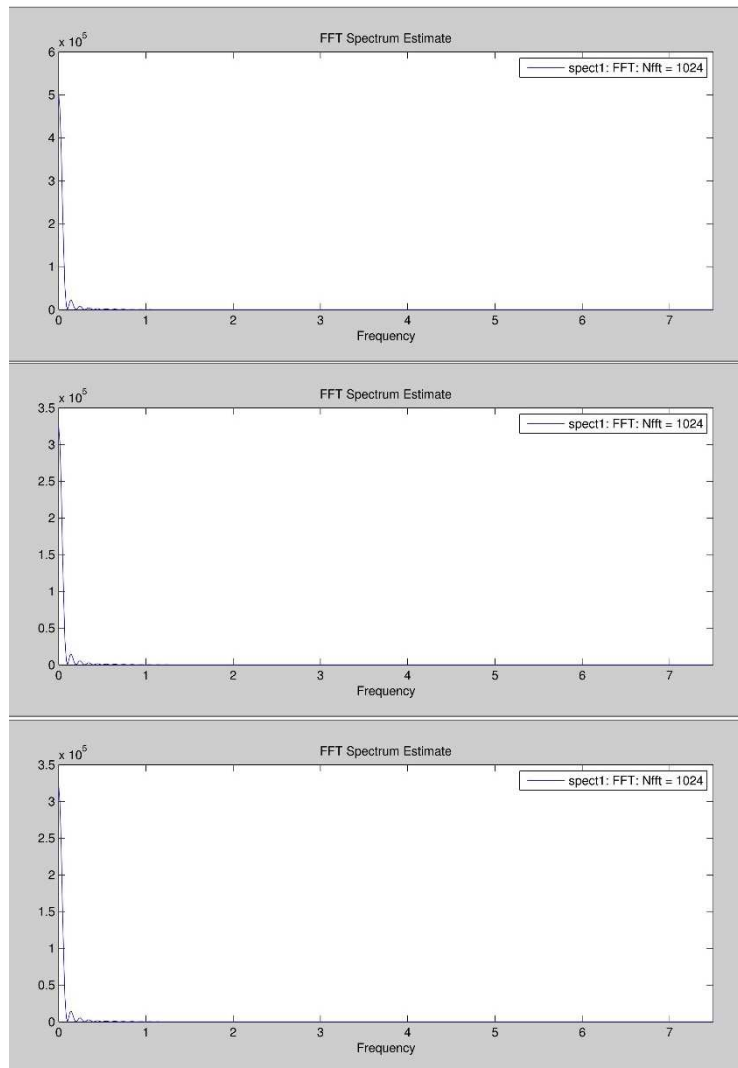
$$PromedioR_{(i)} = \min_{PromedioR} - (\max_{PromedioR} - \min_{PromedioR}) \quad (21)$$

$$PromedioG_{(i)} = \min_{PromedioG} - (\max_{PromedioG} - \min_{PromedioG}) \quad (22)$$

$$PromedioB_{(i)} = \min_{PromedioB} - (\max_{PromedioB} - \min_{PromedioB}) \quad (23)$$

Encontrando el espectro de la nueva señal adquirida (Figura 6.17), se puede observar la señal de la *FC* (1.31 Hz o 78.6 ppm aproximadamente en los tres canales) y

la *FR* (0.185 Hz o 11 ppm aproximadamente en los tres canales) que está presente en la *FC* mediante la arritmia sinusal<sup>13</sup>.



**Figura 6.15** Espectro de señal *FPG*. Figuras colocadas en correspondencia RGB.

<sup>13</sup> La Arritmia Sinusal produce un aumento de la *FC* durante la inspiración respiratoria y una disminución de la misma con la expiración respiratoria

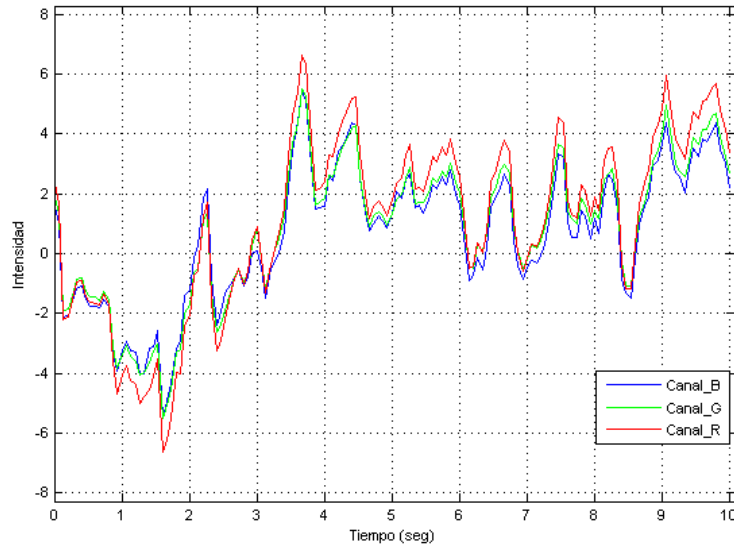
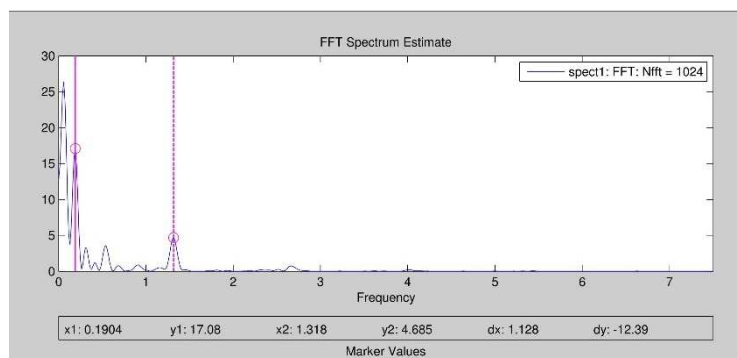
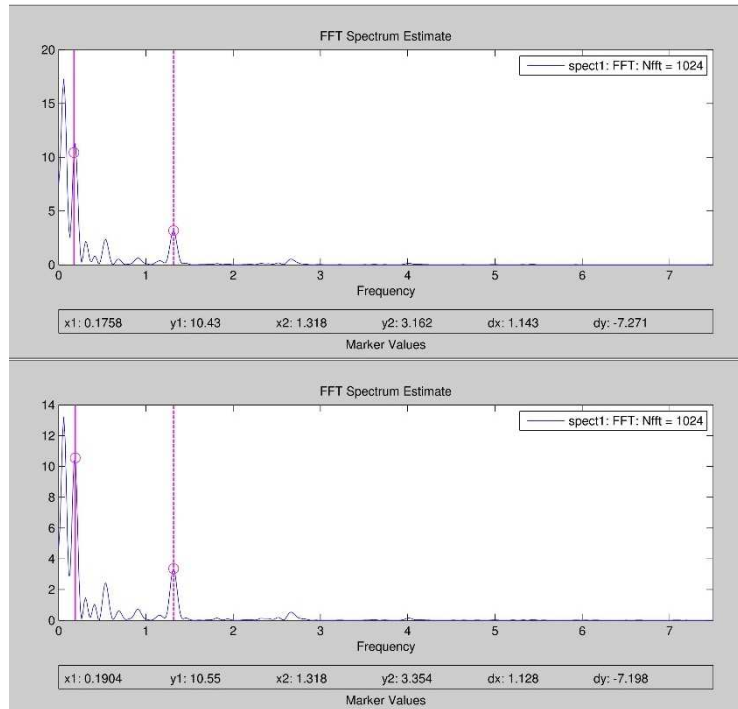


Figura 6.16 Señal *FPG* restado el offset como señal de continua.

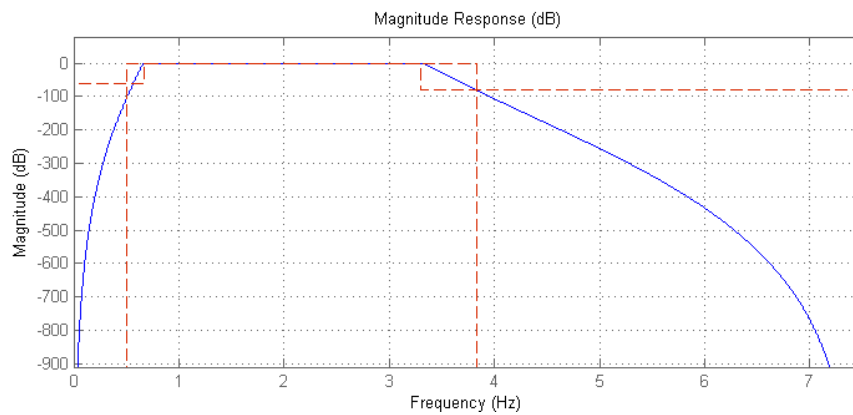
Después, mediante un filtro pasa banda Butterworth generado mediante la herramienta *SPTOOL* de Matlab; se calcula automáticamente el número de coeficientes necesario para las frecuencias de corte, que permitan obtener la señal cardíaca. Se genera el filtro y como ya se especificó en la Tabla 4, los intervalos normales para la *FC* para todo el intervalo de edades posibles se encuentran entre un mínimo de 60 ppm hasta un máximo de 170 ppm. Tomando unos valores de seguridad por arritmias que se pudieran presentar se toma una banda de interés de 40 ppm a 220 ppm (correspondientes a 0.67 Hz a 3.67 Hz). Se puede observar en la Figura 6.18 la respuesta de magnitud del filtro diseñado.







**Figura 6.17** Espectro de señal *FPG* restado el offset como señal de continua. Figuras colocadas en orden de correspondencia a los canales RGB.



**Figura 6.18** Respuesta de magnitud del filtro pasa banda Butterworth.

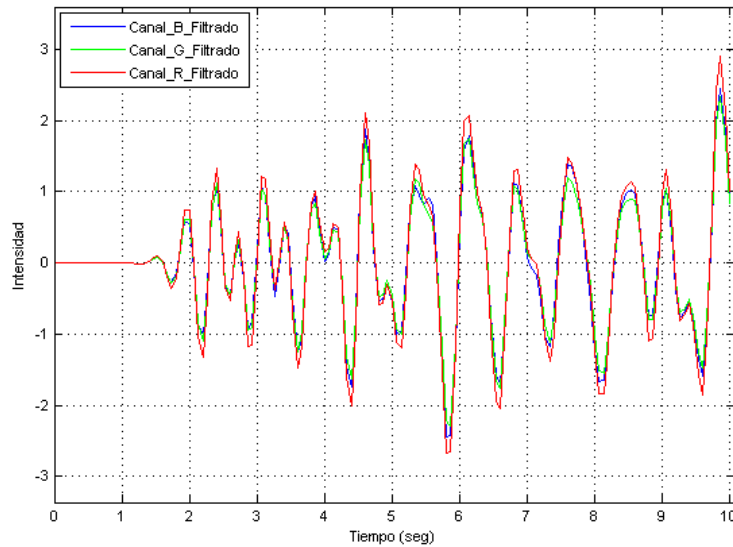
Con los dos pasos previos, ya se puede obtener las señales filtradas (Figura 6.19) y sus espectros correspondientes a los tres canales de color (Figura 6.20). Se puede observar una gran concordancia entre las tres señales obtenidas y se puede calcular la intensidad de la señal pulsátil, dentro de la señal *FPG* obtenida de las ecuaciones (24), (25) y (26).

$$I_{SPR} = \frac{Valor_{PicoPicoR} \times 100}{Valor_{MedioR}} \quad I_{SPR} = \frac{5.5 \times 100}{223.1} = 2.5 \% \quad (24)$$

$$I_{SPG} = \frac{Valor_{PicoPicoG} \times 100}{Valor_{MedioG}} \quad I_{SPG} = \frac{4.6 \times 100}{179.7} = 2.6 \% \quad (25)$$

$$I_{SPB} = \frac{Valor_{PicoPicoB} \times 100}{Valor_{MedioB}} \quad I_{SPB} = \frac{4.9 \times 100}{178.7} = 2.7 \% \quad (26)$$

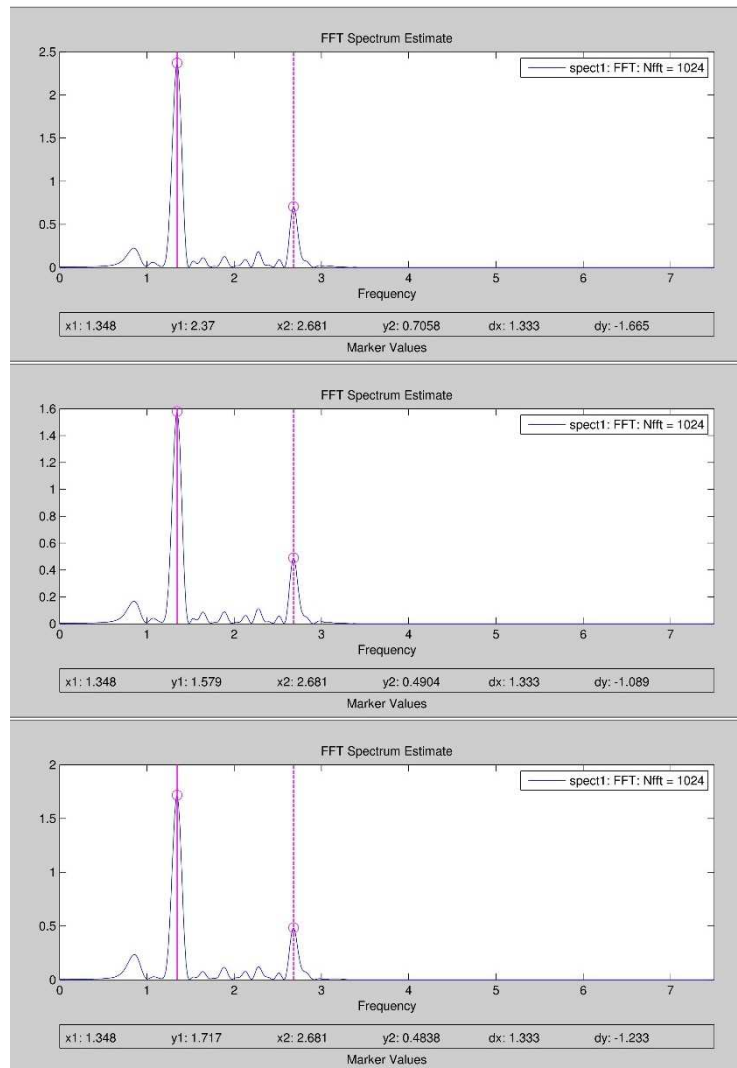
Como se ve, la intensidad de señal pulsátil es más del 2 % de la señal *FPG*, cuando el dedo está pegado a la cámara e iluminado únicamente con iluminación natural. Lo cual, demuestra que la sensibilidad de los sensores *CMOS* es muy similar al fotodiodo de un oxímetro de dedo.



**Figura 6.19 Señal *FPG* filtrada.**

Finalmente, se puede observar dentro del espectro obtenido una coincidencia en todos los canales de la *FC* y un armónico de la misma. Estos resultados son buenos debido a que la iluminación natural tiene un espectro luminoso muy abundante en todas las longitudes de onda visibles. Por consiguiente, todos los canales del sensor de la cámara son excitados de manera adecuada y mayoritariamente por la luz que ha sido dispersada a través del dedo; más adelante se detallara cómo esto cambia en gran

medida, cuando se realice las mediciones a distancia y se tenga influencia no solo de la luz reflejada por la piel, sino de más fuentes externas.



**Figura 6.20** Espectro de la señal *FPG* filtrada.

Los pasos de todo el proceso detallado en esta subsección se resumen esquemáticamente en la Figura 6.21.

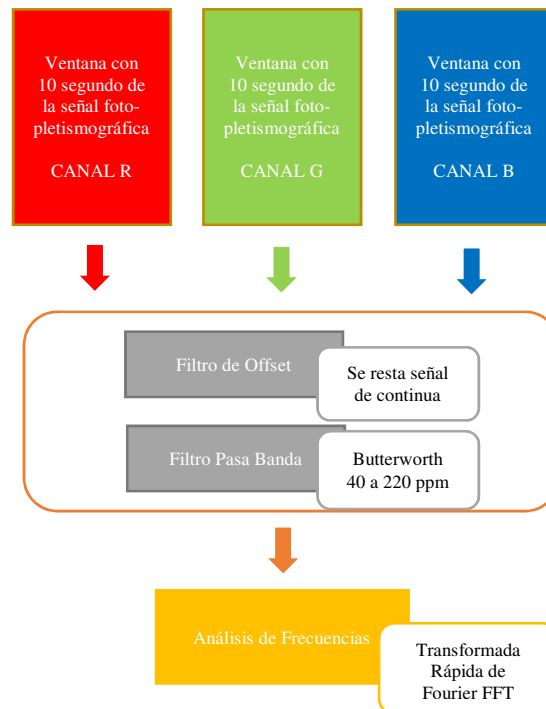


Figura 6.21 Secuencia de análisis de la señal FPG.

### 6.3.2.- Cálculo continuo de la señal FPG.

Para realizar un análisis en el dominio de la frecuencia de la señal del dominio de tiempo se utilizó la Transformada de Discreta de Fourier (*DFT*). Ahora como se desea un consumo computacional muy bajo, se implementa el algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier (*FFT*). Pero no se puede dar una estimación continua analizando únicamente una ventana de tiempo, como se detalló en la subsección anterior. Por lo mismo, la ventana será deslizante en el tiempo, con lo que se va a obtener una estimación continua de la *FC*, la *FFT*, la detección del pico de frecuencia. Esta ventana se realizará mediante una pila de tipo *FIFO*<sup>14</sup>. Esta ventana deslizante tendrá una dimensión de 6 segundos de la señal. Esta dimensión de tiempo es seleccionada por ser un tiempo suficiente para contener al menos cuatro pulso cardíacos dentro de la señal pletismográfica. Además, no es un tiempo excesivo de espera para la primera lectura, no se debe olvidar que se debe llenar la pila para obtener el primer cálculo de la *FC*. En

<sup>14</sup> *FIFO* (first in, first out) es una estructura de almacenamiento de datos, donde el primer dato en entrar es el primero en salir.

todo caso, se podría tomar un tiempo mayor para la ventana deslizante, lo que mejoraría la resolución del análisis de la frecuencia por tener más datos. Pero justamente, el punto anterior es un inconveniente, ya que el tiempo de espera para la primera medición aumentaría. Asimismo, se perdería precisión en la medición, pues se podría tener distintos pulsos cardíacos dentro de la misma ventana con una distinta  $FC$ , con lo que no se estimaría correctamente la  $FC$  instantánea. El proceso de medición continua de la  $FC$ , se realiza en las tres señales fotopletismográficas correspondientes a los tres canales de color de la cámara. Toda Esta secuencia se puede observar en la Figura 6.22.

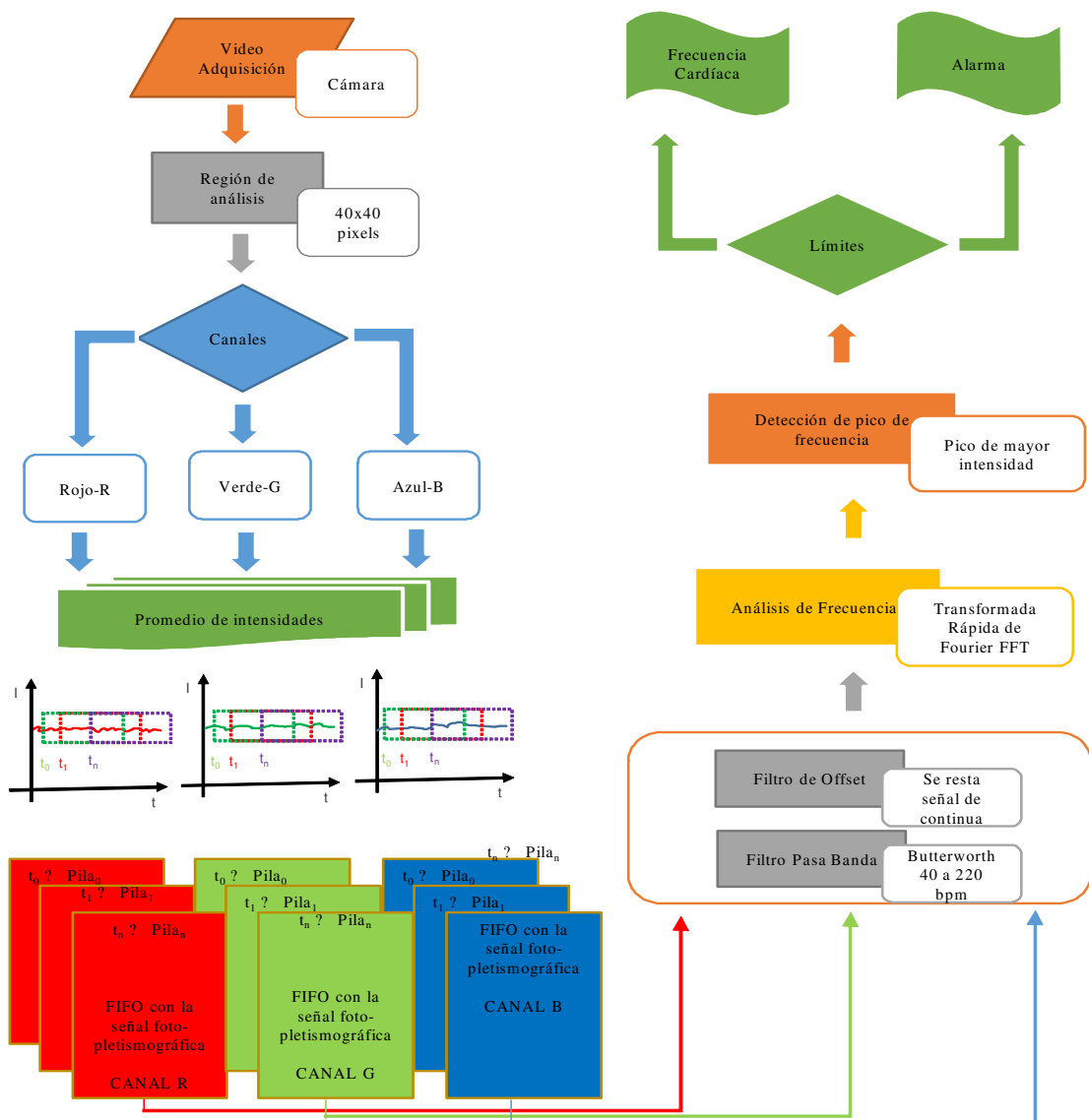
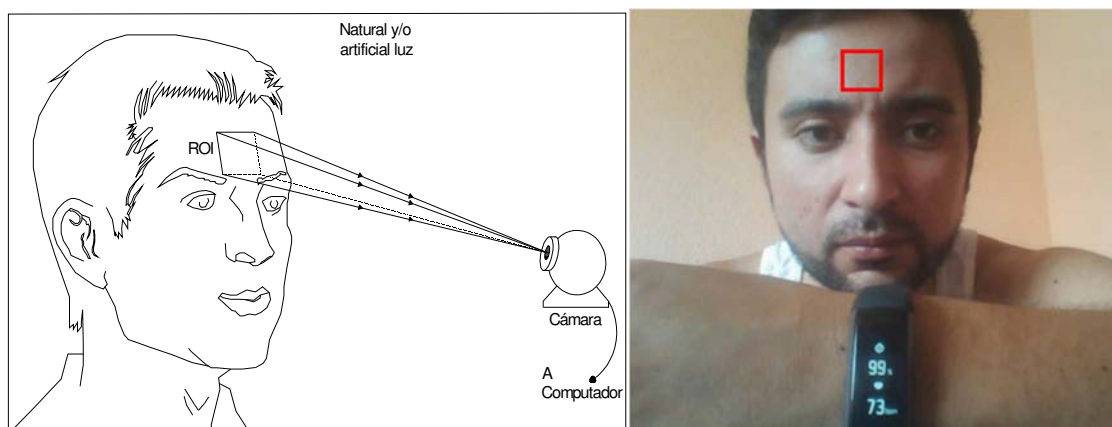


Figura 6.22 Secuencia de cálculo continuo para la  $FC$ .

#### 6.4.- Medición sin contacto.

Una vez adquiridas una secuencia de imágenes de una región de piel de una persona sin contacto alguno, se observa las variaciones temporales de color dentro de una región de interés. Dentro de esta, ya no se cuenta con una tonalidad roja como se obtiene al colocar el dedo sobre la cámara. Ahora, dependiendo del color y la tonalidad de la piel de la persona, se puede tener una región con colores como los detallados en la Tabla 2, como blanco, moreno o negra y como se detalla en la subsección 3.4.4, por diversos factores la tonalidad de la piel de las personas puede variar entre pálido, rosado, cianótico o azulado, rubicundo o con tonalidades rojas, amarillento o ictericia y claro en mayor o menor grado, se notara estas tonalidades dependiendo de la coloración de la piel que como también se detalló en la Tabla 1 depende de aspectos raciales, por lo que una mayor agrupación y tamaño de melanosomas determinan la cantidad de melanina en la piel. El procedimiento para obtener la señal *FPG* sin contacto se puede observar en la Figura 6.23.



**Figura 6.23** Procedimiento para obtención de señal *FPG* sin contacto e imagen obtenida.

Ahora, la luz que incide en la piel de la persona está viajando a través de las capas internas de la piel antes de ser reflectada al sensor de la cámara. El proceso se ilustra en la Figura 6.24. Cuando una luz incide en la piel, parte de esta luz es absorbida y otra sufre reflexión especular o difusa. La luz que es absorbida, la luz con espectro de onda larga UV, el espectro visible y el infrarrojo cercano, se dispersan hacia adelante a

la dermis. Como se detalló en la Figura 3.11, la profundidad de absorción de la radiación está determinada por la longitud de onda. Fibras de colágeno muy densas, agua y vasos sanguíneos componen la dermis, las fibras de colágeno dispersan la luz fuertemente. La capa de la epidermis produce retrodispersión de una parte de la luz, la luz retrodispersada ha pasado a través de los vasos sanguíneos, por lo que la  $HbO_2$  y  $Hb$  han absorbido algunas longitudes del espectro de la onda de luz y la luz retrodispersada ha sido modulada por el flujo sanguíneo pulsante, para seguir siendo dispersada hacia adelante al estrato córneo. La luz resultante se trasmite y viaja a la cámara con la señal pletismográfica. La intensidad de la luz reflejada por la piel es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre la fuente de luz y la piel, así como entre la piel y la cámara.

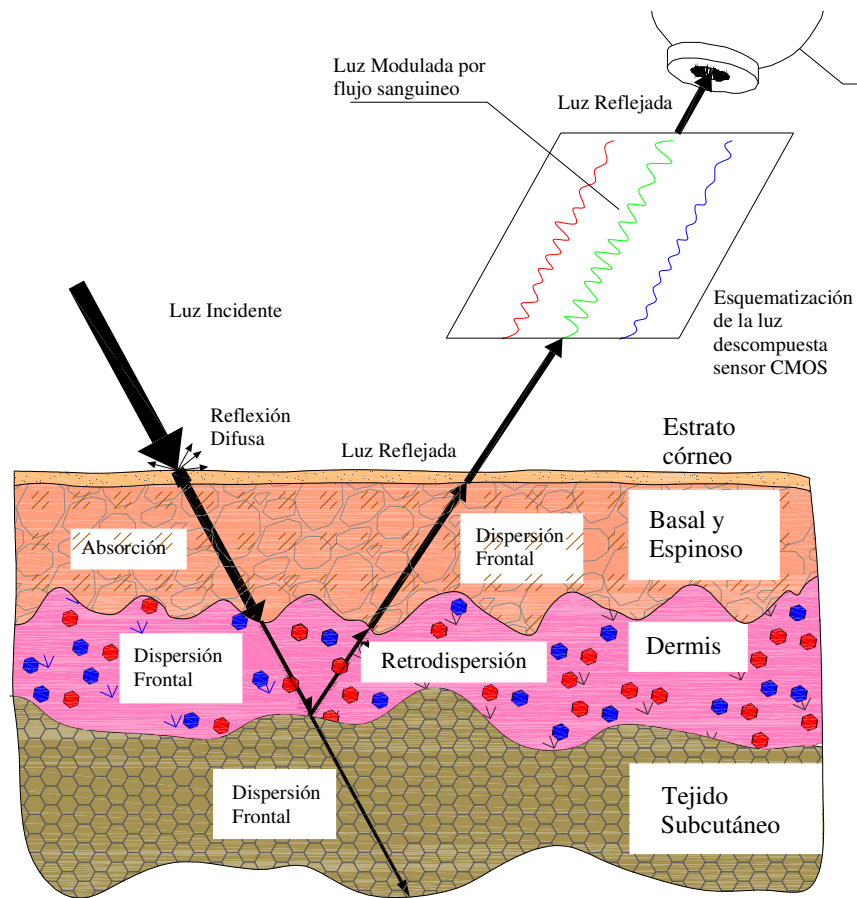
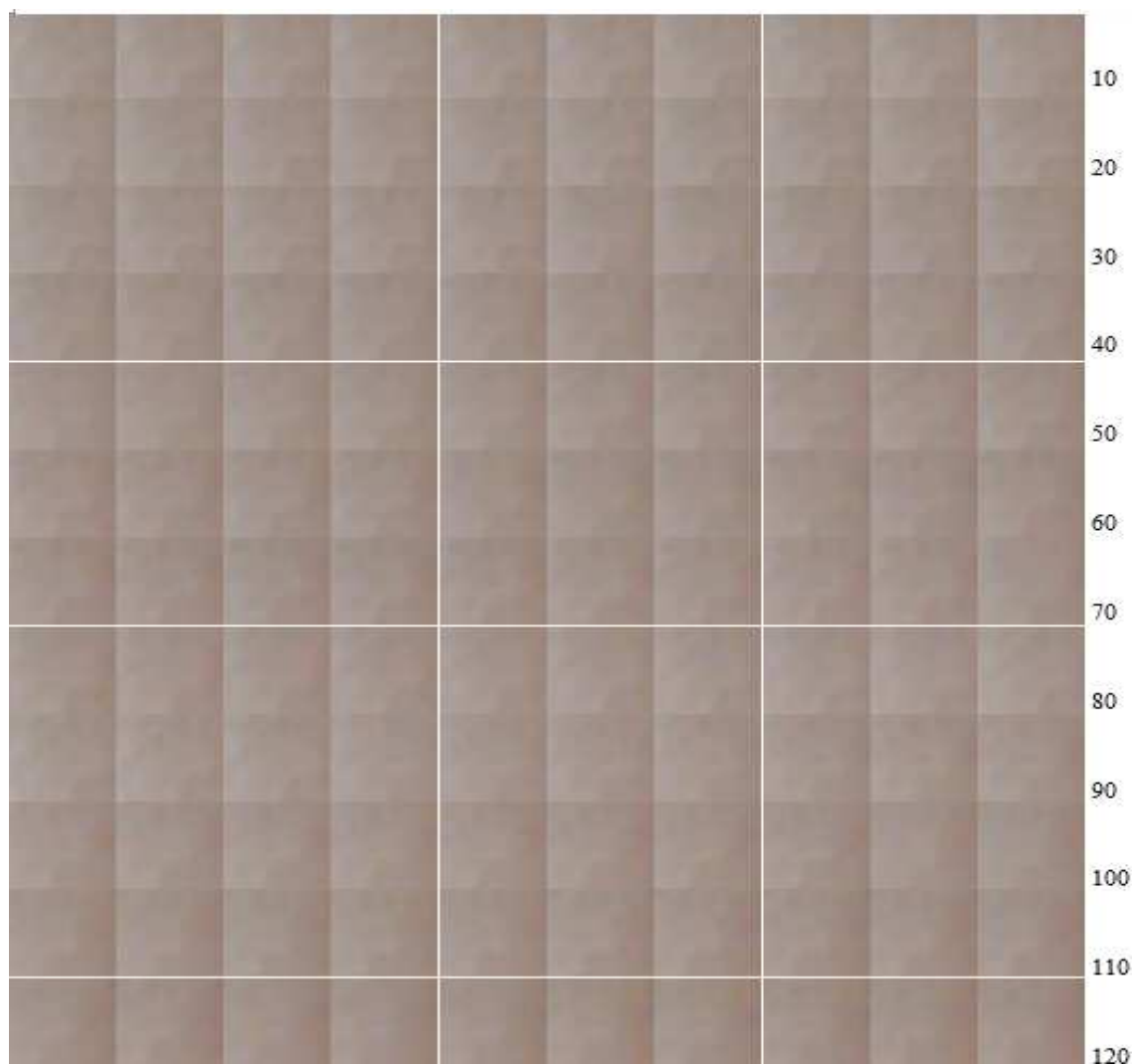


Figura 6.24 Interacción de la piel con una luz incidente.

Se grabó una secuencia de video de 40 segundos a una frecuencia de muestreo de 30 fotogramas por segundo fps. Se coloca una secuencia de fotogramas del video capturado en la Figura 6.25. Se puede analizar en la figura, la secuencia de imágenes de la región de interés de una persona, la cual presenta cierta homogeneidad sin variaciones aparentes de color. Si se presta mucha atención se puede notar que aproximadamente cada 16 fotogramas aproximadamente empieza a existir un cambio en la tonalidad de los fotogramas, lo cual es coincidente con la *FC* de la persona que era de aproximadamente 70 ppm.



**Figura 6.25** Secuencia de imágenes obtenidas en la región de interés sobre la piel en la frente de una persona. Corresponden a una frecuencia de 15 fps, ya que solo se presentan los fotogramas impares de la secuencia.



A continuación, los píxeles se combinan en un valor de brillo medio único, mediante las ecuaciones (18), (19) y (20). Los pasos de este proceso se resumen esquemáticamente en la Figura 6.12, pues se replica el método por contacto. Como se explicó en la subsección anterior la sensibilidad del ojo humano no es lo suficientemente sensible como para captar las variaciones producidas por el flujo sanguíneo en la capilaridad de la piel humana. Esto es normal, ya que como se calculó en la subsección anterior la señal *FPG* obtenida con contacto, es solo el 2 % de la señal total adquirida por el sensor de la cámara. Por lo mismo, la parte pulsante de la señal *FPG* obtenida sin contacto será mucho menor.

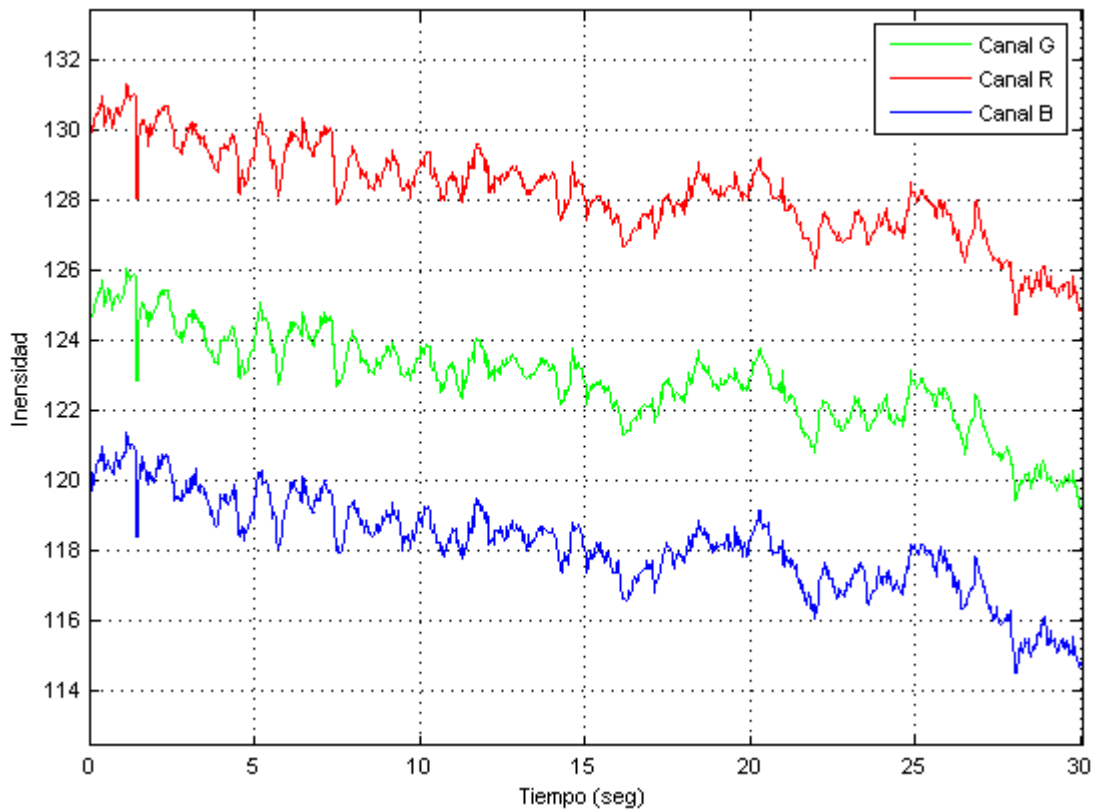
#### **6.4.1.- Análisis de la señal *FPG*.**

Una vez adquirida la señal *FPG* sin contacto, se procede a su tratamiento, la señal adquirida se puede ver en la Figura 6.26. Al utilizar la misma cámara se puede observar claramente que la forma o silueta de las tres señales adquiridas es muy parecida, lo que varía es el offset. Como se explicó en la subsección anterior es una señal de muy baja frecuencia y de tipo estocástica. El offset en este caso va a depender de los siguientes tres parámetros:

1.- La intensidad y el espectro de la luz con la que esta iluminada la piel. En este caso se trabaja con luz ambiental, por lo cual las fluctuaciones de la iluminación repercutirán en la señal *FPG*. Dentro de este parámetro, se añaden las posibles sombras que pueden producirse.

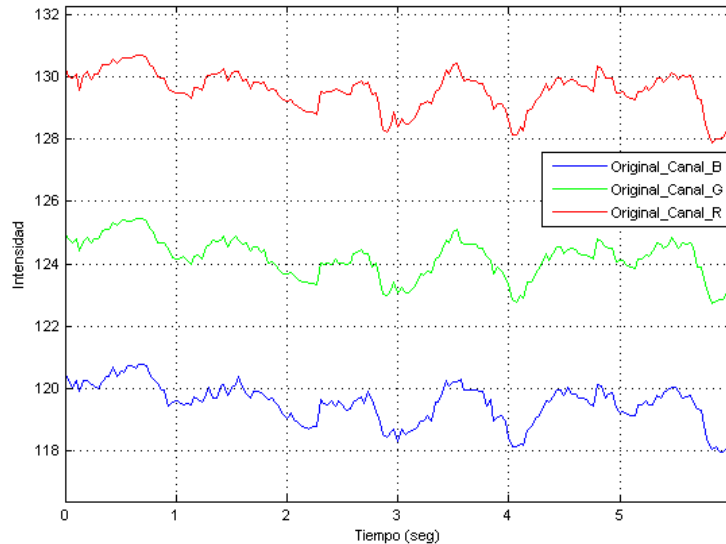
2.- La distancia entre la cámara y la región de piel analizada (tanto los movimientos de rotación y traslación de la cabeza del sujeto, si se analiza la zona de la frente de misma por ejemplo), la ley del cuadrado inverso de la distancia, afirma que según la distancia variara la intensidad de la luz reflejada por la piel. Además, dentro de este parámetro se añade el cambio de la región de análisis, pues aunque se cuente con un sistema de seguimiento de la región de análisis muchas veces no se puede analizar la misma área, por el ángulo de visión de la cámara.

3.- Y nuevamente, la pigmentación de la piel que dependiendo de su concentración absorbe gran parte del espectro de la luz que ha viajado a través de las capas de la piel, con lo cual se ve disminuida la intensidad de la luz dispersada por la  $Hb$  y  $HbO_2$ .



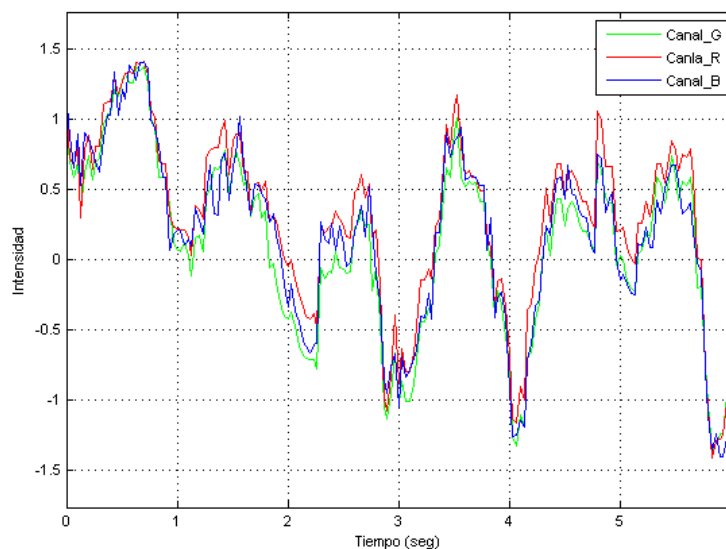
**Figura 6.26 Señal FPG sin contacto adquirida.**

Para presentar un análisis de la señal *FPG* y su respectivo filtrado se utiliza una ventana con 6 segundos de la señal original, esto se puede ver en la Figura 6.27.



**Figura 6.27** Ventana de 6 segundos de la señal *FPG* sin contacto.

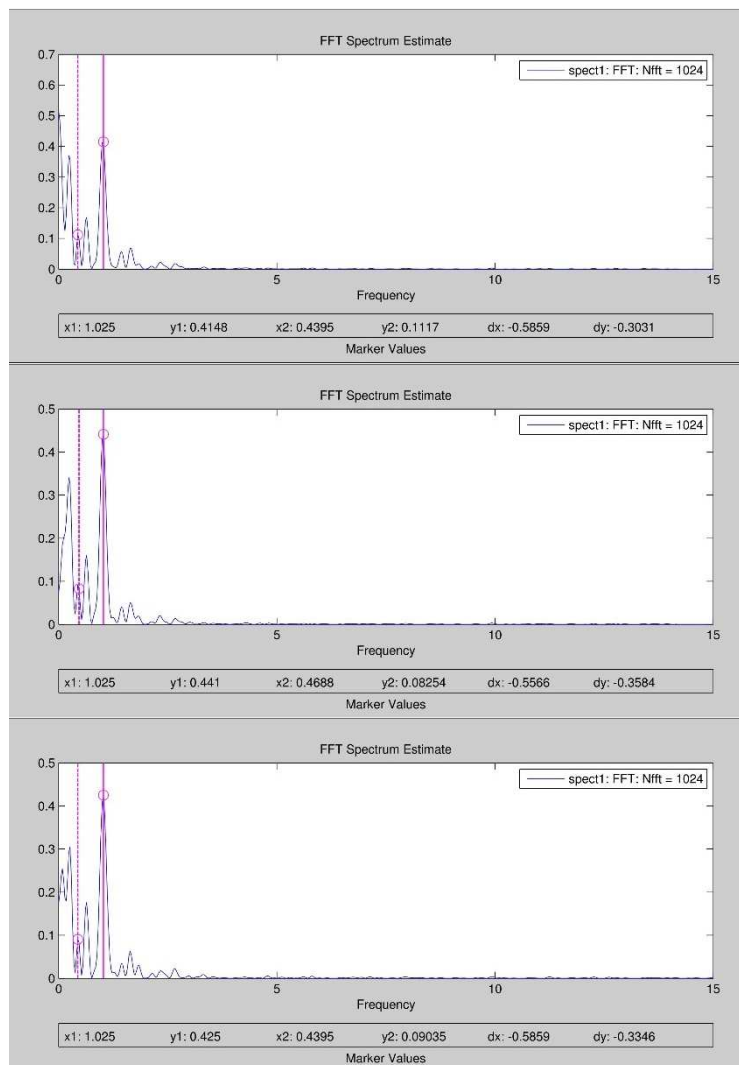
Se observa un offset elevado, si se analizara el espectro de la señal se observaría que dominaría una baja frecuencia. Por lo mismo, se elimina el offset de la señal *FPG* como una señal de continua mediante las ecuaciones (21), (22) y (23), con lo que las señales fotoplestismográficas quedan como se puede observar en la Figura 6.28.



**Figura 6.28** Señal *FPG* restado el offset como señal de continua.

Encontrando el espectro de la nueva señal adquirida (Figura 6.29) se puede observar que aún existe una componente de frecuencias bajas, la señal de la *FC* (1.03 Hz

o 61 ppm) y la  $FR$  (0.45 Hz o 26.9 ppm). Estas medidas no coinciden exactamente con las medidas del pulsómetro de contacto, pues la  $FC$  en ese instante era de 66 ppm. Aunque no existe un error elevado (el mismo es menor a 5 ppm), que se encuentra dentro de los límites normales de error en un dispositivo de medición cardíaca.



**Figura 6.29** Espectro de la señal  $FPG$  obtenida sin contacto restada el offset como señal de continua. Figuras colocadas en orden de correspondencia a los canales RGB.

Ya que este error pudiera ser debido a que la precisión del pulsómetro de contacto tiene un error de  $\pm 3$  ppm. Además, el pico de frecuencia debe ser suavizado, no se debe olvidar que se está trabajando con una frecuencia de muestreo relativamente baja por lo que la resolución de la  $FFT$  no va a ser elevada. En las secciones siguientes se abordará

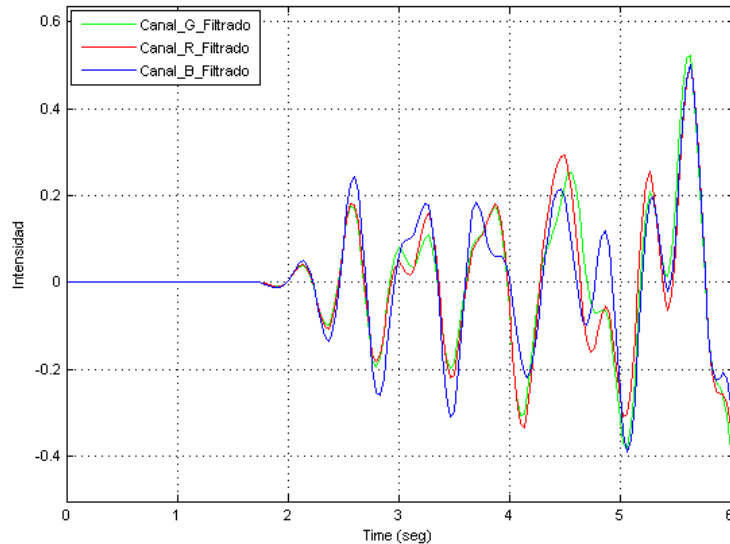
este problema y se presentará una solución, en la cual se buscará suavizar los datos *FFT* mediante el relleno con ceros de la señal, que es una técnica comúnmente utilizada y que se denomina padding, ya que para las gráficas actuales se está utilizando un padding bajo y tampoco se está tratando la señal para evitar fugas.

Después, siguiendo los pasos de la subsección anterior se aplica un filtro pasa banda Butterworth generado mediante la herramienta *SPTOOL* de Matlab. Los valores son de 40 ppm a 220 ppm (correspondientes a 0.67 Hz a 3.67 Hz) y se puede observar en la Figura 6.18, la respuesta de magnitud del filtro diseñado.

Con los pasos previos se obtienen las señales filtradas que se observan en la Figura 6.30 y sus espectros correspondientes a los tres canales de color que se observan en la Figura 6.31. Se puede observar una gran concordancia entre las tres señales obtenidas y se puede calcular la intensidad de la señal pulsátil, dentro de la señal *FPG* obtenida, con las ecuaciones (24), (25) y (26) como se realizó con el método con contacto.

$$I_{SPR} = \frac{0.84 \times 100}{129.58} = 0.65 \%, \quad I_{SPG} = \frac{0.91 \times 100}{124.21} = 0.73 \% \text{ y } I_{SPB} = \frac{0.89 \times 100}{129.58} = 0.69 \%$$

Como se ve la intensidad de señal pulsátil es menor 0.75 % cuando la señal *FPG* es capturada sin contacto, bajo una iluminación natural y a una distancia de 40 cm aproximadamente. Claramente, es mucho menor al 2 % de la señal *FPG* cuando el dedo está pegado a la cámara e iluminado únicamente con luz natural, lo cual demuestra que la señal pulsante *FPG* obtenida sin contacto es muy pequeña, lo que acarrea a grandes problemas con los artefactos, pues pequeños movimientos o variaciones de luz producirán grandes cambios en la señal pletismográfica, que si no se filtran adecuadamente pueden conducir a estimaciones incorrectas de la *FC*.



**Figura 6.30 Señal FPG filtrada.**

Finalmente, se puede observar dentro del espectro obtenido que existe una coincidencia en la *FC* en todos los canales de la cámara, pero dentro de los canales R y B existen picos correspondientes a artefactos o fugas que muy fácilmente pueden confundirse con la *FC*. En el caso de ser resultado de fugas puede ser resultado de que los extremos de la señal puedan ser discontinuos. Estas discontinuidades muestran en la *FFT* como componentes de frecuencia artificiales, que no están presentes en la señal original. Por lo tanto, no es el espectro real de la señal original, sino una versión distorsionada. Pues como se puede apreciar en la Figura 6.30, las señales son muy parecidas. Este efecto, será analizado en las secciones siguientes, minimizando los efectos de fugas en la *FFT*, al usar una técnica llamada funciones de ventana.

Al igual que con el método con contacto, estos resultados se dan ya que la iluminación natural es muy rica en su espectro luminoso, con lo cual todos los sensores *CMOS* son excitados de manera adecuada y mayoritariamente por la luz que ha sido reflectada de la piel de la persona. Para concluir la subsección vale la pena aclarar, que en muchos estudios afirman que el canal G de la cámara obtiene la señal pulsante *FPG* más fuerte (0.73 %), lo cual es correcto. Pero esto no se debe totalmente al espectro de luz que captura el canal G, sino a la configuración del sensor Bayer de la cámara. Por la

estructura de este filtro de color, la cámara obtiene y procesa el doble de información en este canal, con respecto a los canales R y B, lo cual resulta en mayor información capturada para el espectro correspondiente al color G.

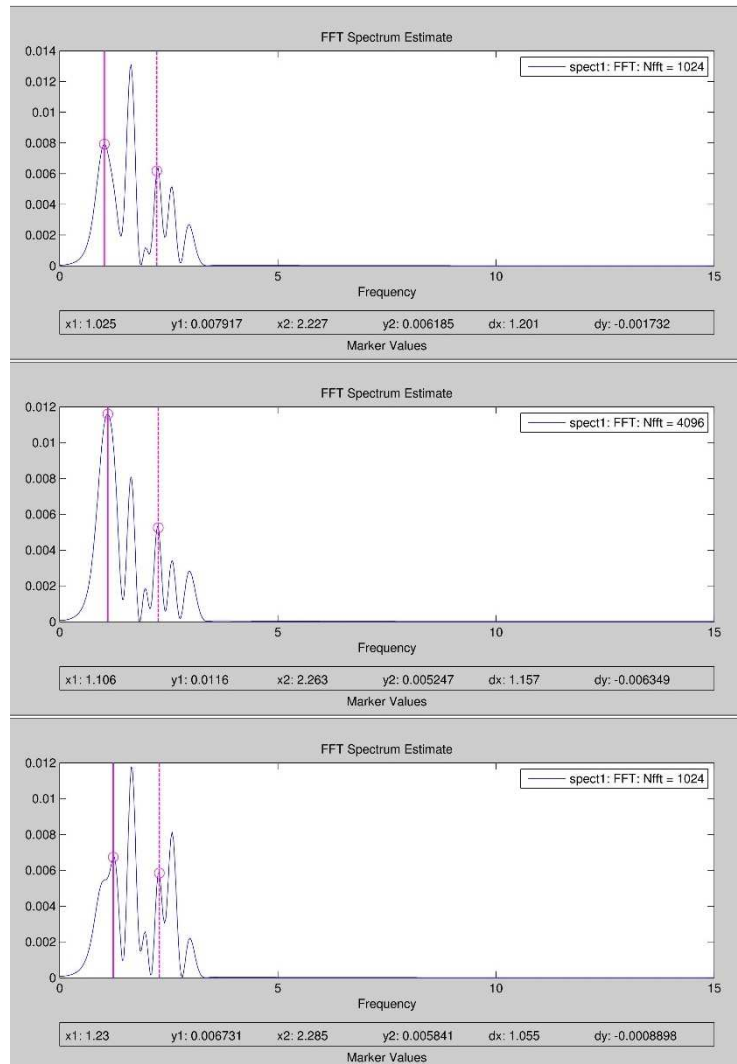


Figura 6.31 Espectro de la señal *FPG* filtrada.

#### 6.4.2.- Cálculo continuo de la señal *FPG*.

Para el análisis continuo de la señal *FPG* sin contacto se realizará los mismos pasos que para el método de contacto. La diferencia residirá en que como se verá en secciones posteriores, será necesario añadir más pasos como el seguimiento automático de la región de interés, se añadirá etapas y se mejorará el filtrado de las señales de baja

frecuencias, entre otras medidas que se deberán tomar a cabo para mejorar la adquisición de la señal *FPG* y filtrar los artefactos que se puedan producir, pues como se ha demostrado la señal pulsante *FPG* obtenida sin contacto es una señal muy pequeña.

Como se detalla en este capítulo, la técnica de *IFPG* es una propuesta actual que busca un monitoreo alternativo sin contacto e imperceptible para una persona. Al funcionar únicamente detectando los cambios de color producidos por la sangre pulsátil en arterias, arteriolas y capilares sobre una *ROI* en la piel de una persona, únicamente mediante una cámara digital estándar, que no es un dispositivo que ha sido fabricado para mediciones médicas, por lo que aún presenta muchas deficiencias. Además, muchas otras reflexiones de otras fuentes luminosas son capturadas por el sensor de la cámara, con lo cual, nuevos artefactos se suman a los ya existentes en la técnica *FPG*. En función de todo esto, en el siguiente capítulo se presentan mejoras realizadas en la técnica de *IFPG*, para mejorar las mediciones de la *FC* y *FR*.



# ***FC por IFPG en línea*** **(Mejora e implementación).**

Capítulo 7.

*“La única persona que esta  
educada es la que ha  
aprendido cómo aprender y  
cambiar.”*

Carl Rogers.

## 7. FC POR IFPG EN LÍNEA (MEJORA E IMPLEMENTACIÓN).

### 7.1.- Análisis de causas de imprecisión.

La estimación de la FC mediante la técnica de IFPG puede verse afectada, ya que la señal obtenida puede contener ruido o artefactos, debido por un lado a que las cámaras digitales no han sido fabricadas como aparatos de medida y por otro lado otros factores que a continuación se van a detallar.

#### 7.1.1.- Cámara.

Como se detalló en la subsección 6.2.1, se comparó la sensibilidad espectral para el sensor del tipo CCD y CMOS, con las curvas de absorción espectral de la  $HbO_2$  y  $Hb$ . Se encontró una mayor coincidencia con la zona de variación entre  $Hb$  y  $HbO_2$  y la sensibilidad del sensor CMOS (dentro del espectro visible de la luz). En función de todo el análisis se seleccionó el sensor del tipo CMOS, pero sobre todo por ser un sensor muy económico e introducido en el mercado, casi la totalidad de las cámaras web, cuentan con un sensor CMOS. Ahora, se va a realizar un análisis más puntual con una cámara que tiene un sensor CMOS y se va a tratar de detallar posibles imprecisiones en la detección de signos vitales que puede producir este sensor. Se trabajó con una cámara web genérica, que utiliza el sensor CMOS OV9710 de alta definición HD, el tamaño del sensor es de 1/4" y proporciona una resolución WXGA (1280 x 800) con una frecuencia máxima de captura de 30 fotogramas por segundo. También permite un ajuste directo de la exposición, control de ganancia, equilibrio objetivo y más. El sensor óptico utiliza un filtro de color dispuesto en un patrón de Bayer (Omnivision 2008). El patrón matriz BG/GR que se dispone en un estilo de línea entrelazada (igual al filtro detallado en la Figura 6.3).

La gran mayoría de sensores de bajo costo, no cuentan con la información sobre la respuesta espectral. Este es el caso del sensor seleccionado, por eso para comprender

mejor la respuesta espectral se construyó un espectrómetro con una rejilla de dispersión. Se tomó una serie de imágenes de longitudes de onda de 375 nm a 750 nm aproximadamente del espectro visible. La luz utilizada fue la luz solar de medio día como entrada para el espectrómetro. La señal de la luz dispersada era transmitida a la cámara mediante un colimador, que permitía calibrar su posición y distancia con respecto a la cámara. Así se obtenía una imagen horizontal con todo el espectro visible, que ocupaba en su totalidad las columnas y algunas filas de la resolución de la cámara. Según el nivel de intensidad promediado de cada columna entre las filas excitadas por el espectro, se calculó el promedio de intensidad. Como la intensidad de las cámaras varía con una profundidad de 256 bits o sea  $2^8$ , se realizó una normalización unitaria, con lo cual se obtuvo una buena aproximación a la respuesta espectral de la cámara que se puede observar en la Figura 7.1.

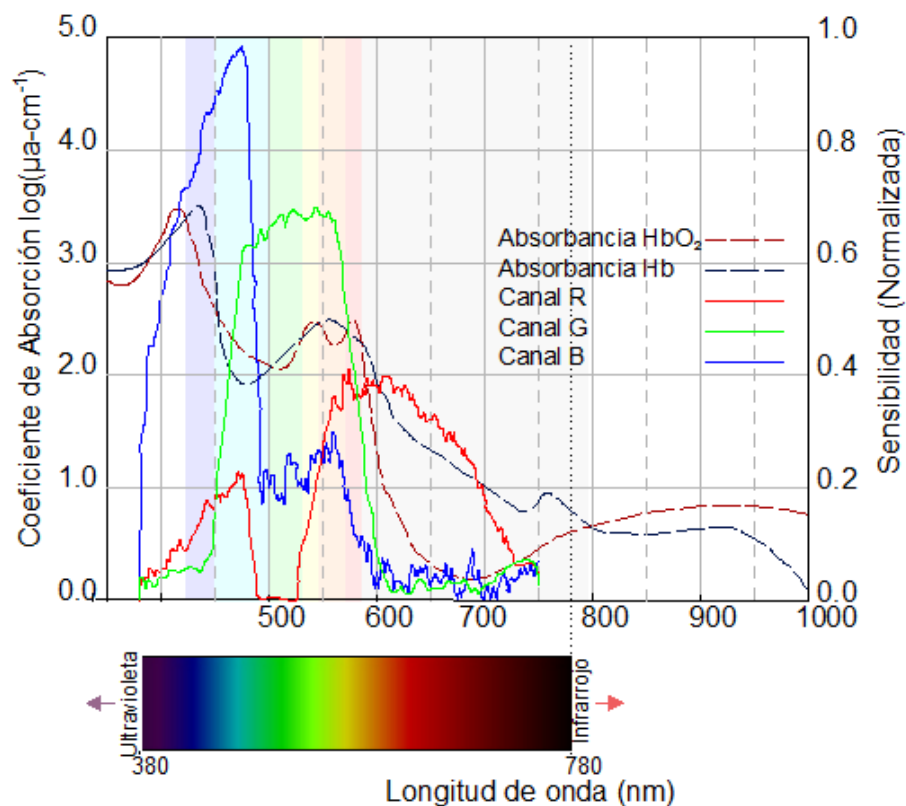


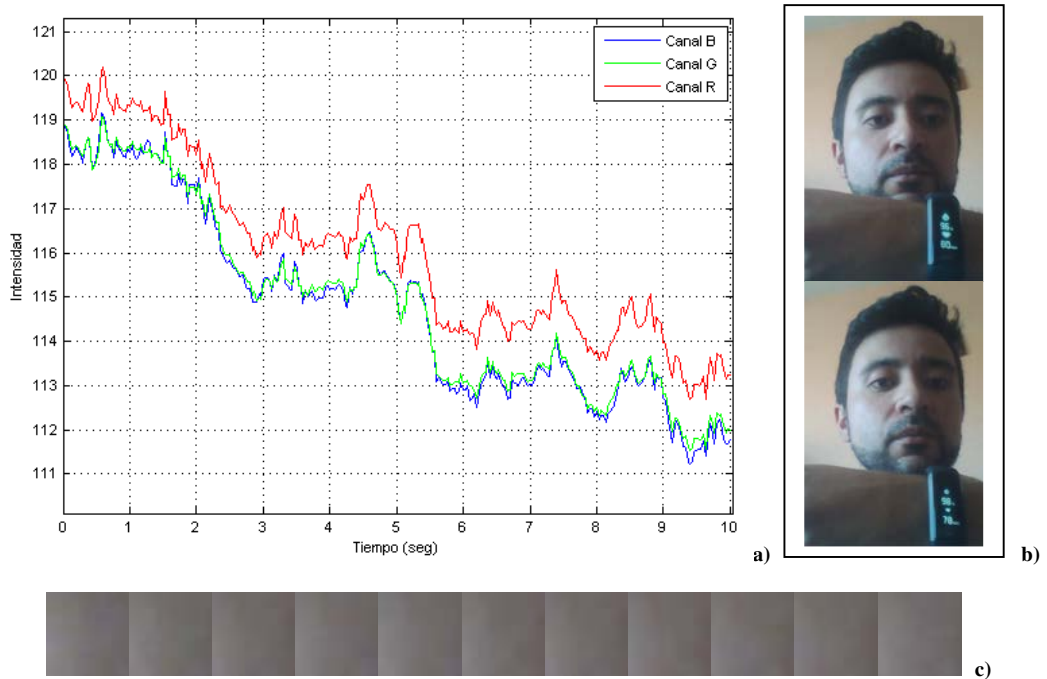
Figura 7.1 Respuesta espectral cámara OV9710 vs. absorbancia *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*.

Se observa que los tres canales de la cámara abarcan regiones del espectro donde varia la absorbancia de la  $Hb$  y  $HbO_2$  (frangas sombreadas con colores desvanecidos), pues las curvas de absorbancia de estos dos elementos en estas frangas se intersectan y se invierte su absorción. Por lo mismo, se observa la coincidencia de seis frangas en la figura, pero esto no se puede tomar como algo positivo, ya que las primeras dos frangas son coincidentes con la absorción más elevada de la melanina, como se puede observar en la Figura 3.14, a partir de los 500 nm empieza su punto de inflexión y menor absorción. Por esta razón es que el canal B, presenta la adquisición más pobre de la señal pulsátil *FPG* y esta señal se empobrece aún más dependiendo del color de piel de la persona. En cuanto a las tres siguientes frangas, tienen una coincidencia con el canal G, esta es otra razón más por la cual el canal G es más sensible a la señal pulsátil *FPG*. Y finalmente, el canal R es coincidente con dos de las frangas anteriores y con la última franja, lo cual debería contribuir a una adquisición de la señal *FPG* pulsátil fuerte, pero como se observa la última franja tiene niveles de absorción menor para la  $Hb$  y  $HbO_2$ , por lo cual se dan los resultados de una señal *FPG* pulsátil débil también en el canal R.

### 7.1.2.- Interferencias ópticas.

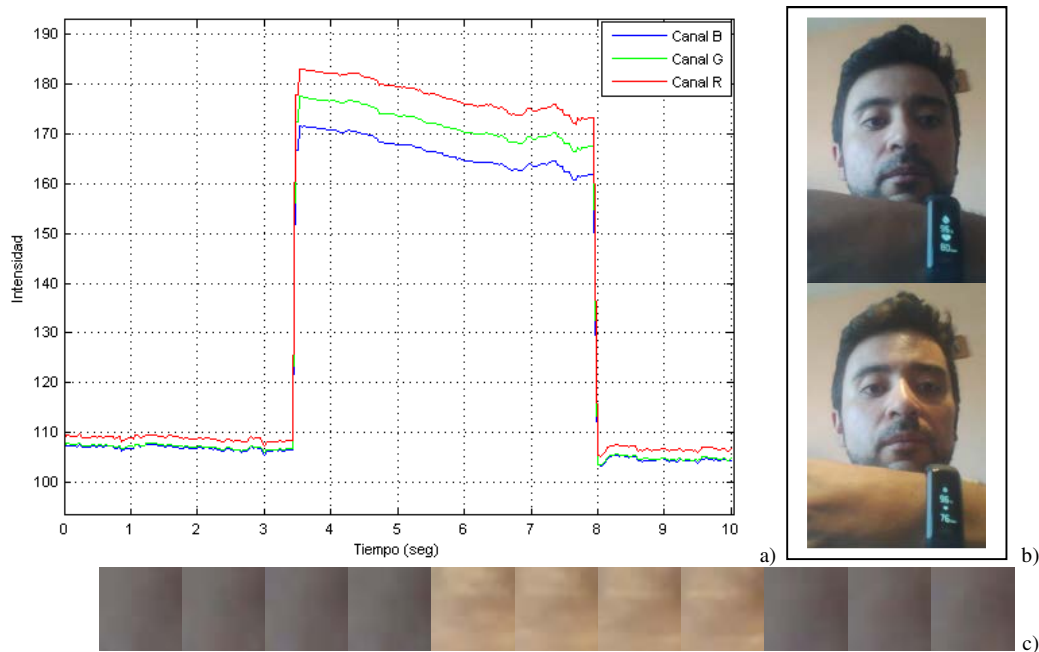
La luz ambiental, normalmente, puede llegar a comprometer la precisión de los pulsímetros de contacto, pues aunque solo debería llegar la luz del diodo emisor al fotodiodo, esto no ocurre muchas de las veces. Cuando, se realizan las mediciones sin contacto y al no trabajar con una fuente de luz dedicada, este problema realmente no debería afectar a nuestras mediciones. Pero la realidad es que variaciones pequeñas de la iluminación pueden producir imprecisiones en la estimación del ritmo cardíaco. La señal *FPG* adquirida puede variar rápidamente produciéndose artefactos en la señal, que muchas de las veces son muy difíciles de filtrar. No se debe olvidar que la señal *FPG* adquirida, es el resultado del promedio de las intensidades de los píxeles de la región de análisis. Unos ejemplos de artefactos por iluminación se pueden ver en la Figura 7.2 y Figura 7.3. En la primera figura se ve un decremento gradual de la intensidad de la señal *FPG*, aproximadamente desde 120 a 112 en el canal R y desde 119 a 111 en los canales G y B, en un tiempo de 10 segundos. La iluminación en el momento de la captura era

natural, y el paso de una nube produjo el cambio de iluminación, con lo cual se puede observar que tampoco es la mejor iluminación la natural, pues no es solo importante tener un espectro luminoso rico. En el caso de la segunda figura, en cambio se puede observar un aumento repentino en la señal *FPG*, con valores máximos y mínimos de intensidad desde 183 a 105 para el canal R y desde 172 a 103 para el canal G y B aproximadamente. Este cambio se produjo, ya que se encendió la lámpara incandescente de la habitación donde se estaba elaborando los videos, con lo que la región de análisis se ilumina con una luz complementaria a la natural.



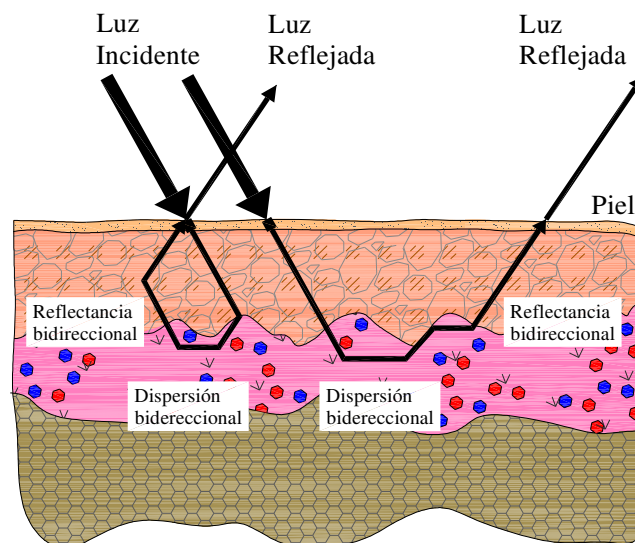
**Figura 7.2 (a) Señal *FPG* con artefacto de luz natural atenuándose, (b) primer y último fotograma del video y (c) *ROI* correspondiente a cada segundo del video.**

Como se puede observar, el filtrado de artefactos de iluminación tiene que ser capaz de filtrar tanto frecuencias muy bajas como frecuencias muy altas y con cambios de amplitud muy elevados.



**Figura 7.3** (a) Señal *FPG* con artefacto de luz complementaria, (b) primer y último fotograma del video y (c) *ROI* correspondiente a cada segundo del video.

Adicionalmente, existen artefactos producidos por reflexiones y dispersiones bidireccionales; así como reflexiones difusas, especulares o semiespeculares, cuyos haces de luz pueden llegar al sensor de la cámara, así como reflexiones provenientes de otras regiones de la piel como de otros objetos próximos a la persona (Figura 7.4). Por lo mismo, este punto se va a detallar en la siguiente subsección.



**Figura 7.4** Reflexión y dispersión bidireccional en la piel.

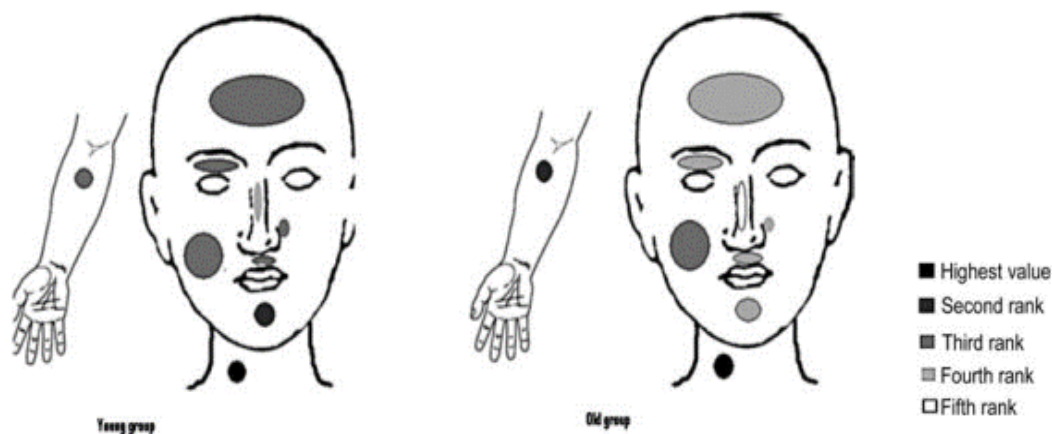
### **7.1.3.- Región de la piel analizada.**

La piel, es el mayor órgano que protege y cubre el cuerpo humano, está compuesta por capas de piel, lípidos superficiales de la piel, pelos, arrugas finas, etc. Su apariencia es el resultado del efecto combinado de los fenómenos ópticos inducidos por estas subestructuras. Las capas de piel que incluyen epidermis, dermis y subcutis, producen propiedades visuales que también son el efecto combinado de los eventos ópticos que tienen lugar en cada una de estas capas. Por esta razón es que se puede capturar la variación de flujo sanguíneo dentro de los capilares de la piel, con un método sin contacto.

Los lípidos superficiales de la piel, los pelos y las arrugas finas se encuentran en la superficie de la piel y contribuyen con interesantes efectos ópticos. El primer efecto óptico a analizar dentro de la apariencia de la piel se da cuando una persona está cansada, estresada o después de la sudoración; generalmente se vuelve más brillante. Este cambio de apariencia se debe principalmente a que las glándulas sebáceas tienen una sobreproducción de grasa. La grasa superficial de la piel se puede observar en la mayoría de las regiones del cuerpo, pero su volumen varía de una región a otra. Existen cerca de novecientas glándulas sebáceas por centímetro cuadrado en cara, pecho, cuello y espalda superior, comparado con 100 glándulas sebáceas por centímetro cuadrado en el resto del cuerpo (Hockenberry y Wilson 2013). Incluso dentro del mismo rostro existen regiones con mayor número de glándulas sebáceas. Se puede observar que el mentón y el cuello tienen mayores cantidades de grasas en la superficie de la piel en comparación con la mejilla de la mayoría de las personas (esto se puede observar en la Figura 7.5).

Como resultado, la nariz y la frente tienden a aparecer más brillante que la mejilla. La secreción grasa forma una delgada película sobre la superficie de la piel, con lo cual se logra una protección extra contra la evaporación del agua de la piel, manteniéndola hidratada. Su color es amarillento y forma una capa que cubre las irregularidades pequeñas de la piel, con lo cual, la luz incidente no atraviesa las capas de

la piel. Esto hace que sea casi imposible capturar la señal *FPG*, debido a la poca luz que ha podido atravesar las capas de la piel y ser retro dispersada, esto se puede observar en la Figura 7.6(a).



**Figura 7.5** Clasificación de la variación regional en los valores de hidratación grasa en personas jóvenes y mayores. El cuello es el área más hidratada en ambos grupos, y la nariz es la menos. En el grupo joven, el cuello es seguido por el mentón, luego por la frente, el párpado superior, mejilla, áreas perioral y nasolabial, y el antebrazo, que muestran valores de hidratación similares. En el grupo de mayores, el cuello es seguido por el antebrazo, y luego por la mejilla. La frente, el párpado superior, las áreas nasolabial y perioral, y el mentón siguen en la cuarta posición (Marrakchi y Maibach 2007).

El segundo efecto óptico a analizar dentro de la apariencia de la piel, se da en las regiones de la piel con vello corporal denso y arrugas finas, ya que la coloración de la piel tiende a ser más mate. Esto es producto de una dispersión adicional de la luz incidente en vellos y arrugas finas, se puede observar en la Figura 7.6(b) y la Figura 7.6(c). Entonces, se observa que se ve afectada la luz que recibe la cámara de la superficie de la piel, porque los vellos y finas arrugas se comportan como dispersores no solo de la luz incidente, sino también de la luz reflejada. La cantidad y grosor de los vellos depende de la zona del cuerpo, edad y el sexo de la persona. Los únicos lugares del cuerpo que no tiene vellos son las palmas de las manos, las plantas de los pies, la parte superior de los pies y zonas mucosas como por ejemplo los labios.



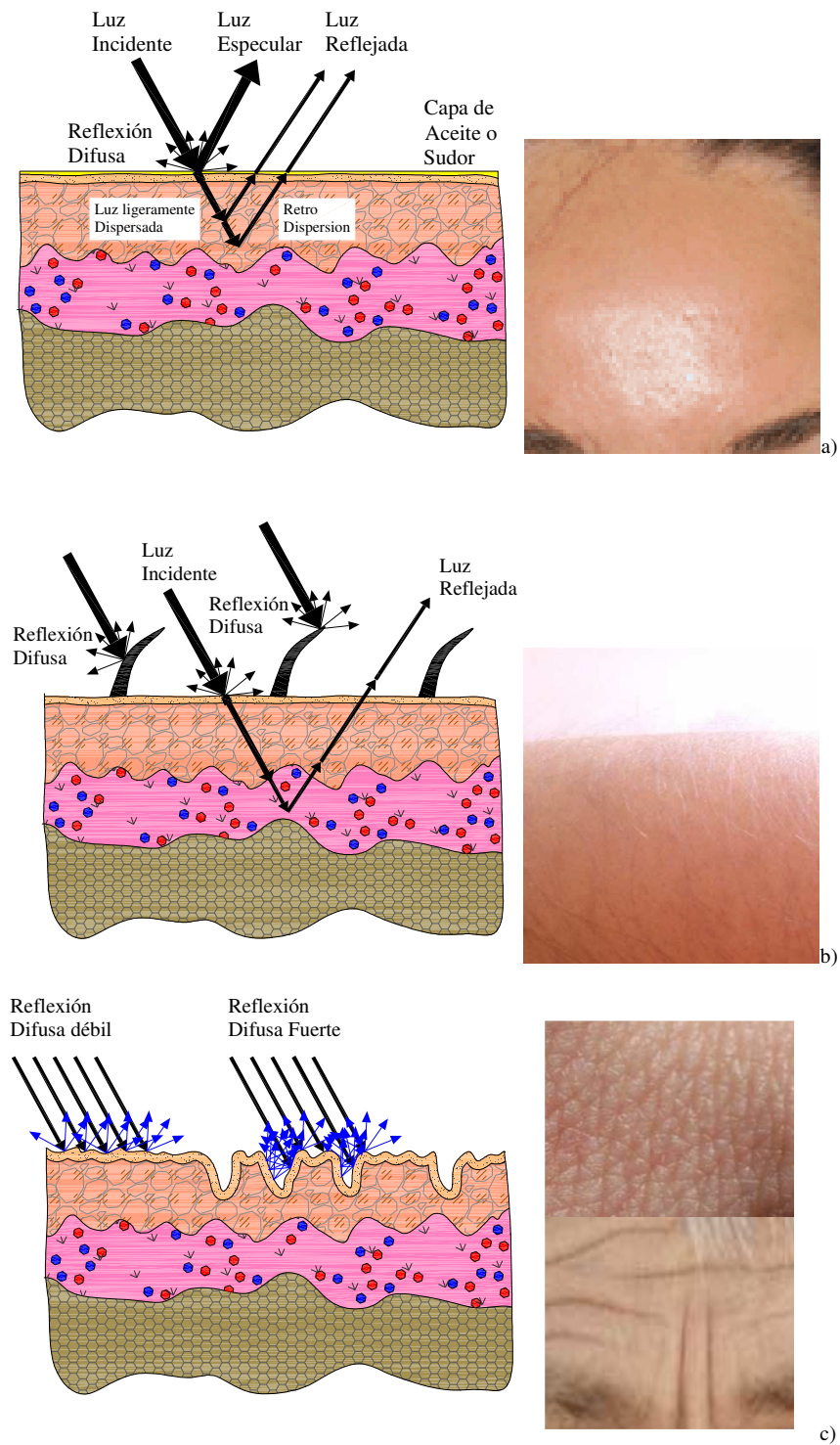
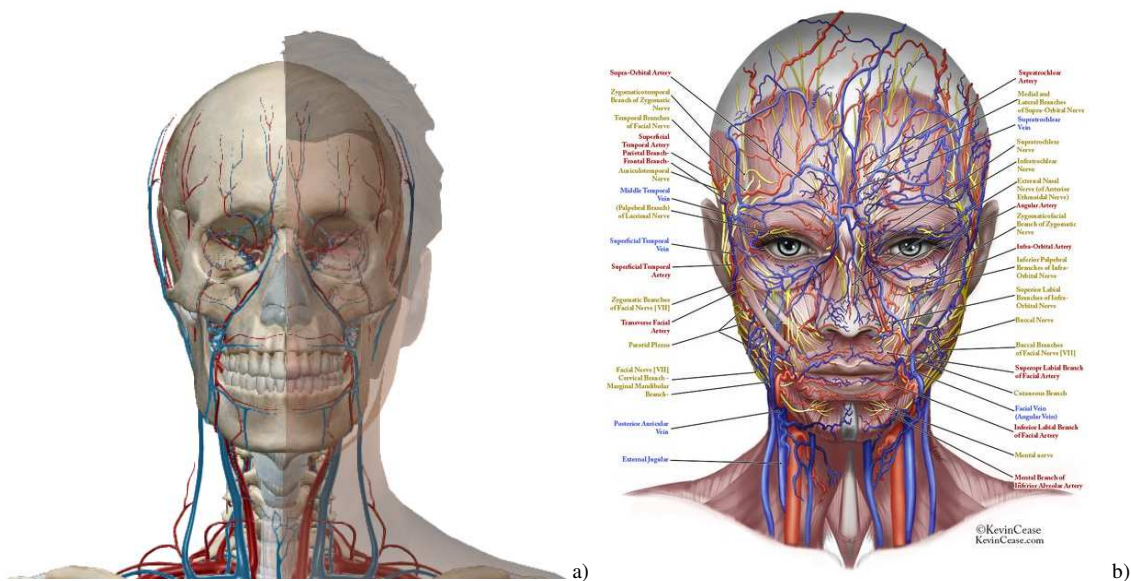


Figura 7.6 Reflexión de la luz en piel (a) con película grasa, (b) con vellos, (c) con pequeñas arrugas y (d) con líneas de expresión.

El tercer efecto óptico a analizar dentro de la apariencia de la piel es la cantidad de arterias, arteriolas, venas, vénulas y capilares existentes en la zona de la piel. Generalmente, el rostro humano es muy rico en capilares, por lo mismo la facilidad que tiene el rostro de sonrojarse casi en su totalidad. La cara de las personas se sonroja por la dilatación de los vasos sanguíneos. Existen diversas causas que puede originar la ruborización facial, generalmente estrés emocional, clima caluroso, exposición al sol, uso de alcohol, ejercicio, baños calientes y viento. Como se puede observar en la Figura 7.7, existen venas y arterias presentes en gran abundancia tanto en la frente, mejillas, y en un grado menor en nariz y mentón. Aunque el presente efecto no es causa de imprecisión en la medición del ritmo cardíaco, mejor al contrario facilita su medición, pero es importante detallarlo dentro de esta subsección.



**Figura 7.7 Venas y arterias en el rostro humano (a) internas (Imagen obtenida mediante software Human Anatomy Atlas) y (b) superficiales (Cease 2007).**

El cuarto efecto óptico a analizar dentro de la apariencia compone rasgos cutáneos naturales o artificiales como: pecas, lunares, cicatrices, tatuajes, entre otros. Estas características pueden ser vistas como variaciones morfológicas de la piel. Por ejemplo, las pecas y los lunares tienden a producir una acumulación muy grande de melanina en una zona de la piel, por eso se presenta una variación del color de la piel.

Además, se puede tener cicatrices o estrías, las cicatrices causan depresiones o abultamientos en la piel, que pueden producir reflejos ópticos no deseados dentro de la estimación de los signos cardíacos. Las estrías en cambio son la ruptura de las fibras de la piel y también presentan depresiones y un cambio en la coloración de piel blanquecino, aunque las estrías solo aparecen en ciertos lugares del cuerpo, los cuales no son lugares óptimos para la medición del ritmo cardíaco por imagen fotopleletismografía.

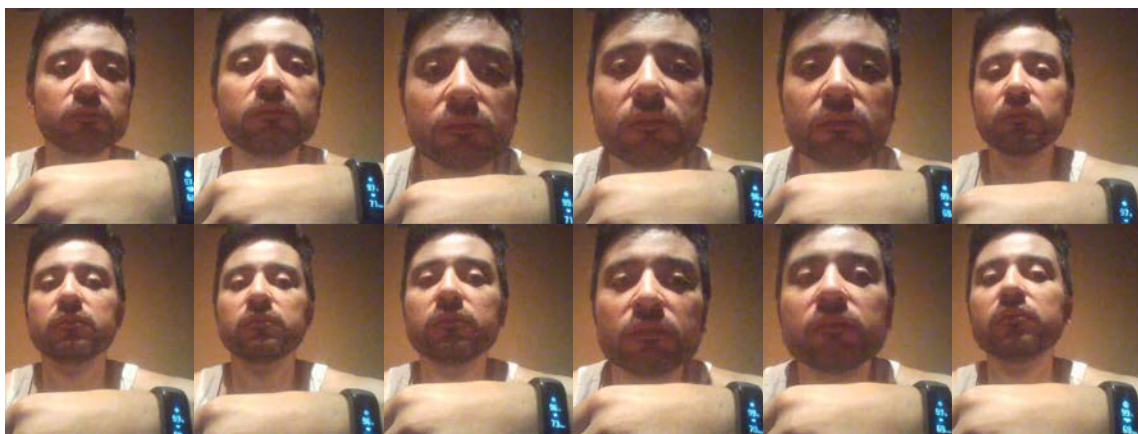
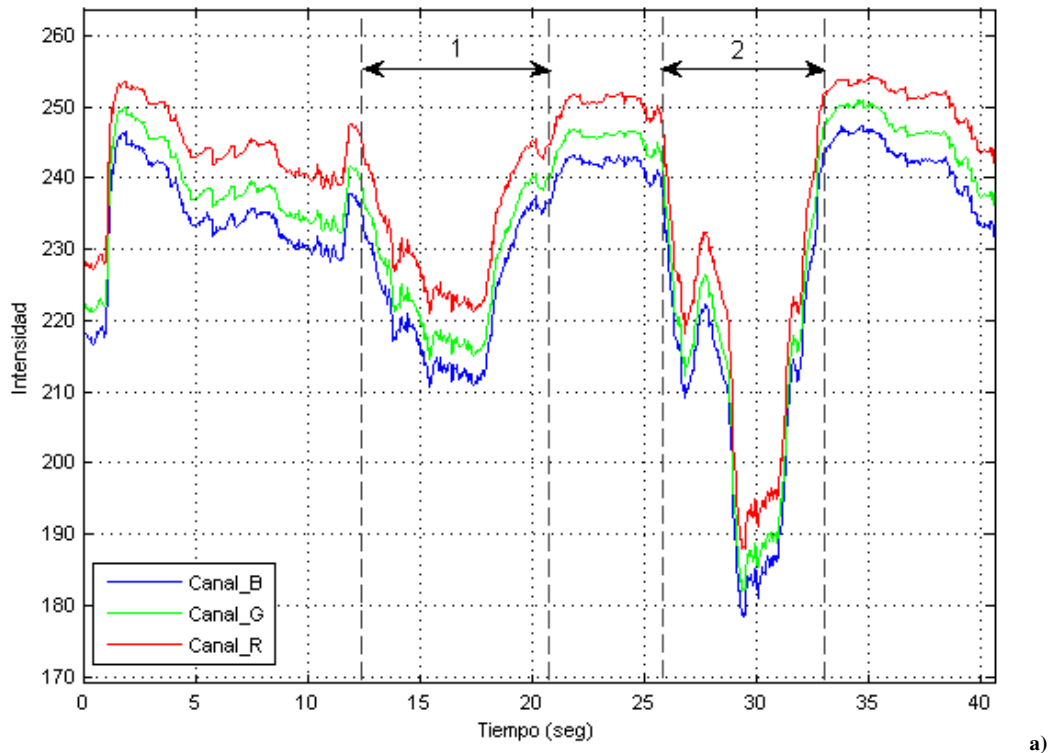
El quinto efecto óptico a analizar dentro de la apariencia de la piel, depende de la región del cuerpo y las partes del cuerpo. La apariencia de la piel varía en diferentes regiones del cuerpo, debido a que su composición en las capas internas es distinta, por ejemplo, la piel de los párpados tiene un espesor delgado en comparación de las palmas de la mano o del pie. De igual manera la piel de codos o rodillas tiene más elastina y colágeno que la piel en otras partes del cuerpo, ya que tiene que tener una gran elasticidad. Lamentablemente, no se ha encontrado información sobre la piel y su estructura según la región y parte del cuerpo, solo existe una visión general sobre la piel y su estructura, lo cual limita realizar un análisis más profundo.

#### **7.1.4.- Movimientos de la región de análisis.**

Como ya se mencionó, los movimientos de la región de interés provocan artefactos dentro de la señal *FPG*, estos movimientos pueden ser de tres tipos:

Primero tipo, movimientos de traslación, son cuando la distancia entre la cámara y la piel analizada varía, por ejemplo, cuando se analiza la frente de una persona que acerca o aleja su rostro con respecto a la cámara. Así se puede observar la señal *FPG* en la Figura 7.8, donde la persona se acercaba y alejaba de manera controlada. Como se puede observar se ha generado una señal de frecuencia baja, amplitud elevada y de tipo estocástico. Pero esto se da, debido a que los movimientos son controlados y se realizan a una velocidad baja. Puede darse el caso que exista movimientos rápidos, con lo que, la señal *FPG* tendría una componente de frecuencia y amplitud alta; también de tipo estocástico. Además, arrastraría a problemas secundarios en la captura de las imágenes, al captar el movimiento de la escena también conocido como desenfoque de escena. Si

los movimientos son muy rápidos y no se tiene una la velocidad de obturación adecuada, con un tiempo de exposición que permita obtener la luz necesaria para exponer correctamente nuestro fotograma, es seguro que se produzca un desenfoque de escena.



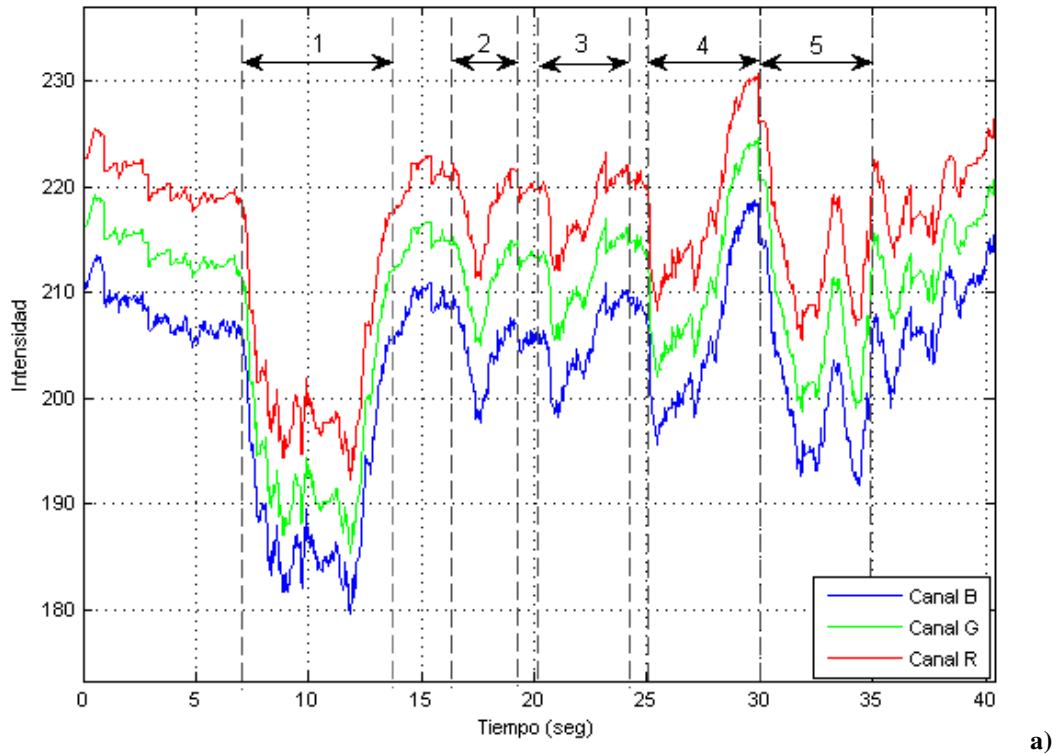
**Figura 7.8** (a) Señal FPG con artefacto de movimiento de cabeza acercándose a cámara, (b) primer y último fotograma del video y (c) ROI correspondiente a cada segundo del video.

Segundo tipo, movimientos de rotación, son los movimientos que se producen en la región de la piel analizada sobre el eje de la articulación a la que pertenecen. Por ejemplo, si la región de análisis es la frente, pueden producirse tres movimientos de rotación entre la cabeza y el cuello de la persona. Así se tiene el cabeceo, guiñada y alabeo y cada uno produce sus propios efectos sobre la señal *FPG*. Se puede observar en la Figura 7.9, la señal *FPG* que contiene los tres tipos de movimientos.

En el primer caso, la persona realiza el movimiento de cabeceo de manera ligera para que se pueda analizar todo el tiempo una región de la frente. Lo que está ocurriendo es que se están analizando regiones distintas de la piel. Por esta razón, se genera un artefacto, ya que las intensidades de los píxeles de la región de análisis van a diferir en distintas regiones de la frente. Además, pueden aparecer sombras y cambio en la iluminación.

En el segundo caso, la persona realiza el movimiento de la guiñada donde sucede algo similar, ya que los píxeles analizados son los correspondientes a otra región de la piel. Además, se presenta el problema que la altura de la región de análisis disminuye por el Ángulo paralelo a la región de la frente con respecto a la cámara y pueden entrar dentro de la región de análisis zonas del pelo o cejas de la persona, acarreado a nuevos artefactos, pues el valor de la señal *FPG* variará.

Y en el tercer caso, la persona realiza el movimiento del alabeo que también produce el cambio en la región de análisis sobre la frente por el ángulo con respecto a la cámara, los píxeles originales analizados que estaban dentro de un área rectangular, pasarán a formar una región con forma trapezoidal. Asimismo, el área de análisis puede ser contaminada con la región del pelo, esto se puede observar en la Figura 7.9(b) y Figura 7.9(c) donde se encuentra la secuencia de fotogramas que contiene los movimientos realizados y la región de análisis.



**Figura 7.9** (a) Señal *FPG* con artefacto de movimiento de cabeceo, guiñada y alabeo de cabeza, (b) secuencia de fotogramas con los movimientos realizados y (c) *ROI* correspondiente a los fotogramas anteriores.

Tercero tipo, la composición de los dos movimientos antes detallados tanto de traslación como de rotación, con lo cual la región de análisis no solo cambiará de tamaño sino también de forma.

#### **7.1.5.- Temperatura.**

Como se detalló en la subsección 7.1.2 la temperatura puede ser una de las causas para la vaso dilatación, por lo mismo cuando el cuerpo humano está expuesto a altas temperaturas los capilares se dilatan, para que exista un mayor intercambio de temperatura con el exterior, caso contrario cuando el cuerpo está sometido a bajas temperaturas, la perfusión periférica se reduce, o sea, los vasos sanguíneos se estrechan, para disminuir el flujo sanguíneo superficial y evitar la pérdida de temperatura con el ambiente, con lo cual la señal pulsátil *FPG* se reduce, lo que produce una sensibilidad más alta a otros tipos de artefactos. Finalmente, la temperatura, también puede afectar al sensor de la cámara, aunque los sensores *CMOS* de las cámaras son producidos para trabajar a temperaturas considerablemente altas, por ejemplo, el sensor *OV9710* tiene un intervalo de temperatura de funcionamiento estable entre 0 y 50 grados centígrados (Omnivision 2008); es común que los componentes electrónicos en general cuando operan en una temperatura elevada generen más ruido, sumándose a la señal que transmiten, pero además, en el caso de una cámara, el ruido se genera en el sensor y en la cadena de circuitos electrónicos que procesan y transmiten la información.

#### **7.1.6.- Otras causas de imprecisión.**

Dentro de estas se puede afirmar, que se encontrarán causas más de ámbito médico que puedan afectar la intensidad o producir una reducción de la intensidad de la señal pulsátil *FPG*. Por ejemplo, efectos de medicamentos que puedan causar vaso constricción o casos clínicos como infartos, que puedan provocar deformación en las ondas pulsátiles fotopleletismográficas. Al ser una propuesta bastante nueva y con aplicación clínica muy aislada, no se pueden presentar aún detalles de estudios o conclusiones de más causas de imprecisiones, lo único es tomar en consideración las mismas posibles causas que afectarían un pulsímetro u oxímetro de contacto.

Finalmente, algo que tampoco se encuentra en la literatura por la misma causa, es el uso de maquillajes, el uso de esto debe afectar a la señal pulsátil *FPG*. Puede que de manera positiva al rellenar los poros, micro arrugas y evitando las reflexiones difusas. Pero también puede darse el caso que no permita la correcta absorción del espectro luminoso, o que absorban parte de espectro. Por lo mismo es una línea abierta de investigación.

## **7.2.- Medidas tomadas para la mejora de precisión.**

Después del análisis detallado de las causas que producen imprecisión en la técnica de *IFPG*, se procede a detallar las soluciones llevadas a cabo o las mejoras que ayuden a reducir cualquier artefacto o ruido en la adquisición de la señal *FPG*.

### **7.2.1.- Cámara.**

Después del análisis realizado en la subsección 7.1.1, donde se detalla la respuesta espectral de la cámara y su coincidencia de seis franjas con la absorbancia de la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*, ahora se busca mejorar la sensibilidad espectral de la cámara en las franjas de absorción de la *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*, mediante las siguientes configuraciones:

Ajuste de saturación: La intensidad de la luz a una frecuencia o a una longitud de onda específica que proviene de un objeto (es decir, albedo) no cambia. Pero el perfil de espectro del sensor *CMOS* puede variar o será más sensible. El ajuste de saturación debe ampliar la sensibilidad de la cámara a frecuencias específicas. Esto puede verse comparando la Figura y Figura 7.10.



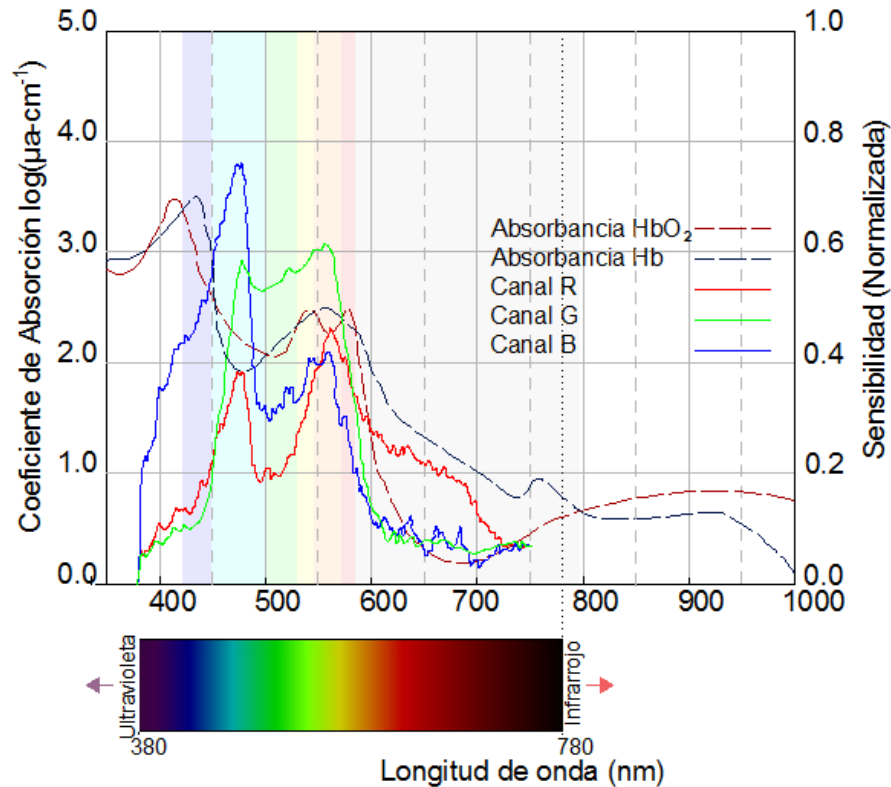


Figura 7.10 Respuesta espectral cámara OV9710 con calibración de saturación vs. absorción *Hb* y *HbO<sub>2</sub>*.

Como se ve hay una reducción de sensibilidad en todos los canales de la cámara: el canal B pierde aproximadamente el 40 % de su sensibilidad, el canal R un 30 %; y el canal G un 15 %. Sin embargo, esta pérdida es irrelevante porque ocurre en un intervalo de frecuencia que no es de interés para el análisis de la señal *FPG*. A cambio, se obtiene una regularización de la sensibilidad en todos los canales del espectro de interés. Por lo tanto, se puede obtener una buena lectura *FPG* en los tres canales y con esta calibración puesta se puede contrastar las mediciones del canal G, con las de los canales R y B.

Ajuste del balance de blancos: Independientemente del tipo de iluminación, se puede buscar una absorción máxima en la misma frecuencia de interés. Como se pueden comparar en la Figura 7.10 y Figura 7.11, las sensibilidades espectrales de los canales RGB revelan picos bien definidos a la misma longitud de onda: 550 nm.

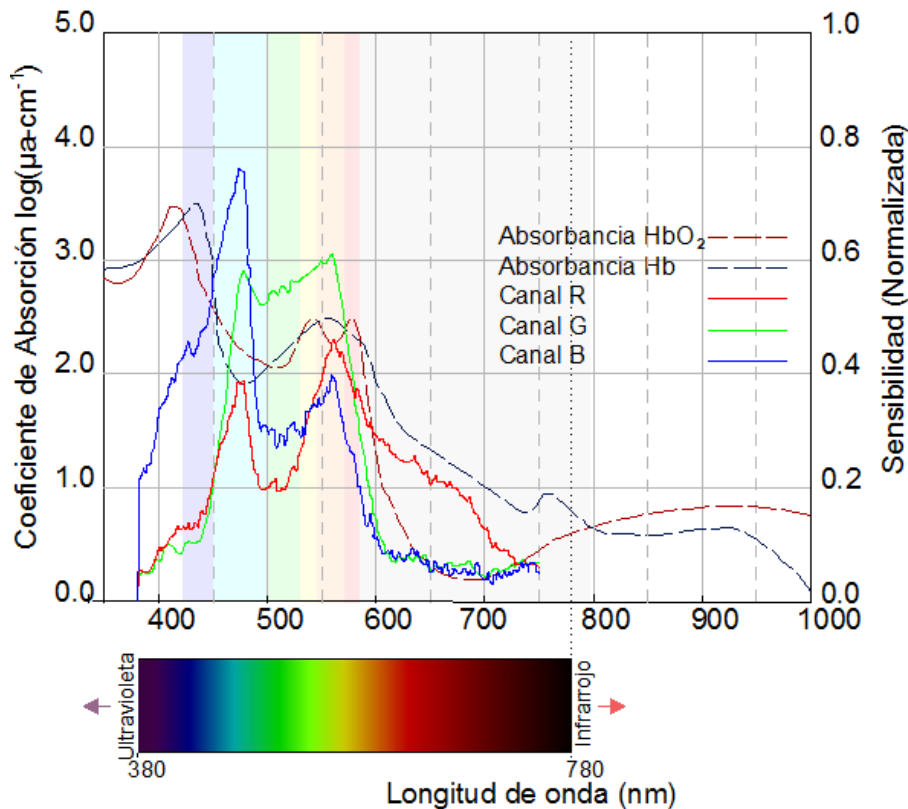


Figura 7.11 Respuesta espectral cámara con calibración de balance de blancos OV9710 vs. absorbancia  $Hb$  y  $HbO_2$ .

Ajuste de la exposición: Obtener una imagen nítida es un paso esencial para evitar los artefactos debido a problemas de seguimiento del *ROI*. Por lo tanto, si la cantidad de tiempo que el obturador de una cámara está abierto es apropiado, el sensor de imagen no capturará movimiento en una imagen. Por consiguiente, la velocidad de obturación apropiada reducirá el efecto del movimiento (blurring), esto se puede observar en la Figura 7.12. Esta calibración es importante, ya que no solo va a permitir tener una imagen con sus píxeles definidos si existe movimiento, sino que también permitirá el correcto funcionamiento del detector de rostro que más adelante será detallado para selección automática de la región de análisis.



**Figura 7.12** Calibración de saturación para evitar el efecto blurring.

### **7.2.2.- Interferencias ópticas.**

Como se detalló en la subsección 7.1.2, la mayor causa de artefactos por iluminación, son los cambios producidos por la iluminación existente o por alguna iluminación complementaria, que se presenta durante la adquisición de la señal *FPG*. La primera puede generar una señal de baja frecuencia, mientras la segunda es una señal de alta frecuencia. En la literatura no existen filtros que funcionen adecuadamente tanto con frecuencias bajas y altas. Si se hace funcionar a los filtros tradicionales en estas circunstancias, estos tendrán tiempos de estabilización muy elevados, con lo cual habrá un tiempo de demora para conseguir la señal filtrada, este efecto se puede observar en la Figura 6.19 y Figura 6.30, pues no existe señal pulsátil en los primeros segundos de las señales filtradas. Adicionalmente, si se busca alguna otra metodología como *ICA* por ejemplo, existirá un coste computacional muy elevado, lo cual se convertirá en un impedimento para la estimación de señal *FPG* en línea.

Mediante la generación de una buena señal de seguimiento puede obtener un buen método de filtrado, para las frecuencias muy bajas y altas de la señal *FPG*. En la mayoría de métodos detallados en la subsección 6.1 se genera la señal de seguimiento para disminuir el desplazamiento mediante el método denominado "smoothness priors approach", el problema del algoritmo es que funciona como un filtro paso alto de respuesta de impulso finito *FIR*, que varía en el tiempo. El problema de este tipo de

filtros reside en que se requiere un gran número de coeficientes y hay varios problemas con la estabilidad y el paso de banda. O simplemente los métodos actuales de imagen fotopleletismografía utilizan filtros pasa bajos de tipo *FIR* o de respuesta de impulso infinito *IIR*, pero presentan el problema con el tiempo de estabilización inicial de la señal. Además, no se estimarán correctamente el seguimiento de la señal en presencia de artefactos rápidos, como los que se presentan, por ejemplo, con la aparición de una iluminación complementaria. En las secciones 7.3 y 7.4, se detallan dos métodos desarrollados para el seguimiento de la señal *FPG* que son muy precisos y que funcionan con un bajo coste computacional.

### **7.2.3.- Región de la piel analizada.**

Como se detalló en la subsección 8.1.3, existen artefactos producidos dependiendo de la región del cuerpo que se analice, en la presente investigación únicamente se utilizaron señales fotopleletismográficas obtenidas del rostro, pecho y dedo de personas, aunque está claro que cualquier región de la piel del cuerpo que tenga una buena perfusión sanguínea es válida para la obtención de la misma. En todo caso la selección de la señal de análisis es importante por todo lo detallado, pues niveles grandes de grasa superficial o sudor pueden afectar la medición de la señal *FPG*, aunque no sería nada complicado la preparación y aseo de la zona para la medida, esto podría ocasionar molestias a las personas que van a ser estimadas sus signos vitales. Tomando en consideración la Figura 7.5, se puede seleccionar la frente o las mejillas de las personas, que coincide con la Figura 7.7, ya que en estas dos regiones se puede observar gran abundancia de venas y arterias. El único problema que podría existir en estas dos zonas son las posibles arrugas o líneas de expresión, especialmente en la zona de la frente que es muy común las líneas del ceño, por la tendencia de las personas a fruncirse. Otro problema que puede presentarse en las mejillas, es la presencia de vello facial, aunque es más común en los hombres; en el caso de existir vello facial en las mujeres, este es más delgado. Por esta razón, puede ocasionar mayores imprecisiones o artefactos en la señal *FPG*, por producir reflexiones difusas.

La mejor medida preventiva que se ha tomado y que es correctiva en cierto grado es la implementación de un filtro polarizador en la cámara. El filtro va a ayudar a reducir los reflejos de luz que puedan aparecer en los fotogramas. Mucha luz capturada por la cámara es el resultado de luz que ha rebotado o se ha reflejado en distintas superficies. Así se consigue reducir la luz proveniente de estos reflejos, ver Figura 7.13.



**Figura 7.13 Efecto de utilizar un filtro polarizador en la cámara Adaptado de: (Verloren Hoop Productions 2009).**

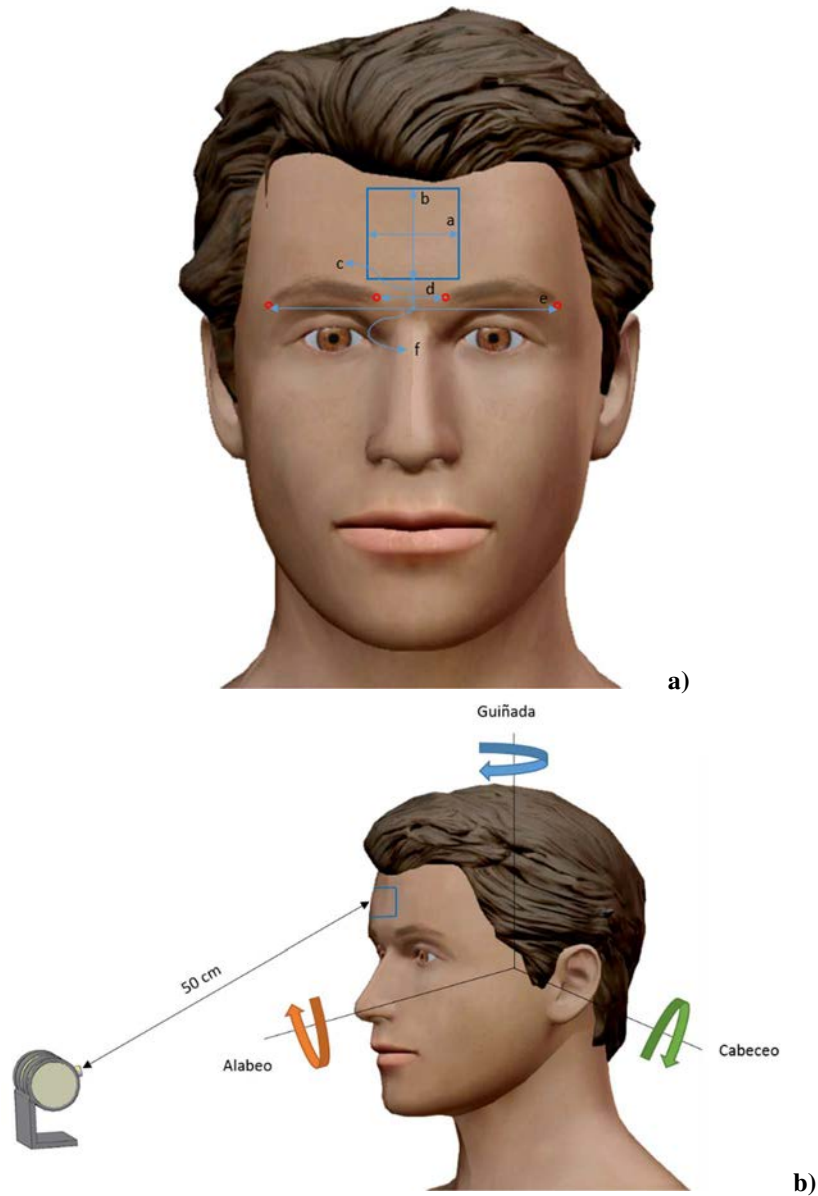
En lo referente a cambios morfológicos de la piel de la persona, como las arrugas, pecas, cicatrices entre otras, la única solución es la selección de otra región de análisis.

#### **7.2.4.- Movimientos de la persona.**

Como se detalló en la subsección 7.1.4, existen tres tipos de movimientos que se han denominado de rotación, traslación y composición. Al analizar la Figura 7.8 y Figura 7.9, se puede observar que los movimientos generan artefactos que son señales de frecuencia baja, para que se produzca una señal de frecuencia alta, tendría que producirse movimientos muy bruscos que no son normales dentro de los movimientos de una persona. Aunque se podrían filtrar con los filtros clásicos, no se debe olvidar que la mayoría de artefactos es la composición de movimientos, cambios de luz, entre otros. Por lo cual, en las secciones 7.3 y 7.4, se detallan dos métodos desarrollados para el seguimiento de la señal *FPG*, que permiten un filtrado muy robusto; además, los métodos son muy precisos y funcionan con un bajo coste computacional.

Adicionalmente, a este filtrado propuesto se ha tomado medidas correctivas para la selección de la región de análisis. El detector de Kazemi y Sullivan (Kazemi y Sullivan 2014) se utiliza ya que, a través de la máquina de aprendizaje (machine learning), se pueda encontrar la alineación de la cara a través de la biblioteca dlib. El primer paso, fue el entrenamiento del detector para que encuentre 4 marcas faciales. El comienzo y el final de las cejas son las características que se detectan (Figura 7.14(a)). Con esta información, se procede a estimar el área de análisis, que corresponde a un área promedio de 1600 píxeles cuadrados ( $a = 40$  y  $b = 40$  píxeles) cuando la persona está a una distancia estimada de 50 cm de la cámara.

Si el sujeto está a una distancia de 50 cm de la cámara, ver Figura 7.14(b), el sistema toma las mediciones  $d$  y  $e$  como referencia de la persona a analizar (este valor es diferente para cada sujeto). A continuación, utilizando el modelo "pin-hole", se ajusta el tamaño del área. La medida de este ajuste emplea la distancia del sujeto a la cámara. Si el sujeto se aleja de la cámara, la región de análisis crecerá. Y viceversa, si el sujeto se acerca a la cámara, esta región decrecerá. Esto se hace, para tratar de analizar la misma región sobre la piel del sujeto (Figura 7.15(a)).



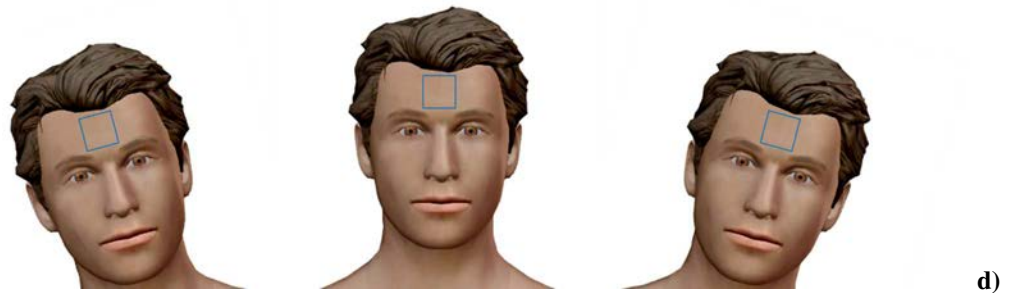
**Figura 7.14** Región de análisis, (a) Estructura y (b) Distancia inicial de calibración y movimientos de rotación cabeza.

Además, se analizan los parámetros de la postura facial (cabeceo, guiñada y alabeo); buscando mantener el foco en la misma región de la piel bajo análisis. Se considera cada caso; para el cabeceo (Figura 7.15(b)), la magnitud  $f$  se reduce o amplía (el componente  $f_y$ ), por lo que las dimensiones de la región de análisis varían indistintamente (la región de análisis crece más horizontalmente que verticalmente). Además, la distancia  $c$  varía proporcionalmente. Esto permite mantener el tamaño del

área analizada, a través de la forma de ajustar el sitio de enfoque para evitar ruidos de entrada, por ejemplo de pelo en el *ROI*. Para la guiñada (Figura 7.15(c)), la región de análisis se moverá con la cara. Finalmente, para el alabeo (Figura 7.15(d)), la inclinación de la cabeza se calcula con información del ángulo de la dimensión  $d$ ; la región de análisis está alineada con esta inclinación. Por lo tanto, nuestro método logra un análisis continuo de la misma región o aproximadamente la misma región de análisis en la frente del sujeto.







**Figura 7.15** Región de análisis con movimientos de (a) traslación, (b) cabeceo, (c) guiñada y (d) alabeo.

### **7.2.5.- Temperatura.**

Como se detalló en la subsección 7.1.5, la temperatura puede ocasionar o producir ruidos en señal *FPG*. Aunque, se va a trabajar con la teoría que generalmente las mediciones se realizan en lugares donde las temperaturas son controladas, no se puede descartar que el sistema funcione en lugares donde puedan existir temperaturas elevadas. En este caso, la solución es instalar un sistema de ventilación a que ayude a la refrigeración de la cámara.

### **7.3.- Primer sistema propuesto para la medida del ritmo cardíaco.**

En esta sección, se detalla la primera propuesta de un sistema de medición de signos vitales en línea, con la aplicación de todas las metodologías detalladas en las subsecciones anteriores y otras que se desarrollan a continuación. El diseño del sistema propuesto se puede observar en la Figura 7.16, que se basa en el sistema ya propuesto en la Figura 6.22. En esta Figura, se detalla 4 bloques en los cuales se han realizado mejoras sustanciales para la adquisición de los signos vitales.

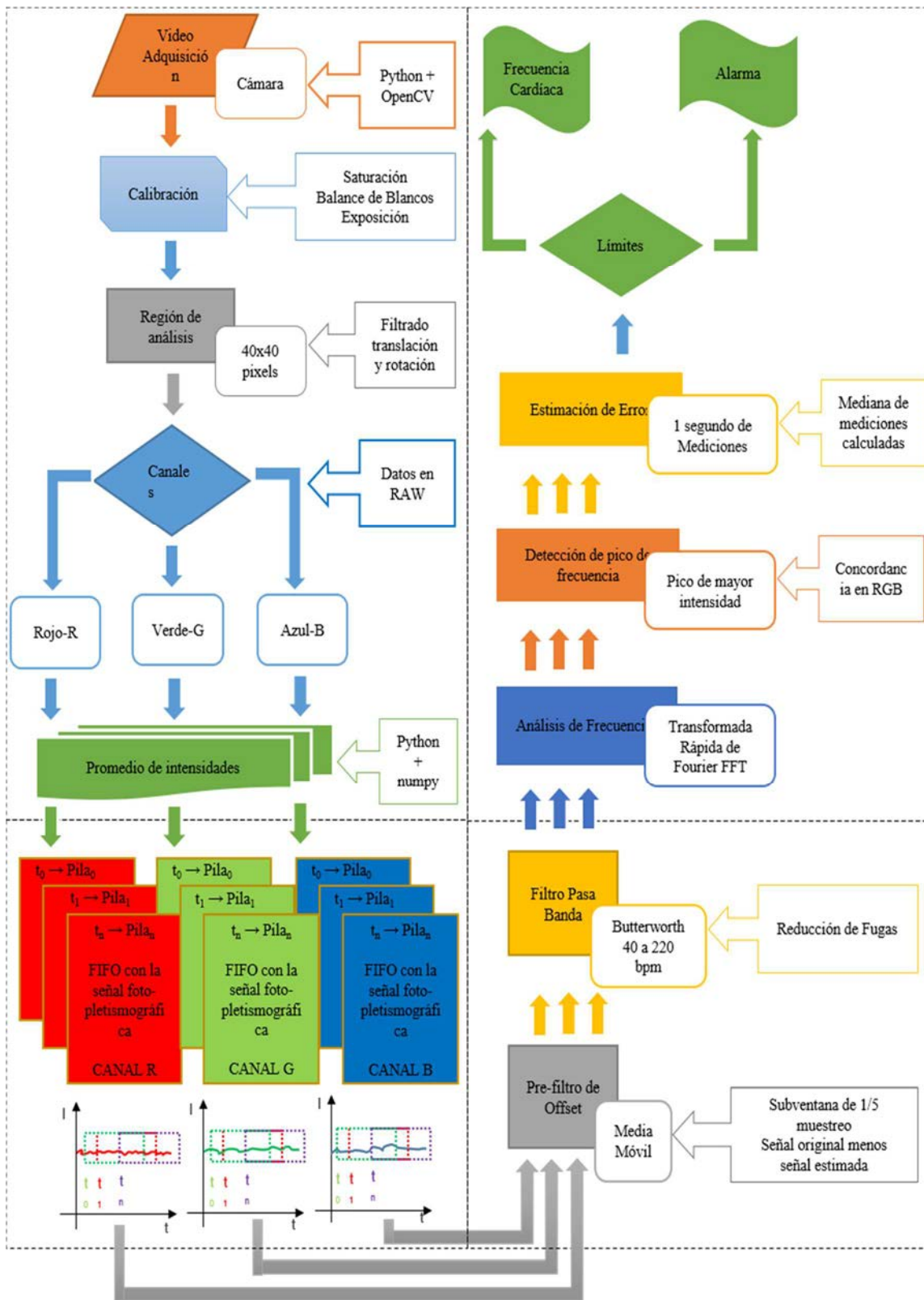


Figura 7.16 Secuencia de cálculo continuo para la FC.

### **7.3.1.- Adquisición de los fotogramas.**

La adquisición de los fotogramas se realiza en línea, el método consiste en adquirir una secuencia de imágenes usando una cámara de color estándar. Los experimentos se desarrollaron utilizando el lenguaje de programación Python y la biblioteca OpenCV, para la comunicación de hardware. El lenguaje de programación inicial utilizado fue Matlab, pero se tuvo problemas cuando se procesaba la información, ya que no se podía mantener tiempos exactos de procesamiento, con lo que los datos de los signos vitales obtenidos variaban. La adquisición de la cámara se realizó a 20 Hz, con una resolución de 640 x 480 píxeles. Esta velocidad de captura y resolución se utilizaron, debido a que se realizaron varias pruebas dentro de una Raspberry Pi 3 y se obtuvieron buenos resultados sin problemas de tiempos de procesamiento. Las imágenes son obtenidas en RAW “en crudo”, ya que se necesitan la totalidad de los datos de la imagen en los tres canales RGB tal y como ha sido captada por el sensor digital de la cámara. Adicionalmente, se realizaron las calibraciones en la cámara detalladas en la subsección 7.2.1 de saturación, balance de blanco, exposición, así como se desactivan todas las funciones de iluminación automática y efecto antiparpadeo de la frecuencia eléctrica, ya que causan una pérdida de la señal pulsátil *FPG*.

Una vez adquirida la imagen se procede a la detección de la región de análisis, se utiliza el método detallado en la subsección 7.2.4, y se procede a calcular el promedio de los píxeles de la región de análisis en los canales RGB, con las ecuaciones (18), (19) y (20).

### **7.3.2.- Generación de señal *FPG*.**

La formación de la señal se realiza como se detalló en la subsección 6.3.2, mediante una pila de tipo *FIFO*. La pila almacenará cada promedio calculado cada 50 ms, la dimensión de la pila se determinó en una longitud dada de 6 segundos de la señal, o sea, deberá abarcar una cantidad de 120 promedios calculados. Esta dimensión como ya se explicó, se ha seleccionado por ser un tiempo suficiente para contener al menos cuatro pulsos cardíacos dentro de la señal pletismográfica y no es un tiempo excesivo de

espera para obtener la primera pila llena. Una vez llena la pila, se procede al tratamiento de la señal *FPG*. De manera paralela la pila sigue actualizándose con cada nuevo promedio, con lo cual se obtiene una ventana deslizante en el tiempo, que permite estimar de manera continua los signos vitales. En esta subsección no se puede realizar mejoras significativas, ya que es el proceso de adquisición de la señal, pero como se está trabajando en línea, en la estimación de los signos vitales, se ha depurado y mejorado el código fuente. Adicionalmente, se ha utilizado la biblioteca numpy para Python; que permite el manejo de funciones matemáticas de alto nivel, para operar con vectores o matrices con un uso eficiente de memoria y de cálculo de procesamiento.

### **7.3.3.- Tratamiento de la señal *FPG*.**

Como se detalló en la sección 6.1 existen diversos filtros utilizados para reducir el ruido y encontrar la señal *FPG* pulsátil, pero en todos estos estudios siempre se detalla la precisión o grado de acuerdo de las mediciones obtenidas, sin un análisis profundo como el aquí presentado. Por lo mismo, el problema fundamental para la adquisición de los signos vitales dentro de una señal mediante imagen fotopleitismografía reside en los artefactos generados por los tres parámetros detallados en la subsección 7.3.1. Como se puede ver en la Figura 7.2, Figura 7.3, Figura 7.8 y Figura 7.9 siempre existe una componente de muy baja frecuencia en la señal *FPG*. Dentro de la literatura especializada no se detalla sobre filtros para muy bajas frecuencias. Un método usado se denomina “downsampling”, mediante el cual se logra aislar las señales de muy baja frecuencia. Downsampling se basa en la idea de eliminar muestras. Entonces, lo que hace es obtener una nueva señal con un muestreo inferior a la señal anterior, a continuación se realiza una interpolación para conseguir la misma cantidad de muestras. Una vez que se tiene dos señales con la misma cantidad de muestras, la señal original se resta de la señal estimada. Este proceso puede causar aliasing, por lo que se aplica un filtro de paso bajo de tiempo discreto antes de descartar muestras; además, la nueva señal puede tener saltos repentinos, ya que al contener solo ciertas muestras coincidentes con la señal original, pueden ser estas muestras en los que existen picos en la señal original; por lo que no se está encontrando una señal de seguimiento correcta. Es un

método bueno para reducir el ruido solamente cuando las muestras de ruido no están correlacionadas y cuando estas tienen una media cero. Esto solo se da cuando la generación de la señal de muy baja frecuencia es periódica, pero como ya se ha detallado los artefactos en las señales fotopleletismográficas las convierten en señales estocásticas. Se puede observar en la Figura 7.17(a) una señal *FPG*, junto a una señal generada con Downsampling. Como se observa, se genera una señal de seguimiento que es muy irregular, tiene muchos picos y no guarda una estrecha relación con la señal original. Esto es debido, a que depende de la coincidencia de muestras que pueden ser un pico o un valor medio de la señal original, por lo mismo hay momentos en la forma de la señal de seguimiento bastante irregular.

Bajo este análisis, se planteó desarrollar otra alternativa, en la cual la señal de seguimiento sea más fiel a la señal original, permitiéndonos filtrar las muy bajas frecuencias. Por esta razón, se plantea un filtro digital intuitivo, que sea fácil de implementar y con un coste computacional bajo. Se implementa un filtro de media móvil, se toma  $N$  valores de la señal (a los que se denomina “subventana”), y se calcula su promedio con las ecuaciones (27), (28) y (29). La subventana se desliza dentro de la ventana de análisis de la señal *FPG* (no hay que olvidar que la ventana de análisis es de 6 s). El resultado es una señal suavizada, que al ser restada de la señal original elimina gran parte del ruido de muy baja frecuencia. El tamaño de la subventana tiene una gran influencia en el comportamiento del filtro, como se detalla más adelante.

El filtro de media móvil, se implementa calculando el valor promedio de los  $N$  elementos de la subventana. Para mejorar la eficiencia del algoritmo, se puede realizar el cálculo de los promedios nuevos en función de los promedios anteriores. Para ello, se calcula el promedio de la subventana sumando los  $N$  elementos y luego dividiendo para  $N$ . A continuación, para el siguiente promedio se resta el primer valor de la subventana, se suma el nuevo valor y se divide para  $N$ ; el proceso se repite sucesivamente. La mejora de la eficiencia del algoritmo será con respecto al tamaño de la subventana.

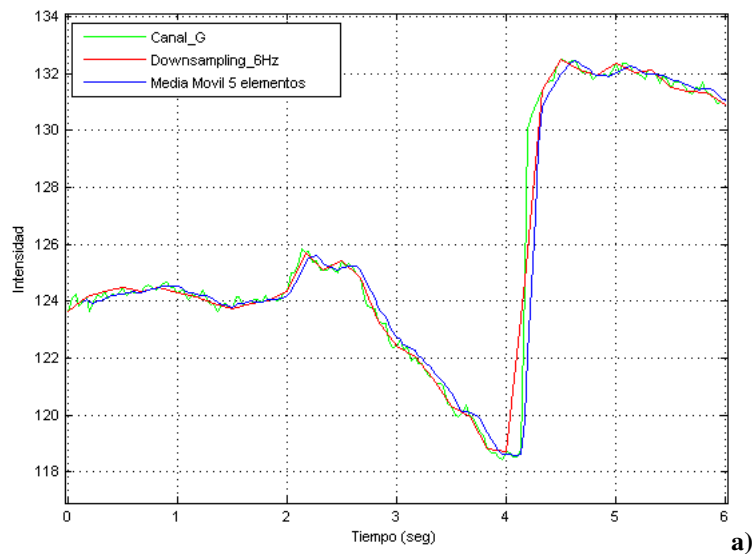
$$\text{mediamovil}R = \frac{1}{N} \sum_{x=1}^N \text{promedio}R_x \quad (27)$$

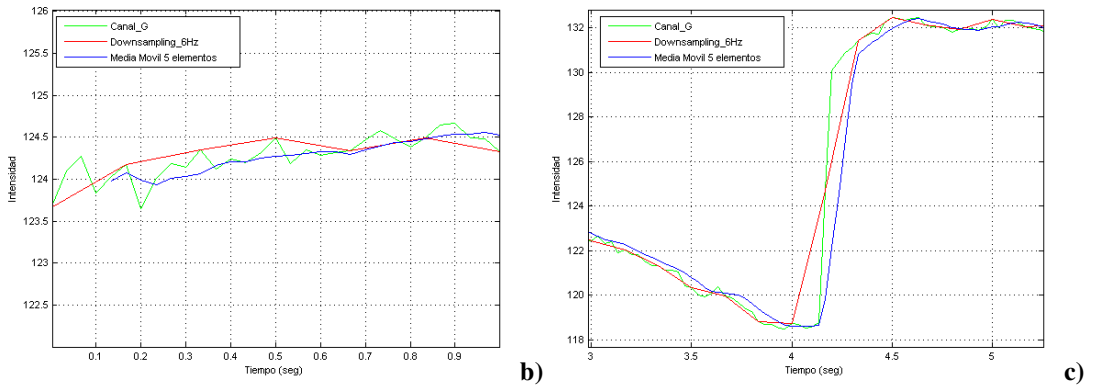
$$\text{mediamovil}G = \frac{1}{N} \sum_{x=1}^N \text{promedio}G_x \quad (28)$$

$$\text{mediamovil}B = \frac{1}{N} \sum_{x=1}^N \text{promedio}B_x \quad (29)$$

Pese a ser un filtro con gran eficiencia y sencillez, también tiene desventajas, principalmente relacionadas con la debilidad del uso de la media como estimador de tendencia. Será poco estable ante la aparición de valores atópicos (valores anómalos muy alejados del valor real). Aunque, realmente dentro de las señales fotopleletismográficas adquiridas no se han encontrado valores atópicos. Además, los artefactos a pesar de ser señales estocásticas en el tiempo, tienen o producen dentro de la señal *FPG* una forma o silueta que como se vio es bastante definida

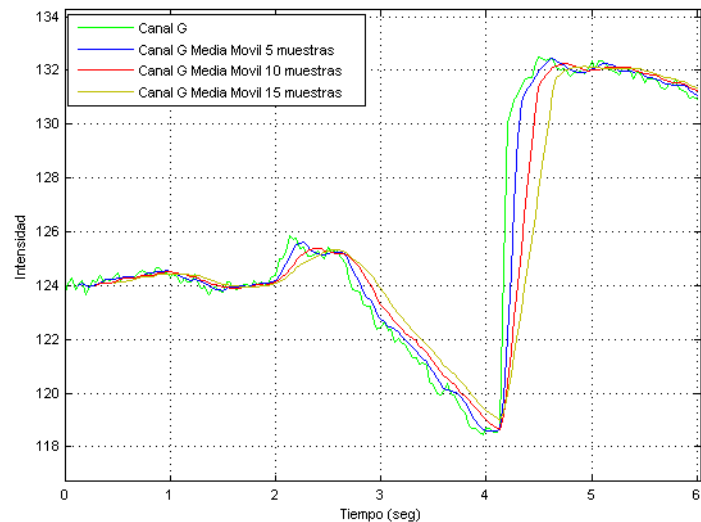
Otro punto en consideración, es el tamaño de la ventana, la selección de un tamaño inadecuado va a producir que se elimine componentes de la señal *FPG* que son de interés (variaciones auténticas de la señal y no solo ruido). Se puede observar en la Figura 7.17(a) una señal *FPG*, junto a una señal generada con Downsampling y Media móvil. Se observa que las dos señales son muy parecidas, pero si se analiza con más detalle en la Figura 7.17(b) y Figura 7.17(c) se ve una mayor concordancia de la señal adquirida con la media móvil, que con el método de Downsampling.





**Figura 7.17 Comparación de señal de filtrado downsampling y Media Móvil.**

Por otro lado, se introduce un desfase entre la señal original y la señal filtrada, dado que se necesita acumular  $N$  elementos antes de proporcionar un valor; en la Figura 7.17(b) se puede observar que en los primeros instantes no existe señal estimada. En la Figura 7.18, de la misma manera se puede observar que el tamaño de la subventana condiciona el comportamiento del filtro. Cuanto mayor sea el tamaño, más grande será el suavizado de la señal y mayor será el retraso inicial.

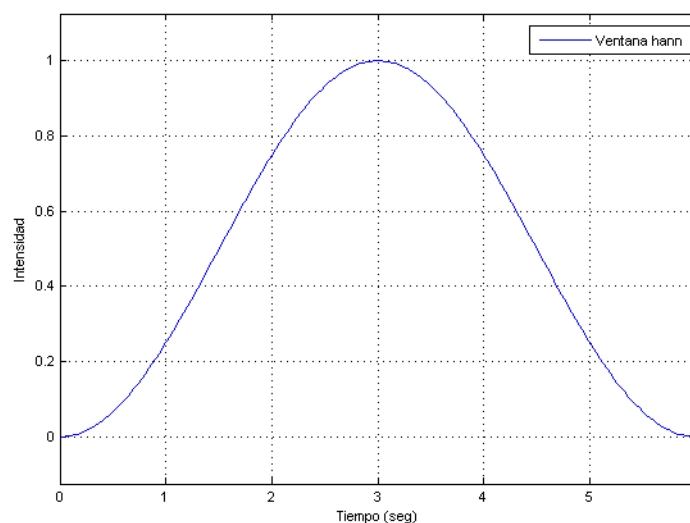


**Figura 7.18 Influencia del tamaño de la subventana.**

Se ha determinado que el tamaño de la subventana no debe ser mayor a  $1/5$  de la frecuencia de muestreo, ya que con este valor no existe una pérdida muy grande de información en los primeros segundos y tampoco se pierde la señal pulsátil cardíaca de nuestras bandas de interés.

Después de la adquisición de la señal prefiltrada, un filtro paso de banda atenúa las frecuencias fuera de la banda de interés. Con esto se eliminan las frecuencias no deseadas que no están dentro del intervalo de interés. Como se explicó en la subsección 7.3.2, se aplica un filtro pasa banda Butterworth con frecuencias de corte correspondientes a 0.67 Hz a 3.67 Hz.

La *FFT* funciona idealmente con señales de tiempo infinito. Una señal de longitud  $N$  de tiempo definido, es equivalente a multiplicar su contraparte de tiempo infinito por una señal rectangular de longitud  $N$  y amplitud 1. Frecuentemente, esto resulta en convolver el espectro de señal de tiempo infinito, por el espectro de señal rectangular; produciendo fugas. Con el fin de reducir este efecto, antes de calcular la *FFT* la señal filtrada, se multiplica por una función cuyos límites son cero. Con esto, se logra que los valores iniciales y finales de la señal filtrada, en este caso sean cero. Hay muchas funciones que se les conoce como *ventanas* (No se debe confundir con la ventana deslizante, ni con la subventana). Cada una de estas funciones *ventana* tienen sus propias ventajas y desventajas. Después de algunas pruebas, se ha determinado que para el análisis de estas señales fotopleletismográficas, la ventana de Hann (Figura 7.19) ofrece una buena resolución y rechazo de fugas; por lo cual, es la utilizada.



**Figura 7.19 Ventana Hann para la ventana corredera de 6 segundos.**



Posteriormente, se realiza un análisis en el dominio de la frecuencia, mediante la *FFT* de la señal contenida en la ventana deslizante en el tiempo, con lo que se obtiene una estimación continua de la *FC*, la *FFT*, la detección del pico de frecuencia y la corrección de estimación se repiten con cada nueva ventana. El proceso de medición continua de la *FC*, se realiza en las tres señales fotopletismográficas correspondientes a los tres canales de color de la cámara. Si en los tres canales se obtiene una coincidencia en el pico de frecuencia, la medida es inequívoca. Pero puede existir alguna estimación o pico atópico dentro de las mediciones, por lo mismo como el valor de la *FC* se presenta cada segundo, entonces se calcula la mediana de todos los valores obtenidos durante un segundo, con lo cual, cualquier valor atópico será corregido.

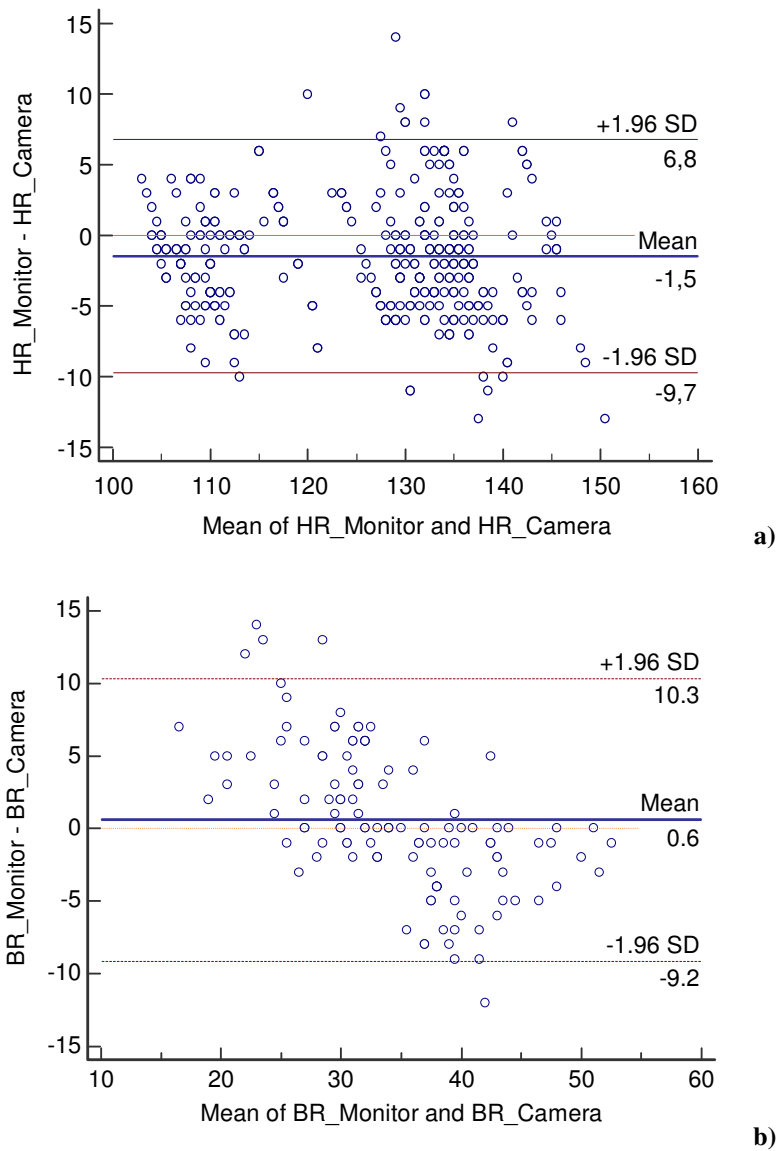
Finalmente, se comprueba si los valores obtenidos de la *FC* están cerca de los límites establecidos de ser afirmativo; se activa una alarma, caso contrario sigue imprimiendo el valor de la *FC* estimada.

#### **7.3.4.- Resultados.**

Para la evaluación del sistema propuesto, se realizó diversas grabaciones dentro de una unidad de cuidados intensivos Neonatales, donde una cámara de color estándar captura la señal *FPG* y estima las tasas de corazón y respiración neonatal, usando las imágenes de video. La cámara se coloca asentada sobre el cristal de la incubadora y enfocando al neonato, que se encuentra en su interior. Se utiliza el método propuesto en esta sección, con la diferencia que la zona de análisis se realiza sobre la zona torácica de los recién nacidos. Además de estimar la *FC*, se procede a la estimación de la *FR*. El método de medición propuesto desacopla la *FR* de la *FC* (no se estima por la arritmia sinusal). Se captura la *FR* mediante las variaciones que producen los movimientos de la zona torácica del neonato; como ya se ha explicado, este es un artefacto, pero al ser una señal periódica se puede estimar dentro de la señal *FPG*. Esta separación permite analizar independientemente cualquier arritmia cardíaca y respiratoria. Nueve recién nacidos fueron monitoreados con el método propuesto, y se obtuvieron buenas estimaciones.

La validación y la información sobre el rendimiento y la fiabilidad del sistema se analizaron con el método de (Bland y Altman 1986). Las diferencias entre las estimaciones de las mediciones de contacto y remoto, se representaron en función de los promedios de ambos sistemas, para la *FC* y *FR*, Figura 7.20(a) y Figura 7.20(b), respectivamente. Los medios están representados por líneas de puntos; los límites de acuerdo del 95 % ( $\pm 1,96$  SD) se representan en líneas discontinuas. Específicamente, los sesgos medios fueron de -1,5 ppm con un 95 % de límites de acuerdo -9,7 ppm a 5,8 ppm para la *FC* y -0,6 ppm con un 95 % de límites de acuerdo -9.2 ppm a 10.3 ppm para la *FR*. La desviación estándar de los residuos es de 4,5 ppm para *FC* y de 4,97 ppm para *FR*.

Adicionalmente, para probar la robustez del algoritmo, se implementó el algoritmo desarrollado por (Poh, McDuff y Picard, 2011), que se considera como un estándar en la imagen fotopleletismografía para realizar una comparación. Este algoritmo fue elegido en función de su alto rendimiento, según lo informado por los autores. Para hacer una evaluación objetiva de cada enfoque en términos de su precisión de estimación de la *FC*, ambos métodos fueron ejecutados para analizar la misma información. Ambos métodos trabajaron en línea y analizaron la misma región de análisis, con los mismos tratamientos detallados en las subsecciones anteriores. Además, los métodos se evaluaron frente a las mediciones de un pulsímetro médico. Con el fin de mostrar lo ligero de nuestro algoritmo, se ha registrado el historial de uso de la *CPU*. Los resultados de este ejercicio se muestran en la Figura 7.21, en el cual se observa claramente que el método propuesto produce mejores mediciones de la *FC*. En términos de uso de *CPU*, nuestro método usó un promedio de alrededor de 2.99 %, mientras que el otro método usó un promedio de 13 %, lo que significa que nuestro método requería casi un 77 % menos de uso de la *CPU*.



**Figura 7.20** Bland-Altman muestra el nivel de acuerdo entre: (a) FC entre un monitor de una UCIN y con nuestro método propuesto, (b) FR entre un monitor de una UCIN y con nuestro método propuesto.

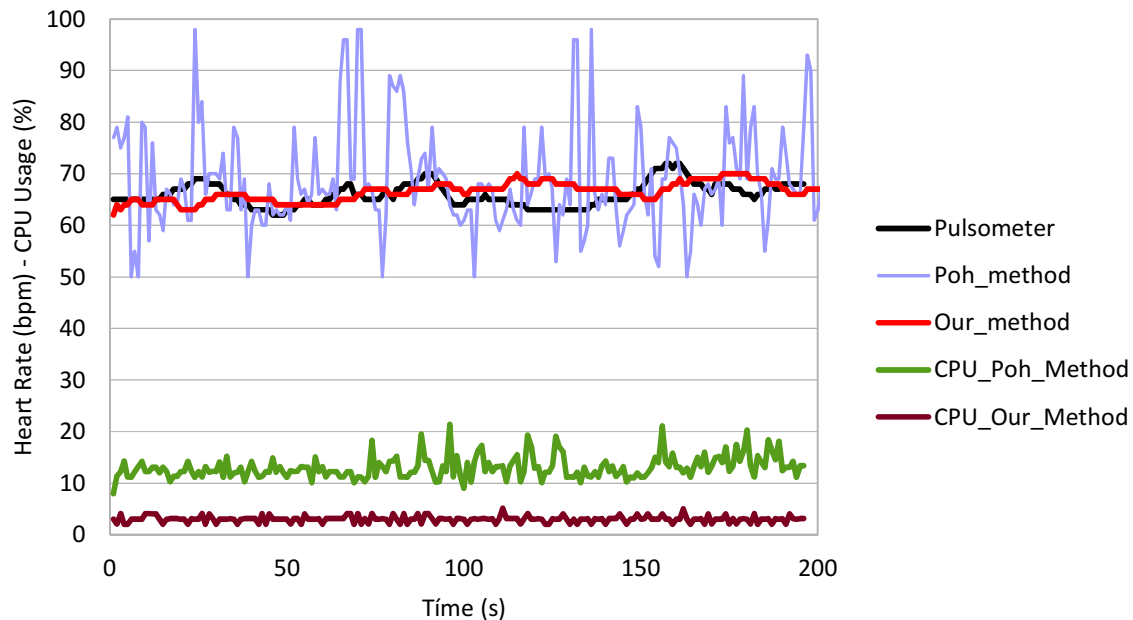


Figura 7.21 Comparación de rendimiento entre nuestro método e ICA.

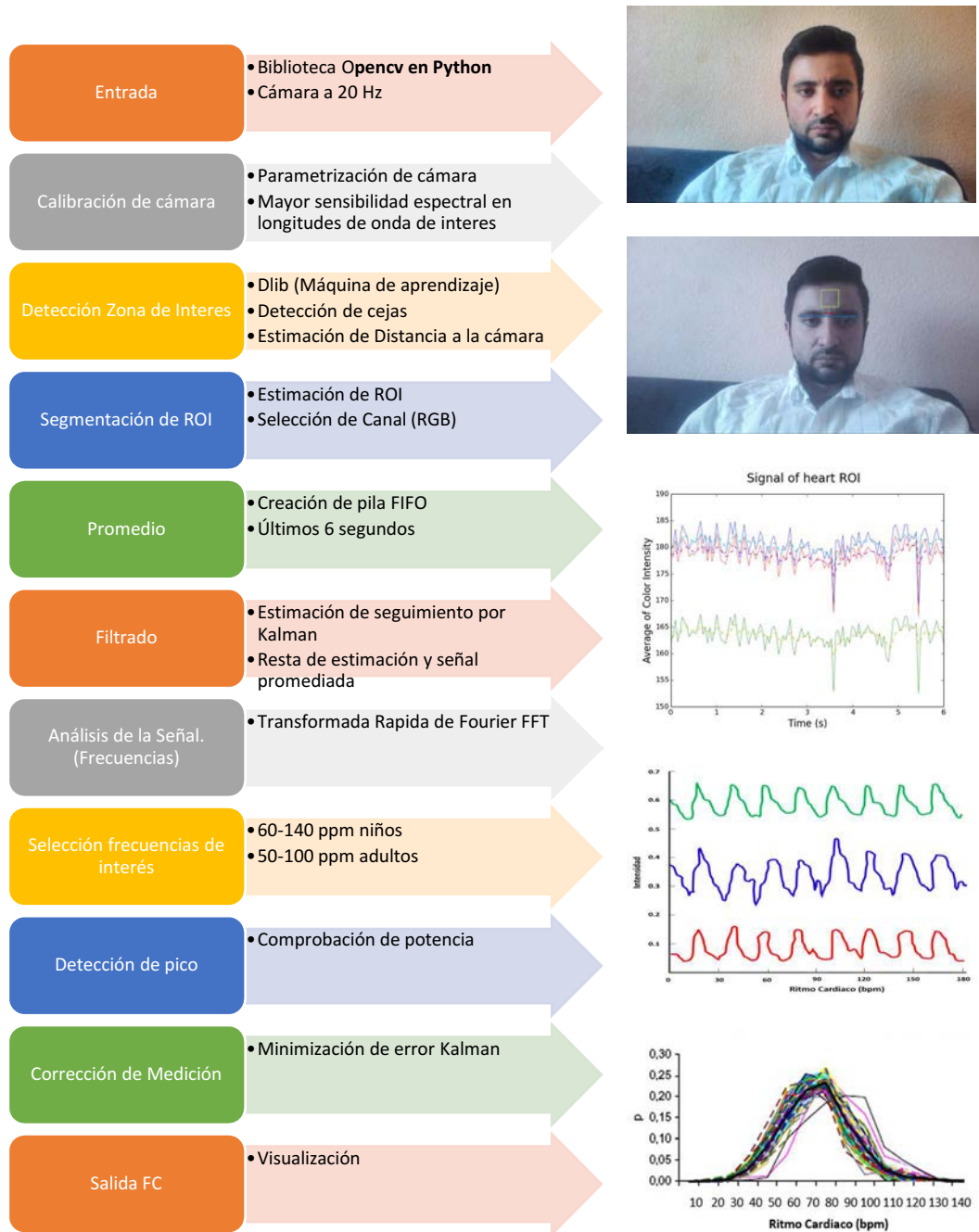
#### 7.4.- Segundo sistema propuesto para la medida del ritmo cardíaco.

En esta sección, se detalla la segunda propuesta de un sistema de medición de signos vitales en línea, siguiendo la secuencia de la primera propuesta; pero realizando mejoras significativas en algunas etapas que se desarrollan a continuación. El diseño del sistema propuesto se puede observar en la Figura 7.22, que se basa en el sistema ya propuesto en la Figura 7.16.

Las etapas de la adquisición y generación de la señal se mantienen de la primera propuesta, la mejora general va en la etapa de tratamiento de la señal. Después de múltiples pruebas y análisis, como ya se detalló en subsección 7.3.3, el filtro de media móvil es eficiente tanto computacionalmente y en la generación de la señal de seguimiento. La pérdida de los primeros instantes de la señal para generar la estimación, puede acarrear a pérdidas de información, por lo mismo se buscó otra alternativa y la mejor opción es el filtro de Kalman.

La aplicación de este filtro es excelente por tres razones: primero la señal promediada está cambiando continuamente. Segundo, a partir de las medidas pasadas y

la medida presente, se estima el estado del sistema y no es necesario mantener ningún tipo de histórico, sino solo el estado anterior. Y tercero, es un algoritmo muy ligero lo cual lo hace muy rápido y aplicable en sistemas de funcionamiento en línea.



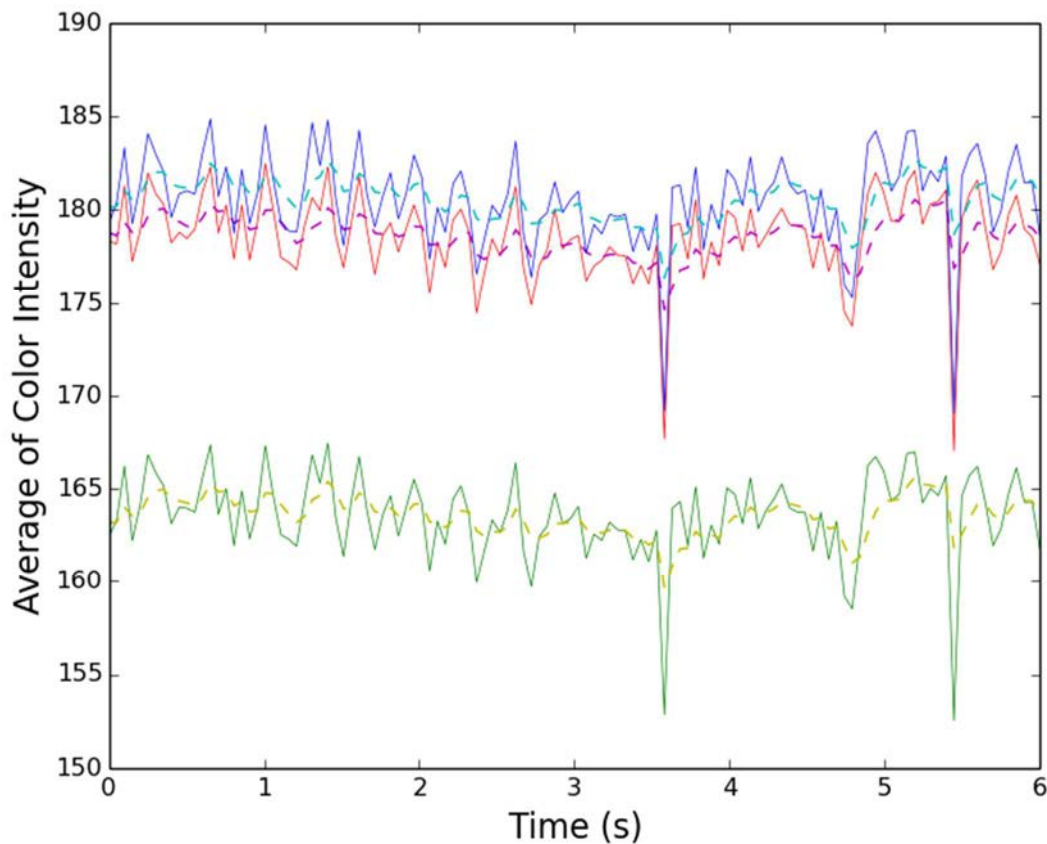
**Figura 7.22 Comparación de señal de filtrado downsampling y Media Móvil.**

Los valores aplicados en nuestro filtro de Kalman, se presentan en la Tabla 7. Se puede observar en la Figura 7.23, tanto la señal *FPG* promediada y la señal de seguimiento mediante el filtro de Kalman.

| VALOR A ESTIMAR                        | PROMEDIO DE PÍXELES |
|--|---------------------|
| valor inicial del estimador            | 2.5                 |
| desviación estimador inicial           | 0.1                 |
| desviación típica en la observación    | 1 e-6               |
| desviación típica en modelo de estados | 1 e-4               |

**Tabla 7** Parámetros calculados para filtro de Kalman.

Un filtro de baja frecuencia, por lo tanto, se genera restando la señal promedio de la señal de seguimiento generada mediante Kalman. La cual es estable, con un tiempo inicial de estabilización rápido, muy sensible a los cambios en la señal y con un bajo coste computacional.



**Figura 7.23** Señal Promedia (línea continua) y Señal de seguimiento propuesta (línea entrecortada), en los canales RGB.

#### 7.4.1.- Resultados.

Con el fin de comprobar la exactitud de nuestro sistema, se llevan a cabo diferentes mediciones. Con ellas se desarrollan las siguientes evaluaciones y verificaciones de medidas.

1. Se procesó la base de datos MAHNOB-HCI, replicando el procedimiento realizado por (Lam y Kuno 2015), para comparar el método presentado con los errores de estimación de la *FC* expuestos en su trabajo.

Los resultados de este experimento demuestran la robustez de nuestro algoritmo, al utilizar los mismos datos que LAM2015 con nuestro método. Un total de 487 vídeos se procesaron para calcular el error absoluto medio (MAE), error cuadrático medio (RMSE) y el porcentaje de medidas en las cuales el error absoluto era menor 5 ppm, Tabla 8. Nuestro método, aunque no tiene el mejor rendimiento, tiene dos componentes que lo mejoran. Primero, el tiempo de procesamiento que afirman los autores es de aproximadamente de 7 minutos para procesar 30 segundos de grabación, mientras que nuestro método procesa la información en línea. En segundo lugar, ellos trabajan con el análisis de diversas áreas, en nuestra propuesta se analiza solamente la frente y los resultados obtenidos son muy aproximados a los suyos. En muchos vídeos la *ROI* estaba contaminada con el casco para medir las ondas cerebrales, por lo cual las estimaciones con el método propuesto en esos segmentos de video fueron deficientes. Un análisis de diversas áreas de la cara, permitiría mejor las estimaciones.

| Método         | MAE  | RMSE | % Error Absoluto |
|----------------|------|------|------------------|
| Baseline       | 36.7 | 42.7 | 4.9 %            |
| Poh2011        | 13.6 | 21.3 | 46.2 %           |
| Li2014         | 7.8  | 15   | 68.1 %           |
| LAM2015 1      | 5.2  | 9.4  | 73.1 %           |
| LAM2015 2      | 4.7  | 8.9  | 75.1 %           |
| Nuestro método | 5.8  | 5,7  | 70.0 %           |

Tabla 8 Parámetros calculados para filtro de Kalman.

2. Se realizó en línea las mediciones de los individuos descritos en la Tabla 9. La población que participó en este experimento, lo hizo de manera voluntaria. Fueron personas de distinta edad, sexo y tipo de piel (se detalla en la Tabla 1). Todos los individuos analizados eran sanos y sin complicaciones aparentes.

|                | Edad              | Sexo             | Tipo de Piel                         | # Individuos |
|----------------|-------------------|------------------|--------------------------------------|--------------|
| <b>Niños</b>   | < 18              | 2 Fem,<br>2 Mas. | II, V<br>II, I                       | 4            |
| <b>Adultos</b> | > 18<br>y <<br>50 | 5 Fem,<br>5 Mas. | I, II, V, IV, V<br>V, IV, III, V, VI | 10           |
| <b>Mayores</b> | > 50              | 2 Fem,<br>2 Mas. | IV, I<br>III, IV                     | 4            |

Tabla 9 Detalle de población del experimento.

Se toman mediciones cada segundo, durante un periodo de tiempo mayor a 110 segundos, obteniendo un total de 2647 mediciones. Se utiliza el método de Bland-Altman, que permite comparar las mediciones realizadas tanto por el pulsímetro de dedo, así como por nuestro método. Por la cantidad de muestras se utiliza el método con el análisis de los ratios y las medias de las dos técnicas. Los resultados se representan en la Figura 7.24 y Tabla 10.

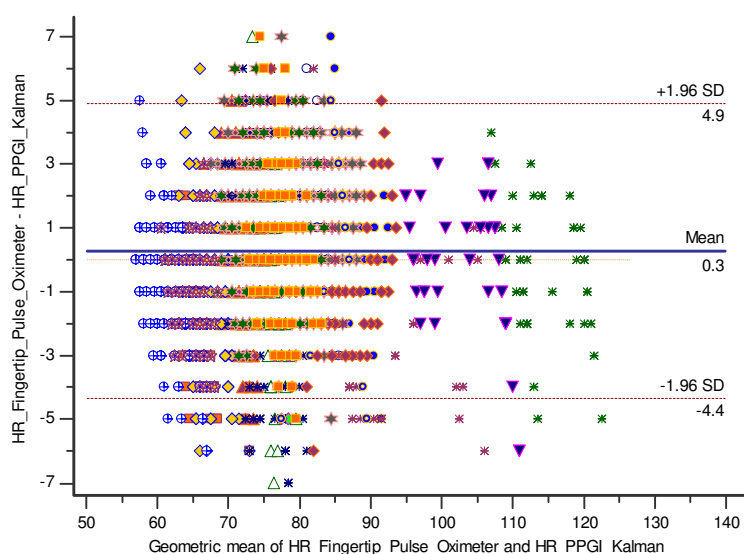


Figura 7.24 Gráfico de Bland-Altman que muestra el nivel de acuerdo entre el pulsímetro y la FC estimada con nuestro método.



|                      | Valores |
|----------------------|---------|
| Tamaño de la muestra | 2647    |
| Media Aritmética     | 0.2724  |
| Desviación estándar  | 2.3586  |
| Limite inferior      | -4.3504 |
| Limite superior      | 4.8952  |

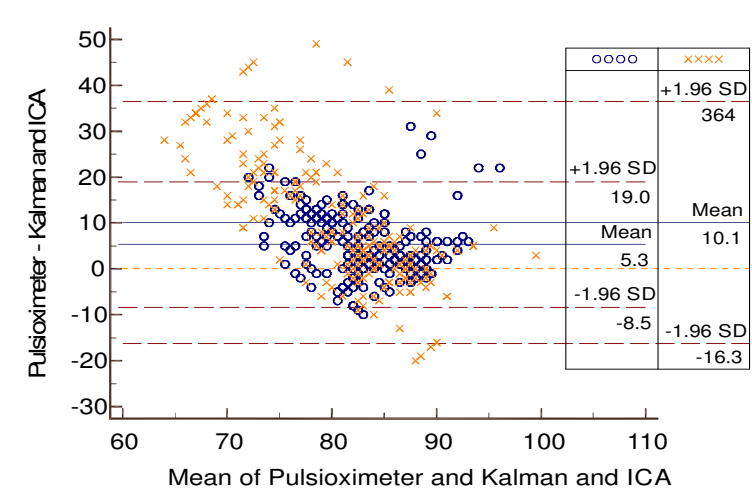
**Tabla 10 Información sobre diferencias encontradas en las mediciones por el método de Bland-Altman.**

A pesar de haber hecho el análisis anterior, el cual es un buen punto de referencia, se ha visto claramente que las grabaciones se hicieron en un ambiente controlado. No hubo variaciones de luz, sombras o movimientos naturales por los sujetos grabados, una vez que se conectaron a los diferentes aparatos de medición. Por lo tanto, se realizó otra evaluación con 18 individuos en situaciones más realistas tales como diversos tipos de iluminación (natural, incandescente, fluorescente), aparición de sombras, grabaciones retro iluminadas o variaciones de la intensidad luminosa. Hubo interacción con sujetos humanos, produciendo lenguaje corporal, movimientos naturales, y más. Se analizaron los resultados mediante el método de Bland-Altman, con el fin de mostrar el rendimiento y la fiabilidad del sistema. Las diferencias entre las estimaciones de contacto y mediciones sin contacto, se representaron en función de los promedios de ambos sistemas de *FC*. Los medios están representados por líneas de puntos; 95 % de los límites de acuerdo ( $\pm 1,96$  SD) se representan por líneas discontinuas en las parcelas de la Fig. 8(a). Específicamente, el sesgo medio fue de 0,3 con límites de acuerdo del 95 % -4,4 ppm a 4,9 ppm para la *FC*. La desviación estándar de los residuos es de 2,36 para la *FC*. Los resultados confirman una buena correlación entre las mediciones de *FC*.

Existe una ligera diferencia sistemática entre las dos mediciones. Por un lado, esto se debe a que el dispositivo de medición estándar es un oxímetro de pulso de dedo. Las especificaciones técnicas de un oxímetro de pulso, sugieren una precisión de  $\pm 3$  dígitos entre 20 ppm y 250 ppm con buena perfusión. Además, algunos valores atípicos fueron causados por fuertes

movimientos de sujetos, la presencia ocasional de no detección y el tono de la piel de algunos de los sujetos. No se debe olvidar que en las concentraciones de melanosomas más altas, los cambios en la hemoglobina son indetectables, su coeficiente de absorción es mucho mayor. En este ensayo, varios sujetos tuvieron tipos de piel IV, V o VI, como puede verse en la Tabla 9.

- El método propuesto y el método *ICA*, se compararon realizando mediciones en línea. Ambos métodos se evaluaron frente a las mediciones del pulsímetro. Estas mediciones permiten evaluar los dos métodos, mientras estaban operando en un entorno cambiante (variaciones en el tipo de luz, intensidad cuando el sujeto está en movimiento constante durante 4 minutos). Ambos métodos analizan la misma información de rastreo de rostro y selección de *ROI*, como se describió en las subsecciones anteriores. La medición se evalúa en la Figura 7.25.

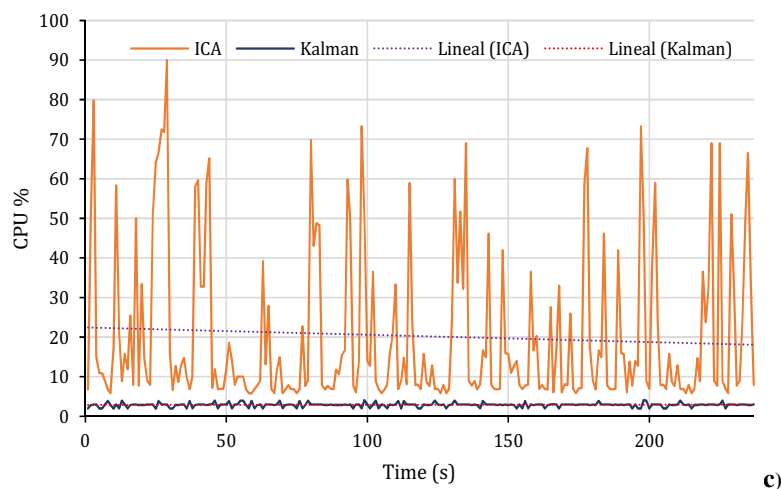


**Figura 7.25** Gráfica de Bland-Altman que muestra el nivel de acuerdo entre el pulsímetro, el método *ICA* y la *FC* estimada cuando la persona está en movimiento.

Se observa la evaluación de nuestro método, comparando su desempeño con el pulsímetro y el método *ICA*, ejecutándose al mismo tiempo todos en línea. Todo esto ocurre en una situación real: el sujeto de la prueba caminaba en diferentes ambientes, con diferentes iluminaciones, interactuando y moviéndose durante las mediciones (el sujeto no solamente caminaba sino

que también se ponía de pie y se sentaba). Los resultados de esta evaluación confirman que nuestro método es más robusto y preciso. Es importante destacar que en esta última evaluación, ambos métodos procesan la misma información. O sea, la cámara captura las imágenes con los ajustes detallados anteriormente, se determina la *ROI* con el método propuesto en la sección 7.2.3, los píxeles de la *ROI* son promedios, se generan las pilas *FIFO* y ambos métodos procesan la misma señal *FPG* simultáneamente.

4. Por último, en la Figura 7.26 se muestra el historial de la utilización de la *CPU*, cuando se estimaba la *FC* con el método propuesto y el método *ICA* (las características de la *CPU*, un procesador Intel Core i7-4500U de 2,4 GHz). De la misma manera, ambos métodos analizan los mismos datos de la señal *FPG*, como se describió anteriormente. Se puede ver que la utilización de la *CPU* con el método *ICA* tiene picos altos en la utilización de la *CPU*. La utilización de la *CPU* con el presente método es estable, sin picos y la utilización máxima de la *CPU* fue de 4,1. Los resultados de esta evaluación confirman que el método propuesto es un algoritmo ligero y tiene una utilización estable de la *CPU* sin picos.



**Figura 7.26** Trazo que muestra del nivel de utilización del *CPU* cuando se realizaban las mediciones con nuestro método y el método de *ICA*.

Se han detallado dos propuestas interesantes para la medición de la *FC* y *FR*, mediante la técnica de *IFPG*. En el caso de la primera propuesta, al aplicar técnicas de análisis numérico, se ha establecido un filtro para reducir las frecuencias muy bajas. Esto reduce los artefactos y el desplazamiento de la señal *FPG* obtenida. Además, se han utilizado los tres canales de color para analizar la señal *FPG*. Esto permite una estimación más robusta de *FC* y *FR*, porque sus mediciones pueden ser interpoladas. De la misma manera, el algoritmo desarrollado es simple y de bajo costo computacional, lo que lo hace adecuado para la implementación en equipos con baja potencia de cálculo, por ejemplo dispositivos portátiles. Asimismo, la arritmia sinusal no se toma para las mediciones, lo que es importante para proporcionar un análisis independiente de los ritmos cardíacos y respiratorios. Con todo lo anterior, se ha desarrollado un sistema robusto y completo, que ha sido evaluado en una unidad de cuidados intensivos Neonatales.

En el caso de la segunda propuesta, un filtro para frecuencias muy bajas se desarrolla usando el filtro discreto de Kalman, con lo cual se obtiene un filtrado más robusto de los artefactos y el desplazamiento de la señal *FPG*. También, el ajuste adecuado de la cámara basado en las características del hardware, se explica con el fin de mejorar la adquisición de la señal *FPG*. Este ajuste de parámetros se puede extrapolar a diferentes cámaras. Igualmente, se analiza la orientación relativa óptima y el posicionamiento de la frente del sujeto con respecto a la cámara; produciendo así, un mejor seguimiento de *ROI*. Esto reduce los artefactos en la señal *FPG*. Adicionalmente, se presenta un método para eliminar errores o lecturas no deseados y permitir una estimación más precisa de la *FC* por el sistema. Finalmente, al igual que la primera propuesta, se desarrolla un algoritmo simple y ligero, que lo hace adecuado para la implementación en equipos con baja potencia de cálculo.

Con todo lo expuesto en estas dos propuestas y al contar con toda la información necesaria se plantea desarrollar un sistema que mida la *SpO<sub>2</sub>* en una persona mediante la técnica de *IFPG*. Esta propuesta se detalla en el capítulo siguiente.

# Saturación de oxígeno por *IFPG* en línea.

Capítulo 8.

*“Lo único que interfiere con  
mi aprendizaje es mi  
educación.”*  
Albert Einstein.

## **8. SATURACIÓN DE OXÍGENO POR *IFPG* EN LÍNEA.**

Como ya se explicó, el oxímetro de pulso consiste en dos diodos emisores (la primera luz roja emite a aproximadamente 650 nm y la otra luz infrarroja emite a aproximadamente 920 nm) y un detector de fotodiodos. Una carcasa de plástico cubre el miembro de la persona, los diodos y el fotodiodo para evitar la interferencia de fuentes de iluminación distintas de la luz del dispositivo. Esta carcasa también permite la correcta sujeción y posicionamiento del pulso del oxímetro. Debido a su fácil uso y colocación, la oximetría de pulso se ha extendido en el entorno clínico (durante la anestesia (Sugino, y otros 432-436), el cuidado crítico (Jubran 1999), el triaje (Mower, y otros 1995), etc.) y también en otros ambientes fuera del ámbito clínico como para el control del ejercicio físico (Tannheimer, Lechner y Steinacker 2014), en el estudio de la apnea de sueño (Chiner, y otros 1999), para el cuidado en el hogar (Carroll 1997), entre otros.

### **8.1.- Trabajo relacionado.**

Por la amplia utilización de los oxímetros, varios métodos se han propuesto el uso de cámaras para medir la saturación de oxígeno. En primer lugar, los dispositivos como teléfonos móviles, tabletas y ordenadores, se pueden implementar como un dispositivo de medición, porque estos son parte de nuestra vida cotidiana. Además, estos dispositivos permiten la adquisición de vídeos en línea y cada trama se puede procesar. Por lo tanto, se puede buscar y detectar cambios de color producidos por el flujo sanguíneo en los capilares de la piel.

El primer método realizado por (Wieringa, Mastik y van der Steen 2005) detalla la adquisición de los latidos del corazón, a través de una cámara de características muy especiales, con una frecuencia de muestreo de 100 Hz y mediante un sensor *CMOS* monocromático. Además, cuenta con una iluminación de tres longitudes de onda diferentes (diodos emisores de luz LED 660 nm, 810 nm y 940 nm). Este estudio

muestra la posible medición de la saturación de oxígeno sin contacto, a través de la reflexión de la luz. Una lente apocromática se utiliza para poner las tres longitudes de onda en foco en el mismo plano. Por esta razón, los latidos del corazón se encontraron en las tres longitudes de onda, por lo tanto, la saturación de oximetría se mide a través de una cámara y accesorios especiales.

Los autores demuestran la viabilidad de la adquisición de latidos cardíacos, relacionados con la adquisición de la técnica de imagen en múltiples longitudes de onda; utilizando una cámara digital. Es una investigación que demuestra la factibilidad y el potencial de la imagen fotopleletismografía para la oximetría de pulso, la cual la denominan tecnología de cámara  $SpO_2$ . Sin embargo, aclaran en sus conclusiones que esto será posible solamente si se pueden encontrar soluciones eficaces para obtener señales con una relación baja de señal - ruido, así como un filtrado robusto de artefactos de movimiento, de interferencia de la luz ambiental y deslumbramiento del tejido. Finalmente, sugieren tomar gran interés en situaciones que pueden afectar las mediciones, como la grasa subcutánea, el grosor de la piel, la pigmentación de la piel y la presión arterial, lo cual, en la presente investigación se ha tratado de detallar y analizar de manera profunda.

Otro método, detallado por (Kong, y otros 2013) utiliza dos cámaras monocromáticas con sensores *CCD*. Cada cámara tiene respectivamente, un filtro de banda estrecha de 660 nm y 520 nm, para medir la saturación de oxígeno de la sangre bajo una iluminación regular. El método utiliza dos longitudes de onda que no siempre están presentes dentro del espectro de todos los tipos de iluminación, por ejemplo en el caso del LED blanco o luz fluorescente. Por lo tanto, el método solamente funcionara correctamente en entornos con luz natural.

Se presenta la evaluación del sistema con mediciones realizadas en 30 sujetos, que indican que el dispositivo sin contacto propuesto está en acuerdo con el oxímetro de contacto. Con lo cual, presentan un método de medición de la saturación de oxígeno, mediante una cámara y sin agregar un sistema de iluminación adicional, Este método

rompe la limitación de la distancia entre el sujeto medido y la fuente de luz. En todo caso, los autores también detallan en la discusión, que una limitación importante es la eliminación de los artefactos de movimiento y de iluminación.

Otros métodos como los detallados por (Tarassenko, y otros 2014) (Villarroel, y otros 2014) (Bal 2015) que utilizan cámaras normales con sensores *CMOS* o *CCD*. Tienen diferentes configuraciones para la adquisición, respectivamente, con frecuencias de adquisición de 12 fps, 20 fps y 30 fps; resolución 5 megapíxeles, 2 megapíxeles y 0.3 megapíxeles; y la distancia 100 cm, 40 cm y 50 cm. Los métodos calculan la saturación de oxígeno bajo una iluminación regular. Además, los métodos muestran que la saturación de oxígeno se puede calcular a través de los canales rojo y azul de la cámara RGB, lo que cambia es la herramienta utilizada para la extracción de la señal *FPG*. En el primero se utiliza el método autorregresivo en vez de la *FFT*, que es método para el análisis espectral que puede producir espectros superiores a los de los métodos basados en *FFT*, para secuencias de datos pequeñas. Pero es un método paramétrico, donde se asume algún tipo de modelo de señal antes del cálculo de la estimación de la densidad espectral de potencia. Por lo tanto, se supone que algún conocimiento de la señal se sabe de antemano. Esto es correcto en cierto grado para la parte pulsátil de la señal *FPG*, pero no para la componente de baja frecuencia y artefactos. Por lo mismo los autores afirman que la frecuencia dominante en la forma de onda *FPG* es la *FC*, como resultado de los cambios en el color y el volumen de vasos superficiales con cada ciclo cardíaco. Así como el movimiento de la respiración-síncrono, que también modulan la amplitud de la forma de onda de la señal *FPG*; por los cambios de ángulo causada por el movimiento del sujeto. Finalmente, los cambios en el espectro de la iluminación incidente, afectaran a la amplitud de la señal de baja frecuencia de la señal *FPG* adquirida por los dos canales de color diferente, y para los autores no está claro cómo este problema puede ser resuelto.

Además, el autor informa en la etapa de filtrado la generación de una señal de seguimiento, pero no se dan detalles de la misma, solo se habla del filtrado pasa banda de tipo Butterworth. Por último, el método propuesto por estos autores no solamente



depende de la posición de la cara del paciente, sino también en la búsqueda de un retorno de la inversión (referencia de fondo), lo cual limita su funcionamiento a ambientes donde las condiciones sean controladas. En la figura de la publicación, se puede observar cómo se selecciona la región de análisis y el retorno de inversión.

En el segundo método se utiliza el análisis *ICA* en los tres canales del video para obtener la forma de onda pulsátil de la señal *FPG*. Luego, modelan la salida del proceso *ICA*, con un conjunto de modelos autorregresivos, con lo que identifican la parte pulsátil y la componente de baja amplitud y ruidosidad registrada por la cámara de video. Finalmente, mediante un filtro pasa banda de respuesta finita de impulsos filtra la señal cardíaca y respiratoria. Aunque, no existe un detalle más específico del proceso, los autores afirman que las mediciones se realizaron en niños prematuros. Las grabaciones se analizaron en los instantes estables, donde existía mínimo movimiento de los bebés. A pesar de esto, existieron problemas que impidieron la estimación de los signos vitales, como cambios en las condiciones de iluminación, movimientos de los bebés y la falta de área visible de la piel. Además, existen gráficas, en las que se puede observar un grado de concordancia entre las mediciones durante un tiempo de 20 minutos, en los cuales se observan arritmias que podrían ser artefactos, pero al no contar con los datos completos y ser un tiempo amplio de análisis, no se podría dar un análisis más profundo del método.

Y el tercer método en cambio utiliza wavelets para el análisis de la señal *FPG*, y para el prefiltrado se genera la señal de seguimiento mediante el método ya comentado “smoothness priors”, que como se explicó en la sección 6.1 muestra buena precisión en la estimación, aunque pequeños movimientos del paciente o variaciones de luz corrompen las mediciones, debido a la metodología utilizada en el prefiltrado; que es la misma metodología utilizada en el método anteriormente detalló.

Sin embargo, los métodos anteriores sufren la limitación significativa, que solamente funcionan en entornos con luz natural o una excelente iluminación. Además,

los métodos únicamente funcionan en implementaciones fuera de línea, ya que sus algoritmos tienen un alto coste computacional.

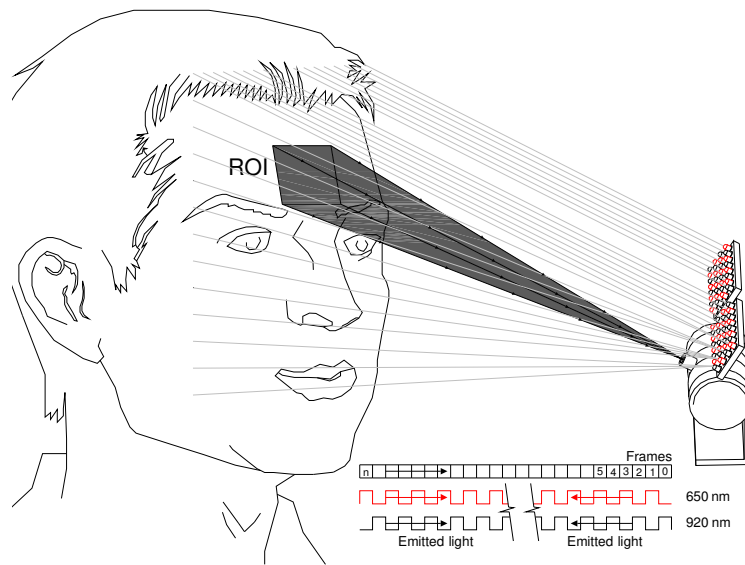
Por otra parte, únicamente un método (Guazzi, y otros 2015) utiliza un sistema automático para detectar la *ROI* mediante Haar Cascade detección. El problema de este detector es que sufre de un efecto de sacudida o agitación, que se puede ver claramente en los recuadros delimitadores de la región detectada automáticamente. Este problema podría causar ruido en la señal pletismográfica adquirida. A este método se lo llama Sophia, el cual permite realizar un seguimiento de los cambios de saturación de oxígeno en un entorno controlado, utilizando una cámara estándar situada a aproximadamente 1,5 m del sujeto. El método se evalúa en cinco voluntarios sanos cuyas saturaciones de oxígeno varían entre el 80 % y el 100 %. La secuencia seguida se muestra en una de las figuras de la publicación. Los autores muestran un buen grado de acuerdo entre sus medidas y las de un oxímetro; pero como afirman los autores, aún es necesario trabajo adicional para comprender el efecto de factores externos sobre la saturación de oxígeno. Estos efectos incluyen factores externos tales como condiciones de luz cambiantes, respuestas espectrales de cámara, movimientos, entre otros.

Por último, un método (Scully, y otros 2012) muestra las mediciones de la saturación de oxígeno utilizando un teléfono móvil. El dedo se coloca en la cámara digital, por lo que la luz de la linterna se refleja y el sensor de la cámara detecta esta luz. Aunque las mediciones se realizan a través del contacto entre el sensor de la cámara y el dedo, es importante detallar este método, porque el método funciona con una luz LED blanca. Este tipo de luz tiene dos picos de flujo relativo (alrededor de 450 y 575nm). Estos picos de flujo relativo, corresponden con las sensibilidades espectrales de las cámaras digitales (canal azul y rojo) y también corresponden a las regiones donde hay variaciones en las curvas de absorción de  $HbO_2$  y  $Hb$ .

### **8.2.- Sistema propuesto para la medición de la saturación de oxígeno.**

El método implementado en el presente trabajo, replica el funcionamiento del oxímetro de pulso pero sin contacto alguno. Una cámara estándar captura las imágenes,

al mismo tiempo que el método realiza el seguimiento de la región de interés. Además, el sistema tiene dos matrices de diodos emisores de luz, que componen una fuente de luz multiplexada (LSM); cada matriz ilumina diferentes fotogramas capturados por la cámara (marcos pares e impares) porque la cámara y la iluminación están sincronizadas. Por lo tanto, se obtienen dos señales pletismográficas a través del mismo canal del sensor de cámara (canal rojo). El enfoque sin contacto propuesto, demuestra que es posible la medición de saturación de oxígeno, a través de una cámara de color estándar con un sistema de iluminación elemental. Además, el sistema tiene su propia iluminación, por lo cual funciona independientemente de la iluminación ambiental. Se puede observar el sistema propuesto en la Figura 8.1.



**Figura 8.1** Esquematización del sistema propuesto.

### 8.2.1.- Hardware.

La cámara utilizada es la misma cámara web con sensor OV9710 HD CMOS, por lo cual, no se detalla el resto de características que se encuentran en las secciones anteriores.

Se desarrolla una fuente de luz multiplexada que se coloca paralelamente a la lente de la cámara y perpendicular a la frente de la persona. El sistema de iluminación multiplexado *MLS* se compone de una matriz intercalada de 24 LEDs. El primer grupo tiene 12 LEDs rojos, con una longitud de onda pico de aproximadamente 640 nm y el segundo grupo tiene 12 LED *IR*, con una longitud de onda pico a aproximadamente 950 nm (ambos tipos de LEDs tienen el tamaño T-1 3/4). La disposición de los LEDs rojo e *IR* se representa en la Figura 8.2.

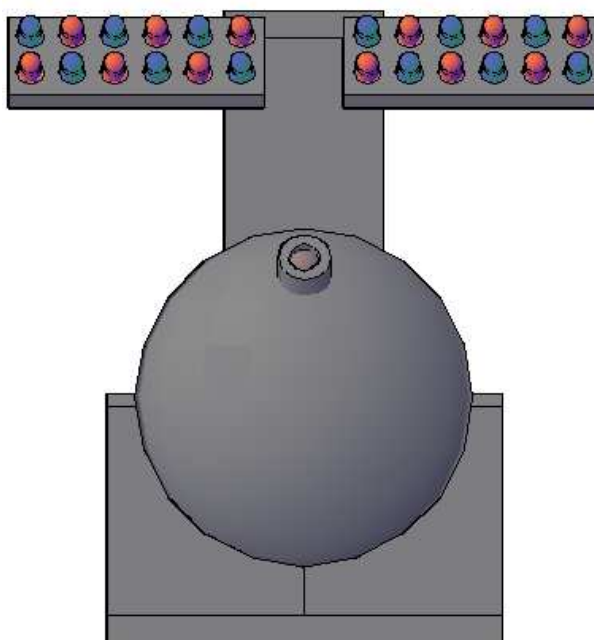


Figura 8.2 Disposición de los LEDs del *MLS*.

Los diodos rojos e *IRs* utilizados para la iluminación tienen un corto tiempo de conmutación y tienen un ángulo de haz de media intensidad de  $\pm 20^\circ$ . Los diodos *IR* (OSRAM Opto Semiconductors SFH 4546) emiten una intensidad radiante de 130 mW/sr a una corriente directa de 100 mA. Los diodos rojos (Kingbright Europa LED L-1513SRC-J4) emiten intensidad radiante de 38 mW, a una corriente directa de 30 mA.

### 8.2.1.- Diseño del *MLS*.

Se debe prestar atención a la cuestión de la seguridad de los ojos y de la piel. La potencia radiada de los LEDs y/o *IR*-LEDs y/o el tiempo de exposición, afectan la piel y

a los ojos de diferentes maneras. Un largo tiempo de exposición o alta radiación, podría causar una destrucción de las células por el sobrecalentamiento del tejido irradiado. Esto da como resultado un daño permanente al tejido. Por estas razones, se diseña el *MLS* respetando el estándar IEC-62471. En la norma IEC-62471 para la luz en longitudes de onda desde 200 nm hasta 3000 nm, se indican tres límites de exposición distintos: el límite de exposición al riesgo térmico para la piel ( $t < 10$  s), el límite de exposición al riesgo térmico para la córnea y la retina ( $t < 1000$  s).

El *MLS* se compone de la matriz de 12 LEDs infrarrojos y 12 x LEDs rojos. La primera matriz tiene una operación pulsada en el impulso de *IF* (*corriente directa*) = 100 mA, longitud de onda pico 950 nm. La segunda serie tiene una operación pulsada en *IF* = 10 mA, longitud de onda pico 640 nm. Ambas matrices tienen tiempo de impulso  $t_p = 16,5$  ms, ciclo de trabajo  $D = 0,5$  para fines de irradiación, la distancia mínima al usuario  $r > 0,5$  m para una iluminación de cara, tamaño de matriz de  $0,3 \times 0,3$  mm<sup>2</sup>, tiempo de exposición  $t > 1000$  s.

Según IEC-62471-1, los valores de riesgo se dan a una distancia fija entre la fuente y el tejido ( $d \leq 200$  mm). Los límites de emisión para el grupo exento (sin peligro) son:

- Exposición radiación infrarroja  $EIR \leq 100$  [W/m<sup>2</sup>] con  $t > 1000$  s - para la córnea,
- Luminosidad ponderada por riesgo de quemadura  $LR \leq 28000 / \alpha$  [W/ m<sup>2</sup>/sr] dentro de 10 s (Aproximadamente  $2,94 \times 10^5$  mW/mm<sup>2</sup>/sr), y
- Rayos infrarrojos cercanos (bajo estímulo visible)  $LIR \leq 6000 / \alpha_{eff}$  [mW/mm<sup>2</sup>/sr] para  $t > 10$  s (Aproximadamente 545,5 mW/mm<sup>2</sup>/sr) - para retina, donde  $\alpha_{eff}$  es el ángulo subtendido eficaz.

Para los valores de exposición de nuestro *MLS* se calculan:

- La irradiancia  $E_e = 78 \text{ W/m}^2 \ll E_{IR}$ ,
- $LR(t = 16.5 \text{ ms}) = 433.3 \text{ mW/mm}^2/\text{sr} \ll 2.94 \times 10^5 \text{ mW/mm}^2/\text{sr}$ , y
- $LIR(t=1000 \text{ s}) = 216.7 \text{ mW/mm}^2/\text{sr} \ll 545.5 \text{ mW/mm}^2/\text{sr}$ ; que están por debajo de los límites.

Una revisión de los LEDs de alta potencia actualmente disponibles, muestra que un solo LED con una longitud de onda entre 510 nm y 660 nm (longitud de onda dominante), siempre cae dentro del grupo de riesgo exento. Esta afirmación se basa en la tecnología de semiconductores existente. Por ejemplo, OSRAM (Stich, Wolfgang y Rafael 2012), muestra un modelo de cálculo para evaluar el riesgo térmico retiniano de un LED rojo, con una longitud de onda de 615 nm y una intensidad luminosa de 100 cd. El resultado mostró que un LED de este tipo, pertenece al grupo de riesgo exento. En nuestro caso, el LED rojo con una longitud de onda de 640 nm, tiene una intensidad luminosa de 11 cd. Además, se utiliza una corriente directa de 1 mA, entonces la intensidad luminosa es media. Por lo tanto, no es necesario calcular la seguridad para los LEDs rojos.

### **8.3.- Algoritmo de procesamiento.**

El esquema general adoptado para el procesamiento de las imágenes, estimación de la  $FC$  y la  $SPO_2$ , se ilustra en la Figura 8.3. Las mediciones son adquiridas en línea. Como primer paso, la cámara y  $MLF$  se sincronizan. Un microcontrolador Arduino hace parpadear la matriz de LEDs y se comunica a través de una interfaz serie con el ordenador al script realizado en Python.

Los datos recopilados de todos los sujetos se analizan en línea, usando un algoritmo personalizado en Python. Como primer paso, la cámara y la fuente de luz se sincronizan. Un microcontrolador Arduino hace este trabajo, ya que hace parpadear la matriz de LEDs, y se comunica a través de una interfaz de tipo serie con Python. El

primer fotograma de adquisición se utiliza para el reconocimiento de las caras. Se analizan los parámetros de pose facial (tono, guiñada y alabeo).

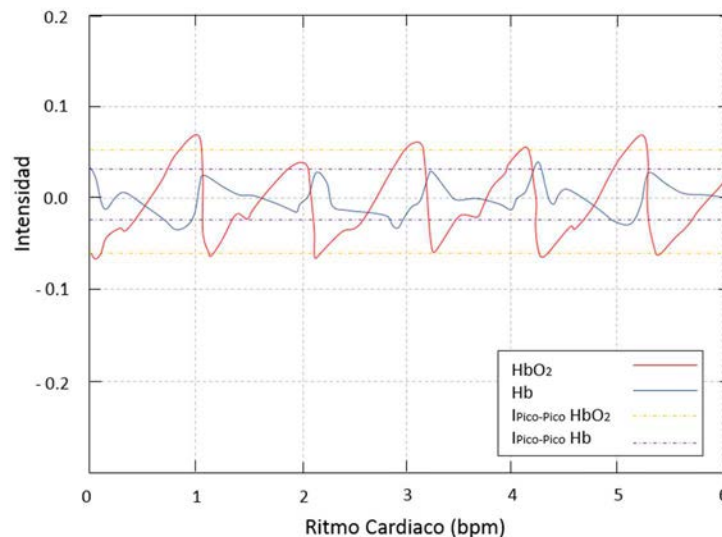


**Figura 8.3** Secuencia utilizada para las mediciones.

El principio y el final de las cejas definen la región de análisis. Se utiliza la misma metodología detallada en la subsección 7.2.3, con lo que la forma de la región es un cuadrado, de 40x40 paralelo a la línea imaginaria que conecta las cejas y su tamaño depende de la distancia entre las cejas. Además, variará su forma, tamaño y ángulo dependiendo de la pose facial. Una vez que se define la región de análisis, sus píxeles se combinan en un solo brillo medio. Con cada promedio de cada nueva trama, se genera dos pilas *FIFO*. La primera pila, se genera con tramas pares (trama iluminada a 640 nm)

y la segunda pila, se genera con tramas impares (trama iluminada a 950 nm). La dimensión de las pilas es de 6 s. Este valor se selecciona porque es lo suficientemente largo como para tener un mínimo de seis pulsos cardíacos. Después de llenar la pila, el método de Kalman estima el desplazamiento de las señales. La sustracción de la señal media y la señal de seguimiento genera un filtro de baja frecuencia (prefiltro). Es muy estable y sensible a los cambios en la señal; además, tiene un tiempo inicial muy rápido de estabilización y un bajo costo computacional.

Una vez que se han adquirido las dos señales pulsátiles fotopletoemográficas, que se pueden observar Figura 8.4, se procede a buscar la saturación de oxígeno, se necesitarán los niveles de intensidad máximos y mínimos de ambas señales, durante un intervalo de tiempo del período de 6 segundos de análisis. Como siempre existen pulsos con distinta amplitud, se buscan los picos máximos y mínimos presentes en la ventana. Se calcula la mediana de estos valores pico, obteniendo la intensidad máxima y mínima respectivamente para las dos longitudes de onda de análisis.



**Figura 8.4** Señales fotopletoemográficas obtenidas con fotografías pares y otra con los fotografías impares.

Una vez almacenados los valores máximos y mínimos de todos los pulsos presentes, se halla el valor eficaz de la señal presente en la ventana de 6s, ecuaciones (30) y (31):



$$I_{Pico-Pico} = I_{max} - I_{min} \quad (30)$$

$$I_{RMS} = 0.5 \times \frac{I_{Pico-Pico}}{\sqrt{2}} \quad (31)$$

A partir de la ecuación (12), de la relación de la absorbancia de la luz en el tejido humano y sabiendo que la intensidad lumínica del haz es proporcional a la intensidad eficaz de las señales obtenidas, se puede implementar el cálculo que permitirá hallar la relación  $R$  de absorbancias de la luz a las dos longitudes de onda propuestas, ecuación (32):

$$Ratio = \frac{A_R}{A_{IR}} = \frac{\log(I_{RMS640nm})}{\log(I_{RMS950nm})} \quad (32)$$

Por último, se debe relacionar el ratio con la estimación de la saturación de oxígeno; a través, de la curva de calibración empleada por el oxímetro, como se detalló en la subsección 5.3.2, y teóricamente,  $R$  debe ser lineal o casi lineal. Nuestras bandas de análisis cumplen con los requisitos teóricos del oxímetro. Sin embargo, la linealidad de  $R$  y la saturación de oxígeno se ve afectada por la diferencia entre la penetración de 640 nm y 950 nm, ya que se está emitiendo la luz a una distancia de 50 cm. Por lo tanto, es necesario verificar la linealidad de  $R$ .

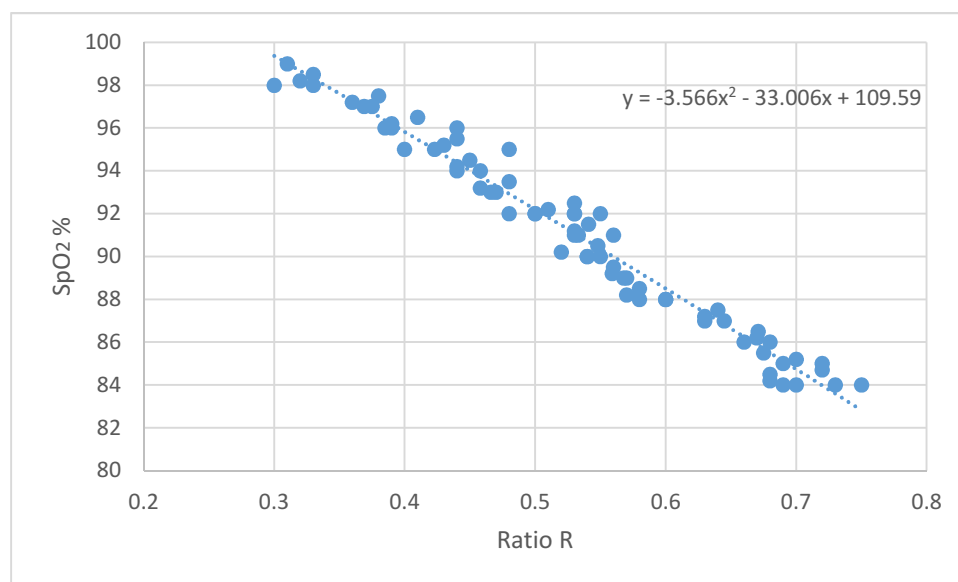
Para la calibración de  $R$ , se realiza diversas mediciones en 4 personas en diversos instantes de video, donde se pide a los sujetos de prueba que realicen 5 apneas de manera repetida. Una de las pruebas, puede observarse en la Figura 8.5. Los sujetos mantienen su respiración hasta que se sientan incómodos. El tiempo entre cada apnea dependía de la capacidad del sujeto de prueba para aguantar la respiración.

Los valores del ratio  $R$  medida con la cámara y su coincidencia con el oxímetro médico, para distintos valores de saturación de oxígeno, se utilizaron para calibrar y permitir que el ratio esté relacionado con la saturación de oxígeno en un amplio intervalo, el cual se busca mediante el ajuste polinomio como se detalla en la subsección 5.3.2. Mediante Excel se busca la línea de tendencia polinómica de segundo orden, con

lo que se consigue la ecuación (33) que tiene los coeficientes especificados en la ecuación (16).

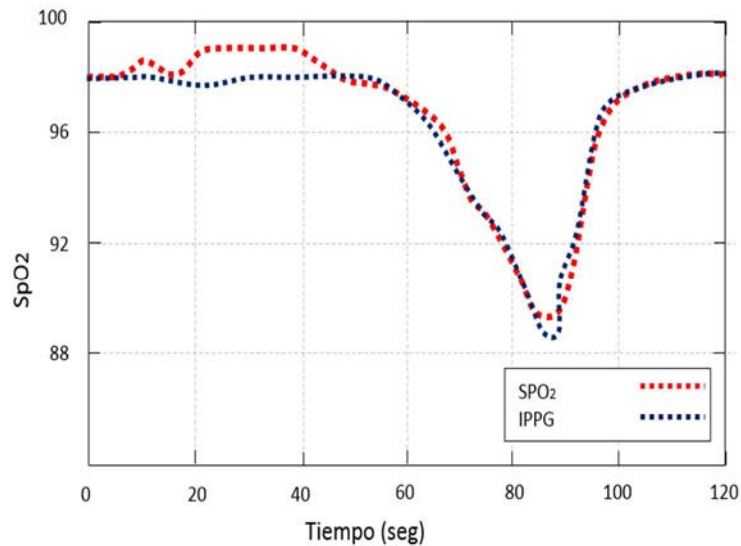
$$SpO_2 = 109.59 - 33.006R - 3.56R^2 \quad (33)$$

Los resultados se muestran en la Figura 8.5, en la que se observa que el valor R medido por el método propuesto tiene un buen nivel de concordancia con el oxímetro médico, aunque los valores obtenidos no son menores a 84 % de  $SpO_2$ , ya que es muy difícil conseguir valores más bajos con apneas. Para la calibración de los oxímetros comerciales, se obtiene los valores en una prueba de mediciones repetidas a sujetos sanos expuestos a mezcla empobrecidas de oxígeno o mezclas hipóxicas, hasta alcanzar un mínimo de saturación de oxígeno de 80 %. No se puede someter a los sujetos a  $SpO_2$  menores, pues es perjudicial para la salud, la calibración por debajo de este nivel se realiza por extrapolación (Trivedi, y otros 1997).



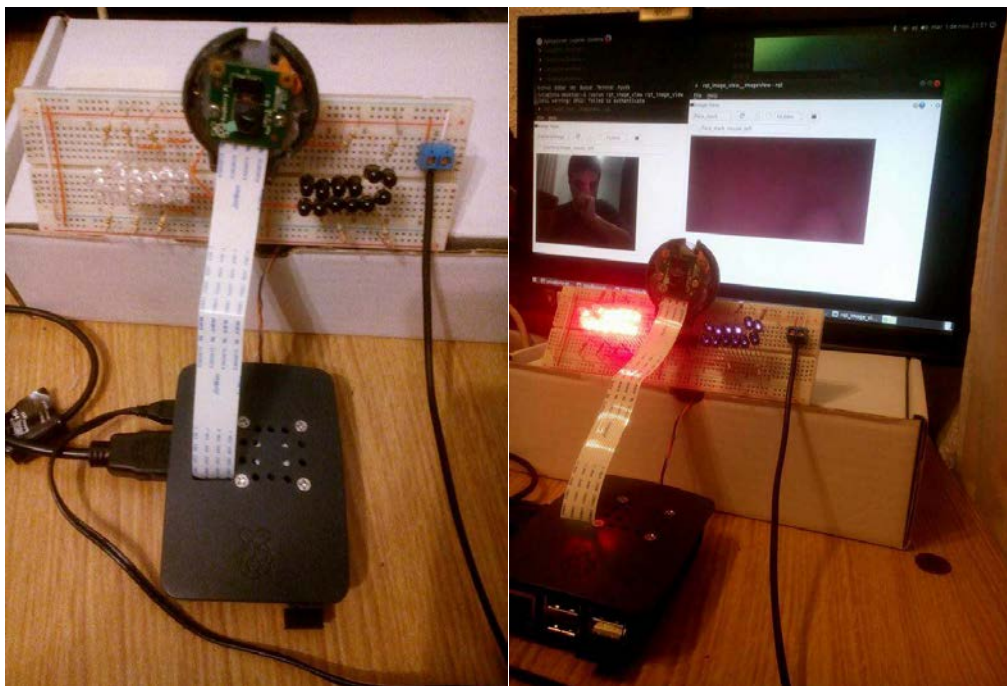
**Figura 8.5** Curva de calibración empírica de segundo orden que relaciona R entre el método por IPPG y el oxímetro médico.

Se presenta en la Figura 8.6 la comparación de los valores de  $SpO_2$  durante 30 segundos de respiración espontánea y una apnea hasta que el sujeto de prueba estuvo incómodo, las mediciones se cotejaron mediante un oxímetro médico y el método propuesto.



**Figura 8.6** Comparación de los valores de  $SpO_2$  durante 30 segundos de respiración espontánea y una apnea hasta que el sujeto de prueba estuvo incomodo. Mediciones realizadas con el oxímetro de contacto y el método propuesto.

Finalmente, se puede observar en la Figura 8.7, el sistema funcionando en una Raspberry Pi 3, en este caso ya no se necesita de la tarjeta Arduino, ya que la misma Raspberry Pi 3, se encarga de sincronizar y hacer funcionar el *MLS*.

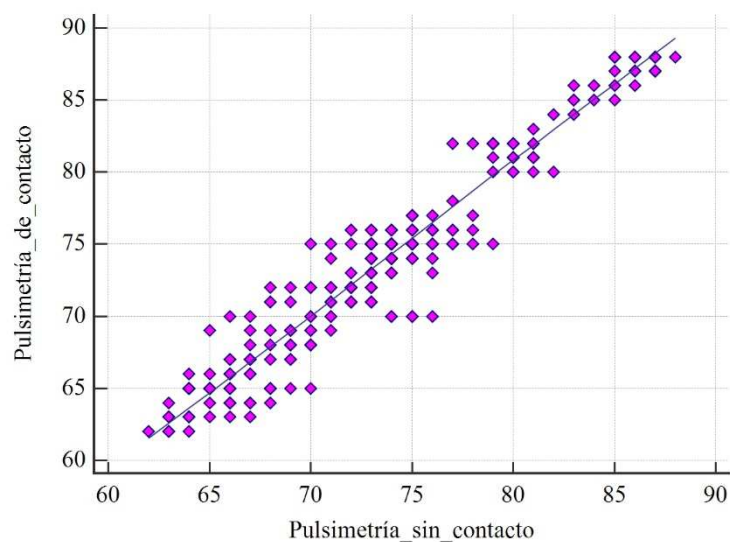


**Figura 8.7** Sistema de medición de la saturación de oxígeno integrado en una Raspberry Pi 3.

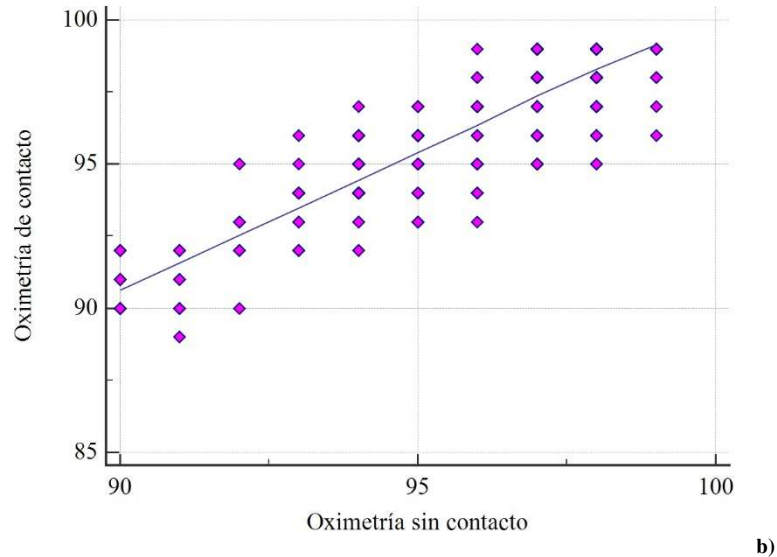
#### 8.4.- Resultados.

Para evaluar el método propuesto se realizó un experimento, donde participaron voluntariamente diez sujetos de edad y sexo diferente; para estructurar una muestra heterogénea, permitiendo demostrar la eficiencia del método propuesto. Durante las mediciones, los sujetos estaban sentados frente a la cámara y a la iluminación multiplexada, ubicados a una distancia aproximadamente de 50 cm.

Se compararon los valores de las medidas, obtenidas mediante un oxímetro de pulso de dedo tradicional y el método de medición sin contacto propuesto. Los sujetos respiraban espontáneamente cuando los valores fueron medidos y otros realizaron apneas, por lo cual se pueden observar valores bajos de oxigenación. El grado de acuerdo para las mediciones, se calcula usando las mediciones tomadas de diez sujetos, como se muestra en la Figura 8.8. La figura muestra que los resultados con el dispositivo sin contacto, son comparables con los del dispositivo de contacto como monitor de pulsimetría, Figura 8.8(a) y oximetría, Figura 8.8(b).

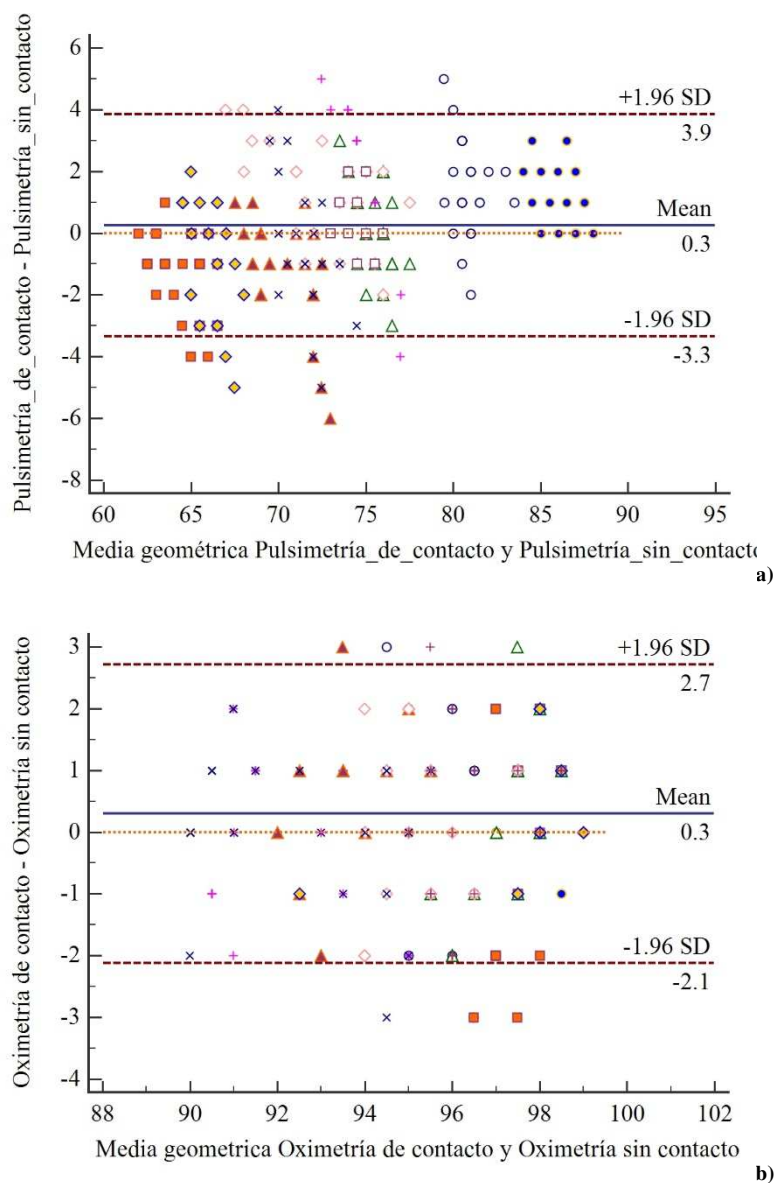


a)



**Figura 8.8. Diagrama de dispersión que muestra la relación entre las medidas realizadas con el método de contacto y el método propuesto sin contacto (a) *FC*, (b) *SpO<sub>2</sub>*.**

Además, se analizaron los resultados mediante el método de Bland-Altman, con el fin de confirmar el rendimiento y la fiabilidad del sistema. Las diferencias entre las medidas por contacto y sin contacto, se representan en función de los promedios de ambos sistemas para la pulsimetría y la oximetría, Figura 8.9. Los promedios están representados por líneas de puntos; 95 % de los límites de acuerdo ( $\pm 1,96SD$ ) se representan por líneas de trazos. Específicamente, el sesgo medio fue de 0,3 con límites de acuerdo del 95 %, -3,3 ppm a 3,9 ppm, para la *FC*. Y para la *SpO<sub>2</sub>*, el sesgo medio fue de 0,3 con límites de acuerdo del 95 %, -2,1 a 2,7 %. La desviación estándar de los residuos es de 1,83 para la *FC* y de 1,23 para el *SpO<sub>2</sub>*.



**Figura 8.9.** Gráficos de Bland-Altman que muestra el nivel de acuerdo entre las medidas realizadas con el método de contacto y el método propuesto sin contacto. (a) *FC*, (b) *SpO<sub>2</sub>*.

La medida remota de la pulsimetría y oximetría a través de una cámara de color estándar, mediante un *MLS* fue investigada en este trabajo. Se ha diseñado, implementado y evaluado un método, para obtener la *FC* así como la saturación de oxígeno. El método funciona a partir de imágenes capturadas de la cara de un sujeto, adquiridas y procesadas en línea. Finalmente, se evalúa el rendimiento del sistema, los resultados muestran un buen acuerdo entre las medidas realizadas por el método propuesto y las medidas obtenidas mediante un sensor de oxímetro de pulso comercial.

---

El sistema de iluminación utilizado, permite que el dispositivo esté libre de cualquier interferencia producida por la luz ambiental. Además, la mayoría de los métodos existentes tienen un costo computacional muy alto, y los pocos que están diseñados para trabajar en línea, también son muy susceptibles a artefactos (variación de iluminación y/o movimiento de personas). Todas estas deficiencias han sido ampliamente superadas en el presente método.

# ***TC por Imagen Termografía*** **en línea** Capítulo 9.

*“El analfabeto del futuro no será la persona que no pueda leer, sino la persona que no sepa cómo aprender.”*  
Alvin Toffler.



## 9. TEMPERATURA POR IMAGEN TERMOGRAFÍA EN LÍNEA.

Una cámara termográfica o cámara térmica, es una cámara capaz de captar la radiación calorífica que emite un cuerpo. Todos los cuerpos por encima del cero absoluto ( $-273\text{ °C}$ ) emiten radiación, que dentro del espectro de ondas se encuentra en las frecuencias infrarrojas. Entonces, dependiendo de la radiación emitida, mayor será la temperatura del cuerpo. Como se vio la sensibilidad espectral del ojo humano es muy pobre (Figura 6.2), por lo que es imposible para el ojo humano ver las radiaciones infrarrojas que se encuentran en el intervalo de frecuencias entre 700 nm y 1000 micrómetros. Dentro de este amplio margen, las cámaras térmicas trabajan en un intervalo conocido como infrarrojo térmico, entre los 8 micrómetros y 14 micrómetros, que equivale aproximadamente a  $-20\text{ °C}$  y  $350\text{ °C}$ .

A diferencia de las cámaras normales, las cámaras térmicas no refrigeradas son una tecnología relativamente nueva, que aparece a partir del año de 1997 (Roche 2012 ). Trabaja mediante un sensor llamado microbolómetro, que al ser excitado por radiación infrarroja se calienta y cambia su resistencia eléctrica. Este cambio de resistencia produce un cambio de potencial, el cual es medido, por lo que se puede determinar la temperatura del píxel que ha sido irradiado. A este píxel se le asigna un color para cada temperatura y así se consigue una imagen coloreada, que representa las temperaturas que están emitiendo los cuerpos que han sido enfocados por la cámara.

### 9.1.- Fundamentos.

El sensor, el microbolómetro se asemeja a los sensores *CMOS* o *CCD*, pues está formado como una matriz de detectores. Las primeras cámaras termográficas tenían que ser enfriadas, ya que trabajaban con un solo sensor que se movía o en función de espejos, el sensor enfocaba píxel a píxel la escena. Una ventaja del sensor microbolómetro no refrigerado *IR* con una resolución común de 320 x 240 píxeles, es la disminución de la frecuencia del instrumento para calibrar su temperatura con la

temperatura ambiente. Además, al no tener un sistema de refrigeración se han reducido los precios, aunque aún en la actualidad una cámara *IR* supera los 1000 euros.

### 9.1.1.- Componentes de una cámara térmica.

Los principales componentes de las cámaras son la lente, el sensor, los enfriadores y circuitos de procesamiento de la imagen. Se puede observar en la Figura 9.1.



Figura 9.1. Componentes de las cámaras térmicas.

### 9.1.2.- El sensor.

Existen como ya se mencionó dos tipos de sensores: de estado sólido enfriado y Bolómetro no enfriado. En ambos casos, los sensores se ubican formando un conjunto plano a la distancia focal del lente. De igual manera, ambos enfocan simultáneamente una parte fija de una imagen mayor y pueden estar colocados en una o más capas. Los materiales usados en los sensores de las cámaras térmicas pueden ser muy variados, entre los principales se encuentra el antimonio de indio, arseniuro de indio y galio, siliciuro de platino (PtSi), entre otros. (RNDS 2011). Cada uno de ellos se utiliza según la banda *IR* de trabajo, donde tiene mejor desempeño. Dependiendo de la resolución, el sensor tiene desde 60.000 a 1.000.000 detectores individuales que encajan en resoluciones que van desde 160 x 120 a 640 x 480 píxeles.

### **9.1.3.- La óptica.**

Independientemente del tipo de sensor, las cámaras térmicas tienen lentes de germanio, silicio o seleniuro de zinc. Son materiales que evitan la entrada del espectro de la radiación visible, pero permiten el paso de la radiación infrarroja, con una longitud de onda comprendida entre 2 y 14 micras. (Roche 2012 ). Y al igual que las cámaras RGB, los parámetros que se deben considerar en los lentes son la distancia focal, el campo de visión y diámetro del objetivo.

### **9.1.4.- Aplicaciones.**

Las cámaras térmicas fueron desarrolladas específicamente para el ámbito militar. En la actualidad, con la reducción de su costo de fabricación y simplificación se está comenzando a implementar en múltiples aplicaciones específicas. Se enumeran unas cuantas aplicaciones:

En el área industrial, para la detección del comportamiento térmico de componentes eléctricos, localización de puntos calientes por fricciones en motores o máquinas eléctricas, detección de puntos calientes por conexiones mal realizadas, sobrecarga en circuitos eléctricos, problemas de aislamiento, en predicción de incendios o daños potenciales, entre otros.

En el área de la construcción, para la detección de fugas de calor, humedades, aislamientos deficientes, problemas en sistemas de calefacción, entre otros.

En el área de la medicina y veterinaria, para la medición de temperatura corporal, cambios de temperatura producidos por medicamentos, detección de animales salvajes en la noche, análisis de temperatura en diversas partes corporales, entre otros.

Y en otras áreas como detección de seres vivos en situaciones de emergencia, detección de focos de posibles incendios, análisis de cultivos, para la detección de personas en sistemas de seguridad o de animales invasores, entre otros.

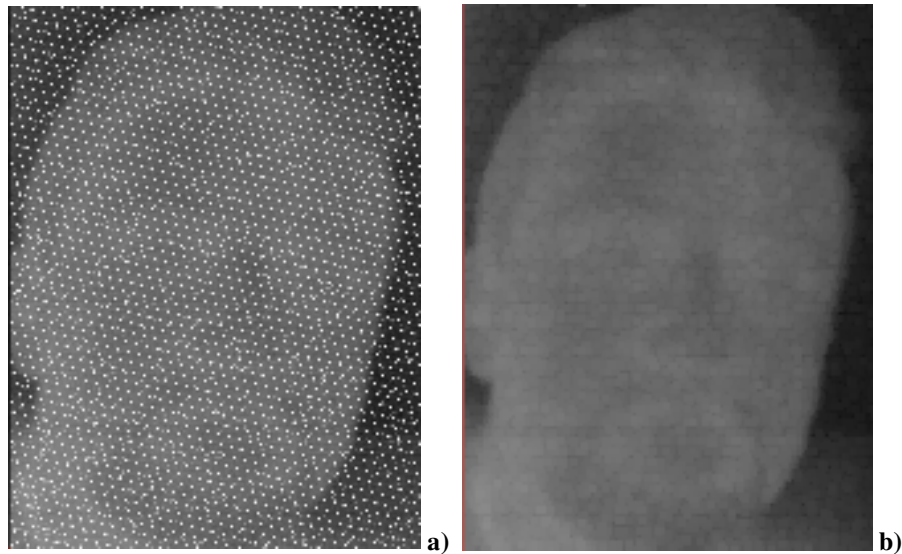
Por todo esto, el uso de las cámaras térmicas cada vez es más común en diversos ámbitos de la vida cotidiana.

### **9.2.- Sistema propuesto.**

El objetivo era realizar la medición de la temperatura corporal de personas mediante técnicas de visión artificial, pero con un dispositivo que no tenga un gran costo económico para su fácil adquisición e implementación. Después de una extensa búsqueda, se encontró una cámara térmica con un coste muy reducido, menos de 500 euros, que funcionaba como un periférico de un teléfono móvil. La cámara Seek Thermal fue seleccionada para el desarrollo del presente proyecto. Tiene una resolución de imagen de 206 x 156, con una frecuencia de muestro menor de 9 Hz, con un intervalo de detección de temperaturas entre -40 °C y +330 °C, con un campo de visión de 36 grados y un alcance de 300 metros para la detección. El problema de la cámara Seek Thermal, es que es un dispositivo propietario, por lo que no hay documentación disponible, ni manejadores para utilizarla en sistemas operativos distintos a Android o IOS. Por lo cual, se procede a desarrollar un script en Python y mediante la biblioteca Pyusb, que permite establecer comunicación con cualquier dispositivo USB conectado al ordenador, se busca obtener los fotogramas de la cámara. Mediante el comando Lusb de Ubuntu se consigue el ID de proveedor 0x289d y el ID de producto 0x0010. Con esta información mediante PyUSB se realiza una solicitud a la cámara cuando se conecta al ordenador, el cual empieza a enviar los datos en bruto.

Los datos llegan como cadenas, entonces mediante la biblioteca Numpy se convierte esta cadena en matriz, la cual va a ser visualizada mediante la biblioteca OpenCV. Se reciben 10 fotogramas, el primero es el marco de calibración y desde el tercer marco son los fotogramas con la imagen térmica. La cámara térmica envía un fotograma, que se resta de los datos de los fotogramas de la imagen térmica para obtener la imagen final. Las imágenes térmicas procesadas tienen un patrón de ruido conocido como sal y pimienta, esto se puede observar en la Figura 9.2(a) el mismo que se reduce a través del filtro de la media de OpenCV, con el cual se genera una nueva imagen, cuya

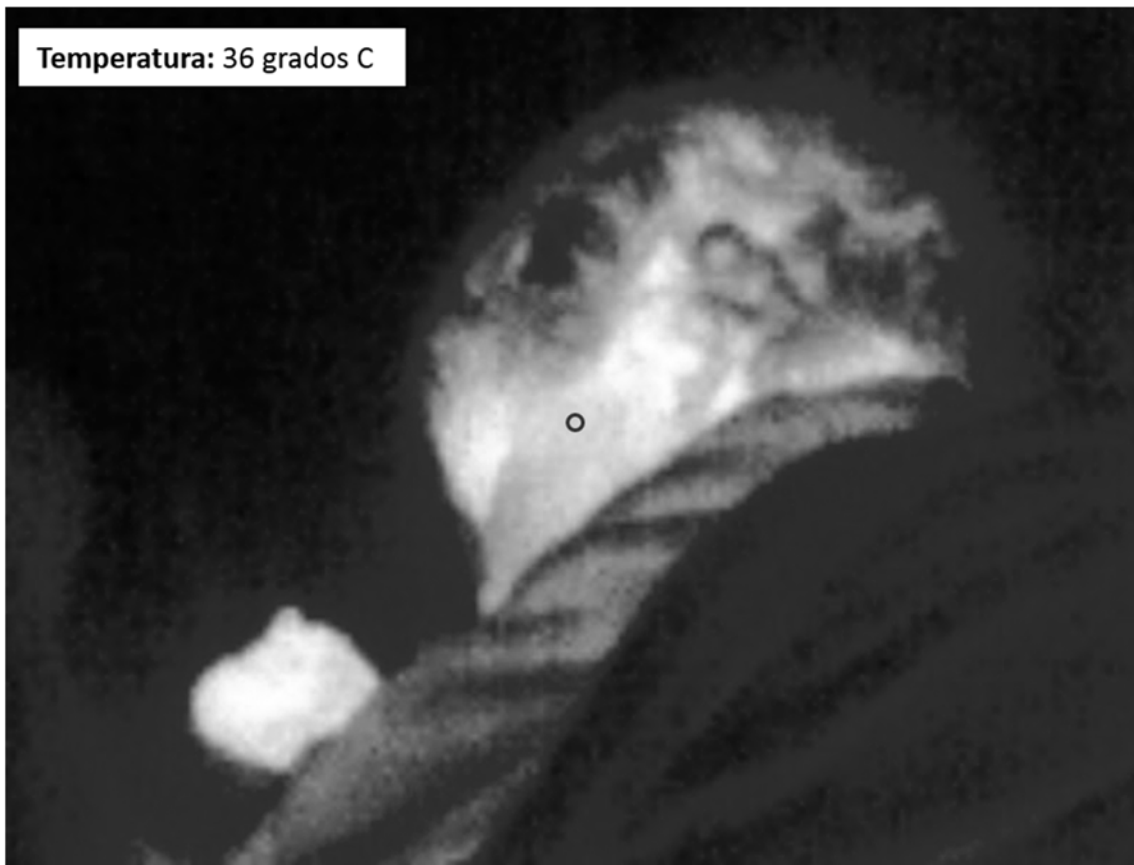
intensidad para cada píxel se obtiene promediando los valores de intensidad de los píxeles dentro de una máscara que contiene los píxeles vecinos. El resultado puede observarse en la Figura 9.2(b).



**Figura 9.2. (a) Imagen obtenida de la cámara térmica y (b) Imagen con filtro de la media.**

Algo que llama la atención, es un pequeño sonido que realiza la cámara cada cierto tiempo, luego de revisar información se encontró que es un obturador entre el sensor de la cámara y el objetivo. Este obturador se utiliza para realizar una corrección de campo plano, entonces, el obturador presenta una fuente de temperatura uniforme para cada elemento detector en la matriz. Durante la formación de imágenes de la fuente de campo plano, la cámara actualiza los coeficientes de corrección de desplazamiento, dando lugar a una imagen con menos errores y por esto dentro de los 10 fotogramas llega un nuevo fotograma con la calibración (Nguyen 2013).

Finalmente, se estimó los valores correspondientes a cada temperatura mediante la medición de distintos objetos a distintas temperaturas y encontrando el valor de gris que correspondía, para verificar los datos obtenidos se volvió a medir los objetos con la propia aplicación de la cámara Seek Thermal, la imagen resultante se puede observar en la Figura 9.3.



**Figura 9.3** Imagen capturada con la cámara Seek Thermal, mediante el script realizado.

En este capítulo se demuestra que la medición de la temperatura corporal mediante una cámara termográfica de bajo costo es posible. En la actualidad, aún los precios de esta tecnología son demasiado elevados, por lo cual utilizar una cámara que ha sido desarrollada para dispositivos móviles es una buena opción.

Lo importante es contar con un sistema completo que permita medir la FC, la *FR*, la *SpO<sub>2</sub>* y la *TC* y que sea fácilmente integrable en cualquier sistema robótico, el cual se detalla en siguiente capítulo.

# Caso aplicativo.

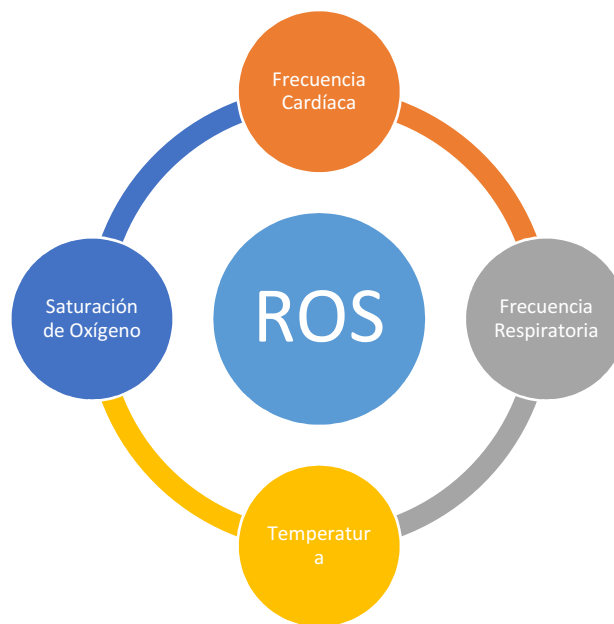
Capítulo 10.

*“La educación formal te  
dará una vida, la  
autoeducación te dará una  
fortuna.”*  
Jim Rohn.

## 10. CASO APLICATIVO.

### 10.1.- Integración de sistemas de medición en ros.

La idea, parte en crear un paquete de medición de signos vitales, mediante técnicas de visión artificial que funcione bajo el sistema robótico ROS, con lo cual pueda ser fácilmente integrable a cualquier robot, que cuente con una cámara RGB y/o una cámara térmica seek thermal y/o un sistema de iluminación multiplexado. Con este paquete se podría medir, la frecuencia cardíaca, respiratoria, saturación de oxígeno y la temperatura corporal, dependiente del hardware con el que cuente el robot (Figura 10.1).



**Figura 10.1** Desarrollo e integración de un paquete de medición de Signos Vitales en ROS, para su integración en un robot.

El primer módulo, consiste en un nodo de adquisición de imágenes mediante la cámara digital, bajo el lenguaje de programación Python y utilizando la biblioteca CvBridge, que permite contar con una interfaz ROS-OpenCV. La selección de la región de análisis, se realiza siguiendo los pasos detallados en la subsección 7.3.1. En el caso que se seleccione la estimación de la *FR*, se genera otra región de análisis paralela a la

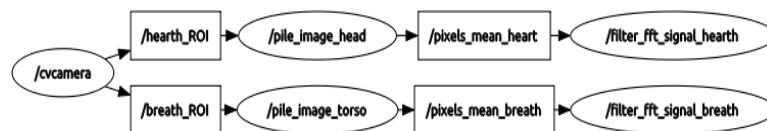
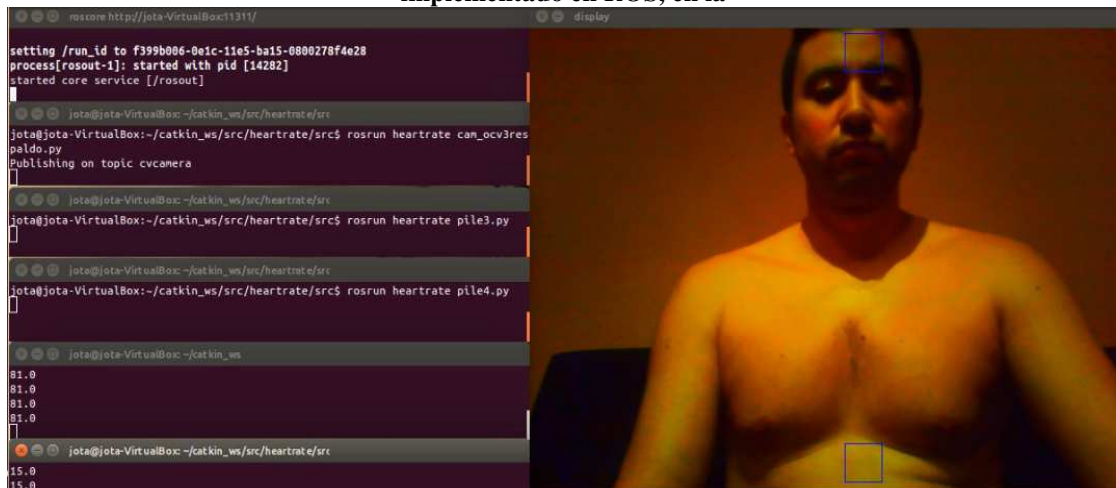


primera en la parte inferior de la imagen. Cada una con una dimensión de 40 x 40 píxeles. Finalmente, el nodo envía cada *ROI* por tópicos independientes.

Aquí, se conectan dos nodos que son los encargados de separar los canales de color para el análisis y calcular su respectivo promedio siguiendo los pasos de la subsección 7.3.2 de todos los canales de la cámara. Una vez llenas las pilas, se proceden a enviar las pilas de datos como mensaje, mediante el tópico de salida de cada nodo. Se continúa a la vez actualizando las pilas, con los nuevos promedios de cada nueva imagen.

Dos nuevos nodos suscritos a los anteriores, toman los mensajes y filtran las señales fotopletimográficas mediante el sistema seleccionado, ya sea el detallado en la sección 7.3 o la sección 7.4 y finalmente se presentan las medidas, en el tópico de salida.

Se observa la estructura del sistema de medición de frecuencia cardíaca y respiratoria implementado en ROS, en la



a)

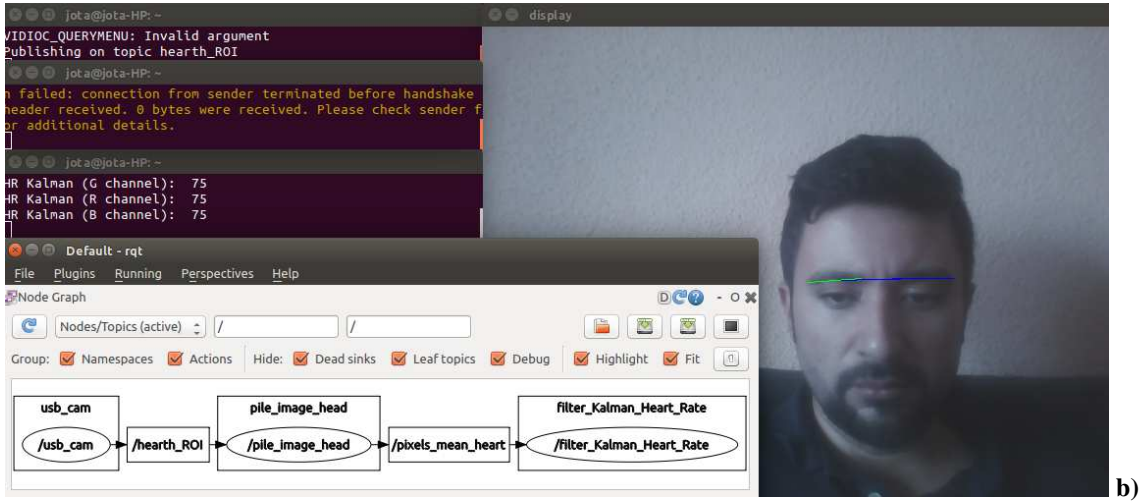
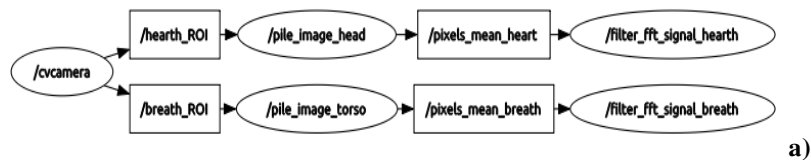
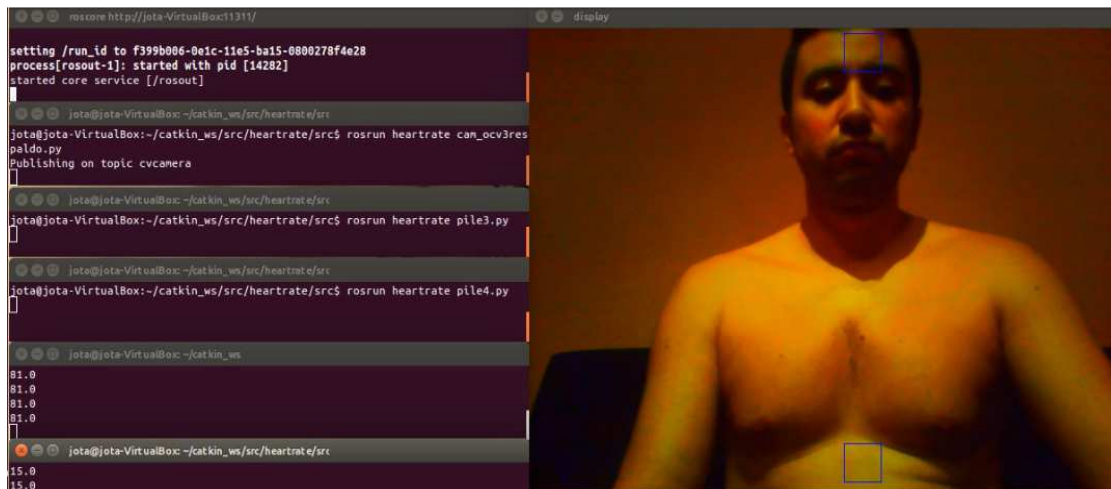


Figura 10.2 ((a) y (b) corresponden respectivamente a los dos sistemas de medición propuestos), donde se ve un nodo común de adquisición de imágenes y dos ramas distintas, una para la FC y otro para la FR.



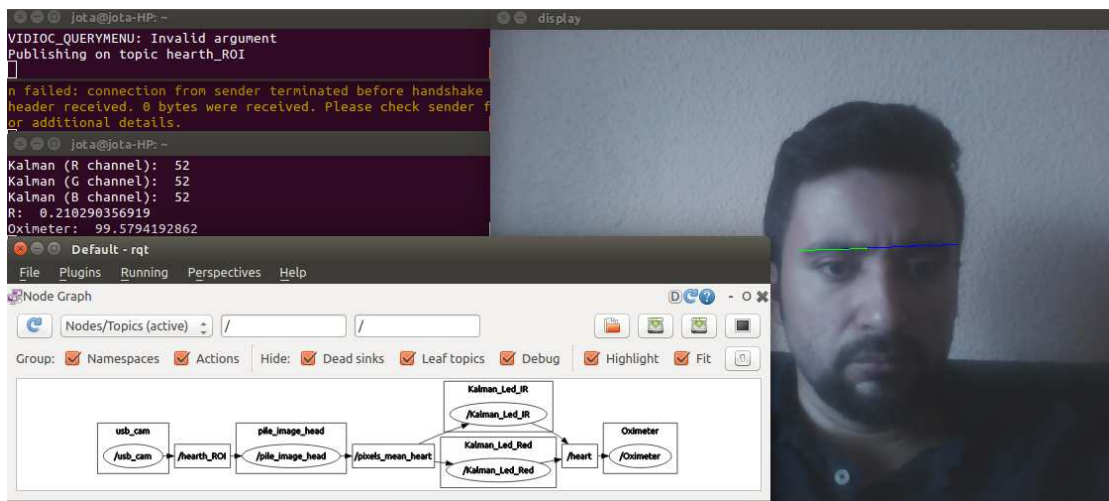


datos como mensaje, mediante el tópicos de salida de cada nodo. Se continúa a la vez actualizando las pilas, con los nuevos promedios de cada nuevo fotograma.

Dos nuevos nodos suscritos a los anteriores, toman los mensajes y filtran las señales fotopletismográficas, correspondiente a los fotogramas pares e impares mediante el sistema seleccionado, ya sea el detallado en la sección 7.3 o la sección 7.4. Las señales obtenidas son enviadas por tópicos independientes.

Un nuevo nodo, se conecta a los dos nodos anteriores para recibir los mensajes con las dos señales fotopletismográficas, con lo cual se procede a estimar la saturación de oxígeno, siguiendo los pasos detallados en la subsección 8.3 y finalmente se presentan la medida, en el tópicos de salida.

Se observa la estructura del sistema de medición de saturación de oxígeno implementado en ROS en la Figura 10.3.



**Figura 10.3** Estructura del Sistema en ROS para la medición de saturación de oxígeno.

El tercer módulo corresponde a la medición de temperatura que consiste en un nodo adquisición, como se detalló en la subsección 9.2, mediante la librería Pyusb se establece comunicación con la cámara y se empieza a recibir las imágenes térmicas, que son filtradas a su vez para eliminar el ruido y los píxeles muertos. Estas imágenes son publicadas en un tópicos.

Un nuevo nodo, se conecta al anterior para recibir el mensaje con la imagen. Aquí mediante el detector dlib, se estima la cara y se estima la temperatura corporal promediando la temperatura en cuatro puntos del rostro. Finalmente, se presentan la medida en el tópico de salida.

### **10.2.- Posibles aplicaciones.**

Como se detalló en la subsección 9.1.4 las aplicaciones para las cámaras térmicas son innumerables, más aún si se habla de robótica, que se está convirtiendo en una rama de investigación y aplicación en auge, para todas las posibles ramas que uno se pueda imaginar.

En el área de robótica médica, por ejemplo los robots pueden ayudar, facilitar y beneficiar al cuidado de la salud humana. Ello permitirá mejorar el desempeño del personal sanitario, al liberarles de ciertas actividades y así mejorar de manera sustancial el monitoreo a pacientes

En el área de robótica social, por ejemplo los robots podrían estar en la capacidad de saber el estado de ánimo de las personas, mediante la información de los signos vitales de la persona, con lo cual mejoraría su nivel de interacción con las personas.

En el área de seguridad, por ejemplo los robots podrían utilizar esta información para analizar los parámetros fisiológicos de la persona y saber si esta está mintiendo. De igual manera se podría implementar en coches, con lo cual se podría estimar si el conductor se está durmiendo.

En el área de seguridad; por ejemplo, los robots estarían en la capacidad de realizar un triaje rápido *in situ* en el lugar de un desastre, donde las personas muchas de las veces no pueden acceder.

Como se puede ver es una información muy útil, que puede ser muy bien utilizada por los robots, en las tareas que involucre interacción con personas.

En definitiva la robótica se está volviendo una rama que interactúa y ayuda a fortalecer a otras áreas, por lo cual contar con un sistema robótico con una arquitectura sencilla, le permitirá ser fácilmente integrado en diferentes tipos de robots que funcionen con ROS. Por ejemplo, los robots sociales, de cuidado de personas mayores o incluso robots de juego de niños, los cuales podrían estimar y supervisar signos vitales de las personas con las que interactúa.

# Conclusiones generales.

Capítulo 11.

*“Enseñar exige respeto a los  
saberes de los educandos.”*  
Paulo Freire.

## **11. CONCLUSIONES GENERALES.**

### **11.1.- Conclusiones.**

En este trabajo se presentó el desarrollo de un sistema de medición de signos vitales, mediante aplicación de técnicas de visión artificial. Con lo que se cumplió el objetivo general. El presente documento detalla una revisión sistemática con un análisis y explicación de los aspectos relevantes para la medición de los signos vitales; mediante técnicas de visión artificial. De este análisis se puede concluir que durante la evolución de todos los sistemas de medición de signos vitales, siempre existen tres factores en común; mejorar la información obtenida sobre los signos, integrar nuevas tecnologías y mejorar la comodidad de los pacientes. Entonces, a pesar de los grandes avances que se han alcanzado en este campo, el hecho de que las mediciones de los signos vitales se tengan que realizar mediante el contacto de algún sensor con la piel del paciente, puede causar problemas como irritaciones, alergias, entre otros. Además, no solo puede causar molestias físicas, sino también psicológicas afectando tanto al paciente que está conectado a diversos equipos de medición como a su familia.

Además, el presente documento detalla un análisis sobre los fundamentos básicos de los órganos del cuerpo humano que intervienen y que permiten la medición de los signos vitales, esto es importante ya que permite realizar un análisis íntegro y coherente de las señales obtenidas. Por esta razón, se analizó el sistema cardiovascular para entender la generación del pulso cardíaco y la saturación de oxígeno, de la misma manera el sistema respiratorio para comprender el pulso respiratorio y finalmente, la anatomía de la piel para poder interpretar las variaciones que se producen en ella y que hacen posible la detección de los signos vitales mediante la técnica de IFPG. De la misma manera, se interpretó las señales adquiridas en base a sus características, variaciones, límites, entre otros, fundamentadas en la semiología de los signos vitales.



Adicionalmente, el presente documento detalla la técnica FPG ya que sus conceptos son el cimiento de la técnica de IFPG. Como se detalló, la técnica de FPG funciona mediante electrónica integrada dentro de un dispositivo que se coloca en el dedo del paciente. Las parte principal son los diodos emisores luz y el fotodiodo, así como el tratamiento y filtrado de la señal obtenida. Por esta razón, se ve que su funcionamiento está estrechamente relacionado con las propiedades ópticas de la piel cuando son irradiadas a determinada longitud de onda lumínica. La técnica de IFPG, se basa en los mismos principios de funcionamiento, con la diferencia que no cuenta con un dispositivo que confina tanto el lugar donde se toma la medida, generalmente un dedo; así como, tampoco cuenta con un sistema de iluminación específico. Si no se procesan imágenes de regiones de piel que pueden estar o no en contacto con una cámara digital estándar. Además, en vez de la iluminación LEDs se utiliza normalmente la iluminación ambiental.

Asimismo, se identificó los puntos débiles existentes en los sistemas de *IFPG*, con lo que se presenta dos propuestas para la medición de la *FC* y *FR* que implementan mejoras sustanciales, para obtener medidas más precisas y que pueden trabajar en línea. La técnica de *IFPG* es una propuesta actual que busca un monitoreo alternativo sin contacto e imperceptible para una persona. Al funcionar únicamente detectando los cambios de color producidos por la sangre pulsátil en arterias, arteriolas y capilares sobre una *ROI* en la piel de una persona, únicamente mediante una cámara digital estándar, que no es un dispositivo que ha sido fabricado para mediciones médicas. Además, muchas otras reflexiones de otras fuentes luminosas son capturadas por el sensor de la cámara, con lo cual, nuevos artefactos se suman a los ya existentes en la técnica *FPG*. En función de todo esto, se han detallado dos propuestas interesantes para la medición de la *FC* y *FR*, mediante la técnica de *IFPG*. En el caso de la primera propuesta, al aplicar técnicas de análisis numérico, se ha establecido un filtro para reducir las frecuencias muy bajas. Esto reduce los artefactos y el desplazamiento de la señal *FPG* obtenida. Además, se han utilizado los tres canales de color para analizar la señal *FPG*. Esto permite una estimación más robusta de *FC* y *FR*, porque sus mediciones pueden ser interpoladas. De la misma manera, el algoritmo desarrollado es

simple y de bajo costo computacional, lo que lo hace adecuado para la implementación en equipos con baja potencia de cálculo, por ejemplo dispositivos portátiles. Asimismo, la arritmia sinusal no se toma para las mediciones, lo que es importante para proporcionar un análisis independiente de los ritmos cardíacos y respiratorios. Con todo lo anterior, se ha desarrollado un sistema robusto y completo, que ha sido evaluado en una unidad de cuidados intensivos Neonatales. En el caso de la segunda propuesta, un filtro para frecuencias muy bajas se desarrolla usando el filtro discreto de Kalman, con lo cual se obtiene un filtrado más robusto de los artefactos del dispositivo y el desplazamiento de la señal *FPG*. También, el ajuste adecuado de la cámara basado en las características del hardware, se explica con el fin de mejorar la adquisición de la señal *FPG*. Este ajuste de parámetros se puede extrapolar a diferentes cámaras. Igualmente, se analiza la orientación relativa óptima y el posicionamiento de la frente del sujeto con respecto a la cámara; produciendo así, un mejor seguimiento de *ROI*. Esto reduce los artefactos en la señal *FPG*. Adicionalmente, se presenta un método para eliminar errores o lecturas no deseados y permitir una estimación más precisa de la *FC* por el sistema. Finalmente, al igual que la primera propuesta, se desarrolla un algoritmo simple y ligero, que lo hace adecuado para la implementación en equipos con baja potencia de cálculo. Todo esto es posible, ya que se ha realizado una depuración y optimización tanto en las etapas de adquisición, filtrado y estimación de los signos vitales.

De la misma manera, se detalla la propuesta para la medición de la saturación de oxígeno, utilizando como base las técnicas usadas en la medición de la frecuencia cardíaca, junto a una fuente de iluminación multiplexada que fue diseñada y elaborada. Las mediciones se pueden realizar en línea, de manera independientemente de la iluminación ambiental. La mayoría de los métodos existentes tienen un costo computacional muy alto, y los pocos que están diseñados para trabajar en línea, también son muy susceptibles a artefactos (variación de iluminación y/o movimiento de personas). Todas estas deficiencias han sido ampliamente superadas en el presente método. Finalmente, se evalúa el rendimiento del sistema, los resultados muestran un buen acuerdo entre las medidas realizadas por el método propuesto y las medidas obtenidas mediante un sensor de oxímetro de pulso comercial.

Así mismo, se detalla la propuesta de bajo coste para la medición en de la *TC*, mediante una cámara termográfica Seek Thermal. En la actualidad, aún los precios de esta tecnología son demasiado elevados, por lo cual utilizar una cámara que ha sido desarrollada para dispositivos móviles es una buena opción.

De igual manera, se explica el sistema implementado en ROS, el cual ha sido probado ya en un robot y que le permite funcionar en otros robots, que trabajen con este sistema operativo robótico y que cuenten con el hardware necesario.

Finalmente, todo el sistema ha sido evaluado en diferentes etapas, comparando sus mediciones con sistemas estándares como el ECG o el pulsímetro médico. Demostrando gran robustez a artefactos, ya sean estos producidos por movimientos y/o cambios lumínicos. En todo caso, aún queda mucho por mejorar y desarrollar. Está claro que una imprecisión del 3 % o 4 % en la medición de la saturación de oxígeno es demasiado alta, para permitir que un oxímetro se utilice en el manejo habitual de pacientes críticamente enfermos. El sistema detallado aquí, permite la medición de los signos vitales en casos que se requiera una supervisión de pacientes estables. Sin embargo, el área hospitalaria no es la única área posible de aplicación, ya que como se ha detallado se puede utilizar en el área de seguridad, supervisión domiciliaria, triaje, rescate, interacción humana de robots, robótica social, entre otros..

### **11.2.- Trabajos futuros.**

Existen varias mejoras que se pueden realizar en el sistema desarrollado, se enumera algunas de ellas:

Realizar más evaluaciones del sistema y mediciones en ambientes con distintos niveles de iluminación y cuantificar como estas variaciones afectan a la adquisición de la señal pulsátil *FPG*.

Programación del algoritmo en un lenguaje de programación que no sea un intérprete de comandos. En realidad Python fue escogido por su facilidad de uso y su

gran parecido con Matlab, al utilizar la biblioteca Scilab. Que permitió observar en línea las señales fotopleletismográficas y su espectro, pero claro todo esto tiene un costo computacional. A pesar de haber alcanzado una medición en línea con un consumo muy bajo del *CPU*, esto se podría mejorar con un lenguaje de programación como C++.

Utilizar múltiples regiones de análisis para estimar de manera más robusta los signos vitales, esto es posible por el bajo coste computacional del sistema propuesto.

Estimar y medir la presión arterial, sería el siguiente paso ya que se cuenta con la información necesaria para su obtención.

Implementar el sistema propuesto para que funcione en plataformas como Android, por sus bajos requerimientos de *CPU*, puede funcionar en línea en sistemas con bajo poder de cómputo.

Seguir implementando el sistema en robots, se ha trabajado en el área de triaje y supervisión de pacientes, pero como se ha detallado muchas más áreas pueden utilizar el sistema propuesto. En el área de robots sociales se puede sacar mucho provecho de este sistema, pues con esta información se puede generar los algoritmos necesarios para que el robot estime el estado de ánimo y salud de las personas con las que interactúa.

Implementar el sistema en vehículos no tripulados como drones, pues tiene facilidad de acceso a sitios inaccesibles.

Ampliar la investigación, utilizando más frecuencias de ondas para determinar otros cromóforos en la piel y así determinar otras patologías como por ejemplo ictericia o carotenosis.

# Bibliografía.

*“No hay riqueza como el  
conocimiento, no hay  
pobreza como la  
ignorancia.”*  
Ali.

## 12.- BIBLIOGRAFÍA.

- Lewandowska, Magdalena, y Jędrzej Nowak. «Measuring Pulse Rate with a Webcam.» *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 2012: 87–92.
- Museum of the History of Science, Technology and Medicine. *Museum of the HSTM Blog*. 13 de 8 de 2012.  
<https://hpsmuseumleeds.wordpress.com/2012/08/31/allbutts-clinical-thermometer> (último acceso: 14 de 7 de 2014).
- Poh, Ming-Zher, Daniel J McDuff, y Rosalind W. Picard. «Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam.» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2011: 7-11.
- A. Carlton, Ernestine, y S.A. Levine. «A comparison of records taken with the Einthoven string galvanometer and the amplifier-type electrocardiograph.» *American Heart Journal*, 1929: 725–731.
- Abdiel Foo, Jong Yong, y Chu Sing Lim. «Pulse transit time as an indirect marker for variations in cardiovascular related reactivity.» *Technology and Health Care*, 2006: 97-108.
- Adibuzzaman, Mohammad, Sheikh Iqbal Ahamed, y Richard Love. «A Personalized Model for Monitoring Vital Signs using Camera of the Smart Phone.» *Proceedings of the 29th Annual ACM Symposium on Applied Computing*, 2014: 444-449.
- Anderson, RR., y otros. «Selective photothermolysis of lipid-rich tissues: A free electron laser study.» *Lasers in surgery and medicine* 38, 2006: 913-919.
- Archivo Científico y Tecnológico de la Universidad de Turín (ASTUT). *L'alambicco (Distillato di notizie su chimica e società)*. 2 de 2012.  
[http://www.alambicco.unito.it/A/Feb12/2\\_2\\_7\\_Sfigmomanometro.html](http://www.alambicco.unito.it/A/Feb12/2_2_7_Sfigmomanometro.html) (último acceso: 12 de 1 de 2015).
- Auvar, A. «Mémoires Originaux de la Couveuse pour Enfants.» *Archives de tologie des maladies des femmes et des enfants nouveau-nés*, 1883: 577-609.
- Baker, Jeffrey P. «The Incubator and the Medical Discovery of the Premature Infant.» *Journal of Perinatology*, 2000: 321–328.
- . *The Machine in the Nursery*. London: The Johns Hopkins University Press, 1996.
- Bal, Ufuk. «Non-contact estimation of heart rate and oxygen saturation using ambient light.» *Biomedical Optics Express*, 2015: 86-97.
- Balakrishnan, Guha, Fredo Durand, y John Guttag. «Detecting Pulse from Head Motions in Video.» *Computer Vision Foundation*, 2013: 3430-3437.
- Balakrishnan, Guha, Fredo Durand, y John Guttag. «Detecting Pulse from Head Motions in Video.» *Computer Vision Foundation*, 2013: 3430-3437.
- Barkerx, Steven J., y Kevin K. Tremper. «Pulse oximetry: applications and limitation.» *International Anesthesiology Clinics*, 1987: 155-175.

- Barros, Patricio, y Antonio Bravo. *Libros Maravillosos*. 2001.  
<http://www.librosmaravillosos.com/lifeenergia/capitulo02.html> (último acceso: 2 de 3 de 2014).
- BestScope International Limited. *Catalogue of "BestScope" Digital Cameras*. Datasheet, BestScope International, 2014.
- Bland, J. Martin, y Douglas G. Altman. «Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement.» *The Lancet*, 1986: 307-310.
- Booth, Jeremy. «A short history of blood pressure measurement.» *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 1977: 793-799.
- Boyle, Willard S., y Smith George E. . «Charge coupled semiconductor devices.» *Bell Labs Technical Journal*, 1970: 587-593.
- Brans, Yves W., y William W. Hay. *Physiological Monitoring and Instrument Diagnosis in Perinatal and Neonatal Medicine*. Cambridge: CUP Archive, 1995.
- Buiteveld, H., J. M. H. Hakvoort, y M. Donze. «The optical properties of pure water.» *SPIE Proceedings on Ocean Optics XII*, 1994: 174-183.
- Bunn , H. F., y B. G. Forget. *Hemoglobin: Molecular, genetic and clinical aspects*. Philadelphia: Saunders Company, 1986.
- Burch, George Edward. *A History of Electrocardiography*. Chicago: Year Book Medical Publishers Inc, 1964.
- Buzzi, Alfredo. «Notas históricas sobre la palpación del pulso arterial.» *Revista de la Asociación Médica Argentina*, 2006: 23-30.
- Calderón Montero, Francisco Javier. *Fisiología aplicada al deporte*. Madrid: Editorial Tebar, 2007.
- Campos, Carlos, y Javier Sala Mercado. *Enfermedad Coronaria en la Mujer ¿Dónde están las diferencias?* Cordova: Instituto Modelo de Cardiología, 2005.
- Candido. *EN ALMADEHERRERO*. 16 de 1 de 2009.  
<http://almadeherrero.blogspot.com.es/2009/01/el-pulsilogium.html> (último acceso: 1 de 3 de 2014).
- Carroll, P. «Using pulse oximetry: In the home.» *Home Healthcare Now*, 1997: 88-95.
- Cease, Kevin. *Pinterest*. 10 de 03 de 2007.  
<https://es.pinterest.com/pin/545146729884118855> (último acceso: 05 de 04 de 2017).
- Cegarra Sanmartín, Virginia. *Comparación de tres métodos de medición de hemoglobina en cirugía cardíaca*. Barcelona: Universidad Autónoma de Barcelona, 2012.
- Cheng-Lun, Tsai, Chen Ji-Chung, y Wang Wen-Jwu. «Near-infrared Absorption Property of Biological oft Tissue Constituens.» *Journal of Medical and Biological Engineering.*, 2001: 7-14.
- Chiner, E., J. Signes-Costa, J. M. Arriero, J. Marco, I. Fuentes, y A. Sergado. «Nocturnal oximetry for the diagnosis of the sleep apnoea hypopnoea syndrome: A method to reduce the number of polysomnographies.» *Thorax*, 1999: 968-971.
- Christopoulos, D., AN. Nicolaidis, y G. Szendro. «Venous reflux: quantification and correlation with the clinical severity of venous disease.» *British Journal of Surgery*, 1988: 352–356.
- Collins Dunham, Ethel. *Dunham's Premature infants*. California: Hoeber, 1961.

- Cone, Thomas E. Jr. «The First Published Report of an Incubator for Use in the Care of the Premature Infant (1857).» *American Journal of Diseases of Children*, 1981: 658-660.
- Contrafatto, Igino. *Terapia delle aritmie (Holter – ECG dinamico)*. s.f.  
<http://www.ablazione.org/diagnosi/holter-ecg-dinamico/> (último acceso: 14 de 1 de 2015).
- Daza Lesmes, Javier. *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano*. Bogotá: Médica Panamericana, 2007.
- de Kock, J. P., y L. Tarassenko. «Pulse oximetry: theoretical and experimental models.» *Medical and Biological Engineering and Computing*, 1993: 291-300.
- de Micheli-Serra, Alfredo, y Pedro Iturralde. «A los 100 años del Electrocardiograma de Einthoven.» *Gaceta Médica de México Vol. 137*, 2001: 479-484.
- dreamstime. *dreamstime*. 2000. <https://es.dreamstime.com> (último acceso: 11 de 05 de 2017).
- Du, H. , R. A. Fuh, J. Li, A. Corkan, y J. S. Lindsey. «PhotochemCAD: A computer-aided design and research tool in photochemistry.» *Photochemistry and Photobiology*, 1998: 141-142.
- Duc Nhan, Tran, Hyukzae Lee, y Changick Kim. «A robust real time system for remote heart rate measurement via camera.» *Multimedia and Expo (ICME) International Conference on IEEE*, 2015: 1-6.
- Duvareille , Charles, y otros. «Effects of hypoxia and hypercapnia on nonnutritive swallowing in newborn lambs.» *Journal of Applied Physiology* 103, nº 4 (2007): 1180-1188.
- Eastman Kodak Company. *Kodak Digital Science KLI-6013 Image Sensor*. Datasheet, Kodak Company, 2003.
- Eslava Schmalbach, Javier, Oscar Guevara Cruz, y Pablo Gómez Cusnir. *Semiología Quirúrgica*. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia, 2006.
- Estañol Vidal, Bruno. *La invención del método anatomoclínico*. Mexico D.F.: Universidad Nacional Autónoma de México, Facultad de Medicina, 1996.
- Estes, Mary Ellen. *Health Assessment and Physical Examination*. New York: Cengage Learning, 2006.
- Feliu y Perez, Bartolome. *Física experimental y aplicada*. Valencia: José Rius, 1876.
- Fernández-Abascal, Enrique G. «El tiempo de tránsito del pulso: un índice de cambios en la presión arterial.» *Estudios de Psicología*, 1985: 21-33.
- Fernandez-Maloigne, Christine, Frederique Robert-Inacio, y Ludovic Macaire. *Digital Color: Acquisition, Perception, Coding and Rendering*. London: John Wiley & Sons, 2013.
- Ferreira, Marcio. *24 TES*. 29 de 03 de 2016. <http://24tes.blogspot.com.es/2016/03/la-oxigenacion-y-la-distribucion-de.html> (último acceso: 14 de 5 de 2016).
- Fye, Wb. «A history of the origin, evolution and impact of electro.» *Am J Cardiol*, 1994: 73-937.
- Gajinov, Zorica, Milan Matić, Sonja Prčić, y Verica Duran. «Optical properties of the human skin.» *Serbian Journal of Dermatology and Venereology*, 2010: 131-136.
- Galtier-Boissière, Émile. *Pour élever les nourrissons*. Paris: Bibliothèque Larousse, 1907.



- García García, Felipa Elena. «Síndrome de muerte súbita del lactante.» *Revista Cubana de Pediatría*, 2008: 0-0.
- García Palmieri, Mario R. *Lo Que Debes Saber Sobre Tu Salud*. San Juan: Univesidad de Puerto Rico, 2000.
- Gershel, Milton A. *PREMATURE INFANTS a manual for physicians*. New York: Russel Sage foundation, 1948.
- Giffoni, Rodrigo Tobias, y Rosália Morais Torres. «Breve história da eletrocardiografia.» *Rev Med Minas Gerais*, 2010: 263-270.
- Ginel, Andres. *¿Quién inventó el termómetro?* 15 de 2 de 2010.  
<http://www.blogodisea.com/quien-invento-termometro.html> (último acceso: 1 de 3 de 2014).
- Guazzi, Alessandro R., y otros. «Non-contact measurement of oxygen saturation with an RGB camera.» *Biomedical Optics Express*, 2015: 3320-3338.
- Hales, Stephen. «Experimentos hidráulicos e hidrostáticos realizadas en la sangre y los vasos sanguíneos de los Animales. Experimento I.» *Statical Essays*, 1733: 1-3.
- Hani, Ahmad, Fadzil Mhamad, y Hermawan Nugro. Methodology for determining concentration of the types of melanin pigment in the skin. Washington, DC: U.S Patent and Trademark Office Patente No 9,532,744. 3 de Enero de 2017.
- Henderson, Roy, y Karl Schulmeister. *Laser safety*. New York: Taylor Francis, 200.
- Hockenberry, Marilyn J., y David Wilson. *Wong's Nursing Care of Infants and Children*. Missouri: Elsevier, 2013.
- Infoestetica. *INFO ESTÉTICA*. 14 de 11 de 2012. <http://infoestetica.com/como-se-forma-la-celulitis/> (último acceso: 26 de 10 de 2016).
- Jacques L., Steven, Randolph D. Glickman, y Jon A. Schwartz. «Internal absorption coefficient and threshold for pulsed laser disruption of melanosomes isolated from retinal pigment epithelium.» *Photonics West'96. International Society for Optics and Photonics*, 1996: 468-477.
- Jacques, Steven L. *Skin Optics*. Enero de 1998.  
<http://omlc.org/news/jan98/skinoptics.html> (último acceso: 3 de 5 de 2016).
- Jenkins , Dean, y Stephen Gerred. *ECG Library*. 11 de 2 de 2014.  
[http://translate.google.es/translate?sl=auto&tl=es&js=n&prev=\\_t&hl=es&ie=UTF-8&u=http%3A%2F%2Fwww.ecglibrary.com%2Fecghist.html](http://translate.google.es/translate?sl=auto&tl=es&js=n&prev=_t&hl=es&ie=UTF-8&u=http%3A%2F%2Fwww.ecglibrary.com%2Fecghist.html).
- Jubran, A. «Pulse oximetry.» *Critical Care*, 1999: R11.
- Kazemi, V., y J. Sullivan. «One millisecond face alignment with an ensemble of regression trees.» *Presented at Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*. Columbus: IEEE, 2014. 1867-1874.
- Kong, L., y otros. «Non-contact detection of oxygen saturation based on visible light imaging device using ambient light.» *Optics Express*, 2013: 17464-17471.
- Konica Minolta. *Konica Minolta (Bases del conocimiento, Historia del oxímetro de pulso)*. 2007.  
<https://www.konicaminolta.jp/healthcare/knowledge/details/history.html> (último acceso: 9 de 1 de 2015).

- Kontaxis, P. A., E. N. Madias, D. Zevgolis, y F. Topalis. «Evaluation of image sensors for lighting control applications.» *12th European Lighting Conference*. Cracovia: Universidad Jaguelónica, 2013. 1-6.
- Kramer, K. «Ein Verfahren zur fortlaufenden Messung des Sauerstoffgehaltes im strömenden Blutes an uneröffneten Gefäßen.» *Z. Biol*, 1935: 61.
- Kramer, Kurt. «Bestimmung des Sauerstoffgehaltes und der Hämoglobinkonzentration in Hämoglobin-Lösungen und Hämolyisiertem blut auf Lichtelektrischem Wege.» *Journal of Molecular Medicine*, 1933: 1875-1876.
- Kumar, M., A. Veeraraghavan, y A. Sabharwal. «DistancePPG: Robust non-contact vital signs monitoring using a camera.» *Biomedical Optics Express*, 2015: 1565-1588.
- Kwon, Sungjun, Hyunseok Kim, y Kwang Suk Park. «Validation of heart rate extraction using video imaging on a built-in camera system of a smartphone.» *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2012: 2174-2177.
- Laín Entralgo, Pedro. *Historia Universal de la Medicina*. Barcelona: Salvat, 1974.
- Laín, Entralgo. *Enfermedad y Pecado*. Barcelona: Ediciones Toray, 1961.
- Lam, Antony, y Yoshinori Kuno. «Robust Heart Rate Measurement from Video Using Select Random Patches.» *IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)*, 2015: 3640-3648.
- Li, Xiaobai, Jie Chen, Guoying Zhao, y Matti Pietikainen. «Remote Heart Rate Measurement From Face Videos Under Realistic Situations.» *Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), IEEE*, 2014 : 4321-4328.
- Lynn, M., M. Schnapp, H. Neal, y M. Cohen. «Pulse Oximetry: Uses and Abuses.» *Chest*, 1990: 1224-1250.
- Mackenzie, James. «Study of the Pulse.» *Edinburgh Y.J. Pentland*, 1902: 10.
- Malmivuo, Jaakko, y Robert Plonsey. *Web-version of the book: Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press, 1995.
- Marinello, Juan Domingo. *Fotografía digital: Técnica y lenguaje*. Santiago de Chile: Ediciones UC, 2014.
- Marrakchi, Slaheddine, y Howard I. Maibach. «Biophysical parameters of skin: Map of human face, regional, and age-related differences.» *Contact Dermatitis*, 2007: 28-34.
- Matthes, K. «Untersuchungen liber die SauerstorTsiittigung des menschlichen Arterienblutes.» *Arch. f. exper Path. u. Pharmakol*, 1935: 698-711.
- Matthes, Karl. «Über den Einfluß der Atmung auf die Sauerstoffsättigung des Arterienblutes.» *Naunyn-Schmiedeberg's Archives of Pharmacology*, 1934: 683-696.
- Merchant, John. «Infrared Temperature Measurement Theory and Application.» *Mikron Instrument Company Inc. OMEGA*, 2014: 63-66.
- Mercola. *How LED Lighting May Compromise Your Health*. 23 de October de 2016 . <http://articles.mercola.com/sites/articles/archive/2016/10/23/near-infrared-led-lighting.aspx> (último acceso: 2 de 12 de 2016).
- MetAs & Metrólogos Asociados. «Callendar + Van Dusen, Modelo de Medición para Termómetros de Resistencia.» *La Guía MetAs*, 2009: 1-8.
- Miller, Ronald D. *Miller's Anesthesia*. Philadelphia: Elsevier, 2007.

- Millikan, G. A. «A simple photoelectric colorimeter.» *The Journal of Physiology*, 1933: 152–157.
- Mitchell, H. H., T. S. Hamilton, y F. R. Steggerda. «The chemical composition of the adult human body and its bearing on the biochemistry of growth.» *Journal of Biological Chemistry*, 168, 1945: 625-637.
- Moore, Keith L., y Anne M. R. Agur. *Fundamentos de anatomía: con orientación clínica*. Buenos Aires: Médica Panamericana, 2003.
- Morrone, A., G. Franco, M. Valenzano, y R. Fazio. «Clinical features of acne vulgaris in 444 patients with ethnic skin.» *The Journal of dermatology*, 2011: 405-408.
- Mower, W. R., C. Sachs, E. L. Nicklin, P. Safa, y L. J. Baraff. «Effect of routine emergency department triage pulse oximetry screening on medical management.» *Chest*, 1995: 1297-1302.
- Moyle, J. T. *Pulse Oximetry*. London: BMJ Books, 2002.
- MTB Europe. *Medical Technology Business Europe*. 1 de 10 de 2008.  
<http://www.mtbeurope.info/news/2008/810001.htm> (último acceso: 20 de 11 de 2014).
- Nguyen, Vu L. Flat field correction for infrared cameras. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office Patente 8,373,757. 12 de Febrero de 2013.
- Nicolai, L. «Über Sichtbarmachung, Verlauf und chemische Kinetik der Oxyhämoglobin Reduktion im lebenden Gewebe, besonders in der menschlichen Haut.» *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, 1932: 372-384.
- NIHON KOHDEN. «NIHON KOHDEN diseñadores y fabricantes japoneses de electrónica médica.» 03 de 11 de 2014.  
[http://www.nihonkohden.de/uploads/media/esCCO\\_Info\\_Vol.1\\_11.pdf](http://www.nihonkohden.de/uploads/media/esCCO_Info_Vol.1_11.pdf).
- Nitzan, Meir, y otros. «Calibration-Free Pulse Oximetry Based on Two Wavelengths in the Infrared — A Preliminary Study.» *sensors*, 2014: 7420-7434.
- OCDE. «Infant mortality rates (indicator).» 2017. doi: 10.1787/83dea506-en (último acceso: 12 de 9 de 2017).
- Omnivision. *Product specification OV9710*. Datasheet , [www.ovt.com](http://www.ovt.com): Omnivision Technologies, 2008.
- Palastanga, Nigel, Derek Field, y Roger Soames. *ANATOMÍA Y MOVIMIENTO HUMANO. ESTRUCTURA Y FUNCIONAMIENTO*. Barcelona: Paidotribo, 2007.
- Peck, Alex. *MEDICAL AND SURGICAL ANTIQUES ARCHIVES*. 1982.  
<http://antiquescientifica.com/archive36.htm> (último acceso: 21 de 6 de 2014).
- Peñuela, Oscar Andrés. *Hemoglobina: una molécula modelo para el investigador*. Bogota: Universidad Nacional de Colombia, 2005.
- Pérez Arellano, José Luis. *SISINIO DE CASTRO, Manual de patología general (7a ed.)*. Barcelona: Elsevier Health Sciences, 2013.
- Pinar, A. «Description d'une Couveuse.» *Annales de gynécologie et d'obstétrique : maladies des femmes, accouchements*, 1894: 257-260.
- Poh, Ming-Zher, Daniel J. McDuff, y Rosalind W. Picard. «Advancements in Noncontact, Multiparameter Physiological Measurements Using a Webcam.» *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2011: 7-11.

- Poh, Ming-Zher, Daniel J. McDuff, y Rosalind W. Picard. «Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation.» *Optics Express*, 2010: 10762-10774.
- Polar Electro. *Polar Electro*. 10 de febrero de 2014. [http://www.polar.com/cr-es/acerca\\_de\\_polar/quienes\\_somos/polar\\_y\\_sus\\_origenes](http://www.polar.com/cr-es/acerca_de_polar/quienes_somos/polar_y_sus_origenes) (último acceso: 2014 de 12 de 9).
- Prahl, S. «Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water.» *Oregon medical laser center*, 1998.
- Prahl, Scott. *Bilirubin. Oregon Medical Laser Center Optical Properties Spectra*. 5 de Marzo de 2012. <http://omlc.org/spectra/PhotochemCAD/html/119.html> (último acceso: 22 de 07 de 2016).
- . *Tabulated Molar Extinction Coefficient for Hemoglobin in Water*. 4 de Marzo de 1998. <http://omlc.org/spectra/hemoglobin/summary.html> (último acceso: 6 de 4 de 2016).
- RNDS. «Cámaras térmicas.» *Revista Negocios de Seguridad*, 2011: 144-160.
- Roche, Guido. *La termografía per l'edilizia e l'industria. Manuale operativo per le verifiche termografiche*. Santarcangelo: Maggioli, 2012 .
- Ruisinger, Marion. *Deutsches Medizinhistorisches*. 3 de 2011. <http://www.dmm-ingolstadt.de/aktuell/objektgeschichten/maerz-2011.html> (último acceso: 28 de 3 de 2014).
- Saez S., Erill. *Toxicología. En: C Rozman. Medicina Interna (Farreras)*. Barcelona: Marín, 1982.
- Salomatina, Elena, Brian Jiang, John Novak, y Anna N. Yaroslavsky. «Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range.» *Journal of Biomedical Optics Vol 11(6)*., 2006: 064026-9.
- Science Museum London. *Science Museum London (Encyclopedia Britannica)*. 2012. <https://www.britannica.com/topic/history-of-medicine/Medicine-in-the-18th-century> (último acceso: 20 de 5 de 2014).
- Science Museum of London. *Wikimedia Commons*. 7 de 11 de 2010. [http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Term%C3%B3metro\\_Christin\\_1743.jpg](http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Term%C3%B3metro_Christin_1743.jpg) (último acceso: 6 de 3 de 2014).
- Scully, C. G., y otros. «Physiological parameter monitoring from optical recordings with a mobile phone.» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012: 303-306.
- Severinghaus, John W, y Yoshiyuki Honda. «Pulse Oximeter.» *Journal of Clinical Monitoring*, 1987: 135-138.
- Severinghaus, JW, y PB Astrup. «History of blood gas analysis. VI. Oximetry.» *Journal of clinical monitoring*, 1986: 270-288.
- Shepherd, Stephen J., y Rupert M. Pearse. «Role of Central and Mixed Venous Oxygen Saturation Measurement in Perioperative Care.» *Anesthesiology*, 2009: 649-656.
- Smith, Robin P, Jérôme Argod, Jean-Louis Pépin, y Patrick A Lévy. «Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications.» *Thorax*, 1999: 452-457.
- Soleymani, Mohammad, Jeroen Lichtenauer, Thierr Pun, y Maja Pantic. «A multimodal database for affect recognition and implicit tagging.» *IEEE Transactions on Affective Computing*, 2012: 42 - 55.

- Stahl, W., y H. Sies. «Bioactivity and protective effects of natural carotenoids.» *Biochim Biophys Acta*, 2005: 101–107.
- Stich, A., T. Wolfgang, y C. Rafael. *Details on Photobiological Safety of LED Light Sources (OSRAM Application Note)*. Datasheet, Regensburg: OSRAM Opto Semiconductors, 2012.
- Sugino, S., N. Kanaya, M. Mizuuchi, M. Nakayama, y A. Namiki. «Forehead is as sensitive as finger pulse oximetry during general anesthesia.» *Canadian Journal of Anesthesia*, 432-436: 2004.
- Tannheimer, M., R. Lechner, y J. Steinacker. «Pulse oximetry during severe physical exercise at high altitude.» *Med Sport*, 2014: 88-90.
- Tarassenko, L., M. Villarroel, A. Guazzi, J. Jorge, DA. Clifton, y C. Pugh. «Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models.» *Physiological Measurement*, 2014: 807-831.
- Tarvainen, Mika P., Perttu O. Ranta-Aho, y Pasi A. Karjalainen. «An advanced detrending method with application to HRV analysis.» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2002: 172-175.
- The Hales Family History Society. *The Hales Family History Society*. 2011. <http://hales.org/NSV1N3P3.jpg> (último acceso: 8 de 3 de 2014).
- Thom, Robert A. «Reconstruction of the first ever identification of bronchiectasis.» University of Michigan Museum of Art. *Laennec and the Stethoscope, from A History of Medicine in Pictures*. Michigan, 2012.
- Trivedi, NS, AF. Ghouri, E. Lai, NK. Shah, y SJ. Barker. «Pulse oximeter performance during desaturation and resaturation: a comparison of seven models.» *Journal of Clinical Anesthesia*, 1997: 184-188.
- Tuchin, V. «Selected papers on tissue optics: applications in medical diagnostics and therapy.» *Society of Photo Optical*, 1994.
- University of Dundee. *Museum Services (Part of Culture & Information)*. 2011. <https://www.dundee.ac.uk/museum/exhibitions/medical/cardiology/cardiology1/> (último acceso: 28 de 5 de 2014).
- Urbach, Frederick. *The Biologic effects of ultraviolet radiation: with emphasis on the skin*. Michigan: Pergamon Press, 1969.
- van Museum Boerhaave. *Museum Boerhaave*. 2007. <http://www.museumboerhaave.nl/object/pulsilogium-replica-v19856/> (último acceso: 15 de 2 de 2014).
- Velasco Maillo, Santiago, y Cristóbal Fernández Pineda. «Un paseo por la historia de la termometría.» *Real Sociedad Española de Física*, 2005: 46-56.
- Verkruysse, Wim, Lars O. Svaasand, y J. Stuart Nelson. «Remote plethysmographic imaging using ambient light.» *Optics Express*, 2008: 21434-21445.
- Verloren Hoop Productions. *Backcountry Photography: Part 13*. 2009. <https://paddling.com/learn/backcountry-photography-part-13/> (último acceso: 03 de 08 de 2017).
- Vierordt, Hermann. *Anatomische, physiologische und physikalische Daten und Tabellen zum Gebrauche für Mediciner*. Tübingen: G. Fischer, 1888.
- Vijaylakshmi, Kama. «Pulse Oximetry.» *Indian Journal of Anaesthesia*, 2002: 261-268.

- Vijaylakshmi, Kama. «PULSE OXIMETRY.» *Indian Journal of Anaesthesia*, 2002: 261-268.
- Villarroel, M., y otros. «Continuous non-contact vital sign monitoring in neonatal intensive care unit.» *Healthcare Technology Letters*, 2014: 87-91.
- Walsh, Sean, y Emma King. *Pulse Diagnosis: A Clinical Guide*. Philadelphia: Elsevier Health Sciences, 2007.
- Webster, John G. (ed.). *Design of Pulse Oximeters*. New York: CRC Press, 1997.
- Wieringa, F. P., F. Mastik, y A.F.W. van der Steen. «Contactless multiple wavelength photoplethysmographic imaging: A first step toward “SpO2 camera” technology.» *Annals of Biomedical Engineering*, 2005: 1034-1041.
- Wolff, Klaus, Richard Allen Johnson, y Arturo P. Saavedra. *FITZPATRICK Atlas de dermatología clínica*. Mexico D.F.: MCGRAW-HILL INTERAMERICANA EDITORES, S. A, 2013.
- Wood Earl, Howard. Apparatus for determining percentage oxygen-saturation of blood. EEUU Patente US2706927 A. 4 de 8 de 1949.
- Xu, Shuchang, Lingyun Sun, y Gustavo Kunde Rohde. «Robust efficient estimation of heart rate pulse from video.» *Biomedical Optics Express*, 2014: 1124-1135.
- Zijlstra, W. G., A. Buursma, y O. W. van Assendelft. *Visible and near infrared absorption spectra of human and animal haemoglobin*. Utrecht: VSP, 2000.
- Zonios, G., y A. Dimou. «Light scattering spectroscopy of human.» *Optics Express*, 2009: 1256-1267.