

## Non-Contact SpO2 Prediction System Based on a Digital Camera

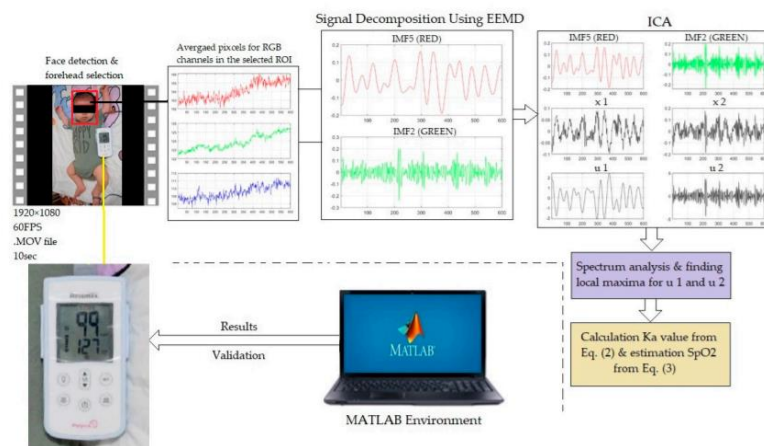
Dificultades de la oximetría tradicional:

- La oximetría de pulso se basa en el contacto directo, más comúnmente con la yema del dedo, que restringe al paciente y puede resultar incómodo.
- Además, puede causar daño cutáneo en sujetos con una piel muy frágil, especialmente lactantes en cuidados neonatales, si se deja adherida a la piel durante períodos prolongados.
- Además, los dispositivos de oximetría de pulso no siempre se adaptan bien a las yemas de los dedos de las personas, según la edad del paciente y el tamaño de los dedos, lo que puede provocar lecturas distorsionadas.
- Además, los dispositivos de oximetría de pulso no siempre se adaptan bien a las yemas de los dedos de las personas, según la edad del paciente y el tamaño de los dedos, lo que puede provocar lecturas distorsionadas.
- Otras limitaciones notificadas que pueden introducir errores incluyen artefactos de movimiento y están relacionadas con anemia, pulsaciones venosas, pigmentación de la piel, baja perfusión, interferencia de luz y presencia de esmalte de uñas

La oximetría de pulso de contacto convencional utiliza principalmente dos iluminaciones de longitud de onda separadas, la longitud de onda de la luz roja (660–700 nm) y la longitud de onda de la luz infrarroja (IR) (800–950 nm).

Métodos:

- Método de detección de rostros
- Una técnica de descomposición de señales
- La técnica ICA
- Un método de análisis espectral
- La búsqueda de máximos locales de las señales extraídas



El algoritmo delimitó el ROI automáticamente, lo que para el caso del proyecto realizado fue principalmente la cara y esto fue mediante la función del tono de la piel. Se realiza una serie de pasos que consiste en: Detección de piel, Espacio de color LAB, Un canal del espacio de color LAB,

Canal B del espacio de color LAB, Imagen binaria del canal A, Imagen binaria del canal B e Imagen multiplicada de imágenes binarias.

Posteriormente se obtienen los canales de rojo y verde de la siguiente manera:

$$R = \int E_{\lambda} S_R d\lambda,$$

$$G = \int E_{\lambda} S_G d\lambda,$$

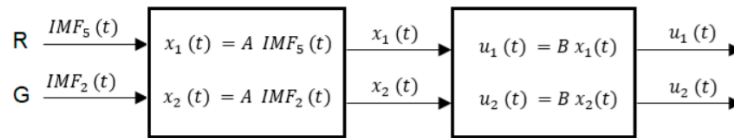
También la señal de serie de tiempo promedio de los valores de píxeles de brillo para los canales rojo y verde se puede expresar como:

$$i_R(t) = \frac{\sum_{x,y \in ROI} F(x,y)}{|ROI|}$$

$$i_G(t) = \frac{\sum_{x,y \in ROI} F(x,y)}{|ROI|}$$

La siguiente etapa consiste en utilizar un método EEMD, esto se utiliza para eliminar el ruido de las señales biomédicas, aquí se componen un conjunto de señales con diferentes escalas de frecuencias, llamadas IMF.

Posteriormente para estimar la saturación de oxígeno se utiliza el IMF5 de baja frecuencia del canal rojo y el IMF2 de alta frecuencia del canal verde. Esto se selecciona para la utilización de la técnica ICA ya que proporcionan un rango de baja y alta frecuencia con un pico claro.



ICA: Análisis de Componentes Independientes

Dado las señales de salida de ICA, se utiliza la segunda ecuación mencionada para obtener el Ka (relación de absorción)

El nivel de SpO2 se calcula de la siguiente manera:

$$SpO_2 = A - BK_a$$

Resultados:

Para determinar por qué las longitudes de onda seleccionadas de las señales de salida de ICA eran las mejores para estimar la SpO2, se realizó una transformada rápida de Fourier (FFT) para el análisis del espectro de estas señales y para obtener su espectrograma

Se hacen las relaciones entre las componentes de la SpO2 obtenida y la SpO2 medida, los cuales son:

- Gráfico de correlación entre la SpO2 obtenida y la SpO2 medida
- La relación de Bland-Altman y de error entre la SpO2 obtenida y la SpO2 medida