



Tabla de contenido

I.	Introducción	2
II.	Marco Teórico	5
	Signos vitales	5
	Pulso cardíaco	5
	Pletismografía	5
	Espectro de absorción de hemoglobina.....	7
	Medición remota de una PPG	8
	Blind Source Separation	8
	Espacio de Color RGB	9
	Transformada rápida de Fourier	10
III.	Trabajo Previo.....	12
IV.	Propuesta.....	14
V.	Implementación	16
	Limitaciones	19
	Resultados	19
VI.	Conclusión y trabajo a futuro	21
	Conclusión	21
	Trabajo a futuro	21
	Bibliografía.....	22



I. Introducción

El costo de los servicios de salud está creciendo a niveles insostenibles a nivel mundial como también así la calidad del servicio ofrecido es altamente variable. Para contener costos, a los proveedores se les pide que reduzcan al mínimo el tiempo de las internaciones en los hospitales y pueden ser sancionados severamente si los pacientes son readmitidos dentro de los 30 días bajo ciertas condiciones, al menos en Estados Unidos. Mientras tanto, el aumento de enfermedades crónicas está llevando a los proveedores de la salud y contribuyentes a buscar nuevas formas de ayudar a mejorar las condiciones y calidad de vida de los pacientes con este tipo de enfermedades. Para ayudar a agilizar la administración y, en última instancia, mejorar la atención de los pacientes, los servicios de atención de la salud se están prestando a través de la red. En muchos casos, la atención distribuida ha dado como resultado costos más bajos y mayor acceso a un servicio de calidad.

El monitoreo domiciliario es un método que puede ayudar a los sistemas de salud a trabajar más estrechamente con los médicos y los pacientes para promover la adhesión al tratamiento, la intervención temprana y la mejora de resultados. Se estima que el 50 por ciento de todos los adultos tienen por lo menos una enfermedad crónica y pueden beneficiarse de una intervención telemédica. En el pasado, la adopción de soluciones remotas para la salud se vio frenada por la percepción de un mayor costo y complejidad. En la actualidad, el avance de IoT (Internet of Things) en esta área ha ayudado a eliminar esas barreras para ofrecer soluciones de atención remota más intuitivas e innovadoras que reducen sustancialmente los costos en comparación de los modelos de entrega tradicionales. La eliminación de la complejidad de la atención remota, no sólo para los proveedores y cuidadores, sino también para los pacientes, les da mayor libertad y flexibilidad para participar en su propio cuidado. Los beneficios de las soluciones de salud remota también incluyen:



- Reducción de los reingresos hospitalarios y la duración de la estadía.
- Menos visitas a la sala de emergencia.
- Menor costo de atención para enfermedades crónicas.
- Mejora de la autogestión de las condiciones de salud.
- Acceso oportuno, asequible y conveniente al cuidado dondequiera y cuando sea necesario.
- Apoyo proactivo cuando es médicamente necesario.
- Mayor calidad de vida del paciente.

El pulso cardíaco es un signo vital crítico para el diagnóstico médico. Hay un creciente interés en medirlo sin tener contacto con el paciente, como es el caso de los bebés prematuros o aquellas personas las cuales sufrieron algún daño en la piel. En este proyecto se planteará e implementará una alternativa para solucionar estos problemas.

Uno de los objetivos de este proyecto es medir remotamente el pulso cardíaco mediante el uso de la cámara de un Smartphone para poder llevar a cabo un mejor control hogareño sobre los pacientes.

Otro de los objetivos es proporcionar una forma económica y no invasiva de monitorear a bebés prematuros. Una vez que son dados de alta, los bebés prematuros, necesitan de un gran cuidado por lo que esta aplicación brindaría no sólo una forma de observarlo remotamente sino también de obtener su pulso cardíaco.

El método para realizar la medición se basa en la técnica de fotoplethysmografía, un medio económico y no invasivo de detección de la onda de pulso cardiovascular (también llamada pulso de volumen sanguíneo) a través de las variaciones de la luz transmitida o reflejada para mediciones fisiológicas sin contacto. Esta técnica electro-óptica puede proporcionar información valiosa sobre el sistema cardiovascular, como la frecuencia cardíaca, la saturación arterial del oxígeno en la sangre, la presión arterial, el gasto cardíaco y la función



autonómica. En este caso, la utilizaremos para la obtención de la frecuencia cardíaca.

El presente informe está compuesto de seis capítulos. En el capítulo 2 se explicará el marco teórico en el cual se fundamenta la aplicación para realizar las mediciones. En el capítulo 3 se hará una revisión de las características de los trabajos ya preexistentes y se los comparará con la aplicación a implementar. En el capítulo 4 y 5 se describirá la propuesta que se desea implementar, sus características y limitaciones, como así también la forma en que se lo implementó. Y por último, se plantearán posibles mejoras a la solución acá implementada o nuevas características que se pueden agregar.



II. Marco Teórico

Signos vitales

Los signos vitales son medidas fisiológicas que evalúan las funciones más básicas del cuerpo. Son buenos indicadores de la salud en general del cuerpo. Uno de estos signos vitales es el pulso cardíaco, el cual definiremos brevemente a continuación.

Pulso cardíaco

El pulso cardíaco está definido como el número de veces que el corazón late por minuto. Una persona adulta saludable posee, en reposo, un pulso de entre 60 y 80 latidos por minuto (BPM). El corazón es un músculo, y como los demás músculos se vuelve más fuerte por medio del ejercicio. Es por esto que una persona en excelente condición física, como podría ser un corredor de maratones, puede tener un pulso en reposo de tan bajo como 35 BPM. El pulso cardíaco está fuertemente asociado a la edad. Esta relación está dada aproximadamente por la ecuación (1), donde HR es el pulso cardíaco máximo.

$$HR_{max} = 208 - (0.7 * Edad) \quad (1)$$

Para una persona de 20 años de edad su pulso cardíaco máximo sería $HR_{max} = 194$. Para las mediciones en este proyecto se decidió tener como límite un pulso cardíaco entre 40 y 200 BPM.

Pletismografía

La palabra pletismógrafo es una combinación de dos palabras griegas 'Plethysmos' que significa aumento y 'grafía' que significa escribir, y es un instrumento utilizado principalmente para determinar y registrar las variaciones en el flujo sanguíneo o el flujo sanguíneo en el cuerpo que se produce con cada latido del corazón.



Existen varios tipos de pletismógrafos. Cada uno de ellos mide los cambios en el volumen sanguíneo de diferentes maneras con un transductor específico y se emplean para ciertas aplicaciones. Los tipos más generales son: agua, aire, estrangulamiento, impedancia y fotoeléctrico.

La pletismografía fotoeléctrica, también conocida como fotopletismografía (su acrónimo en ciertas literaturas es PPG), es fácil de configurar, conveniente, simple y económicamente eficiente en comparación con los otros tipos de pletismógrafos mencionados anteriormente. Además, no necesita contacto directo con la superficie de la piel como los otros.

La señal PPG refleja el movimiento de la sangre en los vasos, que va desde el corazón hacia todo el cuerpo a través de los vasos en un movimiento ondulatorio. Hertzman fue el primero en encontrar una relación entre la intensidad de la luz retrodispersada y el volumen de sangre en 1937[1].

Generalmente, las mediciones se obtienen colocando una sonda en el dedo del paciente o en el lóbulo de su oreja y se pasa luz NIR (near-infrared) de una fuente a un detector, ya sea por transmisión o por reflectancia. El tejido es relativamente transparente a las longitudes de onda del NIR, sin embargo, la hemoglobina –una proteína respiratoria encontrada en los glóbulos rojos (eritrocitos) y responsable del transporte de oxígeno- absorbe fuertemente la luz NIR. Durante el ciclo cardíaco en momentos de alta presión (sístole), la combinación de un aumento del volumen sanguíneo bajo la sonda y una alineación de los eritrocitos de tal manera que su eje longitudinal es perpendicular al flujo de sangre, causa un aumento en la absorción de la luz. A baja presión (diástole), el volumen sanguíneo bajo la sonda disminuye y los eritrocitos alinean su eje longitudinal paralelo a la dirección del flujo sanguíneo, causando una disminución de la absorción de la luz. Un PPG captura toda esta actividad, por lo que el valor de señal en un entorno clínico reside en su capacidad de proporcionar una indicación del ritmo cardíaco.



Espectro de absorción de hemoglobina

Un humano tiene entre 4 y 6 litros de sangre de la cual entre el 52% y 62% es plasma. El porcentaje restante está constituido por diferentes tipos de células sanguíneas, siendo la mayor parte glóbulos rojos. El plasma en su mayoría es transparente por lo que la absorción de la luz de la sangre proviene de los glóbulos rojos. La función de los glóbulos rojos es llevar el oxígeno a través del cuerpo. Para ello, cada célula contiene una gran cantidad de una proteína llamada hemoglobina (Hb) que puede unirse a las moléculas de oxígeno. Cuando la sangre fluye del corazón al cuerpo contiene hemoglobina oxigenada (HbO_2) y cuando fluye de regreso al corazón, contiene hemoglobina desoxigenada (Hb). Como PPG mide las fluctuaciones en la cantidad de sangre en el cuerpo, es importante examinar el espectro de absorción de Hb y HbO_2 . La figura 1 muestra como ambas, Hb y HbO_2 , tienen picos de absorción entre los 530nm y los 590nm, los cuales corresponden a las longitudes de onda de los colores verde y amarillo.

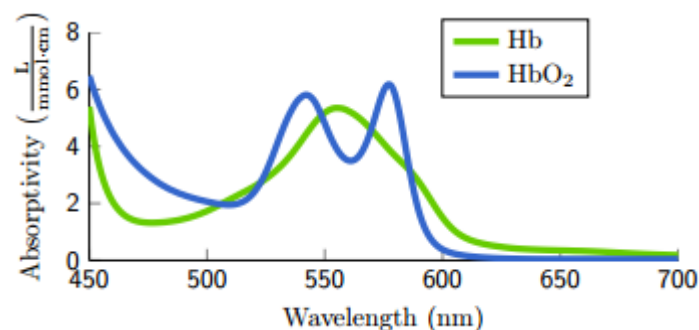


Figura 1. Relación de absorción de luz con respecto a la longitud de onda

Es importante notar que la oxigenación y la desoxigenación de la sangre tienen una absorción similar, por lo que las fluctuaciones son medidas de igual forma para ambas. De lo contrario, el color observado también podría ser afectado por la concentración de oxígeno en sangre. Se puede observar que Hb y HbO_2 tienen alta absorción en el rango de la longitud de onda del color verde, un poco en el del color azul y muy poco en el color rojo.

Por lo tanto, podemos concluir que los cambios en el volumen de sangre son más evidentes en el rango de las longitudes de onda del color verde mientras



que los cambios serán menos evidentes en el color rojo, dado que la absorción es mucho menor allí, por lo que esperamos que en el espacio de color RGB la señal PPG más intensa se encuentre en el canal verde.

Medición remota de una PPG

Como se demuestra en [2] las señales de PPG pueden ser medidas remotamente en el rostro humano utilizando sólo la luz ambiental y una simple cámara digital. Luego, en [3] se extiende este modelo para remover el ruido provocado por otras señales, las cuales caen en la misma banda de frecuencia que las señales fisiológicas de interés por lo que se propone utilizar la técnica de “blind source separation” (BSS).

Blind Source Separation

BSS se refiere a la recuperación de señales no observadas o “fuentes” de un conjunto de mezclas observadas sin información previa sobre el proceso de mezcla. Típicamente, las observaciones se obtienen a partir de un conjunto de sensores, donde cada sensor recibe una combinación diferente de las señales de la fuente. Existen varios tipos de BSS, un caso especial de este es el Análisis de la Componente Independiente (ICA), la cual es una técnica para descubrir las señales de las fuentes independientes de un conjunto de observaciones que se componen de una mezcla lineal de las fuentes subyacentes. Un ejemplo claro es la situación donde múltiples personas hablan al mismo tiempo en la misma sala. Si uno quiere grabar el sonido en la sala con múltiples micrófonos obtendrá señales mezcladas por las diferentes voces de las personas hablando. El objetivo de BSS en este contexto es separar el contenido de forma en que cada señal sólo contenga lo que está hablando una única persona. El concepto de ICA asume que las señales son no Gaussianas y estáticamente independientes.

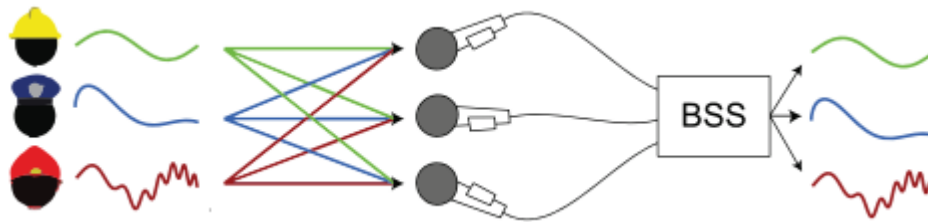


Figura 2. Ilustración del concepto de BSS.

En los trabajos antes mencionados, se han utilizado diferentes espacios de colores. Un espacio de color es una forma de describir colores a través de números. Estos números comúnmente son llamados componentes y típicamente un espacio de color tiene 3 o 4. Para este proyecto se utilizó el espacio de color RGB.

Espacio de Color RGB

RGB (rojo, verde y azul) es el espacio de color más común. En este espacio los colores son representados como mezclas de rojo, azul y verde, de ahí viene su nombre. Cada una de estas componentes tiene un valor entre 0 y 1. El rojo, por ejemplo, es representado por la terna $\{1,0,0\}$ y el blanco por $\{1,1,1\}$. Un color RGB puede ser un punto en $[0, 1]^3 \subset \mathbb{R}^3$ con las componentes en coordenadas cartesianas. La elección de los colores rojo, verde y azul como colores primarios está conectada con la fisiología del ojo humano cuyas 3 células fotorreceptoras responden mejor a las longitudes de onda correspondiente a estos colores.

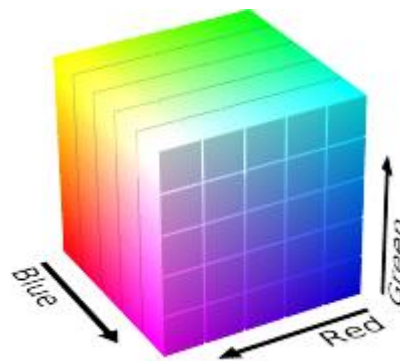


Figura 3. Visualización del espacio de color RGB



Transformada rápida de Fourier

FFT es la abreviatura usual (del inglés Fast Fourier Transform) de un algoritmo que permite calcular la transformada de Fourier discreta (DFT) y su inversa. La FFT es de gran importancia en una amplia variedad de aplicaciones, desde el tratamiento digital de señales y filtrado digital en general a la resolución de ecuaciones en derivadas parciales o los algoritmos de multiplicación rápida de grandes enteros. El algoritmo pone algunas limitaciones en la señal y en el espectro resultante, por ejemplo: la señal de la que se tomaron muestras y que se va a transformar debe consistir de un número de muestras igual a una potencia de dos. La mayoría de los analizadores FFT permiten la transformación de 2^n muestras. El rango de frecuencias cubierto por el análisis FFT depende de la cantidad de muestras recogidas y de la proporción de muestreo.

La Transformada rápida de Fourier es uno de los algoritmos aritméticos más ampliamente utilizados, porque es un medio eficaz de ejecutar un cálculo matemático básico y de frecuente empleo. La FFT es de fundamental importancia en el análisis matemático y ha sido objeto de numerosos estudios. La aparición de un algoritmo eficaz para esta operación fue una piedra angular en la historia de la informática.

Sean x_0, x_1, \dots, x_{n-1} números complejos. La transformada discreta de Fourier se define como:

$$x_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i2\pi k \frac{n}{N}}, \quad k = 0, \dots, N-1$$

La evaluación directa de esa fórmula requiere $O(N^2)$ operaciones aritméticas. Mediante un algoritmo FFT se puede obtener el mismo resultado con sólo $O(N \log(N))$ operaciones. En general, dichos algoritmos dependen de la factorización de n pero, al contrario de lo que frecuentemente se cree, existen FFTs para cualquier n , incluso con n primo.



La idea que permite esta optimización es la descomposición de la transformada a tratar en otras más simples y éstas a su vez hasta llegar a transformadas de 2 elementos donde k puede tomar los valores 0 y 1. Una vez resueltas las transformadas más simples hay que agruparlas en otras de nivel superior que deben resolverse de nuevo y así sucesivamente hasta llegar al nivel más alto. Al final de este proceso, los resultados obtenidos deben reordenarse.

La transformada discreta de Fourier es utilizada para trasladar la señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia.



III. Trabajo Previo

Como se dijo en el capítulo anterior, el término fotopletismografía ha sido usado desde 1930. Por muchos años todos los métodos de PPG han requerido del contacto con el paciente. En los últimos años ha crecido la idea de utilizar el método de PPG sin contacto físico con el paciente. Sin embargo, al principio, se debieron usar cámaras de alto costo y fuentes de luces dedicadas.

En el 2008, Verkuysse [2] fue el primero en demostrar que la señal de PPG puede ser medida remotamente desde un video del rostro de una persona utilizando una simple cámara digital y luz ambiente. Los videos a color de las personas que fueron grabadas poseían entre 15 y 30 frames por segundos (FPS) con una resolución de 640x480 o 320x240. Una región de interés (ROI) es elegida manualmente la cual funciona como fuente de señal cruda en donde se calcula la variación de los píxeles en el ROI. La señal cruda era pasada por un filtro butterworth pasabanda de 4to orden. El pulso cardíaco podía ser extraído utilizando la transformada rápida de Fourier (FFT).

Un grupo de personas del MIT presentaron una forma automática de medir el pulso cardíaco [3]. Se grabaron videos de 12 personas (10 varones y 2 mujeres) con diferentes colores de piel utilizando la cámara integrada de una Macbook Pro. Los videos fueron grabados en 15 FPS y una resolución de 640x480. Para cada video, el algoritmo de detección de rostro de Viola-Jones es usado para obtener el ROI. Las 3 señales RGB son separadas en 3 señales independientes usando ICA por medio del algoritmo de JADE. Esto demostró que la segunda componente de ICA típicamente contiene la señal pletismográfica más fuerte, por lo que la elijen por simplicidad. El pulso cardíaco es encontrado en esta componente como el pico más grande en la FFT.

En 2012, un segundo grupo del MIT demostró en un paper un método de realizado de cambios sutiles del color y movimientos imperceptibles que llamaron “Eulerian Video Magnification” [4]. Con este método se puede amplificar



frecuencias pre-especificadas, por ejemplo frecuencias cercanas al pulso cardíaco de una persona. La salida de este algoritmo es el video original pero con las frecuencias deseadas amplificadas. La extracción del pulso cardíaco requiere procesamiento adicional, por lo que también requiere conocimientos sobre la frecuencia cardíaca de una persona para mejorar los cambios de color que induce el flujo sanguíneo. Este algoritmo no es inmediatamente útil para medir frecuencia cardíaca.

En 2013, se encontró otro mecanismo que demostró ser más robusto que las anteriores; éste determina la frecuencia cardíaca mediante la medición de los movimientos sutiles de la cabeza los cuales son causados por la reacción Newtoniana a la afluencia de sangre en cada latido [5]. El método realiza un seguimiento de las características de la cabeza y realiza un análisis de la componente principal (PCA) para descomponer sus trayectorias en un conjunto de movimientos de componentes. A continuación, eligen la componente que mejor se corresponde con los latidos del corazón en función de su espectro de frecuencia temporal.



IV. Propuesta

El objetivo de este proyecto es monitorear los signos vitales de las personas, en este caso el pulso cardíaco, de forma remota, no invasiva y económica. Es por eso que las técnicas antes descriptas son buenas alternativas para solucionar esta problemática.

Para ello se utilizará un Smartphone, este no debe poseer grandes características (con sólo tener una cámara y acceso a internet es suficiente), el cual estará encargado de hacer el streaming del video del sujeto a un servidor donde se procederá a procesarlo cuadro por cuadro. A partir de este procesamiento se obtendrá, en tiempo real, el pulso de la persona.

El video del sujeto debe ser tomado de forma que su rostro esté lo más cerca de la cámara, evitando que haya movimientos bruscos.

El método implementado es muy similar al propuesto por Poh [3], solamente que por simplicidad en vez de aplicar ICA para el BSS, sólo se trabaja con el canal verde. Otra diferencia, es que en la propuesta de Poh se grababa a la persona, se guardaba el video en un formato deseado y luego se lo procesaba reproduciendo cuadro por cuadro. En cambio, esta implementación todo el procesamiento se realiza sobre la marcha, con todo los retrasos que esto implica, por lo que se han hecho determinados ajustes para tratar de salvar los errores que se pudieran dar.

Algunas de estas correcciones son:

- Al estar realizando un streaming, puede que la cantidad de frames por segundos que se puedan reproducir varíen según el estado de la red. Es por esto, que los FPS son calculados de acuerdo a los tiempos en que son ingresadas las imágenes.
- Al tener un número de FPS bajo, los cambios tienden a ser muy bruscos entre cuadro y cuadro, por lo que se ha realizado una interpolación para suavizarlos.



Como se puede apreciar, la metodología trata de ser lo más económica posible, ya que, hoy en día, muchas personas disponen de un Smartphone con estas características. En cuanto al servidor, todas las pruebas fueron hechas en una notebook HP Pavilion con un procesador AMD A-10-8700P Radeon R6 de 1.8Ghz y 8GB de memoria RAM.



V. Implementación

Mediante el uso de un Smartphone se procederá a grabar al sujeto, las imágenes son tomadas en el formato estándar de Android NV21 para luego ser enviadas a través de la red bajo el protocolo TCP. Aunque no es necesaria ninguna luz dedicada el lugar donde será grabado el video de la persona debe poseer buena iluminación ambiental.

En el lado del servidor lo primero que se realiza es la conversión de la imagen recibida al espacio de color en el cual trabajaremos, esto es RGB. Luego, se procede a seleccionar las regiones de interés donde se realizará el procesamiento (ROI). El primer ROI es el rostro (figura 4), el cual se rastrea automáticamente utilizando el algoritmo de Viola-Jones, disponible en OpenCV 3.0. El segundo ROI es un rectángulo que se ubica como muestra la figura 5, esta región es tomada ya que es una zona donde se puede percibir con mayor precisión la variación de la intensidad del color de la piel (ver figura 3, mapa de intensidad del pulso cardíaco).

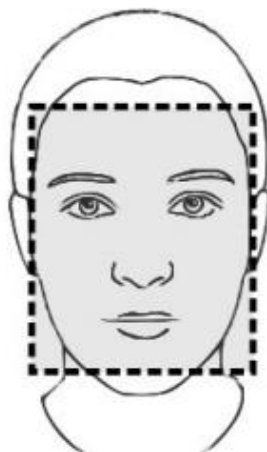


Figura 4. ROI del rostro

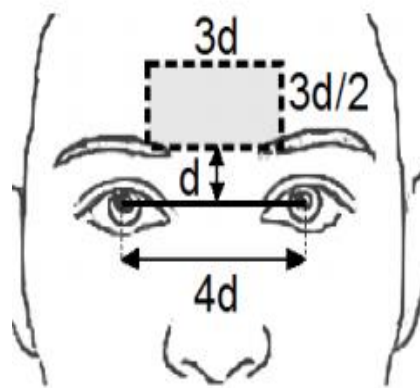


Figura 5. ROI de la frente

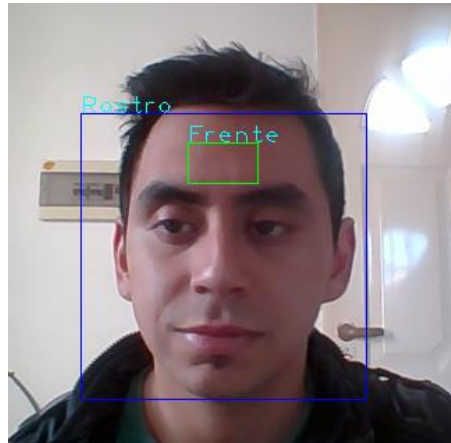


Figura 6. Captura de la aplicación, donde muestra los dos ROI.

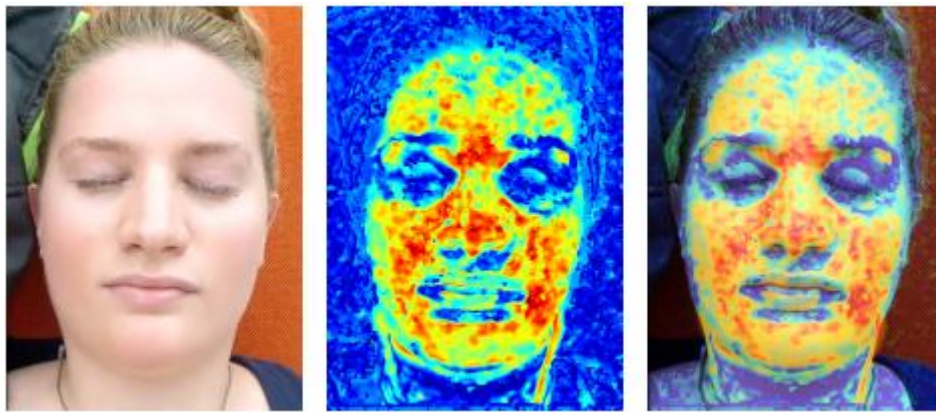


Figura 6. Mapa de variación de intensidad de color, en rojo se encuentra las zonas donde mayor variación en la intensidad de color se percibe.

Una vez que se obtiene la región de interés se procede a separarlo en los 3 canales RGB, en este punto se tomó la decisión por simplicidad de sólo quedarnos con el valor medio del canal verde. Una vez tomada una cantidad de muestras considerable, en nuestro caso tomamos 16, todos los valores son interpolados utilizando una interpolación cúbica. A continuación, la señal es multiplicada por la función ventana de Hamming:

$$v(n) = a_0 - a_1 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right)$$

$$a_0 = 0,53836; \quad a_1 = 0,46164$$



En el procesamiento de señales, una ventana se utiliza cuando se centra en una señal de longitud voluntaria limitada. Por lo que para observar una señal en tiempo finito, se multiplica por una ventana.

Luego de esto, se normaliza la señal de la siguiente manera:

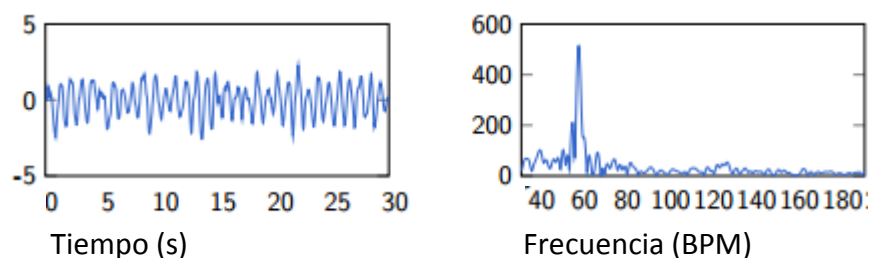
$$x'(t) = \frac{x(t) - \mu}{\sigma}$$

Donde μ y σ son la media y el desvío estándar respectivamente. La normalización transforma $x(t)$ en $x'(t)$ que tiene media cero y varianza uno.

Finalmente aplicamos la transformada rápida de Fourier (FFT) en la señal para obtener el poder de espectro. El mayor valor de amplitud en el intervalo entre 40 y 180 es designada como la señal de PPG. La frecuencia de este pico es convertida a BPM (latidos por minuto) de la siguiente manera:

$$\text{Pulso cardíaco} = \frac{60 * FPS * idx}{\text{longitud de FFT}}$$

Donde idx es el índice basado en cero del pico en la transformada de Fourier. En la siguiente figura se muestra la señal del canal verde y su transformada de Fourier.





Limitaciones

El método es propenso a la corrupción de señal inducida por los movimientos bruscos. Otro desafío que presenta este método es la eficacia cuando se encuentra bajo la influencia de variaciones en la intensidad de la luz ambiental lo que puede afectar la exactitud de la evaluación fisiológica. El éxito de la medición radica en una buena iluminación y un mínimo ruido debido al movimiento.

Resultados

Los resultados obtenidos por la aplicación fueron comparados con un oxímetro de pulso (como el que se muestra en la figura), el cual es un aparato médico que mide de manera indirecta la saturación de oxígeno en la sangre de un paciente como así también su frecuencia cardíaca. Posee un error en su medición del 3%.



Figura 7. Oxímetro de pulso

A continuación se muestran los resultados obtenidos de 5 personas de entre 19 y 26 años de edad, a cada persona se les realizaron 2 pruebas. Las mediciones fueron hechas en un consultorio clínico el cual poseía una luz ambiental normal.



Prueba	Medición Oxímetro	Medición de la aplicación	Error
1	76 BPM	75.9 BPM	0.1BPM
2	73 BPM	75 BPM	2BPM
3	72 BPM	68 BPM	4 BPM
4	69 BPM	68 BPM	1 BPM
5	66 BPM	63 BPM	3 BPM
6	66 BPM	65 BPM	1 BPM
7	69 BPM	66 BPM	3 BPM
8	66 BPM	62 BPM	4 BPM
9	67 BPM	67 BPM	0 BPM
10	60 BPM	59 BPM	1 BPM

Figura 8. Tabla de mediciones realizadas. BPM = latidos por minuto. A la persona 1 le corresponde las pruebas 1 y 2, para la persona 2 la 3 y 4 y así siguiendo.

Como se puede apreciar de la tabla el error que posee es ± 4 BPM. De acuerdo al criterio del Cardiólogo que nos proporcionó el oxímetro de pulso el error aceptado para una medición de este tipo es de un 10% de la medición, por lo que podemos concluir que las medidas son aceptables.



VI. Conclusión y trabajo a futuro

Conclusión

Como se ha demostrado a lo largo del informe se ha desarrollado una aplicación con un error que se encuentra contemplado bajo los estándares de la salud sólo con un video filmado por un Smartphone. Lo que demuestra que IOT orientado a la medicina puede ser una buena opción a la hora de generar soluciones de bajo costo tanto para un control hogareño como a nivel de un hospital o clínica.

Trabajo a futuro

Como se ha podido apreciar, el campo de IOT HealthCare es relativamente nuevo por lo que hay mucho para innovar o mejorar. La idea de este proyecto había nacido como una forma monitoreo hogareño para bebés prematuros, por lo que se podría agregar la medición de otros factores que son de interés como la saturación de oxígeno, la frecuencia respiratoria y la temperatura corporal, todos medidos de forma remota y sin contacto con la piel.

Otro punto que sería interesante mejorar es el método de medición del pulso cardíaco que se ha hecho en este proyecto, utilizando el algoritmo de Eulerian Video Magnification [4] se ha demostrado una forma más robusta de obtener las mediciones, sin las limitaciones que se han planteado aquí.



Bibliografía

[1]"Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically," A. B. Hertzman and C. R. Spealman, Am. J. Physiol. 119, 334-335 (1937)

[2] "Remote plethysmographic imaging using ambient light", Verkruysse, O Svaasand, Stuart Nelson. Optics Express, Vol.16, Issue 26, pp. 21434-21445, Optical Society of America, 2008.

[3] "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation", Ming-Zher Poh, Daniel J. McDuff y Rosalind W. Picard. Optics Express, Vol.18, Issue 10, pp. 10762-10774, Optical Society of America, 2010.

[4] "Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World", Wu, Hao-Yu, Michael Rubinstein, Eugene Shih, John Guttag, Frédo Durand, and William Freeman. ACM Transactions on Graphics, Vol.31, Number 4 (Proc. SIGGRAPH), 2012.

[5] "Detecting Pulse from Head Motions in Video", Guha Balakrishnan, Fredo Durand, John Guttag. Publish in 2013 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR).23-28 June 2013. Electronic ISBN: 978-0-7695-4989-7.

[6] "In Vivo Reflectance of Blood and Tissue as a Function of Light Wavelength". Cui, Weijia, Lee E. Ostrander, and Bok Y. Lee (1990). In: IEEE Transactions en Biomedical Engineering 37.6, pp. 632–639

[7] "Precisión y exactitud de un oxímetro de pulso". Luis Torre-Bouscoulet, Elizabeth Chávez-Plascencia. Revista de investigación clínica (ISSN 0034-8376), Vol.58, N°1, México, ene./feb. 2006.

[8] "Transformada rápida de Fourier (FFT)" Recuperado el 19 de junio de <http://www.ehu.eus/Procesadodesenales/tema7/ty3.html>.



[9] “Camera-based Heart Rate Monitoring”. Janus Nørtoft Jensen, Morten Hannemose. Bachelor thesis. DTU Compute B.Sc.-2014. Technical University of Denmark, Department of Applied Mathematics and Computer Science, 2014.