
RELACIÓN ENTRE LAS SEÑALES DE RESPIRACIÓN Y FOTOPLETISMOGRAFÍA DE IMAGEN OBTENIDA CON UN SMARTPHONE

Propuesta de Tesis de Maestría
Posgrado en Ingeniería Electrónica
Dr. Bersaín Alexander Reyes (FC-UASLP)

Motivación

Las enfermedades respiratorias se encuentran entre las diez principales causas de mortalidad en el mundo, de acuerdo con la Organización Mundial de la Salud [1]. Para contender este escenario, se reconoce que el monitoreo del estado respiratorio es relevante para identificar y predecir eventos cardiorrespiratorios adversos [2], donde la frecuencia respiratoria (*respiratory rate*, RR) es un signo vital que resulta relevante para llevar a cabo este monitoreo. Aunada a RR, el signo vital más ampliamente monitoreado es la frecuencia cardíaca (*heart rate*, HR), reconocida como un índice útil de propensión a enfermedades cardiovasculares. Cabe mencionar que, HR está definida como el número de ciclos cardíacos por unidad de tiempo y generalmente se expresa en latidos por minuto (*beats-per-minute*, BPM), mientras que RR corresponde al número de respiraciones por unidad de tiempo y comúnmente se expresa en respiraciones por minuto (*breaths-per-minute*, bpm). A pesar de que en la práctica clínica y de investigación, existen diversos métodos y dispositivos biomédicos útiles para la monitorización de HR y RR, incluyendo electrocardiografía (ECG), fotopletismografía (PPG), impedancia transtorácica, pletismografía por inductancia y monitorización acústica [3], cada uno de estos métodos tiene sus propias ventajas y desventajas, e.g., la mayoría emplean dispositivos biomédicos especializados que no se pueden aplicar fácilmente fuera de entornos clínicos y de investigación para su uso diario, no sólo por profesionales de la salud sino por la población general.

Los *smartphones* o teléfonos móviles inteligentes son dispositivos ubicuos cuyas capacidades de hardware y software se actualizan continuamente. Dado el número de sensores costo-efectivos ya incorporados en los smartphones, estos se han utilizado en aplicaciones de monitoreo de signos vitales. Con este fin, los *smartphones* se han empleado principalmente para la estimación de HR mediante técnicas de fotopletismografía de imagen (*image photoplethysmography*, iPPG) de contacto y sin contacto [4]. En el enfoque de contacto, la cámara de vídeo del *smartphone* se emplea análogamente al fotorreceptor en el PPG tradicional, mientras que el diodo emisor de luz (LED) del *flash* se emplea como fuente de iluminación [5]. Así, la frecuencia cardíaca estimada mediante PPG tradicional, denominada frecuencia de pulso (*pulse rate*, PR), también se puede estimar mediante la captura de una secuencia de vídeo en las yemas de los dedos de los sujetos y la extracción de las pulsaciones de sangre sincronizadas con cada latido del corazón. Además, se sabe que las señales ECG y PPG contienen componentes sincronizados con el ritmo respiratorio, que modulan tanto su amplitud como su frecuencia. Por lo tanto, RR también puede estimarse a partir de secuencias de video adquiridas por el *smartphone* empleando la técnica iPPG de contacto [6]. Nuestro grupo de trabajo ha hecho esfuerzos por desarrollar algoritmos de estimación de las series de tiempo de HR y RR, i.e., HR y RR instantáneas, a partir de señales de iPPG obtenidas directamente de un *smartphone* mediante la técnica de contacto. En particular, se ha desarrollado una aplicación móvil para el sistema operativo Android que permite adquirir secuencias de video y extraer las señales de iPPG, así como estimar la serie de tiempo de HR para, finalmente, estimar la serie de tiempo de RR a partir del análisis tiempo-frecuencia (TF) de la serie de HR mediante la técnica del espectrograma (SP) basado en la transformada de Fourier de tiempo corto [7].

Más allá de la estimación de los signos vitales HR y RR, resulta relevante estudiar la relación entre las señales de PPG y de respiración, así como entre las señales de iPPG y de respiración, e.g., la posibilidad de sintetizar señales de respiración a partir del PPG e iPPG. Es bien sabido que la valoración del sistema cardiorrespiratorio requiere información más allá de RR, i.e., también se requiere información de las formas de onda de la señal respiratoria para la detección del ciclo y patrón respiratorio. Con respecto a la estimación de la respiración a partir del iPPG, las técnicas de procesamiento digital de señales por lo general se basan en extraer variaciones de intensidad, variaciones en la amplitud del pulso y/o variaciones del intervalo de pulso [8], así como en extraer componentes de frecuencia físicamente significativos, e.g., mediante la técnica de la descomposición empírica en modos (*empirical mode decomposition*, EMD) [9]. Recientemente, en 2023 se ha propuesto el empleo de técnicas aprendizaje profundo (*deep learning*, DL) basadas en una arquitectura de codificador-decodificador convolucional para extraer la información respiratoria que contenga la señal de PPG (codificar) y sintetizar una forma de onda que sea similar a la señal de referencia respiratoria (decodificar) [10]. Sin embargo, hasta donde conocemos, no se han empleado técnicas de DL para sintetizar señales de respiración a partir de señales de iPPG directamente obtenidas con un *smartphone*. Así, en este trabajo de tesis, se propone explorar la relación entre las señales de iPPG, obtenidas en la modalidad de contacto, con las señales de respiración, obtenidas con dispositivos biomédicos no fácilmente accesibles por el común de la población, dado el potencial de sintetizar señales de esfuerzos respiratorios que contienen información clínica relevante a partir de señales de iPPG más fácilmente accesibles.

Objetivo

Explorar la extracción de señales de esfuerzos respiratorios a partir de señales de fotopletimografía de imagen (iPPG) obtenidas en un *smartphone* con la modalidad de contacto.

Metodología

Se realizará la estimación de señales de esfuerzos respiratorios de sujetos voluntarios sanos a partir de videos obtenidos con un *smartphone*. Inicialmente, se adquirirán videos mientras los sujetos voluntarios realizarán diversas maniobras cardiorrespiratorias que produzcan variaciones en sus frecuencias cardiaca y respiratoria. Las señales de iPPG y de esfuerzos respiratorios serán preprocesadas, i.e., filtradas, alineadas, segmentadas y normalizadas, para posteriormente explorar estrategias de extracción de la señal de respiración. Al respecto, se implementará un algoritmo de extracción de la señal de respiración, de acuerdo con esfuerzos previos del grupo de trabajo [7], así como un algoritmo basado en técnicas de DL, de acuerdo con lo reportado en el estado-del-arte [10]. El desempeño de ambos algoritmos de extracción de señales de respiración se analizará empleando índices de desempeño tales como el análisis de regresión lineal, el valor de la raíz del error cuadrático medio (*root mean squared error*, RMSE) y el error absoluto promedio (*mean absolute error*, MAE). El análisis del desempeño también contempla considerar la morfología de las formas de onda de respiración extraídas, así como de sus temporalidades para las fases inspiratorias y espiratorias.

Requisitos

Para el desarrollo de este proyecto se considera necesario que el alumno posea conocimientos y experiencia en la adquisición y procesamiento de señales biomédicas, procesamiento de imágenes, instrumentación biomédica y manejo de MATLAB. Se propone que el alumno involucrado en el proyecto curse las materias optativas de Reconocimiento de Patrones y Óptica Biomédica.

Cronograma de Actividades (Julio de 2023 – Agosto de 2024)

Actividad \ Mes	2023						2024							
	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre	Enero	Febrero	Marzo	Abril	Mayo	Junio	Julio	Agosto
Investigación bibliográfica														
Curso optativo I														
Curso optativo II														
Curso Proyecto de Tesis I														
Adquisición de datos durante maniobras cardiopulmonares														
Extracción y preprocesamiento de señales de iPPG														
Implementación de algoritmos de extracción de señales de respiración														
Análisis del desempeño de los algoritmos de extracción														
Escritura de artículo para congreso														
Escritura de tesis														

Referencias

- [1] "The top 10 causes of death." <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> (accessed Mar. 03, 2021).
- [2] M. A. Cretikos, R. Bellomo, K. Hillman, J. Chen, S. Finfer, and A. Flabouris, "Respiratory rate: the neglected vital sign," *Med. J. Aust.*, vol. 188, no. 11, p. 657, 2008.
- [3] F. Q. Al-Khalidi, R. Saatchi, D. Burke, H. Elphick, and S. Tan, "Respiration rate monitoring methods: A review," *Pediatr. Pulmonol.*, vol. 46, no. 6, pp. 523–529, Jun. 2011, doi: 10.1002/ppul.21416.
- [4] Y. Sun and N. Thakor, "Photoplethysmography revisited: from contact to noncontact, from point to imaging," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 3, pp. 463–477, 2016.
- [5] E. Jonathan and M. Leahy, "Investigating a smartphone imaging unit for photoplethysmography," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 11, p. N79, 2010, doi: 10.1088/0967-3334/31/11/N01.
- [6] Y. Nam, J. Lee, and K. H. Chon, "Respiratory Rate Estimation from the Built-in Cameras of Smartphones and Tablets," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 4, pp. 885–898, Nov. 2013, doi: 10.1007/s10439-013-0944-x.
- [7] E. Hernandez-de la Cruz, S. Charleston-Villalobos, T. Aljama-Corrales, and B. Reyes, "Simultaneous Estimation of Instantaneous Heart and Respiratory Rates using Image Photoplethysmography on a Single Smartphone," in *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE, 2021, pp. 311–314.
- [8] D. J. Meredith, D. Clifton, P. Charlton, J. Brooks, C. W. Pugh, and L. Tarassenko, "Photoplethysmographic derivation of respiratory rate: a review of relevant physiology," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 36, no. 1, pp. 1–7, Mar. 2012, doi: 10.3109/03091902.2011.638965.
- [9] M. A. Motin, C. K. Karmakar, and M. Palaniswami, "Selection of Empirical Mode Decomposition Techniques for Extracting Breathing Rate From PPG," *IEEE Signal Process. Lett.*, vol. 26, no. 4, pp. 592–596, Apr. 2019, doi: 10.1109/LSP.2019.2900923.
- [10] H. J. Davies and D. P. Mandic, "Rapid extraction of respiratory waveforms from photoplethysmography: A deep corr-encoder approach," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 85, p. 104992, Aug. 2023, doi: 10.1016/j.bspc.2023.104992.