

Patrones en Señales de Saturación de Oxígeno en Sangre

Jesús Moya Ávalos, Carlos Cruz Corona, Camilo Velázquez Rodríguez

Abstract

Nowadays, the measure devices that work with oximetry signals are only able to obtain the cardiac rhythm and the oxygen saturation percent in blood. The hospitals use this devices to make tracing to patients, where is primordial the careful observation of these subjects. This kind of signals has more characteristics, which can help more in this sector. This waves cross the artery of the human body and give data that the existent devices do not analyze. This work make an study about oximetry, the measure made and the obtained signals. As a result of this work it was obtained a monitoring improvement system that obtains all the characteristics of the signal in study, with the main goal of give the major quantity of information. The process in study is very important due to saturation oxygen signals can help to the observation of patients with diseases related with this vital element.

En la actualidad, los aparatos de medición que trabajan con las señales de oximetría solo son capaces de obtener el ritmo cardíaco y el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre. Los hospitales utilizan estos aparatos para realizar seguimientos a pacientes, donde es primordial la vigilancia de la salud de estos pacientes. Este tipo de señales posee más características, las cuales podrían ayudar mucho más en este sector. Al ser ondas que recorren las arterias de todo el sistema del cuerpo humano, aportan datos que los dispositivos existentes no analizan. En este trabajo se realiza un estudio de la oximetría, la medición realizada y las señales obtenidas. Además se hace una investigación acerca de la señal de fotoplestimografía con el objetivo de examinar las características que la definan así como su proceso de obtención, filtrado y extracción de datos. Como resultado de este trabajo se consigue un sistema mejorado de monitorización que obtiene todas las características de la señal en estudio, con el objetivo principal de brindar mayor cantidad de información. El proceso en estudio resulta de gran importancia debido a que las señales de saturación de oxígeno pueden ayudar al seguimiento de pacientes con enfermedades relacionadas con este vital elemento.

1. Introducción

La sangre es ese gran fluido líquido que circula por los conductos de las venas, arterias y capilares que habitan por todo nuestro cuerpo. Esta tiene que realizar grandes funciones como la oxigenación, distribución de los nutrientes y combate frente a las enfermedades. Se compone por distintas células como se explica en [1], como son los glóbulos rojos, blancos, plasma, entre otras.

La hemoglobina es la célula más abundante en el citoplasma de los glóbulos rojos [2]. Es una molécula de proteína que se encarga de transportar el oxígeno que es recogido desde el exterior por el interior del cuerpo humano. Es por esta razón que los glóbulos rojos tienen ese color rojo característico ya que están llenos de oxígeno. Primeramente a través de la boca y la nariz inhalamos el aire que pasa a nuestros pulmones, donde se extrae el oxígeno, y es aquí donde la hemoglobina, lo recoge y lo almacena dentro de ella para poder transportarla a través de la sangre.

La hemoglobina oxigenada circula por las venas pulmonares hasta el corazón, encargado de bombear la sangre que corre por todo el cuerpo humano. A partir de aquí es cuando recorre por las arterias a cada uno de los órganos vitales intercambiando oxígeno, para dar así una fuente de energía. La relación del oxígeno en la sangre, llamado saturación de oxígeno en la sangre (SpO₂) es el ratio entre la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina que existe en una muestra tomada:

$$SpO_2 = \frac{C(HbO_2)}{C(HbO_2) + C(Hb)} \quad (1)$$

Dependiendo de los niveles de saturación de oxígeno en la sangre es lo que garantizará una buena fuente de energía a nuestro cuerpo. Los porcentajes adecuados de oxígeno en la sangre están entre un 96 y 99%. Existen problemas de salud relacionados con el nivel de saturación de oxígeno en sangre. Dos de los problemas más comunes son la hipoxemia y la hipoxia [3].

La hipoxemia es una disminución anormal de la presión parcial de oxígeno en la sangre arterial que normalmente ocurre cuando llega a unos niveles de 80mmHg. Las causas a las que se puede deber este problema son comúnmente las siguientes:

- **Hipoventilación:** es la respiración demasiado lenta que no llega a satisfacer las necesidades del cuerpo humano, elevando así la cantidad de dióxido de carbono.
- **Falta de permeabilidad de los alvéolos pulmonares** impide la suficiente transferencia de oxígeno.
- **Desequilibrio del paso de la sangre desoxigenada por las arterias** sin haber renovado su oxígeno en los pulmones.
- **Vivir en una altitud con mayor presión atmosférica** donde el oxígeno en el aire es menor que en una presión a la que se ha estado acostumbrado el cuerpo.

Todas estas han sido causas comunes que provocan este problema y los síntomas ya comentados afectan directamente a la presión provocando dolores de cabeza, sensación de euforia, falta de coordinación motora y respiración, como problemas de visión y náuseas.

La hipoxia en cambio es un problema en el cual hay una disminución de aportación de oxígeno suministrado a los órganos y células que la necesitan. Que puede llevar a

problemas graves cerebrales como pérdida de memoria y capacidad de concentración, alterar la personalidad y la percepción. Algunas de las causas para este segundo problema suelen ser las siguientes:

- Disminución de la presión arterial de oxígeno.
- Reducción de la capacidad de transporte de oxígeno por otros problemas como la anemia e hipoventilación.
- Intoxicación de las enzimas celulares del cuerpo.
- Un consumo excesivo de oxígeno en los tejidos de nuestro sistema.

En este trabajo se realiza un análisis de la señal de saturación de oxígeno en sangre con la finalidad de la búsqueda de patrones en ella. Los dispositivos de medición que trabajan con estas señales tan solo miden ritmo cardíaco y porcentaje de saturación de oxígeno, sin embargo es posible la extracción de otras características a partir del estudio de las mismas. La falta de oxígeno en sangre representa un problema de salud como se ha expuesto con anterioridad, por lo que la búsqueda de patrones en este tipo de señales permite detectar esta afectación.

En la siguiente sección, Materiales y Métodos, se realizará un estudio de señales capturadas y almacenadas en una base de datos online, donde a partir de las mismas se irá realizando un procesado con el objetivo de extraer la mayor cantidad de datos posibles de las señales. Como parte de la sección 3 se obtendrán ficheros con la señal filtrada, los puntos críticos de esta, permitiendo su estudio con mayor sencillez, y finalmente un fichero con los datos obtenidos de la señal a evaluar con la que se podrán hacer deducciones por un especialista en el campo de la medicina. En la sección 4 se expondrán las conclusiones obtenidas a partir de la investigación realizada en este trabajo.

2. Materiales y Métodos

2.1. Oximetría

La oximetría es un método que tiene como finalidad la medición de la saturación de oxígeno en la sangre. Sin embargo, los aparatos de medición que se suelen utilizar analizan también el pulso cardíaco, razón por la cual son llamados oxímetros de pulso. Gracias a ellos conseguiremos recoger la señal necesaria para poder estudiarla y así evaluar a los pacientes sin la necesidad de extraer muestras de sangre utilizando agujas, consiguiendo unos análisis más limpios y cómodos.

El pulsioxímetro está formado por dos partes: el monitor y el sensor [4]. El monitor es el encargado de mostrar a través de una pantalla el pulso cardíaco y el nivel de saturación de oxígeno en sangre. Debido a sus microcontroladores internos se realiza el procesamiento de la señal, lo que permite almacenar la misma y mostrar sus características. Algunos tipos de pulsioxímetros muestran la gráfica de la señal del pulso de forma dinámica e instantánea.

El sensor está formado a su vez por dos partes también. Una es el emisor de luz (localizado en un extremo), que tiene unos diodos emisores que emiten una luz roja a $\lambda = 660$ (600-700) nm que es la longitud de onda de la hemoglobina oxigenada (HbO₂) y otra luz infrarroja a $\lambda = 940$ (910-940) nm de la hemoglobina reducida (Hb), a este estudio



Figura 1: Monitor y sensor utilizados para la medición de la oximetría del pulso.

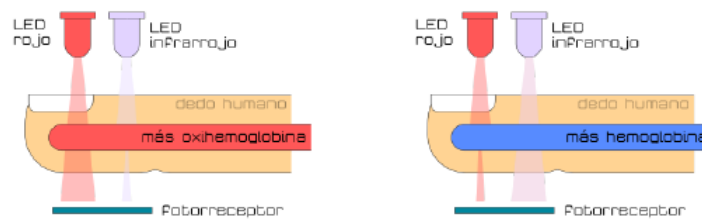


Figura 2: Emisiones de luz infrarroja y roja sobre un dedo.

de la hemoglobina separada por las longitudes de onda se le llama espectrofotometría. En la siguiente figura se muestran el monitor y el sensor descritos anteriormente:

Por otro lado está el fotodetector (localizado en el extremo opuesto) que es un sensor que se encarga de recibir la luz que no llega a ser absorbida por el tejido, debido a que los mismos pueden absorber una cierta cantidad de luz (tejidos conectivos como son la piel o el hueso) variando según la saturación de la hemoglobina en la sangre.

Este principio de relación de la absorción de la luz recogida de una luz intensa que al atravesar un medio material es denominada Ley de Beer-Lambert. Normalmente este sensor se coloca en el dedo de la mano para obtener mayores mediciones ya que hay menos cantidad de tejido y hueso, como alternativa es posible usarse en la oreja.

2.2. Señal PPG

Como se ha comentado en la sección anterior con el sensor de pulsioxímetro se emitirá tanto una luz infrarroja como una luz roja, pero para el análisis de la señal en sí misma y obtener características de ella misma solo se trabajará con la infrarroja, ya que esta posee mayor amplitud y la roja tan solo es una idéntica pero de menor amplitud y desplazada.

El estudio del flujo de la sangre [5] es llamado fotoplestismografía, y es el método más barato para el análisis de la sangre debido a su bajo coste y gran eficacia ante el procesamiento de datos de la señal obtenida, debido a que es una forma no invasiva de conseguir la misma. La señal en estudio es llamada fotoplestimograma (PPG), obtenida tras la absorción de la luz que ha atravesado los vasos sanguíneos de algunas partes del cuerpo, relacionando el volumen de los vasos arteriales que a su vez se relaciona con

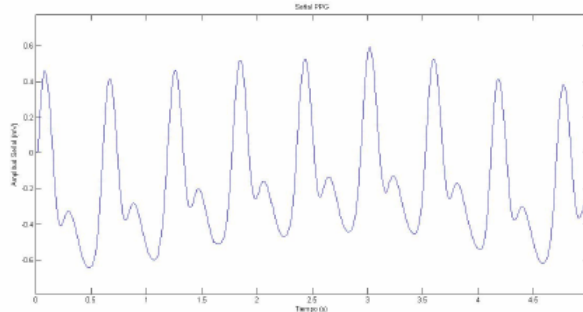


Figura 3: Señal PPG de 5 segundos de duración.

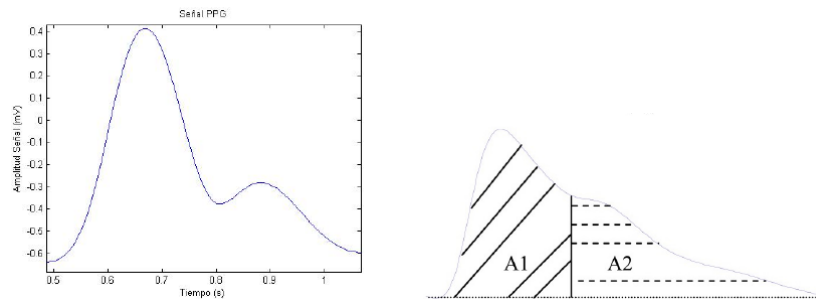


Figura 4: Pulso de la señal PPG segmentado en dos fases Sístole y Diástole.

la presión parcial de la misma. Es una señal periódica ya que sigue el ritmo del pulso cardíaco por lo que es más fácil trabajar con ella.

La señal tiene la forma casi sinusoidal como se puede ver en la Figura 3 debido a los picos que posee que van relacionados con la fase de Sístole y Diástole, representando fases del ciclo cardíaco de las cuales a partir de ellas se pueden extraer relaciones y características analíticas del paciente.

A partir de estas fases se extraen varias características que define a la señal PPG, brindando al mismo tiempo muchos aspectos de importancia que pueden ayudar a los especialistas médicos y analistas en la realización de un seguimiento y estudio de la sangre de un paciente determinado.

2.3. Segunda derivada de la señal PPG

Debido a las derivadas se pueden calcular puntos críticos que definen a una función como los puntos máximos, mínimos o de inflexión. La segunda derivada de la señal PPG [6] es también llamada Pletismograma de Aceleración (APG) o SDPTG (Second Derivative of the PhothophleThysmoGram). En la Figura 5 se puede observar la segunda derivada respecto a la señal original y donde se encuentran ciertos puntos críticos que sirven de ayuda en etapas posteriores.

En la señal APG se encuentran una serie de puntos marcados en la Figura 5 que van desde “a” hasta “e”, perteneciendo hasta “d” a la Fase Sístole y “e” representando el

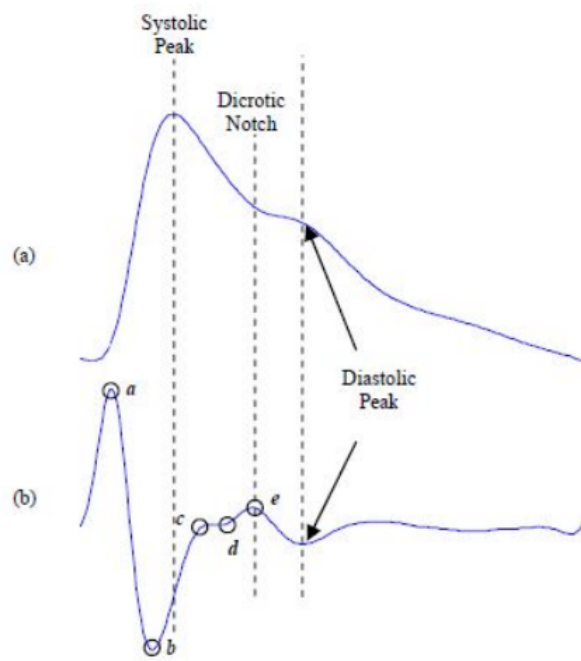


Figura 5: a) Señal capturada de PPG. b) Segunda derivada de la señal PPG.

punto crítico que separa ambas fases o también llamada Discrotic Notch. Estos puntos críticos pueden relacionarse con el objetivo de obtener más características de la señal PPG, solo siendo necesario el estudio de la APG.

2.4. *MatLab*

MatLab es una herramienta de software matemático utilizada por muchos ingenieros y analistas, la cual permite el estudio y análisis de señales y trabajos matemáticos. Es una herramienta que incluye una amplia librería de funciones para trabajar con todo tipo de números, señales, redes y sistemas con los que facilitan el análisis que se desea realizar [7]. Además posee un grupo de aproximadamente 30 Toolboxes que brindan programas específicos para el análisis de señales, biocomputación, computación en finanzas, estadísticas y simulaciones.

3. Resultados

El primer paso es la extracción de las señales de una base de datos para procesarla y conseguir los resultados. Las señales con las que se han trabajado han sido descargadas de Physionet [8], la cual es una página web con una amplia base de datos fisiológicas con total acceso. La base de datos utilizada ha sido MIMIC (Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive Care), la cual posee una base de datos de más de 90 pacientes de cuidados intensivos en donde se encuentran señales como electrocardiogramas (ECG), respiratorias (RESP) y pletismografía tomadas desde el dedo (PLETH), siendo estas últimas las de mayor interés en esta investigación. La frecuencia de muestreo de las señales descargadas es de 125 Hz.

Con el objetivo de realizar un mejor estudio de la señal, se hace necesario el empleo de filtros digitales en las señales obtenidas. El primer filtro utilizado ha sido un Filtro Butterworth Paso Bajo ya que es un filtro básico y eficaz. El orden del filtro se ha fijado a 10 para conseguir la mayor proximidad a un filtro ideal, y así conseguir los valores más aproximados. Finalmente, su frecuencia de corte es 5Hz ya se observa un poco de ruido, con el cual al filtrar con este paso bajo conseguimos eliminarlo y obtener una señal mejor. El segundo filtro aplicado ha sido un filtro de mediana, ya que de esta forma conseguimos eliminar todos aquellos picos irregulares que posee la señal, permitiendo que en la extracción de los datos no existan valores atípicos que introduzcan errores.

Para la obtención de los picos y valles, se parte de la señal PPG filtrada con el objetivo de conseguir los mejores resultados. El procedimiento creado tomará como datos la señal, analizándola muestra a muestra para conocer si se trata de un máximo o mínimo local. Para lograr esto se compara con las muestras del alrededor con el objetivo de clasificarla como pico o valle. De esta forma se puede obtener todos los picos y valles de la señal.

Se puede utilizar otro método basado en la primera derivada, en el cual se hace uso de la función de derivación numérica del entorno MatLab diff. Mediante el uso de la función mencionada, se encuentran los ceros de la misma y evaluándose en la señal, se localizan los puntos máximos de la misma o picos. En la siguiente figura se observa la aplicación de los procedimientos descritos con anterioridad para la obtención de los picos y valles:

Como en un paso posterior se utiliza la segunda derivada de la señal, se hace necesario volver a aplicar la función de derivación numérica mencionada a la primera derivada.

Para la obtención del ritmo cardíaco se mide el tiempo existente entre los picos de la fase sístole, además se realizó otro método para poder obtener esta importante medida.

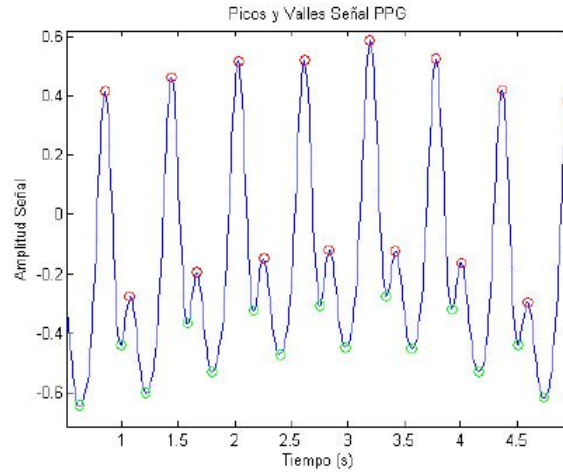


Figura 6: Picos y valles de la señal PPG señalados en color rojo y verde respectivamente.

El primer método utilizar los picos encontrados en un paso anterior para a partir de ellos, elegir los picos que son de la sístole con el objetivo de medir el tiempo entre ellos. Si se analiza la señal, el primer pico cumple con la sistólica y el segundo con la diastólica, lo que permite realizar una resta de muestras distantes entre picos sistólicos.

El segundo método evalúa el espectro de frecuencias de la señal obtenida. Si se observa este espectro se aprecia una serie de picos con mayor magnitud, en la que el pico mayor corresponde con la frecuencia de la señal. Este es un método más práctico para señales de poca duración, pero en el caso de una señal de larga duración es más efectivo el primero ya que representa la frecuencia cardíaca que tiene el paciente en toda la señal, en vez de tramos.

Para la implementación de la variabilidad del ritmo cardíaco se realiza un proceso similar al hecho para la obtención del ritmo cardíaco. En este caso se hace una medición del tiempo desde que la señal en la fase sistólica comienza a crecer, por lo que se trata de su base, hasta que termina la fase diastólica. Una vez obtenido el tiempo que tarda en empezar y finalizar un pulso entero de la señal PPG analizamos su variación. Para ello se realiza una conversión observando la variación respecto al ritmo cardíaco obtenido en el pulso entero, consiguiendo en una señal más larga la variabilidad que va teniendo en un paciente el problema que supone estas variaciones.

El procedimiento seguido para la obtención del ancho del pulso fue el de fragmentar toda la señal entera por pulsos, y así localizar el valor en la bajada, de forma que obtendremos datos medios igualmente para posteriormente pasarlos a evaluación.

Debido a la medición del tiempo entre el pico sístole y el pico diástole se puede obtener la relación directa con el tiempo que tardan las ondas de presión en los vasos sanguíneos desde la arteria subclavia (arteria que se divide en 2 partes para expulsar y recibir la sangre) hasta que vuelve, que está a su vez relacionada con la rigidez de las arterias que pueden ralentizar este tránsito. La sangre recorre una distancia que es proporcional a la altura del paciente, por lo que debido al tiempo transcurrido en la señal PPG y la altura del sujeto se puede obtener una relación llamada índice de contorno como veremos

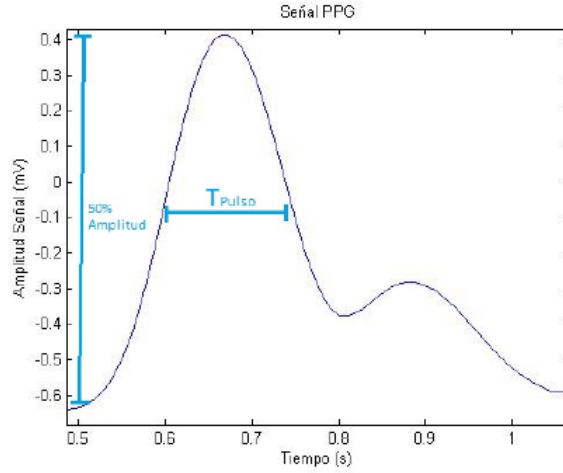


Figura 7: Cálculo del ancho del pulso de la señal PPG.

a continuación:

$$SI = \frac{h}{\Delta t} \quad (2)$$

donde h es la altura del sujeto y ΔT es el intervalo de tiempo entre picos. En [9] se comprueba que el intervalo de tiempo que transcurre disminuye con el crecimiento de la edad, por lo que esto lleva a que con una mayor edad hay mayor rigidez arterial, provocando un aumento de las ondas que son transmitidas por estas arterias.

El índice de aumento (IA) es una relación que existe entre la amplitud del pico de la fase diástole y el pico de la fase sístole, relacionada con la simple recuperación que tiene el corazón para relajarse al bombear la sangre en la fase de diástole:

$$IA = \frac{A_{picosistole} - A_{picodiastole}}{A_{picosistole}} \quad (3)$$

Para la obtención del tiempo de cresta con los picos y valles obtenidos se puede fragmentar la señal para contar las muestras existentes entre el pico sistólico y la base en la que comienza la señal. Por lo que una vez encontrados solo hay que contar muestras para obtener el tiempo final.

Como no se trabaja con una función que pueda definir esta señal, entonces se aplica el método de la sumatoria de Riemann [10], el cual es un método de integración para calcular el área que define una curva por medio de aproximaciones. Al tratarse de una señal irregular estas aproximaciones se realizan con una cantidad finita de rectángulos.

Por lo tanto lo que se realiza para calcular el área de ambas fases es separar la señal por pulsos, y a su vez por fases, simplemente utilizando los valles de la muesca discrética para separarlas. De esta forma se consigue fragmentar en dos fases y calcular el área por la aproximación de los rectángulos, además de obtener la relación del Área de Punto de Inflexión (IPA, por sus siglas en inglés):

Extracción Patrones Señal PPG		Fs=125Hz		
Descripción	Valor			
Ritmo Cardíaco:	112 PPM	112 PPM	112 PPM	113 PPM
La Amplitud media sistólica:	1.039 mV	1.045 mV	1.041 mV	1.049 mV
La Amplitud media diastólica:	0.244 mV	0.247 mV	0.232 mV	0.243 mV
Heart Rate Variability (HRV):	0.003 s	-0.004 s	0.001 s	0.003 s
Ancho de Pulso medio:	0.158 s	0.158 s	0.159 s	0.158 s
El índice de rigidez de arterias (SI):	5.665 m/s	5.812 m/s	5.082 m/s	5.769 m/s
El índice de aumento (AI):	0.763	0.764	0.775	0.765
El índice de reflexión (RI):	0.237	0.236	0.225	0.235
El Tiempo de Cresta (CT):	0.236 s	0.278 s	0.245 s	0.222 s
El área de punto de inflexión (IPA):	0.193 mV*s	0.192 mV*s	0.182 mV*s	0.187 mV*s
La relación b/a:	-0.952	-0.955	-0.913	-0.939
La relación c/a:	1.411	1.455	1.396	1.430
La relación (b-c-d-e)/a:	-2.900	-2.992	-2.812	-2.901
La relación (b-c-d)/a:	-0.477	-0.475	-0.477	-0.486
El intervalo AA:	0.535 s(112 B	0.531 s(113 B	0.529 s(113 B	0.530 s(113 B

Figura 8: Patrones o características extraídos de una señal PPG.

$$IPA = \frac{AreaDiastole}{AreaSistole} \quad (4)$$

Los características de la señal mencionadas con anterioridad, fueron agrupadas en un procedimiento del lenguaje de programación de MatLab, con el objetivo de brindar mayor facilidad de procesamiento, así como exportar los resultados obtenidos como un grupo y no de forma independiente. En la Figura 8 se presenta en forma de tabla, los resultados obtenidos a una de las señales obtenidas de la base de datos de Physionet.

4. Conclusiones

La hemoglobina está contenida en la sangre y es la encargada del transporte del oxígeno a lo largo del cuerpo. El pulsioxímetro es el instrumento de medida con el que se puede obtener la señal PPG, factor fundamental para la realización de esta investigación y con la cual se inicia la evaluación de sus características.

La herramienta MatLab sirve de plataforma para cada uno de los procedimientos utilizados en las señales obtenidas de la base de datos. Luego de obtenidas las señales se procedió a la eliminación del ruido que puedan presentar las mismas, mediante dos procedimientos de filtrado conocidos. Luego de filtradas las señales, se obtuvieron varias características de importancia diagnóstica y que pueden ayudar al personal médico a realizar un seguimiento más detallado de los pacientes.

Una de las características más importantes obtenidas son los picos y valles de la misma. La correcta localización de estos puntos permite una segmentación fiel de la señal, permitiendo esto a su vez analizar cada intervalo determinado de forma independiente. El análisis de forma independiente de cada intervalo permite establecer nuevas características como las amplitudes de la sístole y la diástole, el área que comprende cada fase y establecer una relación entre ellas.

La investigación realizada le permitirá a los especialistas y analistas de las características de la sangre, poseer una herramienta capaz de brindarle muchos aspectos de importancia en el seguimiento de padecimientos y enfermedades de sujetos con algún tipo de afectación.

Referencias

- [1] Claudio, La composición de la sangre y sus células, <http://historyaybiografias.com> (2016).
- [2] H. J, Estructura y funcionamiento de la hemoglobina, estructura y Funcionamiento de la Hemoglobina (2016).
- [3] B. G, Fisiopatología pulmonar, Fisiología y Clínica.
- [4] O. W, H, The who pulse oximetry training manual (2011).
- [5] H. D, Plethysmographic signal processing method and system, US Patent App.
- [6] Y. Q, R. M, M. A. M, A, The analysis of ppg morphology: investigating the effects of aging on arterial compliance, Measurement Science Review.
- [7] Matlab, Manual de ayuda.
- [8] Physionet, The mimic database.
- [9] R. E, R, G. A, M, B. M, E, Efectos de la edad y el género sobre la variabilidad de la frecuencia cardíaca, revisión bibliográfica.
- [10] E. P, Q, Matemáticas en ingeniería con matlab, Tech. rep., Universidad Santiago de Compostela (2001).