

# X CARDIO

Universidad Tecnológica Nacional -FRBA

Medidas Electrónicas I - Josefina Pérez del Cerro

**Abstract** — Controlar las señales vitales es hoy en día una gran preocupación, tanto en el ambiente médico como cotidiano. Se desarrolló un sistema embebido que lleve a cabo esa tarea de manera compacta y sencilla, utilizando tecnologías Bluetooth y Android, ampliamente accesibles.

Algorítmicamente, se creó una interfaz estable para procesar, filtrar y calcular las pulsaciones por minuto del usuario y graficar su electrocardiograma.

Se concluyó que el dispositivo mide confiablemente, pero no es apto para uso profesional.

**Palabras claves** — Android, PPM, PulseSensor

## I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, hay muchas maneras de medir las pulsaciones por minuto de una persona; pulseras deportivas, relojes inteligentes, tensiómetros digitales. Estos últimos suelen ser costosos. Se diseñó un dispositivo accesible para el ciudadano promedio: un sensor externo con una aplicación en Android. El 93% de los argentinos es usuario de Android <sup>[1]</sup>, por ende, el dispositivo “XCardio”, solo implica la compra del sensor y la instalación de la aplicación (disponible de Android 5 en adelante). Desde la misma, el usuario puede controlar el sensor y recibir los resultados en su celular en tiempo real, muy útil para pacientes con marcapasos o fanáticos del deporte.

La principal diferencia del dispositivo contra una ECG o electrocardiograma, que es la representación visual de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo<sup>[2]</sup> aparte de visualizar el graficado, tener un cálculo de las pulsaciones por minuto para el usuario no especializado.

## II. METODOLOGÍA GENERAL

La puesta en marcha del equipo consistió en el armado de la placa, la programación del software utilizando el firmware FreeRTOS <sup>[3]</sup> y finalmente la calibración de las mediciones. Una vez que se recibieron los impresos se procedió a soldar los componentes, la mayoría de los cuales son SMD. Para el CPU del embebido se escogió un ARM Cortex M3 y para la conversión analógica-digital se utilizó

un ADS1115, en el rango de  $\pm 4.096V$ . Cuando se tuvo la placa armada se procedió a compilar en el microcontrolador el firmware a utilizar, FreeRTOS, y se empezó a codificar en C el comportamiento del equipo

## III. MEDICIÓN

### A. Principio de medición

La medición de ambas señales vitales es a través de fotoplethismografía. La misma se basa en conocer el volumen de un órgano atravesándolo con un haz de luz, por lo que para nuestro propósito se tiene un led verde, puesto que “La luz verde, comprendida en un rango de 500 y 550 nm, tiene una profundidad de penetración de 0.5 a 2 mm en la piel, presenta un pico de absorción dominante para hemoglobina y oxihemoglobina, es decir, es absorbida por los glóbulos rojos y alcanza la mayor profundidad de absorción por sangre pulsátil. Las longitudes de onda más cortas en la región visible son absorbidas por la melanina. ... Se concluyó que la luz verde es la menos afectada por los factores de movimiento, porque al ser absorbida por la hemoglobina y oxihemoglobina cuenta con una mayor potencia de la señal con respecto a la potencia del ruido, estableciendo que se tiene mejores resultados cuando la penetración en la piel es menor.” <sup>[4]</sup>, para que sean captadas con un fotodiodo midiendo la intensidad de la luz no fue absorbida por la sangre al atravesar los tejidos.

Conociendo la longitud de onda de la luz emitida y la intensidad recibida en el fotodiodo, se puede luego deducir con la ley de Beer-Lambert las propiedades de la sangre en ese instante. La ley mencionada es una relación entre la intensidad de luz saliente y la entrante a un material que permite conocer las propiedades de este mismo.

Al latir el corazón, el volumen de sangre que atraviesa la sección del cuerpo donde está colocado el sensor (un dedo de la mano) aumenta mucho, causando una variación notable en la intensidad de luz detectada por el fotodiodo.

### B. Método de medición

La medición es realizada mediante el sensor “Pulse Sensor”, se detalla en el siguiente ítem. Cuando a través de

Una vez digitalizada la información se envía al microprocesador para realizar el filtrado y posterior almacenamiento de la información, la cual va a ser transmitida nuevamente a la aplicación para ser visualizada de una forma amigable. La aplicación recibe las cuentas del ADC, y hace la conversión de cuenta a volt, para realizar la conversión de cuentas a latidos por minuto.

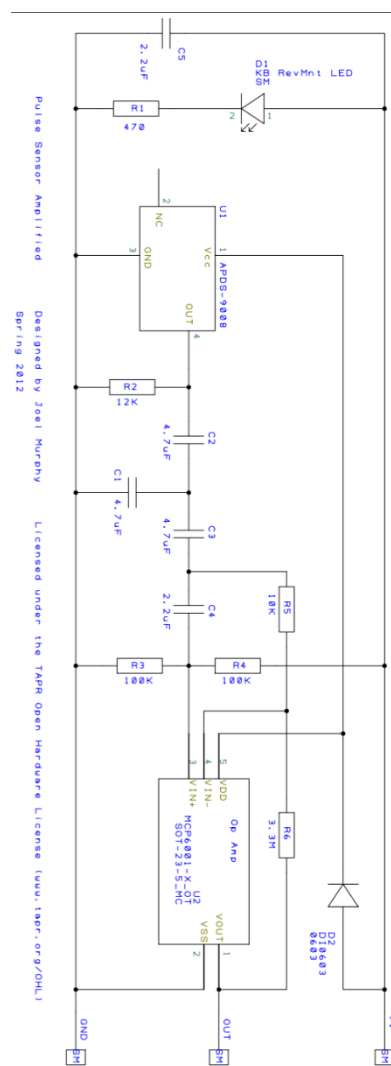
Las características principales del hardware son: el conversor de corriente a voltaje “...es un circuito con un amplificador operacional bien conocido que invariablemente utiliza un fotodiodo como fuente de corriente y, a menudo, se utiliza como punto de partida para desarrollar monitores ópticos de frecuencia cardíaca) ...el filtro pasa bajo para la salida (RC pasivo R: 100 C: 4.7uF) ... y el fotodiodo” [7]. Debido a los requisitos de espacio son una red integrada de fotodiodo / amplificador operacional / retroalimentación en un paquete de 16mm de diámetro [7]. (Imagen I)

Las pulsaciones por minuto van a surgir de la relación entre la cantidad de picos máximos de la señal recibida sobre el tiempo expresado en minutos que transcurre la medición (Ecuación I).

$$PPM = \frac{\text{Cantidad de picos}}{\text{Tiempo transcurrido en minutos}}$$

El rango mínimo de la medición es 0 pulsaciones por minutos, se da cuando el sensor está desconectado y no se detectan picos en la señal medida por la ausencia de esta. El rango máximo de la medición es 220 pulsaciones por minutos. Esta situación es posible ser medida desde el punto de vista de hardware y software. Aun así, *“Después de los 10 años, la frecuencia cardíaca de una persona debe estar entre 60 y 100 latidos por minuto mientras está en reposo.”*<sup>[8]</sup> Por ende, vemos el rango real mucho más limitado.

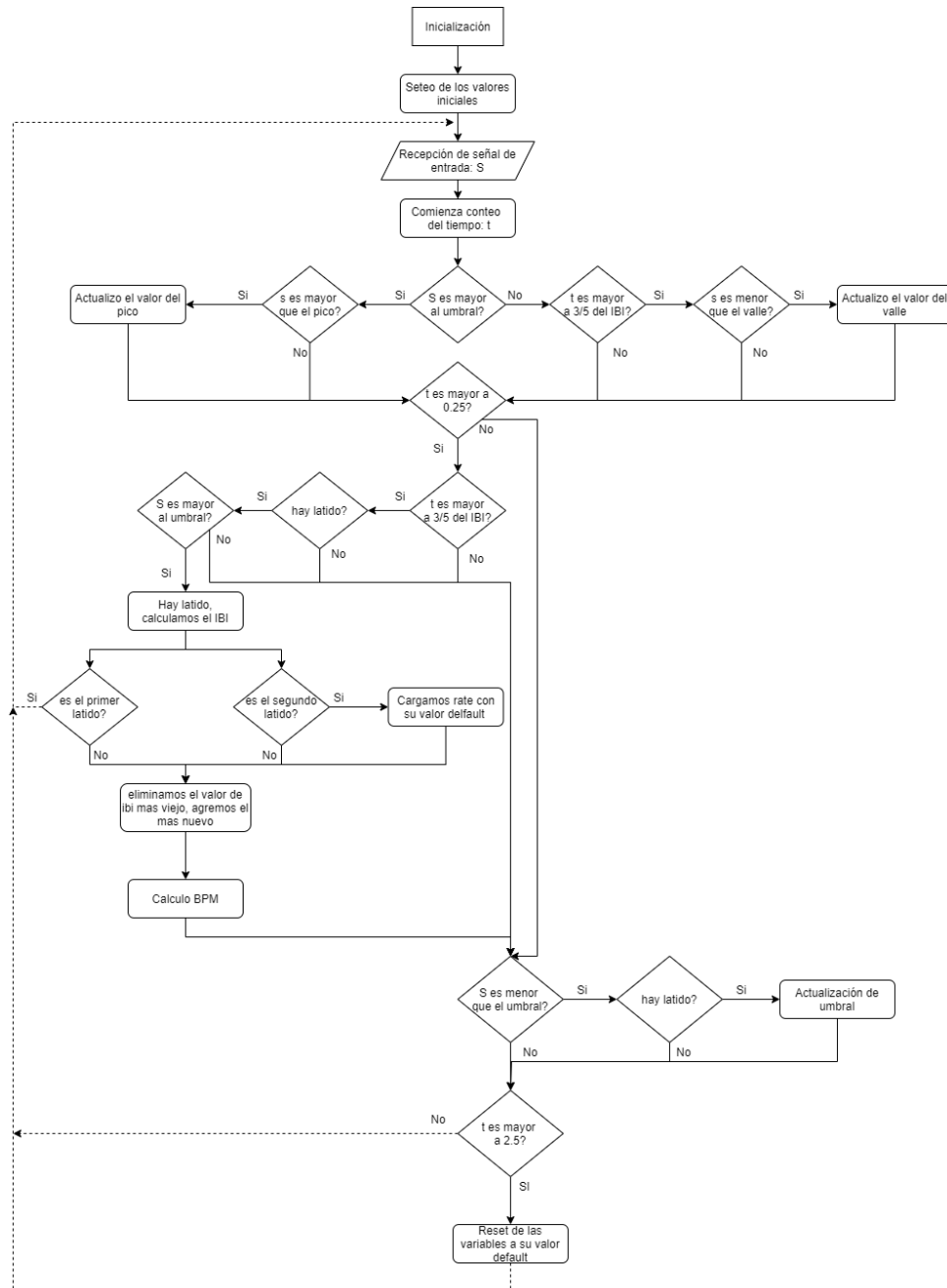
ESQUEMATICO DEL PULSE SENSOR<sup>[9]</sup>



El algoritmo más elemental para la detección de latidos se basa en establecer un umbral, todo lo que supere dicho límite será considerado un latido. Contando dichos latidos, se puede hacer una estimación rápida mediante una regla de 3 simple de cuantas pulsaciones habrá en un minuto (Ecuación I). Este tipo de detección no es confiable a la hora de tomar muestras en tiempo real, ya que las señales no ideales presentan ruido y cambian constantemente, un umbral fijo podría detectar picos extras, o no detectar nada en absoluto.

Debido a lo previamente mencionado se utiliza una lógica que recalcula el valor del umbral en función de los niveles de la señal de entrada, de esta manera el sistema podría detectar picos aun cuando las tensiones de entrada fueran distintas de los 2.8V promedio esperados, tan solo cambiando ciertos parámetros del algoritmo. Esto inmuniza al sistema del ruido.

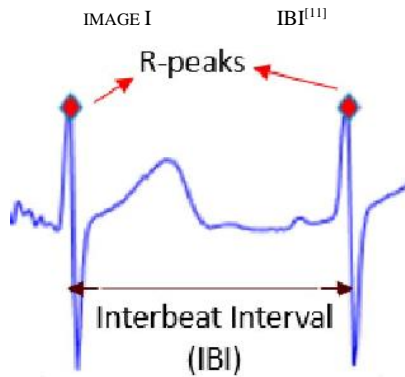
### B. Diagrama en bloques <sup>[10]</sup>



### C. Lógica del algoritmo

La función en la cual se delega el cálculo de BPM hace fundamentalmente una regla de tres simple, donde se dividirá 60 segundos por la suma de los tiempos entre los diez picos, multiplicando este número finalmente por diez picos<sup>[11]</sup> (Ecuación II), siendo un calculo análogo al de la ecuación I: hacer la sumatoria de IBIs es similar a contar n segundos entre 10 picos.

Un IBI representa un Interbeat Interval, es decir, la duración entre 2 picos (Imagen I).



Sin embargo, el criterio de selección de picos es lo interesante del algoritmo: se empieza con valores de pico, valle y umbral seteados en el constructor de la clase HeartRate, los cuales podrían parametrizarse en el caso de requerir mayor adaptabilidad del sistema. Estos fueron calibrados en base a pruebas contra patrones de medición, obteniendo 2.8V como el mejor valor para iniciar.

La forma de determinar valores default: el umbral, el pico, el valle y el IBI; fue testeando la respuesta del dispositivo contra un reloj inteligente, mejorando la misma cambiando las variables previamente mencionadas, hasta obtener la mejor respuesta posible.

Cada vez que llega un nuevo valor de señal, el mismo es comparado con las tres variables anteriormente nombradas. Si la señal es mayor al umbral y cumple los criterios para no ser ruido. Se calculará el IBI restando el tiempo actual el tiempo en el que sucedió el último pico (representado por la variable N).

El nuevo IBI es agregado a un vector llamado rate, donde se descarta la medición más vieja, se agrega la más nueva. Finalmente se calculan las pulsaciones por minuto (Ecuación II).

ECUATION II

CALCULO DE PPM

$$PPM = \frac{60 \text{ segundos}}{\sum_0^9 IBI} 10 \text{ veces}$$

Cuando la señal es superior al umbral y también es superior al valor actual de P (pico, imagen II), se actualiza el valor de pico y se recalcula el umbral (ecuación III). La misma lógica se utiliza cuando el valor de la señal es inferior al de T (trough, diástole, valle, imagen II). Si bien parecería que un pico o valle ruidoso, muy fuera de proporción podría descalibrar al sistema, esta noción sería incorrecta, ya que luego de cada nuevo valor calculado para el umbral, los valores de P y T son igualados a este.

Ecuation III

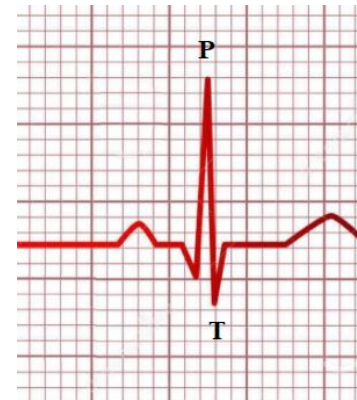
calculo de umbral

$$Umbral = \frac{P - T}{2^{**}} + T$$

\*\*2 es un valor de tolerancia también calibrado empíricamente.

IMAGE II

PICO Y VALLE



Pasados 2,5 segundos sin detectar un pulso, los valores se reinician, ya que esta fuera del intervalo de funcionamiento de la aplicación para humano en condiciones normales.

### D. Criterio para evitar ruido

Para evitar el ruido en la medición, se tiene en cuenta: que hayan pasado más de 0.25 segundos desde que se acreditó el último pico, que el valor inmediatamente anterior no fuera un pico, y que hayan pasado más de 3/5 del último IBI desde que se acreditó el último pico.

Para la determinación del primer criterio: “que hayan pasado más de 0.25 segundos desde que se acreditó el último pico”, se tiene en cuenta que 240 pulsaciones por minuto exceden el rango de medición.

Para el ultimo: “que hayan pasado más de 3/5 del último IBI desde que se acreditó el último pico” es para evitar

saltos abruptos, que solo pueden ser causados por el ruido de la señal ya que se estimó que el corazón humano no puede tener de un momento a otro un aumento del 60% en sus pulsaciones. El 3/5 se determinó empíricamente.

## V. DESARROLLO DE LA APLICACIÓN EN ANDROID

### A. Layouts

La aplicación consiste en 3 layouts: inicio, selección de dispositivo bluetooth y controlador/display del dispositivo

El layout de inicio recibe al usuario, y verifica si el dispositivo tiene bluetooth (Imagen III)

El segundo layout, permite al usuario prender y apagar el bluetooth del dispositivo, y seleccionar el dispositivo para conectarse (Imagen IV)

El ultimo layout, es el que más funcionalidad tiene. El usuario puede iniciar la medición, pararla, desconectarse del dispositivo, visualizar en tiempo real las muestras que van llegando y ver el valor de los BPM. (Imagen V)

IMAGE III LAYOUT INICIO



IMAGE IV

SELECCIÓN DE DISPOSITIVOS

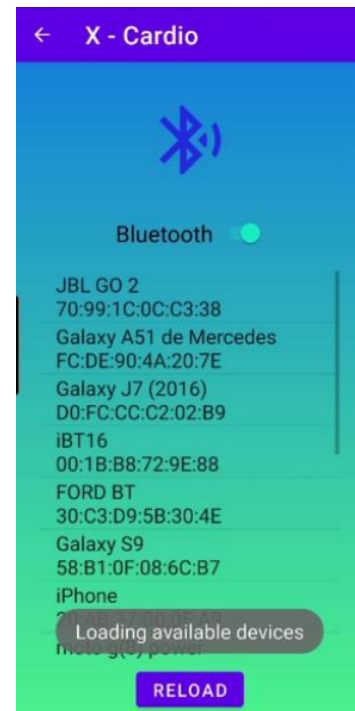
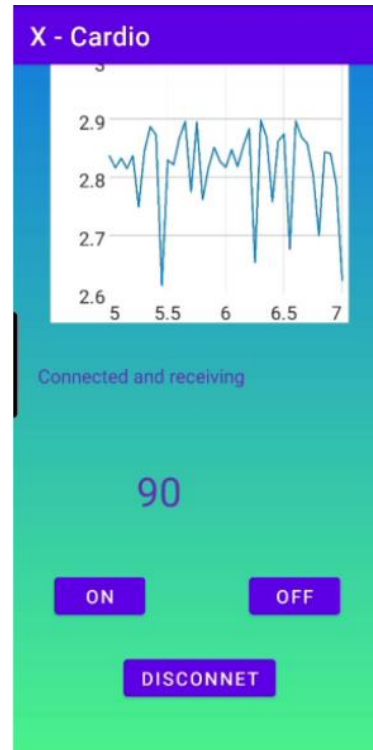


IMAGE V

CONTROLADOR Y DISPLAY



### B. Threads

La aplicación cuenta con varios threads que ayudan al proceso de conexión de bluetooth, actualización de layouts y recepción de envíos de datos

La conexión bluetooth se da mediante el uso de dos threads, el primero establece el protocolo de conexión y se conecta al dispositivo. El segundo, crea un socket para permitir el envío y recepción de datos. Existe un thread que se encarga de detectar si efectivamente llegó un dato, un handler detecta la interrupción y se encarga de enviar el dato entrante al proceso de medición. [12]

### C. GraphView

Para poder visualizar las muestras en tiempo real, (Imagen V) se utilizó una librería de Java open source; "GraphView". La performance de esta dejó mucho que desear, como mejora al proyecto se debería desarrollar una librería propia o eliminar la gráfica en tiempo real. [13]

## VI. CONFIANZA DE LA MEDICIÓN

### A. Muestras

Para poder realizar un análisis estadístico adecuado, se tomaron muestras dentro de 3 rangos: el sujeto en reposo total, el sujeto en movimiento y el sujeto luego de actividad intensa (sentadillas). Para tomar las mediciones en el Xcardio, el sujeto deberá introducir su dedo en el abrojo donde se encuentra el sensor (Imagen VI), a diferencia del AppleWatch, donde el sujeto usa el reloj (Imagen VII)

IMAGE VI XCARDIO

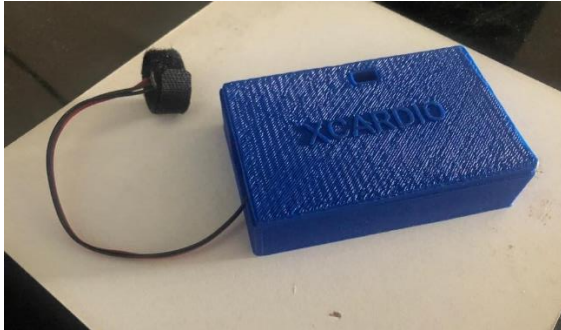


IMAGE VII APPLE WATCH



### B. Errores despreciables

Tanto el error sobre la adquisición de la señal (errores en tensión y tiempo de muestreo), va a ser despreciables contra los niveles de threshold y la exactitud requerida en el valor de los BPMs.

### C. Prueba t-student para dos muestras independientes [14]

Se realiza un análisis estadístico de la similitud entre las variables aleatorias medidas. Esta prueba es también conocida como prueba t de Welch y es utilizada únicamente cuando se puede asumir que las dos varianzas poblacionales son diferentes (los tamaños muestrales pueden o no ser iguales) y por lo tanto deben ser estimadas por separado. El estadístico t a probar (Ecuación IV) cuando las medias poblacionales son distintas puede ser calculado como sigue

ECUACION IV

ESTADISTICO T

$$t = \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{s_{\bar{\Delta}}}$$

Donde

ECUACION V

DESVIACIÓN ESTÁNDAR COMBINADA

$$s_{\bar{\Delta}} = \sqrt{\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}}$$

Es la desviación estándar combinada (Ecuación V), 1 = grupo uno, 2 = grupo 2. El denominador de t es el error estándar de la diferencia entre las dos medias.

Finalmente, se calcula los grados de libertad de la prueba

ECUACION VI

GRADOS DE LIBERTAD

$$d.f. = \frac{\left(\frac{s_1^2}{n_1} + \frac{s_2^2}{n_2}\right)^2}{\frac{(s_1^2/n_1)^2}{n_1-1} + \frac{(s_2^2/n_2)^2}{n_2-1}}$$

### 1) Muestras con el sujeto reposo total

TABLE 1.I RESULTADOS DE LOS CALCULOS DEL TEST

	X Cardio	Apple Watch
Media	59,3	58,3
Desvio Estandar	2,7	2,7
Cantidad de muestras	20,0	20,0

TABLE 1.II RESULTADOS DE LOS CALCULOS DEL TEST

t	-0,44
Desviacion estándar combinada	2,41
Grados de libertad	37,93

### 2) Muestras con el sujeto en movimiento

TABLE 2.I RESULTADOS DE LOS CALCULOS DEL TEST

	X Cardio	Apple Watch
Media	73,77	74,19
Desvio Estandar	6,05	5,66
Cantidad de muestras	22	21

TABLE 2.II RESULTADOS DE LOS CALCULOS DEL TEST

t	0,04
Desviacion estándar combinada	11,00
Grados de libertad	40,72

### 3) Muestras con el sujeto luego de actividad física

TABLE 3.I RESULTADOS DE LOS CALCULOS DEL TEST

	X Cardio	Apple Watch
Media	94,81	96,31
Desvio Estandar	3,68	4,08
Cantidad de muestras	16	16

TABLE 3.II RESULTADOS DE LOS CALCULOS DEL TEST

t	0,25
Desviacion estándar combinada	5,97
Grados de libertad	29,61

### D. Resultado del Test

Para concluir la prueba, se toma un alfa de  $\alpha = 0.05$ . Con el valor de alfa y los grados de libertad, se busca en la tabla t-student (tabla IV) el  $t_{\alpha_{dif}}$ . Si  $t_{\alpha_{dif}} > t$  se determina que las mediciones son estadísticamente similares con un 95 % de confianza.

#### 1) Muestras con el sujeto reposo total

Sale de tabla:  $t_{\alpha_{dif}}(\alpha = 0,05 ; 38) = 1,6860$

Como  $1,6860 > 0,4350$  las mediciones son estadísticamente similares con un 95 % de confianza.

#### 2) Muestras con el sujeto en movimiento

Sale de tabla:  $t_{\alpha_{dif}}(\alpha = 0,05 ; 41) = 1,6829$

Como  $1,6829 > 0,037$  las mediciones son estadísticamente similares con un 95 % de confianza.

#### 3) Muestras con el sujeto luego de actividad física

Sale de tabla:  $t_{\alpha_{dif}}(\alpha = 0,05 ; 30) = 1,6973$

Como  $1,6829 > 0,25$  las mediciones son estadísticamente similares con un 95 % de confianza.

Se concluye que el dispositivo toma mediciones confiables.

## VII. CONCLUSIONES

Se concluye que el dispositivo es lo suficientemente fiable a la hora de tomar mediciones, cuyas limitaciones radican en el alcance de la señal bluetooth, la cual no puede superar los 10 metros. En futuros desarrollos se podría cambiar la antena bluetooth del dispositivo por una de mayor alcance. También se podrían agregar a la aplicación un logueo y un follow up de los BPM mensual.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] <https://infonegocios.info/y-ademas/solo-7-de-los-telefonos-en-argentina-son-iphone-93-de-los-compatriotas-es-gente-en-situacion-de-android>
- [2] <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
- [3] <https://www.freertos.org/>
- [4] "DISEÑO, IMPLEMENTACIÓN Y OPTIMIZACIÓN DE UN SISTEMA WEARABLE MÓVIL PARA EL SENSADO DE PRESIÓN SANGUÍNEA CONTINUA BASADO EN TÉCNICAS DE FOTOPLETISMOGRAFÍA PARA EL ESTUDIO DEL COMPORTAMIENTO CARDIACO" por VILLACÍS MIÑO, MARISSA ALEJANDRA.
- [5] [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1113.pdf?ts=1615461395979&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1113.pdf?ts=1615461395979&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F)
- [6] <https://pulsesensor.com/>
- [7] <https://pulsesensor.com/pages/open-hardware>
- [8] <https://www.medicalnewstoday.com/articles/es/291182#que-es-la-frecuencia-cardiaca>

- [9] [https://cdn.shopify.com/s/files/1/0100/6632/files/PulseSensorAmpd -  
\\_Schematic.pdf?1862089645030619491](https://cdn.shopify.com/s/files/1/0100/6632/files/PulseSensorAmpd_-_Schematic.pdf?1862089645030619491)
- [10] <https://github.com/WorldFamousElectronics/PulseSensorPlayground/blob/master/src/utility/PulseSensor.cpp>
- [11] [http://jafari.tamu.edu/wp-content/uploads/2020/02/Ayca\\_BHI\\_19.pdf](http://jafari.tamu.edu/wp-content/uploads/2020/02/Ayca_BHI_19.pdf)
- [12] <https://developer.android.com/guide/topics/connectivity/bluetooth>
- [13] <https://github.com/jjoe64/GraphView>
- [14] [https://es.wikipedia.org/wiki/Prueba\\_t\\_de\\_Student](https://es.wikipedia.org/wiki/Prueba_t_de_Student)

Todos los enlaces citados fueron visitados en marzo del 2021.