

THIẾT KẾ HỆ THỐNG THU THẬP, PHÂN TÍCH VÀ XỬ LÝ TÍN HIỆU ĐIỆN TIM DI ĐỘNG PHOTOPLETHYSMOGRAPHY (PPG) DỰA TRÊN HỆ ĐIỀU HÀNH ANDROID

PORTABLE HEART RATE MONITORS PHOTOPLETHYSMOGRAPHY SYSTEM DESIGN BASED ON ANDROID OPERATING SYSTEM

TS. Đặng Xuân Kiên¹, KS. Vũ Đức Hải²

¹ Viện Đào tạo Sau Đại học - Đại học Giao thông vận tải Tp. Hồ Chí Minh

² Trung tâm Y tế Việt Nga Vietsovpetro

Tóm tắt: Trong bài báo này, chúng tôi thiết kế hệ thống thu thập, phân tích, xử lý tín hiệu điện tim (Electrocardiography - ECG) và hệ thống theo dõi nhịp tim xách tay bằng phương pháp sử dụng kỹ thuật quang học nhận biết sự thay đổi thể tích máu được điều khiển bởi hoạt động bơm máu của tim (Photoplethysmography - PPG). Các thiết bị PC và Smartphone thu nhận tín hiệu, phân tích dữ liệu, phát hiện đỉnh R-R (ECG) và đỉnh của dạng sóng (PPG) để tính toán nhịp tim. Dữ liệu được lưu lại, sử dụng các mạng (3G, WiFi) truyền thông tin nhịp tim và định vị vị trí (GPS) của bệnh nhân, khi nhịp tim vượt quá ngưỡng cho phép hoặc bệnh nhân bị ngã đến số điện thoại đăng ký.

Từ khóa: Theo dõi nhịp tim, hệ điều hành Android, thuật toán phát hiện đỉnh tín hiệu.

Abstract: In this paper, we design a data collection system to analyze and process electrocardiograph (ECG) signals and a portable heart rate monitoring system using the optical techniques to recognize the fluctuation of blood volume caused by the heart's pumping action (Photoplethysmography). PC and Smartphone devices can acquire the signals, analyze data and detect the peak of R-R (ECG) and the peak of the waveform (PPG) to calculate a heart rate. The data will be saved and then the information of the heart rate and position of patients will be transmitted to registered phone by using available networks (i.e., 3G, WiFi).

Keywords: Heart rate monitors, Android Operating System, signal peak detect algorithm.

Chữ viết tắt

PPG	Photoplethysmography
ECG	Electrocardiography
CVDs	Cardiovascular diseases
HRV	Heart Rate Variability
CMRR	Common-mode Rejection Ratio
LED	Light-emitting Diode
IC	Integrated Circuit
LCD	Liquid-crystal Display
GLCD	Graphical Liquid-crystal Display
COD	Chip-on-glass
PC	Personal Computer
SMS	Short Message Services
GPS	Global Positioning System
PDA	Personal Digital Assistant
SPI	Serial Peripheral Interface
ADC	Analog Digital Convert

1. Giới thiệu

Thiết bị theo dõi điện tim (ECG) là thiết bị tiêu chuẩn để chẩn đoán CVDs, sự cần thiết mang tính quan trọng là phải phát triển nó thành một thiết bị thu nhỏ để tự đánh giá và theo dõi bệnh nhân CVDs. Mặt khác, có thể đánh giá tình trạng hoạt động của tim bằng cách đo sự biến đổi nhịp tim (HRV). Khác với

ECG, PPG được đo ở các vị trí thường là đầu ngón tay hoặc dải tai mà không cần có các điện cực và gel. Đó là một trong những phương pháp không xâm lấn để đo số lượng thể tích máu bên trong các mạch máu [1].

Trong bài báo này, thiết kế và thi công hệ thống thu thập, xử lý tín hiệu điện tim ECG, thiết bị di động theo dõi nhịp tim sử dụng PPG. Sử dụng giao tiếp không dây với module Bluetooth để truyền dữ liệu, theo dõi qua máy tính và PDA. Các phần tiếp theo sẽ thực hiện tổng quan về hệ thống. Mục 3 giới thiệu về hệ thống con, khối chức năng và các kết quả thử nghiệm cho việc thực hiện của chúng tôi. Kết luận và cải tiến đề nghị trong tương lai nằm trong mục 4.

2. Tổng quan hệ thống

Tổng quan sơ đồ thiết kế theo dõi điện tim PPG của chúng tôi được thể hiện trong hình 1, hệ thống được chia thành ba phần chính:

- Thiết bị theo dõi ECG bao gồm: các điện cực, mạch khuếch đại, mạch lọc.

- Thiết bị theo dõi PPG bao gồm: cảm biến quang học, mạch khuếch đại, mạch lọc
- Khối giao tiếp với con người bao gồm: Hệ thống các phần mềm và ứng dụng trên PC và điện thoại.



Hình 1. Sơ đồ khối của thiết bị theo dõi điện tim (ECG), nhịp tim (PPG) và giao tiếp với con người.

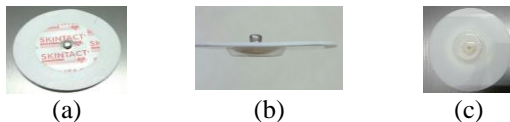
3. Chức năng của từng bộ phận

Trong phần này, giới thiệu và mô tả vai trò và đặc điểm của mỗi mô - đun trong hệ thống.

3.1. Thu nhận đo lường tín hiệu

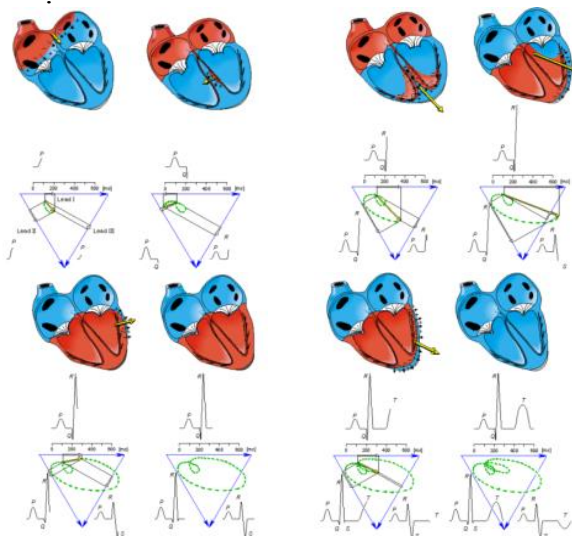
3.1.1. Điện cực

Các điện cực được gắn tiếp xúc với da như hình 2.



Hình 2. (a) Mặt trước; (b) Mặt bên; (c) Mặt dưới của điện cực

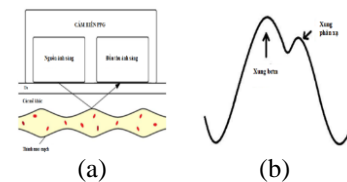
Để đo điện thế hay đo sự biến đổi hiệu điện thế giữa mặt trong và mặt ngoài màng tế bào cơ tim. Sự biến đổi này bắt nguồn từ sự di chuyển của các ion K^+ , Na^+ ,... từ ngoài vào trong màng tế bào và từ trong tế bào ra ngoài khi tế bào cơ tim hoạt động, tạo tín hiệu sóng điện tim như hình 3.



Hình 3. Các giai đoạn hình thành tín hiệu điện tim ở đạo trình chi.

3.1.2. Cảm biến PPG

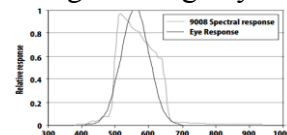
Ánh sáng xuyên qua mô sinh học bị hấp thụ với khoảng cách khác nhau, bởi các sắc tố da, xương, động mạch và tĩnh mạch [2]. Những thay đổi trong dòng máu chảy xảy ra chủ yếu ở các động mạch và tiểu động. Cảm biến quang học PPG phát hiện những thay đổi trong lưu lượng máu (tức là, thay đổi cường độ quang học) trong mao mạch, thông qua truyền và phản xạ qua các mô (hình 4 (a)). Tín hiệu PPG là sự chồng chất của hai xung, xung bơm và xung phản xạ như hình 4 (b).



Hình 4. (a) Kỹ thuật cơ bản PPG; (b) Dạng sóng PPG đơn giản

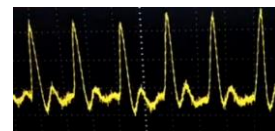
Nguyên lý đo PPG qua đầu ngón tay. Một nguồn sáng LED hồng ngoại và một đầu thu ánh sáng được đặt bên dưới ngón tay của bệnh nhân để đo sự thay đổi thể tích máu bởi hoạt động của tim.

Sử dụng nguồn sáng LED với ánh sáng màu xanh lá cây có bước sóng từ 500-600 nm [3-4], và đầu thu ánh sáng phản xạ, chip APDS-9008 của AVAGO [5], có đáp ứng tương ứng với nguồn sáng này như hình 5.



Hình 5. Đáp ứng phổ và bước sóng của APDS-9008.

Tín hiệu sóng PPG từ cảm biến rất nhỏ (khoảng 8mV p-p) và có rất nhiều nhiễu (đặc biệt nhiễu 50 Hz do điện lưới). Hình 6 tín hiệu PPG trước khi đi vào vi xử lý).



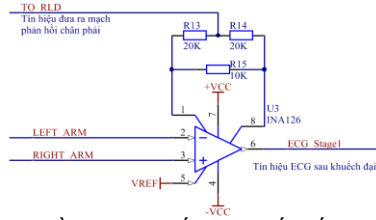
Hình 6. Tín hiệu sóng PPG

3.2. Xử lý tín hiệu

Tín hiệu điện có biên độ cỡ milivôn, với dải tần số trong khoảng 0,05 cho tới 150 Hz. Yêu cầu phải khuếch đại tín hiệu điện tim lên khoảng 1000 lần. Thiết kế bộ lọc thông cao với tần số cắt 0,05Hz, bộ lọc thông thấp với tần số cắt ở 150Hz, mạch chắn dải tần số 50 Hz [6].

3.2.1. Mạch tiền khuếch đại

Sử dụng IC khuếch đại INA126 của hãng Texas Instrument [7]. Với đặc tính, hệ số khử nhiễu đồng pha (CMRR) nhỏ nhất là 83 dB thích hợp với tín hiệu điện tim yếu dễ bị ảnh hưởng bởi nhiễu đồng pha. Trở kháng đầu vào mạch khuếch đại $10^9 \Omega$. Sơ đồ như hình 7.



Hình 7. Sơ đồ mạch khuếch đại kết nối điện cực của điện tim.

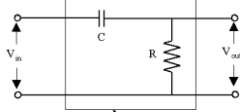
Hệ số khuếch đại được tính theo công thức:

$$R_g = \frac{(R_{13} + R_{14}) \times R_{15}}{(R_{13} + R_{14}) + R_{15}} = \frac{40 \times 10}{40 + 10} = 8(k\Omega) \quad (1)$$

$$G_1 = 5 + \frac{80 k\Omega}{R_g} = 5 + \frac{80}{8} = 15 \quad (2)$$

3.2.2. Bộ lọc thông cao

Mạch lọc thông cao được sử dụng là mạch lọc RC thụ động. Sơ đồ mạch được thiết kế như hình 8 dưới đây.



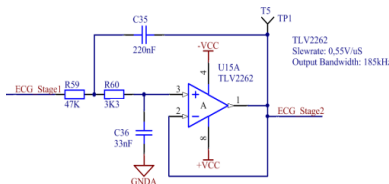
Hình 8. Sơ đồ bộ lọc thông cao

Tần số cắt:

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi \times \frac{1}{3} \times 10^6 \times 10 \times 10^{-6}} \approx 0,05 (Hz) \quad (3)$$

3.2.3. Bộ lọc thông thấp

Bộ lọc thông thấp được lựa chọn trong thiết kế là bộ lọc Butterworth. Sử dụng khuếch đại thuật toán TLV2622 của hãng Texas Instrument [8] (Hình 9).



Hình 9. Sơ đồ bộ lọc thông thấp.

Bộ lọc Butterworth bậc 2 có tần số cắt:

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{59}C_{35}R_{60}C_{36}}} \quad (4)$$

Chọn các giá trị:

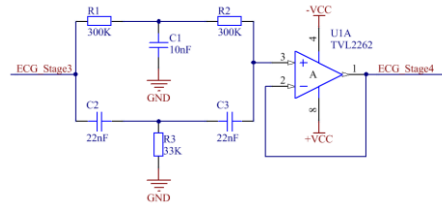
$$R_l = 47k\Omega, C_{35} = 220nF, R_{60} = 3.3k\Omega, C_{36} = 33nF$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{47 \times 10^3 \times 220 \times 10^{-9} \times 3.3 \times 10^3 \times 33 \times 10^{-9}}} \quad (5)$$

$$F_c = 149,98 (Hz)$$

3.2.4. Bộ lọc chặn dải

Bộ lọc chặn dải được lựa chọn trong nghiên cứu này sử dụng bộ lọc Twin – T Notch Filter.



Hình 10. Mạch lọc chặn dải 50 Hz.

Công thức xác định tần số cắt:

$$\begin{cases} f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_3} + \frac{1}{C_2}} \\ f_0 = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{C_2 C_3 R_3 (R_1 + R_2)}} \end{cases} \quad (6)$$

Qua tính toán chọn được bộ giá trị như sau:

$$\begin{cases} f_0 = 50,58 (Hz) \\ f_0 = 51,41 (Hz) \end{cases} \quad (7)$$

3.2.5. Khuếch đại đầu ra

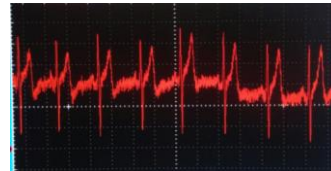
Tín hiệu điện tim được khuếch đại với hệ số 1000V/V (hình 11). Mạch khuếch đại đầu ra cần một hệ số khuếch đại:

$$G_2 = \frac{1000}{G_1} = \frac{1000}{15} \approx 66,67 \quad (8)$$

Như vậy mạch tương tự đã tiến hành khuếch đại tín hiệu điện tim với hệ số:

$$G = G_1 \times G_2 = 15 \times 66,67 \approx 1000V/V \quad (9)$$

Hình 11 dưới đây là tín hiệu điện tim trước khi đưa vào vi xử lý.

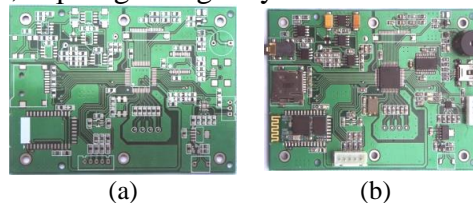


Hình 11. Tín hiệu điện tim ECG.

3.3. Thi công mô hình

3.3.1. Phần cứng

Với khối điều khiển trung tâm được thực hiện xây dựng trên nền vi điều khiển STM32L [9] của hãng STMicroelectronics có tần số lên đến 168MHz có khả năng tính toán, đáp ứng thời gian yêu cầu.



Hình 12. (a) mặt trên của mạch; (b) ảnh thực tế sau khi hàn linh kiện

3.3.2. Phần mềm

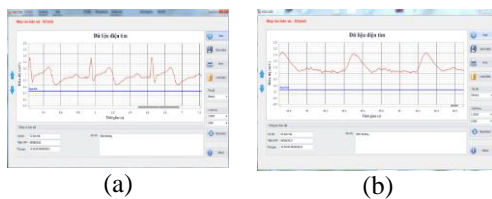
Thiết bị đo được lập trình bằng ngôn ngữ C, trên phần mềm Keil C [10] để có thể hoạt động ở nhiều chế độ khác nhau:

- Khối thiết bị đo chạy độc lập không có kết nối với máy tính được lưu lại trên thẻ.
- Khối phần mềm theo dõi điện tim ECG và nhịp tim PPG trên PC.
- Khối phần mềm ứng dụng theo dõi điện tim ECG và nhịp tim PPG trên Smartphone.

3.3.3. Kết quả thực nghiệm

3.3.3.1. Tiến hành theo dõi điện tim ECG và nhịp tim PPG trên máy tính:

Kết quả thu được như trên hình 14.



Hình 13. Phần mềm theo dõi ECG (a); Theo dõi PPG (b)

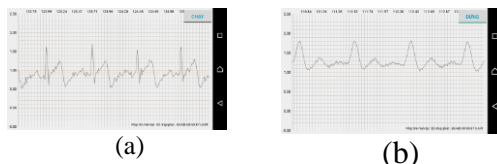
Nhận xét: Giao diện thân thiện với người sử dụng, thông tin chỉ số hiển thị rõ ràng và đầy đủ. Với cơ sở dữ liệu chuẩn hóa từ hội tim mạch quốc gia Hoa Kỳ [11] sẽ đưa ra lời khuyên và chuẩn đoán có tính chính xác cao hình 14.



Hình 14. Nhịp tim tham khảo theo hiệp hội tim mạch Hoa Kỳ

3.3.3.2. Tiến hành theo dõi điện tim ECG và nhịp tim PPG trên Smartphone:

Kết quả thu được như trên hình 15.

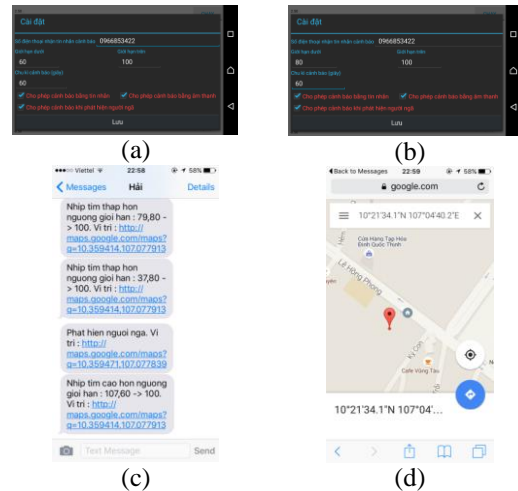


Hình 15. Phần mềm ứng dụng theo dõi ECG (a); Theo dõi PPG (b)

Nhận xét: Hệ thống theo dõi điện tim ECG và nhịp tim PPG với Smartphone với ưu điểm kết cấu gọn nhẹ do truyền nhận dữ liệu bằng công nghệ Bluetooth.

3.3.3.3. Tiến hành thực nghiệm xác định vị trí (GPS), cảnh báo khi bệnh nhân gặp tai nạn:

Khi bệnh nhân có bệnh lý về tim mạch, nghĩa là có nhịp tim bất thường, có thể tăng cao hay xuống thấp dưới mức cảnh báo cài đặt.

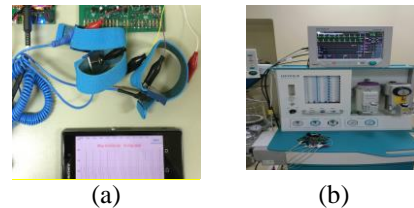


Hình 16. (a, b) Cài đặt thông số cho smartphone của bệnh nhân; (c) Kết quả sau khi chỉ số vượt ngưỡng và khi bệnh nhân bị ngã.

Nhận xét: Đây là tính năng nổi bật của hệ thống sử dụng công nghệ ifall [12] với những cảnh báo thiết thực giúp bệnh nhân nâng cao ý thức tự chăm sóc sức khỏe, cũng như cho phép người thân biết vị trí và tình trạng bệnh nhân khi xảy ra tai nạn.

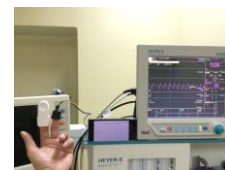
3.3.3.4. Tiến hành thử nghiệm độ chính xác của thiết bị theo dõi điện tim ECG và nhịp tim PPG:

Sử dụng mạch phát tín hiệu điện tim giả để theo dõi điện tim bằng thiết bị như hình 17 (a) và bằng thiết bị y tế chuyên dụng trong phòng hồi sức (model: VTZOR, hãng sản xuất: HEYER Medical – Đức) như hình 17 (b).



Hình 17 (a) và (b). Sử dụng mạch phát tín hiệu điện tim giả để so sánh kết quả thu nhận ECG.

Sử dụng cảm biến quang để đo nhịp tim PPG của thiết bị và của thiết bị y tế chuyên dụng.



Hình 18. So sánh nhịp tim với thiết bị y tế chuyên dụng.

Nhận xét: Đối với tín hiệu điện tim, nhịp tim thiết bị cho kết quả gần như tương tự với thiết bị y tế chuyên dụng. Ngoài tính chính xác, độ tin cậy, chi phí sản xuất thiết bị được thống kê bằng bảng dưới đây:

Bảng 1. Thống kê chi phí sản xuất một thiết bị

Ký hiệu	Chức năng	Thông số	Số lượng	Giá thành (VNĐ)
B1	Buzzer		01	5,000
BT1	3.7V/xxxmAh	Battery 3.7 V/1020mAh	01	80,000
Cx, Rx, LED...	Tụ, điện trở, LED,...			90,000
Pulse sensor	Pulse sensor	3 Pins, Vin=3 -> 5 V	01	180,000
M1	HC06 Module		01	100,000
U1	STM32Lxx	MCU ARM 128KB FLASH MEM 64-LQFP	01	60,000
PCB	Mạch in		01	25,000
Total				540,000

Thiết bị với chi phí cạnh tranh và tính chính xác tin cậy là ưu điểm vượt trội hơn đối với các thiết bị trên thị trường hiện nay.

4. Kết luận

Trong nghiên cứu này, chúng tôi đã phát triển thành công thiết bị theo dõi điện tim truyền thông, kết hợp với thiết bị theo dõi nhịp tim di động để giám sát bệnh nhân CVDs qua đó giải quyết các vấn đề sức khỏe chủ yếu liên quan tới y tế công cộng. Thiết bị được thiết kế với ý tưởng chuyên sâu cho việc theo dõi tim mạch hơn so với các sản phẩm theo dõi sức khỏe di động trên thị trường. Với các chức năng nổi bật: cài đặt thông số cảnh báo, cảnh báo giới hạn ngưỡng cho phép, đặc biệt có thể cảnh báo nếu người sử dụng bị ngã đến số điện thoại đăng ký. Chính với các chức năng này, thiết bị đã đi vào tính chính xác hơn và tiệm cận với các thiết bị y tế chuyên dụng của các hãng sản xuất lớn trên thế giới.

Với những kết quả này, chúng tôi sẽ kiểm tra đối tượng nhiều hơn và so sánh kết quả của chúng tôi với các thiết bị y tế Holter ECG để đánh giá tính chính xác. Mặt khác, để tăng tính linh hoạt theo dõi nhịp tim khi tập thể dục, cần phải gắn thêm cảm biến gia tốc để loại bỏ chuyển động ảo. Ngoài ra, chúng tôi muốn mở rộng các chương trình trong hệ điều hành Android, lập trình thêm ứng dụng cho hệ điều hành iOS. Có thể

truyền tải dữ liệu ECG và PPG với internet thông qua mạng 3G, 4G. Cuối cùng, có thể tích hợp tất cả các thiết bị điện tử trong mô-đun truyền tín hiệu vào một Chip điện tử, như SOC, do vậy các thiết bị có kích thước cực nhỏ hoặc thậm chí có thể cấy vào bệnh nhân để khai thác tín hiệu □

Tài liệu tham khảo

- [1] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, 2007. 150JQ Times Cited:141 Cited References Count:269
- [2] Toshiyo Tamura, Yuka Maeda, Masaki Sekine and Masaki Yoshida, "Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present", 23 April 2014.
- [3] Yuka Maeda, Masaki Sekine, Toshiyo Tamura, Koichi Mizutani, "Evaluation of green light PPG in Heart Rate Variability parameters".
- [4] V. Vizbara, A. Sološenko, D. Stankevičius, V. Marozas, "Comparison of green, blue and infrared light in wrist and forehead photoplethysmography".
- [5] Avago Technologies, "APDS-9008 Miniature Surface-Mount Ambient Light Photo Sensor", June 15, 2008.
- [6] Ajay Bharadwaj, Umanath Kamath, "Accurate ECG Signal Processing", Cypress Semiconductor 198 Champion Court San Jose, February 2011.
- [7] Burr-Brown Products from Texas Instrument, "INA 126 MicroPOWER INSTRUMENTATION AMPLIFIER Single and Dual Versions", SBOS062A – JANUARY 1996 – REVISED AUGUST 2005.
- [8] Texas Instruments, "TLV2622 FAMILY OF LOW-POWER WIDE BANDWIDTH SINGLE SUPPLY OPERATIONAL AMPLIFIERS WITH SHUTDOWN", SLOS251D – DECEMBER 2000 – REVISED JANUARY 2005.
- [9] STMicroelectronics, "STM32L15xx6/8/B Ultra-low-power 32-bit MCU ARM-based Cortex-M3, 128KB Flash, 16KB SRAM, 4KB EEPROM, LCD, USB, ADC, DAC", 2013.
- [10] ARM KEIL Microcontroller Tools, "Create Applications with MDK Version 5 for ARM Cortex - M Microcontrollers"
- [11] American Heart Association, "Target Heart Rates", 8 Jun 2015.
- [12] Frank Sposaro and Gary Tyson, "Ifall: An Android Application For Fall Monitoring and Response", Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE, 3-6 Sept. 2009.

Ngày nhận bài: 07/12/2015

Ngày chấp nhận đăng: 22/12/2015

Phản biện: TS. Lê Văn Quốc Anh