

Xây Dựng Ứng Dụng Đánh Giá Chức Năng Của Phổi Trên Hệ Điều Hành Android

Nguyễn Sinh Hiệp – Đào Tiến Tuấn - Tạ Thị Thùy

Tóm tắt - Ngày nay, vấn nạn ô nhiễm môi trường ngày càng trở nên nghiêm trọng và ảnh hưởng trực tiếp đến sức khỏe con người. Chất bẩn trong không khí, trong nhiều trường hợp, là tác nhân chính gây ra các bệnh liên quan đến hoạt động của phổi như hen, viêm phổi, tắc nghẽn phổi mãn tính... Trên thị trường hiện nay đã có một số các phế dung kế cho phép đo đạc các thông số liên quan đến hoạt động của phổi nhưng chúng đều có giá thành cao, kích thước cồng kềnh phức tạp gây trở ngại cho việc sử dụng thường xuyên trong cuộc sống hàng ngày. Chính vì lý do này, chúng tôi phát triển một ứng dụng trên hệ điều hành Android để đo các chức năng của phổi dựa vào các micro trong các smartphones.

Từ khoá -- Android, chức năng phổi, điện thoại thông minh.

1. Giới thiệu

Ngày nay, ô nhiễm môi trường được xem là vấn đề cấp bách nhất. Trong số các loại ô nhiễm, ô nhiễm không khí là một nghiêm trọng nhất với mức độ ô nhiễm vượt quá nhiều lần mức cho phép. Theo Bộ Y tế, nhiều bệnh về đường hô hấp khác nhau (bệnh phổi, hen suyễn, viêm phổi, COPD ...) được gây ra do sự ô nhiễm không khí, đặc biệt là đối với người già, trẻ em, hoặc những người làm việc trong môi trường ô nhiễm như các nhà xây dựng, cảnh sát giao thông, vv. Để điều trị những căn bệnh này thì việc giám sát tình trạng hoạt động của các chức năng phổi là rất cần thiết bằng việc đo các thông số quan trọng của phổi: FVC, PEF và FEV1

Các thông số có thể thu được bằng cách sử dụng các loại phế dung kế khác nhau. Tuy nhiên, phế dung kế tại nhà với các thiết bị di động đang dần được chấp nhận và đối mặt với một số thách thức hiện nay như giá thành, và khả năng sử dụng của bệnh nhân, và tích hợp khả năng có thể gửi kết quả đến bác sĩ theo dõi. Thêm vào đó, trong khi đo phế dung bệnh viện được sử dụng bởi bác sĩ được đào tạo bài bản, thì phế dung kế tại nhà hiện nay không được như vậy, cả thông tin phản hồi, hoặc các cơ chế kiểm soát chất lượng để đảm bảo độ chính xác có thể chấp nhận được. Việc phát triển một ứng dụng chăm sóc sức khỏe tương tự như trên điện thoại thông minh có thể có nhiều lợi thế quan trọng: thấp chi phí, đơn giản và linh hoạt.

Công trình này được thực hiện dưới sự hướng dẫn của T.S Ngô Quỳnh Thu và T.S Trần Hải Anh.

Các sinh viên thực hiện:

Nguyễn Sinh Hiệp, sinh viên lớp Hedspi IS2, khóa K55, Viện Công nghệ thông tin và Truyền thông, trường Đại Học Bách Khoa Hà Nội (điện thoại 01662497814).

Đào Tiến Tuấn, sinh viên lớp KTMT-TT1, khóa K55, Viện Công nghệ thông tin và Truyền thông, trường Đại Học Bách Khoa Hà Nội (điện thoại 01693916711)

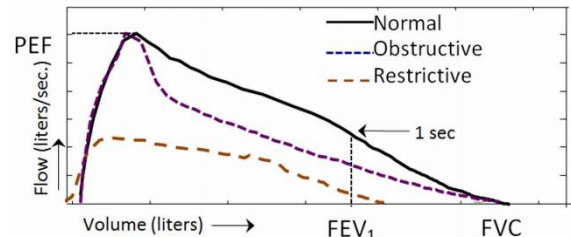
Tạ Thị Thùy, sinh viên lớp Hedspi IS1, khóa K55, Viện Công nghệ thông tin và Truyền thông, trường Đại Học Bách Khoa Hà Nội (điện thoại 01675286191).

© Viện Công nghệ thông tin và Truyền thông, trường Đại học Bách Khoa Hà Nội.

Trong bài báo này, chúng tôi đề xuất một ứng dụng điện thoại thông minh dựa trên đó là có thể đánh giá tình trạng hoạt động của các chức năng phổi bằng cách đo ba thông số (FVC, PEF, FEV1). Chúng tôi yêu cầu người sử dụng giữ điện thoại với khoảng cách bằng chiều dài cánh tay thở ra toàn bộ thể tích phổi của họ. Microphone của điện thoại ghi lại quá trình thở ra và xử lý các dữ liệu âm thanh. Phần còn lại của bài báo được tổ chức như sau. Trong phần 2, một số công trình có liên quan được mô tả thêm. Tiếp đến, việc đề xuất của chúng tôi được trình bày trong phần 3. Trong phần 4, chúng tôi chứng minh một số thí nghiệm và phần cuối cùng trình bày các kết luận và hướng phát triển trong tương lai của chúng tôi.

2. Những công trình nghiên cứu đã có

Một phế dung kế tiêu chuẩn đo tốc độ dòng khí qua ống thở. Dòng này có thể được tổng hợp từ ống thở để thu được đồ thị dòng khí vs thời gian (FT), Lưu lượng vs thời gian (VT), hoặc dòng khí vs lưu lượng (FV) của quá trình thở. Một ví dụ đồ thị FV có thể được thấy trong hình 1.



Hình 1. Các thông số đo chức năng của phổi

Nhìn vào đồ thị trên, chúng ta có các đo các thông số sau:

- **Forced Vital Capacity (FVC)** là tổng dung tích thở ra trong suốt quá trình thở,
- **Forced Expiratory Volume in one second (FEV1)** là dung tích thở ra trong giây đầu tiên,
- **FEV1/FVC** là tỷ số khi đã đo được 2 thông số trên và,
- **Peak Expiratory Flow (PEF)** là tốc độ dòng lớn nhất đạt được trong quá trình kiểm tra.

Các phương pháp lâm sàng phổ biến nhất thường đo các thông số FEV1, FVC, và FEV1 / FVC, vì chúng được sử dụng để ước lượng mức độ hạn chế luồng không khí trong các bệnh phổi mãn tính như hen suyễn, COPD, và xơ nang. Thông thường, kết quả khỏe mạnh là > 80% giá trị dự đoán dựa trên chiều cao, tuổi tác và giới tính. Giá trị bất thường là:

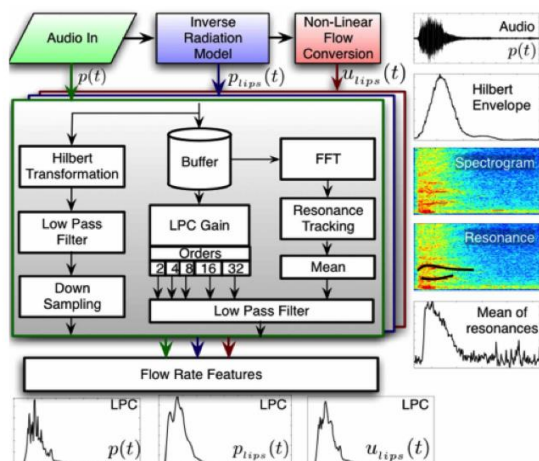
- Rối loạn chức năng phổi nhẹ 60-79%
- Rối loạn chức năng phổi trung bình: 40-59%
- Rối loạn chức năng phổi nặng: dưới 40%

Tuy nhiên, chẩn đoán từ đo phế dung phức tạp hơn chuẩn đoán thông thường - hình dạng của đường cong lưu lượng được đánh giá chủ quan bởi một pulmonologist, người kiểm tra các

chân đường cong giảm dần của các luồng khí so với đường cong dung tích (ví dụ đường PEF trong hình 1). Một độ dốc tuyến tính chỉ ra rằng không có sự hạn chế luồng không khí. (ví dụ chức năng phổi bình thường. Đường thể hiện rất tốt trong hình 2). Một mặt lõm hoặc "lồi lên" trên đường dốc có nghĩa là có sự hạn chế luồng không khí (ví dụ, bệnh hen suyễn hoặc COPD, đường màu tím đứt đoạn trong Hình 1). Các đường cong cuối cùng (đường đứt đoạn màu cam trong hình 1) là dấu hiệu của bệnh hạn chế chức năng phổi, gây ra bởi sự suy yếu cơ hô hấp hoặc xơ hóa phổi; nó có thể được xem như là một sự giảm nhẹ của đường cong hoặc một đường FVC giảm.

Trong [1,2,3,4], các hệ thống chăm sóc sức khỏe khác nhau hiện nay sử dụng bộ cảm biến bên ngoài kết nối với điện thoại thông minh. Những giải pháp này cung cấp các thông số chính xác nhưng đòi hỏi chi phí cao và các thiết bị cồng kềnh. Để phát triển hệ thống mà không cần thiết bị phức tạp bên ngoài, các nhà nghiên cứu trong [5] cũng đã phát triển một hệ thống sử dụng máy ảnh điện thoại thông minh và đèn LED để đo xung từ đầu ngón tay. Trong khi điều này đòi hỏi người sử dụng để tiếp xúc với các thiết bị, sử dụng camera của máy tính bảng và sự phân tách nguồn mù của các kênh màu để đo xung tại một khoảng cách [6]. Ngoài ra, microphone cũng được sử dụng rộng rãi bởi nhiều công nghệ cho việc phát hiện các thông số có liên quan. Đầu tiên, phát hiện thời kỳ khê đã cho thấy kết quả đầy hứa hẹn trong việc chẩn đoán mức độ nghiêm trọng của bệnh hen suyễn [7]. Thứ hai, tốc độ của luồng khí là một thông số quan trọng mà micro có thể cảm nhận được [8]. Thứ ba, micro đơn giản, chi phí thấp có thể được sử dụng để phân tích các tín hiệu, chẳng hạn như nhịp tim, ho: [9, 10] hoặc thậm chí cao huyết áp được gọi là âm thanh Korotkoff [11].

Để đánh giá các thông số quan trọng (FVC, FEV1, PEF) của chức năng phổi, SpiroSmart [12] là một ứng dụng thú vị được phát triển cho điện thoại thông minh trên hệ điều hành iOS. Kết quả bước đầu cho thấy nó có thể thực hiện trên điện thoại thông minh để thay thế đồ phế dung đơn giản.



Hình 2. Hệ thống xử lý của SpiroSmart

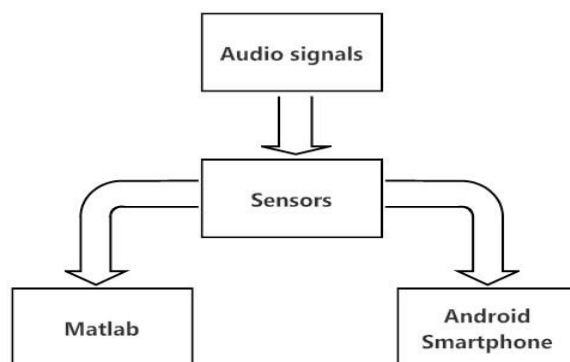
SpiroSmart xây dựng một bộ dữ liệu của mẫu âm thanh số hóa từ một điện thoại thông minh. Những mẫu âm thanh thì chưa được hiệu chỉnh, biện pháp AC-cùng áp xuất, $p(t)$. Việc để chuyển đổi chúng thành lưu lượng không khí ở môi, áp xuất lưu lượng tại môi $u_{lip}(t)$ là rất cần thiết. Để đạt được mục tiêu này, SpiroSmart cần phải bù đắp áp xuất tổn thất là âm thanh đi

từ miệng tới microphone và chuyển đổi các giá trị áp suất để có giá trị xấp xỉ của luồng khí. Ngoài ra, cần thiết để loại bỏ ảnh hưởng của AC-coupling. Áp xuất tổn thất có thể xấp xỉ bằng một mô hình nghịch đảo của những âm thanh xung quanh đầu. Luồng không khí hỗn loạn, khi nó đi qua một lỗ cố định (ví dụ, miệng), có sự sụt áp đặc trưng mà chúng ta có thể sử dụng để chuyển đổi thành áp xuất luồng khí. Cuối cùng, SpiroSmart sử dụng năng lượng tín hiệu, đặc tính tần số, và các mô hình của thanh quản để loại bỏ ảnh hưởng của AC-coupling và tinh chỉnh các phép đo.

Tại thời điểm này, mỗi biện pháp, $p(t)$, $p_{lip}(t)$ và $u_{lip}(t)$ là một tín hiệu AC-coupled tần số cao, (Hình 2), từ đó SpiroSmart muốn xấp xỉ tỷ lệ lưu lượng thể tích. Để đạt được điều này người ta sử dụng ba biến đổi của tín hiệu: (1) tách đường bao, (2) xử lý phổ, và (3) dự đoán mã hóa tuyến tính (LPC). Đường bao của tín hiệu có thể được giả định là một xấp xỉ hợp lý của tốc độ dòng chảy, vì nó là thước đo năng lượng tổng thể của tín hiệu (hoặc biên độ) ở tần số thấp. Trong miền tần số, cộng hưởng có thể được giả định là biên độ kích thích bởi sự phản xạ của âm thanh trong quãng đường di chuyển do đó nó tỷ lệ thuận với tốc độ luồng khí. Cuối cùng, SpiroSmart sử dụng dự đoán tuyến tính để tính xấp xỉ dòng khí. Dự đoán tuyến tính giả định rằng một tín hiệu có thể được chia thành một nguồn và một bộ lọc có khuôn dạng và nó ước tính các nguồn năng lượng và hình thành hệ số bộ lọc. Những "bộ lọc" trong trường hợp của chúng tôi là một xấp xỉ (ước lượng) của âm thanh [13]. Các "phương sai của nguồn" là một ước lượng của quá trình nhiễu trắng, trong trường hợp của chúng tôi đây là một xấp xỉ của lưu lượng tốc độ dòng khí từ phổi.

3. Cài đặt hệ thống trên Android

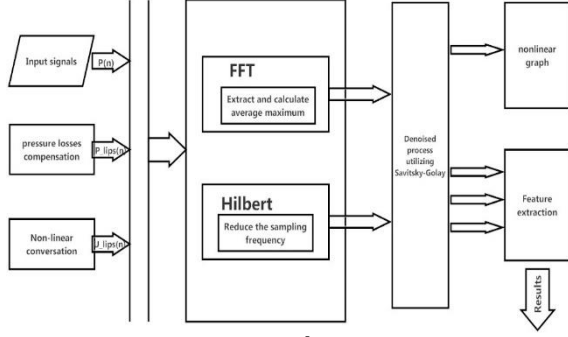
Để nhận được các giá trị đặc trưng của phổi (FVC, PEF, FEV1) dựa trên mẫu dữ liệu từ file âm thanh, nhiệm vụ quan trọng nhất là cài đặt biến đổi FFT, Hilbert và LPC trên điện thoại Android như đã đề cập ở phần trước. Thêm vào đó, độ chính xác của những phép biến đổi này trên android cần được hiệu chỉnh. Vì vậy, đồng thời cần cài đặt hệ thống trên Matlab và so sánh đầu ra của các phép biến đổi trên Matlab với Android. Hoạt động tổng quát của hệ thống được mô tả như hình dưới đây :



Hình 3. Mô hình tổng quan hệ thống.

Trước khi đi vào cài đặt chi tiết, chúng tôi nhận thấy rằng cài đặt LPC trên smartphone Android gặp nhiều lỗi khi so sánh với kết quả nhận được trên Matlab. Vì vậy trên Android, chúng tôi đề xuất chỉ sử dụng biến đổi FFT và Hilbert (sẽ đề cập cụ

thể ở phần dưới). Việc cài đặt hệ thống trên smartphone Android được mô tả như hình dưới đây :



Hình 4. Cài đặt hệ thống trên Android

Theo như mô hình này, hệ thống cần phải thực hiện các bước dưới đây để trích xuất các giá trị FCV, PEF, FEV1 từ $p(t)$, tín hiệu nhận được từ microphone trong điện thoại Android

3.1 Bù áp suất tổn thất do khoảng cách.

Để nhận được tín hiệu âm thanh ở microphone, người dùng cần giữ khoảng cách giữa miệng và điện thoại khoảng 30cm. Vì vậy, bước đầu tiên là sử dụng mô hình bức xạ nghịch, để bù đắp áp suất bị tổn thất bởi khoảng cách từ miệng đến microphone, tiếng vang/sự phản xạ xung cơ thể đối tượng. Hàm chuyển đổi từ microphone đến miệng được xấp xỉ bởi một vách ngăn hình cầu trong mặt phẳng vô hạn và được cho bởi [14]:

$$H(e^{j\omega}) = \frac{P(e^{j\omega})}{P_{lips}(e^{j\omega})} = \frac{j\omega C_{head}}{D_{arm}} e^{\frac{-j\omega D_{arm}}{c}}$$

Trong đó: D_{arm} là chiều dài cánh tay, C_{head} là chu vi vòng đầu (cả hai đều được tính xấp xỉ từ chiều cao của người dùng), và c là vận tốc âm thanh. Hàm chuyển đổi ngược được áp dụng bằng cách chuyển sang miền thời gian, $h_{inv}(t)$, và sử dụng bộ lọc FIR cho âm thanh đầu vào. Sau khi được áp dụng, đầu ra sẽ xấp xỉ với áp suất tại môi, $p_{lips}(t)$. Dựa trên phương trình trước, ta có thể suy ra:

$$P_{lips}(e^{j\omega}) = \frac{D_{arm}}{j\omega C_{head}} \cdot e^{\frac{j\omega D_{arm}}{c}} \cdot P(e^{j\omega})$$

$$\text{Hoặc} \quad P_{lips}(e^{j\omega}) = K(e^{j\omega}) \cdot P(e^{j\omega})$$

$$\text{Trong đó:} \quad K(e^{j\omega}) = \frac{D_{arm}}{j\omega C_{head}} \cdot e^{\frac{j\omega D_{arm}}{c}}$$

$$\text{Và } p_{lips}(t) = p(t) * k(t)$$

Với $k(t) = \text{ifft}\left(K(e^{j\omega})\right)$. Công thức này trong Matlab có thể được thực hiện bằng cách sử dụng hàm biến đổi FFT ngược (**ifft**) và hàm tích chập (**conv**) như sau:

$$p_{lips}(t) = \text{conv}(p(t), k(t))$$

Việc cài đặt trên android tương tự như trên Matlab, chúng ta sử dụng thư viện **JTransform** để thực hiện biến đổi FFT ngược. Ta có:

$$K(e^{j\omega}) = \frac{D_{arm}}{wC_{head}} \left(\sin \frac{wD_{arm}}{c} - j \cos \frac{wD_{arm}}{c} \right)$$

$$\text{Và } P(e^{j\omega}) = \text{fft}.\text{realForwardFull}(p(t))$$

Bởi vì $P_{lips}(e^{j\omega}) = K(e^{j\omega}) \cdot P(e^{j\omega})$, ta có:

$$P_{lips}(e^{j\omega}) = \frac{D_{arm}}{j\omega C_{head}} \cdot e^{\frac{j\omega D_{arm}}{c}} \cdot P(e^{j\omega})$$

$$\text{Hoặc} \quad P_{lips}(e^{j\omega}) = K(e^{j\omega}) \cdot P(e^{j\omega})$$

$$\text{Trong đó} \quad K(e^{j\omega}) = \frac{D_{arm}}{j\omega C_{head}} \cdot e^{\frac{j\omega D_{arm}}{c}}$$

$$\text{Và} \quad p_{lips}(t) = p(t) * k(t)$$

$$\text{Với} \quad k(t) = \text{ifft}\left(K(e^{j\omega})\right).$$

Công thức này trong Matlab có thể được thực hiện bằng cách sử dụng hàm biến đổi FFT ngược (**ifft**) và hàm tích chập (**conv**) như sau:

$$p_{lips}(t) = \text{conv}(p(t), k(t))$$

Việc cài đặt trên android tương tự như trên Matlab, chúng ta sử dụng thư viện **JTransform** để thực hiện biến đổi FFT ngược. Ta có:

$$K(e^{j\omega}) = \frac{D_{arm}}{wC_{head}} \left(\sin \frac{wD_{arm}}{c} - j \cos \frac{wD_{arm}}{c} \right)$$

$$\text{Và } P(e^{j\omega}) = \text{fft}.\text{realForwardFull}(p(t))$$

Bởi vì $P_{lips}(e^{j\omega}) = K(e^{j\omega}) \cdot P(e^{j\omega})$, ta có:

$$P_{lips}.\text{real} = K.\text{real} \cdot P.\text{real} - K.\text{img} \cdot P.\text{img}$$

$$P_{lips}.\text{img} = K.\text{real} \cdot P.\text{img} + K.\text{img} \cdot P.\text{real}$$

Và:

$$p_{lips}(n) = \text{fft}.\text{complexInverse}(P_{lips}(e^{j\omega}))$$

3.2. Biến đổi phi tuyến

Áp suất của không khí được chuyển đổi sang lưu lượng. Với dòng không khí hỗn loạn, phương trình phi tuyến chuyển đổi áp suất bị sụt giảm qua môi thành lưu lượng qua môi theo phương trình sau (bỏ qua mất mát nhớt) [14]:

$$u_{lips}(t) = 2\pi r_{lips}^2 \sqrt{2p_{lips}(t)}$$

Trong đó: r_{lips} là bán kính miệng (hằng số sức cản trên tần số). Chú ý rằng một số hằng số tỉ lệ từ mỗi phương trình đã được bỏ đi và phương trình chỉ là phương trình tỉ lệ.

3.3 Trích xuất đặc trưng

Tại thời điểm này, các đại lượng $p(t)$, $p_{lips}(t)$, $u_{lips}(t)$ đều là tín hiệu cao tần, có AC-coupling (hình 2), từ các đại lượng này, chúng ta cần tính xấp xỉ dung tích lưu lượng khí. Chúng ta thực hiện việc chuyển đổi này sử dụng phương pháp tách đường bao (biến đổi Hilbert) và xử lý phổ (biến đổi FFT).

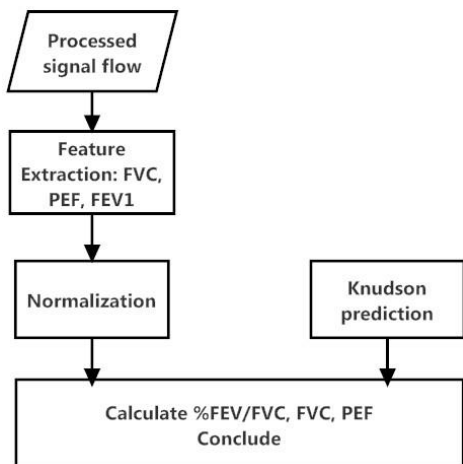
3.4 Loại bỏ nhiễu và làm mượt bằng bộ lọc Savitsky-Golay

Sau khi lấy được xấp xỉ lưu lượng, chúng được loại bỏ nhiễu sử dụng bộ lọc đa thức Savitsky-Golay bậc ba với kích thước là 11 [15]. Quá trình này tích hợp đa thức bậc ba vào trong cửa sổ

động và loại bỏ nhiễu nhiều loại nhiễu trong khi vẫn giữ nguyên hình dạng của hầu hết các tín hiệu nổi bật. Tín hiệu đã qua lọc và chưa lọc được sử dụng làm đầu vào cho quá trình hồi quy. Trong Matlab chúng ta sử dụng hàm **sgolayfilt()** còn trong Android sử dụng hàm **sgFilter.smooth()**.

4. Xử lý dữ liệu

Quá trình trích xuất đặc trưng ở phần trước cho ra kết quả là một số xấp xỉ chưa qua hiệu chỉnh của lưu lượng khí. Để có thể đưa ra được kết luận về trạng thái của phổi, chúng ta cần thực hiện quy trình sau:



Hình 5. Xử lý dữ liệu

Đầu tiên, cần trích xuất các thông số quan trọng FVC, PEF, FEV1 từ đường cong flow-time và volume-time. Dễ thấy, cực đại của đường cong flow-time chính là giá trị PEF. Tương tự như vậy, ta có thể tính được FVC là cực đại của đường cong volume-time. FEV1 là giá trị của đường cong volume-time tại thời điểm $t = 1$. Những giá trị của bộ dữ liệu gồm khoảng 10 sinh viên được ghi vào bộ dữ liệu gọi là A.

Sau khi trích xuất các thông số, cần phải hiệu chỉnh các giá trị của bộ dữ liệu A. Để hiệu chỉnh, người dùng sử dụng hô hấp kế tại bệnh viện để thu thập các thông số FVC, FEV1 và PEF thực tế. Những giá trị này tạm gọi là bộ dữ liệu B. Bộ dữ liệu A được hiệu chỉnh với bộ dữ liệu B bằng cách sử dụng hồi quy tuyến tính đơn:

| U s e r | PEF(A)/ PEF(B) | FEV1(A) / FEV1(B) | FVC(A)/ FVC(B) | SLOPE/ INTERCE PT |
|------------------|-------------------|-------------------------|-------------------|-------------------------|
| 1 | 25.376/9. 02 | 17.504/3. 42 | 18.507/3. 94 | 0.721/- 9.307 |
| 2 | 22.267/6. 98 | 18.696/4. 28 | 19.71/4.7 7 | 0.777/- 10.37 |
| 3 | 24.661/8. 98 | 17.257/3. 4 | 18.487/4. 34 | 0.752/- 9.587 |
| 4 | 22.672/8. 1 | 17.511/4. 28 | 18.695/4. 5 | 0.781/- 9.720 |
| 5 | 20.391/9. 17 | 13.243/2. 86 | 13.253/2. 86 | 0.883/- 8.843 |
| 6 | 21.151/9. 1 | 16.013/4. 53 | 18.682/4. 57 | 0.877/- 10.27 |

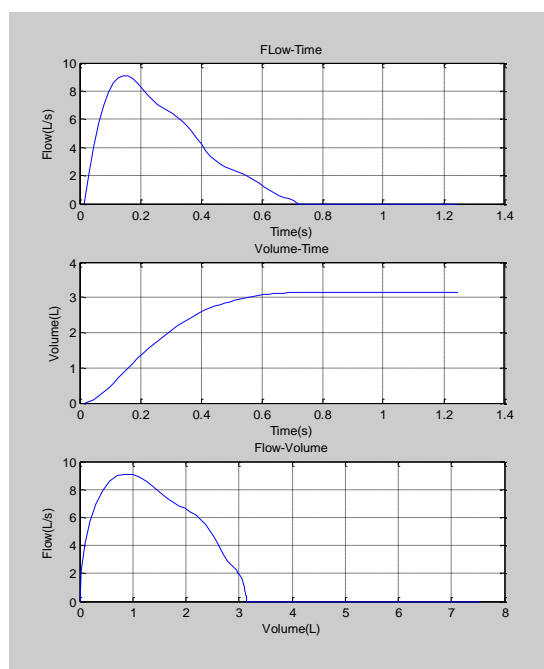
| | | | | |
|---|-----------------|-----------------|-----------------|------------------|
| 7 | 21.131/8. 77 | 14.817/3. 29 | 17.599/3. 98 | 0.889/- 10.52 |
|---|-----------------|-----------------|-----------------|------------------|

Bảng 1. Hồi quy tuyến tính đơn

Kết luận được đưa ra dựa trên dự đoán Knudson [16]: Để tính toán trạng thái của phổi, chúng ta dựa vào phương pháp Knudson để dự đoán các giá trị FVC, PEF và FEV1 tiêu chuẩn. Các giá trị này được suy ra từ tuổi (A), giới tính (S) và chiều cao (H) của người dùng. Kết luận được đưa ra bằng cách so sánh các giá trị tìm được với các giá trị tiêu chuẩn.

5. Đánh giá hiệu năng

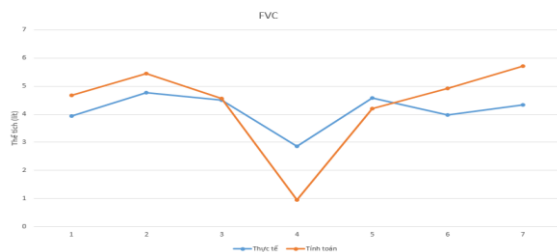
Hệ thống trên được cài đặt trên Matlab và điện thoại android. Người dùng bao gồm 7 sinh viên và dữ liệu sử dụng để hiệu chỉnh được đo ở bệnh viện Bạch Mai và bệnh viện đại học Y Hà Nội. Hình dưới đây là đường cong flow-time và volume-time thu được từ Matlab:



Hình 6: Đồ thị Flow-time và Volume-time từ Matla

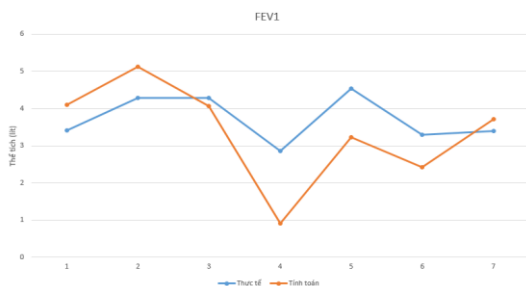
Đồ thị Flow-time biểu thị lưu lượng khí theo thời gian. Dựa vào đồ thị này ta có thể dễ dàng tính ra cực đại lưu lượng khí của phổi. Đồ thị Volume-time biểu thị dung tích khí theo thời gian. Giá trị tích lũy này giúp ta dễ dàng tính được tổng dung tích khí mà người dùng thổi ra (đường nằm ngang trên đồ thị).

- Đánh giá FVC:** trên smartphone Android, chúng ta nhận được kết quả của FVC như sau:



Hình 7. Đồ thị sai số FVC

b. Đánh giá FEV1:

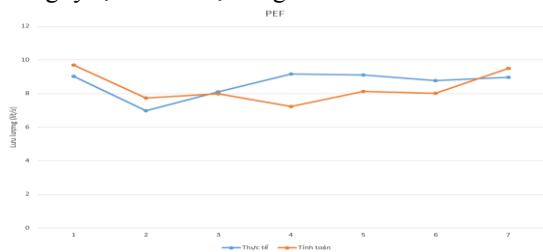


Hình 8. Đồ thị sai số FEV1

Đồ thị trên biểu thị kết quả của thông số FEV1 trong 2 trường hợp. Giống như kết quả trước của FVC, lỗi xảy ra ở mẫu thứ 4 và nó chiếm 19% toàn bộ lỗi. Mẫu 1,2,3,6 ít lỗi và có ổn định cao hơn. Thêm vào đó, trong mẫu thứ 3 và thứ 5, kết quả FVC trên điện thoại tốt hơn các thông số đo trên máy chuyên dụng, trong khi kết quả đo FEV1 khá xấu. Đây không phải là lỗi, mà do nó phản ánh lượng khí thổi ra trong một giây đầu tiên. Lỗi hoàn toàn phụ thuộc vào độ lệch của nó.

c. Đánh giá PEF:

Đồ thị kết quả của thông số PEF đo trên thiết bị chuyên dụng và trên smartphone. Chúng ta có thể nhìn thấy lỗi của mỗi mẫu khá thấp (so sánh với kết quả FEV1 và FVC). Độ lệch trung bình 9% được chú ý. Mẫu thứ 4 gây ra lỗi lớn nhất nhưng cũng đã được cải thiện. Chú ý rằng dung tích phổi không tỷ lệ với tốc độ dòng khí.



Hình 9. Đồ thị sai số PEF

Dựa trên 3 đồ thị trên, chúng ta có thể thấy rằng sai số trung bình của FVC, FEV1 và PEF lần lượt là 18%, 19% và 9%. Nguyên nhân chính của tỉ lệ lỗi này là do thiếu tập mẫu. Thêm vào đó mẫu thứ 4 cho kết quả xấu với tỉ lệ lỗi cao.

Đồ thị trên cho biết kết quả của thông số FVC đo bởi thiết bị chuyên dụng và trên smartphone Android. Kết quả của phép đo là 18%, đặc biệt cao ở mẫu thứ 4. Điều này xảy ra do sự đơn giản của hồi quy tuyến tính đơn, bộ dữ liệu mẫu nhỏ và do dự đoán Knudson không được xây dựng cho người Việt Nam.

6. Kết luận

Trong bài báo này, chúng tôi phát triển hệ thống chẩn đoán trạng thái hoạt động các chức năng phổi trên smartphone Android dựa trên 3 thông số FVC, FEV1 và PEF. Thí nghiệm thực hiện trên một tập mẫu nhỏ khoảng 10 sinh viên và hiệu chỉnh với dữ liệu đo ở bệnh viện đại học Y Hà Nội và bệnh viện Bạch Mai. Kết quả ban đầu cho thấy lỗi xảy ra là tương đối cao do số lượng tập mẫu nhỏ. Thêm vào đó hồi quy tuyến tính đơn còn khá đơn giản và chưa thể hiệu chỉnh giá trị một cách chính xác. Trong tương lai, chúng tôi dự định tập trung phát triển một phương pháp hồi quy khác để tối ưu xử lý dữ liệu.

7. TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Poh, M.-Z., Swenson, N.C., and Picard, R.W. Motion-Tolerant Magnetic Earring Sensor and Wireless Earpiece for Wearable Photoplethysmography. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on* 14, 3 (2010).
- [2] Brunette, W., Sodt, R., Chaudhri, R., et al. The Open Data Kit Sensors Framework : Application-Level Sensor Drivers for Android. *MobiSys*, (2012).
- [3] Majchrzak, T. and Chakravorty, A. Improving the Compliance of Transplantation Medicine Patients with an Integrated Mobile System. *International Conference on System Sciences*, (2012).
- [4] Pamplona, V.F., Mohan, A., Oliveira, M.M., and Raskar, R. NETRA: interactive display for estimating refractive errors and focal range. *SIGGRAPH'10, ACM* (2010), 77:1--77:8.
- [5] Grimaldi, D., Kurylyak, Y., Lamonaca, F., and Nastro, A. Photoplethysmography detection by smartphone's videocamera. *IDAACS*, (2011).
- [6] Poh, M.-Z., McDuff, D.J., and Picard, R.W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Opt. Express* 18, 10 (2010).
- [7] Homs-Corbera, A. and Fiz, J. Time-frequency detection and analysis of wheezes during forced exhalation. *IEEE Transactions* 51, 1 (2004).
- [8] Kroutil, J. and Laposa, A. Respiration monitoring during sleeping. *ISABEL'11*, (2011).
- [9] Neuman, M.R. Vital Signs: Heart Rate. Pulse, *IEEE* 1, 3 (2010).
- [10] Oelmez, T. and Dokur, Z. Classification of heart sounds using an artificial neural network. *Pattern Recognition Letters* 24, 1-3 (2003).
- [11] Allen, J. and Murray, A. Time-frequency analysis of Korotkoff sounds. *IEEE Seminar Digests* 1997, 6 (1997).
- [12] Larson, E.C., Lee, T., Liu, S., Rosenfeld, M., and Patel, S.N. Accurate and Privacy Preserving Cough Sensing using a Low-Cost Microphone. *Proceedings of the 13th ACM international conference on Ubiquitous computing*, (2011).
- [13] Gupta, S., Chang, P., Anyigbo, N., and Sabharwal, A. mobileSpiro: accurate mobile spirometry for self-management of asthma. *Proceedings of the First ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare, ACM* (2011), 1:1--1:6.
- [14] Flanagan, J. *Speech Analysis, Synthesis, and Perception*. Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1972.
- [15] Savitzky, A. and Golay, M.J.E. Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures. *Analytical Chemistry* 36, 8 (1964).
- [16] J. Roca, F. Burgos, J. Sunyer, M. Saez, S. Chinn, J.M. Antó, R. Rodríguez-Roisin, PhH. Quanjer, D. Nowak, P. Burney. Reference values for forced spirometry, for the Group of the European Community Respiratory Health Survey. ©ERS Journals Ltd, 1998.