|  |
| --- |
| **Trang 1** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Phương pháp ước tính đáng tin cậy thời gian truyền xung

và biến đổi huyết áp bằng điện thoại thông minh

cảm biến

Alair Dias Junior [một](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) b [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) \* [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) Srinivasan Murali [c](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) Francisco Rincon [một](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) c [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1) David

Atienza [một](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#1)

một

*Phòng thí nghiệm hệ thống nhúng (ESL), EPFL, Thụy Sĩ*

b

*Đại học FUMEC, Brazil*

Tăng huyết áp được biết là ảnh hưởng đến khoảng một phần ba người trưởng thành trên toàn cầu và chẩn đoán sớm là điều cần thiết để giảm

ảnh hưởng của phiền não này. Còng theo dõi huyết áp (HA) ngày nay gây khó chịu và không thuận tiện cho

thực hiện các phép đo thường xuyên và các thiết bị huyết áp không xâm lấn liên tục quá phức tạp và

đắt tiền cho việc sử dụng xe cứu thương. Do đó, rất cần có hệ thống giá cả phải chăng có thể đo máu

sự thay đổi áp lực (HA) trong suốt cả ngày vì điều này sẽ cho phép theo dõi, theo dõi và theo dõi không chỉ

bệnh nhân có nguy cơ, nhưng dân số khỏe mạnh nói chung để chẩn đoán sớm. Một phương pháp đầy hứa hẹn cho HA động mạch

ước tính là để đo Thời gian chuyển tiếp xung (PTT) và lấy các giá trị bảo đảm từ nó. Tuy nhiên, hiện tại

các phương pháp để đo dấu hiệu thay thế này của HA đòi hỏi phải có mạch cảm biến và phân tích kết hợp và

các thiết bị y tế liên quan là đắt tiền và bất tiện cho người dùng. Trong bài báo này, chúng tôi trình bày các phương pháp mới để

ước tính PTT đáng tin cậy và sau đó là HA, từ các cảm biến cơ bản của điện thoại thông minh. Cách tiếp cận mới này

liên quan đến việc xác định PTT bằng cách đồng thời xác định thời gian máu rời khỏi tim, bằng cách ghi lại

âm thanh trái tim sử dụng micrô tiêu chuẩn của điện thoại và thời gian chạm ngón tay bằng cách đo

sóng xung sử dụng camera của điện thoại. Chúng tôi trình bày các thuật toán có thể được thực hiện trực tiếp trên hiện tại

điện thoại thông minh để có được tín hiệu âm thanh trái tim sạch và mạnh mẽ và để trích xuất các đặc tính sóng xung. Chúng tôi

cũng trình bày các phương pháp để đảm bảo thu được đồng bộ các dạng sóng, điều cần thiết để có được độ tin cậy

Giá trị PTT với các cảm biến rẻ tiền. Ngoài ra, chúng tôi kết hợp Autocorrelation và Fast Fourier Transform

(FFT) phương pháp dựa trên để ước tính nhịp tim của người dùng (HR) một cách đáng tin cậy từ âm thanh trái tim của anh ấy / cô ấy và mô tả

Cách sử dụng HR tính toán để bù cho các biến thể tốc độ khung hình của camera và để cải thiện độ mạnh của

Dự toán PTT. Các thí nghiệm của chúng tôi cho thấy rằng chi phí tính toán của các phương pháp xử lý được đề xuất

là tối thiểu, cho phép phản hồi theo thời gian thực cho người dùng và các giá trị PTT là hoàn toàn chính xác (beat-to-

đánh bại), do đó cho phép điện thoại thông minh hiện đại được sử dụng làm thiết bị y tế giá cả phải chăng.

© 2016 Elsevier BV Bảo lưu mọi quyền.

**1. Giới thiệu và công việc liên quan**

Với một xã hội già hóa và tỷ lệ mắc bệnh không lây nhiễm ngày càng tăng, có một nhu cầu rất lớn

cho các hệ thống có thể cung cấp chăm sóc sức khỏe nhanh chóng và liên tục của mọi người. Bệnh tim mạch (CVD) là

các nguyên nhân hàng đầu của khuyết tật và tử vong trên thế giới. Theo một tổ chức y tế thế giới gần đây

(WHO) báo cáo, 17,3 triệu người đã chết vì CVD trong năm 2008. Một phần lớn CVD có thể là

đã ngăn chặn, nhưng chúng tiếp tục tăng do thiếu sàng lọc đầy đủ và có sẵn di- kịp thời

biện pháp bất khả tri và phòng ngừa. Hơn 50% trường hợp tử vong liên quan đến CVD phát sinh do các biến chứng của

tăng huyết áp và 40% người trưởng thành từ 25 tuổi trở lên được chẩn đoán tăng huyết áp trên toàn thế giới trong năm 2008

[[1]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) . Trong kịch bản đặc hữu này, phòng ngừa và chẩn đoán sớm là chìa khóa để giảm bớt kinh tế và xã hội

chi phí liên quan đến tăng huyết áp.

Trong những thập kỷ qua, đo huyết áp động mạch (HA) đã được chỉ định để

|  |
| --- |
| **Trang 2** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

bệnh nhân nghi ngờ bị tăng huyết áp [[2]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) . Theo dõi chắc chắn 24 giờ máu cấp cứu hiện tại

(ABPM), tuy nhiên, là các thiết bị cồng kềnh dựa trên cơ học hoặc dao động

ghi lại và yêu cầu một vòng bít áp lực được đặt trên cánh tay hoặc cổ tay của bệnh nhân. Định kỳ

lạm phát của vòng bít, thường cứ sau 20 phút, không thoải mái và ồn ào, làm phiền giấc ngủ của bệnh nhân và

can thiệp vào các biện pháp HA. Hơn nữa, liên tục khác

|  |
| --- |
| **Trang 3** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

*Dias Junior và cộng sự.* */ Bộ vi xử lý và Hệ thống vi mô 000 (2016) 1 [12*

thiết bị theo dõi HA nhịp đập không xâm lấn [[3]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) quá phức tạp và đắt tiền, và do đó không thuận tiện

cho xe cứu thương Do đó, rõ ràng là có nhu cầu lớn về Máu không xâm lấn mới

Phương pháp đo áp suất (NIBP) có thể theo dõi các biến thể HA trong suốt cả ngày, để

bệnh nhân, chẩn đoán và theo dõi bệnh nhân có nguy cơ, cũng như cho những người khỏe mạnh để chẩn đoán sớm.

Một số công trình gần đây đã trình bày những cách mới để đo HA bằng các cảm biến khác nhau [[2 Ném9]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) . Nhất

các phương pháp hứa hẹn đo sự khác biệt về thời gian truyền xung (PTT) giữa các dạng sóng khác nhau, chẳng hạn như

điện tâm đồ (ECG), quang điện ảnh (PPG), điện tâm đồ (PCG), điện tâm đồ trở kháng (ICG), elec-

Chụp cắt lớp trở kháng trical (EIT) hoặc kết hợp chúng.

Nguyên tắc cơ bản của phương pháp dựa trên PTT là độ cứng của khớp tăng theo HA trong một

cách dự đoán, cũng ảnh hưởng đến tốc độ sóng xung (PWV) dọc theo cây động mạch. Do đó, bởi

đo thời gian sóng xung truyền từ một điểm của cây động mạch sang điểm khác, đó là

có thể tính toán PWV và ước tính HA bằng cách sử dụng các mô hình dựa trên độ đàn hồi của các mạch máu.

Việc sử dụng PTT để lấy được các biến thể của BP đã được khám phá trong những thập kỷ qua. Ví dụ: Casio

BP-100 [[10]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) là một chiếc đồng hồ tiêu dùng có thể đo xung và ECG (bằng cách chạm vào đồng hồ

từ mặt khác) và rút ra các biến thể HA dựa trên PTT. Một cách tiếp cận gần đây hơn được trình bày trong [[2]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38)

trong đó một cảm biến ngực được đề xuất để đánh giá PTT bằng ECG, PPG và ICG. Bằng cách thu được tất cả các tín hiệu trên ngực,

PTT được tính toán trên các động mạch đàn hồi và theo các tác giả, điều này dẫn đến PTT chính xác hơn

đo.

Nghiên cứu gần đây đã chỉ ra rằng các phép đo HA đáng tin cậy với các phương pháp dựa trên PTT, ít nhất, cần phải có một bước đầu

hiệu chuẩn để mô hình hóa mối quan hệ PTTxBP riêng lẻ [[4]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) hoặc thậm chí là một quá trình hiệu chỉnh định kỳ để

bù cho các biến thể trong bệnh nhân, đặc biệt do hiện tượng vận mạch. Do đó, một HA tiêu chuẩn

thiết bị đo lường dựa trên các bản ghi cơ học hoặc dao động được sử dụng trong bước hiệu chuẩn để

cung cấp mô hình với các tham số yêu cầu. Đặc biệt, [[3]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) chi tiết một hệ thống để ước tính HA ở xương đùi

động mạch sử dụng ECG và cảm biến PPG đặt trên ngón tay cái của bệnh nhân để tính toán PTT. Hệ thống bao gồm một

vòng bít áp lực cánh tay để thực hiện hiệu chuẩn định kỳ (cứ sau 4-8 giờ) để bù cho liên và trong

các biến thể bệnh nhân của mối quan hệ PTTxBP, cho thấy tính khả thi của việc đáp ứng Thực phẩm và Dược phẩm Hoa Kỳ

Tiêu chuẩn quản lý (FDA) cho các thiết bị cấp y tế sử dụng các phương pháp dựa trên PTT.

Nghiên cứu bổ sung về bước hiệu chuẩn sử dụng các điểm khác nhau của cơ thể bệnh nhân được trình bày trong

[[số 8]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , trong đó một đơn vị HA bao gồm các cảm biến PPG song song đo thời gian đến của xung (PAT)

sử dụng cổ tay và ngón tay út được mô tả. PTT được tính bằng cách trừ đi một PAT từ người khác. Các

quy trình đo nhiệt độ được thực hiện bằng một tập các chuyển động của cổ tay làm thay đổi áp suất bên ngoài được áp dụng

bởi một dải được đặt trên cổ tay của bệnh nhân, nhưng kết quả không đánh giá độ chính xác của phép đo

thủ tục. Tương tự [[11]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) đề xuất sử dụng thay đổi áp suất thủy tĩnh, nhưng không có thí nghiệm nhất quán

kết quả đã xác định phương pháp này cho đến nay.

Ngoài mối quan tâm về phương pháp hiệu chuẩn cho PTT, thực tế là một tập hợp lớn các công trình có

đã đánh giá việc sử dụng PTT như một dấu hiệu thay thế cho HA. Chúng tôi giới thiệu người đọc quan tâm đến Henning và

Patzak [[12]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , trong đó cung cấp một bản tóm tắt đầy đủ của hầu hết các công việc có liên quan, và đi đến kết luận

PTT đó phù hợp để theo dõi HA liên tục. Các tác giả nói rằng kết quả công việc trước đó là

đủ khuyến khích để đánh giá lâm sàng thêm các phương pháp đo HA dựa trên PTT.

Tuy nhiên, thách thức lớn của việc sử dụng PTT để ước tính HA là mức độ chính xác và độ chính xác cao

cần thiết trong các bước khai thác và phân định. Thông thường, điều này đạt được bằng cách sử dụng

|  |
| --- |
| **Trang 4** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

cảm biến độ chính xác cao đắt tiền và công nghệ xử lý tín hiệu nặng. Tuy nhiên, để cung cấp một

giải pháp cứu thương cho các phép đo NIBP liên tục, chi phí thấp và dễ sử dụng là những yếu tố chính.

Một công việc phù hợp hơn với các hạn chế này sử dụng điện thoại thông minh để đo lường PTT và ước tính

huyết áp chênh lệch sử dụng hai thiết lập khác nhau [[5]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) . Cái đầu tiên sử dụng hai điện thoại thông minh được đồng bộ hóa

thông qua một proto-col đồng bộ hóa tự thiết kế. Một thiết bị ghi lại PPG bằng camera trong khi

cái khác được sử dụng để ghi lại âm thanh từ trái tim. Do thủ tục đồng bộ hóa này,

điện thoại thông minh phải được root (nghĩa là, ứng dụng của người dùng cần được cấp phép để chạy com- đặc quyền

mands), thay thế cấu hình chứng khoán của họ. Thiết lập thứ hai sử dụng một điện thoại thông minh và tùy chỉnh

micro ngoài để ghi lại âm thanh của tim, trong đó phác thảo khả năng của điện thoại thông minh cho PTT

đo. Tuy nhiên, các phương pháp vẫn còn thiếu để thực hiện phép đo PTT mạnh mẽ và đáng tin cậy bằng cách sử dụng

các cảm biến cơ bản của điện thoại thông minh với cấu hình chứng khoán.

Việc sử dụng điện thoại thông minh cho các ứng dụng y tế đang tăng nhanh [[13]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , chủ yếu là do cao

sự thâm nhập của công nghệ này, đang trở thành một công cụ rất mạnh mẽ để đưa chăm sóc sức khỏe đến từ xa

và khu vực nông thôn, đặc biệt ở các nước đang phát triển. Mặc dù việc áp dụng rộng rãi điện thoại thông minh

Theo dõi sức khỏe vẫn là một thách thức, nhiều nghiên cứu gần đây đã chứng minh rằng chúng có thể giúp theo dõi và cải thiện

các điều kiện khác nhau, chẳng hạn như loại 1 [[14]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , Bệnh Parkinson [[15]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) v.v.

Trong công việc này, chúng tôi mô tả các phương pháp mạnh mẽ mới trên tàu để thu được các tín hiệu âm thanh tim sạch và để

trích xuất các đặc tính sóng xung bằng cách sử dụng chỉ các cảm biến cơ bản của điện thoại thông minh có chứng khoán

cấu hình. Chúng tôi cũng trình bày các phương pháp để đảm bảo thu được đồng bộ các dạng sóng, đó là

cần thiết để có được giá trị PTT đáng tin cậy với các cảm biến rẻ tiền. Chúng tôi kết hợp Autocorrelation và Fast

Các phương pháp dựa trên Fourier Transform (FFT) để ước lượng đáng tin cậy nhịp tim của người dùng (HR) từ trái tim của anh ấy / cô ấy

âm thanh và mô tả cách sử dụng HR được tính toán để bù cho các biến thể tốc độ khung hình của máy ảnh và

để cải thiện tính mạnh mẽ của ước tính PTT.

Phần còn lại của bài báo được cấu trúc như sau. Trong [Mục 2](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#3) chúng tôi trình bày tổng quan về đề xuất

giải pháp và làm thế nào tất cả các hệ thống con làm việc cùng nhau. Sau đó, [Phần 3](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#5) mô tả chi tiết tín hiệu

các bước thu nhận và xử lý cho cả bản ghi PPG và PCG. Một số lý thuyết và

thí nghiệm được mô tả trong bài viết này lần đầu tiên được trình bày trong [[16]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [Mục 4](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#16) , tuy nhiên, hiện tại

bài viết trình bày những cải tiến hơn nữa về phương pháp, mô tả cách tính nhịp tim

từ tiếng tim và cách nó có thể được sử dụng để cải thiện trải nghiệm người dùng và độ chính xác của

phương pháp. Kết quả thí nghiệm được trình bày tiếp theo, trong [Phần 5](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#29) , tiếp theo là các cuộc thảo luận và

kết luận trong [Phần 6](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#35) và [7](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38)

**2. Tổng quan về nền tảng và phương pháp**

Tính toán PTT liên quan đến việc thu được thời gian đến của xung (PAT) tại hai điểm khác nhau của

cây động mạch. Khi các PAT được tính toán, PTT có thể được tính theo công thức được trình bày trong [Phương trình](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#3) [(1)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#3) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#3)

PT T = PAT 1 - PAT 0

(1)

Điểm đầu tiên trên cây động mạch, tương ứng với PAT 0 *,* thường được gọi là điểm gần nhất và

điểm được sử dụng để xác định PAT 1 được gọi là điểm xa. Phương pháp chúng tôi mô tả trong phần này sử dụng

micrô và camera bên trong của điện thoại thông minh để tính toán đáng tin cậy các PAT ở mức gần và xa

điểm, tương ứng, và sau đó tính toán PTT.

Khác với hầu hết các tác phẩm trước đây, ở đây, PAT 0 được lấy từ âm thanh trái tim thay vì

đỉnh R của sóng ECG. Trong chu kỳ tim, các rung động do hoạt động của tim gây ra

truyền qua ngực, phát ra âm thanh

|  |
| --- |
| **Trang 5** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

*A. Dias Junior và cộng sự.* */ Bộ vi xử lý và Hệ thống vi mô 000 (2016) 1 Ảo12* 3

**Hình 1. Tiếng** tim S1 và S2. Chuyển thể từ [[17]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38)

rằng các bác sĩ đã sử dụng trong nhiều thế kỷ để đánh giá sức khỏe của tim. Ít nhất hai tiếng tim

rất rõ ràng trên một người khỏe mạnh. Những sự kiện âm thanh này thường được gọi là S1 và S2. S1 là

được cho là bao gồm bốn thành phần chính [[17]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) : 1) Sự co thắt ban đầu của tâm thất, làm tăng

áp lực tâm thất và tăng tốc máu về phía tâm nhĩ; 2) Động lượng của sự di chuyển

máu vì nó buộc phải đóng van nhĩ thất; 3) Sự dao động của máu trong quá trình mở

van động mạch chủ và phổi; và 4) Sự hỗn loạn do máu chảy qua động mạch chủ. Trên

mặt khác, S2 bao gồm hai thành phần báo hiệu việc đóng van động mạch chủ và van động mạch chủ. [Sung.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#5)

[1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#5) cho thấy một đại diện của trái tim âm thanh S1 và S2 và các thành phần chính của chúng.

Chúng tôi đặc biệt quan tâm đến việc phát hiện khoảnh khắc máu rời khỏi trái tim vì đây là genesis

của sóng áp lực xung. Khoảnh khắc này được đánh dấu bởi các thành phần thứ ba và thứ tư của S1 và, bởi

mô tả chính xác S1, có thể tính toán chính xác PAT 0 . Chúng tôi sử dụng nội bộ của điện thoại thông minh

micrô như một máy ghi âm điện ảnh chi phí thấp để thực hiện nhiệm vụ này, do đó, tính toán PAT ở mức gần

điểm.

Các điểm ảnh hưởng ở điểm xa được tính toán bằng cách sử dụng máy ảnh của điện thoại thông minh dưới dạng phép đo hình ảnh (PPG)

cảm biến. PPG là phương pháp không xâm lấn, sử dụng quang học để lấy thông tin về máu dưới da

lưu thông [[2]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) . Cảm biến PPG thu thập ánh sáng truyền qua mô sống và sử dụng

đặc biệt để ước tính độ rung động mạch và hàm lượng máu. Phương pháp của chúng tôi sử dụng đèn flash của điện thoại thông minh

và máy ảnh để bắt chước một phản xạ dựa trên da [[18]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) Cảm biến PPG. Trong quá trình đo, đối tượng giữ

ngón tay trỏ của anh ấy / cô ấy trên cả máy ảnh và đèn flash. Ánh sáng phát ra từ đèn LED bị tán xạ bởi

mô sống, được phản ánh bởi phalange kỹ thuật số, và cuối cùng được chụp bằng camera. Những thay đổi tinh tế trong

độ sáng do lưu lượng máu được sử dụng để tái tạo tín hiệu sóng xung máu. Tất cả các tín hiệu

xử lý và phân định các dạng sóng được thực hiện trong thời gian thực để cung cấp cho người dùng trực quan và

phản hồi âm thanh. Trong các thử nghiệm, chúng tôi nhận thấy rằng phản hồi này là cần thiết để giúp người dùng định vị

các cảm biến, đặc biệt là micro, ở đúng nơi. Hơn nữa, phản hồi nghe nhìn làm phong phú người dùng

trải nghiệm, làm cho ứng dụng tương tác và hấp dẫn hơn. Tuy nhiên, phản hồi thời gian thực này đặt

một gánh nặng thêm cho các thuật toán xử lý tín hiệu. Để cung cấp cho một hoạt động trơn tru trong thời gian thực

xử lý thời gian mà không ảnh hưởng tiêu cực đến sự mạnh mẽ của hệ thống, chúng tôi đã tách xử lý tín hiệu

bước theo hai giai đoạn. Giai đoạn I thực hiện một bộ lọc thông thường đơn giản cho các tín hiệu và phân định thô

các dạng sóng. Giai đoạn này có hai mục tiêu: 1) trích xuất tín hiệu sạch với đủ điều kiện

trình bày cho người dùng; và 2) kiểm tra xem các tín hiệu được ghi có đủ chất lượng để được phân định trong

giai đoạn thứ hai. Trong giai đoạn I, chúng tôi chỉ thực hiện phân tích sơ bộ các vấn đề, không đảm bảo hoàn hảo

|  |
| --- |
| **Trang 6** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

đồng bộ hóa giữa sóng-

không phải là một sự phân định chính xác các điểm lễ hội của họ.

|  |
| --- |
| **Trang 7** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

Các mẫu được lọc được tích lũy trong bộ đệm tròn trong giai đoạn I sẽ được xử lý trong lần thứ hai

giai đoạn. Khi chất lượng tín hiệu được yêu cầu được đáp ứng, các thuật toán trong Giai đoạn II sẽ tiếp tục lọc các tín hiệu,

phân tích toàn bộ bộ đệm bằng các kỹ thuật xử lý tín hiệu tiên tiến. Những thuật toán này dựa trên thực tế

rằng PPG và PCG bị khóa thời gian, vì chúng được kích hoạt bởi cùng một sự kiện sinh học: bơm tim.

Cách tiếp cận đa phương thức này cho phép phân định rõ ràng và đáng tin cậy các dạng sóng ngay cả khi sử dụng

cảm biến rẻ tiền có trong điện thoại thông minh chứng khoán. Trong giai đoạn II, các điểm chính xác của dạng sóng

được phát hiện và sử dụng để tính toán PTT.

Sau khi tính toán PTT, giá trị của nó được đưa vào mô hình ước lượng bảo đảm máu. Trước khi bắt đầu

sử dụng ứng dụng, người dùng phải hiệu chỉnh mô hình bằng thiết bị BP tiêu chuẩn, như dao động-

thiết bị dựa trên phần lớn có sẵn để sử dụng xe cứu thương. Quy trình hiệu chuẩn yêu cầu người dùng thực hiện

Xác định PTT bằng điện thoại thông minh. Sau khi ghi xong, ứng dụng sẽ yêu cầu người dùng

nhập giá trị HA tham chiếu được thu thập bằng thiết bị BP tiêu chuẩn. Giá trị tham chiếu BP được sử dụng để tính

brate mô hình PTTxBP.

Chúng tôi đã thử nghiệm với các mô hình PTTxBP được mô tả trong các tác phẩm khác, như [[3,5,11,19,20]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , một số mô hình

được dẫn bởi [[21]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) và cũng với một số mô hình hồi quy chung (tuyến tính, đa thức, v.v.). Đưa ra giới hạn

không gian và thực tế là mô hình ước tính huyết áp không phải là một đóng góp mới của cụ thể này

công việc, nhưng dựa trên các tác phẩm trước đó, chúng tôi yêu cầu người đọc thú vị tham khảo những tác phẩm đó để biết thêm

thông tin.

[Hình 2](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#9) cho thấy một sơ đồ khối của phương pháp thời gian thực hai bước được đề xuất cho huyết áp

ước lượng. Phần sau đây chi tiết từng khối của giải pháp được đề xuất.

**3. Thu thập và xử lý tín hiệu dựa trên điện thoại thông minh**

Kích hoạt các dịch vụ chăm sóc sức khỏe hiệu quả về chi phí trên điện thoại di động là bước tiếp theo của telehealth

hệ thống. Mọi người thường mang điện thoại di động đi khắp mọi nơi, giữ chúng cả ngày trong tầm với của họ

tay. Tính phổ biến này làm cho điện thoại di động trở nên hoàn hảo để theo dõi bệnh nhân có nguy cơ và theo dõi sự sống lẻ tẻ

dấu hiệu sai lệch từ đường cơ sở. Tuy nhiên, thách thức lớn nhất là làm thế nào để cung cấp một dịch vụ chăm sóc sức khỏe hiệu quả

giải pháp sử dụng điện thoại di động không ảnh hưởng đến tuổi thọ pin cũng như trải nghiệm người dùng do

khả năng xử lý hạn chế.

Trong phần này, chúng tôi mô tả chi tiết việc mua lại và xử lý PPG và PCG bằng cách sử dụng đường cơ sở của điện thoại thông minh

cảm biến. Chúng tôi tập trung vào hệ điều hành Android khi nó chiếm 82% thị phần trong năm 2014 [[22]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) .

Tuy nhiên, hầu hết các kỹ thuật được trình bày ở đây đều đủ chung để áp dụng cho hoạt động khác

hệ thống với ít hoặc không sửa đổi.

*3.1.* *Chụp ảnh quang học*

Hệ thống được đề xuất sử dụng camera của điện thoại thông minh làm cảm biến PPG để theo dõi dạng sóng xung.

Các ứng dụng di động khác sử dụng cùng một nguyên tắc để đo nhịp tim của đối tượng (HR), như

Ứng dụng nhịp tim tức thì của Azumio [[23]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) Thông thường, hướng dẫn PPG được xây dựng lại từ các khung riêng lẻ của

máy ảnh và được đưa vào thuật toán Biến đổi Fourier nhanh (FFT) để trích xuất giá trị HR. Tần số khu vực

phân tích, như FFT, có thể đủ mạnh để trích xuất HR, nhưng nó không đủ để tính toán PTT. Để mà

ước tính huyết áp, chúng ta cần phát hiện chính xác thời điểm xung áp lực đạt đến điểm xa (tức là

đầu ngón tay), yêu cầu tín hiệu PPG được tái tạo và phân định chính xác theo thời gian

miền.

|  |
| --- |
| **Trang 8** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

Một vấn đề lớn đối với việc tái cấu trúc PPG phát sinh khi điện thoại thông minh tiêu chuẩn được sử dụng để chụp

tín hiệu, đặc biệt dựa trên Android. Có rất ít tiêu chuẩn hóa phần cứng trong số

|  |
| --- |
| **Trang 9** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

4

*A. Dias Junior và cộng sự.* */ Bộ vi xử lý và Hệ thống vi mô 000 (2016) 1 [12*

**Hình 2.** Sơ đồ khối của phương pháp thời gian thực hai bước được đề xuất.

Các thiết bị Android và hệ điều hành thiếu hỗ trợ thời gian khung. Tốc độ khung hình không đổi

được hỗ trợ bởi phần lớn các thiết bị và do đó, việc tái cấu trúc và phân định PPG

thuật toán phải tính đến tốc độ khung hình thay đổi, đặc biệt là tốc độ do điều chỉnh phơi sáng tự động,

và để hạn chế khả năng xử lý.

Phơi sáng tự động (AE) cho phép camera của điện thoại thông minh tự động xác định phơi sáng chính xác

thời gian bù cho ánh sáng kém trong quá trình ghi. Mặc dù được sử dụng phổ biến, tính năng này là

nguồn chính của dao động tốc độ khung hình và có thể làm biến dạng tín hiệu PPG khi dạng sóng xung đang được

mua. Điều chỉnh động của phơi sáng có hai hiệu ứng trên tín hiệu PPG được ghi: 1) nó thay đổi

tốc độ khung hình trong quá trình xử lý, làm sai lệch tham chiếu thời gian tín hiệu; và 2) nó liên tục thay đổi hình ảnh

độ sáng, làm biến dạng biên độ của tín hiệu. Do đó, để có được tín hiệu PPG không bị méo, điều này rất cần thiết

để xác định chính xác các điểm fiducial, thời gian phơi sáng phải được khóa trong khi ghi.

Chúng tôi đã áp dụng một giải pháp để ngăn chặn tính năng AE ảnh hưởng đến các phép đo. Sau khi người dùng bao gồm

ống kính để bắt đầu chắc chắn, chúng tôi cho phép tính năng AE điều chỉnh độ phơi sáng trong vài giây (5 giây,

xác định bằng thực nghiệm) và sau đó, khóa tiếp xúc để có được tín hiệu sạch sau đó. Với tính năng AE

bị khóa, tốc độ khung hình trung bình quan sát được cho mẫu điện thoại thông minh được sử dụng trong các thử nghiệm là 29,97

khung hình / giây và độ lệch chuẩn cho thử nghiệm tồi tệ nhất là 1,60 khung hình. Điều đáng chú ý là hầu hết

công suất PPG tập trung ở các thành phần tần số thấp, trong một dải rất hẹp (từ 5 đến 11 Hz

[[2]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) ), do đó tốc độ lấy mẫu này là đủ để trích xuất tất cả thông tin cần thiết từ tín hiệu, vì nó là

trên tỷ lệ Nyquist, là 22 mẫu / s.

Đối với khả năng xử lý bị hạn chế, chúng tôi đã sử dụng bộ đệm khung để đảm bảo rằng không có khung

bị các hệ điều hành bỏ trong các tác vụ đòi hỏi và chấp nhận một giải pháp dựa trên luồng để

tận dụng các kiến ​​trúc đa lõi đồng thời ngăn giao diện người dùng bị treo

trong quá trình tính toán. Do đó, giá trị PPG được đặt theo từng khung bằng một luồng xử lý,

sử dụng độ sáng trung bình trong kênh màu đỏ của hình ảnh. Giá trị này sau đó được chuyển sang giai đoạn I

các thuật toán để lọc và phân định thô.

|  |
| --- |
| **Trang 10** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

*3.2.* *Thu nhận điện tâm đồ*

Khác với máy ảnh, bản ghi âm thanh Android có tốc độ mẫu không đổi, được chọn

từ một tập hợp các quyền tự do hợp lệ trước khi bắt đầu mua lại. Chúng tôi sử dụng tốc độ mẫu là 44100 Hz như,

theo *Định nghĩa tương thích Android 4.4* [[24]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , đây hiện là tỷ lệ mẫu duy nhất

Đảm bảo hoạt động trên tất cả các thiết bị. Để giảm số lượng tính toán cần thiết, chúng tôi lấy mẫu

ghi đến 900 Hz trước khi xử lý. Tỷ lệ mẫu này được chọn vì cao hơn Nyquist

tốc độ vì phổ tần số âm thanh của tim chủ yếu nằm trong dải từ 10 Hz đến 400 Hz [[2]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) .

Ngoài ra, để đảm bảo chúng tôi nhận được các mẫu thô từ micrô, chúng tôi đã tắt tính năng tự động của thiết bị

kiểm soát đạt được matic và tính năng giảm tiếng ồn.

Tuy nhiên, việc mua lại PCG trong các hệ thống Android hoàn toàn không có vấn đề. Đầu tiên, tất cả các hoạt động đọc

liên quan đến thiết bị âm thanh đang chặn và do đó, một luồng làm việc phải được thiết lập để ngăn chặn hệ thống

từ treo trong khi ghi âm. Cuối cùng, nhưng không kém phần quan trọng, tài liệu tương thích của Android chỉ gợi ý rằng

các nhà sản xuất phần cứng giảm độ trễ âm thanh, nhưng không yêu cầu họ làm điều đó. Một lần nữa, theo

đến *4,4 Compatibility Definition Android* [[24]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , độ trễ để có được mẫu âm thanh đầu tiên *phải* thấp hơn

hơn 100 ms trong khi ở phần còn lại của bản ghi, độ trễ *phải* thấp hơn 45 ms. Những số liệu độ trễ

chỉ là khuyến nghị, không bắt buộc.

Để khắc phục vấn đề độ trễ (và cũng để kiểm soát số lượng mẫu trong bộ đệm tròn

trong giai đoạn đầu tiên của quá trình xử lý tín hiệu) chúng tôi đánh dấu từng mẫu bằng dấu thời gian có liên quan đến

thời điểm lấy mẫu bắt đầu. Sau đó, chúng tôi đo độ trễ bằng một thủ tục đơn giản (được mô tả trong

[Tiểu mục 5.1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#31) ) và thêm giá trị này vào dấu thời gian của các mẫu PPG. Tiền đề của giải pháp này là

tốc độ mẫu của âm thanh ổn định, điều mà chúng tôi đã xác nhận trong các thí nghiệm.

*3.3.* *Giai đoạn I*

Như đã nêu trước đây, mục tiêu đầu tiên của Giai đoạn I là trích xuất tín hiệu sạch, với chất lượng đủ để đạt được

trình bày cho người dùng. Do đó, trong giai đoạn đầu tiên này, các mẫu đầu vào PPG và PCG được lọc trước

lưu trữ chúng trong một bộ đệm tròn. Lọc các tín hiệu yêu cầu là cơ bản để trích xuất chính xác

lễ hội

|  |
| --- |
| **Trang 11** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

*A. Dias Junior và cộng sự.* */ Bộ vi xử lý và Hệ thống vi mô 000 (2016) 1 Ảo12* 5

**Bảng 1**

Thông số kỹ thuật của bộ lọc.

điểm. Tuy nhiên, quá trình lọc thường phát sinh chênh lệch pha giữa các tín hiệu đầu vào và đầu ra.

Đôi khi, đáp ứng pha của bộ lọc là phi tuyến tính (độ dịch pha không tỷ lệ thuận với

tần số) có thể dẫn đến các biến dạng có ảnh hưởng đến độ chính xác của các điểm fiducial

phát hiện. Ở đây, chúng tôi sử dụng hai loại bộ lọc kỹ thuật số: Phản hồi xung hữu hạn (FIR) và xung động không thường xuyên

Phản hồi (IIR) [[25]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) Trong trường hợp bộ lọc FIR pha tuyến tính, độ lệch pha so với tín hiệu đầu vào có thể là

dễ dàng kết hợp bằng cách trừ đi một giá trị không đổi từ thời gian mẫu. Mặt khác, bộ lọc IIR

tay, thường có đáp ứng pha phi tuyến tính, gây ra sự biến dạng trong tín hiệu. Tuy nhiên, bộ lọc IIR

được tính toán hiệu quả hơn thì các bộ lọc FIR là một lợi thế đáng kể khi xử lý

khả năng bị hạn chế.

Chúng tôi đã chọn sử dụng bộ lọc IIR bất cứ khi nào có thể để giảm yêu cầu xử lý của hệ thống. Các

Các biến dạng gây ra bởi phi tuyến pha không có tác động đáng kể đến phản hồi của người dùng và do đó

tuy nhiên, không có nỗ lực nào để loại bỏ chúng trong Giai đoạn I. Tuy nhiên, trong Giai đoạn II, các biến dạng có thể ảnh hưởng đến

Tính toán PTT và sau đó chúng tôi sử dụng các kỹ thuật hy sinh xử lý thời gian thực cho tuyến tính, vì nó sẽ là

được trình bày trong tiểu mục tiếp theo. [Bảng 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#11) hiển thị các tham số thiết kế cho các bộ lọc được sử dụng trong giai đoạn I và

Giai đoạn II.

Hai bộ đệm tròn được xác định để lưu trữ các giá trị của từng tín hiệu sinh học (hai cho PPG và hai cho PCG).

Bộ đệm đầu tiên (bộ đệm *xem* ) giữ dữ liệu sẽ được trình bày cho người dùng trong thời gian thực trong Giai đoạn thực

I. Bộ đệm thứ hai (bộ đệm *dữ liệu* ) chứa dữ liệu được sử dụng để tính toán PTT trong giai đoạn II. Sự tách biệt này

giữa *chế độ xem* và bộ đệm *dữ liệu* cải thiện việc xử lý dữ liệu theo thời gian thực, do dữ liệu được trình bày cho người dùng

không yêu cầu phải chính xác, nhưng chỉ cần đại diện đủ để cung cấp cho người dùng một phản hồi chất lượng. Sự thật-

xử lý thời gian trên *bộ đệm xem* hiệu quả đặc biệt là do hai yếu tố:

1. Bộ *đệm xem* nhỏ hơn *bộ đệm dữ liệu* , vì chỉ cần một vài chu kỳ tim là đủ để cung cấp

người dùng với phản hồi nghe nhìn;

2. Tất cả các bộ lọc, ngoại trừ *PCG Downsampling* , được thực hiện bởi các bộ lọc IIR nguyên nhân, do các biến dạng ánh sáng trong

phản hồi của người dùng không can thiệp vào khả năng sử dụng.

Mỗi khi một mẫu PPG mới được tính từ các khung máy ảnh, một cặp *<value, dấu thời gian>* là

chèn vào *dữ liệu* PPG và *xem* bộ đệm. Giá trị được thêm vào *bộ đệm dữ liệu* được chèn mà không có bất kỳ

lọc hoặc xử lý, trong khi giá trị được chèn vào *bộ đệm xem* được lọc bằng bộ lọc *Tín hiệu PPG*

trình bày trong [Bảng 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#11) . Vì là bộ lọc IIR, dữ liệu sẽ bị biến dạng nhẹ, nhưng không ảnh hưởng đến

Tính toán PTT, sử dụng *bộ đệm dữ liệu* trong Giai đoạn II.

Mặt khác, các mẫu từ thiết bị âm thanh, được ghép xuống theo thời gian thực bằng *PCG*

Bộ lọc *Downsampling* trước khi được chèn vào bộ đệm. Bộ lọc *Downsampling PCG* có tuyến tính

pha và đường xuống tín hiệu âm thanh từ 44100 Hz đến 900 Hz, đồng thời hoạt động như một bộ lọc thông thấp,

các thành phần suy giảm trên Tần số Nyquist cùng một lúc. Trước khi đưa vào *xem*

Tên

Kiểu

Gọi món

Tần số mẫu (Hz)

Cắt thấp (Hz)

Cắt cao (Hz)

Tín hiệu PPG

IIR vượt qua

6

30

0,5

•

Lấy mẫu xuống PCG

FIR thấp

559

44100

•

450

Tín hiệu PCG

Băng thông IIR

2

900

20

250

Phong bì PCG

IIR chuyền thấp

2

900

•

20

|  |
| --- |
| **Trang 12** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

*bộ đệm* , các mẫu PCG được xử lý thêm để tạo ra một phong bì cho phép người dùng xác định

tiếng tim S1 và S2. Đầu tiên, các mẫu *xem* được lọc bởi bộ lọc *Tín hiệu PCG* . Sau đó, các mẫu là

chuẩn hóa cho liên

|  |
| --- |
| **Trang 13** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G; ngày 14 tháng 6 năm 2016; 15: 35]

Vui lòng trích dẫn bài viết này là: A. Dias Junior và cộng sự, Phương pháp ước tính đáng tin cậy về thời gian truyền xung và biến đổi huyết áp bằng cách sử dụng

cảm biến điện thoại thông minh, Bộ vi xử lý và microsystems (2016), [http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016,06.001](http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001)

val [0,00, 1,00] và được sử dụng để tính năng lượng, sử dụng công thức trình bày trong [Phương trình](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#11) [(2)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#11) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#11) Cuối cùng, các mẫu

được lọc bằng bộ lọc *Phong bì PCG* , tạo ra đường bao tín hiệu.

*E ( t )* = - *x ( t )* 2 *.* nhật ký *( x ( t )* 2 *)*

(2)

Trong đó *E* ( *t* ) là năng lượng tại thời điểm *t* và *x* ( *t* ) là giá trị mẫu được lọc tại thời điểm *t* .

Besides filtering and inserting data into the buffers, Phase I also coarsely delineates and analyzes the

signals to trigger the execu- tion of Phase II algorithms. [Listing 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#15) presents a high level algo- rithm for this

task.

PCG data acquisition is performed precisely at 44100 Hz and the signal is downsampled to 900 Hz

before inserting into the cir- cular *data* and *view* buffers. The PCG *data buffer* was designed to hold 14 s

of samples while the *view buffer* is capable of storing 4 s. Once filled, the buffers start discarding the

oldest samples ev- ery time a new sample is inserted. PPG, on the other hand, has a variable frame rate and

automatic sample discarding based on the number of samples is not possible. Hence, before analyzing the sig-

nals, PPG and PCG buffers must be synchronized. This task is per- formed by the alignment procedure,

executed at line 6 of [Listing 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#15) . Vì tỷ lệ mẫu của PCG cao hơn nhiều so với PPG, nên

synchronization is performed by getting the first timestamp from the beginning of the PPG buffer and

discarding all data that pre- cedes it in the PCG buffer.

After aligning the PPG and PCG buffers, the PPG signal stored in the *view buffer* is delineated (line 7 of

[Listing 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#15) ). The objective of the delineation phase is to detect the moment the pulse wave reaches the

finger. This moment is marked by the onset of the PPG pulse waveform and is determined using the

following steps:

1. The minima of the waveform are detected using the derivative of the signal;

2. The detected minima, so-called feet, are analyzed according to their amplitudes. All points that do not fall

into the valid range (that are determined experimentally) are discarded;

3. The time difference between two given feet is checked for sig- nificant deviations from the mean. If two

feet are too close to each other, their neighbors are checked, trying to solve these discrepancies. Nếu

removing one of them solves the deviation, that foot is discarded;

4. The remaining points are checked for zero-crossing points be- tween them. All PPG wave feet must be

separated by two zero- crossing points. If this condition is not met for any given two feet, the one with

lower amplitude is kept and the other one is discarded.

Once the feet of the pulse waves are detected, they are checked for stability (line 8 of [Listing 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#15) ). Nếu

longest beat is greater than 1.5 times the shortest beat, probably the delineation algo- rithm missed

one beat or wrongly detected a pulse wave onset. Otherwise, the detected points time difference is

stable and the PPG delineation is considered good enough.

The next step is to delineate the PCG signal (line 9 of [Listing 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#15) ). Tín hiệu PCG khó khăn hơn đáng kể để

be delineated than the PPG because of the noise captured by the smartphone's micro- phone. Tuy nhiên,

|  |
| --- |
| **Trang 14** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

the complexity of this task is attenuated as we

|  |
| --- |
| **Trang 15** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

6

*A. Dias Junior et al. / Microprocessors and Microsystems 000 (2016) 1–12*

**Listing 1.** Phase I

thuật toán.

already have information regarding the individual heart beats, ex- tracted during the PPG delineation. Trong một

normal condition, an on- set in the PPG signal must follow every S1 sound event in the PCG signal. Cho

coarse delineation executed in Phase I, we check for pairs of peaks in the PCG envelope (S1 and S2) that are way

above the average signal value. If a pair of peaks within a valid time dif- ference precedes each one of the PPG

onsets, the PCG signal has enough quality to be processed and the second phase of the anal- ysis is triggered.

*3.4.* *Phase II*

The algorithms in Phase II are very similar to the ones in Phase I except for the fact that they use the bigger

*data buffers* instead of the *view buffers* . There are some important differences, never- theless, that

significantly improve the quality of delineation in the second phase.

First, the IIR filters are applied over the *data buffers* in both di- rections during Phase II, using a forward-

backward scheme. This results in a non-causal filter that is realizable just because all sam- ples have already

been acquired and are stored in the buffers, ready to be processed. Using this technique, the result is a

signal without the phase distortions that would impact on the fiducial points determination.

Second, we use a more robust technique to delineate the PPG and PCG signals. The technique is based on

ensemble averaging the signals to remove noise that is unrelated to the heart beat. This technique relies on

the fact that over short time windows, the PCG and PPG fiducial points may be considered time-locked. Solá

[2] used ensemble average (EA) to filter the ICG signal using ECG R-wave peaks as triggers. The author

demonstrated that using EA corresponds to applying a very narrow band-pass filter with cen- tral

frequencies defined by the heart rate frequency and its har- monics. Here we calculate the EA using the

|  |
| --- |
| **Trang 16** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*N*

*s* ˆ *( t )* =

.

*s ( t* + *τ )*

(3)

onsets of the PPG sig- nal as trigger points, since this signal is, in general, less noisy than the PCG.

Let *τ i* be the timestamp of the *i* th onset of the PPG wave and

*N* be the number of detected onsets during the PPG delineation of the *data buffer* in Phase II. The ensemble

average of the signal, *s* ˆ *,* is computed over the original signal, *s* , using the formula presented in [Eq. (3)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#16) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#16)

1

*N*

*tôi*

*i* = 1

where *t* ∈ [0, *T* ) and *T* is the heart beat period. [Fig. 3](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#15) minh họa tính toán của trung bình đoàn.

|  |
| --- |
| **Trang 17** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

**Fig. 3.** PCG filtering using the ensemble average technique

By computing *s* ˆ using [Eq. (3)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#16) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#16) we obtain a denoised version of a single heart beat of *s* , averaged over *N*

heart beats of that signal. After applying this technique over both the PPG and PCG, we have two options for

calculating PTT:

1. delineate both *s* ˆ *PPG* and *s* ˆ *PCG* and calculate the PTT using the detected fiducial points;

2. use *s* ˆ *PPG* and *s* ˆ *PCG* as template waveforms to delineate the orig- inal signals, *s PPG* and *s PPG* , and

calculate *N* PTTs for the *N* heart beats.

We opted to use the second option as it allows tracking beat-to- beat variations of PTT caused by special

situations like standing up, or performing the Valsalva-Weber maneuver [[26]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) . Ngoài ra, bằng cách trung bình PTT

values over several beats we increase the time res- olution of the measurements, compensating for the

sampling rate of the camera.

**4. Further improvements on the method**

The proposed method, as presented in the previous sections, is capable of measuring the PTT in a

reliable and robust way. How- ever, the process of correctly positioning the smartphone's sensors,

especially the microphone, may be tedious and frustrating if no proper feedback is provided to the user.

The strategies described in this section offer further improvements on the user experience in addition to the

visual information provided by the real-time chart described in [Section 2](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#3) . Hơn nữa, các bước bổ sung

described here also have a positive impact on the method robustness, es-

|  |
| --- |
| **Trang 18** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*A. Dias Junior et al. / Microprocessors and Microsystems 000 (2016) 1–12* 7

**Fig. 5.** Using the auto-correlation value to

compute HR

**Fig. 4.** Comparison between the frequency spectrum calculated from original PCG and from the PCG envelope.

pecially with respect to the frame rate fluctuations of the camera recordings.

This section is divided into three subsections. First, we present a simple way of improving the user

experience by measuring and presenting the heart rate (HR) extracted from the sound captured using the

microphone. This feature is useful to help the user to find the proper place to position the microphone on

the chest. We also compare frequency domain analysis (Fast Fourier Transform - FFT) with time domain

analysis (a naive yet effective time-based auto-correlation algorithm) with respect to robustness, computa-

tion time performance and memory usage. Second, we propose a way of using the computed HR to

compensate for the camera frame rate variations. Since the camera is the weakest link in the sensor chain,

improving its reliability is important to increase the exactness of the method. Finally, we show how to use the

obtained HR to assess and improve the quality of the delineation of both the PPG and PCG signals.

*4.1.* *Capturing the HR from the PCG*

Extracting the HR from the PPG, even when acquired using a standard smartphone camera, is a

straightforward process and sev- eral commercial applications are available to perform this task. The PPG

signal obtained from the camera usually presents low noise and, therefore, the most prominent

frequency component com- puted by the FFT corresponds to the HR value. To measure the HR using this

setup is as simple as applying the FFT on the sig- nal window and determining the frequency component

|  |
| --- |
| **Trang 19** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

with the maximum magnitude.

The same task when performed over the PCG, nevertheless, may present some difficulties. Đầu tiên, nguyên

PCG is usually subject to a variety of noises that might influence the FFT results. Moreover, the energy of the

raw PCG signal is dispersed throughout the spec- trum due to the diversity of frequency components of the

heart sounds, making it more difficult to define the correct HR. One way to circumvent this problem is to

apply the FFT over the PCG en- velope calculated using [Eq. (2)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#11) instead of using the original PCG signal. [Sung.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)

[4](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) shows a comparison between the frequency spectrum calculated from the original (filtered) PCG and the

PCG envelope

|  |
| --- |
| **Trang 20** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

.

over the same recording of 50 seconds of heart sounds. As can be seen in that figure, the HR frequency is

easier to be extracted from the spectrum calculated using the PCG envelope than from the original PCG

frequency spectrum.

Alternatively, the HR can be computed using a value that is pro- portional to the auto-correlation of the

signal, using the simple (and naive) time domain approach described by [Eq. (4)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)

*W* − *l*

*A ( l )* = *x ( t )* × *x ( t* + *l )*

(4)

*t* =0

where *A* ( *l* ) is a value that is proportional to the auto-correlation of the signal *x* at lag *l; W* is the size of the

window where the auto- correlation is being computed; and *x* ( *t* ) is the PCG envelope value at time *t* .

The lag value with the maximum correlation can be finally computed using the expression

presented in [Eq. (5)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)

*Lag max* = arg max *A ( l )*

(5)

*l* ∈[ *L* 1 *,L* 2]

where *L* 1 and *L* 2 are respectively the minimum and maximum lags for a valid HR value. [Fig. 5](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) trình diễn

the curve computed using [Eq. (4)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) for the same PCG envelope used to build the spectrograms of [Fig. 4](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)

When compared to the FFT approach, the main advantage of computing the HR value using the time

domain analysis described by [Eq. (4)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) is that it requires less memory than FFT algorithms. FFT algorithms

compute the frequency components using complex numbers and, therefore, they require three memory

vectors with capacity proportional to the number of samples of the signal (one for the original signal,

which in this application cannot be over- written, the other two to store the real and imaginary parts of

the result). The time domain approach does not need any other vec- tor apart from the original signal

being, therefore, more memory efficient.

On the other hand, computing the FFT for a given vector is usually less computationally demanding

than computing the auto- [correlation for the same vector using the method described in](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [Eq.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)

[(4)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [. While the FFT has a time complexity of](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [*O*](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)[*(*](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)[*n*](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [log](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [*n*](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)[*)*](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [for](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [*n*](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [sam-](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)

ples, the auto-correlation would be computed in *O* ( *n* × *l* ) using that method, where L is the size of the

lag window. To compute the auto-correlation for the entire vector, therefore, the time com- plexity will be

*O* ( *n* 2 ), as *l* ≈ *n* .

This time complexity can be drastically reduced, nevertheless, if the size of the lag window is constant.

Moreover, the smaller the window, the better the auto-correlation-based algorithm performs in

comparison to the FFT, as it can be seen in [Fig. 6](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21) . Khi kích thước của cửa sổ lag đủ nhỏ,

naive auto-correlation algorithm described by [Eq. (4)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) đòi hỏi nhiều thời gian như thuật toán FFT để

compute the HR, but using less memory.

The behavior presented in [Fig. 6](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21) is used to improve the per- formance of the proposed method. Chúng tôi

decided to use the FFT ap- proach during Phase I, as at that phase the buffer is smaller than

|  |
| --- |
| **Trang 21** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

số 8

*A. Dias Junior et al. / Microprocessors and Microsystems 000 (2016) 1–12*

*4.2.* *Compensating for frame rate fluctuations*

Besides improving user experience, the HR can

also be used to compensate for frame rate

fluctuations during the camera acquisi- tion. bên trong

following analysis, we use the general formula to

cal- culate HR, in beats per minute (bpm),

expressed in [Eq. (6)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21)

*HR* = 60 × *SR* × *f actor*

(6)

where *SR* is the signal sample rate and *factor* is

defined by the method used to extract the HR, as

defined by [Eqs. (7)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21) and [(8)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21)

**Fig. 6.** Time to compute the HR versus the size of the window.

|  |
| --- |
| **Trang 22** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*f actor*

|  |
| --- |
| **Trang 23** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*fft*

|  |
| --- |
| **Trang 24** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*K max*

= =

*N*

1

|  |
| --- |
| **Trang 25** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

(7)

*f actor ac* =

*Lag*

|  |
| --- |
| **Trang 26** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*max*

|  |
| --- |
| **Trang 27** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

(số 8)

where *K max* is the index of the maximum

magnitude frequency component as calculated by

the FFT over a vector of length *N* , and *Lag max*

corresponds to the lag value of maximum positive

correla- tion, calculated using [Eq. (4)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#18)

Since both PPG and PCG signals are generated by

the same car- diac event, they are synchronized

and, therefore:

*HR PPG* = *HR PCG*

(9)

Substituting [Eq. (6)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#21) in [(9)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#27) , chúng tôi đạt được:

60 × *SR PPG* × *f actor PPG* = 60 × *SR PCG* × *f*

*actorPCG* (10)

However, as stated in [Section 3.2](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#9) , mẫu PCG

rate ( *SR PCG* ) is well known and does not vary during

the acquisition. Therefore, by simple manipulation

của [Eq. (10)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#27) , chúng tôi có được công thức để tính toán

actual sample rate of the camera, based on the

PCG sample rate, which is presented in [Eq. (11)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#27) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#27)

*SR PPG*

= =

|  |
| --- |
| **Trang 28** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*SR PCG* × *f actor PCG f actor*

|  |
| --- |
| **Trang 29** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

(11)

**Fig. 7.** Wrong computation of HR by the FFT.

in Phase II (4s of samples against 14 s) and, hence, the impact of duplicating the buffer would not be

có ý nghĩa. More impor- tantly, during Phase I we do not have any information on what is the user current

heart rate and, therefore, the HR detection algo- rithm should search for the HR component through the entire

valid range, which is fixed between 40 and 200 beats per minute. The auto-correlation algorithm performs

poorly on such a wide win- dow.

During Phase II, nevertheless, we opted to use the simple auto- correlation approach for two reasons. Đầu tiên

auto-correlation re- quires less memory to compute the HR than FFT-based algorithms. Second, the lag window

to be considered is significantly narrower during Phase II than during the first phase. The reason is that the

HR computed in Phase II should be similar to the one computed during Phase I. We considered a window of

10 beats per minute during Phase II centered on the HR computed during Phase I (HR *I*

± 5 bpm).

Finally, It is worth noting that the auto-correlation algorithm has been proven to be more robust than the

FFT during the exper- iments. We have noticed that, when the time between S1 and S2 is around half the period

of the entire beat, the FFT-based algorithm may yield an HR that is twice the actual rate. The auto-correlation,

on the other hand, delivers proper results even in this case. This behavior is depicted in [Fig. 7](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#25) , nơi FFT

maximum magnitude component is twice the actual Heart Rate, which was computed correctly by the auto-

correlation algorithm.

|  |
| --- |
| **Trang 30** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*Nhân sự*

*Nhân sự*

*PPG*

The actual *SR PPG* , calculated using [Eq. (11)](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#27) , cung cấp một cơ sở vững chắc hơn để xác định thời gian xảy ra

of the PPG signal events. Moreover, the main benefit of calculating this value is it can also be used to check

the quality of the PPG acquisition: since the timestamps are not provided by the operating system, if

the ac- tual *SR PPG* is significantly different from the *SR* calculated during the acquisition, the PPG wave is

probably too distorted to be used for PTT computation and the entire signal window should be dis-

carded.

*4.3.* *Using HR to support the delineation*

Additionally, the HR (calculated using the FFT in Phase I or us- ing the auto-correlation in Phase II) can

also be used to support the delineation algorithm in both phases. Instead of calculating the mean difference

between the onsets of the PPG to validate the po- sition of the wave feet, as it was described in [Subsection](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#9)

[3.3](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#9) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#9) the HR can be used as a reference. If two feet are too close to each other when compared to 1 *,* their

neighbors are checked, trying to solve these discrepancies. If removing one of them solves the deviation,

that foot may be safely discarded.

After the delineation, the HR also provides a way to assess the quality of the delineation. If the longest

delineated beat is more than 1.5 times 1 *,* the delineation is probably wrong and should not considered

to be good enough to calculate the PTT.

**5. Experiments**

We performed a series of experiments to evaluate the proposed filtering and delineation algorithms. Nó là

worth noting that the ex- periments are not intended to validate the use of PTT as a surro- gate marker for

blood pressure as this issue has been addressed

|  |
| --- |
| **Trang 31** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*A. Dias Junior et al. / Microprocessors and Microsystems 000 (2016) 1–12* 9

**Fig. 8.** Synchronization experiment results.

by several previous works. We aim at validating our solution with respect to three major aspects: 1) the

synchronization between PPG and PCG signals; 2) its capability of tracking beat-to-beat PTT changes; and 3)

the accuracy in determining the waveforms fidu- cial points.

Experiments were performed using a Samsung S4 smartphone running Android 4.4 operating system. Dữ liệu

was collected and pro- cessed using a hybrid application developed in Java and C. We opted to use C in the

signal processing algorithms because native code presents better time performance than pure Java

các ứng dụng. Despite all results presented in this section were obtained using solely the mobile

application, for convenience we used the soft- ware Matlab [[27]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) để tạo ra các mảnh đất.

*5.1.* *Synchronization between PCG and PPG*

As the PCG and PPG signals are acquired by different sub- systems of the smartphone, it is necessary to

check whether they are being generated in perfect synchronization. If the signals are not correctly aligned

in time, the accuracy of the obtained PTT value would be compromised. A simple procedure was adopted

to evaluate the synchronization between PCG and PPG: we ap- plied a sequence of tappings on the

smartphone, each tap com- pletely covering the camera lenses and generating a sound at the same time. Nếu

data acquisition and synchronization are correctly performed by the application, the generated PPG and

PCG wave- forms should present a perturbation around the same time instant. This experiment was

performed several times to make sure fluctuations on the frame rate and other transitory conditions do

not affect the synchronization between the signals. During its ex- ecution, we have noticed that the camera

waveform peak always happened two frames before the microphone peak. In order to syn- chronize both

signals, we added a constant delay to the timestamp of each camera sample. The result of the experiments,

after this latency problem correction is presented in [Fig. 8](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#31) . Với sự điều chỉnh này, các dạng sóng có mặt

perfect synchronization, therefore showing that the adopted synchronization scheme is suitable to re-

liably calculate PTT.

*5.2.* *Tracking of beat-to-beat PTT changes*

In order to evaluate the capability of the developed solution to track beat-to-beat variations of BP and

|  |
| --- |
| **Trang 32** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

HR, it is required that a disturb is induced on the user's cardiovascular system, thus gen- erating observable

changes on the monitored signals during the PCG and PPG acquisition. Usually, these changes in BP and HR

are created by submitting the user to a series of physical exercises.

|  |
| --- |
| **Trang 33** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

**Fig. 9.** Normal behavior during the Valsalva-Weber Maneuver. Chuyển thể từ [[26]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38)

However, the solution we propose in the present work is not suit- able for use during physical activities

as it requires the user to stand still or seat in a specific position, preferably on a quiet en- vironment. Các

movement of the body, during the exercises would add too much noise on the PCG acquisition, specially

due to the microphone-skin friction. Hence, we opted to employ the Valsalva- Weber maneuver to produce

the changes on the monitored signals. The Valsalva-Weber maneuver consists in asking the patient to

perform a full inspiration followed by a sustained forced expiration against the closed glottis, nose, and

mouth. After a few seconds, the expiration restraint is loosened and the patient should try to

breath as normally as possible.

During the execution of Valsalva-Weber maneuver, it is pos- sible to observe four phases in which

acute changes in HR and BP occur [[26]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) [,](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) as depicted in [Fig. 9](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#31) . During the initial inspiration (phase I), the

HR shortly reduces and a sudden increase in sys- tolic BP is perceived; as the subject maintains the

expiratory strain (phase II), HR progressively increases, while Systolic BP decreases in a similar fashion;

when breath is finally released (phase III), HR reaches its peak and BP fall shortly to its minimum level; các

re- covering phase (phase IV) is marked by a progressive reduction of HR, which reaches its minimum value

before returning to the basal state. BP value also presents a progressive increase, with an over- shoot before

returning to pre-maneuver levels.

Three subjects were submitted to the Valsalva-Weber maneu- ver during the experiments: one female

(subject 1) and two male (subjects 2 and 3). Subject 1 does not perform any regular physi- cal activity,

presenting a high basal HR of around 100 bpm. Subject 2 undergoes moderate physical activity twice a week,

and Subject 3 is an active sportsman who performs intense training regularly. [Fig. 10](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#35) trình bày

waveforms for HR and relative (uncalibrated) BP for these subjects. Upon inspection of that figure, the four

ex- pected phases for both HR and BP curves are identified. The curves for the three subjects match the

template of [Fig. 9](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#31) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#31)

*5.3.* *Fiducial points classification accuracy*

We have also checked the delineation accuracy of the proposed methods. For the same three subjects for

which the results were presented in [Section 5.2](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#31) , PPG and PCG waveforms were delineated both

automatically using the proposed algorithms, and manually by inspecting the raw waveforms before any

Chế biến. Manual PCG delineation was performed using the template waveform of [Fig. 1](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#5) và, như

previously stated, we used the third component of S1 as the proximal point. PPG manual delineation was

|  |
| --- |
| **Trang 34** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

performed using the intersecting tangent method [[28]](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) which defines the on- set of the pulse wave as the

intersection point between a tangent line through the initial systolic upstroke of the PPG waveform and

|  |
| --- |
| **Trang 35** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

10

*A. Dias Junior et al. / Microprocessors and Microsystems 000 (2016) 1–12*

**Fig. 10.** HR and BP curves obtained during the experiments.

**ban 2**

Difference between automatic and manual delineation.

PCG S1 (ms) PPG onset (ms) PTT (ms)

a horizontal tangent line passing over the minimum point of the

same wave. The maximum and mean difference between the man- ual and automatic determination of the

points were recorded and the results are presented in [Table 2](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#35) [.](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#35)

During the compilation of [Table 2](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#35) data, we have noticed that Subject 2 was presenting a high maximum

error for both PCG and PTT values. Upon careful inspection of the waveforms, we have found out that this

high error figure was due to a misclassifica- tion during the manual analysis of the data. A spurious sound

was captured by the microphone, most probably due to an involuntary movement during the acquisition. Điều này

sound was mistaken during the manual PCG delineation by an S1 event and the subsequent peak, which was

the real S1 peak, was assumed to be an S2 event. The automatic delineation algorithm, nevertheless, was able to

cor- rectly identify the actual S1 peak as it uses the PPG waveform and the time intervals to support the

delineation. [Fig. 11](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#35) shows the misclassification and also the correct analysis of the waveform. After correcting

this inspection, the manual delineation was cor- rected and the errors were recalculated.

**6. Discussion**

Tối đa

Nghĩa là

Tối đa

Nghĩa là

Tối đa

Nghĩa là

Mean Perc.

Subject 1

2,72

1.40

6.67

5,00

8.60

5,61

2.55%

Subject 2

5,49

2,27

13.30

5.14

11,76

5.19

2.04%

Subject 3

13.38

4.04

13,33

4,92

21.61

6,98

3.00%

Trung bình cộng

7.20

2.57

11.10

5,02

13.99

5.93

2.53%

|  |
| --- |
| **Trang 36** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

The experiments presented in [Section 5](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#29) aimed at validating the solution with respect to three major

aspects: 1) the synchroniza- tion between PPG and PCG signals; 2) its capability of tracking beat-to-beat

PTT changes; and 3) the accuracy in determining the waveforms fiducial points.

|  |
| --- |
| **Trang 37** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

**Fig. 11.** Misclassification of manual delineation.

A simple procedure was adopted to evaluate the first aspect (ie the synchronization between PCG

and PPG): we applied a sequence of tappings on the smartphone, each tap completely cov- ering the camera

lenses and generating a sound at the same time. We expected the perturbations to be present around the

same time instant for both PPG and PCG signals. A delay corresponding to two camera frames was found in

the PCG when compared to the PPG signal, showing that the audio subsystem of the smart- phone takes

some time to start the acquisition of samples after the command has been issued. This delay was consistent

across several experiments and was compensated by adding a constant value to the timestamp of each

camera frame, therefore synchronizing the signals. The probable cause of this behavior is the lack of

support for real-time audio by the Android operating system. However, we have analyzed features of

devices designed by different brands (Apple, Samsung, Sony, Nokia, etc.) and with different Operating

Systems (Android, Windows, iOS) and realized that the support for real-time audio and constant frame

rates by the camera, if

|  |
| --- |
| **Trang 38** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

*A. Dias Junior et al. / Microprocessors and Microsystems 000 (2016) 1–12* 11

not yet supported, are on the road-map for all devices and OSs. Multimedia applications are the main

driver behind this advance, but e-health solutions would benefit from these features as well. Nếu

obtained results were not so consistent as they were, we had the option of analyzing the JPEG stream

provided by the video recording subsystem. Video recording is performed directly by the hardware of the

device in most (if not all) smartphones and, thus, it is not subject to the delays introduced by the OS.

We decided not to use the JPEG stream because it would sacrifice some real-time features of the

ứng dụng.

To assess the accuracy of the method and its capability of track- ing instant variations of PTT, we

submitted three subjects to the Valsalva-Weber maneuver, inducing acute changes in their BP and HR. Chúng tôi

compared the obtained results with the expected tem- plates and their behavior matched, as expected.

This result in- dicates that the applications is capable of detecting beat-to-beat variations of PTT. Chúng tôi

checked the accuracy of the delineation (and the accuracy of PTT computation) by comparing the entire

record of PTTs for each subject, as calculated by the application, to the PTTs computed manually using

standard delineation methods. The results were promising showing a mean deviation from the manual

computation never higher than 3.00%. We noticed that the fidu- cial points determined automatically for a

few beats in each record presented significant differences from the values obtained manu- ally, but even with

these discrepancies the mean error was low, showing that employing the average of *N* beats had, indeed,

con- tributed to the accuracy. At this point, it is not clear if these dis- crepancies are due to the automatic

delineation or the manual de- termination of the fiducial points. We intend to compare the re- sults

obtained by the application to other automatic instruments to further clarify these findings.

As a final remark, it was clear that the use of the PCG tem- plate created from the Ensemble Average

to delineate the indi- vidual beats of the PCG is a powerful technique. Since the acous- tic disturbances are

usually uncorrelated to the signal being mea- sured, the fluctuations caused by them are attenuated by the

EA resulting in a more robust delineation algorithm. This behavior is depicted in [Fig. 11](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#35) , where it is shown

how the proposed solution handles room noise gracefully.

**7. Conclusion**

In this paper, we have presented methods for reliable estima- tion of Pulse Transit Time, and hence

Blood Pressure, using only mobile phones with stock configuration. The main contributions of the present

research so far are: 1) a low profile two step pro- cessing method that supports real-time acquisition and

processing of PCG and PPG waveforms, providing the user with audio-video feedback and enhancing

his/her experience with the mobile appli- cation; and 2) a robust method for filtering PPG and PCG signals

using the ensemble average technique to create a template wave- form that is used to guide the delineation

of the less-than-ideal signals acquired using inexpensive sensors. Besides these two main contributions, to

the best of our knowledge, this is the first time short-term variations of BP are tracked beat-to-beat based

solely on phonocardiogram and photoplethysmogram, both acquired us- ing inexpensive sensing and

analysis circuitry.

We have validated the solution across subjects using the Valsalva-Weber maneuver to induce acute

beat-to-beat variations of BP and HR. The waveforms obtained during the experiments match the expected

template for both signals. Thus, these results indicate that our proposed methods are promising and

suitable, in principle, for ambulatory monitoring of short-term variations in blood pressure values using just

|  |
| --- |
| **Trang 39** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

smartphone devices. Future inves- tigations will be conducted to compare the obtained results with

|  |
| --- |
| **Trang 40** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

standard PTT acquisition equipment during the execution of daily activities to characterize the accuracy of

cách tiếp cận.

**Nhìn nhận**

This work has been partially supported by a [CAPES](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.13039/501100002322) Scholar- ship (grant no. [2171-13-9](https://translate.googleusercontent.com/translate_f#38) , the ObeSense

(no. 20NA21 143081), and BodyPoweredSenSE (no.20NA21 143069) RTD projects, evaluated by the Swiss NSF

and funded by Nano-Tera.ch with Swiss Confed- eration financing.

**Tài liệu tham khảo**

[1] [World Health Organization, A Global Brief on Hypertension, Technical Report, World Health Organization, Geneva,](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0001)

[Switzerland, 2013.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0001)

[2] [JM Solà i Carós, Continuous non-invasive blood pressure estimation, ETH Zürich, 2011 Ph.D. thesis.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0002)

[3] M. Banet, M. Dhillon, D. McCombie, Body-worn system for measuring contin- uous non-invasive blood pressure

(cnibp), 2010, US Patent App. 12/650,383.

[4] J. Sola, M. Proenca, D. Ferrario, J.-A. Porchet, A. Falhi, O. Grossenbacher, Y. Alle- mann, S. Rimoldi, C. Sartori,

Noninvasive and nonocclusive blood pressure esti- mation via a chest sensor, Biomed. Eng. IEEE Trans. 60 (12)

(2013) 3505–3513, doi [:](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2013.2272699) [10.1109/TBME.2013.2272699.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2013.2272699)

[5] V. Chandrasekaran, R. Dantu, S. Jonnada, S. Thiyagaraja, K. Subbu, Cuffless dif- ferential blood pressure estimation

using smart phones, Biomed. Eng. IEEE Trans. 60 (4) (2013) 1080–1089, doi [:](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2012.2211078) [10.1109/TBME.2012.2211078.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/TBME.2012.2211078)

[6] R. Sethi, J. Watson, Systems and methods for non-invasive blood pressure mon- itoring, 2010, WO Patent App.

PCT/IB2009/006,136.

[7] G. Kuchler, Noninvasive blood pressure determination method and apparatus, 2008, US Patent 7,374,542.

[8] D. McCombie, A. Reisner, H. Asada, Motion based adaptive calibration of pulse transit time measurements to

arterial blood pressure for an autonomous, wearable blood pressure monitor, in: Engineering in Medicine and

Biology So- ciety, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, 2008, pp. 989–992,

doi [:](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649321) [10.1109/IEMBS.2008.4649321.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2008.4649321)

[9] P. Shaltis, A. Reisner, H. Asada, Wearable, cuff-less ppg-based blood pressure monitor with novel height sensor, in:

Engineering in Medicine and Biology So- ciety, 2006. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE,

2006, pp. 908–911, doi [:](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260027) [10.1109/IEMBS.2006.260027.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260027)

[10] Casio Computer Co. Ltd., Module no. 2196, 1993,

[11] D. McCombie, M. Dhillon, M. Banet, System for calibrating a ptt-based blood pressure measurement using arm

height, 2014, US Patent 8,672,854.

[12] A. Hennig, A. Patzak, Continuous blood pressure measurement using pulse transit time, Somnologie -

Schlafforschung und Schlafmedizin 17 (2) (2013) 104–110, doi [:](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1007/s11818-013-0617-x) [10.1007/s11818-013-0617-x.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1007/s11818-013-0617-x)

[13] [L. Dennison, L. Morrison, G. Conway, L. Yardley, Opportunities and challenges for smartphone applications in](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0008)

[supporting health behavior change: qualitative study, J. Med.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0008) [Internet Res.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0008) [15 (4) (2013) e86.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0008)

[14] [M. Kirwan, C. Vandelanotte, A. Fenning, MJ Duncan, Diabetes self-manage- ment smartphone application for](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0009)

[adults with type 1 diabetes: randomized controlled trial, J. Med.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0009) [Internet Res.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0009) [15 (11) (2013) e235.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0009)

[15] [G. Figueras,](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0010) V. Parra, M. Huerta, A. Marzinotto, R. Clotet, R. González,

A. [Moreno, K. Pinto, D. Rivas, R. Alvizu, et al., Smartphone application for quan- titative measurement of parkinson](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0010)

[tremors, in: VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014, Paraná, Argentina 29, 30 & 31](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0010)

[October 2014, Springer, 2015, pp. 785–788.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0010)

[16] A. Dias Junior, S. Murali, F. Rincon, D. Atienza, Estimation of blood pressure and pulse transit time using your

smartphone, in: Digital System Design (DSD), 2015 Euromicro Conference on, 2015, pp. 173–180,

doi [:](http://dx.doi.org/10.1109/DSD.2015.90) [10.1109/DSD.2015.90.](http://dx.doi.org/10.1109/DSD.2015.90)

[17] [C. Ahlström, Nonlinear Phonocardiographic Signal Processing [Elektronisk resurs], Institutionen för Medicinsk](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0012)

[Teknik, 2008.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0012)

|  |
| --- |
| **Trang 41** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

[18] Y. Mendelson, B. Ochs, Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography, Biomed.

Eng. IEEE Trans. 35 (10) (1988) 798–805, doi [:](http://dx.doi.org/10.1109/10.7286) [10.1109/10.7286.](http://dx.doi.org/10.1109/10.7286)

[19] H. Gesche, D. Grosskurth, G. Kc̎hleAr,. Patzak, Continuous blood pressure mea- surement by using the pulse transit

time: comparison to a cuff-based method, Eur. J. Appl. Physiol. 112 (1) (2012) 309–315, doi [:](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-1983-3) [10.1007/s00421-011-](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-1983-3)

[1983-3.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://dx.doi.org/10.1007/s00421-011-1983-3)

[20] [JYA Foo, CS Lim, P. Wang, Evaluation of blood pressure changes using vascu- lar transit time, Physiol. Measur. 27](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0015)

[(8) (2006) 685.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0015)

[21] [D. Buxi, J.-M. Redouté, MR Yuce, A survey on signals and systems in ambu- latory blood pressure monitoring](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0016)

[using pulse transit time, Physiol. Measur. 36 (3) (2015) R1.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0016)

[22] Gartner, Inc., Gartner says sales of smartphones grew 20 percent in third quar- ter of 2014, 2014.

[23] Azumio Inc., Instant heart rate by azumio, 2015.

[24] Google Inc., Android 4.4 compatibility definition, 2013.

[25] [S. Haykin,](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0017) B. Van Veen, Signals and Systems, John Wiley & Sons, 2002.

[26] [LF Junqueira Jr., Teaching cardiac autonomic function dynamics employing the valsalva (valsalva-weber)](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0018)

[maneuver, Adv.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0018) [Vật lý trị liệu.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0018) [Giáo dục.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0018) [32 (1) (2008) 100–106.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0018)

[27] MathWorks, Inc., Matlab - the language of technical computing, 2015,

[28] [YC Chiu, PW Arand, SG Shroff, T. Feldman, JD Carroll, Determination of pulse wave velocities with](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0019)

[computerized algorithms., Am. Heart J. 121 (5) (1991) 1460–1470.](https://translate.google.com/translate?hl=vi&prev=_t&sl=en&tl=vi&u=http://refhub.elsevier.com/S0141-9331(16)30066-7/sbref0019)

|  |
| --- |
| **Trang 42** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

12

*A. Dias Junior et al. / Microprocessors and Microsystems 000 (2016) 1–12*

**Alair Dias Junior** is currently the head of the Bachelor Program in Computer Engineering and

Professor of Computer Engineering and Computer Science at FUMEC University, Brazil. He received

his BS, MS and PhD degrees in Electrical Engineering from the Federal University of Minas Gerais

(UFMG), Brazil, in 2005, 2008 and 2012 respectively. His research interests include digital

processing of biosignals, and the design and verification of Systems-on-chip (SoCs), embedded

systems, and digital integrated circuits in general. Dr. Dias Junior has more than 17 years of

experience in industrial automation and embedded systems design and he is the co-founder of the

Brazilian start-up Wisecomm. He has also been awarded a Swiss Government Excellence

Scholarship to conduct research at the Embedded Systems Laboratory (ESL) of the École

Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), Switzerland.

**Srinivasan Murali** is the CEO and co-founder of SmartCardia. He received the MS and PhD degrees

in Electrical Engineering from Stanford Uni- versity in 2007. His research interests include

wearable devices and IoT, on-device machine learning and bio-signal analysis and Networks on

Chips. He is a recipient of the EDAA outstanding dissertation award for his work on interconnect

architecture design. He received a best paper award at the DATE 2005 conference and one of his

papers has also been selected as one of The Most Influential Papers of 10 Years DATE. He has

authored/co-authored a book, several patents, book chapters and over 50 publications in leading

conferences and journals.

**Francisco Rincón** is a research associate in the Embedded Systems Laboratory (ESL) at École

Polytechnique Fédérale de Lausanne (EPFL), Switzer- land, and CTO of SmartCardia. He received

his MSc and PhD degrees in computer science and engineering from UCM, Spain, in 2006 and 2012,

tương ứng. His current research interests include embedded signal processing and energy-aware

optimizations for wearable medical devices. In this field, he is co-author of four US patents.

**David Atienza** (M'05-SM'13-F'16) is an associate professor of electrical and computer engineering,

|  |
| --- |
| **Trang 43** |

**BÀI VIẾT TRÊN BÁO CHÍ**

JID: MICPRO

[m5G;June 14, 2016;15:35]

Please cite this article as: A. Dias Junior et al., Methods for reliable estimation of pulse transit time and blood pressure variations using

smartphone sensors, Microprocessors and Microsystems (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.micpro.2016.06.001>

and director of the Embedded Systems Lab- oratory (ESL) at École Polytechnique Fédérale de

Lausanne (EPFL), Switzerland. He received his MSc and PhD degrees in computer science and

engineering from UCM, Spain, and IMEC, Belgium, in 2001 and 2005, respectively. His research

interests include system-level design methodologies for high-performance multi-processor system-

on-chip (MPSoC) and low-power embedded systems, including new 2-D/3-D thermal-aware design

for MPSoCs, ultra-low power system architectures for wireless body sensor nodes, HW/SW

reconfigurable systems, dynamic memory optimizations, and network-on-chip design. He is a co-

author of more than 200 publications in peer-reviewed international journals and conferences,

several book chapters, and five US patents in these fields. He has earned several best paper awards

and he is (or has been) an Associate Editor of IEEE TC, IEEE D&T, IEEE T-TCAD, and Elsevier

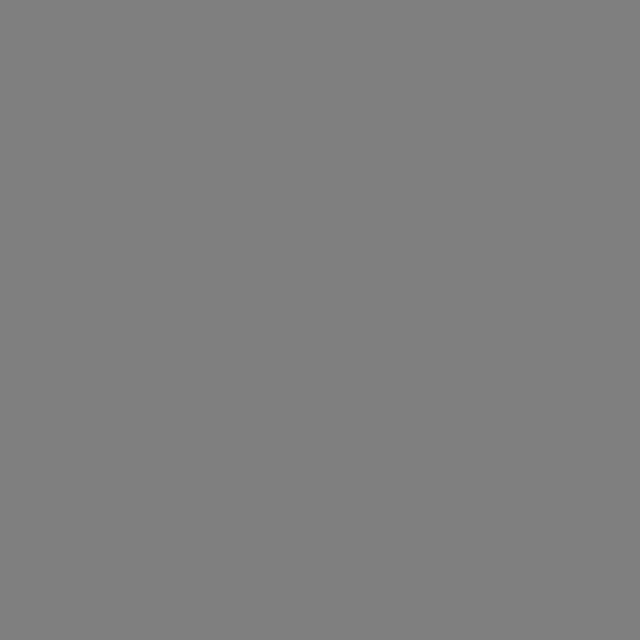
*Integration* . He is the Technical Programme Chair of IEEE/ACM DATE 2015. Dr. Atienza received the

IEEE CEDA Early Career Award in 2013, the ACM SIGDA Outstanding New Faculty Award in 2012

and a Faculty Award from Sun Labs at Oracle in 2011. He is a Distinguished Lecturer (period 2014-

2015) of the IEEE Circuits and Systems Society (CASS), and an IEEE Fellow and Senior Member of

ACM.

https://www.gstatic.com/translate/infowindow/iws_n.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iws_n.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iws_w.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iws_e.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iws_s.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iws_s.png

https://www.gstatic.com/translate/infowindow/iw_n.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iw_n.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iw_w.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iw_e.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iw_s0.pnghttps://www.gstatic.com/translate/infowindow/iw_s0.png

https://www.gstatic.com/images/branding/googlelogo/1x/googlelogo_color_48x16dp.png

**Văn bản Tiếng Anh gốc:**

the camera and fed to a Fast Fourier Transform (FFT) algorithm that extracts the HR value.

http://www.google.com/images/zippy_plus_sm.gif Đóng góp bản dịch hay hơn