

Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Sáng chế nói chung là đề cập đến việc sàng lọc y học. Cụ thể hơn, sáng chế đề cập đến hệ thống xác định mức hemoglobin trong máu.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Chứng thiếu máu là tình trạng mà đặc trưng ở chỗ lượng hồng cầu hoặc hàm lượng hemoglobin trong máu thấp, kết quả là khả năng vận chuyển oxy của máu bị giảm sút. Chứng thiếu máu mức độ trung bình đến nghiêm trọng là đặc biệt nguy hiểm trong quá trình mang thai cho cả người mẹ và em bé. Hằng năm, trên thế giới có 100.000 ca tử vong sản phụ và 600.000 ca tử vong trẻ sơ sinh liên quan đến chứng thiếu máu. Tỷ lệ mắc chứng thiếu máu ở các nước đang phát triển là đáng kinh ngạc, với các ước tính bởi WHO lên đến 50% phụ nữ mang thai và 65% trẻ em. Trong tổng số các trường hợp này, có một phân nhóm gồm các phụ nữ có thai mắc chứng thiếu máu mức độ nghiêm trọng mà có nguy cơ mắc các biến chứng đe dọa đến tính mạng trong thời kỳ mang thai và đặc biệt là trong khi sinh; chứng thiếu máu mức độ trung bình- nghiêm trọng liên quan đến nguy cơ cao hơn gấp các biến chứng trong chu kỳ sinh nở như băng huyết sau sinh, nguyên nhân chính gây tử vong ở sản phụ. Tổng cộng, chứng thiếu máu được ước tính là nguyên nhân trực tiếp hoặc gián tiếp của 26% số ca tử vong sản phụ ở Ấn Độ. Ngoài sự thiệt hại này, hàng triệu trẻ sơ sinh trên toàn thế giới bị ảnh hưởng bởi chứng thiếu máu liên quan đến mẹ thông qua các tỷ lệ mắc từ cân nặng sơ sinh thấp, sản sinh sữa thiếu, nhiễm trùng sơ sinh, đến sự phát triển nhận thức kém.

Trong vài thập kỷ qua, một số quốc gia đang phát triển, đặc biệt là Ấn Độ đã thực hiện các chương trình bổ sung dinh dưỡng và sắt do nhà nước tài trợ. Hiệu quả của các chương trình này chưa được chứng minh rõ ràng bằng tài liệu và những lợi ích mà chúng tạo ra thường là chủ đề gây tranh cãi. Lý do cho sự thiếu sót các lợi ích rõ ràng này là chưa rõ. Một nhân tố có thể là thiếu sự phối hợp từ những người có nguy cơ mắc bệnh. Hầu hết không thể được sàng lọc chứng thiếu máu và do đó không nhận biết được tính nghiêm trọng về tình trạng của họ và sự cần thiết phải bổ sung. Còn có sự thiếu sự giáo

dục về chứng thiếu máu và tuyên truyền thông điệp về sức khỏe cộng đồng hiệu quả liên quan đến bổ sung sắt.

Một bước cốt yếu hướng tới việc cải thiện sự phối hợp và hiệu quả của các chương trình chống chứng thiếu máu là việc triển khai hệ thống theo dõi tiến triển của sự can thiệp cụ thể bằng cách thu thập mức hemoglobin của phụ nữ mang thai ở quy mô lớn. Do đó, có nhu cầu đối với thiết bị mà có khả năng được sử dụng rộng rãi và rẻ tiền để sàng lọc chứng thiếu máu, với mục đích củng cố các chương trình hiện có ở Ấn Độ và ở các quốc gia khác bằng cách xác định những người có nguy cơ mắc bệnh cao nhất, đặc biệt là những người mắc chứng thiếu máu mức độ trung bình-nghiêm trọng ở cuối kỳ mang thai, để mang họ “ra khỏi cái lạnh” và đưa vào các tổ chức chăm sóc sức khỏe hiện có. Hơn nữa, nếu có thể theo dõi dữ liệu bệnh nhân về mặt địa lý và thời gian, thiết bị như vậy sẽ tạo điều kiện thuận lợi cho chính sách sức khỏe cộng đồng vĩ mô nhờ sự cho phép hướng mục tiêu của các sáng kiến về chăm sóc sức khỏe đến các khu vực cần thiết và bằng cách đưa ra các phản hồi đối với các can thiệp này. Sau cùng, hệ thống này sẽ tăng trách nhiệm giải trình của các chương trình này, cho phép sự áp dụng các nguồn lực hạn chế hiệu quả hơn.

Tiêu chuẩn chăm sóc hiện nay đối với sự phát hiện chứng thiếu máu bao gồm kiểm tra sự tái nhợt lâm sàng và thang đo màu WHO. Các thử nghiệm trên cơ sở máu chỉ được thực hiện ở các phòng thí nghiệm và bệnh viện được trang bị, vượt xa khỏi khả năng của một công dân bình thường của một quốc gia đang phát triển. Kết quả là, số ít người được sàng lọc trên tổng số, và những người này được sàng lọc bằng các phương pháp không đủ khách quan. Các xét nghiệm độ tái nhợt không xâm lấn dựa vào màu sắc của mô kết mạc của mắt, phụ thuộc vào sự đánh giá và kinh nghiệm của nhân viên y tế, mà thường là bị giới hạn, để xác định bệnh nhân có mắc hay không mắc chứng thiếu máu.

Thang đo màu WHO là xét nghiệm xâm lấn mà yêu cầu một giọt máu được đặt trên mảnh giấy đặc biệt và được sấy khô. Sau đó, màu sắc được so sánh với bộ mẫu tham chiếu. Xét nghiệm này cũng khá bất định phụ thuộc vào điều kiện môi trường (ánh sáng, độ ẩm) mà ở đó xét nghiệm được tiến hành, và kết quả này một lần nữa là đối tượng của sự đánh giá và kinh nghiệm khả biến. Hơn nữa, xét nghiệm này là xâm lấn và gây khó chịu và tạo nguy cơ lây nhiễm.

Các máy đo oxy huyết xung được biết rõ trong lĩnh vực kỹ thuật. Lý thuyết đằng sau sự phát hiện hemoglobin dựa trên sự hấp thụ ánh sáng bởi hemoglobin trong máu. Các máy đo hemoglobin dựa vào định lượng oxy huyết-xung sử dụng bước sóng 7+ để phát hiện các nồng độ của tất cả các loại hemoglobin, bao gồm methemoglobin và carboxyhemoglobin, với độ chính xác được tuyên bố bởi nhà sản xuất là $\pm 1\text{g/dL}$. Trong khi các loại thiết bị này có độ chính xác cao, chúng không thể thay đổi để phù hợp với người sử dụng không chuyên và thường có giá quá cao và quá phức tạp để áp dụng ở các nước đang phát triển như một công cụ sàng lọc. Có những nỗ lực khoa học đã biết được thực hiện trong việc phát hiện hemoglobin dựa vào đo oxy huyết-xung, nhưng những nỗ lực này đạt được độ chính xác cao hơn mức yêu cầu cho các mục đích sử dụng ở các quốc gia đang phát triển và mức giá và độ phức tạp lớn hơn rất nhiều.

Truyền thông tin dựa trên điều tần giữa bộ cảm biến và điện thoại thông minh đã được biết đến trong lĩnh vực kỹ thuật. Thiết bị Project Hijack, được thiết kế bởi sinh viên trường đại học Michigan, hướng đến iPhone™ và iPad™, và sử dụng phương pháp chuyển đổi tín hiệu tương tự sang tín hiệu số dựa trên tần số để truyền thông tin đến điện thoại. Sau đó, điện thoại này có khả năng giải mã tín hiệu tương tự dựa trên tần số này. Nhược điểm của thiết bị này là độ phức tạp của mạch điện trong thiết kế của chúng và sơ đồ điều tần.

Do đó, sẽ giúp ích để tạo ra thiết bị giảm độ biến thiên của tiêu chuẩn chăm sóc theo cách dễ sử dụng và có hiệu quả về chi phí.

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Theo khía cạnh thứ nhất của sáng chế, hệ thống xác định mức hemoglobin trong máu của đối tượng bao gồm thiết bị truyền thông tin di động và hệ thống cảm biến. Hệ thống cảm biến bao gồm điốt phát xạ ánh sáng (LED) được tạo cấu hình để truyền ánh sáng qua mô của đối tượng ở bốn bước sóng. Bộ cảm quang được tạo cấu hình để nhận và đo ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng nhờ LED. Ngoài ra, bảng mạch truyền thông tin được tạo cấu hình để kích hoạt LED truyền ánh sáng, mà được tạo cấu hình để nhận thông tin liên quan đến ánh sáng được thu nhận bởi bộ cảm quang, và còn được tạo cấu hình để trao đổi thông tin với thiết bị truyền thông tin di động.

Theo một khía cạnh của sáng chế, hệ thống này còn bao gồm bộ điều khiển LED và thiết bị bấm giờ được gắn với bộ điều khiển LED này. Nguồn điện được bao gồm

để cung cấp điện cho hệ thống cảm ứng và có thể ở dạng pin hoặc thiết bị truyền thông tin di động. Bảng mạch truyền thông tin còn bao gồm bộ khuếch đại, và bộ khuếch đại có thể ở dạng thiết bị AM hoặc thiết bị BFSK. Thiết bị truyền thông tin di động có thể ở dạng điện thoại di động mà có lỗ cắm đầu vào và lỗ cắm đầu ra. LED có thể ở dạng gồm hai LED. Bước sóng của ánh sáng phát xạ bởi LED thứ nhất trong số hai LED này có thể là 660nm và bước sóng của ánh sáng phát xạ bởi LED thứ hai trong số hai LED này có thể là 810nm.

Theo khía cạnh khác của sáng chế, hệ thống cảm biến để phát hiện hemoglobin trong máu của đối tượng bao gồm kẹp ngón tay được tạo cấu hình được đặt trên đầu ngón tay của đối tượng. Hệ thống này còn bao gồm điôt phát xạ ánh sáng (LED) được tạo cấu hình để truyền ánh sáng qua mô của đối tượng và được bố trí trên bề mặt thứ nhất của kẹp ngón tay liền kề đầu ngón tay của đối tượng. Ngoài ra, hệ thống bao gồm bộ cảm quang được tạo cấu hình để nhận và đo ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng nhờ LED và được bố trí trên bề mặt thứ hai của kẹp ngón tay nằm đối diện bề mặt thứ nhất của kẹp ngón tay. Bảng mạch truyền thông tin được tạo cấu hình để kích hoạt LED truyền ánh sáng và được tạo cấu hình để nhận thông tin liên quan đến ánh sáng được thu nhận bởi bộ cảm quang.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

Các hình vẽ kèm theo tạo ra các mô tả trực quan mà sẽ được sử dụng để mô tả đầy đủ hơn các phương án đại diện được bộc lộ ở đây và có thể được sử dụng bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật để hiểu rõ hơn các phương án này và các lợi ích vốn có của chúng. Trong các hình vẽ này, các số chỉ dẫn tương tự xác định các thành phần tương ứng và:

Fig.1 minh họa hình vẽ dạng sơ đồ của thiết bị để đo hemoglobin trong máu, theo một phương án của sáng chế.

Các hình vẽ Fig.2 và Fig.3 minh họa các hình vẽ phối cảnh của kẹp ngón tay, theo một phương án của sáng chế.

Fig.4 minh họa sơ đồ mạch điện của bảng mạch cảm biến chính, theo một phương án của sáng chế.

Fig.5 minh họa sơ đồ mạch điện ví dụ của bảng mạch truyền thông tin BFSK theo một phương án của sáng chế.

Fig.6 minh họa ảnh của điện thoại di động hiển thị tín hiệu, theo một phương án của sáng chế.

Fig.7 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của phương pháp tương quan độ dốc, được sử dụng theo một phương án của sáng chế.

Fig.8A minh họa hình vẽ dạng sơ đồ của hệ thống theo sáng chế, và Fig.8B minh họa phương án được ưu tiên của thiết bị theo sáng chế.

Fig.9 minh họa mẫu bố trí LED cho kẹp ngón tay theo thiết bị của sáng chế. Fig.10 minh họa thiết kế kẹp ngón tay theo một phương án của sáng chế.

Các hình vẽ từ Fig.11A-Fig.11E minh họa các ảnh chụp màn hình từ ứng dụng. Cụ thể hơn là, Fig.11A minh họa điện thoại thông minh. Fig.11B minh họa sự thu thập dữ liệu, hiển thị biểu đồ đo thể tích. Fig.11C minh họa sự thu thập dữ liệu bệnh nhân và giao diện người dùng. Fig.11D minh họa thông tin bệnh nhân được bố trí trên sơ đồ dựa trên ứng dụng máy tính, và Fig.11E minh họa sơ đồ nhiệt biểu thị các trường hợp thiếu máu mức độ trung bình và thiếu máu mức độ nghiêm trọng từ nghiên cứu thực địa ở Đông Ấn Độ.

Fig.12A minh họa hình vẽ mặt cắt của hộp đựng thể hiện sự đặt pin và thiết bị điều khiển và Fig.12B minh họa ảnh phối cảnh phía trên của hộp đựng.

Fig.13 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của các chi tiết đối với thuật toán điều khiển bốn kênh.

Fig.14 minh họa sơ đồ biểu thị dữ liệu mã hóa các chi tiết cho quy trình truyền thông tin này.

Fig.15 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của sự phân bố hemoglobin tại các điểm nghiên cứu ở Nepal và Ấn Độ.

Fig.16 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của một ví dụ về kết quả đầu ra từ phần mềm tùy chỉnh được viết trong MATLAB để trích xuất đặc trưng tự động từ tín hiệu biểu đồ đo thể tích ảnh chụp thời gian thực.

Các hình vẽ Fig.17- Fig.18 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của phép hồi quy tuyến tính không thể dự đoán chính xác hemoglobin.

Fig.19 minh họa tuổi thai được dự đoán từ tín hiệu PPG.

Fig.20 minh họa hình vẽ dạng sơ đồ khối của sự thực hiện thuật toán dựa trên SVM cho các bệnh nhân theo mỗi nhóm phân loại của sự phân loại chứng thiếu máu phân cấp.

Fig.21 minh họa hình vẽ dạng sơ đồ của sự đánh giá bệnh nhân theo mỗi phương pháp.

Fig.22 minh họa việc lập bản đồ thời gian thực của dữ liệu tỷ lệ mắc chứng thiếu máu với đám mây dữ liệu trong nghiên cứu thực địa trong tháng bảy. Khía cạnh cho phép y học từ xa của thiết bị này đại diện sự dịch chuyển suy nghĩ theo hướng khả năng của các chương trình phân bố nguồn lực hiệu quả hơn.

Mô tả chi tiết sáng chế

Đối tượng được bộc lộ bởi sáng chế sau đây sẽ được mô tả đầy đủ hơn có tham chiếu đến các hình vẽ kèm theo, trong đó, một số, nhưng không phải tất cả các phương án được thể hiện. Tất cả các số tương tự đề cập đến các thành phần tương tự. Đối tượng được bộc lộ bởi sáng chế có thể được thể hiện theo nhiều dạng khác nhau và không nên được hiểu là bị giới hạn bởi các phương án được đặt ra ở đây; ngoài ra, các phương án này được đề xuất sao cho phần mô tả này thỏa mãn các quy định pháp luật hiện hành. Thực vậy, nhiều thay đổi và các phương án khác của đối tượng được bộc lộ bởi sáng chế được đặt ra ở đây sẽ được người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực này nghĩ ra từ cái mà đối tượng được bộc lộ bởi sáng chế liên quan mà hưởng lợi từ những sự giảng dạy được thể hiện trong các mô tả ở trên và các hình vẽ kết hợp. Do đó, sẽ được hiểu rằng đối tượng được bộc lộ bởi sáng chế không bị giới hạn ở các phương án cụ thể được bộc lộ và rằng các thay đổi và các phương án khác được chủ định để được bao gồm bên trong phạm vi của yêu cầu bảo hộ kèm theo.

Sáng chế đề cập đến máy phát hiện dịch sinh học như máy phát hiện hemoglobin có khả năng nhận, lưu trữ và truyền thông tin về sức khỏe mà sử dụng máy truyền và nhận di động bao gồm các PDA điện tử, như điện thoại di động. Thêm nữa, sáng chế sử dụng máy phát hiện hemoglobin không xâm lấn mà được nối với máy truyền và nhận di động như các PDA bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, điện thoại di động.

Sáng chế ngoài ra còn đề cập đến không xâm lấn máy đo hemoglobin được phép dùng cho y tế từ xa mà có khả năng chuyển dịch mô hình này để sàng lọc chứng thiếu máu. Chi phí và chức năng của thiết bị này tạo điều kiện thuận lợi để sàng lọc bởi các

nhân viên y tế cộng đồng (CHW) ở các khu vực ngoại biên, mà mở rộng chất lượng chăm sóc tới các bà mẹ sống xa các trung tâm chăm sóc sức khỏe truyền thống. Thiết bị này thu dữ liệu sinh lý bằng kẹp ngón tay và chuyển các tín hiệu quang học thành sự đánh giá phân loại mà sử dụng thuật toán phân loại dựa vào máy học (machine learning) không tuyến tính. Các kết quả này được hiển thị trên màn hình của máy điện thoại di động, theo sự biểu diễn tượng hình, mã hóa bằng màu, để cho phép nhân viên sức khỏe cộng đồng chỉ biết đọc, không biết viết (semi-literate) đưa ra lời khuyên thích hợp cho phụ nữ mang thai về các bước kế tiếp. Hệ thống này tận dụng tính có mặt khắp nơi trên thế giới của điện thoại di động để báo cáo các phát hiện cho máy chủ trung tâm, như được minh họa trên Fig.8A và Fig.8B. Fig.8A minh họa sơ đồ của hệ thống theo sáng chế, và Fig.8B minh họa phương án được ưu tiên của thiết bị theo sáng chế. Nền tảng trực tuyến được kết hợp này cho phép đảm bảo chất lượng chương trình, theo dõi bệnh nhân được cá nhân hóa, giám sát chứng thiếu máu ở quy mô lớn và phân bổ nguồn lực của chính phủ có hiệu quả.

Nguyên lý cơ bản của phát hiện hemoglobin quang học dựa vào quang phổ học, và định luật Beer-Lambert:

$$I = I_{0,\lambda} e^{-\sum_i \varepsilon_{i,\lambda} \cdot \delta \cdot c_i}, (1)$$

ε = hệ số tắt của nguyên liệu i ở bước sóng λ ,

δ = chiều dài của đường truyền ánh sáng,

c_i = nồng độ của nguyên liệu i ,

I_0 = cường độ ánh sáng tới,

I = cường độ ánh sáng truyền qua

Theo phương trình (1), trong các điều kiện lý tưởng, cường độ ánh sáng truyền qua dung dịch có thể có liên quan đến thành phần của nó. Trong các điều kiện phòng thí nghiệm, máu có hiện tượng tan huyết thường được phân tích cách phù hợp ở một số bước sóng để xác định nồng độ chính xác của các loại hemoglobin khác nhau; điều này đôi lúc được sử dụng để xác định nồng độ của carboxyhemoglobin trong máu trong quá trình điều tra sau khi chết do lửa hoặc các trường hợp chết liên quan đến cacbon monoxyt.

Do quang thể tích được sử dụng để thu được dữ liệu hấp thụ từ máu mà không cần mẫu máu. Ánh sáng ở các bước sóng cụ thể, trong trường hợp này, ở bước sóng đẳng hấp thụ (isosbestic) với deoxyhemoglobin và oxyhemoglobin, 810nm, được chiếu qua mô, thường là ngón tay hoặc da tai, và ánh sáng truyền qua được bắt giữ. Trong quá trình

truyền, một phần của ánh sáng đi qua động mạch bên trong ngón tay và được hấp thụ bởi hemoglobin trong máu. Thành phần hấp thụ trong máu này thay đổi theo thời gian theo sự thay đổi đường kính của động mạch trong quá trình tâm thu và tâm trương. Do đó, có thể phát hiện được trong cường độ của ánh sáng truyền qua, là thành phần có xung có độ lớn có liên quan trực tiếp đến độ lớn của sự hấp thụ của máu động mạch.

Một vấn đề phát sinh khi cho ánh sáng đi qua mô là sự tán xạ và hấp thụ ánh sáng không thể dự đoán do tính không đồng nhất mô và đường đi của ánh sáng; điều này có thể được bù lại nhờ phép tính gần đúng đo tỷ lệ thuận:

$$O.D_{810} \approx \frac{\frac{AC_{810}}{DC_{810}}}{\frac{AC_{ref}}{DC_{ref}}} \quad (2)$$

$O.D$ = mật độ quang,

AC

= thành phần có xung của tín hiệu, trong trường hợp này, khoảng cách giữa hai đỉnh,

DC = thành phần không thay đổi của tín hiệu

Bên trong thành phần DC của mẫu số và tử số là các thành phần liên quan đến độ dày, tính không rõ ràng và hình dạng của mô, không phụ thuộc vào bước sóng cụ thể của ánh sáng được sử dụng; do đó, các thành phần này triệt tiêu trong (2), và cái còn lại là số đo đáng tin cậy của tỷ số của AC 's. Thuận tiện là, nếu mẫu số chứa bước sóng tham chiếu độc lập với Hb, thì tỷ số này trở nên có hiệu lực mạnh với các dao động của thể tích máu và độ tin cậy của phép đo được tăng lên.

Số đo quan tâm đơn giản là mật độ quang hoặc độ hấp thụ bởi máu trong động mạch ở 810nm. Độ lớn của mật độ hoặc độ hấp thụ này về bản chất là có tương quan với mức hemoglobin, do hemoglobin là thành phần hấp thụ chính của máu trong khoảng NIR. Việc sử dụng ánh sáng 810nm, trong đó các hệ số tắt của oxy-hemoglobin và deoxy-hemoglobin bằng nhau, đảm bảo mối quan hệ không bị ảnh hưởng bởi việc thay đổi nồng độ oxy hóa giữa nồng độ tổng của deoxyhemoglobin/oxyhemoglobin, cùng nhau chiếm 90-95% hàm lượng hemoglobin trong máu bình thường, và sự hấp thụ của 810nm bởi máu. Như vậy, sự ước tính độ hấp thụ này trực tiếp dẫn đến sự ước tính hàm lượng hemoglobin.

Một vấn đề cuối cùng là sự tán xạ ánh sáng bởi toàn bộ các tế bào máu có hình đĩa toàn đưa một mức độ nhỏ không tuyến tính vào hệ thống này. Phương trình Twersk (3) là một sự biểu thị đặc trưng được chấp nhận của mối quan hệ không tuyến tính này. Quang trọng là, trong các khoảng vật lý, đã được chứng minh rằng mối quan hệ giữa hematocrit và hấp thụ ánh sáng gần như tuyến tính; hệ quả là, có thể được lập luận rằng mối quan hệ giữa mức hemoglobin và độ hấp thụ có thể được ước chừng là gần như là tuyến tính trong các khoảng vật lý này, đặc biệt là nếu sự chính xác cực độ không là một yêu cầu, như theo sáng chế này.

Phương trình Twersky:

$$O.D = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) = \varepsilon \delta c - \log_{10} [10^{-a\delta h(1-h)} + q(1 - 10^{-a\delta h(1-h)})] \quad (3)$$

trong đó ε, δ, c giống như nêu trên,

a = hằng số phụ thuộc vào kích thước của RBC, chỉ số khúc xạ, và bước sóng,

h = hematocrit phân đoạn,

q = hằng số phụ thuộc vào kích thước của RBC, chỉ số khúc xạ, bước sóng, và góc khẩu độ của bộ tách sóng quang

Fig.1 minh họa một sơ đồ của thiết bị để đo hemoglobin trong máu, theo một phương án của sáng chế. Như được minh họa trên Fig.1, thiết bị 10 bao gồm điện thoại di động 12 mà có bộ truyền âm đầu ra 14 và cổng đầu vào 16. Hệ thống cảm biến 18 có dạng kẹp ngón tay, không được minh họa trong sơ đồ này, được ghép kèm với máy điện thoại di động 12 qua cổng đầu vào 16. Hệ thống cảm biến 18 bao gồm bảng mạch (không được thể hiện), được gọi là bảng mạch truyền thông tin, bao gồm thiết bị truyền thông 20 để truyền thông tin liên lạc từ hệ thống cảm biến 18 đến máy điện thoại di động 12. Hệ thống cảm biến 18 còn bao gồm LED 22 và bộ điều khiển LED 24. Bộ điều khiển LED 24 được ghép cùng với bộ chuyển mạch kích hoạt 26 và còn cùng với thiết bị bấm giờ 28 để kích hoạt LED để đọc hemoglobin. LED 22 được sử dụng để truyền ánh sáng đến bộ cảm quang 29 để xác định lượng ánh sáng được truyền từ LED qua mô của đối tượng đến bộ cảm quang 29. Bộ cảm quang 29 truyền thông tin về ánh sáng đến bộ khuếch đại hỗ dẫn vận hành 30 được tạo cấu hình để truyền thông tin về ánh sáng này đến máy điện thoại di động 12. Nguồn điện từ pin bên ngoài 32 có thể được sử dụng để cấp điện cho hệ thống này, thay vì nguồn điện bị hạn chế hơn mà có thể bị khai thác từ lỗ

cắm đầu từ của chính máy điện thoại di động này. Thiết bị chuyển đổi/ điều chỉnh điện thế 33, do đó, cũng có thể cần đến. Thiết bị được cấp năng lượng hoàn toàn bởi điện thoại di động cũng có khả năng với sự sử dụng các LED và mạch điện công suất thấp.

Hệ thống cảm biến 18 có thể bao gồm cảm biến công suất thấp, siêu rẻ, để giảm chi phí xuống để sử dụng ở các nước đang phát triển. Hệ thống cảm biến 18 được cắm vào và truyền thông tin đến máy điện thoại di động cấu hình thấp 12 qua cổng đầu vào 16, một đặc trưng gần như là thông dụng trên điện thoại di động. Sự tính toán có thể được thực hiện bởi gói chương trình applet trên điện thoại di động, và được cấp năng lượng bởi một pin nhỏ hoặc bởi chính điện thoại di động đó. Sự tính toán cũng có thể được thực hiện trên MATLAB trên máy tính xách tay, sử dụng các lỗ cắm tai nghe và lỗ cắm mic của máy tính làm các lỗ cắm thay thế cho các lỗ cắm đầu từ của máy điện thoại di động.

Như được đề cập trên đây có tham chiếu đến Fig.1, hệ thống cảm biến 18 bao gồm bảng mạch và kẹp ngón tay chứa LED's 22 và bộ cảm quang 29 hoặc điốt quang. Các hình vẽ Fig.2 và Fig.3 minh họa các hình vẽ phối cảnh của kẹp ngón tay, theo một phương án của sáng chế. Kẹp ngón tay 34 bao gồm phần đáy 36 để giữ bộ cảm quang 29, phần đỉnh 38 chứa LED's 22, và lò xo xoắn 40. Kẹp ngón tay có thể được làm từ nhựa, cao su, hoặc bất kỳ vật liệu thích hợp nào khác đã được biết bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực này. Lò xo xoắn 40 được tạo cấu hình vào để giữ phần đáy 36 và phần đỉnh 38 cùng với nhau, cũng như khiến kẹp được kẹp chặt lại để giảm sự cản trở từ ánh sáng bên ngoài. Toàn bộ kẹp ngón tay 34 tốt hơn là được che bởi lớp sơn màu đen nhám để giảm thiểu từ sự tán xạ và phản xạ ánh sáng bên trong máy cảm biến.

Hệ thống cảm biến 18 bao gồm LED's 22, ở các bước sóng được chọn từ nhóm bao gồm 522nm, 569nm, 570nm, 590nm, 660nm, 810nm, 940nm, 1050nm, và 1070nm. Các LED này được tạo cấu hình để cho phép ánh sáng được tạo ra chiếu qua ngón tay, ngón trỏ hoặc ngón giữa, và được thu lại bởi bộ cảm quang 29. Theo phương án ưu tiên, các LED với bốn bước sóng khác nhau gồm 569nm, 660nm, 810nm, và 940nm được sử dụng. Tuy nhiên, số lượng LED bất kỳ mà tạo ra số bước sóng ánh sáng bất kỳ cũng có thể được sử dụng, như được biết hoặc có thể hiểu được bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật. Nhóm các bước sóng được sử dụng trong phương án được ưu tiên dựa trên các kết quả thử nghiệm và phổ hấp thụ của oxyhemoglobin, deoxyhemoglobin, nước, và mô mỡ. Các LED được định tâm qua móng tay khi hệ thống này được đặt trên ngón tay của bệnh nhân. Điốt quang gốc silic được bố trí đi đôi với các

LED ở phía bên dưới ngón tay. Khi mỗi LED được kích hoạt, tia sáng đơn sắc đi qua ngón tay. Một vài trong số các tia sáng đơn sắc này bị tán xạ, một số bị hấp thụ bởi các thành phần cấu tạo máu, và số còn lại được truyền đến điốt quang, mà chuyển đổi năng lượng ánh sáng thành dòng điện. Điốt này tạo ra dạng sóng có hình dạng biểu đồ đo thể tích, mà được truyền đến thiết bị điều khiển của hệ thống này. Theo phương án ưu tiên của sáng chế, chỉ một bước sóng được áp dụng ở thời điểm cụ thể và các LED được tạo xung liên tục nhờ bộ vi điều khiển để kiểm soát chức năng của LED.

Thiết bị này hoạt động quay vòng qua các bước sóng theo khoảng thời gian định trước. Ví dụ, các bước sóng này có thể được quay vòng sau mỗi 20ms. Thiết bị tính toán liên kết với hệ thống này biết được bước sóng nào được áp dụng và do đó, đưa thông tin này vào xem xét khi tính toán. Thiết bị điều khiển, mà được vận hành bởi bộ vi điều khiển PIC, theo phương án được ưu tiên, hoạt động quay vòng qua mỗi kênh, kênh này đến kênh khác ở 40Hz (tức là, 40Hz trên mỗi kênh). Khi một kênh được cho phép, thông tin đầu ra của bộ khuếch đại trở kháng xuyên được gửi đến mạch lọc của kênh này nhờ sự chuyển đổi tín hiệu tương tự và các kênh khác bị vô hiệu hóa. Sau vài trăm micro giây, hai phép đọc tín hiệu tương tự 12 bit được thực hiện ở mỗi kênh. Một trong số chúng là biểu đồ đo thể tích thô sau bộ khuếch đại trở kháng xuyên; phép đọc còn lại là biểu đồ đo thể tích được khuếch đại tiếp và được lọc, mà được định tâm trên sự tiếp đất giả là 2,5 vôn. Kênh hiện thời tiếp sau đó bị vô hiệu hóa, trị số PWM của kênh tiếp theo được viết vào thông tin đầu ra PWM, và quy trình này lặp lại. Fig.13 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của các chi tiết cho thuật toán điều khiển bốn kênh.

Ở cuối một chu kỳ hoàn chỉnh (qua tất cả bốn kênh), dữ liệu được mã hóa và được kết xuất tới điện thoại di động. Mỗi đoạn dữ liệu được gửi với ba byte: một từ mã hóa để biểu thị điểm dữ liệu hợp lệ; byte thứ hai bao gồm ID của kênh, loại điểm dữ liệu, và bốn byte phía trên của điểm dữ liệu; và byte thứ ba, mà là byte thấp của điểm dữ liệu. Fig.14 minh họa sơ đồ biểu thị dữ liệu mã hóa các chi tiết cho quy trình truyền thông tin này.

Ánh sáng có bước sóng thấp hơn (trong trường hợp này, 569nm), không thể đi qua ngón tay một cách chắc chắn trừ khi ánh sáng có cường độ cao được sử dụng. Trong khi không có LED như vậy trên thị trường thích hợp với nhu cầu của mẫu đầu tiên này, đã nhận thấy rằng hai LED 569nm có cường độ trung bình có thể tạo ra tín hiệu đáng tin cậy khi được kích hoạt song song. Do đó, theo phương án được ưu tiên, năm LED tổng cộng (có bốn bước sóng độc nhất) đã được sử dụng trong phương án được ưu tiên theo sáng

chế. Vết tiếp xúc thu được của các nguồn điểm trong các LED này là 3,0mm x 3,5mm, thấp hơn nhiều so với sự liên kết 4mm x 6mm có nguồn gốc từ phép đo diện tích móng tay của một phụ nữ thấp bé, như được minh họa trên Fig.9. Fig.9 minh họa sự bố trí LED cho kẹp ngón tay theo thiết bị của sáng chế. Các LED này được tạo cấu hình đặt trên bảng cơ sở được in 3D hoặc bất kỳ bảng thích hợp nào khác được cấu trúc để đặt và chứa bảng mạch mà giữ các LED và các điốt quang. Bảng nền được bảo đảm an toàn bằng hộp đựng của bộ cảm biến, giảm đáng kể chuyển động của thành phần lạ và đảm bảo rằng sự bố trí LED so với ngón tay là thích hợp.

Các đầu dò bao gồm các tấm đáy là các phương tiện làm giảm biến dạng, như được minh họa trên Fig.10. Fig.10 minh họa thiết kế kẹp ngón tay theo một phương án của sáng chế. Các kênh điều khiển LED được che chắn và được cách điện tách biệt với cái mà mang dạng sóng được tạo ra bởi điốt quang nhằm loại bỏ nhiễu ra khỏi mạch điều khiển. Các đầu dò nối qua cổng kết nối D-Sub 9 chân tiêu chuẩn. Việc kiểm tra tính biến thiên cảm biến đang diễn ra với quy trình giống hệt để đánh giá tính biến thiên giữa các đầu dò và tính biến thiên bên trong đầu dò, ảnh hưởng của mức pin đến tín hiệu thu được và các ảnh hưởng của việc đặt ngón tay lên thiết bị này.

Dựa vào định luật Beer-Lambert, cường độ của ánh sáng được hấp thụ bởi bộ cảm quang có liên quan đến sự hấp thụ của các chất bên trong môi trường mà chùm tia đi qua. Đo quang thể tích là phương pháp sử dụng dữ liệu hấp thụ để trích xuất thông tin cụ thể là về thành phần của máu. Bởi vì sự hấp thụ máu động mạch tăng và giảm, khi có thể tích máu trong quá trình tâm thu và tâm trương, bên trong tín hiệu thu được này là sóng có xung nhỏ, được gọi là biểu đồ đo thể tích. Các đặc tính của tín hiệu xung này, bao gồm biên độ và biến thời gian, có thể được giả sử là có liên quan đến các thay đổi chỉ trong thành phần máu động mạch.

Khi sử dụng ánh sáng được chiếu qua mô, sự tán xạ và phản xạ ánh sáng là không thể dự đoán được. Để giảm ảnh hưởng của sự tán xạ và phản xạ ánh sáng không thể dự đoán được mà gây ra bởi các thành phần của mô như hình dạng và tính chắn sáng, phép làm gần đúng đo tỷ lệ thuận được sử dụng, trong đó độ dốc tham số của các đạo hàm thời gian của các dạng sóng ở hai bước sóng được tính toán. Phương pháp này tương đương với phương pháp thông thường để tính tỷ số của các tỷ số của AC, hoặc để thay đổi thành phần, trên DC, không thay đổi thành phần, ở hai bước sóng được sử dụng trong đo oxy

xung, nhưng được dự kiến sẽ đáng tin cậy hơn trong các điều kiện khác nhau, do việc sử dụng lượng thông tin có sẵn của một dạng sóng lớn hơn của nó, và sự phụ thuộc của nó vào các tỷ số của phương sai thời gian, thay vì sử dụng biên độ thuần túy, của dạng sóng này. Fig.7 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của phương pháp tương quan độ dốc, được sử dụng theo một phương án của sáng chế. Độ dốc của nội suy tuyến tính của $dA_{\lambda 1}$ với $dA_{\lambda 2}$ là phương pháp độ dốc tham số hoặc tương quan độ dốc, được biểu thị bởi các phương trình được ghi lại dưới đây.

Đại diện các thành phần không đổi của mô

$$DC_a = \boxed{f(r_a, r_f, \lambda)} DC, \quad DC = DC_a + DC_b$$

$$\Delta OD_{tot} = AC/DC_a = [1/f(r_a, r_f, \lambda)] AC/DC \equiv (1/f) R$$

$$R_{ij} \equiv \frac{R_i}{R_j} = \frac{AC_i/DC_i}{AC_j/DC_j} = \frac{f(r_a, r_f, \lambda_i) \Delta OD_{tot,i}}{f(r_a, r_f, \lambda_j) \Delta OD_{tot,j}} \approx \frac{\Delta OD_{tot,i}}{\Delta OD_{tot,j}},$$

$$f(r_a, r_f, \lambda_i) \approx f(r_a, r_f, \lambda_j)$$
(4)

$$dA_{\lambda} = \frac{I_i - I_{i-1}}{(I_i + I_{i-1})/2}, \quad (5)$$

Thành phần AC chứa thông tin về mẫu động mạch trong khi thành phần DC chứa thông tin về độ hấp thụ từ hình dạng và đường truyền mô. Để thu được dữ liệu đối với cả hai bước sóng ánh sáng, hai chùm ánh sáng này cần được bật ở thời gian khác nhau để thu được dữ liệu cho mỗi bước sóng cụ thể. Theo sáng chế, xung này được ghi lại từ một bước sóng trong 10 giây, và sau đó LED's được chuyển đổi thủ công và dữ liệu thu được từ bước sóng thứ hai. Quá trình chuyển đổi cũng có thể được tự động hóa, qua bộ chuyển đổi phụ thuộc tần số được kiểm soát bởi các âm thanh được phát bởi máy điện thoại di động. Hơn nữa, LED's cuối cùng là có thể được tạo xung ở tốc độ cao sử dụng 555 cái thiết bị bấm giờ, như trong đo oxy xung; điều này có lợi trong việc giảm nhiễu quang học, và cho phép đồng thời, thay vì lần lượt, thu các dạng sóng ở hai bước sóng, tăng độ tin cậy của các phép đo. Cuối cùng là, bởi vì sáng chế sẽ đo một trị số Hb đơn, thay vì các trị số liên tục, như trong đo oxy xung hoặc các máy đo Hb dựa vào biểu đồ đo thể tích bán thương mại, từ dữ liệu và được tính trung bình theo thời gian, phương pháp này có thể được mong đợi là kháng nhiễu tốt hơn. Kháng nhiễu ngoài ra có thể đạt được bằng

việc sử dụng các phương pháp xác định và loại bỏ nhiễu (tự tương quan) để loại bỏ các xung dị thường mà gây ra bởi sự chuyển động của các thành phần lạ hoặc các nguồn nhiễu khác; điều này không được thực hiện trong thiết kế mạch điện này.

Sự loại bỏ các mẫu kém được thực hiện bởi sự đánh giá, dựa vào dạng sóng trong quá trình kiểm tra ban đầu. Cũng có vấn đề về sự truyền trung bình khác nhau của ánh sáng giữa người này với người khác do nhiều yếu tố khác nhau; ai đó có thể cung cấp tràn đầy điốt quang, hoặc ngược lại không cung cấp tín hiệu đủ mạnh. Vấn đề này được hiệu chỉnh sử dụng thành phần kiểm soát tăng tự động, mà hiệu chỉnh điện thế mà điều khiển LED, nếu điện thế trung bình đầu ra quá cao hoặc quá thấp, sao cho điện thế DC hạ xuống xung quanh khoảng 2-2,5V (nằm ngoài khoảng vận hành tối đa là 0-3,3V hoặc 5V) tại đó xung có thể nhìn thấy được. Sự hiệu chỉnh kiểm soát tăng mất xấp xỉ 2-8 giây để làm ổn định. Thiết bị này có thể được hiệu chỉnh thủ công sử dụng các biến trở (trimpot) chống biến đổi.

Một khía cạnh quan trọng khác của sáng chế là bảng mạch truyền thông tin. Fig.4 minh họa sơ đồ mạch điện của bảng mạch cảm biến chính, theo một phương án của sáng chế. Tốt hơn là, bảng mạch truyền thông tin có thể ở dạng thiết bị riêng, nhỏ, khép kín mà cắm vào máy điện thoại di động qua lỗ cắm đầu từ và hoạt động như là vật liên lạc giữa các cảm biến khác nhau —bao gồm bộ cảm quang— và máy điện thoại di động. Các cảm biến này cũng có thể ở dạng các thiết bị ngoại vi có thể hoán chuyển. Tính linh hoạt của thiết bị như vậy sẽ là vô giá, cho phép nhiều loại dữ liệu được thu thập và được chuyển tiếp từ xa qua máy điện thoại di động; ví dụ, pH của đất và nước, các phép đọc EKG, ô nhiễm không khí, không kể những điều khác. Hai phương pháp truyền thông tin có thể mà có thể được sử dụng để thực hiện sáng chế. Tuy nhiên, bất kỳ phương pháp giao truyền thông tin nào khác đã được biết đến hoặc có thể nhận thức được bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật cũng có thể được sử dụng. Một trong số các phương pháp này là bộ điều biến biên độ (AM) và phương pháp khác là đánh tín hiệu dịch tần nhị phân (BFSK).

Fig.5 minh họa sơ đồ mạch điện ví dụ của bảng mạch truyền thông tin BFSK theo một phương án của sáng chế. BFSK được bàn luận ở đây như là thiết bị ưu tiên để truyền thông tin do tính linh hoạt và khả năng chống nhiễu của nó, và khả năng truyền các thông điệp không bị thay đổi do bản chất tương tự của nó. Điều biến biên độ đơn giản hơn, nhưng cũng có khả năng khó khăn như hoặc khó khăn hơn để giải điều chế, và là đối

tượng của mất thông tin và phạm vi hoạt động hẹp. Khó khăn chính đối với bất kỳ phương pháp truyền thông tin nào là thực tế là giấc âm thanh của điện thoại di động được ghép nối AC, và do đó, bất kỳ tín hiệu nào đi qua nó phải có tần số nằm trong phạm vi được chấp nhận, khoảng 300Hz - 3kHz. Ngắn gọn là, AM khuếch đại tín hiệu có tần số thấp với sóng mang (có hình sin) có tần số cao. Tín hiệu thu được có thể được đi qua giấc âm thanh và được giải điều chế bên trong điện thoại bằng thuật toán tách sóng đường bao.

Thiết bị điều khiển bao gồm thành phần thuộc phần cứng và các thuật toán phần mềm được phát triển để thu và xử lý dữ liệu từ kẹp ngón tay. Nó là thành phần điều khiển các LED và nhận tín hiệu điện tử từ điốt quang. Tín hiệu điện tử được lọc, khuếch đại, và được xử lý để thu được tín hiệu có thể sử dụng được. Tín hiệu biểu đồ đo thể tích có xung (PPG) thu được từ ngón tay là rất yếu và nhiễu, cấu thành chỉ 2%–3% toàn bộ tín hiệu. Kết quả là, lọc và khuếch đại sau xử lý kéo dài được yêu cầu để loại bỏ tín hiệu nhiễu điện tử và khuếch đại tín hiệu PPG. Pin và thiết bị điều khiển được đựng trong hộp đựng được thiết kế tùy chỉnh được minh họa trên Fig.12A và Fig.12B. Fig.12A minh họa hình vẽ mặt cắt của hộp đựng thể hiện sự đặt pin và thiết bị điều khiển và Fig.12B minh họa ảnh phối cảnh phía trên của hộp đựng. Hộp đựng được nối giữa thiết bị tính toán hoặc điện thoại thông minh và kẹp ngón tay. Pin trong hộp đựng cấp điện cho các linh kiện điện tử của kẹp ngón tay cũng như thiết bị điều khiển. Thiết bị điều khiển liên lạc có dây hoặc không dây với thiết bị tính toán, điện thoại thông minh, máy chủ hoặc thiết bị khác. Thiết bị điều khiển cũng có thể được tạo thành mạng lưới với các thiết bị khác, một máy chủ được liên kết hoặc hệ thống có liên quan đến tính toán khác.

Thiết bị này sử dụng bộ vi điều khiển tích hợp để tạo, thu, và truyền các biểu đồ đo thể tích thô và dữ liệu đã được xử lý đến điện thoại di động. Bộ vi điều khiển được lập trình với phương tiện có thể đọc được bằng máy tính không chuyển tiếp mà đồng thời 1) điều biến một loạt các bộ chuyển mạch mà thay đổi sự phân phối điện đến mỗi kênh trong số bốn kênh truyền tín hiệu, và 2) đọc các kênh thu tín hiệu. Bộ điều biến độ rộng xung được sử dụng để tạo ra sự tự điều chỉnh mức dòng đến điốt phát xạ ánh sáng của bộ cảm biến. Tín hiệu đã truyền mà được nhận bởi điốt quang được khuếch đại qua bộ khuếch đại trở kháng xuyên tùy chỉnh. Bộ chuyển đổi tín hiệu tương tự thành tín hiệu số của bộ vi điều khiển đọc và lưu trữ điện áp đầu ra mức 40Hz cho mỗi kênh trong số bốn kênh này. Sau đó, các tín hiệu này được đi qua một loạt bộ lọc: bộ lọc chặn để loại bỏ nhiễu ở

50Hz, cũng như các bộ lọc thông cao và thấp và chủ động và bị động mà dẫn đến độ rộng dải tần là 0,8-5,0Hz.

Biểu đồ đo thể tích quang tương ứng với mỗi LED riêng có thể được tách ra và điện thế tối thiểu và tối đa của thành phần có xung được đo. Điều này được sử dụng để thu được tỷ số của các tỷ số, được gọi là R, mà được tính với hai bước sóng và có thể có liên quan đến mức hemoglobin. Phân tích phức tạp hơn có thể đưa ra các trị số R cho ba hoặc nhiều bước sóng, và các bước sóng bổ sung có thể tăng cường mối tương quan giữa trị số R và trị số hemoglobin kết quả. Trong đó, V_{AC} và V_{DC} là các trị số đối với LED 1 và LED 2 của đường mốc xoay chiều và đường mốc DC, tương ứng.

$$R = \frac{\ln(V_{AC1}/V_{DC1})}{\ln(V_{AC2}/V_{DC2})} \quad (6)$$

Một vấn đề là sự nén được thực hiện tự động bằng điện thoại khi truy cập cổng đầu vào. Do đó, có thể khó thu được dạng sóng quang phổ đầy đủ ở dạng tĩnh; các tần số thấp- tức là tín hiệu quan tâm- có thể được lọc ra một cách tự động bằng phần cứng bên trong điện thoại để cố gắng tách riêng các tần số điều hòa hữu thanh để dùng trong truyền thông tin âm yếu. Mặt khác, nếu các tần số cụ thể này được biết đến, thì phương pháp sử dụng chỉ một hoặc hai trong số chúng là lợi thế đáng kể. BFSK là phương pháp truyền tín hiệu số đơn giản có từ những năm 1950, khi nó được sử dụng bởi các môđem điện thoại Bell 202; nó đơn giản là đại diện cho nhị phân 1 và 0 như là hai tần số được phân tách hoàn toàn.

Một thuật toán hiệu quả để tính toán công suất của sự hiện diện của một tần số cụ thể, thuật toán Goertzel, sau đó có thể được sử dụng để giải mã tín hiệu đại diện cho chuỗi bit. Bằng việc tránh phép tính của các biến đổi Fourier nhanh trên tất cả các tần số, thuật toán này làm cho việc thực hiện phát hiện âm có thể có trong một thiết lập tính toán thấp - như máy điện thoại di động cấu hình thấp. Sự chuyển đổi tín hiệu điện thế thành tín hiệu số được thực hiện bằng bộ chuyển đổi tín hiệu tương tự-tín hiệu số (ADC). Tín hiệu số này sau đó được mã hóa trong BFSK nhờ mạch điện đặc hiệu. Sáng chế được sử dụng kết hợp với ứng dụng phần mềm của điện thoại di động, tốt hơn nếu được mã hóa trong Java. Bất kỳ ngôn ngữ mã hóa hoặc ứng dụng phần mềm nào khác được biết đến hoặc được nhận thức bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật cũng có thể

được sử dụng. Bảng hiển thị hình ảnh về mức thiếu máu có thể được cung cấp cho nhân viên y tế thông qua GUI, và một trị số có thể được ghi lại và truy cập. Thêm nữa, trị số hemoglobin có thể được gửi qua SMS đến máy chủ trung tâm. Chương trình MATLAB trên máy tính cá nhân, máy tính bảng, hoặc máy tính khác có thể được sử dụng để thu được dữ liệu trực tiếp, hiển thị nó, và phân tích nó ở thời điểm thực hoặc thời điểm sau đó.

Tần số sóng mang để điều biến (AM) được tạo ra bởi âm được phát ở tần số cụ thể bằng điện thoại, và được xuất ra qua kênh đầu ra. Nếu máy điện thoại di động có khả năng về âm thanh nổi, hai kênh riêng có sẵn để sử dụng. Nếu hai kênh riêng có sẵn để sử dụng, một kênh có thể được sử dụng để thu năng lượng qua mạch điện tăng áp và chỉnh lưu, hoặc để tạo ra các lệnh dựa trên tần số với hệ thống này, ví dụ với bộ điều khiển LED phụ thuộc tần số, trong đó các tần số khác nhau khiến LED khác nhau được bật lên, tương tự với cái xảy ra trong bộ phận ánh sáng. Nếu điện thoại di động chỉ có khả năng đơn kênh, kênh này có thể được dành riêng cho tần số sóng mang, trong khi tín hiệu đang được truyền. Tuy nhiên, các khoảng thời gian thu dữ liệu gián đoạn - trong đó một LED duy nhất sẽ được bật ở thời gian nhất định và dữ liệu được ghi lại, kênh này có thể được sử dụng tạm thời để ra lệnh cho mạch điện "đổi" các bước sóng, sử dụng bộ chuyển đổi phụ thuộc tần số. Điều này tránh được yêu cầu đối với bất kỳ bộ vi điều khiển nào trên bảng mạch cảm biến bên ngoài, tối đa hóa những gì được thực hiện bởi điện thoại di động và giảm thiểu độ phức tạp và chi phí của thiết bị tổng thể.

Do vậy, điện thoại di động sẽ có thể thu được các tín hiệu từ bộ cảm biến bằng cách điều chế tín hiệu biểu đồ đo thể tích lên sóng mang, và nhập dạng sóng thu được vào đầu vào đầu vào của giác cảm đầu từ. Nhờ AM, một tín hiệu có thể được đại diện bằng cách điều chế biên độ của sóng mang

Một sóng mang cụ thể được biểu diễn bởi hàm số:

$$c(t) = A_c \cos(\omega_c t + \phi_c) \quad (7)$$

Trong đó A_c là biên độ, ϕ_c là pha ban đầu, và tần số (Hz) của sóng có thể được biểu thị là ω_c , và tín hiệu này sẽ được biểu hiện bởi sóng mang được cụ thể bởi hàm số:

$$S(t) = A_s \sin(\omega_s t + \phi_s) \quad (8)$$

Trong đó A_s là biên độ, ϕ_s là pha ban đầu, và tần số (Hz) của sóng có thể được biểu thị là $\frac{\omega_c}{2\pi}$, và tín hiệu này sẽ được biểu hiện bởi sóng mang được cụ thể bởi hàm số:

$$S(t) = A_s \sin(\omega_s t + \phi_s), (9)$$

trong đó A_s là biên độ, ϕ_s là pha ban đầu, và tần số (Hz) của sóng có thể được biểu thị là $\frac{\omega_s}{2\pi}$, và tần số của sóng mang lớn hơn nhiều so với tần số của tín hiệu, hay là $\frac{\omega_c}{2\pi} \gg \frac{\omega_s}{2\pi}$, tín hiệu AM có thể được biểu hiện như một tích số:

$$S_{\text{được điều biến}}(t) = [1 + S(t)] * c(t) \quad (10)$$

AM thường được sử dụng để truyền sóng vô tuyến trên các khoảng cách dài, và là một phương pháp đơn giản hơn nhưng chống nhiễu kém hơn so với điều tần (FM). Trong thiết bị này, AM sử dụng sóng mang trong dải thanh âm (1-10kHz) được yêu cầu để nhập vào mic được ghép với AC của điện thoại di động để phát hiện tín hiệu. Một khi tín hiệu AM đã được bắt bởi điện thoại di động, phương pháp tách sóng đường bao không đắt tiền tính toán được sử dụng để trích xuất tín hiệu ban đầu, mà bao gồm việc tìm kiếm các cực đại tiêu điểm của tín hiệu AM. Đã biết rằng tín hiệu đập ở tần số thấp hơn nhiều so với sóng mang, có thể giữ lại hầu hết các thông tin của tín hiệu ban đầu.

Sau đó, tất cả các tính toán được thực hiện bởi chương trình ứng dụng applet trên điện thoại di động. Fig.6 minh họa ảnh của điện thoại di động hiển thị tín hiệu, theo một phương án của sáng chế. Mức hemoglobin được ước tính được chuyển thành biểu tượng trực quan dễ hiểu trên giao diện người dùng dạng đồ thị trên màn hình điện thoại di động. Biểu tượng này có thể bao gồm một sự mô tả bằng hình ảnh và/ hoặc màu sắc thể hiện trạng thái thiếu máu của bệnh nhân. Tốt hơn nếu dữ liệu để hiển thị được trình bày theo một cách đơn giản, để nó có thể được hiển thị trên các GUI của điện thoại cơ bản, và không cần sử dụng điện thoại thông minh, trừ khi có sẵn. Trong quá trình khởi động thiết bị này, màn hình sẽ hiển thị thông tin phản hồi để cho phép người dùng biết khi bộ cảm biến được kết nối chính xác, và các tín hiệu có thể sử dụng được thu nhận từ bệnh nhân. Trong quá trình thu thập dữ liệu, hiển thị thời gian thực của dạng sóng biểu đồ đo thể tích sẽ được hiển thị trong một phần của màn hình, như được minh họa trên Fig.6. Đồng thời, một hệ thống bảng chọn trên applet sẽ cho phép nhân viên y tế nhập tên và các thông tin quan trọng khác. Thông tin này sẽ được lưu trữ và sau cùng là được chuyển tiếp, cùng với việc đọc hemoglobin và tình trạng thiếu máu, thông qua SMS tới cơ sở dữ liệu vĩnh viễn. Điều quan trọng là việc chuyển tiếp tin nhắn này cho phép vị trí của phép đọc này được xác định qua các vị trí tháp điện thoại di động và được ghi lại. Tất cả thông tin này

là vô giá đối với các sở y tế địa phương trong lập kế hoạch sức khỏe cộng đồng, và theo dõi phụ nữ mang thai mắc chứng thiếu máu mức độ nghiêm trọng để chăm sóc sau đó.

Theo phương án khác của sáng chế, một bước sóng đơn của ánh sáng được sử dụng, 810nm, thay vì hai. Điều này sẽ cho phép bảng mạch của bộ cảm biến cực kỳ đơn giản chỉ bao gồm LED và mạch phát hiện ánh sáng, và hệ thống AM.

Phương án khác của sáng chế sử dụng ba bước sóng ánh sáng. Hai trong số các bước sóng này là các bước sóng được sử dụng phổ biến trong đo oxy xung, 660nm (đỏ) và 930-940nm (IR), và 810nm. Điều này sẽ cho phép thiết bị này ngoài ra, được sử dụng như là một máy đo oxy xung, và chương trình ứng dụng trên điện thoại di động sẽ có các tùy chọn cho phép đo oxy xung và/ hoặc phát hiện hemoglobin.

Theo phương án biến thể của sáng chế, điều tần (FM) được sử dụng thay vì AM để truyền thông tin cho điện thoại di động. Cụ thể là, đánh tín hiệu dịch tần nhị phân (BFSK) là phương pháp vẫn khá đơn giản và chống nhiễu tốt hơn để truyền thông tin sử dụng tần số. Những tần số này sẽ cần phải được tạo ra trên bộ cảm biến, yêu cầu chuyển đổi tín hiệu tương tự sang tín hiệu số và tăng độ phức tạp và chi phí của thiết bị. Tuy nhiên, việc số hóa dữ liệu cho phép nhiều loại dữ liệu khác nhau được truyền, không chỉ là điện áp. Ngoài ra, BFSK đáng tin cậy hơn, và cuối cùng là nhạy hơn AM để truyền dữ liệu cho điện thoại di động. BFSK gồm hai âm, mỗi âm đại diện cho 1 hoặc 0. Giải mã ở phía điện thoại di động có thể được thực hiện tương đối dễ, mà do đó cho phép tốc độ truyền cao hơn.

Phân tích dữ liệu đã cho thấy trạng thái không tuyến tính trong biểu đồ đo thể tích sinh lý của các bệnh nhân có trị số hemoglobin thấp so với trạng thái của bệnh nhân có trị số hemoglobin cao hơn. Để đánh giá đúng khoảng đầu vào phi tuyến tính, thiết bị này sử dụng các máy vector hỗ trợ (SVM) để phân tích dữ liệu bệnh nhân. SVM là bộ phận loại tuyến tính nhị phân không theo xác suất. Điều này cho phép tách dữ liệu thành hai nhóm riêng rẽ. Các SVM được chọn vì phân loại phù hợp hơn để chống "bùng nổ tổ hợp", cho phép nó hoạt động tốt bất chấp sự khan hiếm dữ liệu thu được từ bệnh nhân mắc chứng thiếu máu. SVM thứ nhất đã được sử dụng để phân loại bệnh nhân thành "mắc chứng thiếu máu" hoặc "khỏe mạnh" dựa vào trị số lớn hơn hoặc nhỏ hơn 10,5g/dL đã được phát hiện. Sau đó, các bệnh nhân thuộc nhóm mắc chứng thiếu máu được tách ra và SVM thứ hai đã được sử dụng để phân loại thành thiếu máu "nhẹ" khi các bệnh nhân có các trị số hemoglobin là giữa 9–10,5g/dL và thiếu máu mức "trung bình hoặc nghiêm

trọng” khi các bệnh nhân có các trị số hemoglobin dưới 9g/dL. Cuối cùng, điều quan trọng cần lưu ý là kết quả từ SVM là một ma trận gồm các hằng số, cho phép tất cả các tính toán được thực hiện trên điện thoại di động. Các bộ phân loại được đào tạo độc lập và sau đó kết hợp để tăng độ chính xác. Đây là một kỹ thuật tập thể để đào tạo các bộ phân loại. Như đã lưu ý ở trên, ma trận được huấn luyện là trên vật lưu trữ lâu dài có thể đọc được bằng máy tính trên thiết bị của bệnh nhân. Thiết bị này có thể nối mạng tới máy chủ và/ hoặc máy chủ đám mây để cập nhật ma trận. Kết quả từ việc tính toán tập hợp của các bộ phân loại sau đó được đẩy trở lại vào thiết bị của bệnh nhân.

Cảm biến kẹp ngón tay được kết nối với điện thoại di động có ứng dụng điện thoại được thiết kế để sử dụng theo sáng chế này. Sau khi mức hemoglobin được xác định và báo cáo người dùng, ứng dụng này sẽ gửi dữ liệu cụ thể của bệnh nhân tới máy chủ trung tâm được bảo mật. Dữ liệu được gắn thẻ địa lý được kết hợp để đưa ra bản đồ nhiệt độ tỷ lệ thiếu máu lên Google Map trong thời gian thực. Cuối cùng, dữ liệu sẽ được cung cấp một cách an toàn cho các tổ chức phi lợi nhuận cũng như các bộ y tế ở các quốc gia tương ứng.

Thiết bị theo sáng chế này được hình dung để phân loại bệnh nhân thành 4 loại của chứng thiếu máu (bình thường, nhẹ, trung bình, nghiêm trọng). Bằng cách này, công nghệ này được dự định sẽ được sử dụng như một công cụ sàng lọc ở những khu vực không có cơ sở y tế địa phương. Cung cấp thông tin về nhóm phân loại mà phụ nữ thuộc về có thể giúp cô ấy tự đưa ra quyết định về sự cần thiết phải điều trị. Hơn nữa, trường hợp sử dụng này cung cấp một phương pháp để chính phủ cải thiện báo cáo ở các khu vực khó tiếp cận. Phần mềm lập bản đồ giá trị thời gian thực sẽ cực kỳ hữu ích để cho phép thu thập dữ liệu ở mọi nơi.

Mục tiêu của thiết kế giao diện là để đơn giản hóa quy trình sàng lọc chứng thiếu máu đối với nhân viên chăm sóc sức khỏe. Giao diện “xanh lá, vàng, cam, đỏ” đơn giản sẽ báo cho nhân viên y tế các mức độ “không mắc, nhẹ, trung bình, và nghiêm trọng” của chứng thiếu máu. Phần mềm này, sau đó, sẽ hướng nhân viên chăm sóc sức khỏe đến nhóm hành động thích hợp, tức là:

1. Không mắc (xanh lá): “Giữ nguyên chế độ ăn uống và chế độ dùng viên sắt/ axit folic. Đến cơ sở y tế một cách thường xuyên”.

2. Nhẹ (vàng): “Giữ nguyên chế độ ăn uống và chế độ dùng viên sắt/ axit folic. Đến cơ sở y tế một cách thường xuyên”.
3. Trung bình (cam): “Nếu bạn đã dùng việc dùng viên sắt/ axit folic thì hãy tiếp tục. Đặt lịch khám tại cơ sở y tế càng sớm càng tốt.
4. Nghiêm trọng (đỏ): “Đến khám tại cơ sở y tế ngay lập tức để có sự can thiệp thích hợp”. Trong trường hợp này, nhân viên chăm sóc sức khỏe thậm chí có thể tạo điều kiện thuận lợi cho việc khám ngay tại phòng khám hoặc bệnh viện.

Bảng điều khiển đầu phía sau (back-end) theo dõi mức độ nghiêm trọng của chứng thiếu máu trên cơ sở từng trường hợp cụ thể với khả năng truy tìm theo các hệ tọa độ GPS, và số điện thoại của thiết bị xuất phát. Bảng điều khiển có thống kê theo thời gian và không gian về độ nghiêm trọng của chứng thiếu máu mức độ vĩ mô (bang), quy mô trung bình (quận địa phương) và vi mô (cá nhân bệnh nhân). Trên đầu phía sau này, tất cả các dữ liệu được truyền đến máy chủ trung tâm (hoặc các máy chủ) mà lưu trữ vị trí địa lý, mức hemoglobin và số nhận dạng CHW, mà sau đó có thể được truy cập bởi bất kỳ máy tính nào có kết nối mạng. Các mức độ khác nhau của quy trình bảo mật có thể được sử dụng để giữ quyền riêng tư của bệnh nhân. Máy chủ lưu trữ tập trung dữ liệu và tạo ra các lá cờ trực quan và bản đồ nhiệt để chỉ ra các trường hợp mắc chứng thiếu máu mức độ trung bình và nghiêm trọng.

Theo phương án được ưu tiên, ứng dụng Android tùy chỉnh đã được phát triển để làm giao diện của người dùng. Bất kỳ ứng dụng máy tính hoặc nền tảng máy tính thích hợp nào khác cũng có thể được sử dụng, và sáng chế không bị giới hạn ở Android, điện thoại di động, hoặc dạng thức “app”. Người dùng có khả năng nhập tên, tuổi, tuổi thai, và vị trí của bệnh nhân. Điện thoại di động nhận và lưu trữ dạng sóng được truyền bởi thiết bị điều khiển. Ứng dụng này sau đó xác định các đoạn của dạng sóng mà không có sự di chuyển của thành phần lạ hoặc tín hiệu nhiễu khác che mất tín hiệu biểu đồ đo thể tích, và đưa tín hiệu này vào thuật toán phân loại. Thuật toán này xác định liệu dạng sóng này có phù hợp với các đặc tính của các dạng sóng mắc chứng thiếu máu hoặc không mắc chứng thiếu máu, và phân loại bệnh nhân thành “nhóm” gồm thiếu máu mức độ nghiêm trọng/ trung bình, thiếu máu mức độ nhẹ hoặc không mắc chứng thiếu máu. Qua sự kết nối với đám mây hoặc qua SMS, việc đánh giá hemoglobin và dữ liệu bệnh nhân được gửi đến máy chủ trung tâm và được thêm vào cơ sở dữ liệu. Cơ sở dữ liệu này cho phép

bác sĩ truy cập các bản ghi về bệnh nhân và các nhân viên chính phủ lập bản đồ phân bố chứng thiếu máu nhẹ, trung bình, nghiêm trọng ở khu vực quan tâm.

Hệ thống vận hành lấy thông tin đầu vào từ người dùng và thiết bị và cập nhật ứng dụng bản đồ. Các hình vẽ từ Fig.11A-Fig.11E minh họa ảnh chụp màn hình từ ứng dụng máy tính theo sáng chế. Cụ thể hơn là, Fig.11A minh họa điện thoại thông minh. Fig.11B minh họa sự thu thập dữ liệu, hiển thị biểu đồ đo thể tích. Fig.11C minh họa sự thu thập dữ liệu bệnh nhân và giao diện người dùng. Fig.11D minh họa thông tin bệnh nhân được bố trí trên sơ đồ dựa trên ứng dụng máy tính, và Fig.11E minh họa sơ đồ nhiệt làm ví dụ biểu thị các trường hợp thiếu máu mức độ trung bình và thiếu máu mức độ nghiêm trọng từ nghiên cứu thực địa ở Đông Ấn Độ. Sáng chế cũng có thể được thực hiện mà sử dụng điện thoại cơ bản hoặc điện thoại tính năng, cho phép tính phổ biến lớn hơn.

Mức độ vĩ mô, thiết bị với dữ liệu bệnh nhân theo thời gian và theo khu vực địa lý mà theo dõi các khả năng sẽ tạo điều kiện cho sự phát triển chính sách sức khỏe công cộng ở các nước đang phát triển. Nền tảng như vậy giúp Bộ Y tế và các tổ chức phi chính phủ (NGO) xác định các khu vực chịu gánh nặng bởi các tỷ lệ mắc chứng thiếu máu khác nhau và đề xuất các sáng kiến chăm sóc sức khỏe được nhắm đích. Ngoài ra, hệ thống như vậy sẽ tăng trách nhiệm giải trình của các chương trình chăm sóc sức khỏe, cho phép phân bổ tối ưu các nguồn lực giới hạn. Nền tảng sử dụng điện thoại di động theo sáng chế cho phép sự báo cáo liên tục dữ liệu của bệnh nhân ở mức độ quận, bang, và quốc gia.

Sáng chế cũng có tiềm năng để được mở rộng tới nền tảng thu thập dữ liệu mHealth. Sau khi xác nhận của công cụ xác định chứng thiếu máu qua kẹp ngón tay, các công cụ sàng lọc/chẩn đoán dựa trên bộ cảm biến chi phí thấp khác như máy giám sát huyết áp hoặc điện tâm đồ 2 đạo trình có thể được thêm vào kho chứa công cụ sàng lọc bệnh nhân của CHW. Không xét đến cảm biến, nền tảng được phép dùng cho y học từ xa có tiềm năng thay đổi việc chăm sóc sức khỏe toàn cầu.

Việc kiểm soát các tham số của thiết bị (các bước sóng được sử dụng, cường độ ánh sáng, độ rộng xung, thuật toán được sử dụng để phân loại) có thể bị ảnh hưởng bởi hồ sơ bệnh nhân cá nhân được đặt trong “đám mây” hoặc máy chủ từ xa khác. Khi thiết bị này truy cập vào máy chủ trên đám mây, nó có thể cập nhật vào các hồ sơ bệnh nhân thông tin tham số. Hoặc, nhằm bảo vệ quyền riêng tư của bệnh nhân, thông tin hồ sơ có thể chỉ được lưu trữ trong đám mây, nhưng được truy cập khi bắt đầu kiểm tra. Ví dụ,

1. nhân viên y tế sẽ nhập thông tin xác định bệnh nhân vào thiết bị,
2. thiết bị sẽ truy cập hồ sơ thông tin được cá nhân hóa của bệnh nhân trực tuyến trên cơ sở dữ liệu bảo mật
3. thiết bị sẽ lấy ra các tham số đặc hiệu của bệnh nhân dựa vào sự hiệu chuẩn và thông tin xét nghiệm máu được lưu trữ trước đó.
4. thiết bị sẽ sử dụng các tham số đặc hiệu bệnh nhân này để hiệu chuẩn
5. nhân viên y tế này sẽ tiến hành xét nghiệm
6. thiết bị sẽ gửi dữ liệu kiểm tra thô đến cơ sở dữ liệu trực tuyến
7. các phép tính đầu phía sau có thể được thực hiện trong đám mây (cơ sở dữ liệu trực tuyến) này để bảo toàn nguồn và bộ nhớ của thiết bị
8. thiết bị này sẽ báo cáo các kết quả từ các phép tính đầu phía sau cho nhân viên y tế/bệnh nhân

trong đó, “thiết bị” để chỉ bộ cảm biến, hộp điều khiển vật lý, và điện thoại hoặc thiết bị di động khác.

Khi phần mềm lập bản đồ phát triển, các lo ngại về quyền riêng tư và tính bảo mật sẽ là một trong những mối quan tâm hàng đầu. Trong các giai đoạn thực hiện, nền tảng trực tuyến này sẽ được cấu trúc với các mức truy cập khác nhau phụ thuộc vào sự phân quyền. Ví dụ, các bác sĩ chăm sóc bậc ba có thể chỉ được xem khu vực địa lý tương ứng của họ, trong khi Bộ trưởng Bộ Y tế có thể truy cập vào các thống kê lớn quy mô quốc gia. Các quy trình trao đổi thông tin giữa điện thoại và máy chủ cũng sẽ cần được mã hóa trước với bất kỳ sự thực hiện ở quy mô nào.

Thiết kế hiện tại có các đường cong hiệu chuẩn “mã hóa cứng”, mà được sử dụng để ước lượng mức hemoglobin. Tuy nhiên bản không dây của nó, mà nhờ đó nhóm nghiên cứu phát triển sẽ có khả năng truy cập từ xa đường cong chuẩn và cập nhật nó. Các thiết bị sẽ định kỳ lấy đường cong hiệu chuẩn mới từ đám mây, thay vì cái đã mã hóa cứng. Điều này cho phép sự lặp lại thường xuyên hơn trên toàn bộ hệ thống theo sáng chế.

Việc sử dụng điện thoại cơ bản hoặc điện thoại tính năng cũng cho phép sự phổ biến rộng hơn hệ thống theo sáng chế. Sự lựa chọn xây dựng ứng dụng Java dựa trên khảo sát điều tra gần đây tại Nepal cho thấy rằng hai phần ba nhân viên y tế có điện thoại hỗ trợ Java. Các điện thoại cơ bản không cho phép truyền thông tin qua USB hoặc vi-

USB nên quy trình truyền thông tin giữa bộ cảm biến và điện thoại được xem lại. Do đó, hệ thống này cũng có thể được tạo cấu hình để truyền dữ liệu qua jack cắm âm thanh của điện thoại cơ bản.

Nên lưu ý rằng ứng dụng máy tính được lập trình trên phương tiện lưu trữ lâu dài có thể đọc được bằng máy tính mà có thể được đọc và được thực hiện bởi thiết bị tính toán bất kỳ được đề cập trong ứng dụng này. Phương tiện lưu trữ lâu dài có thể đọc được bằng máy tính có thể ở bất kỳ dạng thích hợp nào đã được biết bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật. Phương tiện lưu trữ lâu dài có thể đọc được bằng máy tính được hiểu là phương tiện bất kỳ sản phẩm nào có thể đọc được bằng máy tính. Phương tiện lưu trữ lâu dài có thể đọc được bằng máy tính như vậy bao gồm, nhưng không chỉ giới hạn ở, phương tiện lưu trữ từ, như đĩa mềm, đĩa linh hoạt, đĩa cứng, băng cuộn sang cuộn, băng từ, băng hoặc thẻ cat-xet, phương tiện lưu trữ quang như CD-ROM, DVD, đĩa Blu-ray, các đĩa nén viết lên được, phương tiện lưu trữ từ-quang ở dạng đĩa, băng hoặc thẻ, và phương tiện lưu trữ giấy như các thẻ dập hoặc băng giấy. Ngoài ra, chương trình để thực hiện phương pháp và thuật toán theo sáng chế có thể lưu trữ trên máy chủ từ xa hoặc thiết bị được nối mạng khác. Cơ sở dữ liệu bất kỳ liên quan đến sáng chế có thể được chứa đựng trong thiết bị tính toán trung tâm, (các) máy chủ, trong lưu trữ đám mây, hoặc bất kỳ phương thức thích hợp nào khác đã được biết đến hoặc nhận thức được bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật. Tất cả các thông tin liên quan đến ứng dụng này được truyền có dây hoặc không dây trên mạng lưới, qua liên mạng, mạng điện thoại di động, RFID, hoặc bất kỳ phương thức truyền dữ liệu thích hợp nào khác đã được biết đến hoặc được nhận thức bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật.

Ví dụ thực hiện sáng chế

Các ví dụ sau được bao gồm chỉ là sự minh họa sáng chế và không có nghĩa được coi là giới hạn. Bất kỳ sự thực hiện nào có thể nhận biết được đối với người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật cũng có thể được sử dụng.

Các nghiên cứu đã được thực hiện. Các phân tích thống kê sau nghiên cứu nhằm xác định mối quan hệ giữa các lần đọc hemoglobin từ thiết bị theo sáng chế và tiêu chuẩn vàng. Các nghiên cứu này cũng được sử dụng để xác định các cải thiện tiềm năng trong

thiết kế cơ học của kẹp ngón tay, các thành phần điện tử của thiết bị này, và khả năng sử dụng của GUI.

Dữ liệu từ 120 bệnh nhân đã được thu lại. Qua đợt nghiên cứu gồm năm ngày, các bệnh nhân đã được tiến hành lấy máu thích hợp lâm sàng, như được chỉ định bởi các bác sĩ ở phòng khám về chứng thiếu máu, và đã tham gia vào việc sử dụng mô hình mẫu đầu tiên theo sáng chế. Bộ các đầu dò hai bước sóng đã được sử dụng để thu các tín hiệu PPG từ ngón trỏ của bàn tay phải của bệnh nhân. Tuổi, tông màu da và tuổi thai (nếu có) của bệnh nhân đã được ghi lại trong quá trình đăng ký tham gia nghiên cứu khi các bệnh nhân được chỉ định số nhận dạng. Đo các chỉ số máu được hoàn thiện qua máy phân tích tự động ở địa điểm ngoài trung tâm. Dữ liệu huyết học, bao gồm mức hemoglobin, đếm tế bào màu tổng số, và hemoglobin A1C, được tập hợp và được mã hóa danh tính bằng việc hợp tác với các bác sĩ lâm sàng, và sau đó được báo cáo với nhóm điều tra. Sự phân bố hemoglobin từ việc lấy máu tiêu chuẩn vàng từ cả hai điểm nghiên cứu được lập đồ thị trên Fig.15. Fig.15 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của sự phân bố hemoglobin từ các điểm nghiên cứu.

Dữ liệu được xử lý sơ bộ sử dụng một loạt các bộ lọc và các mảnh dữ liệu được lưu ở nơi mà tín hiệu PPG sạch có thể được trích xuất. Đối với tất cả các tệp dữ liệu có thể sử dụng được, các cực tiểu, các cực đại, các tỷ lệ và các trị số R của mỗi bước sóng được tính toán và ghi lại sử dụng phần mềm Matlab tùy chỉnh, như được minh họa trên Fig.16. Fig.16 minh họa hình vẽ dạng đồ thị của một ví dụ về kết quả đầu ra từ phần mềm tùy chỉnh được viết trong MATLAB để trích xuất đặc trưng tự động từ tín hiệu biểu đồ đo thể tích ảnh chụp thời gian thực. Việc xử lý dữ liệu sơ bộ để xuất ra các cực tiểu, các cực đại cho mỗi bước sóng, vì vậy các tỷ lệ và các trị số R có thể được tính (590nm được biểu thị ở đây). Các chấm đỏ để chỉ các cực đại, các chấm xanh lá để chỉ các cực tiểu. Bộ lọc ở giữa với các tham số có thể điều chỉnh được đã được sử dụng để chặn sự chuyển động của tín hiệu nhiễu nhân tạo. Sau khi xử lý, 104 và 182 tệp còn lại từ các nghiên cứu tại Nepal và Ấn Độ, tương ứng. 167 tệp dữ liệu trong số 453 tệp dữ liệu ban đầu là không sử dụng được vì nhiều lý do khác nhau do sự di chuyển thành phần lạ trong quá trình thu dữ liệu, các tín hiệu bị tắt do đặt nhầm chỗ trong kẹp ngón tay, và tín hiệu yếu từ các bước sóng thấp nhất mà khó khăn trong việc truyền qua ngón tay.

Tập hợp dữ liệu của 286 bệnh nhân còn lại đủ lớn để bắt đầu cố gắng tìm đường cong chuẩn. Thử nghiệm thứ nhất đã chạy trên dữ liệu này là thử nghiệm 80:20 sử dụng hồi quy tuyến tính với các trị số r được thu lại. Điều này có nghĩa rằng 80% ngẫu nhiên của dữ liệu này đã được chọn để cố gắng chuẩn hóa mô hình tuyến tính của dự đoán hemoglobin sử dụng các trị số r này. Điều này đã được thử với mỗi trong số các kẹp ngón tay 2-LED và các tổ hợp khác của các bước sóng mà thu được bằng cách kết hợp dữ liệu từ các kẹp ngón tay khác. Các thử nghiệm tương tự được thực hiện với dữ liệu từ mỗi điểm nghiên cứu. Các kết quả mẫu trên các hình vẽ Fig.17 đến Fig.18 minh họa hình vẽ biểu đồ của phép hồi quy tuyến tính không thể dự đoán chính xác hemoglobin. Các hình vẽ Fig.17 và Fig.18 minh họa hình vẽ biểu đồ của đầu ra từ sự huấn luyện 80:20 trong bộ dữ liệu có các trị số r nằm trong khoảng từ 590nm đến 810nm (Fig.17) và 1050nm và 810nm (Fig.18).

Bộ dữ liệu này cũng được sử dụng để điều tra các ảnh hưởng của các biến gây nhiều tiềm năng khác. Trong khi tông màu da và độ lệch của thiết bị không gây ảnh hưởng đến sự hiệu chuẩn, có vẻ là việc hiệu chuẩn phụ thuộc nhiều vào tuổi thai. Tuổi thai của bệnh nhân là có thể dự đoán được từ các tín hiệu PPG như được thể hiện trên Fig.19. Fig.19 minh họa tuổi thai từ tín hiệu PPG. Vì lý do này, tuổi thai được bao gồm như một biến trong tất cả các sự hiệu chuẩn trong tương lai.

Tiếp theo, xử lý sơ bộ nghiêm ngặt hơn đã được thực hiện nhằm đối phó với thể tích máu thấp ở nhóm bệnh nhân từ mắc chứng thiếu máu mức độ trung bình đến thiếu máu nặng được tập hợp trong quá trình thực hiện hai nghiên cứu thực địa này. Vì lý do này, không gian nhập các trị số hemoglobin được phân tách ở các trị số hemoglobin 10g/dL và thử nghiệm huấn luyện 80:20 được lặp lại. Điều này được thực hiện để kiểm tra liệu các trị số hemoglobin thấp vận hành khác nhau trong phương trình hồi quy khác với các trị số hemoglobin cao. Các kết quả này biểu thị rằng hồi quy có thể xác định các khác biệt như vậy trong các trị số hemoglobin với các hệ số tương quan tương đối cao.

R2 được cải thiện từ sự phân tách dữ liệu này mà chỉ ra rằng có thể có một sự khác biệt trong diễn biến của biểu đồ đo thể tích của các bệnh nhân có trị số hemoglobin thấp hơn so với diễn biến này của các bệnh nhân có trị số hemoglobin cao hơn. Để tận dụng tính không tuyến tính này trong khoảng vào, các thuật toán mô phỏng máy móc chính xác hơn được sử dụng với dữ liệu này. Ba phương án tiếp cận khác được thử- mạng đơn

neuron perceptron-Viz; các mạng neuron truyền thẳng nhiều lớp, và các máy vector hỗ trợ (SVM), với các hàm cơ bản tuyến tính cũng như các hàm cơ bản bán kính (rbf). Các kết quả tốt nhất đã thu được với rbf của các SVM, và được báo cáo ở đây trong các bảng dưới đây.

Bộ LED (nm)	Giá trị trung bình R^2	S.D.
590/810	0,85	0,15
810/1070	0,87	0,19
940/660	0,75	0,29

	Độ nhạy	Độ đặc hiệu
Mắc chứng thiếu máu với Khỏe mạnh	83%	91%
Thiếu máu mức độ nhẹ với thiếu máu mức độ trung bình/ nghiêm trọng	80%	71%

SVM là bộ phân loại tuyến tính nhị phân không theo xác suất. Điều này có nghĩa là nó có khả năng phân tách dữ liệu thành hai nhóm riêng. Ngoài ra, các SVM được miễn “bùng nổ tổ hợp” cho phép nó thực hiện tốt bất chấp sự khan hiếm dữ liệu thu được từ các bệnh nhân mắc chứng thiếu máu. Trong trường hợp của dữ liệu của nghiên cứu này, SVM’s được sử dụng nhằm phân loại chứng thiếu máu dựa trên các trị số r thu được từ kẹp ngón tay. SVM thứ nhất đã được sử dụng để phân loại bệnh nhân thành “mắc chứng thiếu máu” hoặc “khỏe mạnh” dựa vào liệu trị số lớn hơn hoặc nhỏ hơn 10 đã được phát hiện. Sau đó, các bệnh nhân thuộc nhóm mắc chứng thiếu máu được tách ra và SVM thứ hai đã được sử dụng để cố gắng phân loại thiếu máu “nhẹ” khi các bệnh nhân có các trị số hemoglobin là giữa 9–10g/dL và thiếu máu “trung bình hoặc nghiêm trọng” khi các bệnh nhân có các trị số hemoglobin dưới 9g/dL. Bảng dưới đây biểu thị độ nhạy và độ đặc hiệu của sự phân loại phân cấp, không tuyến tính. Quan trọng để lưu ý rằng kết quả từ SVM’s, được biết đến là “các vector hỗ trợ”, là ma trận của các hằng số mà có thể sử dụng được bằng điện thoại di động. Như được lưu ý trong biểu đồ tần số của phân bố chứng thiếu máu trước đó, không có đủ bệnh nhân mắc chứng thiếu máu mức độ nghiêm trọng, và do đó, bởi những hạn chế của các thuật toán học máy này, đã phải hợp lại cùng

với hai loại - trung bình + nghiêm trọng. Cũng nên lưu ý rằng các điểm ngưỡng này có thể được tinh chỉnh đến các mức khác nhau phụ thuộc vào nhu cầu của chương trình sức khỏe cộng đồng tại địa phương (tức là, mức của các điểm ngưỡng có thể thay đổi được, nhưng bước hiệu chỉnh ban đầu sẽ yêu cầu đủ số bệnh nhân trong mỗi nhóm- để ‘huấn luyện’ thuật toán của thiết bị này).

Ma trận nhầm lẫn được tạo ra để xác định rõ điểm mạnh và điểm yếu của các thuật toán học máy được sử dụng. Ma trận nhầm lẫn biểu thị tỷ lệ phần trăm của các dự đoán chính xác và cũng biểu thị các loại lỗi sai chính xác mà thuật toán đang thực hiện trong mỗi khu vực của phân loại chứng thiếu máu (Fig.20). Fig.20 minh họa hình vẽ dạng sơ đồ khối của sự thực hiện thuật toán dựa trên SVM cho các bệnh nhân theo mỗi nhóm phân loại của sự phân loại thiếu máu phân cấp. Ví dụ, nếu việc lấy máu của bệnh nhân cho thấy rằng bệnh nhân là trong “khoảng khỏe mạnh” và thuật toán này cũng cho ra kết quả là bệnh nhân nằm trong khoảng này, trị số trong ô vuông màu xanh lục ở phần giao nhau của cột thứ ba từ bên trái (cột “khỏe mạnh”) và hàng thứ ba từ trên xuống (hàng “khỏe mạnh”) được tăng lên một. Mặt khác, nếu thuật toán đã báo cáo rằng cùng một bệnh nhân mắc chứng thiếu máu “trung bình đến nghiêm trọng”, trị số trong ô vuông màu đỏ ở phần giao nhau của cột thứ ba từ bên trái (cột “khỏe mạnh”) và hàng thứ nhất (hàng “trung bình đến nghiêm trọng”) được tăng lên một. Hàng màu xám ở cuối và cột màu xám ngoài cùng ở phía bên phải báo cáo các thống kê tích lũy của mỗi hàng và mỗi cột, trong khi hình vuông màu xanh lam ở góc phải phía cuối báo cáo thống kê tích lũy tổng thể.

Như Fig.20 minh họa, thuật toán này ứng dụng rất tốt đối với các bệnh nhân nằm trong khoảng khỏe mạnh và thiếu máu nhẹ nhưng có hiệu suất tương đối kém với các bệnh nhân nằm trong khoảng thiếu máu mức độ trung bình đến nghiêm trọng. Kết quả này có thể là hàm phân bố của các bệnh nhân mà đã được sử dụng để thử thuật toán này. Nói cách khác, bởi vì thu được số lượng điểm dữ liệu thiếu máu mức độ trung bình đến nghiêm trọng thấp, các thuật toán không thể được ứng dụng tốt trong khoảng này dẫn đến hiệu suất kém. Đây là lý do chính để nhóm nghiên cứu tiếp tục cố gắng thu thập nhiều dữ liệu hơn trong lĩnh vực này từ các bệnh nhân có mức hemoglobin thấp.

Trong nghiên cứu thứ hai, nhóm nghiên cứu đã thu dữ liệu từ 176 bệnh nhân qua khoảng thời gian năm ngày. Nhóm bệnh nhân chủ yếu là bao gồm phụ nữ có thai đến để

khám trước sinh trong bệnh viện. Tình trạng hemoglobin của những người tham gia nghiên cứu đã được đánh giá bằng thiết bị theo sáng chế, máy phân tích tự động (tiêu chuẩn vàng), thiết bị HemoCue, và thiết bị Massimo. Fig.21 minh họa hình vẽ sơ đồ của sự đánh giá bệnh nhân theo mỗi phương pháp.

Các thiết bị HemoCue và Masimo đánh giá không đúng mức số lượng hemoglobin đã so sánh với sự rút máu (được thể hiện dưới đây).

	Masimo	Lấy máu	HemoCue
#Được sàng lọc	246	178	146
Trung bình	10,80	10,98	10,16
Std. Dev.	1,32	1,66	1,39
Avg. Bias (g/dL)	-0,11	n/a	-1,01

Nhóm nghiên cứu đã thu dữ liệu biểu đồ đo thể tích sử dụng sáu cảm biến kẹp ngón tay dựa vào máy tính, chung 810nm, hai LED khác nhau. Tổng số 12 PPG được thu từ mỗi bệnh nhân, trong đó 6 đã được thu từ 810nm. Để xử lý dữ liệu được thu từ các kẹp ngón tay, các bước xử lý sơ bộ đã được thực hiện để đảm bảo độ xác thực của kết quả thu được của các vật kẹp này. Đầu tiên, dữ liệu này được đi qua bộ lọc băng thông và các đỉnh “sạch” được xác định. Sau đó, tỷ số $V_{max} : V_{min}$ được tính từ các đỉnh sạch này ở mỗi bước sóng và trị số này được báo cáo như là trị số “r”. Trị số r đã sử dụng cho mỗi bệnh nhân trong các phương trình hồi quy là trung vị của các trị số r từ mỗi biểu đồ đo thể tích của bệnh nhân.

$$r\lambda = V_{max}/V_{min}$$

Các SVM được sử dụng nhằm phân loại chứng thiếu máu dựa trên các trị số r thu được từ các kẹp ngón tay. Trị số trung bình của tất cả r 810 đã được sử dụng làm trị số được lập thang đo cho r đối với 810nm. Tất cả các bước sóng khác được hiệu chỉnh thích hợp để chuẩn hóa dữ liệu qua tất cả các kẹp ngón tay. Phân tích dữ liệu báo cáo đã sử dụng các bước sóng 590nm, 660nm, 810nm, và 940nm làm các tham số đầu vào. Các mô phỏng tương tự được chạy với các tổ hợp khác, nhưng tổ hợp này vượt trội so với những mô hình khác. Mặc dù, sự thay thế bước sóng 590nm cho bước sóng 569nm tạo ra các quả chính xác tương tự. Các bước sóng được bao gồm làm các biến độc lập, trong khi

mức hemoglobin từ máy phân tích tự động tiêu chuẩn vàng và biến phụ thuộc. Khi tuổi thai được sử dụng như một trong các biến độc lập, tháng của tuổi thai được sử dụng (1-9 tháng).

Trong nghiên cứu thứ hai, không có nhiều bệnh nhân có hemoglobin rất thấp (dưới 9gm/dL). Hai mươi trong số 176 bệnh nhân có hemoglobin dưới 9gm/dL. Nồng độ thấp hơn của người mắc chứng thiếu máu mức độ trung bình đến nghiêm trọng đã ảnh hưởng các phép tính này và có xu hướng cho độ chính xác rất thấp. Như vậy, dữ liệu này đã được lấy mẫu lại từ các điểm khác nhau trong PPG (khoảng 30 giây của dữ liệu PPG đã được thu) đối với các bệnh nhân này. Theo cách này, các điểm dữ liệu được nhân ba từ các bệnh nhân dưới đây có mức hemoglobin dưới 9gm/dL. Các đặc tính được trích xuất sau đó được so sánh với tiêu chuẩn vàng (máu phân tích tự động và các phương pháp xyanomethemoglobin) để thu được sự so sánh. Bảng dưới đây biểu thị cả kết quả chính xác được báo cáo từ dữ liệu nghiên cứu thứ hai. Các kết quả này thể hiện rằng các SVM với các hàm cơ bản bán kính, có thể phân loại bệnh nhân thành ba nhóm (dựa vào ba trị số ngưỡng). Lý tưởng là, nhóm cuối cùng nên dưới 7g/dL hoặc thấp hơn, nhưng bởi số lượng bệnh nhân rất giới hạn đã được ghi lại dưới các số này, phân tích đã bị giới hạn để chứng minh tính khả thi của sự phân loại “ba nhóm” (tức là, bình thường, thiếu máu nhẹ, thiếu máu mức độ trung bình/ng nghiêm trọng). Dựa vào các kết quả này, nghiên cứu tiếp theo đang nhắm vào các trạm sàng lọc chứng thiếu máu đang diễn ra ở các khu vực nông thôn hơn mà dữ liệu về tỷ lệ mắc chứng thiếu máu lớn hơn được dự đoán là sẽ thu được.

Điểm ngưỡng Hemoglobin	Độ nhạy	Độ đặc hiệu
9,0g/dL	0,767	0,894
10,0g/dL	0,763	0,864
11,0g/dL	0,694	0,767

Ở cả hai 11,0gm/dL và 10,0gm/dL, độ nhạy và độ đặc hiệu cao thu được, cho phép tác giả sáng chế có khả năng thiết lập điểm ngưỡng nhóm ở các điểm hemoglobin đặc hiệu này (Bảng 10). Điều này ủng hộ giả thuyết rằng thiết bị này hữu ích làm công cụ sàng lọc bởi vì 10,0g/dL có thể được sử dụng làm giá trị biên (cutoff) giữa khỏe mạnh và thiếu máu và 9,0g/dL làm giá trị biên giữa thiếu máu mức độ nhẹ và thiếu máu mức độ trung bình/ng nghiêm trọng.

Phân tích thống kê đã chỉ ra rằng huyết động học đối với phụ nữ mang thai ở các giai đoạn cuối của thai kỳ là khác với giai đoạn sớm hơn của thai kỳ. Điều này là do các yếu tố như giữ nước tăng. Nhóm nghiên cứu đã thực hiện lại phân tích thống kê nghiên cứu thứ hai để bao gồm tuổi thai vào khoảng đầu vào như một biến độc lập. Tuy nhiên, lần này sự tăng hoặc giảm độ chính xác không được nhìn thấy, trong bảng dưới đây. Bảng này biểu thị các kết quả chính xác được báo cáo từ dữ liệu nghiên cứu thứ hai bởi thông tin tuổi thai được bao gồm như một biến độc lập. Trong nghiên cứu này, không giống như trong dữ liệu nghiên cứu thứ ba, không có sự khác biệt đáng kể trong việc sử dụng tuổi thai khi biến đầu vào bổ sung với thuật toán phân loại này được quan sát thấy.

Điểm ngưỡng Hemoglobin	Độ nhạy	Độ đặc hiệu
9,0g/dL	0,750	0,867
10,0g/dL	0,761	0,857
11,0g/dL	0,689	0,714

Một thuật toán khác đã được áp dụng (mà mặc dù phức tạp về tính toán hơn nhưng có thể được sử dụng trên nền tảng điện thoại, hoặc qua các phương pháp tính toán đám mây). Được gọi là phép gán tập thể, kỹ thuật này sử dụng một tập thể (ủy ban) gồm các bộ phân loại được đào tạo độc lập để dự đoán kết quả bằng cách bỏ phiếu giữa các thành viên ủy ban để ước lượng giá trị dự đoán cuối cùng. Tăng số lượng bộ phân loại, hoặc các thành viên của ủy ban, trong một tập thể có thể giúp tăng độ nhạy và độ đặc hiệu của phân loại. Tập thể gồm 3, 11, và 51 thành viên ủy ban, được thí nghiệm như được biểu thị trong bảng sau đây. Bảng này biểu thị tính chính xác của thiết bị khi sử dụng kỹ thuật phân tích gán tập thể với số thành viên ủy ban khác nhau. Lưu ý là tính chính xác tổng thể của phân loại theo bốn nhóm (quanh ba điểm ngưỡng) tăng lên theo số lượng thành viên của tập thể. Các thành viên đơn lẻ được huấn luyện độc lập và có kết cấu bên trong hơi khác nhau. Lưu ý rằng ba điểm ngưỡng được chọn là sự giới hạn của dữ liệu thu được trong nghiên cứu này, và dường như có thể bằng cách chỉ định lại các trị số thấp hơn trong các nghiên cứu xác nhận trong tương lai.

	Ủy ban gồm 3 thành viên		Ủy ban gồm 11 thành viên		Ủy ban gồm 51 thành viên	
Điểm ngưỡng hemoglobin	Sen.	Spec.	Sen.	Spec.	Sen.	Spec.

9,0g/dL	0,720	0,875	0,783	0,897	0,762	0,905
10,0g/dL	0,726	0,875	0,745	0,875	0,731	0,872
11,0g/dL	0,677	0,811	0,706	0,815	0,712	0,795

Ủy ban gồm 11 thành viên cho thực hiện tốt hơn ủy ban gồm 3 thành viên cũng như ủy ban gồm 51 thành viên. Nhóm nghiên cứu sẽ tiếp tục thử nghiệm với phép gán tập thể khi bộ dữ liệu bệnh nhân được tăng cường và sự phát triển thuật toán được tinh chỉnh. Một nhược điểm tiềm năng của kỹ thuật này là lượng điện toán cần thiết để chạy mô phỏng. Điện toán đám mây sẽ được yêu cầu để làm cho kỹ thuật này có thể thực hiện được. Do tiềm năng nâng cao độ chính xác, nhóm nghiên cứu bị hấp dẫn bởi cách tiếp cận này và điện toán đám mây được thảo luận trong phần phát triển tiếp tục.

Trong nghiên cứu thứ tư, nhóm nghiên cứu đã thu dữ liệu từ 345 bệnh nhân qua nghiên cứu hiện trường trong 3 ngày. Tất cả các bộ cảm biến kẹp ngón tay và thiết bị điều khiển theo sáng chế sử dụng ở hiện trường đã kéo dài thời gian của nỗ lực thu dữ liệu (>300 lần sử dụng mỗi bộ cảm biến). Một lần nữa, máy phân tích tự động tiêu chuẩn vàng được sử dụng làm tham chiếu cho các tín hiệu PPG thu được bằng thiết bị này. Dữ liệu này hiện đang được phân tích để rút ra kết luận về thuật toán của thiết bị này,

Fig.22 là ảnh chụp màn hình từ nghiên cứu thứ tư. Fig.22 minh họa việc lập bản đồ thời gian thực của dữ liệu tỷ lệ mắc chứng thiếu máu với đám mây dữ liệu trong nghiên cứu thực địa tháng bảy. Khía cạnh cho phép y học từ xa của thiết bị này đại diện sự dịch chuyển suy nghĩ theo hướng khả năng của các chương trình phân bố nguồn lực hiệu quả hơn. Khi các bộ cảm biến được thêm vào nền tảng này, các nhà quản lý y tế trong nước có thể xem các sơ đồ tương tự để đưa ra các quyết định chăm sóc sức khỏe của chính phủ theo một số tình trạng bệnh của bệnh nhân (thiếu máu, cao huyết áp, tiền sản giật, v.v.). Thử ví là, không có mạng ở phòng khám tại làng xã, vì vậy thiết bị này hoạt động như mong đợi bằng cách lưu trữ dữ liệu cho đến khi kết nối mạng được thiết lập, sau đó tải tất cả dữ liệu bệnh nhân lên đám mây. Tên của bệnh nhân được thay thế bằng số ID của bệnh nhân để không hiển thị tất cả dữ liệu của bệnh nhân. Bản đồ nhiệt được biểu thị hiển thị màn hình mà sẽ được quan sát bởi Bộ Y tế của cấp bang hoặc cấp quốc gia. Khi thiết bị này được sử dụng trên toàn quốc, bản đồ nhiệt sẽ điều chỉnh, biểu thị các khu vực địa lý cần thiết nhất. Các quyết định phân bố nguồn lực có thể được đưa ra dựa trên thông tin

này. So sánh với tiêu chuẩn chăm sóc hiện thời, mà biên soạn dữ liệu mỗi 5 năm, hệ thống này vận hành theo thời gian thực.

Mặc dù sáng chế đã được mô tả có liên quan đến các phương án được ưu tiên của nó, được hiểu bởi người có hiểu biết trung bình trong lĩnh vực kỹ thuật rằng sự bổ sung, xóa, thay đổi, và thay thế không được mô tả cụ thể có thể được tạo ra mà không xa rời bản chất và phạm vi của sáng chế như được xác định trong phần yêu cầu bảo hộ.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Hệ thống xác định mức hemoglobin trong máu bao gồm:

thiết bị truyền thông tin di động; và

hệ thống cảm biến bao gồm:

nhiều điốt phát xạ ánh sáng (LED) được tạo cấu hình để truyền ánh sáng qua mô của đối tượng ở bốn bước sóng;

bộ cảm quang được tạo cấu hình để nhận và đo ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng nhờ nhiều LED; và

bảng mạch truyền thông tin được tạo cấu hình để:

điều biến một loạt các bộ chuyển mạch mà thay đổi sự phân phối điện đến mỗi kênh trong số bốn kênh truyền tín hiệu,

cung cấp, bằng cách sử dụng bộ điều biến độ rộng xung để tạo sự tự điều chỉnh mức dòng đến nhiều LED,

kích hoạt nhiều LED theo sự phân phối điện thay đổi và sự tự điều chỉnh mức dòng để truyền ánh sáng qua mô của đối tượng,

nhận thông tin liên quan đến ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng và được thu nhận bởi bộ cảm quang, và

truyền thông tin đến thiết bị truyền thông tin di động.

2. Hệ thống theo điểm 1, trong đó hệ thống cảm biến còn bao gồm bộ điều khiển LED.

3. Hệ thống theo điểm 2, trong đó hệ thống cảm biến còn bao gồm thiết bị bấm giờ được gắn với bộ điều khiển LED.

4. Hệ thống theo điểm 1, trong đó hệ thống này còn bao gồm nguồn điện để cung cấp điện cho hệ thống cảm biến.

5. Hệ thống theo điểm 4, trong đó nguồn điện bao gồm một hoặc nhiều thiết bị truyền thông tin di động hoặc pin.

6. Hệ thống theo điểm 1, trong đó bảng mạch truyền thông tin bao gồm bộ khuếch đại.

7. Hệ thống theo điểm 6, trong đó bộ khuếch đại còn bao gồm một trong số các thiết bị điều biến biên độ (amplitude modulation - AM) hoặc thiết bị đánh tín hiệu dịch tần nhị phân (binary frequency shift key - BFSK).
8. Hệ thống theo điểm 1, trong đó thiết bị truyền thông tin di động bao gồm điện thoại di động.
9. Hệ thống theo điểm 1, trong đó thiết bị truyền thông tin di động bao gồm lỗ cắm đầu vào và lỗ cắm đầu ra.
10. Hệ thống theo điểm 1, trong đó nhiều LED bao gồm năm LED.
11. Hệ thống theo điểm 10, trong đó bốn bước sóng là bốn bước sóng khác nhau được chọn từ 522nm, 569nm, 570nm, 590nm, 660nm, 810nm, 940nm, 1050nm, hoặc 1070nm.
12. Hệ thống theo điểm 1, trong đó thiết bị của hệ thống được tạo cấu hình để phân tích thông tin bằng cách sử dụng nhiều bộ phân loại.
13. Hệ thống theo điểm 1, trong đó thiết bị của hệ thống được tạo cấu hình để phân loại bệnh nhân thành bình thường, thiếu máu mức độ nhẹ, thiếu máu mức độ trung bình, hoặc thiếu máu mức độ nghiêm trọng bằng cách sử dụng máy vector hỗ trợ.
14. Hệ thống theo điểm 1, trong đó nhiều LED còn được tạo cấu hình để xoay vòng qua nhiều bước sóng.
15. Hệ thống theo điểm 14, trong đó nhiều LED còn được tạo cấu hình để áp dụng mỗi bước sóng trong số nhiều bước sóng này cho 20ms.
16. Hệ thống theo điểm 1, trong đó hệ thống này còn được tạo cấu hình để phân tích dữ liệu từ bảng mạch truyền thông tin bằng cách sử dụng thuật toán phân loại không tuyến tính.
17. Hệ thống theo điểm 16, trong đó thuật toán phân loại không tuyến tính được áp dụng bằng cách sử dụng một trong số các máy vector hỗ trợ hoặc các mạng nơron.
18. Hệ thống theo điểm 1, trong đó hệ thống này còn bao gồm giao diện người dùng dạng đồ thị để nhập dữ liệu và hiển thị kết quả.
19. Phương pháp xác định mức hemoglobin trong máu bao gồm các bước:
điều biến, một loạt các bộ chuyển mạch mà thay đổi sự phân phối điện đến mỗi kênh trong số bốn kênh truyền tín hiệu, bằng thiết bị;

cung cấp, bằng cách sử dụng bộ điều biến độ rộng xung các mức dòng đến nhiều điôt phát xạ ánh sáng (LED), bằng thiết bị;

kích hoạt nhiều LED theo sự phân phối điện thay đổi và các mức dòng để truyền ánh sáng qua mô của đối tượng, bằng thiết bị;

truyền, ánh sáng qua mô của đối tượng ở bốn bước sóng, bằng thiết bị và dựa trên sự kích hoạt nhiều LED;

nhận ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng, bằng thiết bị và qua bộ cảm quang, và

truyền thông tin liên quan đến ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng và nhận qua bộ cảm quang, bằng thiết bị và đến thiết bị truyền thông di động.

20. Phương pháp theo điểm 19, trong đó phương pháp này còn bao gồm bước:

khuếch đại ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng và nhận qua bộ cảm quang; và

trong đó, việc truyền thông tin bao gồm truyền thông tin dựa trên việc khuếch đại ánh sáng được truyền qua mô của đối tượng và được nhận qua bộ cảm quang.

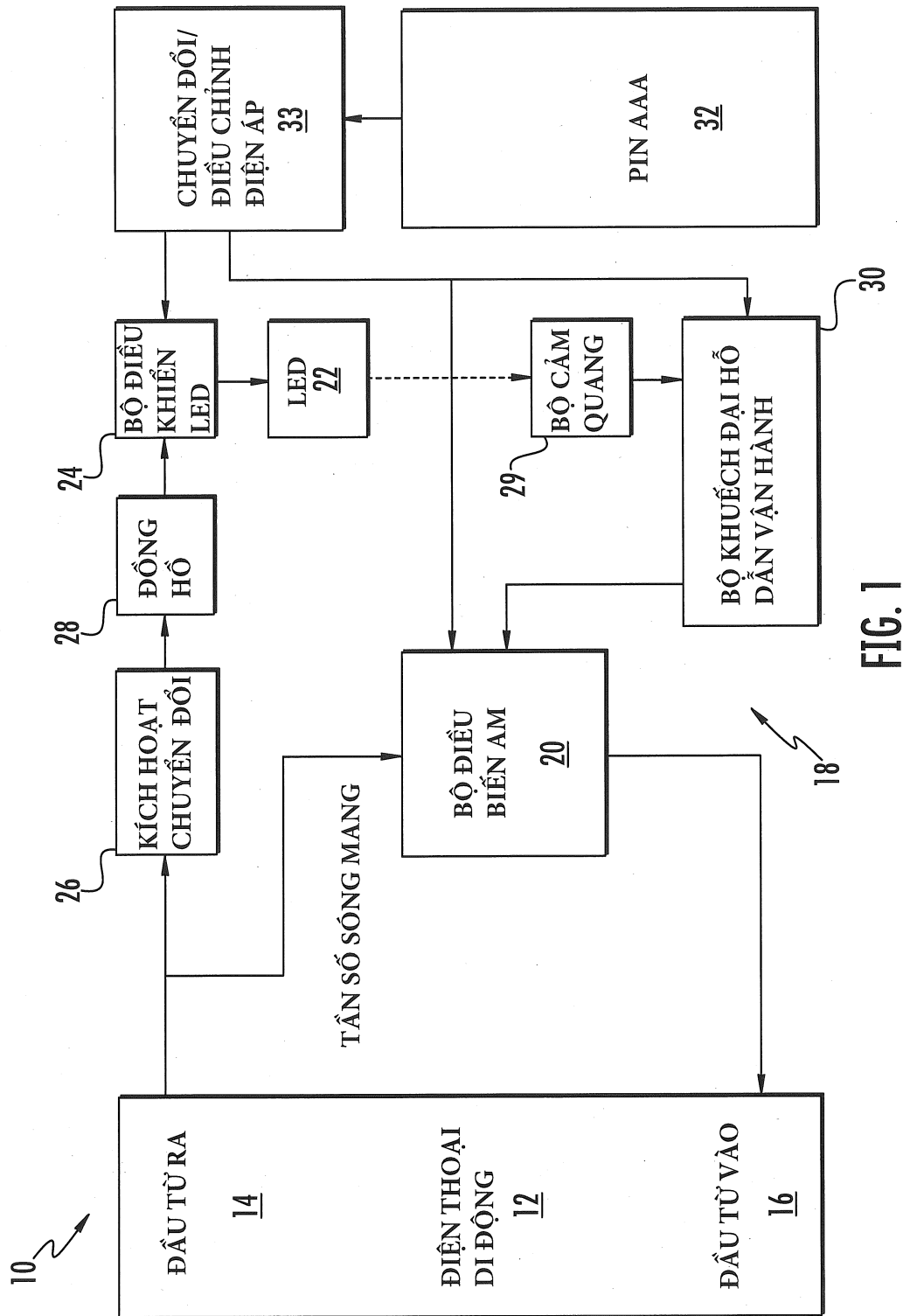


FIG. 1

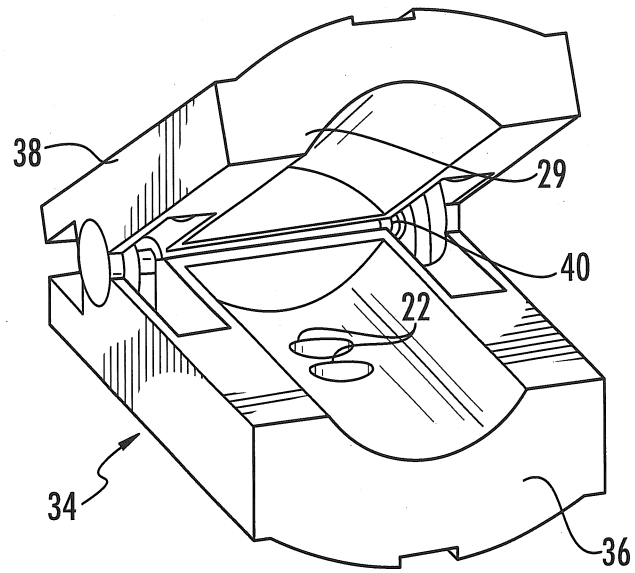
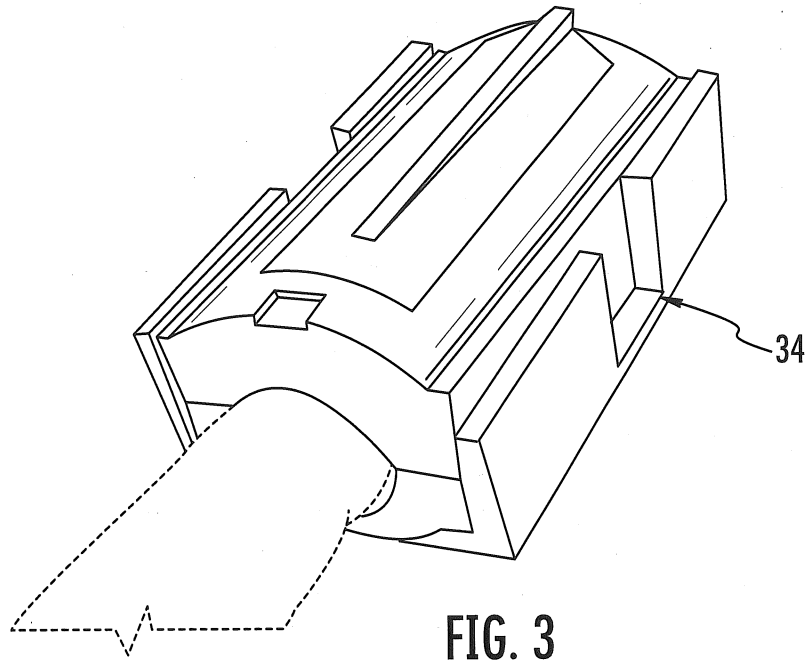
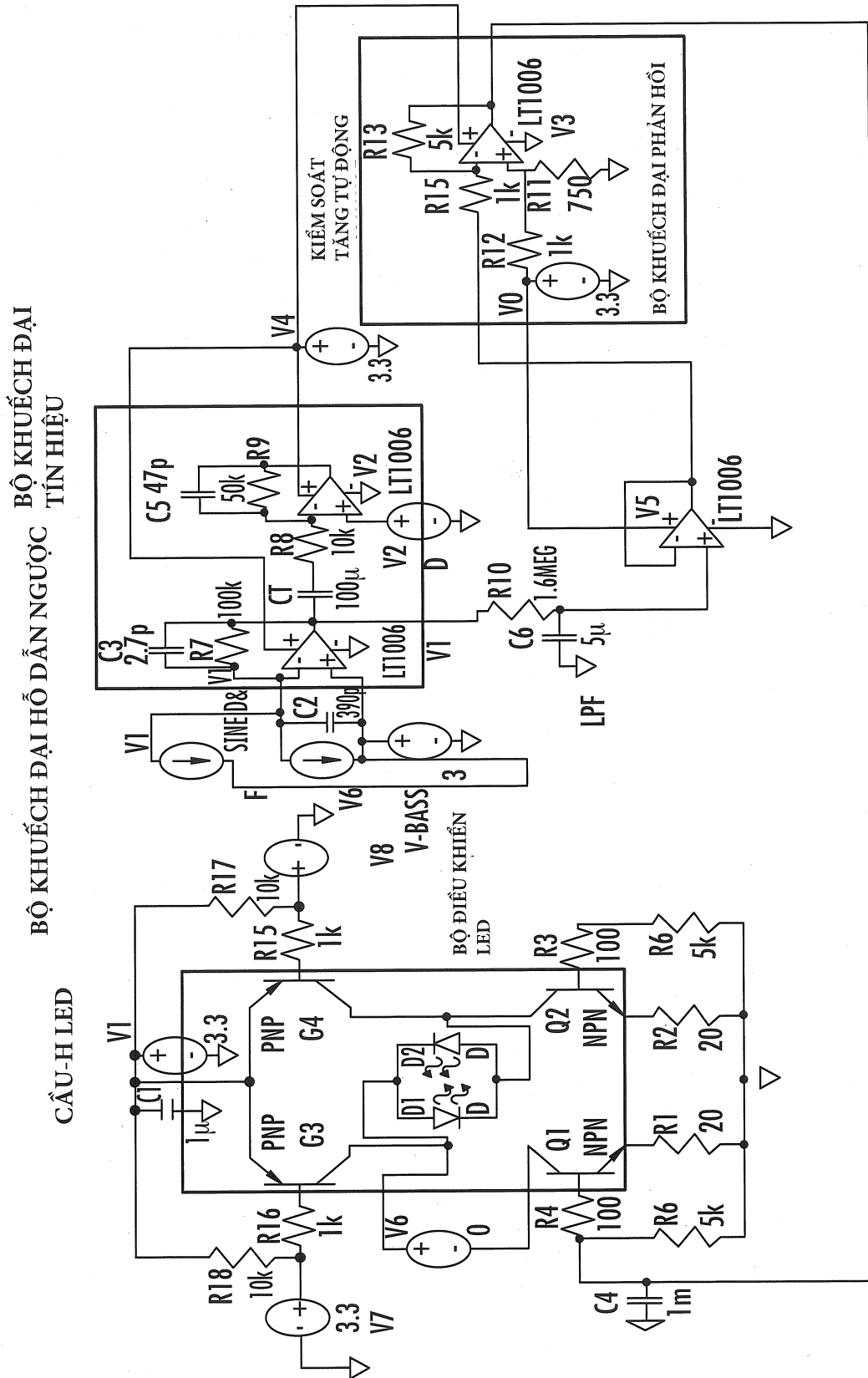


FIG. 2





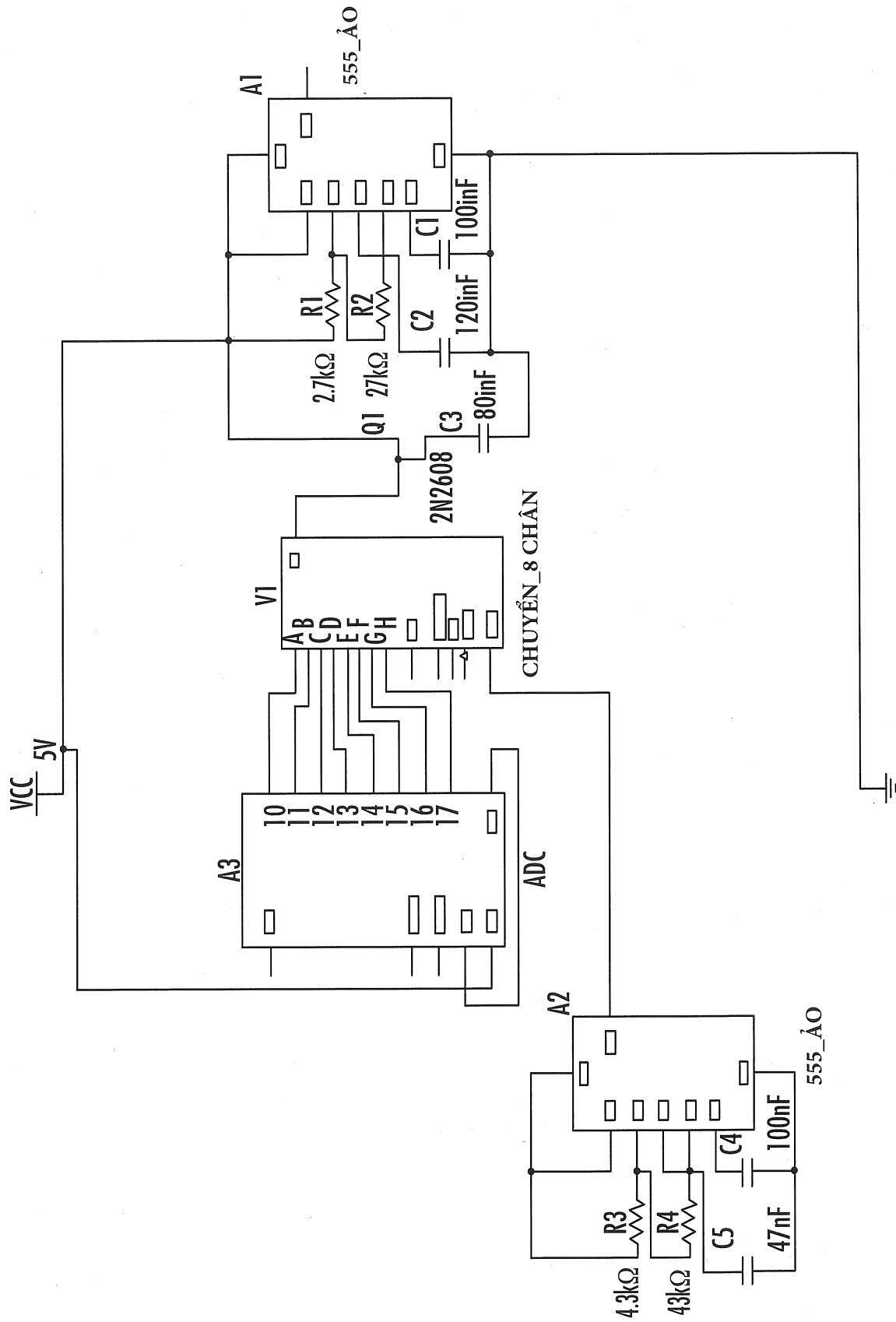


FIG. 5

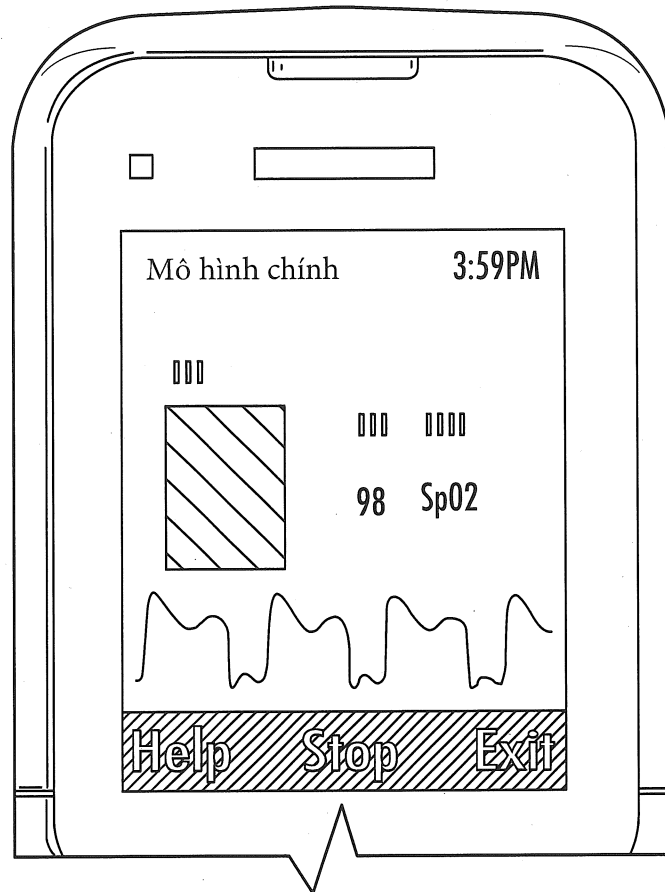


FIG. 6

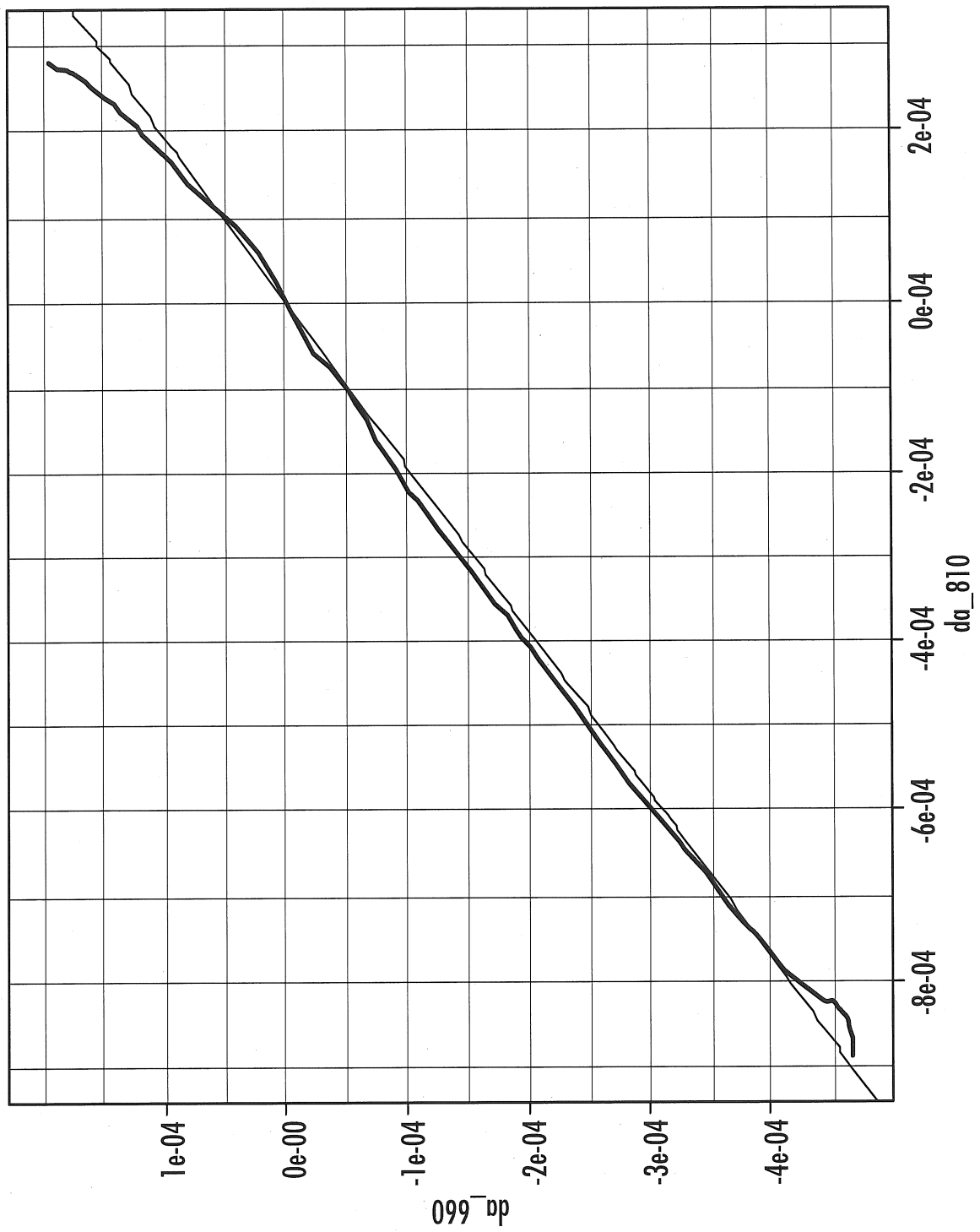


FIG. 7

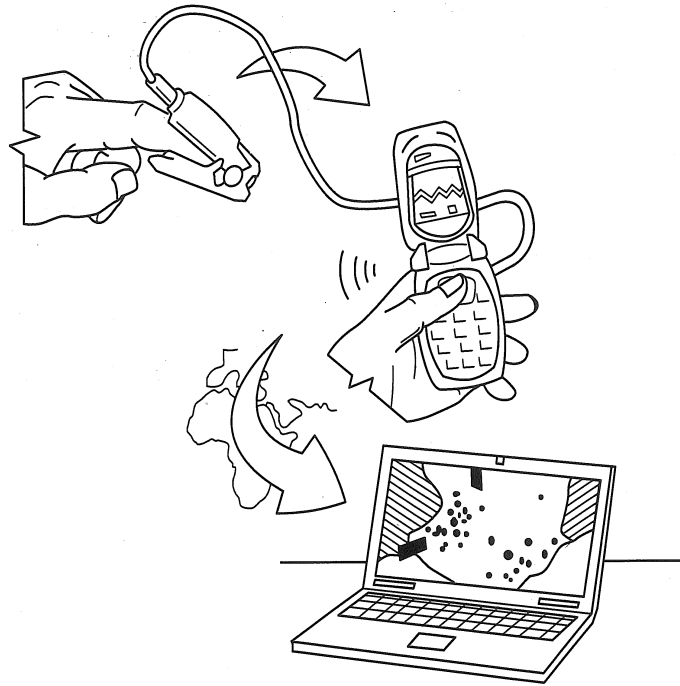


FIG. 8A

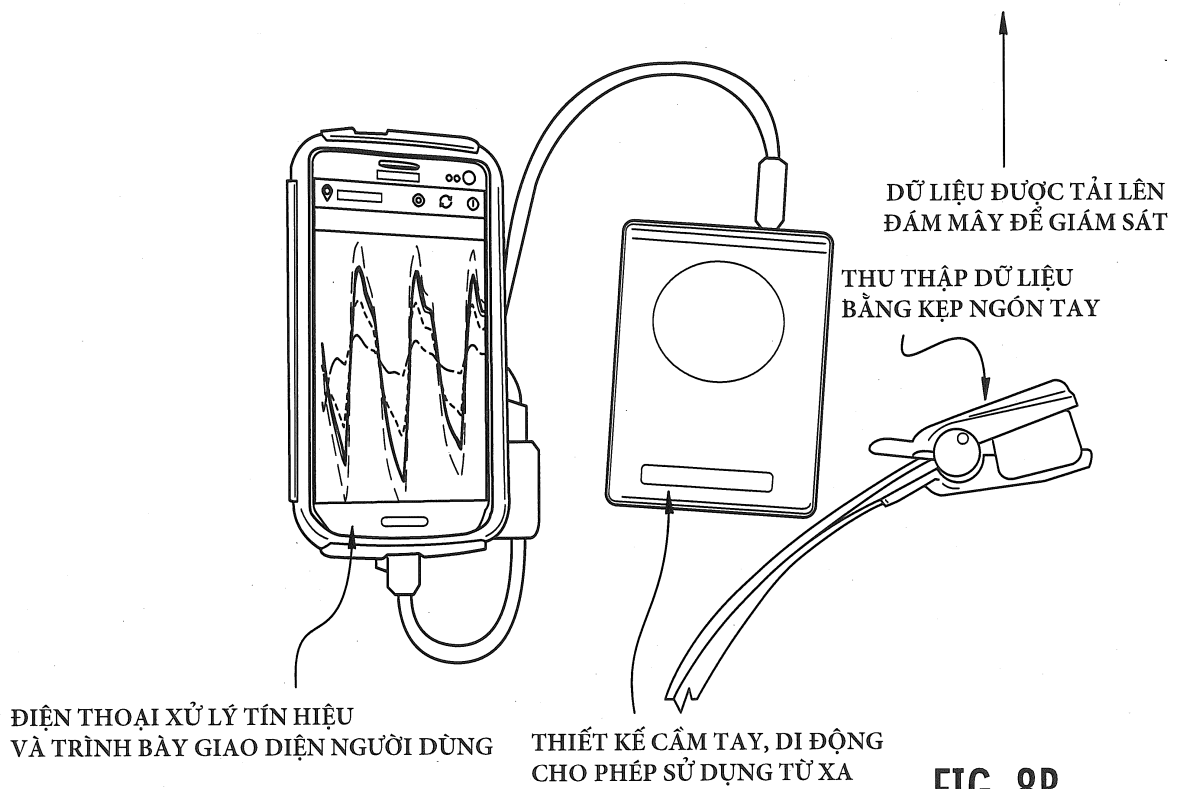


FIG. 8B

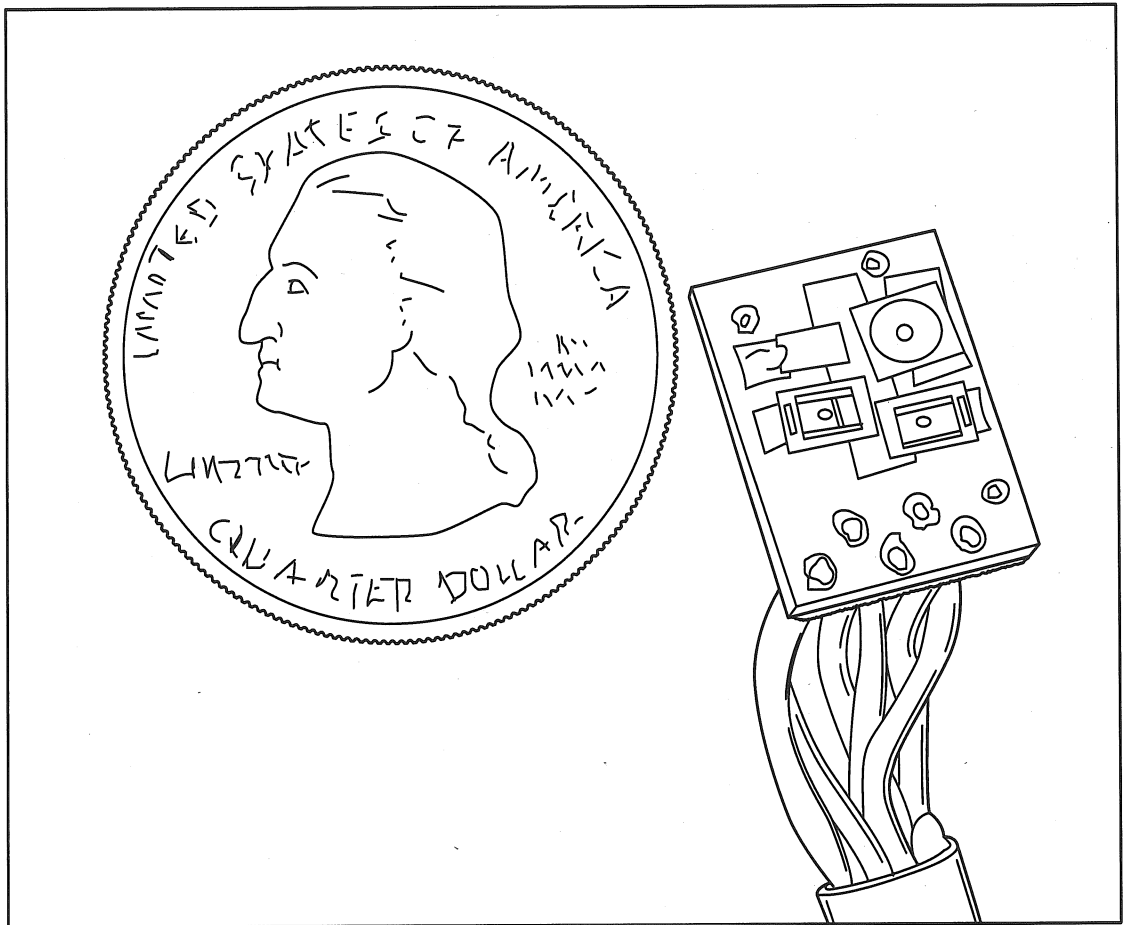


FIG. 9

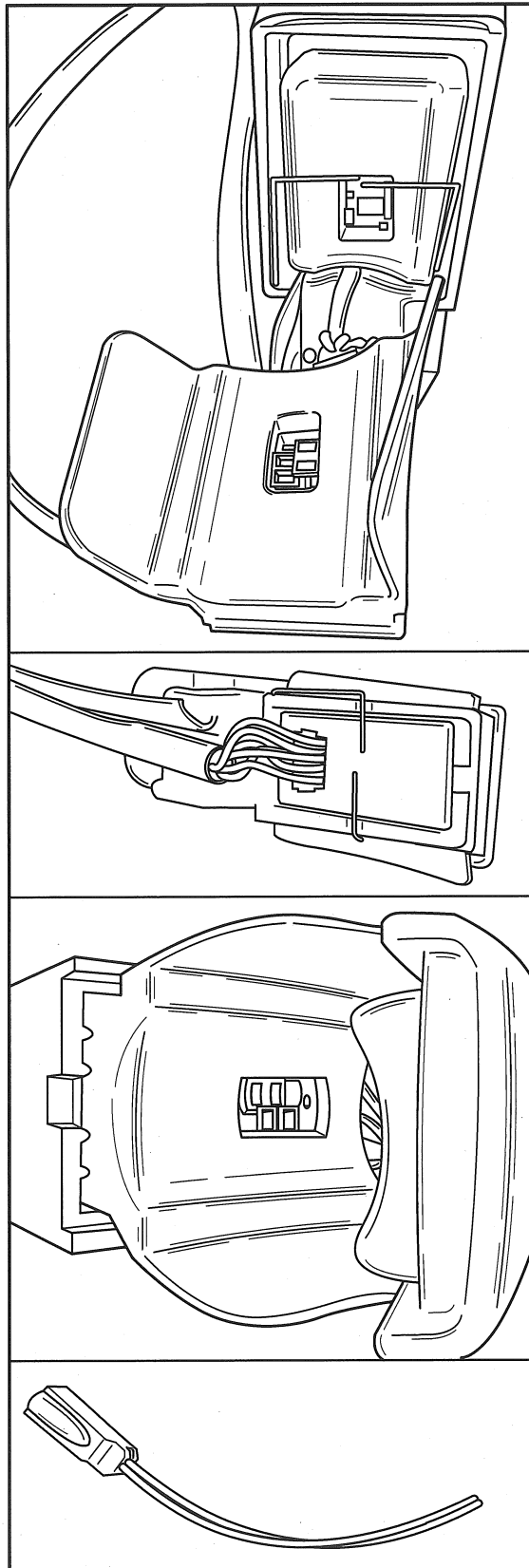


FIG. 10

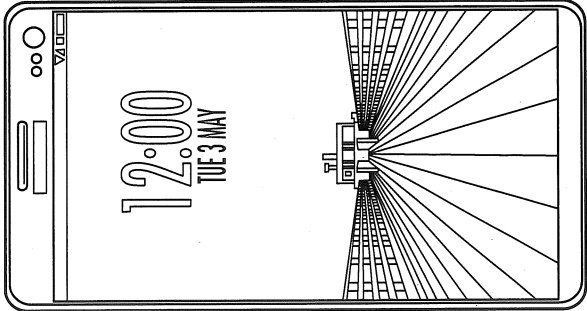


FIG. 11A

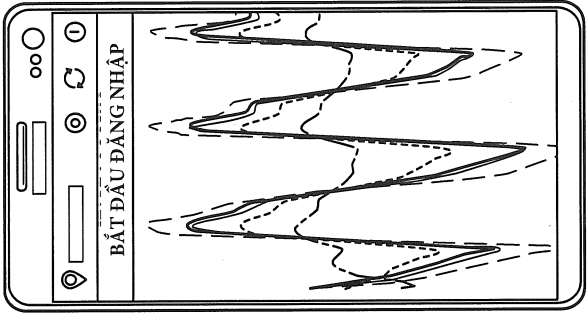


FIG. 11B

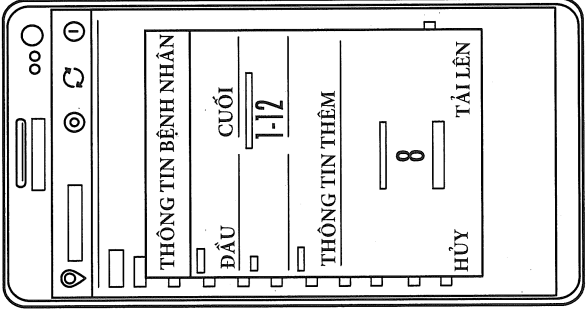


FIG. 11C

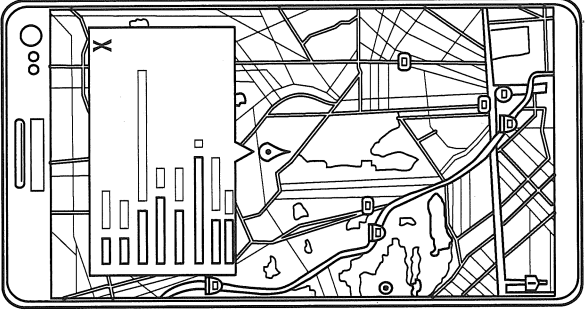


FIG. 11D

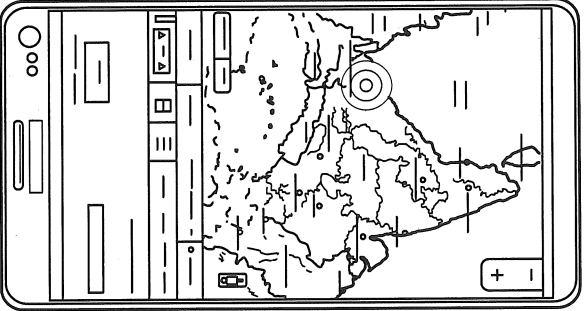
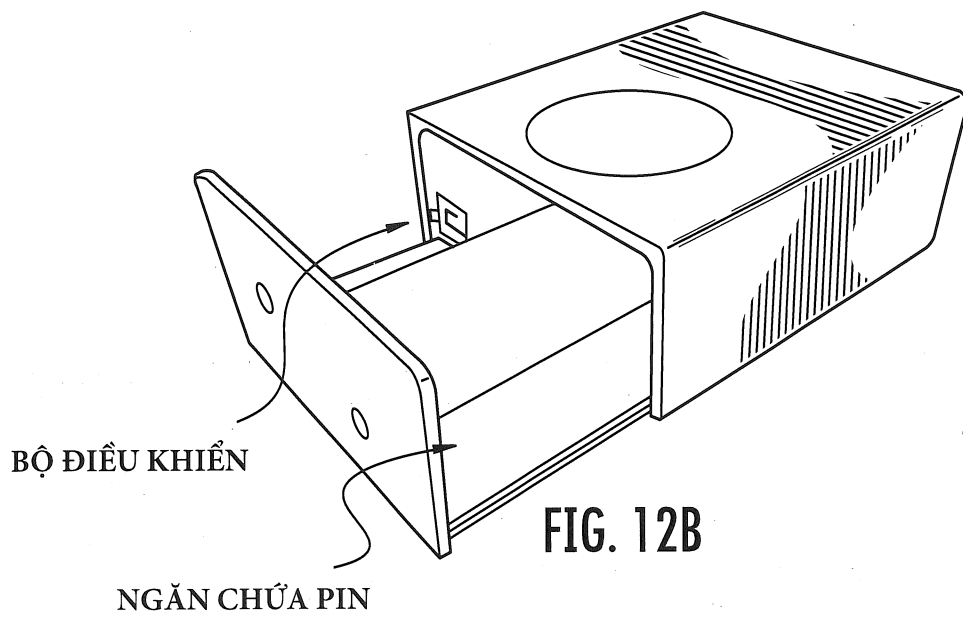
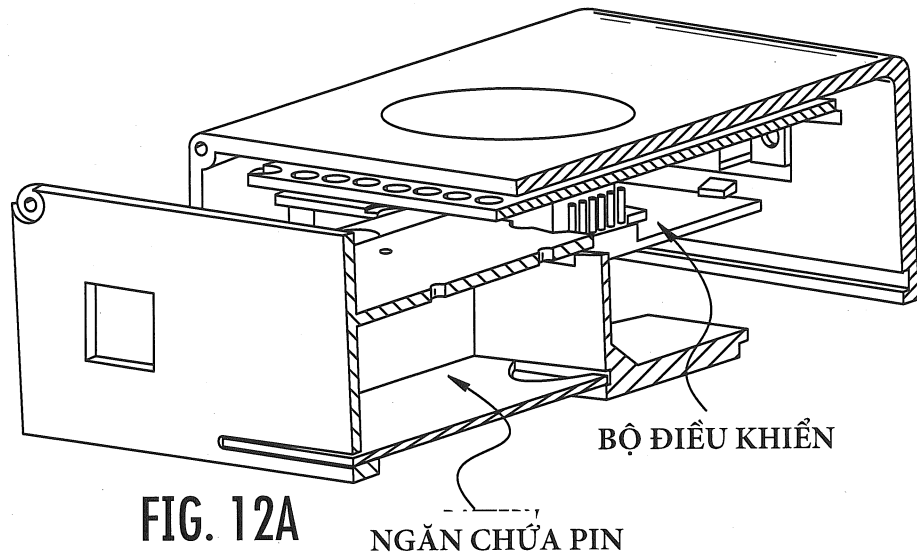


FIG. 11E



CÁC THAY ĐỔI CHU KỲ NHIỆM VỤ PHỤ THUỘC VÀO KÊNH

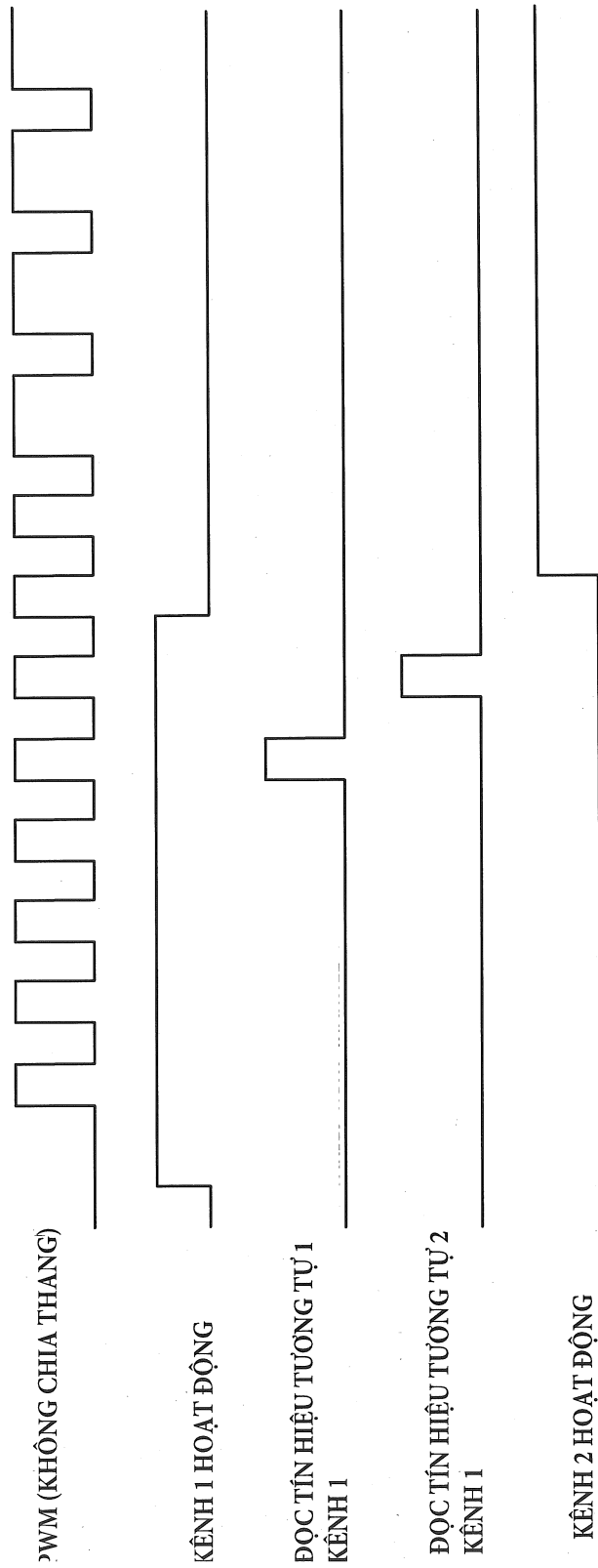


FIG. 13

TỪ MÃ HÓA									
0	1	0	1	0	1	0	1	0	1
ID KÊNH					CỤM NIBBLE CAO CỦA ĐIỂM DỮ LIỆU				
LOẠI DỮ LIỆU*									
0	1	1	0	0	X	X	X	X	X
BYTE THÁP CỦA ĐIỂM DỮ LIỆU									
X	X	X	X	X	X	X	X	X	X

FIG. 14

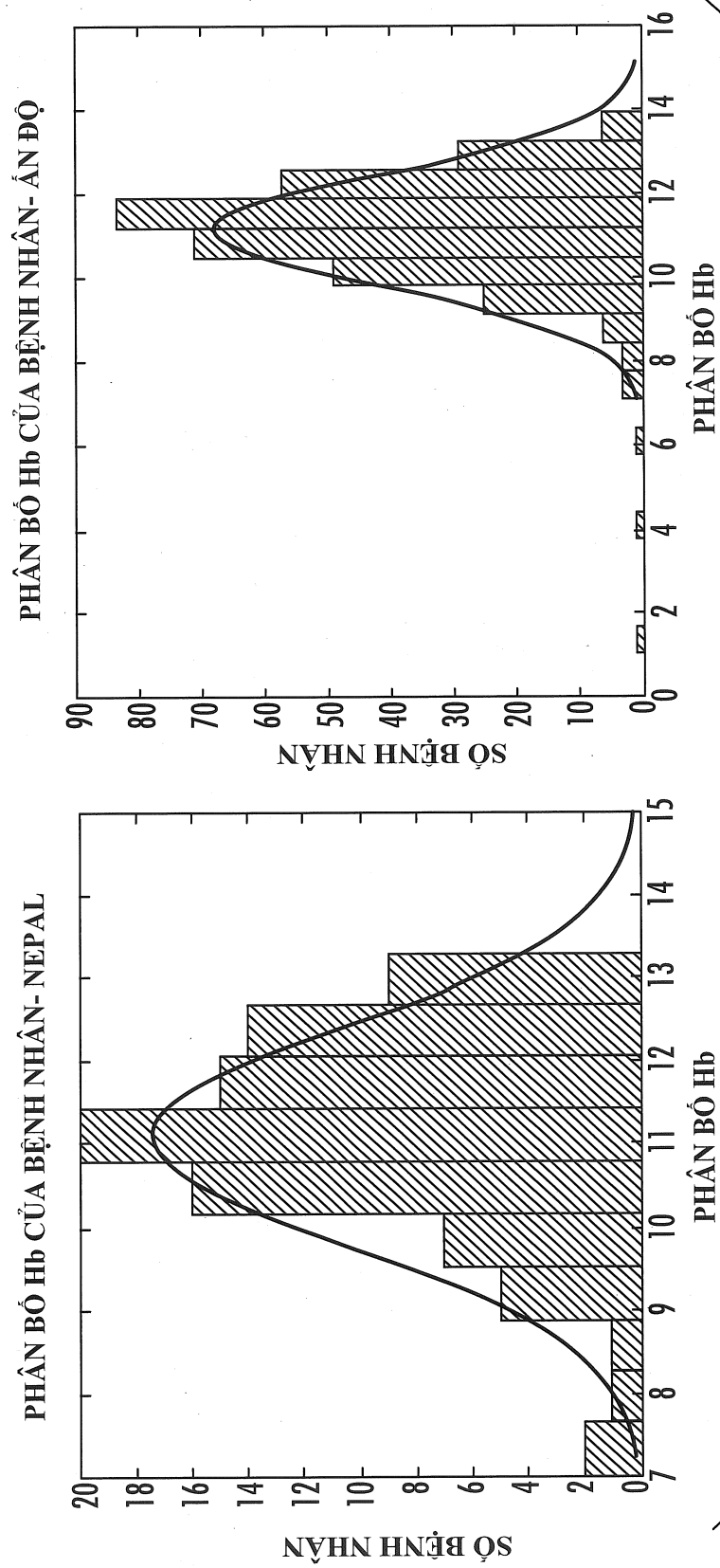


FIG. 15

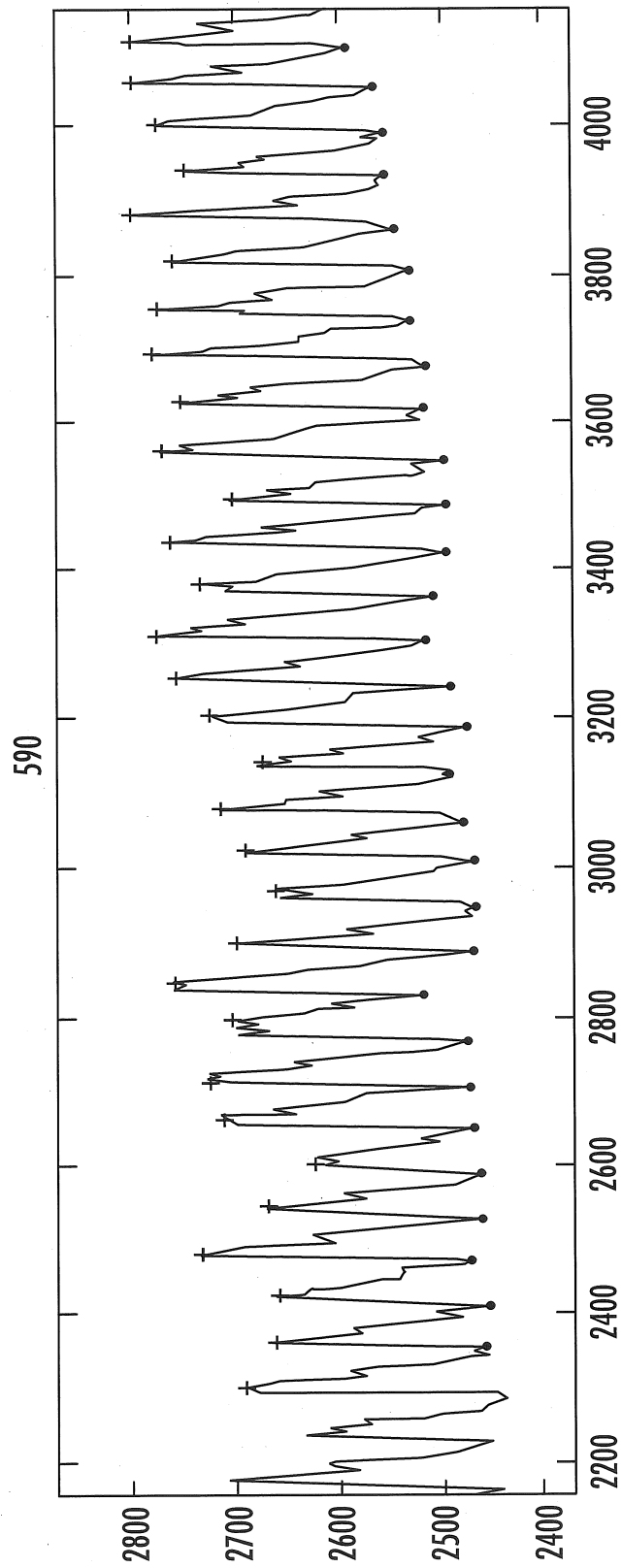
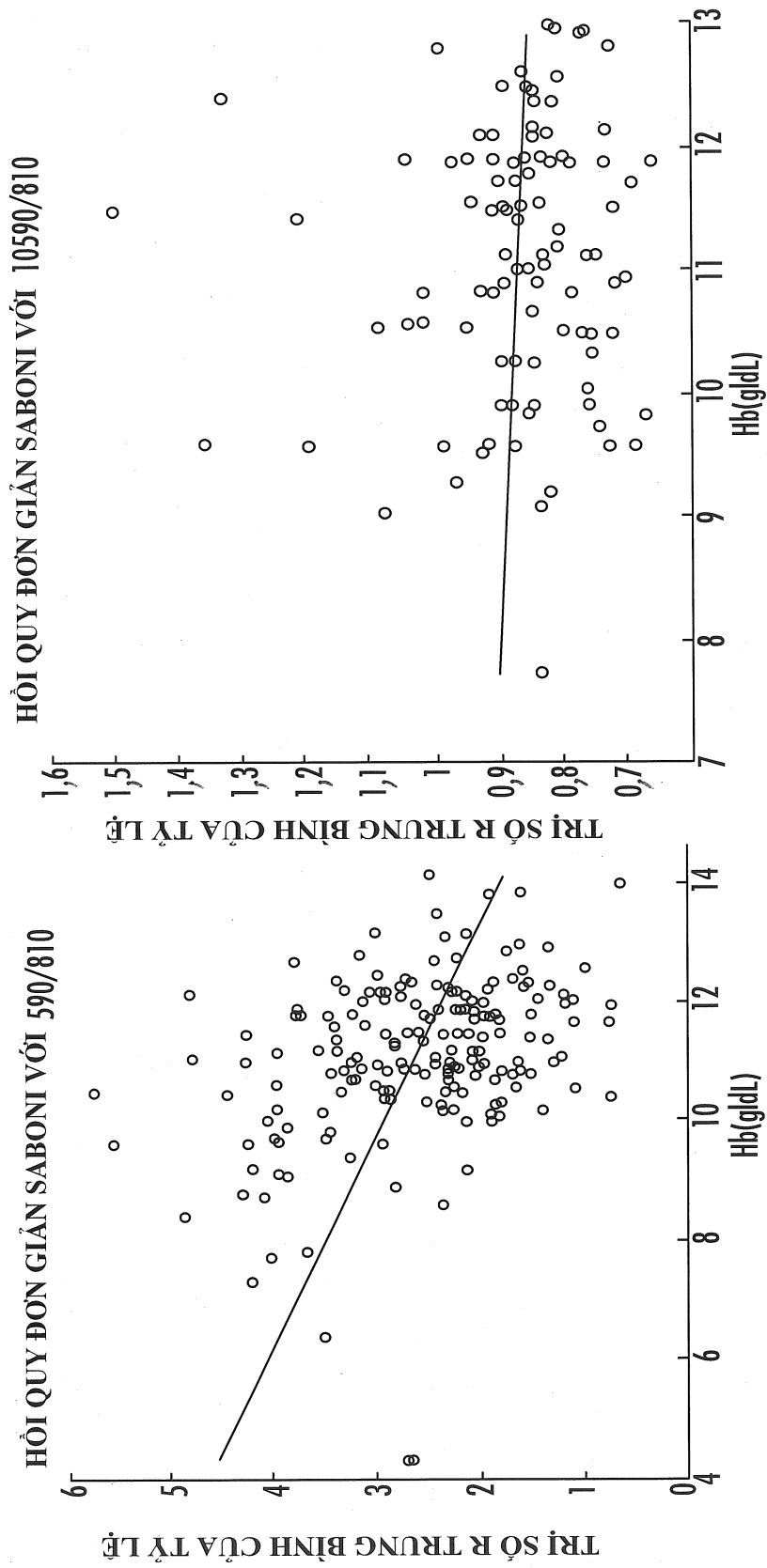


FIG. 16



ẢNH HƯỞNG CỦA TUỔI THAI LÊN KẾT QUẢ

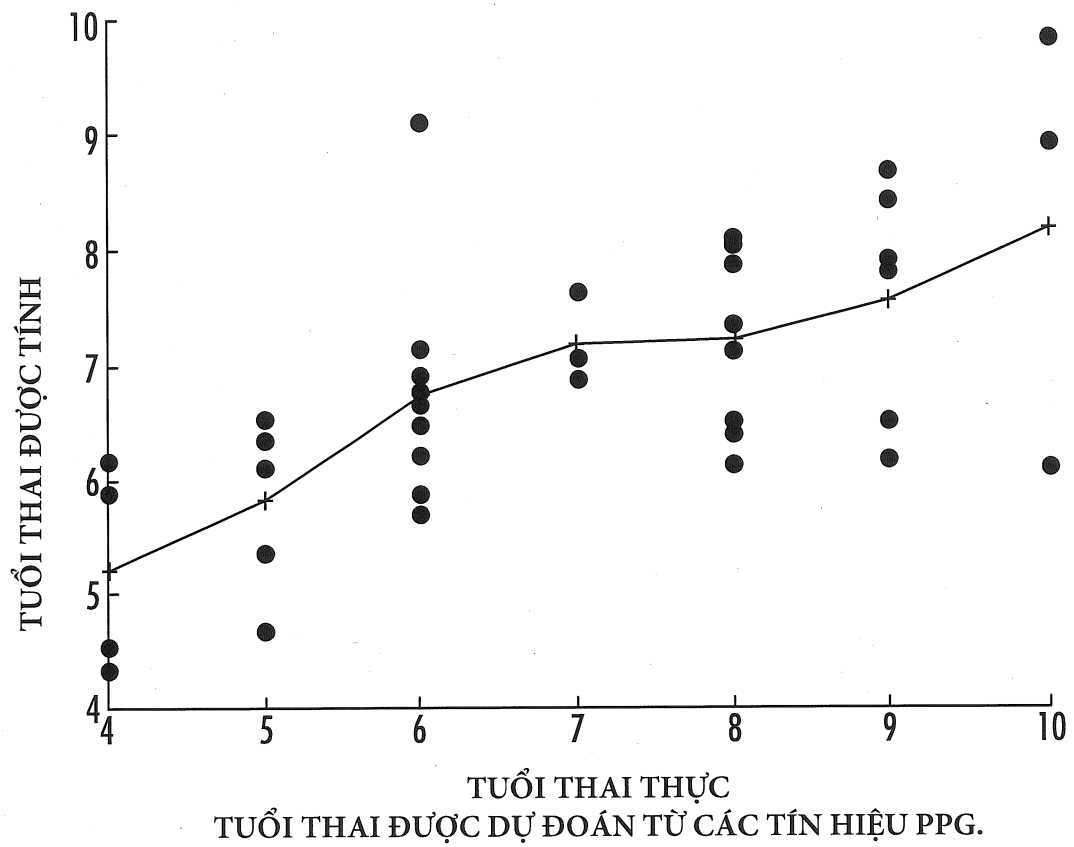


FIG. 19

MA TRẬN NHẦM LÃN CỦA DỰ ĐOÁN CHỨNG THIẾU MÁU

		PHÂN LOẠI ĐÍCH			
		TRUNG BÌNH ĐẾN NGHIÊM TRỌNG	NHẸ	KHỎE MẠNH	
NHÓM KẾT QUẢ THU ĐƯỢC	TRUNG BÌNH ĐẾN NGHIÊM TRỌNG	4281 3,0%	7436 5,3%	4077 2,9%	27,1% 72,9%
	NHẸ	0 0,0%	21343 15,1%	0 0,0%	100% 0,0%
	KHỎE MẠNH	7161 5,1%	0 0,0%	97102 68,7%	93,1% 6,9%
		37,4% 62,6%	74,2% 25,8%	96,0% 4,0%	86,8% 13,2%

FIG. 20

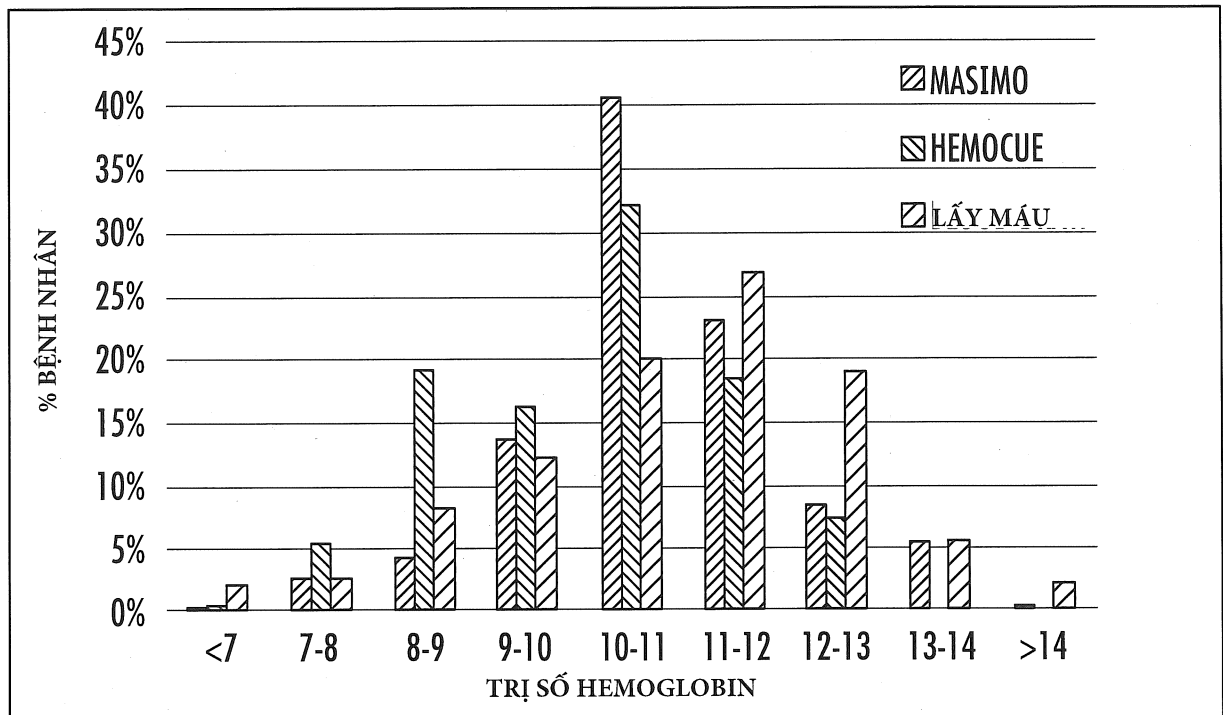


FIG. 21

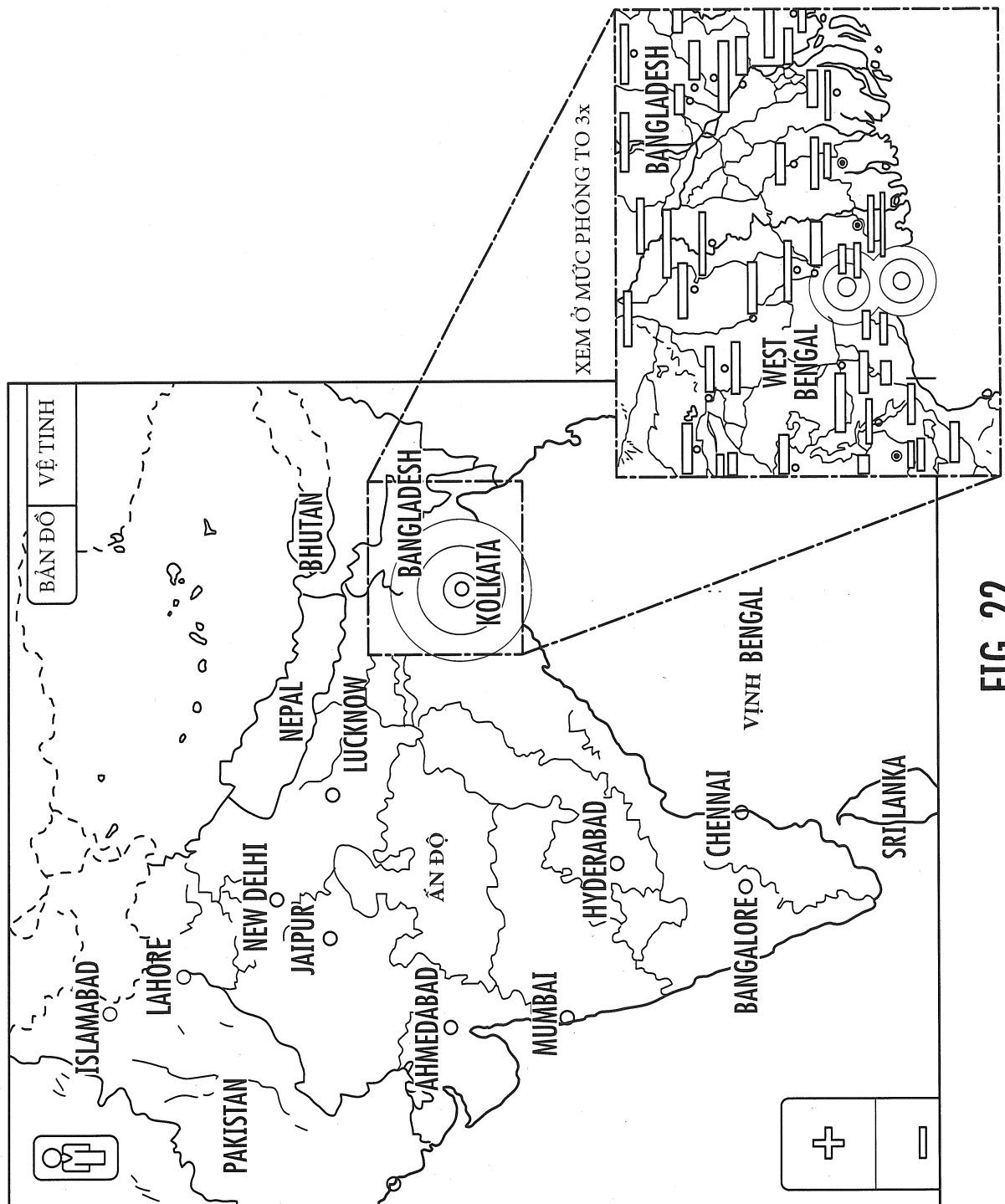


FIG. 22