

Lĩnh vực kỹ thuật được đề cập

Nói chung, sáng chế đề cập đến thiết bị chiếu sáng điốt phát sáng (LED-Light-emitting diode), và cụ thể hơn, sáng chế đề cập đến thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người bằng cách sử dụng radar sóng đứng có chức năng phát hiện tình huống nguy hiểm của cơ thể người bố trí bên dưới thiết bị chiếu sáng sử dụng radar sóng đứng, và phương pháp vận hành thiết bị này.

Tình trạng kỹ thuật của sáng chế

Thiết bị chiếu sáng thông thường để phát hiện cơ thể người bằng cách sử dụng cảm biến hồng ngoại, cảm biến siêu âm hoặc cảm biến Doppler, và điều khiển trạng thái bật và tắt việc chiếu sáng (các Tài liệu sáng chế 4 và 5), nhưng không thể phát hiện được tình huống nguy hiểm của cơ thể người.

Tài liệu sáng chế 1 mô tả hệ thống có cảm biến sóng vô tuyến để phát ra sóng vô tuyến và nhận sóng phản xạ của chúng, bộ dò để phát hiện pha và biên độ tín hiệu nhận được bởi cảm biến sóng vô tuyến để thu được tín hiệu phát hiện, và bộ xử lý tín hiệu để đo vị trí hiện thời, sự dịch chuyển, nhịp hô hấp và nhịp tim của động vật hoặc cư dân từ tín hiệu phát hiện để xác định sự hiện diện của động vật hoặc cư dân, hệ thống được sử dụng như hệ thống giám sát cư dân mà nó có thể được lắp đặt dễ dàng trong khu dân cư sẽ được theo dõi có một loạt mặt bằng sàn, và có khả năng xác định dễ dàng động lực học hành vi của cư dân và những thay đổi trong không gian ở.

Tài liệu sáng chế 2 mô tả thiết bị giám sát chức năng tim phổi không tiếp xúc có cảm biến sóng vô tuyến để phát hiện sự dịch chuyển của vật được theo dõi bằng cách sử dụng hiệu ứng Doppler, trong đó tín hiệu dịch chuyển được chuyển qua bộ lọc nhịp hô hấp trong đó băng tần của nhịp hô hấp được sử dụng là băng tần qua, và được chuyển qua bộ lọc nhịp tim trong đó băng tần của nhịp tim được sử dụng như băng tần qua, và nhịp hô hấp và nhịp tim được tính từ biên độ tối đa trong mỗi băng tần qua.

Hơn nữa, Tài liệu sáng chế 3 mô tả hệ thống giám sát để truyền và nhận sóng vô tuyến trong khu nhà ở, trích tín hiệu hô hấp trong băng tần tương ứng với sự hô hấp của cư dân và tín hiệu dịch chuyển trong băng tần cao hơn tín hiệu hô hấp, từ tín hiệu tương ứng với sóng phản xạ nhận được bởi cảm biến sóng vô tuyến, và xác định rằng cư dân trong trạng thái bất thường khi cư dân không di chuyển trong khoảng thời gian cố định hoặc lâu hơn, dựa vào tín hiệu dịch chuyển, trong khi tín hiệu hô hấp được phát hiện (điểm 1 yêu cầu bảo hộ). Hơn nữa, cảm biến sóng vô tuyến là cảm biến Doppler (điểm 3 yêu cầu bảo hộ).

Tuy nhiên, kỹ thuật thông thường được mô tả trong Tài liệu sáng chế 1 phát hiện nhịp hô hấp và nhịp tim của người từ pha hoặc biên độ được phát hiện bởi các cảm biến sóng vô tuyến đặt trong mỗi phòng (đoạn [0007]), nhưng liên quan đến thông tin vị trí của cư dân, kỹ thuật thông thường này chỉ đơn thuần là xác định vị trí của cư dân bằng cách giả sử cư dân được định vị trong khu vực được giám sát bởi cảm biến trong đó pha hoặc biên độ thay đổi, và cư dân không hiện diện trong khu vực được giám sát bởi cảm biến trong đó pha hoặc biên độ không thay đổi (đoạn [00013]). Theo cách này, liên quan đến vị trí của cư dân, chỉ có thông tin vị trí về phòng nào mà cư dân trong đó có thể được phát hiện trong Tài liệu sáng chế 1. Liên quan đến sự bất thường của cư dân, sự bất thường được xác định trong trường hợp cư dân đang ở vị trí lâu hơn bình thường (đoạn [0026]). Do đó, sự bất thường của người không thể được phát hiện nhanh với độ chính xác cao trong Tài liệu sáng chế 1.

Trong trường hợp biên độ và pha của tín hiệu nhận được của sóng phản xạ của sóng vô tuyến phát ra sẽ được phát hiện theo Tài liệu sáng chế 1, khoảng cách mà biên độ và pha của sóng vô tuyến có thể được phát hiện tại đó phải là một vài mét hoặc xa hơn, và chỉ có biên độ và pha của sóng phản xạ từ vị trí vài mét hoặc xa hơn có thể được phát hiện. Khi bộ dò là radar Doppler, nhịp tim và nhịp hô hấp có thể được phát hiện ở khoảng cách gần, nhưng radar Doppler phát hiện được sự thay đổi trong tần số sóng phản xạ, và do đó nhịp tim và nhịp hô hấp không thể được phát hiện chỉ sử dụng những thay đổi trong biên độ và pha của tín hiệu, như là trường hợp trong Tài liệu

sáng chế 1.

Hơn nữa, trong Tài liệu sáng chế 2 và 3, tần số của biên độ tối đa được tính từ tín hiệu được phát hiện bằng cách sử dụng hiệu ứng Doppler là nhịp hô hấp và nhịp tim, nhưng do đây là sơ đồ Doppler, tốc độ của vật có thể được phát hiện, nhưng khoảng cách không thể được phát hiện. Do đó, Tài liệu sáng chế 2 và 3 không thể phát hiện vị trí của của cơ thể người.

Tài liệu tham khảo

Tài liệu sáng chế 1: Đơn yêu cầu cấp bằng sáng chế Nhật số 2010-66877

Tài liệu sáng chế 2: Đơn yêu cầu cấp bằng sáng chế Nhật số 3057438

Tài liệu sáng chế 3: Đơn yêu cầu cấp bằng sáng chế Nhật số 2006-285795

Tài liệu sáng chế 4: Đơn yêu cầu cấp bằng sáng chế Nhật số 2011-34938

Tài liệu sáng chế 5: Đơn yêu cầu cấp bằng sáng chế Nhật số 2003-132704

Bản chất kỹ thuật của sáng chế

Sáng chế được đưa ra vì những vấn đề nêu trên, và mục đích của nó là đề xuất thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người bằng cách sử dụng radar sóng đứng và phương pháp vận hành thiết bị này, có khả năng phát hiện vị trí của của cơ thể người, và nhịp hô hấp, nhịp tim, và tương tự, và phát hiện nhanh sự thay đổi đột ngột với điều kiện của cơ thể người phát hiện được, bằng cách chỉ sử dụng sáng chế thay cho thiết bị chiếu sáng hiện có lắp đặt trong nhà vệ sinh, phòng tắm, hành lang, và tương tự.

Theo một phương án, sáng chế đề xuất thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng bao gồm:

cảm biến sóng đứng để truyền bên ngoài sóng vô tuyến quét tần số, phát hiện, tại hai điểm cách nhau bởi khoảng cách cố định, sóng phản xạ nhận được từ vật phản xạ bên ngoài dựa vào bước sóng truyền với λ là bước sóng của sóng truyền, và phát hiện sóng đứng kết hợp từ sóng truyền và sóng nhận được;

bộ tính toán để loại bỏ thành phần DC khỏi sự phân bố cường độ của tần số của

sóng kết hợp được phát hiện bởi cảm biến sóng đứng, thực hiện biến đổi Fourier, thu được phổ khoảng cách, và tính toán sự thay đổi trong pha và khoảng cách đến vật phản xạ;

bộ xử lý tín hiệu để loại bỏ thành phần khoảng cách thu được khi không có người trong không gian đo từ thành phần khoảng cách đến vật phản xạ thu được, và thu được thông tin khoảng cách khác thành phần khoảng cách được thu khi không có người trong không gian đo để trích thành phần khoảng cách cho người sẽ được đo mà đã đi vào không gian đo; và

bộ xác định để phát hiện sự bất thường của cơ thể người sẽ được đo từ sự thay đổi trong quá trình phân bố cường độ của thành phần gắn với khoảng cách đến người sẽ được đo và xác định trạng thái vật lý của người sẽ được đo và trạng thái sinh lý bao gồm nhịp hô hấp và nhịp tim từ thay đổi trong pha.

Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo sáng chế bao gồm:

cảm biến sóng đứng để truyền bên ngoài sóng vô tuyến quét tần số, phát hiện, tại hai điểm cách nhau bởi khoảng cách cố định, sóng phản xạ nhận được từ vật phản xạ bên ngoài dựa vào bước sóng truyền với λ là bước sóng của sóng truyền, và phát hiện sóng đứng kết hợp từ sóng truyền và sóng nhận được;

bộ tính toán để loại bỏ thành phần DC khỏi sự phân bố cường độ của tần số của sóng kết hợp được phát hiện bởi cảm biến sóng đứng, thực hiện biến đổi Fourier, thu được phổ khoảng cách, và tính toán từ phổ khoảng cách của khoảng thời gian thứ nhất và phổ khoảng cách của khoảng thời gian thứ hai trong chu kỳ đơn hiệu số pha từ hai phổ khoảng cách và sự thay đổi trong pha;

bộ xử lý tín hiệu để loại bỏ thành phần khoảng cách thu được khi không có người trong không gian đo từ thành phần khoảng cách đến vật phản xạ thu được từ hiệu số pha, và thu được thông tin khoảng cách khác thành phần khoảng cách được thu khi không có người trong không gian đo để trích thành phần khoảng cách cho người sẽ

được đo mà đã đi vào không gian đo; và

bộ xác định để phát hiện sự bất thường của người sẽ được đo từ sự thay đổi trong quá trình phân bố cường độ của thành phần gắn với khoảng cách đến người sẽ được đo và xác định trạng thái vật lý của người sẽ được đo và trạng thái sinh lý bao gồm nhịp hô hấp và nhịp tim từ thay đổi trong pha.

Thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng của sáng chế, trong đó, ví dụ, bộ nguồn bao gồm đầu nối mà nó có thể được gắn vào ổ cắm bóng đèn hoặc phần gắn được bố trí bên dưới vỏ, và điện được cấp cho nguồn ánh sáng LED và cảm biến sóng đứng qua bộ nguồn.

Thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng của sáng chế, trong đó, ví dụ, bộ tính toán, bộ xử lý tín hiệu, và bộ xác định nằm trong vỏ là môđun cùng với cảm biến sóng đứng.

Hơn nữa, trong thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng của sáng chế, trong đó, ví dụ, bộ xác định phát ra báo động bằng cách truyền tín hiệu báo động cho bộ thu tín hiệu báo động bên ngoài khi khoảng cách đến người sẽ được đo, hoặc nhịp hô hấp hoặc nhịp tim của người sẽ đo đã được xác định là trong khu vực nguy hiểm thiết lập trước.

Trong phương pháp vận hành thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng, thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng mô tả ở trên được lắp đặt trên trần của tòa nhà hoặc căn hộ để xác định sự bất thường của cơ thể người bên trong căn hộ hoặc tòa nhà.

Trong phương pháp vận hành thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng, thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng mô tả ở trên được lắp đặt trên trần của chiếc xe hoặc trần hành lang hoặc đường hầm để xác định sự tắc nghẽn người ở đó.

Trong phương pháp vận hành thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng, thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng mô tả ở trên được lắp đặt để chiếu

sáng đường, và mực nước đã ngập đường và tắc nghẽn người trên đường được xác định.

Hiệu quả có lợi của sáng chế

Theo sáng chế, có thể đo với độ chính xác cao khoảng cách đến người đang được đo từ khoảng cách rất nhỏ đến vị trí xa và để đo nhịp hô hấp, nhịp tim, và dịch chuyển rất nhỏ khác của người đang được đo, bằng cách phân tích sóng đứng.

Mô tả vắn tắt các hình vẽ

FIG.1 là hình vẽ của hình dạng bên ngoài của thiết bị chiếu sáng LED theo các phương án của sáng chế;

FIG.2 là mặt cắt theo chiều dọc thể hiện cấu trúc của nó;

FIG.3 là sơ đồ khối của bảng môđun điều khiển radar 7, môđun radar sóng đứng 8, và bộ điều khiển LED 10 của thiết bị chiếu sáng LED;

FIG.4 minh họa cấu hình cơ bản của radar sóng đứng ;

FIG.5 minh họa bước sóng của sóng truyền;

FIG.6 minh họa công suất của sóng kết hợp;

FIG.7 là hình vẽ của sự biến đổi Fourier đứng;

FIG.8 minh họa công suất của sóng kết hợp;

FIG.9 minh họa cấu hình cơ bản của radar sóng đứng so với các đích;

FIG.10 là hình vẽ phổ thể hiện thành phần đích pa ($f_d, 0$);

FIG.11 minh họa phổ khoảng cách trong trường hợp hai đích;

FIG.12 minh họa đoạn chống loga và đoạn số ảo của phổ của sóng kết hợp;

FIG.13 minh họa các vị trí phát hiện của sóng phản xạ;

FIG.14 là sơ đồ khối và biểu đồ dạng sóng thể hiện phương án khác của sáng chế;

FIG.15 minh họa nguyên lý đo khoảng cách;

FIG.16 minh họa tương tự nguyên lý đo khoảng cách;

FIG.17 minh họa phương pháp sử dụng khi thiết bị chiếu sáng LED theo một phương án của sáng chế được lắp đặt trong phòng vệ sinh;

FIG.18 minh họa phương pháp sử dụng khi thiết bị chiếu sáng LED theo một phương án của sáng chế được lắp đặt trong phòng tắm;

FIG.19 minh họa phương pháp sử dụng khi thiết bị chiếu sáng LED theo một phương án của sáng chế được lắp đặt ở hành lang ;

FIG.20 minh họa mẫu hô hấp bất thường điển hình;

FIG.21 minh họa trạng thái trong đó thiết bị chiếu sáng LED theo một phương án của sáng chế được sử dụng để kiểm tra bên trong tàu chở hành khách;

FIG.22 minh họa trạng thái trong đó thiết bị chiếu sáng LED theo một phương án của sáng chế được sử dụng để kiểm tra các điều kiện đường;

FIG.23 minh họa thiết bị chiếu sáng kiểu ở dưới trực tiếp;

FIG.24 minh họa thiết bị chiếu sáng theo sơ đồ dẫn ánh sáng;

FIG.25 là biểu đồ thu được do đo chu kỳ hô hấp bằng cách phát hiện dịch chuyển rất nhỏ; và

FIG.26 minh họa nhịp hô hấp.

Mô tả chi tiết sáng chế

Tiếp theo, các phương án của sáng chế sẽ được mô tả chi tiết dựa vào các hình vẽ kèm theo. FIG.1 là hình vẽ của hình dáng bên ngoài của thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng theo các phương án của sáng chế. Vỏ của thiết bị chiếu sáng LED bao gồm: nắp kim loại 1 có thể được gắn vào ổ cắm hiện có; thân chính vỏ 2 có chức năng tản nhiệt và được làm từ ABS hoặc vật liệu nhựa khác, hoặc vật liệu nhôm hoặc tương tự; và nắp trong mờ 3 bao gồm ABS trong suốt hoặc nửa trong suốt hoặc

nhựa PC hoặc vật liệu nhựa trong mờ tương tự, hoặc thủy tinh hoặc tương tự. Nắp trong mờ 3 có dạng thấu kính để tán xạ ánh sáng cho hoặc thu hẹp chùm ánh sáng. Thay cho nắp kim loại 1, một số thiết bị chiếu sáng có phần gắn móc 4 để móc và gắn trên phần gắn của trần nhà. Theo cách này, có rất nhiều thiết bị chiếu sáng LED, và sáng chế có thể được áp dụng cho thiết bị chiếu sáng LED bất kỳ.

Fig.2 minh họa cấu trúc của thiết bị chiếu sáng LED theo một phương án của sáng chế. Trong thiết bị chiếu sáng LED, LED lắp bề mặt 6, môđun radar sóng đứng 8, và bộ điều khiển LED 10 được chứa bên trong vỏ bao gồm nắp kim loại 1, thân chính vỏ 2, và nắp 3. Nửa phần dưới của nắp kim loại 1 được lắp bằng ren vào ổ cắm và được làm từ vật liệu dẫn điện. Nửa phần trên của nắp kim loại 1 là thân đỡ cách điện. Phần có ren 1a được tạo ra đến phần cuối bên trên của thân đỡ cách điện của nắp kim loại 1, phần có ren 1a được mở rộng dọc theo phần mép ngoại vi bên trong của nó theo chiều chu vi. Phần có ren 2a cũng được tạo ra đến phần cuối bên trên của thân chính vỏ 2, phần có ren 2a được mở rộng dọc theo phần mép ngoại vi bên ngoài của nó theo chiều chu vi. Phần có ren 1a được vặn vào phần có ren 2a, trong đó nắp kim loại 1 và thân chính vỏ 2 được ghép với nhau. Hơn nữa, phần có ren 2b được tạo ra ở phần trên của thân chính vỏ 2, phần có ren 3a được tạo ra ở phần cuối dưới của nắp 3, và phần có ren 3a được vặn vào phần có ren 2b, do đó nắp 3 và thân chính vỏ 2 được ghép với nhau.

Khung dẫn cách điện 12 để bắt chặt bảng được bố trí bên trong thân chính vỏ 2, và bảng 11 của bộ điều khiển LED 10 được bắt chặt vào khung dẫn 12. Bảng 11 được bắt chặt vào khung dẫn 12 sao cho bề mặt của nó theo hướng dọc, ví dụ, bề mặt của bảng 11 song song với trục tâm của thiết bị chiếu sáng. Bộ điều khiển LED 10 được gắn trên bảng 11 và được bố trí trong không gian bao bởi thân chính vỏ 2 và nắp kim loại 1. Điện 100-V AC cấp ngoài được cung cấp cho bảng 11 bên trong nắp kim loại 1, và điện được chuyển đổi AC-DC bằng bộ chuyển đổi gắn trên bảng 11, và sau đó được cung cấp cho bộ điều khiển LED 10.

Bảng nhôm 5 có tản nhiệt tốt được bố trí sao cho bề mặt của nó nằm ngang ở

đầu trên của thân chính vỏ 2. Bảng nhôm 5 được đỡ bởi phần mép của đầu trên của thân chính vỏ 2, và bảng 11 được luồn qua bảng nhôm 5 để nhô ra vào khu vực nắp 3. Bảng môđun điều khiển radar 7 được đỡ sao cho bề mặt của nó nằm ngang ở đầu trên của bảng 11, và môđun radar sóng đứng 8 được đặt trên bảng môđun điều khiển radar 7. Các (trong ví dụ minh họa là bảy) LED 6 được bố trí tại các vị trí phân bố đều quanh trục tâm của thiết bị chiếu sáng, ví dụ, ở các vị trí có khoảng cách đều trên chu vi ngoài. Dây điện cho bảng 11 được nối với đường điện của bảng nhôm 5, các LED 6 gắn trên bảng nhôm 5 được cung cấp điện bởi bộ điều khiển LED 10 qua dây điện cho bảng 11 để làm cho các LED 6 phát sáng. Điện được cung cấp qua bảng 11 cho môđun radar sóng đứng 8 gắn trên bảng môđun điều khiển radar 7. Môđun radar sóng đứng 8 truyền/nhận vi sóng hoặc các sóng vô tuyến khác, và bảng môđun điều khiển radar 7 truyền không dây tín hiệu phát hiện cho thiết bị chuyển tiếp bên ngoài. Anten 8a được bố trí ở mặt trên của môđun radar sóng đứng 8, và sóng vô tuyến được truyền/nhận qua anten 8a. Môđun radar sóng đứng 8 có khả năng được đặt nghiêng so với bảng môđun điều khiển radar 7, và do đó môđun radar sóng đứng 8 được đặt nghiêng để cho phép điều chỉnh hướng của anten 8a.

Fig.3 là sơ đồ khối của bảng môđun điều khiển radar 7, môđun radar sóng đứng 8, và bộ điều khiển LED 10. Điện AC 100 V được đưa vào từ nguồn điện bên ngoài đến khối cấp điện 21 của bộ điều khiển LED 10, được chuyển đổi thành điện DC bằng bộ chuyển đổi AC-DC của khối cấp điện 21, và được đưa vào bộ điều chỉnh điện bên trong 23. Điện DC 5-V được cung cấp cho môđun radar sóng đứng 8 và máy vi tính điều khiển LED 24. Đầu ra của bộ chuyển đổi AC-DC được cung cấp cho bộ điều khiển LED 22 và được dùng để điều khiển các LED 6. Máy vi tính điều khiển LED 24 nhận tín hiệu điều khiển từ môđun radar sóng đứng 8, và xuất ra tín hiệu điều khiển bật/tắt LED và tín hiệu điều khiển điều biến ánh sáng cho bộ điều khiển LED 22. Bộ điều khiển LED 22 điều khiển các LED 6 dựa trên các tín hiệu điều khiển này.

Bộ tính toán 31 được lắp với bảng môđun điều khiển radar 7. Bộ tính toán 31 tạo ra điện áp điều khiển tần số mà nó đã được điều biến FM bằng bộ sinh tín hiệu điều

biến 38, điện áp điều khiển tần số được đưa vào đầu vào điều khiển của VCO của môđun tần số cao 24 GHz 35 sau khi tín hiệu điều khiển tần số được chuyển đổi thành tín hiệu tương tự bằng bộ chuyển đổi DA 39 đã được khuếch đại qua bộ khuếch đại hoạt động 40. VCO được tạo ra để quét tần số của sóng vô tuyến phát ra bởi tín hiệu điều khiển tần số.

Bộ thu phát tần số cao 24 GHz 35 được cung cấp cho môđun radar sóng đứng 8. Bộ thu phát tần số cao 24 GHz 35 là môđun trong đó bộ dao động điều khiển điện áp bằng 24 GHz (voltage control oscillator - VCO) và anten phẳng 8a được tích hợp. Với bộ thu phát 35 này, vi sóng được phát ra từ anten phẳng 8a qua VCO và sóng phản xạ từ thân phản xạ được anten 8a phát hiện. Hai bộ phát hiện sóng 36a, 36b được chứa trong bộ thu phát 35, và các bộ phát hiện sóng 36a, 36b này phát hiện sóng truyền và sóng nhận.

Khi sóng vô tuyến được truyền từ anten 8a và vật phản xạ có mặt, sóng phản xạ trở lại anten 8a và sóng chồng có cùng tần số nhưng có các hướng lan truyền khác nhau sinh ra sóng đứng. Tín hiệu truyền (sóng lan truyền) và tín hiệu nhận (sóng phản xạ) tồn tại cùng nhau trong bộ nguồn anten và trong đường nhỏ nối VCO và anten 8a, và các tín hiệu này được kết hợp để tạo ra sóng đứng. Trong trường hợp này, điện áp quét cung cấp cho VCO phải được giữ không đổi ít nhất là trong thời gian mà sóng vô tuyến phát ra được phản xạ từ vật phản xạ và trả về. Vì vậy, điện áp quét phải được thay đổi từng bước. VCO được điều khiển để chuyển đổi tuần tự tần số, do đó mức tín hiệu của sóng hỗn hợp cho các tần số được phát hiện bởi bộ phát hiện sóng 36a, 36b. Công suất của sóng truyền, công suất của sóng phản xạ, và thành phần được tạo radar bởi sóng đứng được phát hiện bởi các bộ phát hiện sóng 36a, 36b. Tín hiệu sóng phát hiện kết quả được khuếch đại hoạt động 37a, 37b, được biến đổi thành tín hiệu số bằng bộ chuyển đổi AD 41 bên trong bộ tính toán 31, và sau đó được đưa vào một bộ xử lý tín hiệu 42. Tín hiệu đầu vào có khoảng thời gian tỉ lệ nghịch với khoảng cách từ vật phản xạ và do đó được tạo ra để trải qua biến đổi Fourier trong bộ xử lý tín hiệu 42 để thu được tần số là nghịch đảo của khoảng thời gian, do đó khoảng cách đến vật phản

xạ có thể được thu. Thông tin về dịch chuyển rất nhỏ của vật phản xạ có thể được phát hiện dựa vào pha của dạng sóng kết quả. Ví dụ, trong trường hợp 24 GHz, dịch chuyển rất nhỏ là giá trị được thu bằng cách chia tốc độ ánh sáng là $4\pi f$, và dịch chuyển trong phạm vi $\pm 3,125$ mm có thể được phát hiện. Theo cách này, tín hiệu phát hiện bởi các bộ phát hiện sóng 36a, 36b được tạo ra để trải qua quá trình xử lý tín hiệu, khoảng cách từ vật phản xạ và tốc độ và sự dịch chuyển của vật phản xạ được tính toán, và các thay đổi thời gian của nó được đo, do đó sự dịch chuyển của vật phản xạ có thể được phát hiện. Sự dịch chuyển của vật phản xạ được phân tích bởi bộ tính toán 42, kết quả được xuất ra bộ báo động 43, bộ báo động 43 xuất ra máy vi tính điều khiển LED 24 tín hiệu điều khiển mà khiến cho các LED bật, chớp, tắt, gây ra sự báo động để bật và tắt, hoặc gây ra hành động khác.

Bộ tính toán 31 truyền trạng thái thu được của vật phản xạ ra bên ngoài, không dây qua bộ tần số cao 32 và có dây bởi thiết bị đầu cuối đầu ra 33. Hơn nữa, bộ tính toán 31 phát ra âm thanh báo động qua bộ khuếch đại âm thanh 34. Phương tiện bất kỳ trong số các phương tiện truyền không dây, truyền có dây và âm thanh báo động có thể được sử dụng.

Tiếp theo, hoạt động của một phương án của sáng chế sẽ được mô tả cùng với cấu hình của bộ xử lý tín hiệu 42. Sóng đứng được tạo ra bởi sự giao thoa giữa sóng truyền VT được tạo ra từ VCO, mà nó là nguồn tín hiệu, và các sóng phản xạ VR1, VR2, VR3,..., VRn từ đích, như thể hiện trên Fig.4. Radar sóng đứng phát hiện sự tồn tại của đích bằng cách sử dụng sóng đứng này, và đo khoảng cách từ $d_1, d_2, d_3, \dots, d_n$ đến đích.

Sóng truyền (sóng lan truyền) được biểu diễn bằng công thức 1, trong đó A là biên độ của nguồn tín hiệu, f là tần số, và c là tốc độ ánh sáng (3×10^8 m/s). Tuy nhiên, tần số f được biểu diễn bằng f_0 và f_d , như thể hiện trên Fig.5.

Công thức 1

$$V_T = A e^{j2\pi \int f(t - \frac{x}{c}) d(t - \frac{x}{c})}$$

Sóng phản xạ từ đích có thể được biểu diễn bằng công thức 2 dưới đây, trong đó dk là khoảng cách đến đích thứ k , γ_k (độ lớn của hệ số phản xạ) là tỷ lệ của độ lớn của sóng phản xạ đối với sóng truyền tại điểm bất kỳ trên trục x , và Φ_k (pha của hệ số phản xạ) là hiệu số pha.

Công thức 2

$$V_{Rk} = A \gamma_k e^{j\phi_k} e^{j2\pi \int f(t - \frac{2d-x}{c}) d(t - \frac{2d-x}{c})}$$

Đầu ra sóng phát hiện được phát hiện bởi anten sinh ra sóng kết hợp, và do đó biên độ V_c được biểu diễn bằng công thức 3 dưới đây. Công suất là bình phương của biên độ, và do đó công suất của sóng kết hợp được biểu diễn bằng công thức 4 dưới đây.

Công thức 3

$$V_c = V_T + \sum_{k=1}^n V_{Rk}$$

Công thức 4

$$p(f_d, x) = \left| V_T + \sum_{k=1}^n V_{Rk} \right|^2$$

Biên độ của sóng truyền lớn hơn biên độ của sóng phản xạ một đơn vị, trong đó γ_k nhỏ hơn 1. Về vấn đề này, công thức 1 và công thức 2 được thay thế vào công thức 4 để thu được giá trị xấp xỉ, tạo ra trong công thức 5.

Công thức 5

$$p(f_d, x_s) \approx$$

$$A^2 \left\{ 1 + \sum_{k=1}^n \gamma_k^2 + 2 \sum_{k=1}^n \gamma_k \cos \left(\frac{4\pi f_d}{c} (d_k - x_s) + \frac{4\pi f_0}{c} (d_k - x_s) - \phi_k \right) \right\}$$

Trong công thức 5, số hạng thứ nhất trong dấu ngoặc ($\{\}$) là công suất của sóng truyền, số hạng thứ hai là công suất của sóng phản xạ, và số hạng thứ ba là sự thay đổi công suất của sóng đứng. Radar thông thường nhận sóng phản xạ, là số hạng thứ hai, và thực hiện xử lý tín hiệu, nhưng trong sáng chế, tín hiệu của số hạng thứ ba trải qua quá trình xử lý tín hiệu. Do đó, do các số hạng thứ nhất và thứ hai sẽ được xóa, công suất sóng kết hợp $p(f_d, x_s)$ được lấy vi phân f_d , và các số hạng thứ nhất và thứ hai được xóa.

Ở đây, khi các đích (các vật phản xạ) là 1, $n = 1$ được thay thế vào công thức 5 để thu được công thức 6 dưới đây. Fig.6 là kết quả tạo ra đồ thị dựa vào công thức 6. Nói cách khác, công suất của sóng kết hợp là tổng của giá trị cố định $1 + \gamma^2$ và hàm tuần hoàn. Trong Fig.6, tần số (nghịch đảo của chu kỳ) của hàm tuần hoàn là $c/2d$, được xem là thành phần khoảng cách d . Do đó, việc thu nhận tần số từ chu kỳ sẽ dẫn đến việc thu nhận khoảng cách d . Thành phần DC $1 + \gamma^2$ được xóa khỏi công thức 6 và phép biến đổi Fourier được thực hiện, nhờ đó thu được phổ khoảng cách $P(x)$, như được thể hiện trên Fig.7.

Công thức 6

$$p(f, 0) = 1 + \gamma^2 + 2 \gamma \cos \left(2\pi \frac{2d}{c} f - \Phi \right)$$

Thứ nhất, các biến số được thay thế trong công thức biến đổi Fourier thể hiện trong công thức 7 dưới đây và phép biến đổi Fourier được thực hiện bằng cách sử dụng vị trí quan sát là gốc để từ đó thu được phổ khoảng cách thể hiện trong công thức 8 dưới đây. Trong công thức, $Sa(z) = \sin(z)/z$. Trong công thức 8, phần DC không được cắt. Khi hàm có chu kỳ được mở rộng theo Fourier, nó được chia thành các thành phần dao động ($\sin, \cos$) và thành phần DC có trong hàm. Về mặt công thức, phổ

khoảng cách được hiển thị theo cách thức thể hiện trong công thức 8 dưới đây.

Công thức 7

Công thức biến đổi Fourier $F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt$

Thế biến số $t \Rightarrow f_d \quad \frac{\omega}{2\pi} \Rightarrow \frac{2x}{c} \quad f(t) \Rightarrow p(f_d, x_s)$

Đặt vị trí qua sát là gốc $\Rightarrow x_s = 0$

Công thức 8

$$P(x) = \int_{-f_w/2}^{+f_w/2} p(f_d, 0) e^{-j \frac{4\pi x f_d}{c}} df_d =$$

$$A^2 f_w \left\{ \left(1 + \sum_{k=1}^n \gamma_k^2 \right) \text{Sa} \left(\frac{2\pi f_w}{c} x \right) + \sum_{k=1}^n \gamma_k e^{-j\phi_k} e^{j \frac{4\pi f_0 d_k}{c}} \text{Sa} \left(\frac{2\pi f_w}{c} (x - d_k) \right) + \right.$$

$$\left. \sum_{k=1}^n \gamma_k e^{j\phi_k} e^{-j \frac{4\pi f_0 d_k}{c}} \text{Sa} \left(\frac{2\pi f_w}{c} (x + d_k) \right) \right\}$$

$A^2 f_w (1 + \sum \gamma_k^2) \text{Sa}(2\pi f_w/c)x$ trong công thức 8 là thành phần DC, và thành phần DC này được xóa bởi tụ điện trong mạch thực.

Fig.8 là đồ thị thể hiện trường hợp trong đó công suất $P(x)$ được biểu diễn bằng biểu thức thứ ba trong công thức 8. Thành phần DC, mà là số hạng thứ nhất trong dấu ngoặc ($\{\}$) trong công thức 8, được loại bỏ, thành phần cos, mà là số hạng thứ ba, được chuyển thành sóng sin phức (tín hiệu phân tích) và được loại bỏ, và thành phần của số hạng thứ hai, mà là thành phần sóng đứng, có thể được trích ra. Tuy nhiên, tín hiệu ở phía số ảo ròi rĩ thành thành phần số hạng thứ hai trong dấu ngoặc ($\{\}$) của công thức 8, được thể hiện bởi đường đứt trên Fig.8. Nói cách khác, thành phần sóng đứng của phần này là giá trị trong đó tín hiệu ở phía số ảo bị ròi rĩ ra.

Để giải quyết vấn đề này, khi tín hiệu thu được bằng cách kết hợp sóng truyền và sóng phản xạ được phát hiện theo sáng chế, mức tín hiệu được phát hiện ở hai điểm ở khoảng cách $\lambda/8$, trong đó λ là bước sóng của sóng truyền, như thể hiện trên Fig.9. Nói cách khác, khi trục x là hướng đi của radar, anten nhận sóng phản xạ từ n đích, mà là các vật phản xạ (trong đó n là số tự nhiên; chỉ hai được thể hiện). Sóng này được

phát hiện cùng với sóng truyền qua hai bộ dò điện đặt ở khoảng cách $\lambda/8$ với nhau theo hướng trục x, và trải qua quá trình xử lý tín hiệu. Tại thời điểm này, công suất của bộ dò đặt tại $x_1=0$ được thu là $p(f_d, 0)$ thể hiện trong công thức 9 dưới đây bằng cách thay thế $x_1 = x_s = 0$ vào công thức 5, trong đó thể hiện công suất dò, và công suất của bộ dò đặt tại $x_1 = \lambda/8$ được thu là $(f_d, -\lambda/8)$ thể hiện trong công thức 9 dưới đây bằng cách thay thế $x_2 = x_s = -\lambda/8$ vào công thức 5, mà thể hiện công suất dò, trong đó $p(f_d, x_1)$ và $p(f_d, x_2)$ là các mức công suất phát hiện được bởi hai bộ dò. Như thể hiện trong công thức 9, sóng đứng được phát hiện là hai điểm thiết lập ở khoảng cách $\lambda/8$ với nhau, nhờ đó thành phần trực giao của cos và sin thu được trong thành phần sóng đứng xuất ra bởi bộ dò được ở vị trí tại mỗi $(0, \lambda/8)$, và do đó có thể loại bỏ sự ảnh hưởng của tín hiệu đã bị rò rỉ khỏi phía ảnh ảo. Nói cách khác, đây là tín hiệu phân tích thu được bằng vector trong đó các thành phần trực giao cos và sin (thành phần trực X và thành phần trực Y) được kết hợp. Thông thường, tín hiệu ở phía trục ảo không thể đo được, nhưng tín hiệu ở phía trục ảo có thể được đo tại vị trí $-\lambda/8$, và tín hiệu kết hợp vector có thể được tạo ra. Tốc độ quay của vector này là tần số, và do đó, trong phương án hiện thời, tần số này và pha được phân tích.

Công thức 9

Đầu ra của bộ dò được định vị ở $X_1 = 0$

$$p(f_d, 0) = A^2 \left\{ 1 + \sum_{k=1}^n \gamma_k^2 + 2 \sum_{k=1}^n \underbrace{\gamma_k \cos \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)d_k}{c} - \phi_k \right)} \right\}$$

Đầu ra của bộ dò được định vị tại $x_2 = -\frac{\lambda}{8}$ (trong đó $\lambda = \frac{c}{f_0}$)

Các số hạng a và b được xác định trong công thức 10 dưới đây, trong đó a là thành phần sóng đứng của đầu ra của bộ dò ở vị trí $x_s = 0$ trong công thức 9, và b là thành phần sóng đứng của đầu ra của bộ dò ở vị trí $x_s = -\lambda/8$. Khi biểu thức thứ ba trong công thức 8 được thay thế dựa vào công thức 11 dưới đây, thu được công thức 12 và công thức 13 dưới đây. Nói cách khác, có thể thực hiện phép thay thế sao cho

trục X và trục Y (tín hiệu thực, tín hiệu trục ảo) thu được bằng công thức 10 được chuyển đổi thành tín hiệu thực. Chính xác hơn, công thức 13 biểu diễn tín hiệu theo hướng thời gian và tín hiệu trên trục quay, nhưng cuối cùng, rõ ràng là tín hiệu phân tích quay có thể được tính bằng cách sử dụng công thức 13.

Công thức 10

$$a = \sum_{k=1}^n \gamma_k \cos \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right)$$

$$b = \sum_{k=1}^n \gamma_k \sin \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right)$$

Công thức 11

$$P_{DC} = A^2 \left(1 + \sum_{k=1}^n \gamma_k^2 \right)$$

$$m(f_d) = 2A^2 \sqrt{a^2 + b^2}$$

$$\theta(f_d) = \arctan \left(\frac{b}{a} \right)$$

$$a = \sum_{k=1}^n \gamma_k \cos \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right)$$

$$b = \sum_{k=1}^n \gamma_k \sin \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right)$$

Công thức 12

$$p(f_d, x_s) = P_{DC} + m(f_d) \cos \left(\theta(f_d) - \frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} x_s \right)$$

Công thức 13

$$\begin{aligned}
m(f_d)e^{j\theta(f_d)} &= 2A^2(a + jb) \\
&= 2A^2 \left\{ \sum_{k=1}^n \gamma_k \cos \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right) \right. \\
&\quad \left. + j \sum_{k=1}^n \gamma_k \sin \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right) \right\} \\
&= 2A^2 \sum_{k=1}^n \gamma_k e^{j \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right)}
\end{aligned}$$

Số hạng PDC ở bên phải công thức 12 là thành phần DC, và $m(f_d) \cos(\theta(f_d) - 4\pi(f_0 + f_d)/c \cdot x_s)$ là thành phần sóng đứng thay đổi theo dạng định kỳ. Liên quan đến thành phần sóng đứng này, thành phần kết hợp $a + jb$ tạo ra từ thành phần a ở vị trí $x_s = 0$ và thành phần b ở vị trí $x_s = -\lambda/8$ là thành phần trực giao giữa sin và cos, như mô tả ở trên, và tín hiệu phân tích là kết hợp của a và b , trong đó sự ảnh hưởng của tín hiệu không cần thiết (tín hiệu đã bị rò rỉ từ phía số ảo thể hiện trong FIG.8) được loại bỏ. Do đó, giá trị này (tín hiệu trong công thức 13) được phân tích và do đó thu được thành phần mục tiêu $(f_d, 0)$ thể hiện trên FIG.10. FIG.12 thể hiện phổ khoảng cách thu được bằng cách áp dụng phân tích Fourier cho tín hiệu sóng phát hiện, và chu kỳ dao động f của công suất sóng đứng tạo ra bằng cách quét tần số truyền, tức là, tần số của phổ từ, được biểu diễn bằng $c/(2d)$, như thể hiện trên FIG.12. Do đó, khi thành phần DC bị loại khỏi sóng kết hợp phát hiện và chịu sự biến đổi Fourier tần số f có thể được thu và khoảng cách d đến người được đo có thể thu.

Trong phần mô tả ở trên, tín hiệu phân tích là sự kết hợp của thành phần a ở vị trí $x_s = 0$ và thành phần b ở vị trí $x_s = -\lambda/8$, nhưng sáng chế không giới hạn các vị trí này, và cũng có thể do khoảng cách giữa hai điểm được bố trí có khoảng cách với nhau theo hướng trục x , nhân tín hiệu thu được bằng cách sử dụng trực thực và trực ảo với hệ số để thu được tín hiệu kết hợp trong quá trình tính toán. Mức công suất dò được bởi hai bộ dò được biểu thị là thành phần trực thực (thành phần I) và thành phần trực ảo (thành phần Q), và mỗi thành phần này là thành phần trực giao của dạng sóng sin và dạng sóng cos thể hiện trong FIG.13. Lúc này, khi vị trí phát hiện của sóng phản xạ

được đặt ở khoảng cách $\lambda/8$ cách xa hướng trục x, pha Φ là 45° và tín hiệu thu được trên trục thực và trục ảo có mối quan hệ 1:1. Do đó, có thể phân phối hệ số và thực hiện phân tích trực tiếp. Tuy nhiên, khi khoảng cách giữa hai điểm là, ví dụ, $\lambda/6$, pha là 60° , và khoảng cách có thể được phân tích bằng cách sử dụng hệ số với trục thực (trục x) và trục ảo (trục Y) có mối quan hệ 1:2 (trục ảo là gấp đôi trục thực). Do đó, sự tính toán không nhất thiết giới hạn ở trường hợp này trong đó sóng phản xạ được phát hiện ở hai điểm có khoảng cách $\lambda/8$ với nhau, nhưng có ưu điểm trong đó quá trình xử lý tính toán được đơn giản hóa bằng cách phát hiện sóng phản xạ tại hai điểm có khoảng cách $\lambda/8$ với nhau.

Khi phổ khoảng cách có hai đích thu được bằng cách loại bỏ phần DC khỏi sóng kết hợp của công suất $p(f_d, 0)$ tại $x_s = 0$ và công suất $p(f_d, -\lambda/8)$ tại $x_s = -\lambda/8$ và thực hiện phép biến đổi Fourier, do đó thu được bằng tần số tương ứng với khoảng cách d_1 và d_2 , như thể hiện trên FIG.11.

FIG.12 minh họa phổ chống lôgarit và phổ ảo của sóng kết hợp. Tốc độ của sóng vô tuyến c khoảng 300.000 km/giây. Khi quá trình quét tần số của sóng phát ra được thực hiện với chiều rộng 75 MHz (fw), bước sóng ở 75 MHz là $c/fw = 4\text{m}$. Tuy nhiên, trong quá trình quét để lấy mẫu dạng sóng, vòng khứ hồi là 4m, vì thế khoảng cách đi bằng một nửa là 2m. Đơn vị 2m này được gọi là chu kỳ đơn. Như mô tả trên, 10 chu kỳ được đo khi 20m được đo bằng chiều rộng quét 75 MHz. Khi thời gian quét là 256 μs , tần số của dạng sóng quan sát được là $10/256 \mu\text{s} = 39 \text{ kHz}$. Tương tự, khi 200m được đo, có 100 chu kỳ, và do đó $100/256 \mu\text{s} = 390 \text{ kHz}$. Mức tần số trong phổ phát hiện thể hiện trong FIG.12 thể hiện biên độ của sự phản xạ, và tần số có thể được thay thế cho khoảng cách. Do đó, như thể hiện trong FIG.11, khi đỉnh được biểu thị ở 39 kHz bởi phép biến đổi Fourier, rõ ràng rằng sóng là sóng phản xạ từ vị trí có khoảng cách $d_1 = 10 \text{ m}$, và khi đỉnh được biểu thị ở 390 kHz, rõ ràng rằng sóng là sóng phản xạ từ vị trí có khoảng cách $d_2 = 100 \text{ m}$. Theo cách này, khi công suất dò pa (f_d) của sóng kết hợp trong bộ dò được tích hợp, thành phần DC bị loại bỏ, và phép biến đổi Fourier được thực hiện, có thể thu được khoảng cách tới vật phản xạ.

Khi chiều rộng quét là 200 MHz, chu kỳ đơn là 0,75m. Do đó, khi số đo là 10m, $10/0,75 = 13,3$ chu kỳ được quan sát, và khi thời gian quét là 256 μ s, $13,3/256 = 51,9$ kHz. Nói cách khác, khi chiều rộng quét là 200 MHz và đỉnh xuất hiện ở 51,9 kHz, khoảng cách tới vật phản xạ được quan sát là 10m. Do vậy, chiều rộng quét và thời gian quét được điều chỉnh, do đó tần số của đầu ra sóng phát hiện có thể được điều chỉnh. Do băng thông bị hạn chế bởi sự giới hạn của luật sóng vô tuyến, khoảng cách tới vật phản xạ thường được đo bằng cách thay đổi thời gian quét.

Tiếp theo, số đo dịch chuyển rất nhỏ sẽ được mô tả. Đối với pha, trong công thức 8, pha liên quan đến đích thứ k thu được bằng công thức 14 dưới đây, trong đó d_k là lượng thay đổi trong khoảng cách d_k , và $\Delta\phi_k$ là lượng thay đổi trong pha, dẫn đến công thức 15 dưới đây.

Công thức 14

$$b = \sum_{k=1}^n \gamma_k \sin \left(\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} d_k - \phi_k \right) \longrightarrow \psi_{Ak} = \frac{4\pi f_A}{c} d_k$$

Công thức 15

$$d_k = \frac{c}{4\pi f_0} \Delta\psi_k$$

Dịch chuyển rất nhỏ trong khoảng cách d được thu từ công thức 15. Khi tần số là 24 GHz, có thể phát hiện được dịch chuyển $\pm 3,125$ mm.

Như mô tả ở trên, khoảng cách và dịch chuyển rất nhỏ của vật phản xạ có thể được đo trong bộ xử lý tín hiệu 42 bằng cách phân tích sóng đứng thu được do kết hợp sóng phản xạ từ vật phản xạ với sóng truyền. Để xác định theo thứ tự thời gian các kết quả đo, có thể đo khoảng cách, tốc độ và sự dịch chuyển của vật phản xạ, và sinh ra, sự dịch chuyển của vật phản xạ. Trong radar thông thường, rất khó để đo khoảng cách từ 1 đến 2m hoặc ít hơn, nhưng sáng chế này có thể đo khoảng cách gần từ 0m đến xa là 200m. Trong trường hợp của sáng chế, việc phát hiện sự chuyển rất nhỏ có thể thực hiện được, và độ phân giải dịch chuyển tương đối có thể đạt 0,01 mm. Hơn nữa, trong

trường hợp radar sóng đứng, sự bất thường của cơ thể người có thể được phát hiện với độ chính xác cao vì sóng xuyên qua quần áo và được phản xạ trực tiếp bởi cơ thể người khi mặc quần áo.

Tiếp theo, phương án khác của sáng chế sẽ được mô tả dựa vào FIG.14. Phương án hiện thời nhận biết nhịp hô hấp, nhịp tim, và thông tin sinh học, và khoảng cách đến người sẽ được đo cũng được phát hiện. FIG.14 là sơ đồ thể hiện quét tần số (tín hiệu sóng phát hiện trên trực thực và trực ảo) của phương án hiện thời. Khi tần số trung tâm f_0 của sóng phát ra là, ví dụ, 24 GHz và tần số quét là 75 MHz (fw), việc phân tích được thực hiện trong khoảng thời gian của chu kỳ đơn (75 MHz) với sóng đứng được chia thành nửa khoảng thời gian thứ nhất và nửa khoảng thời gian thứ 2. Nói cách khác, việc phân tích được thực hiện bởi phép biến đổi Fourier và các Φ_1 và Φ_2 trong mặt phẳng vectơ của tín hiệu phân tích b_1 và b_2 được biểu diễn bằng công thức 16 và 17 dưới đây theo cách tương tự như công thức 14 ở trên, trong đó b_1 là tín hiệu phân tích thu được khi bộ dao động VCO đã được thay đổi từ tần số f_0 đến $f_0 + f_{d1}$ (nửa khoảng thời gian thứ nhất của chu kỳ đơn), và b_2 là tín hiệu phân tích thu được khi VCO đã được thay đổi từ tần số $f_0 + f_{d1}$ đến $f_0 + f_d$ (nửa khoảng thời gian thứ hai của chu kỳ đơn). Do đó, hiệu số pha $\Delta\Phi$ được thu bằng cách trừ công thức 16 ra khỏi công thức 17, đưa ra công thức 18 dưới đây. Điều này được thể hiện trên FIG.15, trong đó $2\pi/3$ là hiệu số pha. Hiệu số pha $\Delta\Phi$ này nằm trong khoảng từ 0 đến 2π . Hiệu số pha này là hiệu số pha $\Delta\Phi$ của tín hiệu phân tích và không phải là sự thay đổi trong pha ($\Delta\Phi_k$ của công thức 15), như thể hiện trên FIG.16.

Công thức 16

$$\Phi_1 = \frac{4\pi(f_0 + f_{d1})}{c} dk - \theta_k$$

Công thức 17

$$\Phi_2 = \frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} dk - \theta_k$$

Công thức 18

$$\Delta\Phi = \Phi_2 - \Phi_1 = \frac{4\pi(f_d - f_{d1})}{c} dk$$

Khi dk bị cô lập trong công thức 18, thu được công thức 19 dưới đây.

Công thức 19

$$dk = \frac{c}{4\pi(f_d - f_{d1})} \Delta\Phi$$

Theo công thức 18, vì tốc độ ánh sáng $c = 3 \times 10^8$ (m/giây), khoảng cách dk được tính toán là $dk = 3 \times 10^8 \times (2\pi/3)/4\pi (150 \times 10^6 - 100 \times 10^6) = 1,0\text{m}$, trong đó hiệu số pha $\Delta\Phi$ là $2\pi/3$ (120°), trong đó $f_d = 150$ MHz và $f_{d1} = 100$ MHz. Phạm vi đo nằm trong khoảng từ 0 đến 2π , và do đó có thể đo khoảng cách từ 1,0m đến giá trị gấp ba là 3m. Theo cách này, trạng thái sinh lý học như nhịp hô hấp và nhịp tim thu được bởi sự dịch chuyển rất nhỏ, cũng như khoảng cách d có thể thu được từ hiệu số pha.

Tiếp theo, việc sử dụng các ví dụ của thiết bị chiếu sáng LED tích hợp radar sóng đứng theo các phương án của sáng chế sẽ được mô tả. FIG.17 là trường hợp trong đó thiết bị chiếu sáng LED của phương án hiện thời được lắp đặt trên trần nhà vệ sinh để theo dõi sự bất thường của cơ thể người. FIG.18 là trường hợp trong đó thiết bị chiếu sáng LED của phương án hiện thời được lắp đặt trên trần của phòng tắm để theo dõi sự bất thường của cơ thể người. FIG.19 là trường hợp trong đó thiết bị chiếu sáng LED của phương án hiện thời được lắp đặt trên trần của hành lang để theo dõi sự bất thường của cơ thể người.

Thứ nhất, trường hợp trong đó cư dân bị ngã trong nhà vệ sinh sẽ được mô tả, như thể hiện trên FIG.17. Trước tiên, thiết bị chiếu sáng LED được lắp đặt và sóng đứng không có sự hiện diện của người được phân tích để đo khoảng cách d4 đến mặt sàn và khoảng cách d3 đến nhà vệ sinh từ thiết bị chiếu sáng LED. Sau đó cư dân đi vào nhà vệ sinh, và khoảng cách d2 được đo bằng thiết bị chiếu sáng LED. Khoảng cách d2 là khoảng cách đến đầu của cư dân. Lúc này, thiết bị chiếu sáng LED có thể

được bật. Theo cách này, khoảng cách di động mà khác d_3 và d_4 , được đo và do đó xác định rằng cư dân đang sử dụng nhà vệ sinh. Sau khi khoảng thời gian thích hợp sử dụng nhà vệ sinh trôi qua và khi khoảng cách d_2 không còn được đo nữa, cần xác định là nhà vệ sinh đã được sử dụng một cách bình thường. Khi việc quan sát khoảng cách d_2 kết thúc, thiết bị chiếu sáng LED có thể được tắt.

Mặt khác, khi người dùng co tròn trong nhà vệ sinh và khi ngồi trên sàn, sự bất thường xảy ra trong cơ thể, khoảng cách d_5 và khoảng cách d_6 khác khoảng cách d_3 và d_4 và lớn hơn khoảng cách d_2 đến đầu khi ngồi trên nhà vệ sinh. Do đó, rõ ràng là trạng thái bất thường đã xuất hiện. Trong trường hợp này, nếu người dùng tỉnh táo, thiết bị chiếu sáng LED phát hiện sự dịch chuyển của người dùng, nó xác định rằng vật là thân người chứ không phải là đồ vật, và sự xuất hiện bất thường trong cơ thể người có thể được xác định tin cậy. Do đó bộ báo động 43 xuất ra tín hiệu cảnh báo để cung cấp thông báo bên ngoài về tình hình bất thường của người sử dụng nhà vệ sinh. Đồng thời, nó cũng có thể hiển thị trạng thái nguy hiểm bằng cách làm cho thiết bị chiếu sáng LED nhấp nháy và tắt, làm cho lượng ánh sáng thay đổi bằng cách sử dụng kỹ thuật điều biến ánh sáng, hoặc thay đổi nhiệt độ màu (màu sắc). Khi một phần cánh cửa nhà vệ sinh là kính mờ, việc hiển thị nguy hiểm sử dụng thiết bị chiếu sáng LED mô tả ở trên được thực hiện để thông báo cho thành viên gia đình hoặc tương tự bên ngoài nhà vệ sinh.

Khi người sử dụng bị đổ trên sàn nhà vệ sinh và không có ý thức, thiết bị chiếu sáng LED đo khoảng cách d_7 mà khác khoảng cách d_2 đến đầu, và sự dịch chuyển của cơ thể người không thể đo được. Tuy nhiên, trong sáng chế, sự dịch chuyển rất nhỏ có thể được phát hiện bằng cách phân tích pha, và nhịp hô hấp, nhịp tim, sự dịch chuyển rất nhỏ khác trong thân của người bị đổ cũng có thể được phát hiện. Như mô tả ở trên, sáng chế có khả năng xác định rằng vật không phải là đồ vật, nhưng đúng hơn là thân người đã đổ. Trong trường hợp này, radar sóng đứng có thể xuyên qua quần áo và đo trực tiếp sự dịch chuyển trên bề mặt của cơ thể người và do đó có thể phát hiện tin cậy hơn sự bất thường của cơ thể người. Sinh vật là vật phản xạ có hệ số phản xạ 0,7

hoặc cao hơn, và do đó có thể đo sự dịch chuyển bằng cách sử dụng bề mặt của của cơ thể người và đo trực tiếp sự dịch chuyển da của của cơ thể người qua quần áo. Biên độ dịch chuyển của hơi thở của người trưởng thành bình thường nói chung là nằm trong khoảng từ 2 đến 3 mm, và sự dịch chuyển rất nhỏ của sóng đứng có thể được đo khoảng ± 3 mm. Vì vậy, sự bất thường của của cơ thể người có thể được phát hiện một cách tin cậy. Hơn nữa, khi nhịp hô hấp, nhịp tim, hoặc khu vực nguy hiểm khác hoặc mẫu nhịp được thiết lập trước trong bộ tính toán 31, có thể không những lấy vi phân giữa cơ thể người và đồ vật bằng cách phát hiện hô hấp hoặc tương tự, mà có thể xác định rằng trạng thái hô hấp của của cơ thể người có nghiêm trọng hay không.

Trong trường hợp là phòng tắm thể hiện trên FIG.18, trong trường hợp là hành lang thể hiện trên FIG.19, hoặc trong các trường hợp khác, các kết quả đo thu được tương tự khi người không có mặt, và sự bất thường của cư dân có thể được xác định bằng cách loại trừ khoảng cách đo được từ sự nhận biết bất thường. Lúc này, phạm vi khoảng cách cần phát hiện trong quá trình dịch chuyển thân người bình thường được thiết lập, và có thể được xác định rằng sự bất thường đã xảy ra trong cư dân khi khoảng cách bên ngoài phạm vi này đã được phát hiện. Hơn nữa, do sự hô hấp và nhịp tim có thể đo từ sự dịch chuyển rất nhỏ, có thể xác định xem vật có là thân người hay không, và, nếu vật là thân người, thì đến mức nào là tình huống nghiêm trọng. FIG.20 là biểu đồ thể hiện trạng thái đo nhịp hô hấp. Rõ ràng là sự hô hấp bất thường có thể được phát hiện bởi sáng chế, như thể hiện trên FIG.20.

FIG.21 thể hiện phương pháp gắn thiết bị chiếu sáng LED của một phương án của sáng chế lên trần của tàu hỏa, và phân tích sóng đứng để xác định mức độ tắc nghẽn trên tàu. Việc lắp thiết bị chiếu sáng LED lên trần của con tàu theo cách này có thể phát hiện số lượng thân người trên tàu nhiều hay ít và xác định số chung của chúng. Do đó, các hoạt động trung tâm và trung tâm quản lý cho tàu có thể dễ dàng xác định xem tàu đầy chưa, tắc nghẽn theo cách thông thường, hoặc không tắc nghẽn.

FIG.22 thể hiện phương pháp gắn thiết bị chiếu sáng LED của một phương án của sáng chế vào cột tiện ích đô thị để cung cấp ánh sáng LED và xác định mức nước

khi đường bị ngập nước và xác định phạm vi mà người có mặt trên đường phải chịu sự bất thường này. Theo cách này, việc lắp thiết bị chiếu sáng LED vào cột tiện ích có thể được thực hiện cho trung tâm phòng chống thiên tai để quản lý và xác định sự thay đổi của mực nước của đường bị ngập, để xác định số người đã được phái đến đường trong trường hợp này, và để đưa ra các quyết định khác.

Sáng chế không giới hạn các phương án được mô tả ở trên và có thể được sửa đổi theo các cách khác nhau. Ví dụ, FIG.23 thể hiện chế độ khác của thiết bị chiếu sáng của sáng chế. Thiết bị chiếu sáng thể hiện trên FIG.23 khác kiểu bóng đèn thể hiện trên FIG.2, có các LED được sắp xếp ở mặt trước của ký hiệu hoặc mặt sau hiển thị phát sáng phẳng khác, và là đèn chiếu sáng trực tiếp bên dưới. Bộ thu phát 102 để truyền sóng vô tuyến ra bên ngoài và nhận sóng phản xạ từ bên ngoài được lắp vào vị trí trung tâm trên bảng 100. Các LED được bố trí tại 101, ví dụ, khoảng cách đều về ngoại vi của bộ thu phát 102. Các LED 101 và bộ thu phát 102 được bao bởi nắp trong suốt 103. Ánh sáng từ các LED 101 được phát ra bên ngoài qua nắp 103, và bộ thu phát 102 truyền/nhận sóng truyền và sóng phản xạ qua nắp 103. Nắp 103 có tác dụng tán xạ ánh sáng, ánh sáng chiếu LED phân tán từ nắp 103 về phía bên ngoài được phát ra là ánh sáng chiếu mịn. Trong thiết bị chiếu sáng này các sóng vô tuyến có thể được truyền từ sóng phản xạ và nhận bằng bộ thu phát 102. Trong sơ đồ trực tiếp này, các LED được bố trí phía sau nắp chiếu sáng, và ánh sáng LED được phát ra bên ngoài. Do đó, năng lượng ánh sáng của đèn LED rất cao, và bộ thu phát 102 không thể được bố trí phía sau (bên dưới) bảng tản nhiệt kim loại 101, và vị trí lắp đặt của bộ thu phát radar bị hạn chế. Rõ ràng là bề mặt hiển thị cho sự phát ra ánh sáng phẳng không nhất thiết hạn chế ký hiệu. Bề mặt như tường mà nó không có các chữ hoặc hình vẽ cũng có thể được sử dụng theo cách tương tự là ký hiệu.

Thiết bị chiếu sáng thể hiện trên FIG.24 là thiết bị chiếu sáng sơ đồ dẫn ánh sáng. Bộ thu phát sóng vô tuyến 112 được bố trí phía sau tấm dẫn ánh sáng 110, ánh sáng phát ra từ các LED 111 được xếp hàng tại các khoảng đều được đưa vào tấm dẫn ánh sáng 110 từ mặt bên của tấm dẫn ánh sáng 110. Ánh sáng chiếu được phản xạ bên

trong tấm dẫn ánh sáng 110 và được bức xạ từ tấm dẫn ánh sáng 110 theo phương vuông góc với bề mặt của nó. Nắp trong suốt 113 cũng được bố trí ở phía trước của tấm dẫn ánh sáng 110 và nắp 113 cũng có tác dụng tán xạ ánh sáng và có khả năng bức xạ ánh sáng mịn bằng cách tán xạ. Ánh sáng LED mà nó đã đi vào tấm dẫn ánh sáng 110 được phản xạ trên các mặt trên và dưới bên trong tấm dẫn ánh sáng 110, năng lượng ánh sáng tạo ra ánh sáng phát xạ trên mặt phẳng tương đối đều trong bề mặt, và được phát ra bên ngoài từ mặt trên của tấm dẫn ánh sáng 110. Trong thiết bị chiếu sáng này, sóng vô tuyến có thể được truyền và sóng phản xạ có thể được nhận từ bộ thu phát 112. Trong sơ đồ dẫn ánh sáng này, ánh sáng có thể được phát ra theo dạng phẳng, và vị trí của bộ thu phát radar 112 có thể ở đằng sau tấm dẫn ánh sáng 110 và vị trí lắp đặt không bị hạn chế.

FIG.25 là biểu đồ thể hiện các số đo của trạng thái hô hấp của người 201 nằm trên giường 202, như thể hiện trên FIG.26, dưới dạng dịch chuyển rất nhỏ thu được từ lượng thay đổi pha trong phổ khoảng cách bằng cách sử dụng radar sóng đứng tích hợp LED 200 của phương án hiện thời được bố trí trên trần nhà. Trong trường hợp người nằm trên giường, thu được kết quả đo của phổ khoảng cách khi người không có mặt và khử tạp âm gây ra bởi số đo của giường và các vật phụ khác làm cho nó có thể xác định xem người có nằm trên giường không, và sáng chế có thể được sử dụng là cảm biến rời khỏi giường. Trong trường hợp này, sáng chế có khả năng đo hô hấp và nhịp tim từ dịch chuyển rất nhỏ, và do đó nó có thể xác định chắc chắn liệu vật đo có là thân người hay không.

Mặt khác, phổi phồng lên khi không khí được hít vào (khi hít vào), và phổi co lại khi không khí bị đẩy ra (khi thở ra). Nói tóm lại, khi thời gian A từ trạng thái tĩnh đến giá trị đỉnh (khi hít vào, phổi trong trạng thái phồng) khi không khí đã được hít vào được đo, và thời gian B là trạng thái tĩnh đến khi không khí bị đẩy ra (khi thở ra) được đo, sau đó $A + B$ là chu kỳ hô hấp. Nói cách khác, sự dịch chuyển dọc của phổi của người 201 được phát hiện bởi radar sóng đứng 200 trong phương án hiện thời. Theo một phương án, sự dịch chuyển dọc của ngực do sự hô hấp của người 201 có thể được

phát hiện bởi radar sóng đứng 200 ngay cả khi người 201 mặc quần áo hoặc khi người bị che bởi giường 201. Biểu đồ bên phải trên FIG.26 thể hiện sự thay đổi thời gian trong nhịp hô hấp và sự ổn định hô hấp của người 201 trên giường 202 được đo bằng radar sóng đứng 200. FIG.26 còn thể hiện kết quả đo riêng huyết áp và nhiệt độ cơ thể. Trên FIG.26, sự ổn định hô hấp liên quan đến độ lớn dịch chuyển dọc trong chu kỳ hô hấp A + B thể hiện trên FIG.25. Nói cách khác, sóng thể hiện trên FIG.25 lớn hơn khi việc di chuyển dọc của ngực do hô hấp tốt. Độ lớn của sự dịch chuyển dọc của ngực tăng và giảm, và khi tần số thay đổi độ lớn cao, sự ổn định hô hấp được coi là kém. Trên FIG.26, trường hợp trong đó tần số thay đổi trong cường độ dịch chuyển dọc của ngực thấp là phần trên của trục dọc của đồ thị, và sự ổn định hô hấp được coi là cao; và trường hợp trong đó tần số thay đổi trong cường độ dịch chuyển dọc của ngực cao là phần trên của trục dọc của đồ thị. Như thể hiện trên FIG.26, sự ổn định hô hấp của người 201 trở nên xấu hơn (có xu hướng thấp hơn) sau hai tháng đã trôi qua, và rõ ràng là sự rối loạn hô hấp tăng lên và dấu hiệu suy tim đã xuất hiện. Tuy nhiên, sự thay đổi của huyết áp và nhiệt độ cơ thể không quan sát được, và không quan sát được sự thay đổi của nhịp hô hấp. Do đó, dấu hiệu suy tim không thể được phát hiện bằng cách chỉ theo dõi huyết áp, nhiệt độ cơ thể, và nhịp hô hấp.

Đã được biết đến rộng rãi rằng hoạt động của tim được điều khiển bởi các dây thần kinh giao cảm và các dây thần kinh đối giao cảm, và khoảng nhịp tim dao động liên tục theo dạng định kỳ. Ở đây, hai thành phần tần số chính được quan sát khi thông tin dao động về khoảng nhịp tim (sau đây gọi là “thông tin dao động nhịp tim”) tạo ra từ thông tin khoảng nhịp tim theo thứ tự phụ thuộc vào sự phân tích tần số. Một trong số đó là thành phần tần số từ 0,05 đến 0,15 Hz, được gọi là thành phần tần số thấp (low-frequency - LF), và chủ yếu phản xạ trạng thái hoạt động của các dây thần kinh giao cảm và các dây thần kinh đối giao cảm. Thành phần khác là thành phần tần số từ 0,15 đến 0,45 Hz, được gọi là thành phần tần số cao (high-frequency - HF), và chủ yếu phản xạ trạng thái hoạt động của các dây thần kinh đối giao cảm. Vì các thành phần tần số này phản xạ hoạt động của các dây thần kinh tự trị, công suất của phổ của nó

được sử dụng là chỉ số về trạng thái hoạt động của các dây thần kinh tự động trong các thử nghiệm chức năng thần kinh tự động hoặc tương tự. Trong trạng thái ngủ cử động mắt nhanh (REM – rapid eye movement sleep), các cơ vân của cơ thể thể hiện trạng thái gần giống bộ não thức, ngay cả trong trạng thái thoải mái, và đôi mắt thường xuyên di chuyển dưới mí mắt. Ngủ không REM là trạng thái ngủ ngon. Giấc ngủ REM thứ nhất xuất hiện từ 60 đến 120 phút sau khi bắt đầu ngủ, và sau đó giấc ngủ REM xuất hiện theo dạng lặp lại giữa ngủ REM và ngủ không REM. Thời gian thường là 90 phút (từ 90 đến 110 phút), và khoảng từ ba đến năm chu kỳ xảy ra trong lúc ngủ. Trong trường hợp này, cần phải biết rằng ngủ nhẹ trong giấc ngủ REM đánh thức dễ dàng hơn so với ngủ sâu trong giấc ngủ không REM. Giấc ngủ được coi là hiện tượng chu kỳ sinh học (nhịp ngày đêm: nhịp có chu kỳ khoảng 24 giờ) và được điều khiển bởi mô thần kinh gọi là đồng hồ sinh học bên trong.

Trong các phương án của sáng chế, thông tin dao động về khoảng nhịp tim phụ thuộc vào sự phân tích tần số, do đó khoảng thời gian, số chu kỳ, và tương tự của giấc ngủ REM và giấc ngủ không REM có thể được phát hiện. Như mô tả ở trên, có thể sử dụng thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người bằng cách sử dụng radar sóng đứng của phương án hiện thời để phát hiện sự bất thường trong trạng thái ngủ bằng cách sử dụng nhịp tim. Hơn nữa, theo radar sóng đứng tích hợp LED, có thể biết sự định thời của giấc ngủ không REM và giấc ngủ REM từ nhịp tim. Do đó, nhiệt độ màu sắc của các LED có thể đặt là màu đỏ, nhiệt độ màu nhạt khi ngủ được thiết lập trước khi đi ngủ, và nhiệt độ của các LED có thể đặt là xanh, nhiệt độ màu đậm khi trạng thái thức phải được thiết lập. Do đó đèn chiếu sáng được giảm với việc định thời thích hợp, do vậy trạng thái thức và trạng thái ngủ có thể được hỗ trợ thích hợp, để có thể phối hợp với việc duy trì tình trạng sức khỏe tâm thần.

YÊU CẦU BẢO HỘ

1. Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng bao gồm:

cảm biến sóng đứng để truyền bên ngoài sóng vô tuyến quét tần số, phát hiện, tại hai điểm cách nhau bởi khoảng cách cố định, sóng phản xạ nhận được từ vật phản xạ bên ngoài dựa vào các bước sóng truyền với λ là bước sóng của sóng truyền, và phát hiện sóng đứng kết hợp từ sóng truyền và sóng nhận được;

bộ tính toán để loại bỏ thành phần DC khỏi sự phân bố cường độ của tần số của sóng kết hợp được phát hiện bởi cảm biến sóng đứng, thực hiện biến đổi Fourier thu được phổ khoảng cách, và tính toán sự thay đổi trong pha và khoảng cách đến vật phản xạ nêu trên;

bộ xử lý tín hiệu để loại bỏ thành phần khoảng cách thu được khi không có người trong không gian đo từ thành phần khoảng cách đến vật phản xạ thu được, và thu được thông tin khoảng cách khác thành phần khoảng cách được thu khi không có người trong không gian đo để trích thành phần khoảng cách cho người sẽ được đo mà đã đi vào không gian đo nêu trên; và

bộ xác định để phát hiện sự bất thường trong người sẽ được đo từ sự thay đổi trong quá trình phân bố cường độ của thành phần gắn với khoảng cách đến người sẽ được đo và xác định trạng thái vật lý của người sẽ được đo và trạng thái sinh lý bao gồm nhịp hô hấp và nhịp tim từ thay đổi trong pha nêu trên.

2. Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng bao gồm:

cảm biến sóng đứng để truyền bên ngoài sóng vô tuyến quét tần số, phát hiện, tại hai điểm cách nhau bởi khoảng cách cố định, sóng phản xạ nhận được từ vật phản xạ bên ngoài dựa vào bước sóng truyền với λ là bước sóng truyền, và phát hiện sóng đứng kết hợp từ sóng truyền và sóng nhận được;

bộ tính toán để loại bỏ thành phần DC khỏi sự phân bố cường độ của tần số của

sóng kết hợp được phát hiện bởi cảm biến sóng đứng, thực hiện biến đổi Fourier, thu được phổ khoảng cách, và tính toán từ phổ khoảng cách của khoảng thời gian thứ nhất và phổ khoảng cách của thời gian thứ hai trong chu kỳ đơn hiệu số pha từ hai phổ khoảng cách và sự thay đổi trong pha;

bộ xử lý tín hiệu để loại bỏ thành phần khoảng cách thu được khi không có người trong không gian đo từ thành phần khoảng cách đến vật phản xạ thu được từ số hiệu pha và thu được thông tin khoảng cách khác thành phần khoảng cách được thu khi không có người trong không gian đo để trích thành phần khoảng cách cho người sẽ được đo mà đã đi vào không gian đo; và

bộ xác định để phát hiện sự bất thường của cơ thể người sẽ được đo từ sự thay đổi trong quá trình phân bố cường độ của thành phần gắn với khoảng cách đến người sẽ được đo và xác định trạng thái vật lý của người sẽ được đo và trạng thái sinh lý bao gồm nhịp hô hấp và nhịp tim từ thay đổi trong pha.

3. Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm 1 hoặc 2, thiết bị này bao gồm:

ít nhất một phần vỏ được tạo ra có nắp trong suốt; và

nguồn ánh sáng điốt phát sáng (light-emitting diode - LED) là bộ phát sáng để chiếu ánh sáng ra bên ngoài qua nắp nêu trên, nguồn sáng LED được chứa trong vỏ,

cảm biến sóng đứng nêu trên, bộ tính toán nêu trên, bộ xử lý tín hiệu nêu trên, và bộ xác định được chứa trong vỏ, và cảm biến sóng đứng truyền/nhận sóng vô tuyến qua nắp nêu trên và được chứa trong thiết bị chiếu sáng LED.

4. Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm 3, trong đó bộ nguồn bao gồm đầu nối mà nó có thể được gắn vào ổ cắm bóng đèn hoặc phần gắn được bố trí bên dưới vỏ nêu trên, và điện được cấp cho nguồn ánh sáng LED nêu trên và cảm biến sóng đứng nêu trên qua bộ nguồn.

5. Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm 3 hoặc 4, trong đó bộ tính toán nêu trên, bộ xử lý tín hiệu nêu trên, và bộ xác

định nêu trên được chứa trong vỏ là môđun cùng với cảm biến sóng đứng nêu trên.

6. Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 5, trong đó bộ xác định truyền tín hiệu nêu trên báo động cho bộ thu tín hiệu báo động bên ngoài khi khoảng cách đến người sẽ được đo nêu trên, hoặc nhịp hô hấp hoặc nhịp tim của người sẽ đo nêu trên đã được xác định là trong khu vực nguy hiểm thiết lập trước.

7. Thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 3 đến 5, trong đó bộ xác định nêu trên phát ra báo động bằng cách vận thiết bị chiếu sáng LED nêu trên bật và tắt, hoặc thay đổi sự điều biến ánh sáng, khi khoảng cách đến người sẽ được đo nêu trên, hoặc nhịp hô hấp hoặc nhịp tim của người sẽ đo đã được xác định là trong khu vực nguy hiểm thiết lập trước.

8. Phương pháp vận hành thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người bằng cách sử dụng radar sóng đứng, trong thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 7 được lắp đặt trên trần của tòa nhà hoặc căn hộ để xác định sự bất thường của cơ thể người bên trong căn hộ hoặc tòa nhà.

9. Phương pháp vận hành thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người bằng cách sử dụng radar sóng đứng, trong đó thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 1 đến 7 được lắp đặt trên trần của chiếc xe hoặc trần hành lang hoặc đường hầm để xác định sự tắc nghẽn người ở đó.

10. Phương pháp vận hành thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người bằng cách sử dụng radar sóng đứng, trong đó thiết bị phát hiện sự bất thường của cơ thể người sử dụng radar sóng đứng theo điểm bất kỳ trong số các điểm từ 3 đến 5 được lắp đặt để chiếu sáng đường bằng cách sử dụng nguồn sáng LED, và mực nước đã ngập đường và sự tắc nghẽn người trên đường xác định.

Fig.1

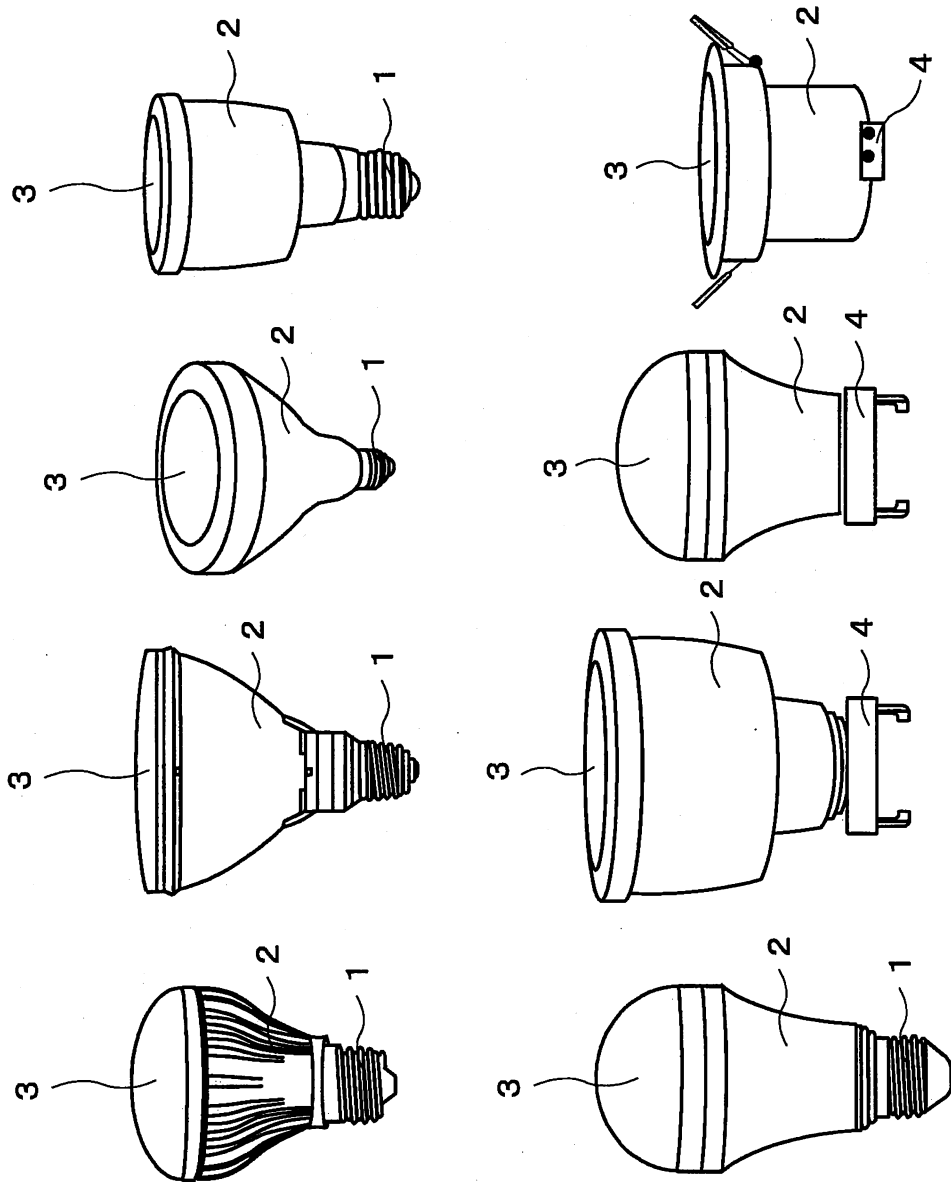
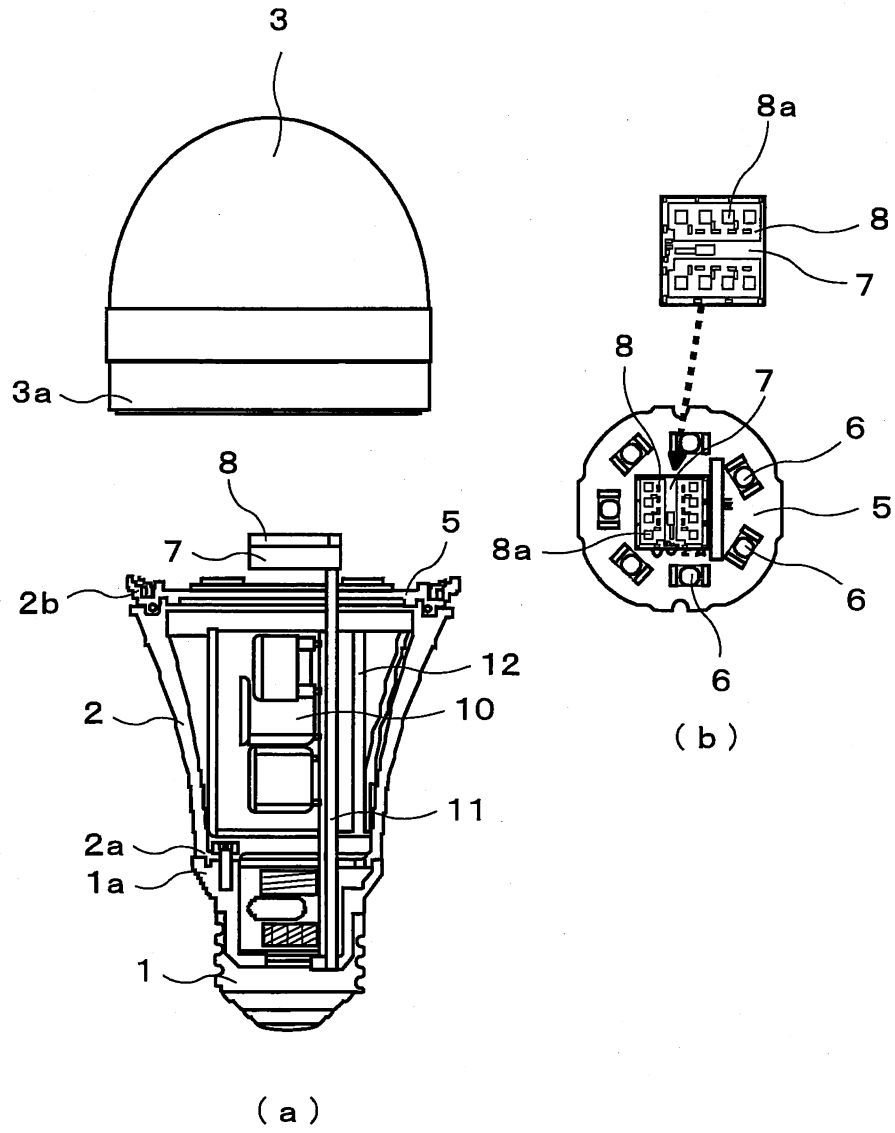


Fig.2



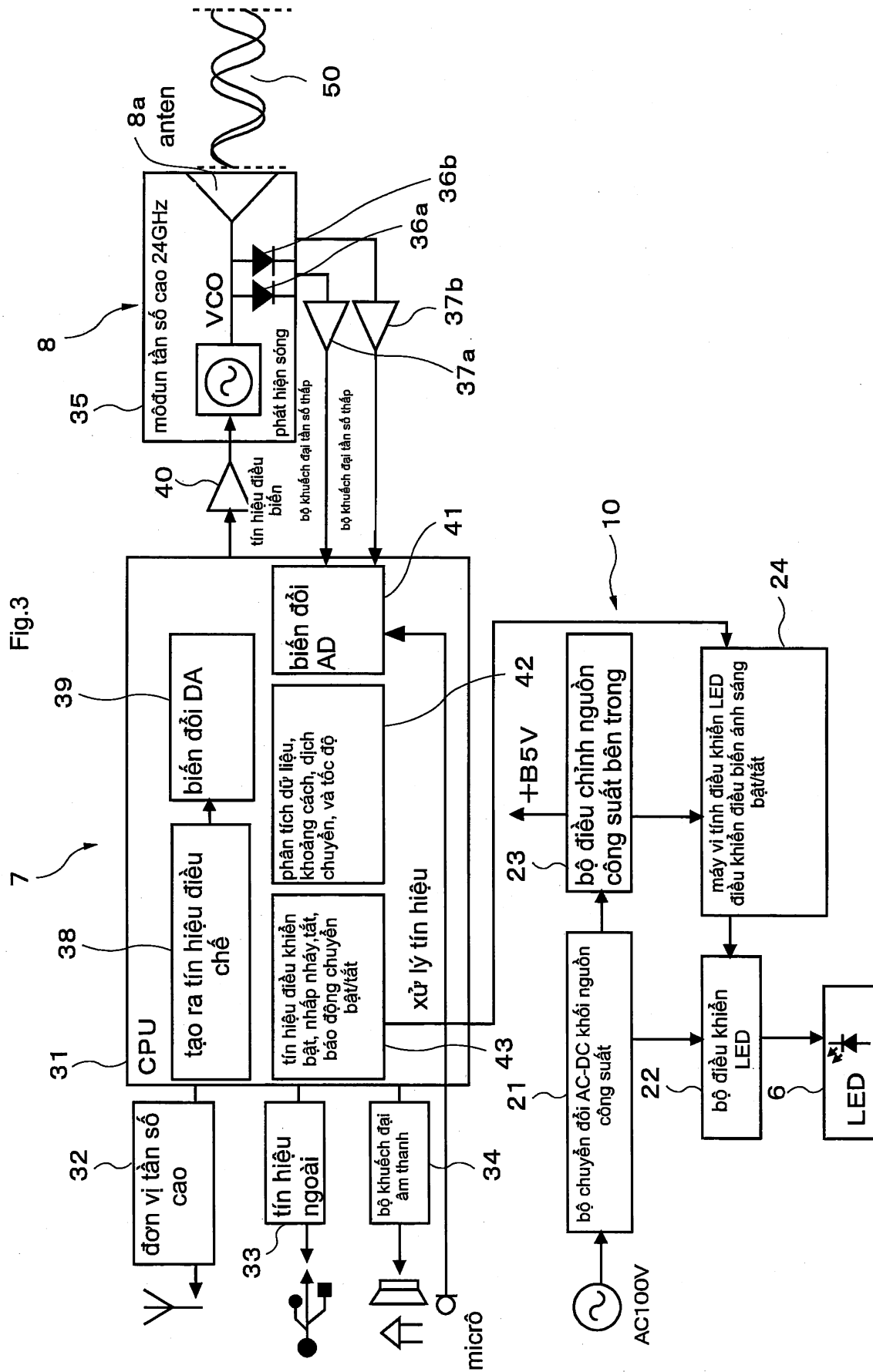


Fig.4

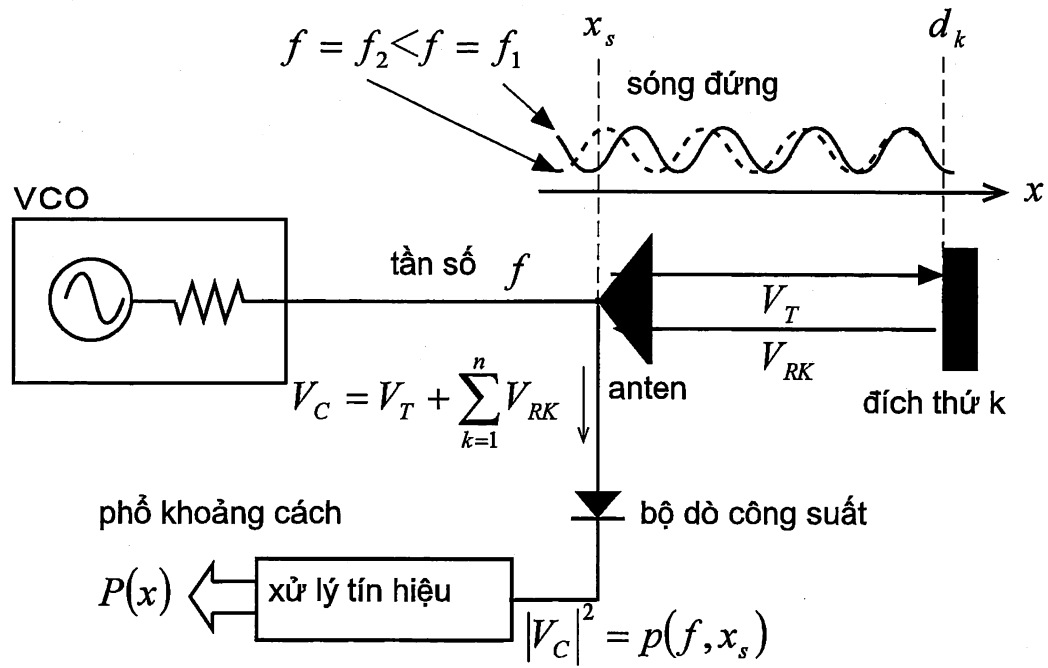
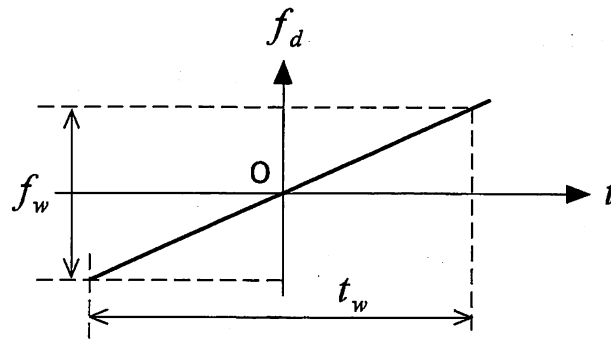


Fig.5

A: biên độ của nguồn tín hiệu
c: tốc độ ánh sáng

f: tần số

$$\begin{cases} f(t) = f_o + f_d \\ f_d = \frac{f_w}{t_w} t \end{cases}$$



tần số thay đổi theo kiểu từng bước từ
 $f = f_o - f_w / 2$ TO $f = f_o + f_w / 2$

Fig.6

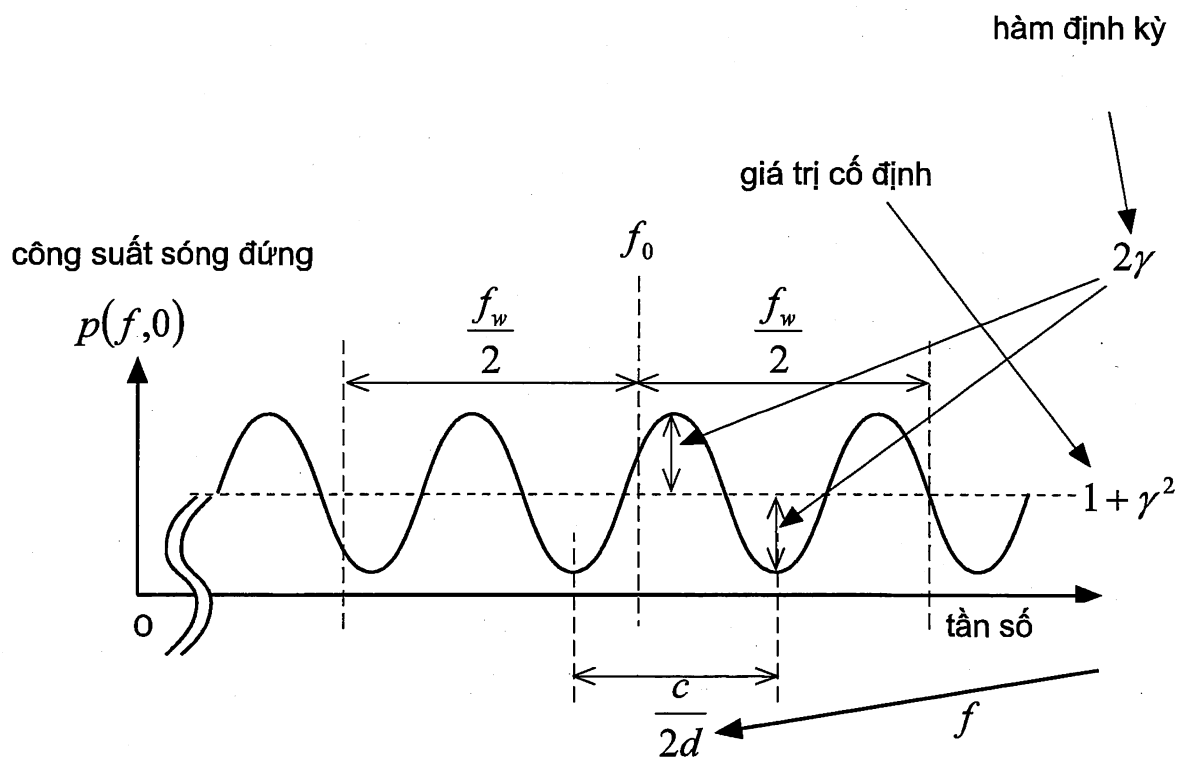


Fig.7

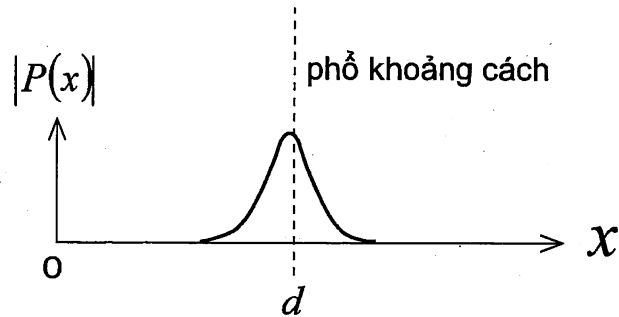


Fig.8

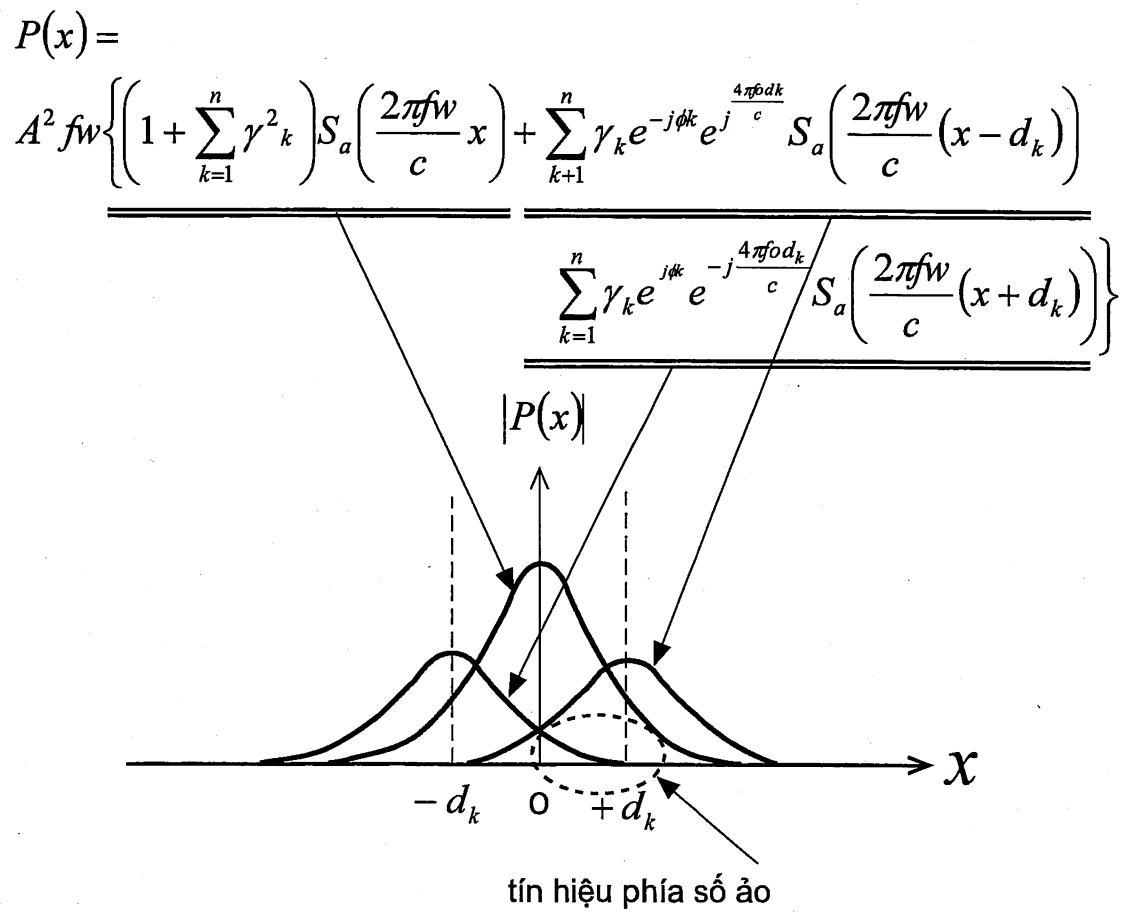


Fig.9

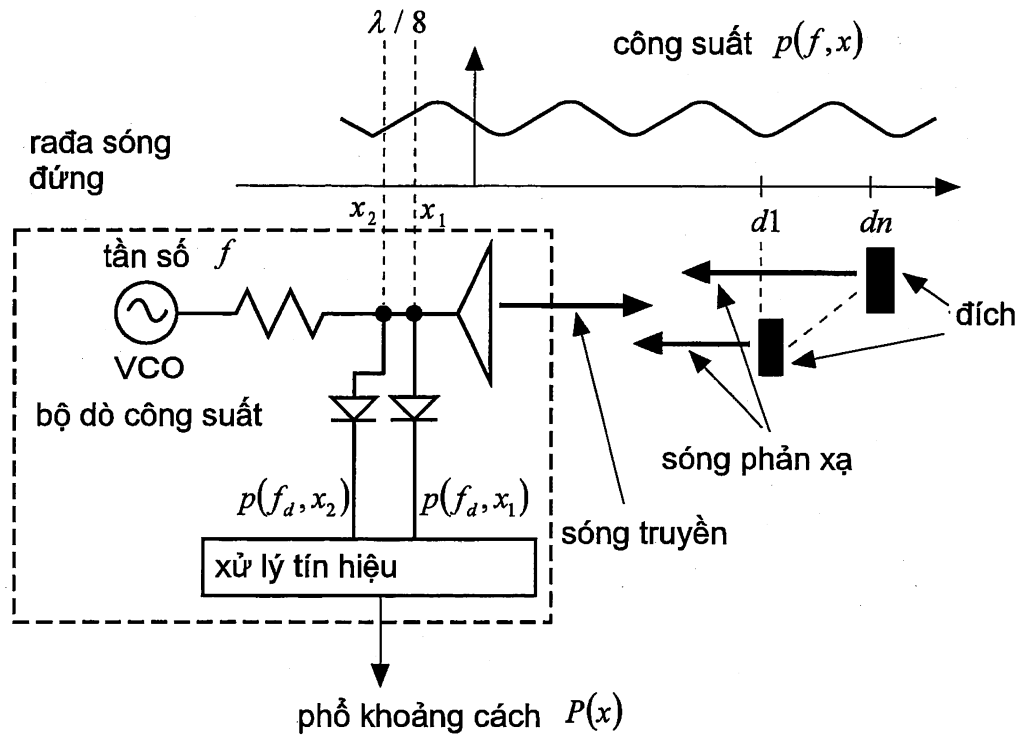


Fig.10

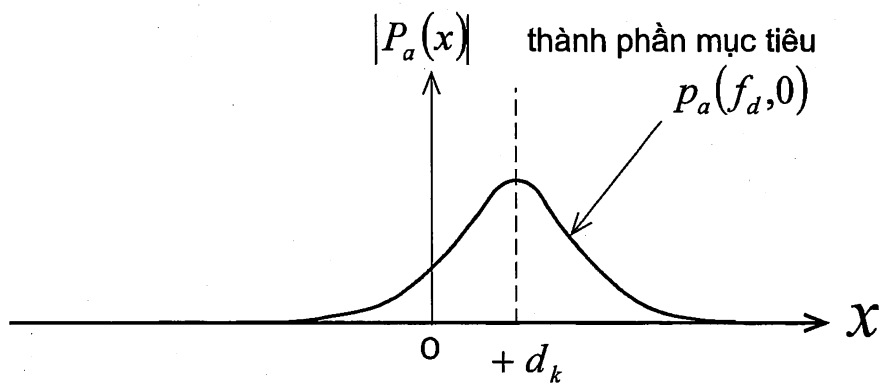


Fig.11

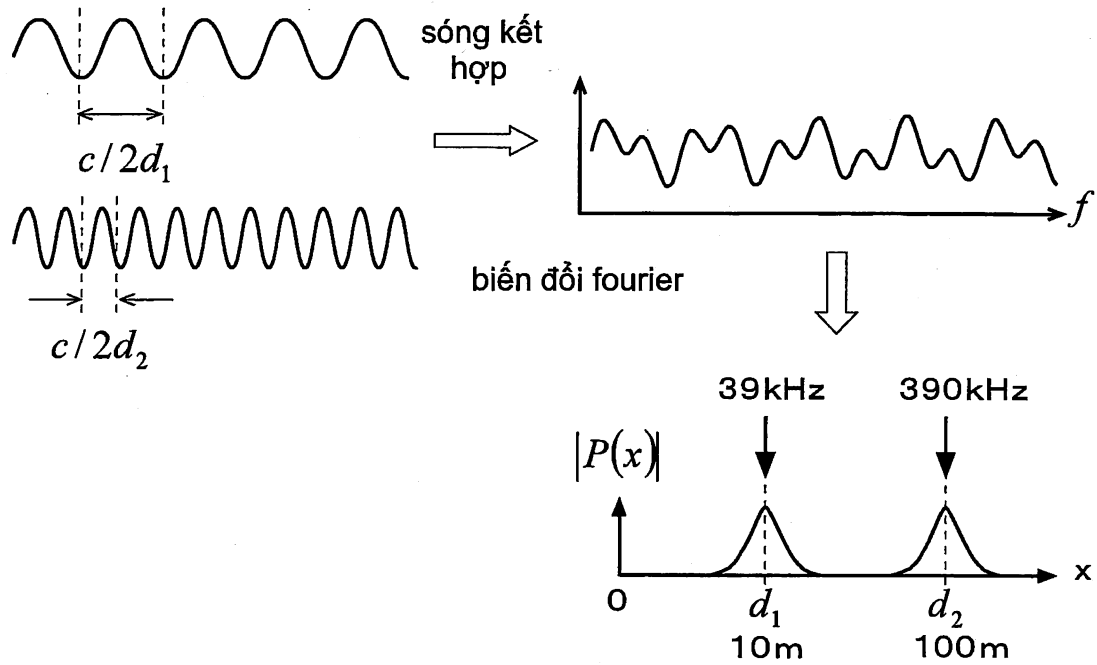


Fig.12

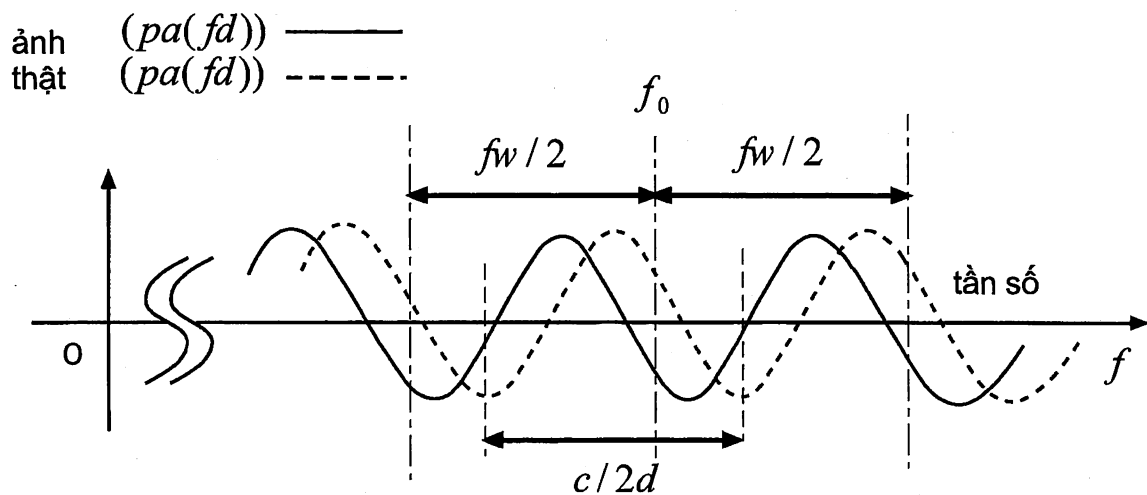


Fig.13

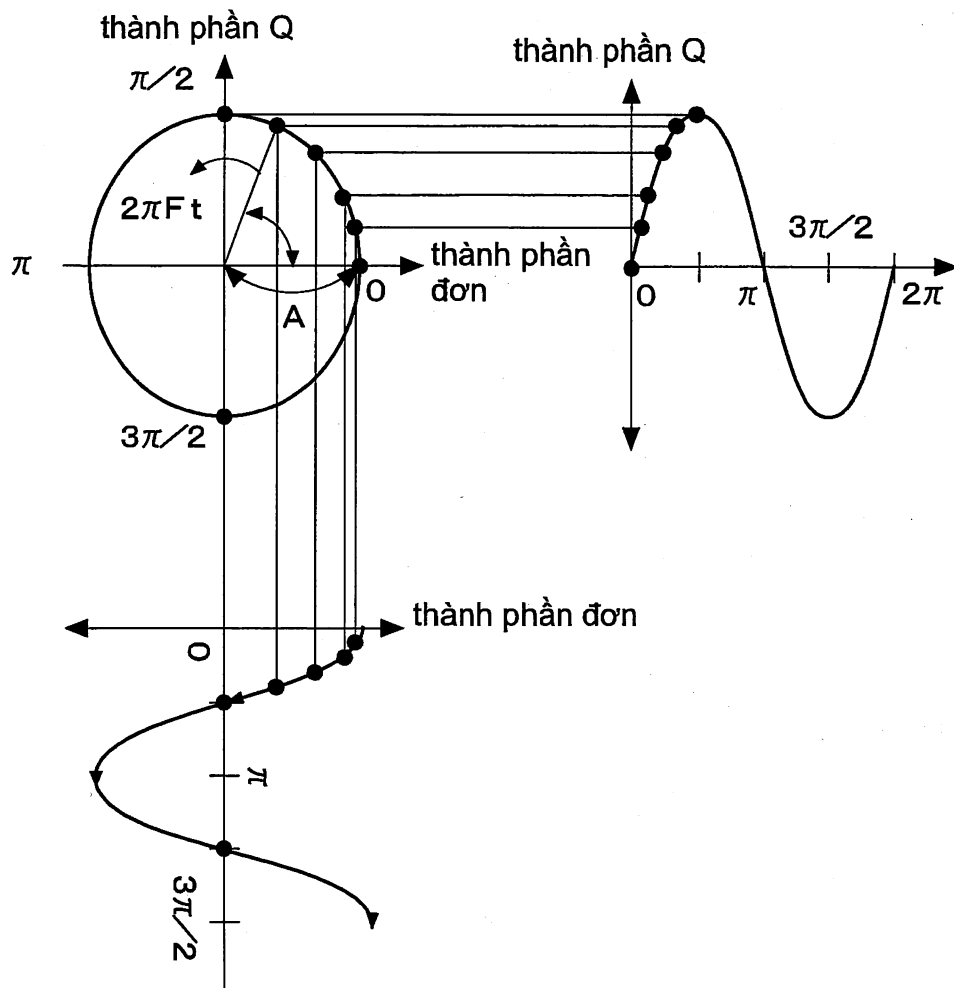
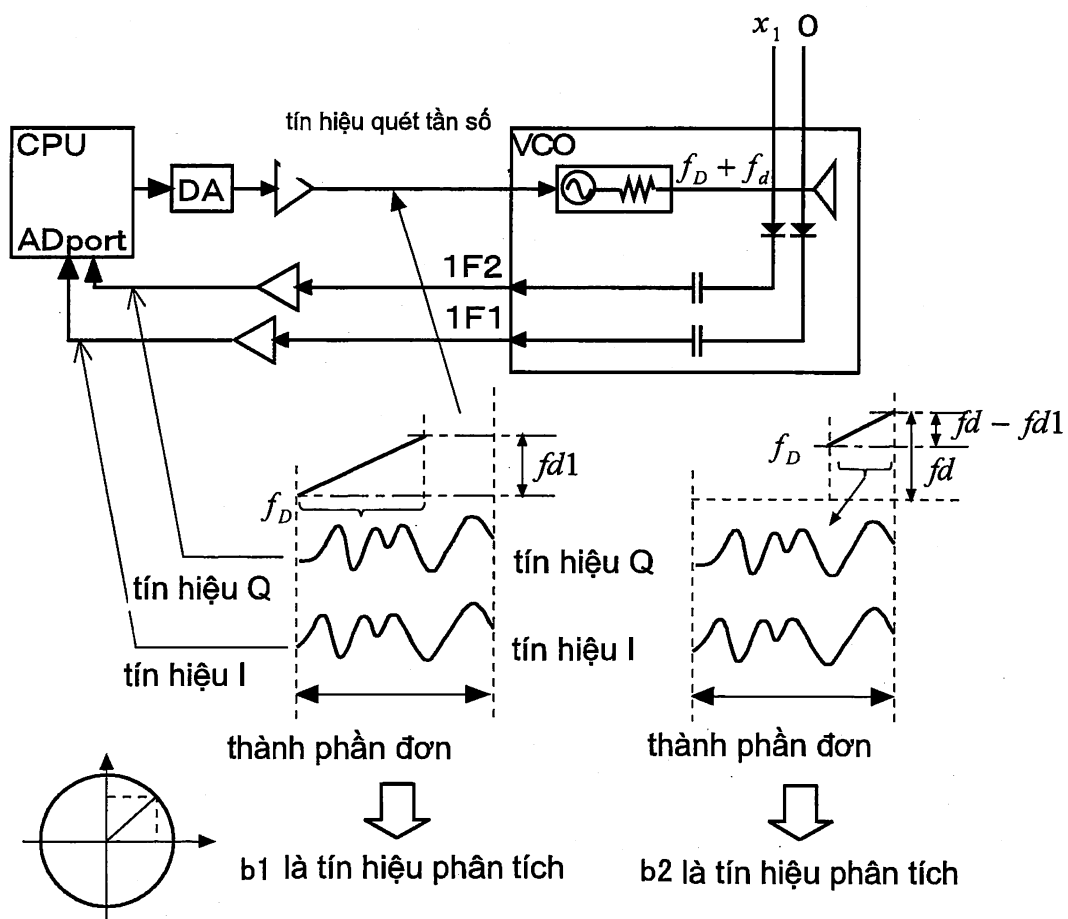


Fig.14



$$\text{biên độ} = \sqrt{I^2 + Q^2} \frac{4\pi(f_0 + f_{d1})}{c} dk - \theta k$$

$$\text{pha } \phi = \tan^{-1} \frac{Q}{I}$$

$$\frac{4\pi(f_0 + f_d)}{c} dk - \theta k$$

Fig.15

$$\Delta\Phi = \frac{4\pi(fd + fd1)}{c} dk$$

$$dk = \frac{c}{4\pi(fd - fd1)} \Delta\Phi$$

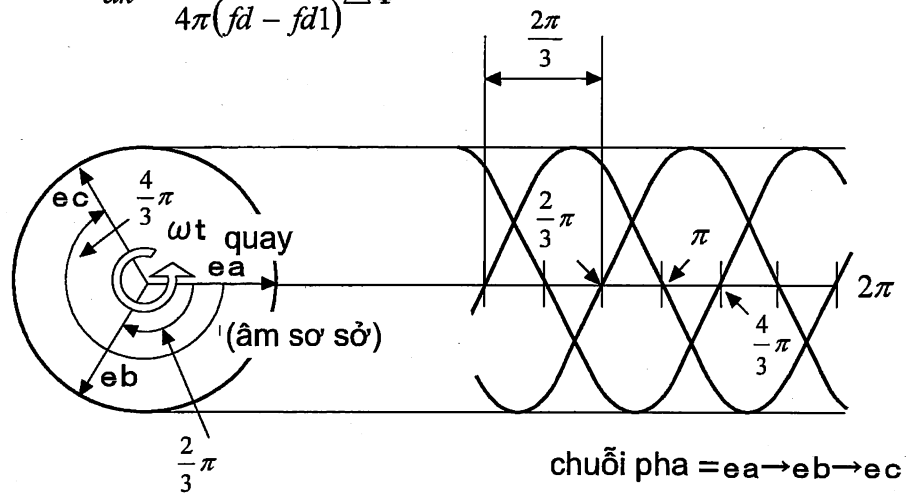


Fig.16

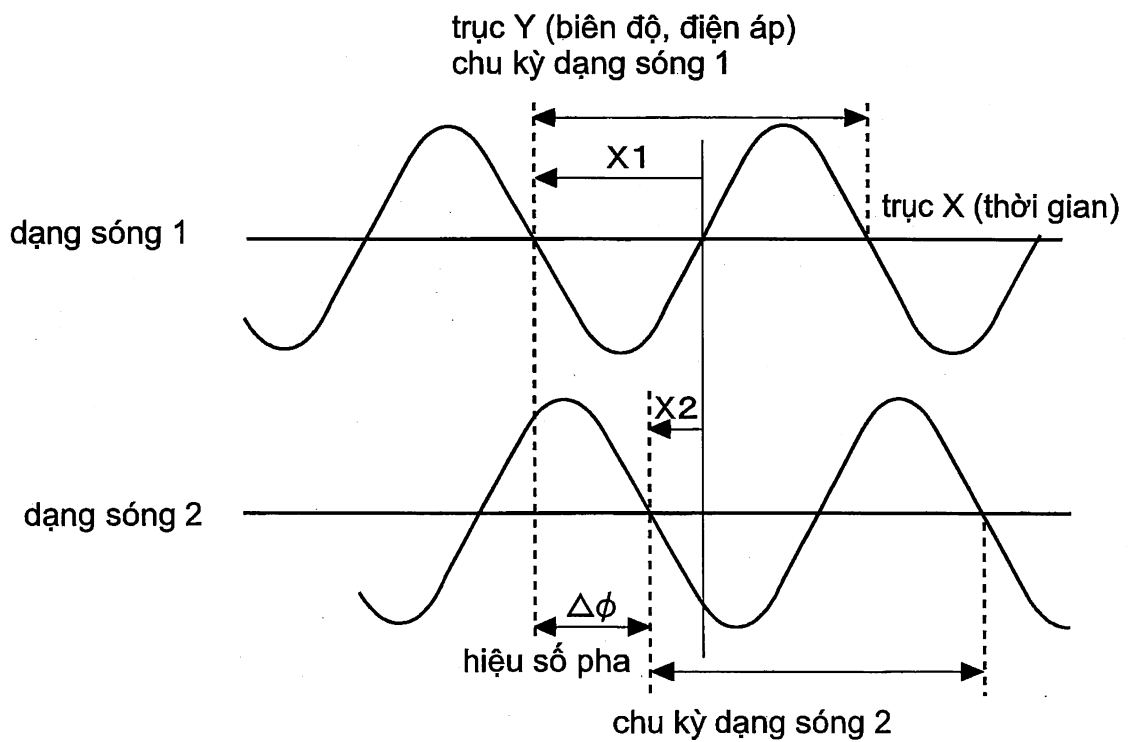


Fig.17

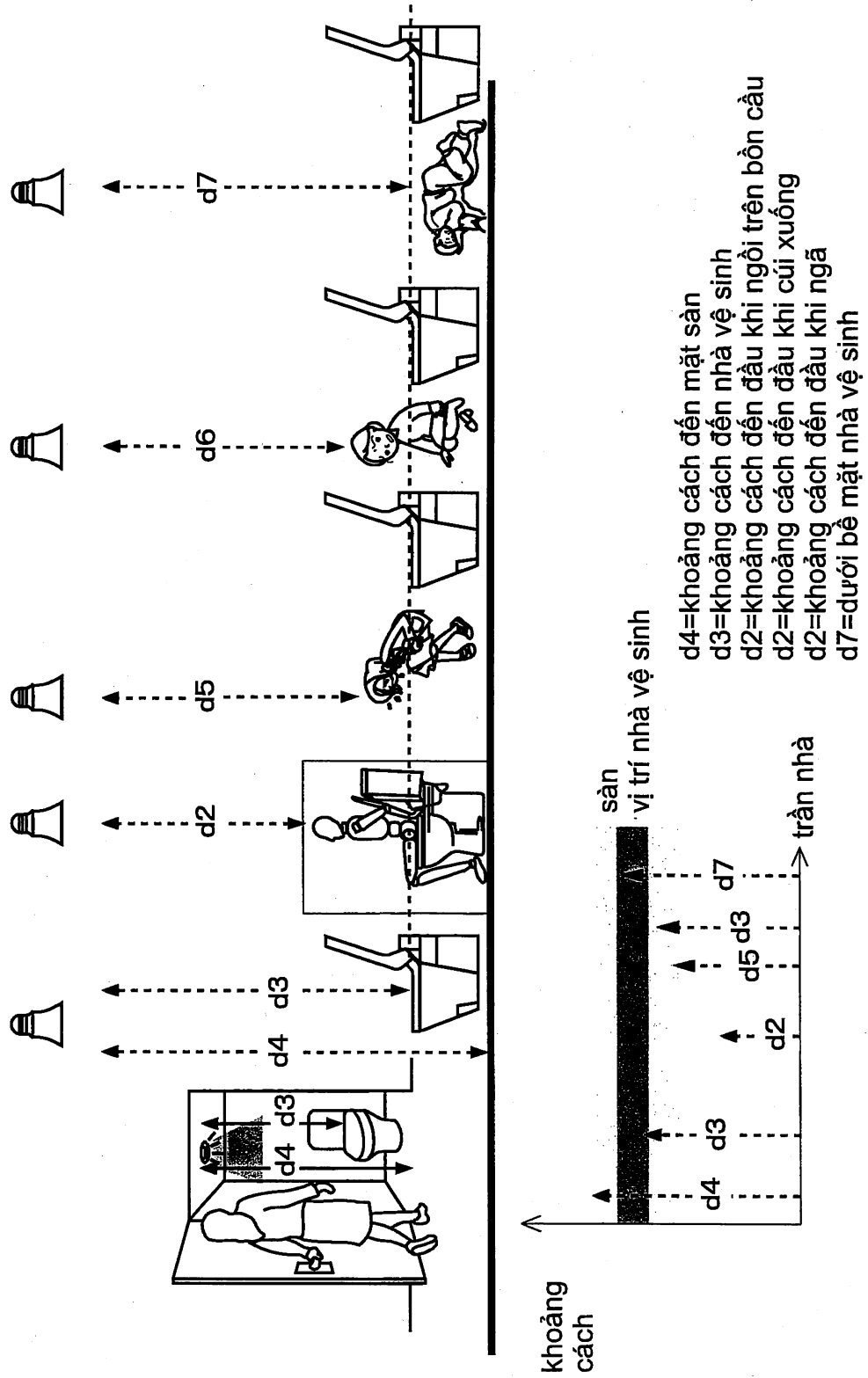
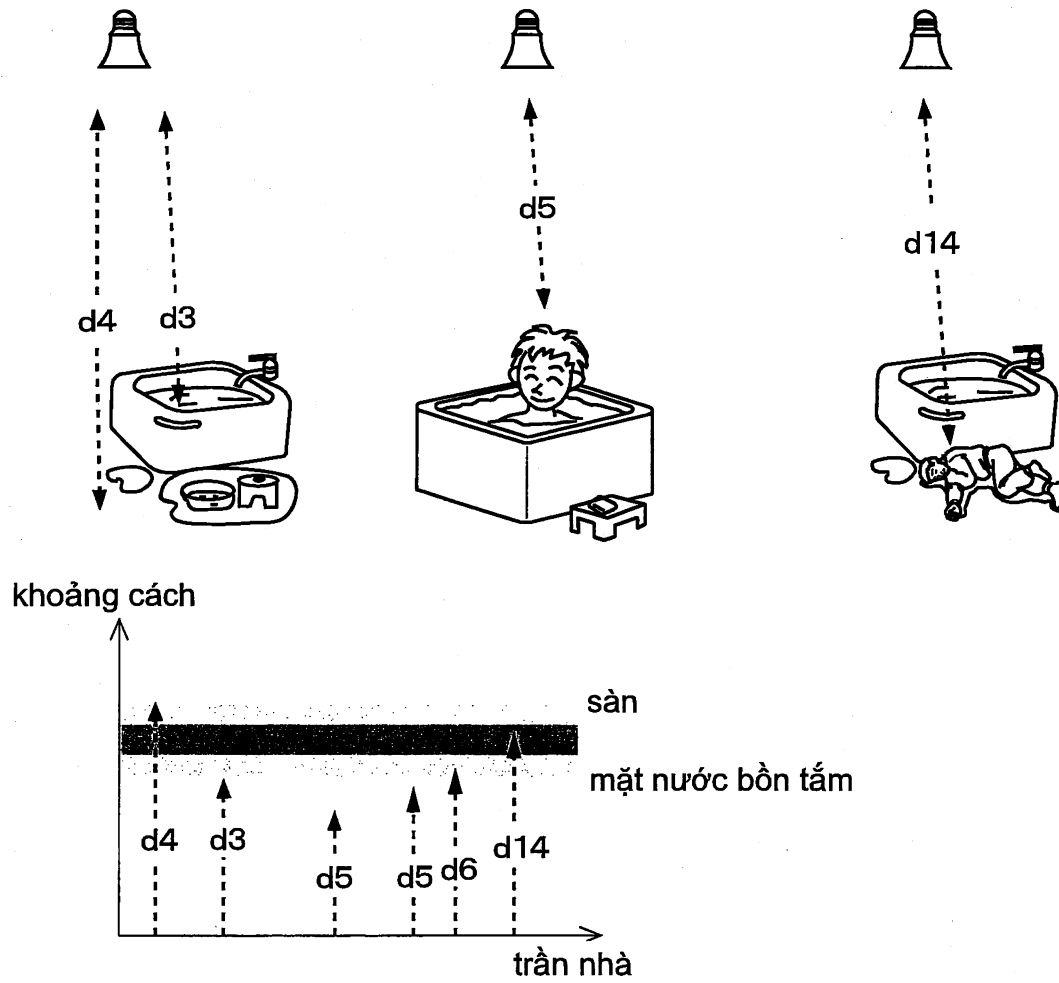


Fig.18



$d4$ =khoảng cách đến mặt sàn
 $d3$ =khoảng cách đến mặt nước bồn tắm
 $d2$ =khoảng cách đến đầu khi ngâm trong bồn tắm
 $d14$ =dưới mặt bồn tắm

Fig.19

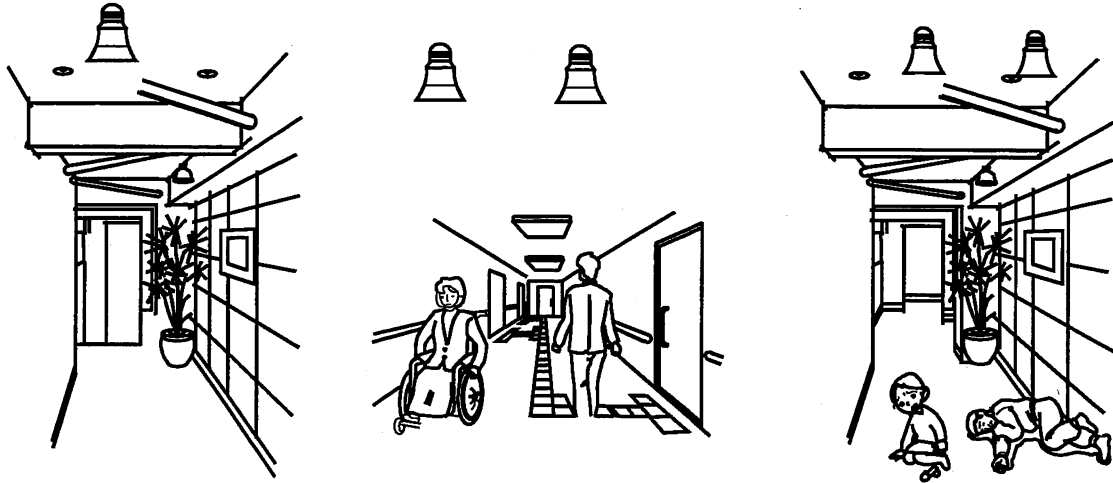


Fig.20

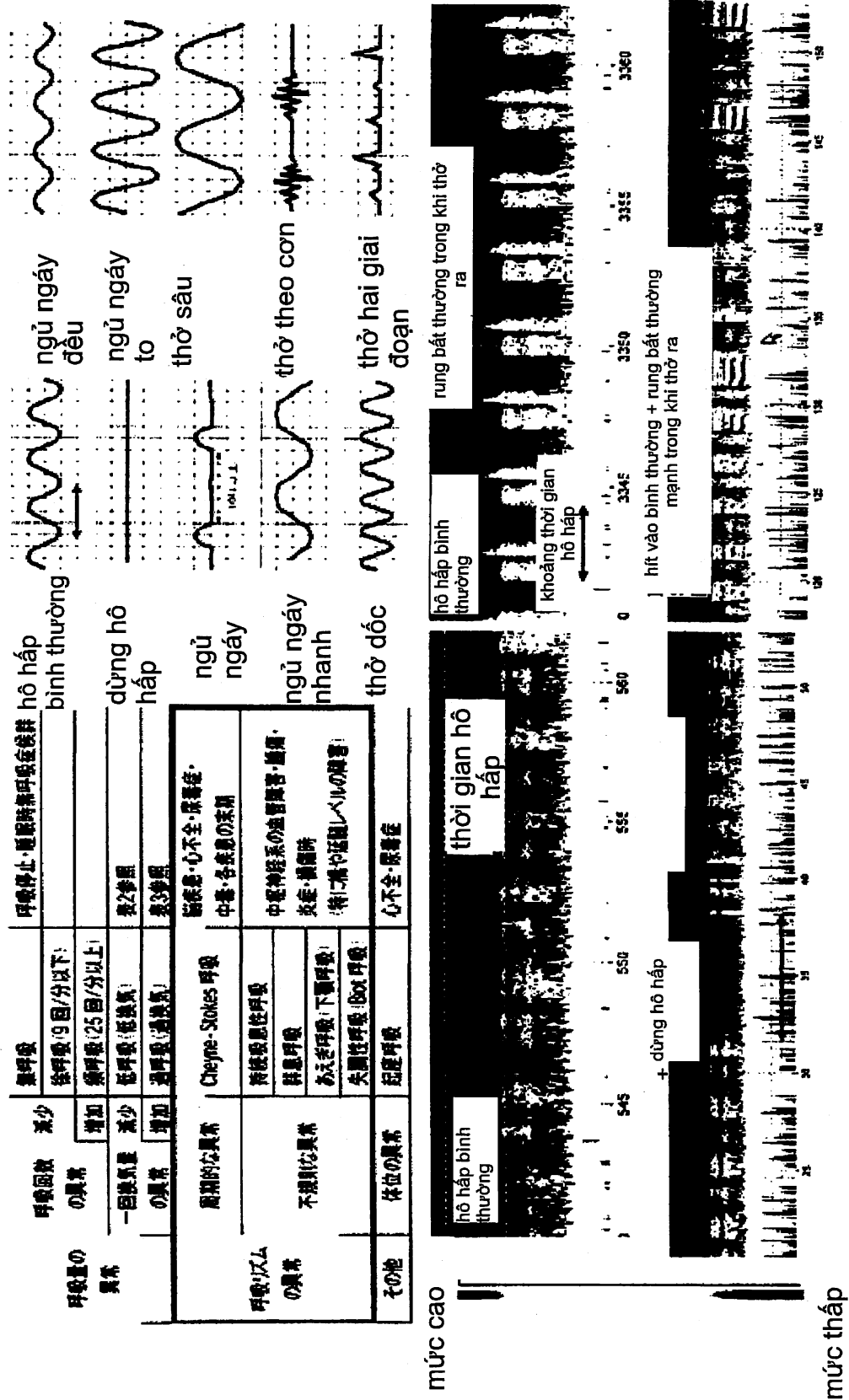
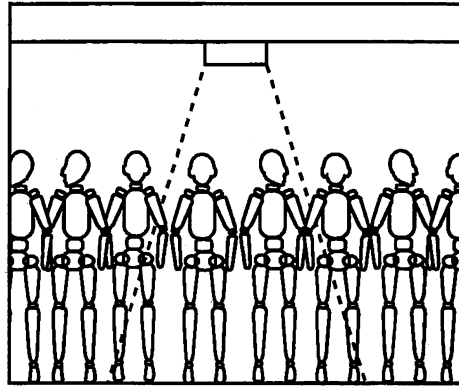


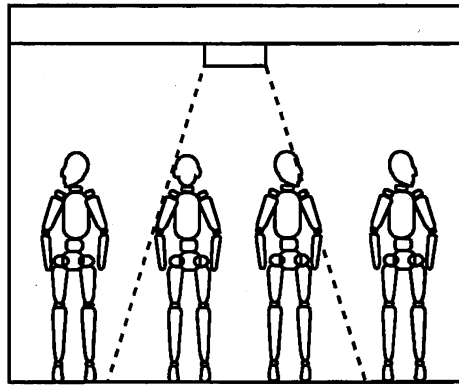
Fig.20

lượng hô hấp không bình thường	lượng hô hấp không bình thường	giảm	ngủ ngáy đều (chín lần thở trên phút hoặc hơn)	dùng hô hấp/hội chứng ngưng ngáy
		tăng	ngủ ngáy nhanh (hai tư lần thở trên phút hoặc hơn)	
	thể tích dòng không bình thường	giảm	ngủ ngáy đều	xem bảng 2
		tăng	ngủ ngáy đều	xem bảng 3
	chu kỳ không bình thường	thở Cheyne - Stokes		bệnh não, suy tim, urê-huyết, nhiễm độc, rối loạn
nhịp hô hấp	không bình thường	hít vào liên tục		rối loạn mạch của hệ thống thần kinh trung ương, sưng, viêm, bị thương (cụ thể là rối loạn ở mức viêm ruột)
		thở gián đoạn		
		ngủ ngáy răng (thở có sự cử động hàm nhỏ)		
		thở không điều hoà (thở theo cơn)		
khác	sự không bình thường của trạng thái vật lý	khó thở nằm		suy tim, urê - huyết

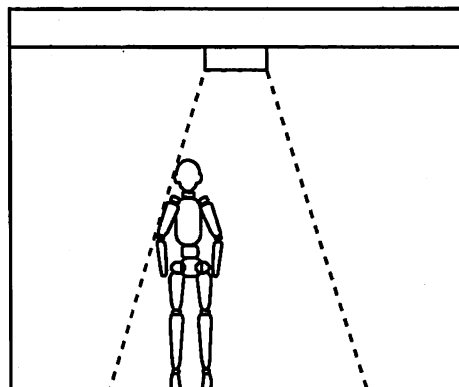
Fig.21



(a)

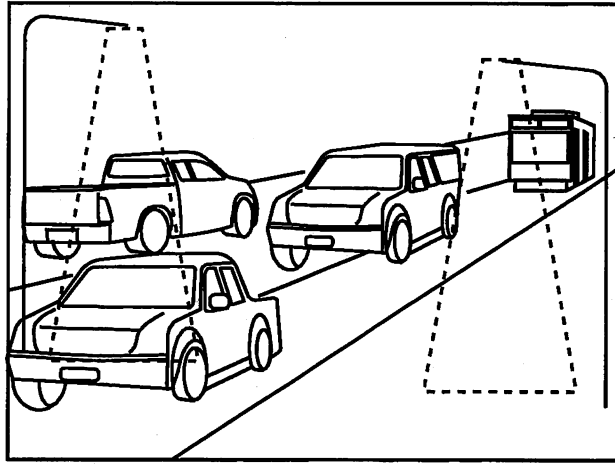


(b)

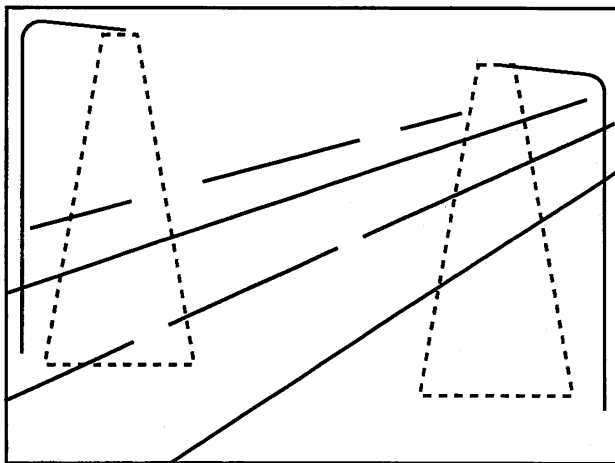


(c)

Fig.22



(a)



(b)

Fig.23

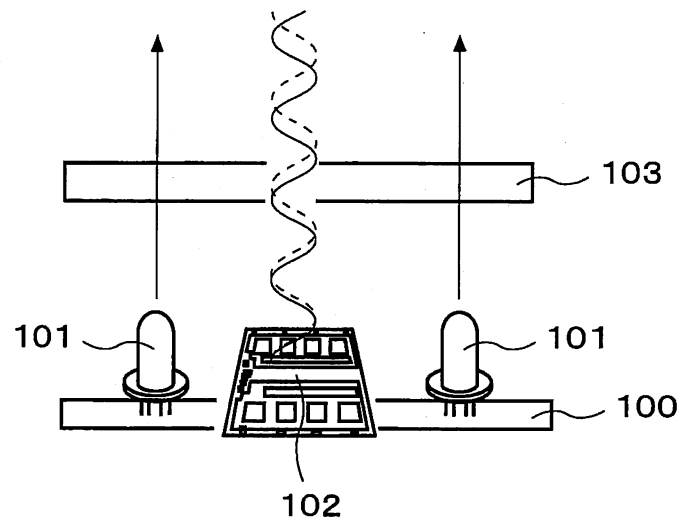


Fig.24

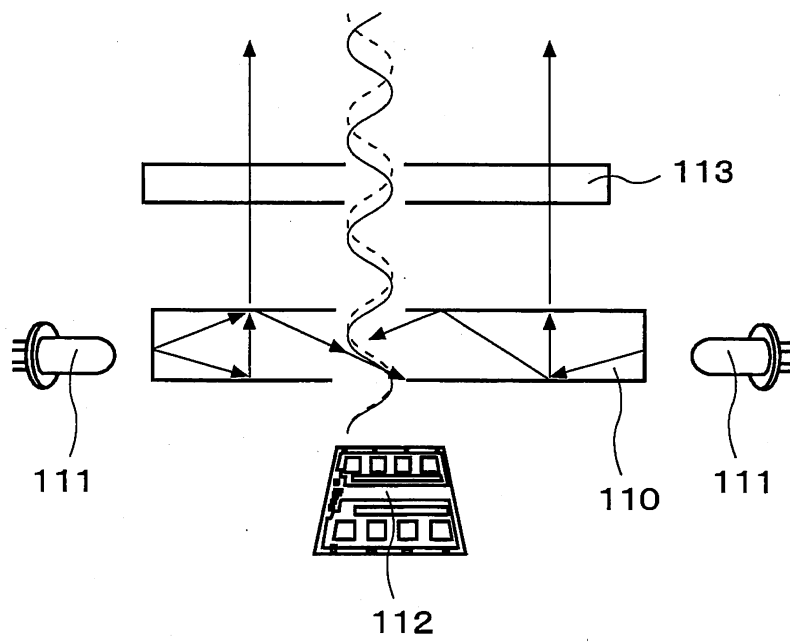


Fig.25

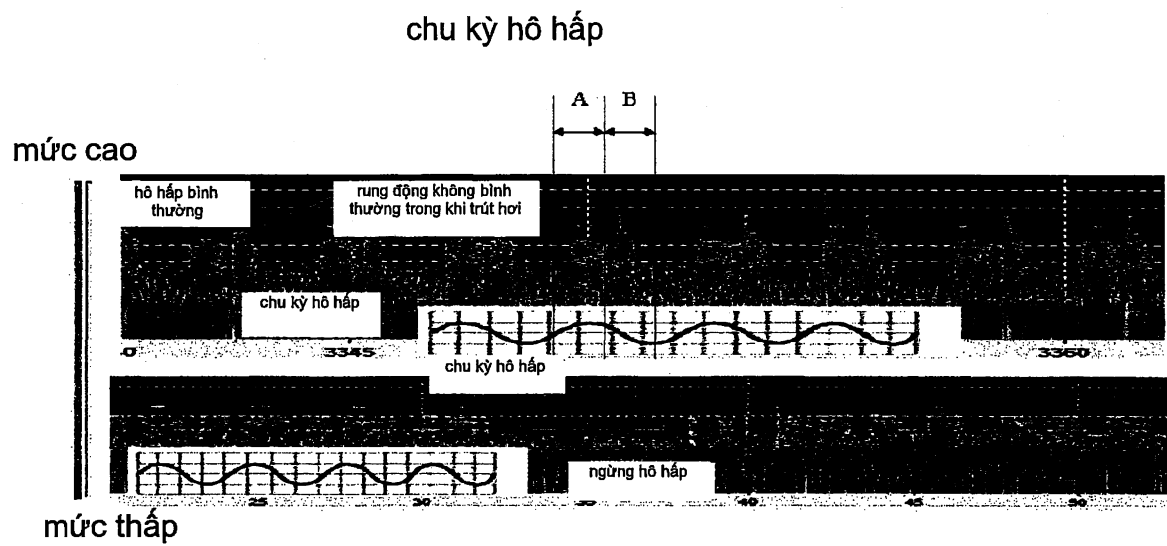


Fig.26

