(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0086740
(43) 공개일자 2017년07월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/024 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 7/04 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/02438 (2013.01)
A61B 5/6898 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0005906
(22) 출원일자 2016년01월18일
심사청구일자 2016년01월18일

(71) 출원인
주식회사 시그테크
강원 원주시 흥업면 무수막1길 44, 연세대 제2창업보육센터 203호
(72) 발명자
조정권
강원도 원주시 흥업면 세동길 51 101동 306호 (매지리,원주매지청솔아파트)
(74) 대리인
김삼수

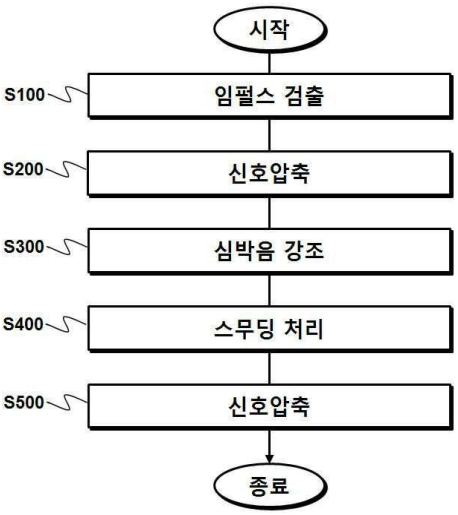
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 **스마트폰에서의 심박음 처리방법**

(57) 요 약

스마트폰의 종류에 상관없이 심박음을 적절한 수준으로 증폭하여 심박수를 측정하고 심박음을 들을 수 있도록 처리하는 방법이 제공된다. 본 발명에서는 입력신호로부터 심장박동의 임펄스를 검출하고, 이를 이용하여 임펄스 검출된 구간에 상대적으로 높은 게인을 곱하고 임펄스가 검출되지 않은 구간에 상대적으로 낮은 게인을 곱한다. 게인을 곱한 후에 스무딩 과정을 거칠 수 있으며, 임펄스를 검출하기 전에 입력신호와 스무딩 과정을 거친 출력신호를 압축하여 클리핑을 방지할 수 있다. 본 발명에 따르면 입력신호를 신호 압축하므로 기종에 따라서 입력신호가 큰 경우에도 클리핑이 일어나지 않을 뿐만 아니라, 신호 압축을 입력 레벨에 따라 기울기를 달리하여 수행하므로 입력신호가 작은 경우에도 문제가 발생하지 않는다. 그리고 임펄스 구간보다 임펄스 없는 구간의 증폭도를 상대적으로 낮게 하므로 잡음이 적은 심박음을 획득할 수 있다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류
A61B 5/7203 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
A61B 5/7232 (2013.01)
A61B 5/7271 (2013.01)
A61B 5/742 (2013.01)
A61B 7/04 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

입력신호로부터 심장박동의 임펄스를 검출하는 임펄스 검출단계와,

임펄스가 검출된 구간에 상대적으로 높은 게인을 곱하고 임펄스가 검출되지 않은 구간에 상대적으로 낮은 게인을 곱하는 심박음 강조단계

를 구비하는 심박음 처리방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 임펄스 검출단계는

입력신호를 x(n)이라 하고 바닥 잡음(floor noise)를 avx(n)이라 할 때,

avx(n)이 x(n)보다 작거나 같을 때는 avx(n)= α*avx(n)+(1- α)*x(n),

avx(n)이 x(n)보다 클 때는 avx(n)=β*avx(n)+(1-β)*x(n)로 계산되며,

이때 0.995< α<1, 0<β<0.5이고,

savx(n)을 savx(n)=β*savx(n)+(1-β)*x(n)라 할 때

savx(n)> ν*avx(n) (ν>1)를 만족하면 임펄스가 검출된 것으로 판정하는 것을 특징으로 하는 심박음 처리방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 임펄스 검출단계 이전에 입력신호를 압축하는 제1 신호압축단계를 더 포함하는 심박음 처리방법.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 제1 신호압축단계는,

입력 신호를 z, 입력의 최대값을 E1, 첫번째 꺾이는 값(knee point)를 THR_E1, 두번째 꺾이는 값을 F11_E, 꺾이는 기울기를 SCALE_E 라 하면, 압축된 출력값 z' 는

z <= THR_E1 이면 z' = z;

z > THR_E1 이면

z' = THR_E1 + (z-THR_E1)/SCALE_E;

z' >= F11_E1 이면 z' = F11_E + (z' - F11_E)/SCALE_E;

z' >= E1 이면 z' = E1

에 의해 구하는 것인 심박음 처리방법.

청구항 5

제2항에 있어서,

상기 심박음 강조단계에서 출력되는 신호를 스무딩 처리하는 스무딩 처리단계를 더 포함하는 심박음 처리방법.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 스무딩 처리단계는,

게인을 g(n), 스무딩한 게인을 avg(n)이라 하면 다음 식

avg(n)=μ*avg(n)+(1-μ)*g(n), 0<μ<1

에 의하여 구한 avg(n)을 상기 심박음 강조단계에서 출력되는 신호에 곱하는 것인 심박음 처리방법.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 스무딩 처리단계에서 출력되는 신호를 압축처리하는 제2 신호압축단계를 더 포함하는 심박음 처리방법.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 제2 신호압축단계는,

입력 신호를 y, 입력의 최대값을 Y1, 첫번째 꺾이는 값(knee point)를 THR_Y1, 두번째 꺾이는 값을 F11_Y, 꺾이는 기울기를 SCALE_Y 라 하면, 압축된 출력값 y' 는

y <= THR_Y1 이면 y' = y;

y > THR_Y1 이면

y' = THR_Y1 + (y - THR_Y1)/SCALE_Y;

y' >= F11_Y1 이면 y' = F11_Y + (y' - F11_Y)/SCALE_Y;

y' >= Y1 이면 y' = Y1

에 의해 구하는 것인 심박음 처리방법.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 심박음 강조단계는

임펄스가 아닌 구간에서 실험적으로 정한 게인을 G1이라 하면, 입력 신호에 실제로 곱해질 게인 G_av는,

임펄스가 아닌 구간에서

G_av = ζ * G_av + (1 - ζ) * G1;

임펄스 구간에서

G_av = η * G_av + (1 - η);

여기서 0 < G1 < 1, 0 < ζ < 1, 0 < η < 1, ζ>η

에 의해 구하는 것인 심박음 처리방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 임펄스 검출단계에서 검출된 임펄스의 분당 갯수로부터 분당 심박음수를 계산하는 단계를 더 포함하는 심박음 처리방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

이전까지 측정했던 분당 심박음수의 평균값과 지금 측정한 분당 심박음수를 각각 막대그래프로 표시하는 단계를 더 포함하는 심박음 처리방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 스마트폰에서의 심박음 처리방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 스마트폰의 종류에 상관없이 심박음을 적절한 수준으로 증폭하여 심박수를 측정하고 심박음을 들을 수 있도록 처리하는 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 원격진료에 대한 필요성이 부각되면서 스마트폰을 사용하여 심박음을 청취할 수 있도록 하는 시도가 증가하고 있다.

[0003] 예를 들면, 특허공개 제10-2014-0040186호에서는 디지털청진기를 사용하여 환자로부터 녹음된 청진음을 디지털 변환하여 스마트폰에 전송하면 스마트폰은 청진음 데이터를 서버로 전송하여 의사가 청진음을 들을 수 있도록 하고, 또한 스마트폰에서도 청진음 파형 그래프 출력, 청진음 재생 등의 기능을 수행할 수 있도록 하고 있다.

[0004] 이와 같이 별도의 디지털청진기를 사용하는 대신에, 실용신안등록 제20-0389343호에서는 휴대폰에 청진 마이크를 장착함으로써 휴대폰을 청진기처럼 사용할 수 있도록 하고 있다. 또는, 특허등록 제10-1557793호나 실용신안등록 제20-0384551호에서와 같이 휴대폰의 이어폰 단자 또는 별도의 전용단자에 청진기를 연결하도록 구성하기도 한다.

[0005] 이와 같이 청진기를 스마트폰에 연결하여 청진기를 통해 입력되는 아날로그 청진음을 스마트폰에서 디지털 데이터로 변환하는 경우에는 스마트폰에 입력되는 신호가 매우 작기 때문에 입력 신호에 큰 이득(gain)을 곱해야 의미 있는 수준의 데이터로 사용될 수 있으며, 청진음을 증폭하는 과정에서 하드웨어의 기본 잡음이나 환경 잡음도 함께 증폭되는 문제가 있다. 잡음이 함께 증폭되면 깨끗한 심박음을 얻을 수 없을 뿐만 아니라 심박음으로부터 심박수를 측정하는데 오류가 발생할 확율이 높아진다.

[0006] 또한, 스마트폰마다 마이크 장착 형태나 코덱의 튜닝 상태가 천차만별이므로 스마트폰에 청진음이 입력되는 크기는 기종에 따라 수백배에서 수천배의 차이가 발생할 수 있다. 그러므로, 청진음이 극히 작게 입력되는 기종의 경우에는 볼륨버튼을 최대로 높여도 잘 들리지 않는 문제가 있으며, 청진음이 작게 입력되는 기종에 맞추어 설계를 하면 청진음이 크게 입력되는 기종에서는 음이 너무 커서 클리핑되는 문제가 발생될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 이러한 점을 감안하여 이루어진 것으로서, 기종에 관계없이 잡음이 적은 심박음을 얻을 수 있는 스마트폰에서의 심박음 처리방법을 제공하는 것을 목적으로 한다. 또한, 기종에 관계없이 심박수 측정의 정확도를 높일 수 있는 스마트폰에서의 심박음 처리방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명에서는 입력신호로부터 심장박동의 임펄스를 검출하고(임펄스 검출단계), 이를 이용하여 임펄스 검출된 구간에 상대적으로 높은 게인을 곱하고 임펄스가 검출되지 않은 구간에 상대적으로 낮은 게인을 곱한다(심박음 강조단계).

[0009] 임펄스 검출단계에서는, 입력신호를 x(n)이라 하고 바닥 잡음(floor noise)를 avx(n)이라 할 때, avx(n)이 x(n)보다 작거나 같을 때는 $avx(n)=\alpha*avx(n)+(1-\alpha)*x(n)$으로 계산하고, avx(n)이 x(n)보다 클 때는 $avx(n)=\beta*avx(n)+(1-\beta)*x(n)$로 계산하며, 이때 $0.995<\alpha<1$, $0<\beta<0.5$이다. 또한, savx(n)을 $savx(n)=\beta*savx(n)+(1-\beta)*x(n)$라 할 때 $savx(n)>\nu*avx(n)$ ($\nu>1$)를 만족하면 임펄스가 검출된 것으로 판정한다.

[0010] 입력신호를 증폭하면 기종에 따라서는 입력신호가 너무 커져서 클리핑이 발생할 수도 있으므로, 이를 방지하기 위하여 임펄스 검출단계 이전에 입력신호를 압축할 수 있다(제1 신호압축단계). 제1 신호압축단계에서는, 입력신호를 z, 입력의 최대값을 E1, 첫번째 꺾이는 값(knee point)를 THR_E1, 두번째 꺾이는 값을 F11_E, 꺾이는 기울기를 SCALE_E 라 하면, 압축된 출력값 z' 는

[0011] z <= THR_E1 이면 z' = z;

[0012] z > THR_E1 이면

[0013] z' = THR_E1 + (z-THR_E1)/SCALE_E;

[0014] z' >= F11_E1 이면 z' = F11_E + (z' - F11_E)/SCALE_E;

[0015] z' >= E1 이면 z' = E1

[0016] 에 의해 구할 수 있다.

[0017] 한편, 실시예에 따라서는 심박음 강조단계에서 출력되는 신호를 스무딩 처리할 수 있다(스무딩 처리단계). 스무딩 처리단계는, 게인을 g(n), 스무딩한 게인을 avg(n)이라 하면 다음 식

[0018] $avg(n)=\mu*avg(n)+(1-\mu)*g(n),\ 0<\mu<1$

[0019] 에 의하여 구한 avg(n)을 심박음 강조단계에서 출력되는 신호에 곱함으로써 수행될 수 있다.

[0020] 스무딩 처리단계에서 출력되는 신호도 기종에 따라서는 출력신호가 너무 커질 수 있으므로 이를 다시 압축처리할 수 있다(제2 신호압축단계). 제2 신호압축단계는,

[0021] 입력 신호를 y, 입력의 최대값을 Y1, 첫번째 꺾이는 값(knee point)를 THR_Y1, 두번째 꺾이는 값을 F11_Y, 꺾이는 기울기를 SCALE_Y 라 하면, 압축된 출력값 y' 는

[0022] y <= THR_Y1 이면 y' = y;

[0023] y > THR_Y1 이면

[0024] y' = THR_Y1 + (y - THR_Y1)/SCALE_Y;

[0025] y' >= F11_Y1 이면 y' = F11_Y + (y' - F11_Y)/SCALE_Y;

[0026] y' >= Y1 이면 y' = Y1

[0027] 에 의해 구할 수 있다.

[0028] 심박음 강조단계는, 임펄스가 아닌 구간에서 실험적으로 정한 게인을 G1이라 하면, 입력 신호에 실제로 곱해질 게인 G_av는,

[0029] 임펄스가 아닌 구간에서 다음 식에 의하여 구하며,

[0030] $G_av = \zeta * G_av + (1 - \zeta) * G1$

[0031] 임펄스 구간에서는 다음 식에 의하여 구한다.

[0032] $G_av = \eta * G_av + (1 - \eta);$

[0033] 여기서 $0 < G1 < 1$, $0 < \zeta < 1$, $0 < \eta < 1$, $\zeta > \eta$ 이다.

[0035] 또한, 임펄스 검출단계에서 검출된 임펄스의 분당 갯수로부터 분당 심박음수를 계산할 수 있으며, 이전까지 측정했던 분당 심박음수의 평균값과 지금 측정한 분당 심박음수를 각각 막대그래프로 표시할 수 있다.

발명의 효과

[0036] 본 발명에 따르면 입력신호를 신호 압축하므로 기종에 따라서 입력신호가 큰 경우에도 클리핑이 일어날 가능성이 낮아지며, 신호 압축을 입력 레벨에 따라 기울기를 달리하여 수행하므로 입력신호가 작은 경우에도 문제가 발생하지 않는다. 또한, 잡음의 영향을 줄이면서 임펄스를 검출하므로 좀더 정확한 심박수 측정을 할 수 있다. 그리고 임펄스 구간보다 임펄스 없는 구간의 증폭도를 상대적으로 낮게 하므로 잡음이 적은 심박음을 획득할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0037] 도 1은 본 발명의 방법을 구현한 프로그램이 장착된 스마트폰을 사용하여 심박음을 청취하는 경우의 시스템 구성도이다.

도 2는 본 발명의 방법을 구현하기 위한 프로그램의 동작 흐름도이다.

도 3은 이전까지 측정했던 분당 심박음수의 평균값과 지금 측정한 분당 심박음수를 각각 막대그래프로 표시하는 화면예이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0038] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명한다.

[0039] 도 1은 본 발명의 방법을 구현한 프로그램이 장착된 스마트폰을 사용하여 심박음을 청취하는 경우의 시스템 구성도이다.

[0040] 사용자는 본 발명의 방법을 구현한 앱을 스마트폰(100)에서 실행한 후에 청진기(200)를 스마트폰(100)의 이어폰 단자에 연결하고, 청진기(200)를 환자의 가슴에 댐으로써 환자의 심박음을 스마트폰(100)에 입력한다. 청진기(200)는 예를 들면 특허등록 제10-1557793호의 이어셋을 이용하여 스마트폰의 이어폰 단자에 연결할 수 있다. 또는, 예를 들면 등록실용신안 제20-0384551호에 예시된 형태처럼 스마트폰의 전용 단자에 연결되는 청진기나 특허등록 제10-1300676호에 예시된 형태처럼 스마트폰의 마이크 단자에 청진음을 집음하는 형태의 청진기 등 다양한 형태의 청진기가 사용될 수 있으며, 본 발명은 특정 형태의 청진기나 특정 방식의 심박음 입력 방식에 한정되는 것은 아니다.

[0041] 이렇게 스마트폰(100)에 입력된 심박음은 본 발명의 방법에 따라 처리되어 내부 또는 외부 스피커(300)나 이어폰을 통해 듣거나 스마트폰(100)에 저장될 수 있다. 또한, 실시예에 따라서는 심박음 데이터가 인터넷을 통해 서버(400)에 전송되어 저장되거나 담당 의사가 조회할 수 있다.

[0042] 다음으로, 도 2를 참조하여 본 발명의 심박음 처리 방법을 상세히 설명한다. 도 2는 본 발명의 방법을 구현하기 위한 프로그램의 동작 흐름도이다.

[0043] 본 발명에서는 입력신호로부터 심장박동의 임펄스를 검출하고(임펄스 검출단계(S200)), 이를 이용하여 임펄스가 검출된 구간에 상대적으로 높은 게인을 곱하고 임펄스가 검출되지 않은 구간에 상대적으로 낮은 게인을 곱한다(심박음 강조단계(S300)).

[0045] 임펄스 검출단계(S200)에서는, 입력신호를 x(n)이라 하고 바닥 잡음(floor noise)를 avx(n)이라 할 때, 바닥잡음 avx(n)이 입력신호 x(n)보다 작거나 같을 때는 바닥잡음을 $avx(n)=\alpha*avx(n)+(1-\alpha)*x(n)$으로 계산하고, 바닥잡음 avx(n)이 입력신호 x(n)보다 클 때는 바닥잡음을 $avx(n)=\beta*avx(n)+(1-\beta)*x(n)$로 계산한다. 이때 $0.995<\alpha<1$, $0<\beta<0.5$이다.

[0046] 입력신호 x(n)은 심박음과 여러 잡음들이 섞여 있는데 이러한 잡음들의 영향을 줄이기 위하여, 바닥잡음을 구한 이후에 savx(n)을 $savx(n)=\beta*savx(n)+(1-\beta)*x(n)$와 같이 재귀적(recursive)으로 구한다. 이렇게 savx(n)을 구한 다음에 $savx(n)>\nu*avx(n)$ ($\nu>1$)를 만족하는지를 확인하고, 이를 만족하면 임펄스가 검출된 것으로 판정한다.

[0048] 심박음 강조단계(S300)는, 임펄스가 검출되지 않은 구간에서 실험적으로 정한 게인을 G1이라 하면, 입력 신호에 실제로 곱해질 게인 G_av는,

[0049] 임펄스가 검출되지 않은 구간에서 다음 식에 의하여 구하며,

[0050] $G_av = \zeta * G_av + (1 - \zeta) * G1$

[0051] 임펄스가 검출된 구간(임펄스 구간)에서는 다음 식에 의하여 구한다.

[0052] $G_av = \eta * G_av + (1 - \eta)$;

[0053] 여기서 $0 < G1 < 1$, $0 < \zeta < 1$, $0 < \eta < 1$, $\zeta > \eta$ 이다.

[0054] G1 값은 임펄스가 아닌 구간에서 입력 신호에 곱하여 더욱 작게 만들기 위한 상수로서, 너무 작으면 듣기 거북해지고 너무 크면 임펄스가 아닌 구간을 작게 만들 수 없게 된다. G1은 듣기 거북해지지 않을 정도의 상수값으로 하드웨어와 상관없이 정할 수 있다.

[0056] 입력신호를 증폭하면 기종에 따라서는 입력신호가 너무 커져서 클리핑이 발생할 수도 있으므로, 이를 방지하기 위하여 임펄스 검출단계 이전에 입력신호를 압축할 수 있다(제1 신호압축단계(S100)). 제1 신호압축단계(S100)에서는, 입력 신호를 z, 입력의 최대값을 E1, 첫번째 꺾이는 값(knee point)를 THR_E1, 두번째 꺾이는 값을 F11_E, 꺾이는 기울기를 SCALE_E 라 하면, 압축된 출력값 z' 는

[0057] z <= THR_E1 이면 z' = z;

[0058] z > THR_E1 이면

[0059] z' = THR_E1 + (z-THR_E1)/SCALE_E;

[0060] z' >= F11_E1 이면 z' = F11_E + (z' - F11_E)/SCALE_E;

[0061] z' >= E1 이면 z' = E1

[0062] 에 의해 구할 수 있다.

[0063] 여기에서 각 변수값들은 입력 신호의 특성과 범위에 따라 실험적으로 설계된다. 오디오 코덱의 입력 신호 범위는 일반적으로 -1~+1 V 이며, 입력신호가 첫번째 꺾이는 점(THR_E1)(예: 0.8)보다 크면 첫번째 꺾이는 점보다 큰 부분을 기울기 SCALE_E (예: 2)로 천천히 증가하게 만들고, 이렇게 압축된 신호가 두번째 꺾이는 점 F11_E1 (ex 0.85)보다 크면 두번째 꺾이는 점보다 큰 부분을 다시 기울기 SCALE_E (예: 2)로 조금 더 천천히 증가하게 만든다. 그래도 E1보다 큰 값이면 신호를 E1으로 한정한다. 이와 같이 구성하면 신호가 클리핑되는 것을 최대한 막을 수 있다. 이는 후술할 제2 신호압축단계(S400)에도 동일하게 적용된다. 한편, 실시예에 따라서는 제1 신호압축단계(S100) 이전에 입력신호를 일정한 증폭도로 증폭할 수도 있다.

[0065] 한편, 실시예에 따라서는 심박음 강조단계(S300)에서 출력되는 신호를 스무딩 처리할 수 있다(스무딩 처리단계(S400)). 스무딩 처리단계(S400)는, 게인을 g(n), 스무딩한 게인을 avg(n)이라 하면 다음 식

[0066] $avg(n)=\mu*avg(n)+(1-\mu)*g(n),\ 0<\mu<1$

[0067] 에 의하여 구한 avg(n)을 심박음 강조단계에서 출력되는 신호에 곱함으로써 수행될 수 있다.

[0069] 스무딩 처리단계(S400)에서 출력되는 신호도 기종에 따라서는 출력신호가 너무 커질 수 있으므로 이를 다시 압축처리할 수 있다(제2 신호압축단계(S500)). 제2 신호압축단계(S400)는 다음 절차를 거쳐서 수행된다.

[0070] 즉, 입력 신호를 y, 입력의 최대값을 Y1, 첫번째 꺾이는 값(knee point)를 THR_Y1, 두번째 꺾이는 값을 F11_Y, 꺾이는 기울기를 SCALE_Y 라 하면, 압축된 출력값 y' 는

[0071] y <= THR_Y1 이면 y' = y;

[0072] y > THR_Y1 이면

[0073] y' = THR_Y1 + (y - THR_Y1)/SCALE_Y;

[0074] y' >= F11_Y1 이면 y' = F11_Y + (y' - F11_Y)/SCALE_Y;

[0075] y' >= Y1 이면 y' = Y1

[0076] 에 의해 구할 수 있다.

[0078] 한편, 임펄스 검출단계(S200)에서 검출된 임펄스의 분당 갯수로부터 분당 심박음수를 계산할 수 있다. 또한, 측정된 분당 심박음수를 저장하여 두고 이전까지 측정했던 분당 심박음수의 평균값을 계산한 후에, 계산된 분당 심박음수의 평균값과 지금 측정한 분당 심박음수를 도 3에 도시한 것처럼 각각 막대그래프로 표시함으로써 과거 대비 현재의 심장의 박동 횟수가 얼마나 차이 나는지를 쉽게 알 수 있다.

[0079] 이상 본 발명을 몇가지 예를 들어 설명하였으나, 본 발명은 특정 실시예에 한정되는 것은 아니다.

부호의 설명

[0080] 100 스마트폰,

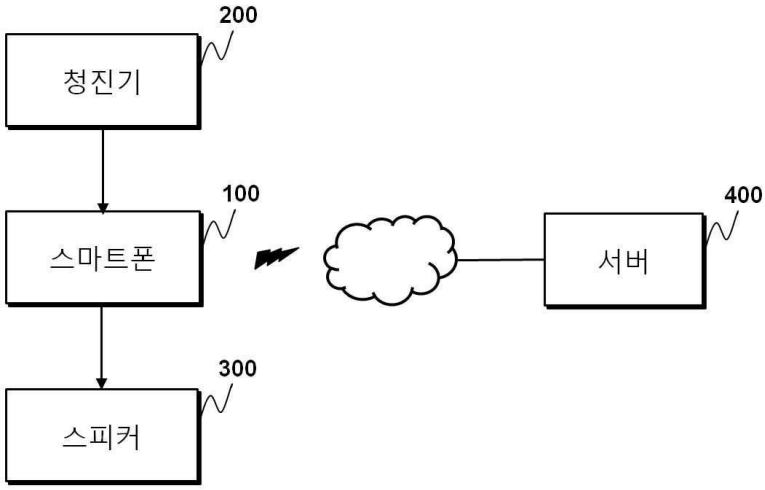
200 청진기,

300 스피커,

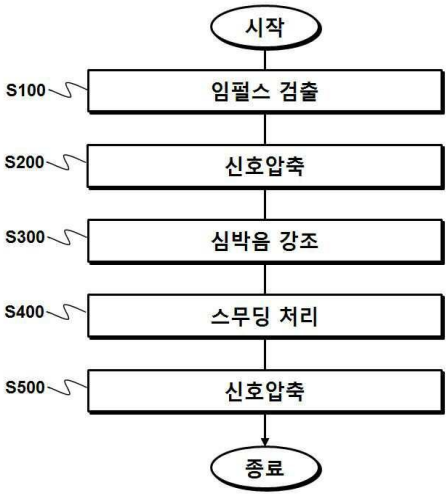
400 서버.

도면

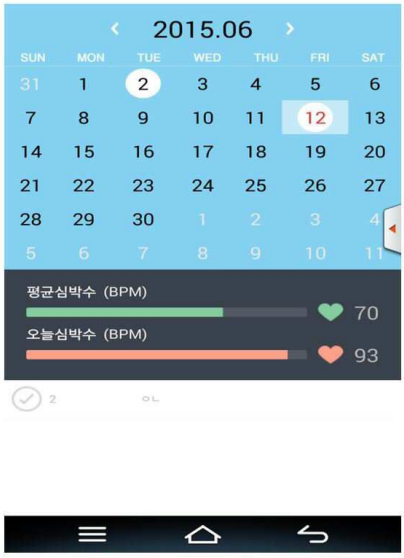
도면1



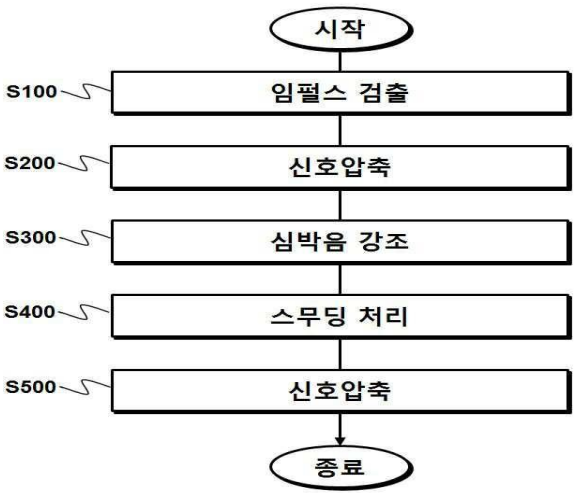
도면2



도면3


2015.06
SUN MON TUE WED THU FRI SAT
31 1 2 3 4 5 6
7 8 9 10 11 12 13
14 15 16 17 18 19 20
21 22 23 24 25 26 27
28 29 30 1 2 3 4
5 6 7 8 9 10 11
평균심박수 (BPM)
70
오늘심박수 (BPM)
93

专利名称(译)	在智能手机中处理心跳声的方法的标题		
公开(公告)号	KR1020170086740A	公开(公告)日	2017-07-27
申请号	KR1020160005906	申请日	2016-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	SIGTECH		
申请(专利权)人(译)	주식회사시그테크		
[标]发明人	CHO JEONG KWON 조정권		
发明人	조정권		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B7/04		
CPC分类号	A61B5/02438 A61B5/7232 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7271 A61B7/04 A61B5/742 A61B5/6898		
代理人(译)	김삼수		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种处理方法，用于将心跳声音放大到适当的水平，并且无论智能手机的种类如何都测量心率，并且提供心跳声音。在本发明中，从输入信号中检测心跳的脉冲，并且将相对高的增益乘以利用脉冲乘以其检测的部分，并且将相对低的增益乘以未检测到脉冲的部分。在增益乘以之后可以通过平滑处理，并且在检测脉冲之前通过输入信号和平滑处理的输出信号被压缩并且可以防止削波。根据本发明，即使在输入信号根据种类而变大的情况下，因为输入信号被信号压缩，所以不会发生削波。另外，由于根据输入电平来区分倾斜，并且即使在输入信号很小的情况下也执行信号压缩，因此不会出现问题。并且相对地，因为它使得没有脉冲的部分的放大程度低于脉冲部分，所以可以获得几乎没有争议的心跳声。