



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2009년03월09일
(11) 등록번호 10-0888010
(24) 등록일자 2009년03월03일

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0011173

(22) 출원일자 2007년02월02일

심사청구일자 2007년02월02일

(65) 공개번호 10-2008-0072424

(43) 공개일자 2008년08월06일

(56) 선행기술조사문헌

KR100665567 B1

KR100669261 B1

US7272431 B2

US20080077015 A1

전체 청구항 수 : 총 4 항

(73) 특허권자

한국과학기술원

대전 유성구 구성동 373-1

(72) 발명자

홍성철

대전광역시 유성구 어은동 한빛아파트 119-503번지

엄준호

대전 유성구 구성동 한국과학기술원 나노캠퍼스 216

(74) 대리인

허진석

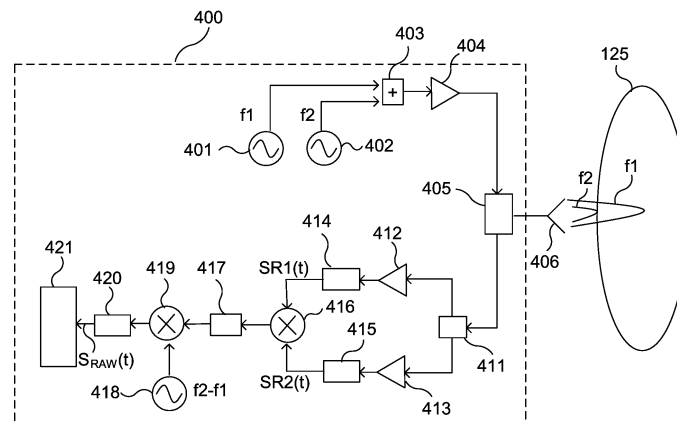
심사관 : 유창용

(54) 두 개의 주파수를 사용하는 원격 생체 신호 측정 레이더센서

(57) 요약

본 발명은 몸에 대한 투과도가 다른 서로 다른 두 개의 주파수를 사용하여 체내의 생체 정보를 얻는 원격 생체 신호 측정 레이더 센서에 관한 것으로서, 주파수 f_1 을 가지는 신호와 주파수 $f_2(f_2 > f_1)$ 을 가지는 신호를 생체에 동시에 입사시키는 송신단과, 상기 송신단에서 생체에 입사된 전파가 반사되어 오는 것을 입력받아 f_1 과 f_2 주파수로 분리 후 증폭하는 수신단과, 상기 수신단에서 분리되어 출력되는 f_1 과 f_2 의 주파수를 가지는 두 신호를 서로 곱하는 1차 주파수 혼합기와, 상기 1차 주파수 혼합기를 통해 서로 곱해진 신호 중 $f_2 - f_1$ 주파수를 가지는 신호만을 골라서 통과시키는 대역통과필터와, 상기 대역통과필터를 통과한 신호에 $f_2 - f_1$ 의 주파수를 가지는 정현파를 곱하는 2차 주파수 혼합기와, 상기 2차 주파수 혼합기를 통과한 신호를 필터링하는 저대역통과필터와, 상기 저대역통과필터를 거쳐서 필터링된 신호를 디지털 처리하는 디지털 신호처리부를 구비하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도4



특허청구의 범위

청구항 1

주파수 f_1 을 가지는 신호와 주파수 $f_2(f_2 > f_1)$ 을 가지는 신호를 생체에 동시에 입사시키는 송신단;

상기 송신단에서 생체에 입사된 전파가 반사되어 오는 것을 입력받아 f_1 과 f_2 주파수로 분리 후 증폭하는 수신단;

상기 수신단에서 분리되어 출력되는 f_1 과 f_2 의 주파수를 가지는 두 신호를 서로 곱하는 1차 주파수 혼합기;

상기 1차 주파수 혼합기를 통해 서로 곱해진 신호 중 $f_2 - f_1$ 주파수를 가지는 신호만을 골라서 통과시키는 대역 통과필터;

상기 대역통과필터를 통과한 신호에 $f_2 - f_1$ 의 주파수를 가지는 정현파를 곱하는 2차 주파수 혼합기;

상기 2차 주파수 혼합기를 통과한 신호를 필터링하는 저대역통과필터;

상기 저대역통과필터를 거쳐서 필터링된 신호를 디지털 처리하는 디지털 신호처리부; 를 구비하는 것을 특징으로 하는 원격 생체 신호 측정 레이더 센서.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 수신단은,

상기 송신단에서 생체에 입사된 전파가 반사되어 오는 것을 입력받아 전력분배기를 통하여 f_1 과 f_2 의 주파수를 가지는 신호로 분리한 후, 상기 f_1 주파수를 가지는 신호와 상기 f_2 주파수를 가지는 신호를 대역통과필터를 통하여 필터링 한 다음에, 증폭기를 통하여 각각 증폭함으로써 f_1 과 f_2 주파수로 분리하는 것을 특징으로 하는 원격 생체 신호 측정 레이더 센서.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 디지털 신호처리부는, 상기 저대역통과필터를 거쳐서 필터링된 신호를 디지털 신호화하여 심박수, 호흡수 또는 음성신호를 파악하는 것을 특징으로 하는 원격 생체 신호 측정 레이더 센서.

청구항 4

제1항의 원격 생체 신호 측정 레이더 센서를 사용하여 환자의 호흡과 맥박을 실시간으로 측정함으로써 환자의 생명 유지 상태를 감지하는 원격 환자상태 모니터링 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <17> 본 발명은 원격 생체 신호 측정 레이더 센서에 관한 것으로서, 특히 몸에 대한 투과도가 다른 서로 다른 두 개의 주파수를 사용하여 체내의 생체 정보를 얻는 원격 생체 신호 측정 레이더 센서에 관한 것이다.
- <18> 움직이는 물체에 음파, 전파, 광파와 같은 파(wave)를 입사시켰을 때 움직이는 물체에서 반사되는 파의 주파수와 위상은 물체의 움직임에 따라 변하게 되며, 이는 도플러 효과(doppler effect)로 알려져 있다.
- <19> 일정한 속도 v 로 움직이는 물체에 주파수가 f_0 인 파를 입사 시킨 경우, 물체에서 반사된 파는 주파수는 $f_0 + \frac{v}{c} f_0$ 로 변한다. 여기서 속도 v 의 방향은 물체가 실험자와 점점 가까워지는 방향이다. 따라서 도플러 효과를 이용하면 물체의 움직임 여부를 알 수 있으며, 호흡 혹은 심박에 의한 미세한 피부의 움직임이나, 혈류와 같은 체내장기의 움직임 역시 도플러 효과를 이용하여 측정할 수 있다.
- <20> 도 1은 도플러 효과를 이용하여 사람의 호흡이나 심박을 측정하는 종래의 원격 생체 신호 측정 레이더 센서

(100)를 설명하기 위한 도면이다. 도 1을 참조하면, 원격 생체 신호 측정 레이더 센서(100)는 발진기(102)에서 출력되는 일정한 주파수신호를 전력증폭기(109)로 증폭하여 송신안테나(103)를 통해 신체(125)에 입사시킨다. 신체(125)에 입사된 전파의 대부분은 피부(121)에서 반사되며, 일부는 피부 속까지 침투한 후 체내장기(122)에서 반사된다. 신체(125)에서 반사되어 나오는 신호는 수신안테나(104)를 통해 수신되어 증폭기(110)를 통해 증폭된 후 주파수 혼합기(105)에 의해 발진기(102)의 신호와 곱해진다. 주파수 혼합기(105)의 출력신호는 저대역 통과필터(106)와 디지털 신호처리부(107)를 통해 처리된다.

<21> 호흡이나 심장박동 등 체내장기(122)의 움직임(123)은 피부(121)까지 전달되며, 따라서 피부(121)의 미세한 움직임(124)을 도플러 편이가 일어난 수신신호의 주파수를 통하여 알아냄으로써 체내장기(122)의 움직임(123)에 대한 정보를 얻을 수 있게 된다. 즉 종래에는 피부(121)의 움직임(124)에 대한 정보를 통하여 호흡 및 심장박동 등 생체정보(108)를 얻었다.

<22> 시간에 따른 피부(121)와 안테나(103, 104)와의 거리를 $d(t)$ 라 하면, $d(t)$ 는 수학식 1로 쓸 수 있다.

수학식 1

$$d(t) = n(t)\lambda + small(t)$$

<23>

<24> 여기서, λ 는 전파의 파장이며 $n(t)$ 는 $d(t)$ 를 λ 의 길이로 나눌 수 있는 최대 정수(integer)이고, $small(t)$ 는 $d(t)$ 를 λ 의 길이로 나누었을 때의 나머지 길이로 λ 보다 작은 길이를 가진다.

<25> 안테나를 통해 송신된 전파와 수신된 전파를 각각 $S_T(t)$ 와 $S_R(t)$ 라 하면 $S_T(t)$ 와 $S_R(t)$ 는 수학식 2로 표현할 수 있다.

수학식 2

$$S_T(t) = A \cos(2\pi f t)$$

$$S_R(t) = A' \cos(2\pi f(t - \frac{2d(t)}{c})) = A' \cos(2\pi f(t - \frac{2(n(t)\lambda + small(t))}{c}))$$

<26>

<27> 수신된 전파 $S_R(t)$ 를 주파수 혼합기(105)와 저대역통과필터(106)를 통해 저주파로 주파수 하향시키면 수학식 3과 같은 도플러 신호 Doppler(t)를 얻게 된다.

수학식 3

$$Doppler(t) = LPF[S_R(t) \times \cos(2\pi f t)]$$

$$= A' \cos(\frac{4\pi f}{c}(n(t)\lambda + small(t)))$$

$$= A' \cos(\frac{4\pi}{c}n(t)\lambda) \cos(\frac{4\pi}{c}small(t)) - A' \sin(\frac{4\pi}{c}n(t)\lambda) \sin(\frac{4\pi}{c}small(t))$$

<28>

<29> 만약 사람의 움직임이 λ 보다 작다면, $n(t)$ 는 일정한 상수 값을 가지므로 수학식 3에 의해 doppler(t)는 $small(t)$ 의 정보만을 가지고 있게 된다. 하지만 만약 사람의 움직임이 λ 보다 큰 경우, $n(t)$ 값은 임의의 값을 가지므로 doppler(t)를 통해 $small(t)$ 의 정보를 얻을 수 없게 된다.

<30> 작은 위치 변위인 $small(t)$ 에는 호흡 및 심박 등에 의한 피부(121)의 움직임(124)에 대한 정보가 담겨져 있다. 따라서 사람의 움직임이 λ 보다 작은 경우에 doppler(t)를 디지털 신호처리부(107)를 통해 처리하면 체내장기(122)의 움직임(123)에 대한 정보를 얻을 수 있다.

<31> 상술한 바와 같이 종래의 원격 생체정보 감지장치는, 신체(125)가 전파의 파장보다 크게 움직이는 상황에서는 체내장기(122)의 움직임(123)에 대한 정보를 얻지 못하고, 단지 신체(125)가 정지해 있거나 전파의 파장보다 작은 움직임을 가지는 상황에서만 체내장기(122)의 움직임(123)에 대한 생체정보(108)를 얻을 수 있었다.

<32>

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<33>

따라서 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는, 사람이 전파의 파장보다 크게 움직이는 상황에서도 체내 장기의 움직임에 대한 정보를 얻을 수 있는 원격 생체 신호 측정 레이더 센서를 제공하는 데 있다.

<34>

발명의 구성 및 작용

<35>

상기 기술적 과제를 달성하기 위한 본 발명에 따른 원격 생체 신호 측정 레이더 센서는, 주파수 f_1 을 가지는 신호와 주파수 $f_2(f_2 > f_1)$ 을 가지는 신호를 생체에 동시에 입사시키는 송신단과, 상기 송신단에서 생체에 입사된 전파가 반사되어 오는 것을 입력받아 f_1 과 f_2 주파수로 분리 후 증폭하는 수신단과, 상기 수신단에서 분리되어 출력되는 f_1 과 f_2 의 주파수를 가지는 두 신호를 서로 곱하는 1차 주파수 혼합기와, 상기 1차 주파수 혼합기를 통해 서로 곱해진 신호 중 $f_2 - f_1$ 주파수를 가지는 신호만을 골라서 통과시키는 대역통과필터와, 상기 대역통과필터를 통과한 신호에 $f_2 - f_1$ 의 주파수를 가지는 정현파를 곱하는 2차 주파수 혼합기와, 상기 2차 주파수 혼합기를 통과한 신호를 필터링하는 저대역통과필터와, 상기 저대역통과필터를 거쳐서 필터링된 신호를 디지털 처리하는 디지털 신호처리부를 구비하는 것을 특징으로 한다.

<36>

상기 수신단은, 상기 송신단에서 생체에 입사된 전파가 반사되어 오는 것을 입력받아 전력분배기를 통하여 f_1 과 f_2 의 주파수를 가지는 신호로 분리한 후, 상기 f_1 주파수를 가지는 신호와 상기 f_2 주파수를 가지는 신호를 대역통과필터를 통하여 필터링 한 다음에, 증폭기를 통하여 각각 증폭함으로써 f_1 과 f_2 주파수로 분리하는 것이 바람직하다.

<37>

상기 디지털 신호처리부는, 상기 저대역통과필터를 거쳐서 필터링된 신호를 디지털 신호화하여 심박수, 호흡수 또는 음성신호를 파악하는 것을 특징으로 한다.

<38>

본 발명에 따른 원격 생체 신호 측정 레이더 센서를 사용하여 환자의 호흡과 맥박을 실시간으로 측정함으로써 환자의 생명 유지 상태를 감지하는 원격 환자상태 모니터링 장치를 제공할 수 있다.

<39>

이하에서, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부한 도면들을 참조하여 상세히 설명한다. 아래의 실시예는 본 발명의 내용을 이해하기 위해 제시된 것일 뿐이며 당 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 기술적 사상 내에서 많은 변형이 가능할 것이다. 따라서 본 발명의 권리범위가 이러한 실시예에 한정되는 것으로 해석되지는 안 된다.

<40>

도 2는 주파수에 따른 피부, 근육, 심장, 혈액에 대한 전파의 투과도 그래프이다. 도 2를 참조하면, 주파수가 높을수록 전자파의 신체 장기에 대한 투과도가 작아짐을 알 수 있다. 즉 주파수가 낮을수록 전자파는 몸을 잘 투과하려는 성질을 가지고 있다.

<41>

도 3은 본 발명에 따른 원격 생체 신호 측정 레이더 센서를 설명하기 위한 신체모델을 나타낸 도면으로서, 피부(121)와 체내장기(122)를 원통으로 가정하고 그 단면을 나타낸 것이다. 도 3을 참조하면, 체내장기(122)가 수축과 팽창의 움직임을 가지게 될 때 피부(121)도 수축 및 팽창을 하게 되는데, 체내장기(122)의 반경을 R_1 이라고 하고, 피부(121)의 반경을 R_2 라고 하면, R_1 이 ΔR_1 만큼 증가할 때 피부(121)의 반경이 증가하는 양 ΔR_2 는 수학식 4로 나타낼 수 있다.

수학식 4

$$\Delta R_2 = \frac{2\pi R_1 \Delta R_1}{2\pi R_2} = \frac{R_1}{R_2} \Delta R_1$$

<42>

<43>

따라서 체내장기(122)의 변위 ΔR_1 과 피부(121)의 변위 ΔR_2 의 차이인 $\Delta R_1 - \Delta R_2$ 는 수학식 5로 나타낼 수 있다.

수학식 5

$$\triangle R1 - \triangle R2 = (1 - \frac{R1}{R2}) \triangle R1$$

<44>

<45> 여기서, $\triangle R1 - \triangle R2$ 의 값은 사람이 공간적인 이동을 하여도 변하지 않는 값이다. 또한 $\triangle R1 - \triangle R2$ 의 값은 $\triangle R1$, 즉 장기의 움직임에 비례하는 값이므로 체내장기(122)의 움직임에 대한 정보를 가지고 있다. 또한 장기에 의한 신체의 움직임은 장기쪽으로 갈수록 크다는 것을 알 수 있다($\triangle R1 > \triangle R2$).

<46> 본 발명은 주파수가 다른 두 개의 전파를 사람에게 입사시켜 $\triangle R1 - \triangle R2$ 의 시간적 변화를 획득하여 시간에 따른 체내장기(122)의 움직임에 대한 정보를 얻는 장치에 관한 것이다.

<47> 도 4는 본 발명에 따른 원격 생체 신호 측정 레이더 센서(400)를 설명하기 위한 도면이다.

<48> 도 4를 참조하면, 두 개의 정현파 발진기(401, 402)에서 각각 발진되는 $f1$ 주파수를 가지는 파와 $f2(f2 > f1)$ 주파수를 가지는 파는 전력결합기(403)에 의해 합쳐져서 전력증폭기(404) 및 듀플렉서(405)를 거쳐 송수신 안테나(406)를 통해서 신체(125)로 입사된다. 따라서 신체(125)에는 $f1$ 과 $f2$ 의 주파수를 가지는 두 개의 전파가 입사되며, 이 때 낮은 주파수 $f1$ 을 가지는 전파는 신체(125)에 깊숙이 침투된 후 반사되며, 높은 주파수 $f2$ 를 가지는 전파는 신체(125)에 비교적 적게 침투된 후 반사된다. 이는 신체 조직의 유전율이 주파수에 따라 다른 특성을 가지고 있기 때문이다.

<49> 신체(125)에서 반사된 전파는 송수신 안테나(406)를 통해 수신되어 전력 분배기(411)를 통해 두 개의 신호경로로 분리된다. 전력 분배기(411)에서 분리된 $f1$ 과 $f2$ 의 주파수를 가지는 신호는 저잡음 증폭기(412, 413)에서 각각 증폭되고, 대역통과필터(414, 415)를 거치면서 $f1$ 과 $f2$ 의 신호만 필터링된 후 증폭단(미도시)에 의해 증폭된다. 결국, 송수신 안테나(406)를 통해 수신된 신호는 주파수 $f1$ 을 가지는 신호와 주파수 $f2$ 를 가지는 신호로 분리된다.

<50> 이렇게 분리된 신호를 주파수 혼합기(416)를 통해 서로 곱해준다. 그러면 주파수 혼합기(416)를 통과한 신호는 $f1+f2$ 및 $f2-f1$ 의 주파수 성분을 가지게 된다. 대역통과필터(417)는 주파수 혼합기(416)를 통과한 신호 중 $f2-f1$ 의 주파수를 가지는 신호만 필터링한다. 대역통과필터(417)를 통과한 신호는 주파수 혼합기(419)에서 정현파 발진기(418)에서 발진되는 $f2-f1$ 의 주파수를 가지는 정현파와 곱해진다. 주파수혼합기(419)의 출력은 저대역통과필터(420)를 거쳐서 필터링되고 이는 다시 디지털 신호처리부(421)를 통해 디지털 신호화된다.

<51> 도 5는 도4의 동작원리를 설명하기 위한 도면으로서, $f1$ 과 $f2$ 의 주파수를 가지는 신호가 신체에 입사했을 때의 상황을 묘사한 것이다. 주파수가 $f1$ 인 신호는 주파수가 $f2$ 인 신호보다 신체에 보다 깊숙이 침투한 후 반사된다. 송신주파수 $f1$, $f2$ 에 대한 시간에 따른 송수신 안테나(406)와 신체(125) 침투깊이까지의 거리 $d1(t)$ 와 $d2(t)$ 는 아래의 수학식 6과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 6

$$d1(t) = n_1(t)\lambda_1 + small_1(t)$$

$$d2(t) = n_2(t)\lambda_2 + small_2(t)$$

<52>

<53> 여기서, $n_1(t)$ 및 $n_2(t)$ 는 송수신 안테나(406)와 침투깊이까지의 거리를 λ_1 및 λ_2 의 길이로 나눌 수 있는 최대 정수이고, $small_1(t)$ 및 $small_2(t)$ 는 λ_1 및 λ_2 의 길이로 떨어지지 않는 길이를 나타내며, $d1(t)$ 와 $d2(t)$ 는 $depth(t)$ 만큼의 길이차이를 가지게 된다.

<54> 파장이 긴 $f1$ 의 주파수를 가지는 신호는 피부(121) 깊숙이 투과한 후 반사되며 파장이 짧은 $f2$ 의 주파수를 가지는 신호는 피부(121) 표면 근처에서 반사가 많이 일어나게 된다. 또한 체내장기(122)의 수축 및 팽창에 의해 도 3에서 설명한 바와 같이 생체 내에 움직임이 발생한다.

<55> 신체에 $f1$ 의 주파수를 가지는 정현파 $S1T(t)$ 와 $f2$ 의 주파수를 가지는 정현파 $S2T(t)$ 를 입사시키는 경우에 신체에서 반사되는 신호를 각각 $SR1(t)$, $SR2(t)$ 라 하였을 때, 송수신 안테나(406)에서 송신되는 주파수 f 인 전파를

$St(t)=ACos(2\pi ft)$ 라 하면, $S_{R1}(t)$, $S_{R2}(t)$ 는 아래의 수학적 식 7로 나타낼 수 있다.

수학적 식 7

$$\begin{aligned} S1T(t) &= A_{1T} \cos(2\pi f_1 t) \\ S2T(t) &= A_{2T} \cos(2\pi f_1 t) \\ SR1(t) &= A_{1R} \cos\left(2\pi f_1 t - \frac{4\pi[n_1(t) + small_1(t)]}{c}\right) \\ &= A_{1R} \cos\left(2\pi f_1 t - \frac{4\pi[n_2(t) + small_2(t) + depth(t)]}{c}\right) \\ SR2(t) &= A_{2R} \cos\left(2\pi f_2 t - \frac{4\pi[n_2(t) + small_2(t)]}{c}\right) \end{aligned}$$

<56>

<57> 여기서, A_{1R} 및 A_{2R} 은 각각 신체에서 반사된 전파의 진폭을 나타낸다. 수신된 신호 $SR1(t)$ 와 $SR2(t)$ 를 도 4에서 나타낸 바와 같이 주파수 혼합기(416)를 통해 서로 곱하여 준 후, f_2-f_1 의 주파수만을 통과시키는 대역통과필터(417)를 통과시킨 후의 신호는 아래의 수학적 식 8과 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 8

$$BPF[SR1(t) \times SR2(t)] = A_{R1} A_{R2} \cos\left(2\pi(f_2 - f_1)t + \frac{4\pi depth(t)}{c}\right)$$

<58>

<59> 대역통과필터(417)를 통과한 수학적 식 8과 같이 주어지는 신호를 주파수 혼합기(419)를 통하여 f_2-f_1 의 주파수를 가지는 정현파와 곱한 후 저대역통과필터(420)를 통과시키면 $S_{RAW}(t)$ 를 얻을 수 있다. $S_{RAW}(t)$ 는 아래의 수학적 식 9와 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 9

$$\begin{aligned} S_{RAW}(t) &= LPF[BPF[SR1(t) \times SR2(t)] \times \cos(2\pi(f_2 - f_1)t)] \\ &= A_{RAW} \cos\left(\frac{4\pi depth(t)}{c}\right) \end{aligned}$$

<60>

<61> 수학적 식 9에서 A_{RAW} 는 주파수 혼합기(419)와 저대역통과필터(420)의 이득을 고려한 $S_{RAW}(t)$ 의 진폭 크기이다.

<62> 도 3에서 설명한 바와 같이 체내장기(122)의 수축 팽창에 의한 신체의 움직임은 체내장기(122) 쪽으로 갈수록 커지므로($\Delta R1 > \Delta R2$), 시간에 따른 체내장기(122)의 움직임은 $depth(t)$ 의 시간에 따른 변화와 비례하게 된다. 따라서 $depth(t)$ 에는 체내장기(122)의 움직임에 대한 정보가 들어있게 되며, 결국 $S_{RAW}(t)$ 의 주파수 성분을 디지털 신호처리를 이용하여 분석하면 생명체의 호흡 및 심박과 같은 신체장기의 움직임을 감지할 수 있다.

발명의 효과

<63> 상술한 바와 같이 본 발명에 의하면, 신체가 움직이는 경우에도 체내장기의 움직임에 대한 정보를 원격에서 얻을 수 있기 때문에, 사람의 몸에 센서를 부착할 수 없는 화상환자의 심장박동수 측정, 원격음성획득, 보안 시스템, 및 재난시 생존자의 존재확인 등에 매우 유용하다.

도면의 간단한 설명

<1> 도 1은 도플러 효과를 이용하여 사람의 호흡이나 심박을 측정하는 종래의 원격 생체 신호 측정 레이더 센서(100)를 설명하기 위한 도면;

<2> 도 2는 주파수에 따른 피부, 근육, 심장, 혈액에 대한 전파의 투과도 그래프;

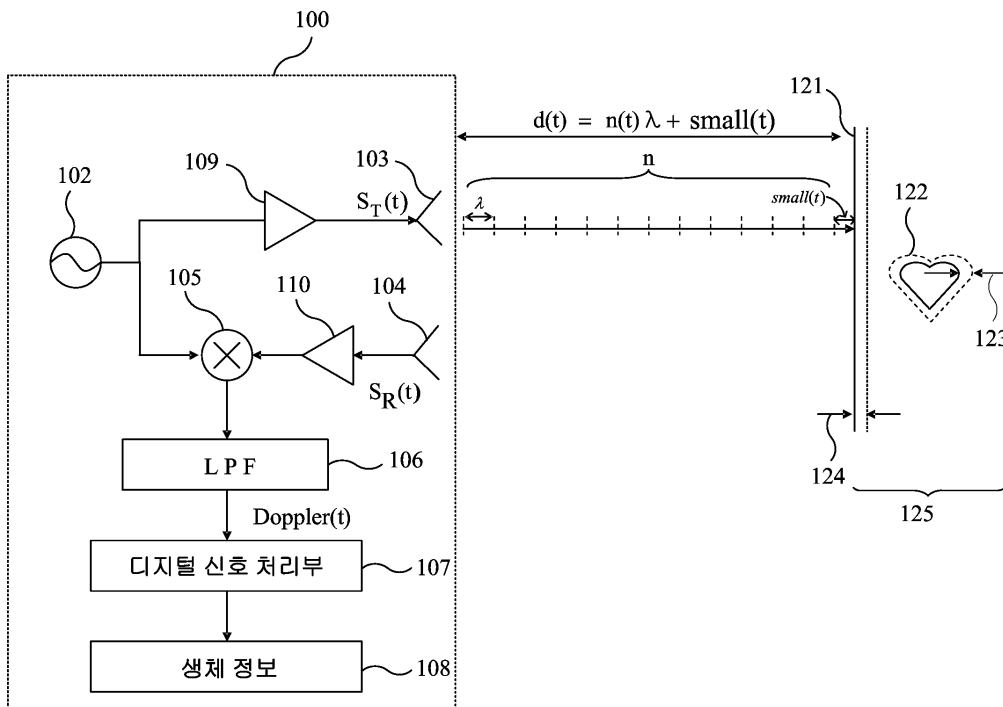
<3> 도 3은 본 발명에 따른 원격 생체 신호 측정 레이더 센서를 설명하기 위한 신체모델을 나타낸 도면;

<4> 도 4는 본 발명에 따른 원격 생체 신호 측정 레이더 센서(400)를 설명하기 위한 도면;

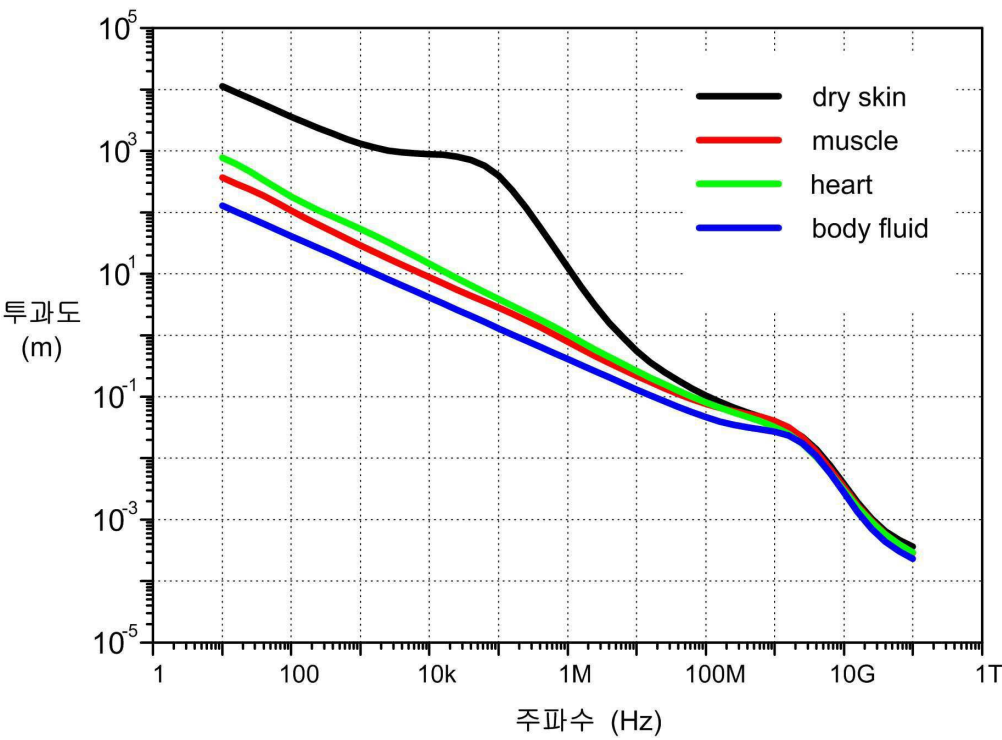
- <5> 도 5는 도4의 동작원리를 설명하기 위한 도면이다.
- <6> <도면의 주요부분에 대한 참조번호의 설명>
- <7> 100, 400: 원격 생체 신호 측정 레이더 센서
- <8> 102, 401, 402, 418: 발진기 103: 송신안테나
- <9> 104: 수신안테나 105, 416, 419: 주파수 혼합기
- <10> 106, 420: 저대역통과필터 107, 421: 디지털 신호처리부
- <11> 108: 생체정보 109, 404: 전력증폭기
- <12> 110: 증폭기 121: 피부
- <13> 122: 체내장기 125: 신체
- <14> 403: 전력결합기 405: 듀플렉서
- <15> 406: 송수신 안테나 411: 전력 분배기
- <16> 412, 413: 저잡음 증폭기 414, 415, 417: 대역통과필터

도면

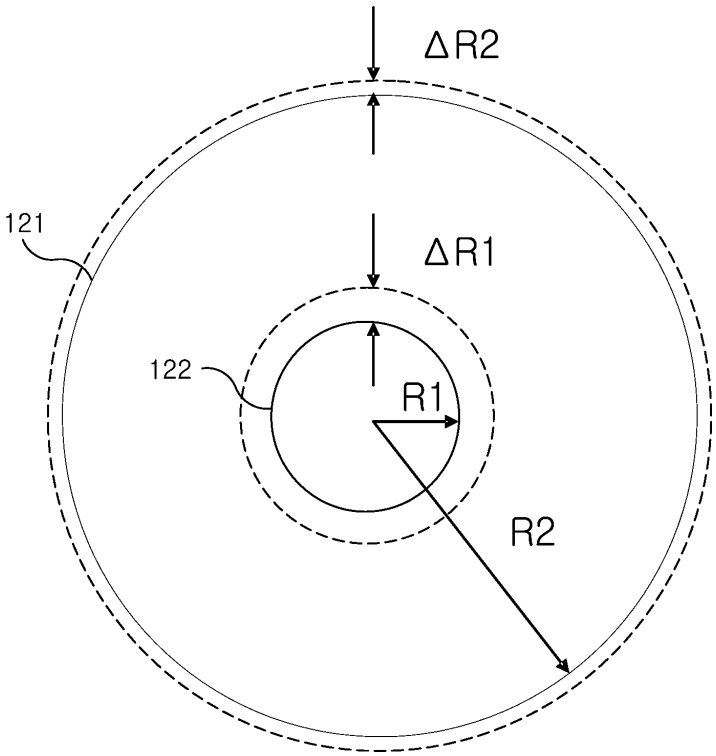
도면1



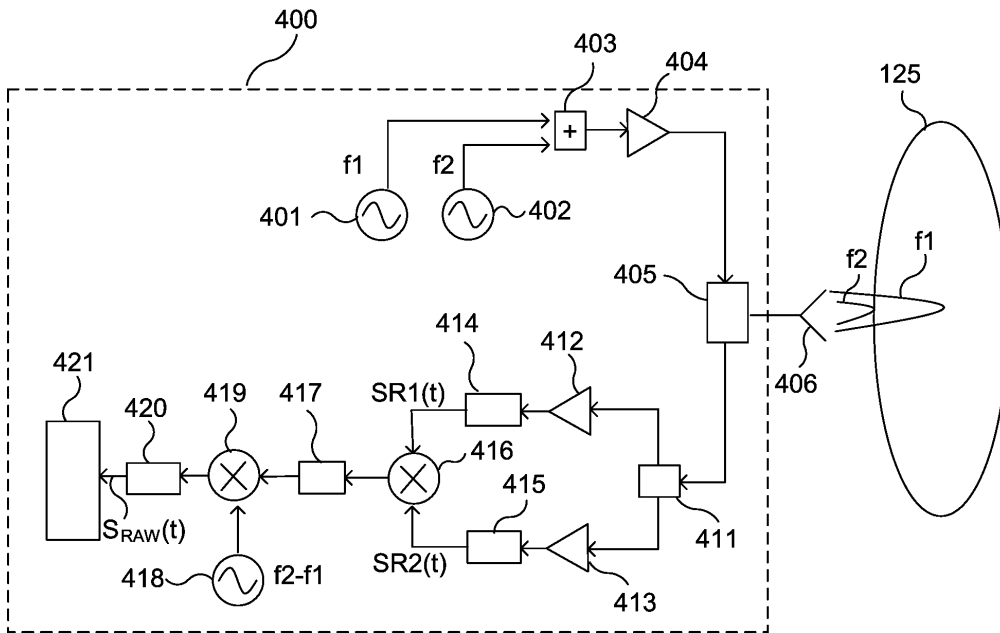
도면2



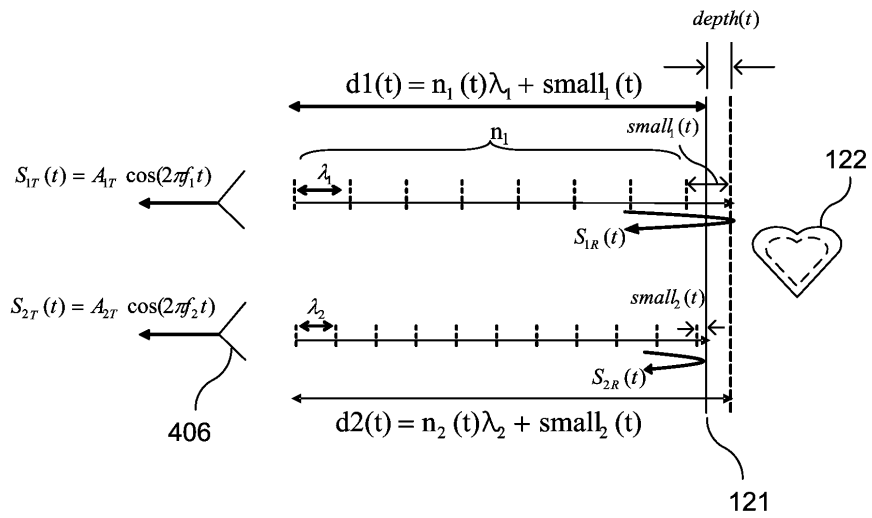
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	远程生物信号测量雷达传感器使用两个频率		
公开(公告)号	KR100888010B1	公开(公告)日	2009-03-09
申请号	KR1020070011173	申请日	2007-02-02
[标]申请(专利权)人(译)	韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	科学与韩国高等科技研究院		
当前申请(专利权)人(译)	科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	HONG SONGCHEOL 홍성철 OUM JOON HO 엄준호		
发明人	홍성철 엄준호		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	呵呵, JIN SEOK		
其他公开文献	KR1020080072424A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种远程测量生物信号雷达传感器，利用不同二者的频率获取体内生物信息，其中该条件的渗透率不同，包括发射端，同时产生信号。如果频率 f_1 和频率为 f_2 ($f_2 > f_1$) 的信号在有机体中发生，则 f_1 和接收端在分离后被放大到 f_2 频率，输入的电波是有机体一直在发射端被反射， f_1 与接收端分离并输出，数字处理是数字信号处理器和第二混频器，乘以频率为 $f_2 - f_1$ 的正弦波它通过的带通滤波器是规则的，信号通过带通滤波器的两个信号的频率为 f_2 ，只有信号具有第一混频器中的 $f_2 - f_1$ 频率乘以，信号乘以第一混频器和低通滤波器，滤波通过第二混频器的信号和低通滤波器后滤波的信号。雷达传感器，多普勒，混频器，带通滤波器，生物信号。

