



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년12월30일
(11) 등록번호 10-2060101
(24) 등록일자 2019년12월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01) G01S 13/02 (2006.01)
G01S 13/62 (2006.01)

(52) CPC특허분류
A61B 5/4806 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0096246

(22) 출원일자 2018년08월17일

심사청구일자 2018년08월17일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020170092259 A*

(뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 10 항

(73) 특허권자

주식회사 이에스피

울산광역시 중구 종가로 362-11, 7층 704-1(교동, 울산그린카기술센터)

(72) 발명자

김영민

경기도 하남시 덕풍북로 265, 용현빌딩 301호 (덕풍동)

(74) 대리인

윤의섭, 김수진

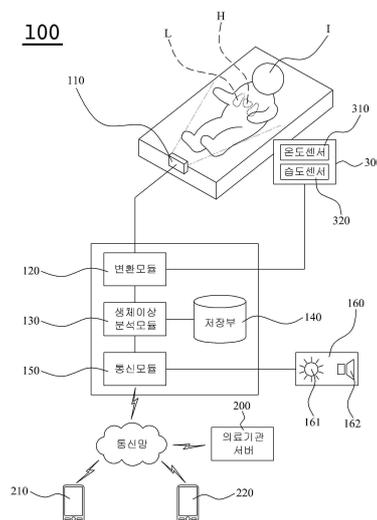
심사관 : 이봉수

(54) 발명의 명칭 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템의 유아 수면관리 방법

(57) 요약

초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템의 유아 수면관리 방법을 개시한다. 실시예에 따른 유아수면관리 방법은 (A) 레이더모듈(110)은 UWB 임펄스 신호를 유아의 심장(H) 및 폐(L)를 향하여 조사시켜 반사되는 무선신호를 수신하는 단계; (B) 변환모듈(120)은 수신된 유아에 대한 무선신호를 심박 신호 및 호흡 신호로 변환시키는 단계; (C) 분석모듈(130)은 변환된 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체 이상을 판단하는 단계; 및 (D) 경보모듈(160)은 생체이상 분석모듈(130)에 의해 심박 신호 또는 호흡 신호가 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡 값 범위를 벗어나는 생체 이상인 것으로 판단되는 경우, 생체 이상에 대한 정보를 통신모듈(150)을 통하여 전달받아 경보를 발생시키는 단계; 를 포함하여 구성된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/08 (2013.01)
G01S 13/0209 (2013.01)
G01S 13/62 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020080047699 A*
KR1020180049761 A
KR1020180078592 A
KR101836761 B1
KR1020180006084 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 20151520101090

부처명 산업통상자원부

연구관리전문기관 한국에너지기술평가원

연구사업명 원자력핵심기술/단기핵심/원전선진화기술개발사업

연구과제명 드론 이미지 분석기법에 의한 외부 점검기술과 전자파기반의 내부결함 NDT 장비를 활용한
원전 격납건물 건전성평가

기여율 1/1

주관기관 (주)유디코

연구기간 2015.09.01 ~ 2018.08.31

명세서

청구범위

청구항 1

초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템의 유아 수면관리 방법에 있어서,

(A) 레이더모듈(110)은 UWB 임펄스 신호를 유아의 심장(H) 및 폐(L)를 향하여 조사시켜 반사되는 무선신호를 수신하는 단계;

(B) 변환모듈(120)은 상기 수신된 유아에 대한 무선신호를 심박 신호 및 호흡 신호로 변환시키는 단계;

(C) 분석모듈(130)은 변환된 상기 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체 이상을 판단하는 단계; 및

(D) 경보모듈(160)은 상기 분석모듈(130)에 의해 상기 심박 신호 또는 상기 호흡 신호가 상기 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위를 벗어나는 생체 이상인 것으로 판단되는 경우, 상기 생체 이상에 대한 정보를 통신모듈(150)을 통하여 전달받아 경보를 발생시키는 단계; 를 포함하고

상기 (B) 변환모듈(120)은 상기 수신된 유아에 대한 무선신호를 심박 신호 및 호흡 신호로 변환시키는 단계; 는

(B-1) 상기 레이더모듈에서 초광대역(UWB) 주파수 신호, 초광대역(UWB) 임펄스레이더 및 임펄스 신호를 포함하는 수면감지신호를 유아의 심장 및 폐로 SAR(Synthetic Aperture Radar)스캐닝하여 송출하면, 상기 유아로부터로부터 반사된 전자파 신호를 수집하는 단계;

(B-2) 상기 반사된 전자파 신호를 시간영역에서 오버샘플링 하는 단계;

(B-3) 샘플링된 전자파신호($B_s(X, k)$)로 제로시간을 추정하는 단계;

(B-4) 제로시간 추정 이후, 크로스토크(crosstalk)를 제거하는 단계; 및

(B-5) 크로스토크가 제거된 수신신호($B_s \tau_c(X, k)$)를 디컨벌루션 하는 단계; 를 포함하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 2

삭제

청구항 3

제 1항에 있어서, 상기 (B-2) 상기 반사된 전자파 신호를 시간영역에서 오버샘플링 하는 단계; 는

3차 스플라인 보간법(Cubic Spline Interpolation)을 사용하여

수학식 1

$$B_s(X, k) = S_{pline}(B(X, n), K0); k = nK0 - K0 + 1$$

(B_s : 샘플링된 수신신호, S_{pline} : 3차 스플라인함수, k : 오버샘플링된 이산시간) 을 통해, 유아에 의해 반사된 전자파 신호를 시간영역에서 오버샘플링 하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 4

제 1항에 있어서, 상기 (B-3) 샘플링된 전자파신호($B_s(X, k)$)로 제로시간을 추정하는 단계; 는

전자파신호 중 크로스토크 신호가 시작되는 시간인 제로시간($\tau(k)$)을 추출하고,

수학식 2

$$Bs_{\tau}(X; k) = Bs(X; k - \tau(k))$$

Bs_{τ} : 샘플링된 수신신호를 제로시간만큼 이동시킨 신호

$\tau(k)$: 시간상수

를 통해 제로시간을 추정하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 5

제 1항에 있어서, 상기 (B-4) 제로시간 추정 이후, 크로스토크(crosstalk)를 제거하는 단계; 는 제로시간만큼 이동된 전자파신호에서 크로스 토크 신호($C_A(k)$)를 제거하는

$$\text{수학식 4: } Bs_{\tau c}(X, k) = Bs_{\tau}(X, k) - C_A(k - \tau(k))$$

($Bs_{\tau c}(X, k)$: 샘플링된 수신신호를 제로시간 추정 및 크로스토크를 제거한 후의 수신신호) 를 통해 크로스 토크를 제거하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 6

제 1항에 있어서, 상기 (B-5) 크로스토크가 제거된 수신신호($Bs_{\tau c}(X, k)$)를 디컨벌루션 하는 단계; 는

수학식 5

$$BP(X, k) = Bstc(X, k) * h_s^{-1}(k)$$

를 이용하고,

$h_s(k)$ 는 유아수면감지시스템의 이동함수(transfer function)인 것을 특징으로 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 7

제 1항에 있어서, 상기 (B-5) 크로스토크가 제거된 수신신호($Bs_{\tau c}(X, k)$)를 디컨벌루션 하는 단계; 는

최적화 알고리즘, 최소 자승 필터링(Least Squares Filtering)알고리즘, 위어 필터링 알고리즘(Wiewer Filtering), 매치드 필터링 알고리즘(Matched filtering), 최소 매치드 필터링 알고리즘(minmatched filtering), 다중에코 및 하울링 감소(Multiple Echoes & Howling Reducing)알고리즘 및 다중 신호 분류 알고리즘(Multiple Signal Classification)을 포함하는 디컨벌루션 알고리즘 중 어느 하나를 통해 상기 크로스토크가 제거된 수신신호($Bs_{\tau c}(X, k)$)를 역 필터링 하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 8

제 1항에 있어서, 상기 (C) 분석모듈(130)은 변환된 상기 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체 이상을 판단하는 단계; 는

상기 유아에 의해 반사된 전자파 신호의 파형 및 위상변화를 기 저장된 기준 신호의 파형 및 위상변화와 비교하여, 반사신호와 기준신호의 오차율을 파악하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 9

제 1항에 있어서, 상기 (C) 분석모듈(130)은 변환된 상기 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체 이상을 판단하는 단계; 는

반사된 신호의 최대피크값, 주기, 파형 및 일정시간간격에 대한 출력값을 포함하는 수면이상 판단정보를 설정하고, 상기 수면이상 판단정보에 대한 반사신호와 기준신호의 차이값을 산출하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 10

제 1항에 있어서, 상기 (B) 변환모듈(120)은 상기 수신된 유아에 대한 무선신호를 심박 신호 및 호흡 신호로 변환시키는 단계; 는

반사된 전자파 신호를 통해 유아의 심박수 및 호흡수를 파악하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

청구항 11

제 1항에 있어서, (C) 분석모듈(130)은 변환된 상기 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체 이상을 판단하는 단계; 는

상기 분석모듈에서 전달된 반사신호와 기준신호의 차이값이 일정 수준을 초과하고, 유아의 호흡패턴과 실시한 기준호흡패턴을 비교하여 두 패턴의 차이가 일정 수준 이상인 경우 수면이상 상태로 판단하고

상기 분석모듈에서 파악된 유아의 심박수 및 호흡수가 일정 수치 이하인 경우 위험상태로 판단하는 것을 특징으로 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 방법.

발명의 설명

기술분야

[0001] 유아 수면관리 시스템에 관한 것으로 구체적으로, 초광대역 레이더를 이용해 유아 수면상태를 파악하여 유아가 정상적인 수면상태인지 판단할 수 있도록 하는 유아 수면관리 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0003] 본 명세서에서 달리 표시되지 않는 한, 이 섹션에 설명되는 내용들은 이 출원의 청구항들에 대한 종래 기술이 아니며, 이 섹션에 포함된다 하여 종래 기술이라고 인정되는 것은 아니다.

[0004] 유아의 건강 관리는 모든 부모들에게 가장 중요한 사항 중의 하나이다. 유아가 활동 중인 경우 부모 또는 보육자가 유아와 함께 있으며 유아의 건강 상태를 직접 확인하는 것이 가능하나, 유아가 잠들어 있는 모든 시간에 부모나 보육자가 유아의 건강 관리 및 확인을 위하여 함께 있는 것은 현실적으로 불가능 하다. 이러한 문제는 특히 산후 조리원과 같이 많은 유아를 소수의 인원이 관찰하여야 하는 경우 더욱 심각해 진다. 이러한 유아의 수면 상태를 확인하여 관리할 수 있는 유아수면관리에 관하여, 기존에는 하기 특허문헌 1의 "유아 건강상태 모니터링 시스템(등록특허 10-0736767)에는, 피부 온도를 감지하기 위한 온도 센서와, 움직임 감지센서 등 아기의 건강 상태를 감지하기 위한 각종 센서들과, 아기의 상태를 나타내기 위한 디스플레이 스크린과, 컴퓨터와의 통신 수단으로 구성되는 유아 건강상태 모니터링 시스템 및 모니터링 장치가 개시되어 있다.

[0005] 그러나, 이러한 기존의 측정방법들은 모두 소리 등을 통하여 간접적으로 호흡을 측정할 수 있기 때문에, 아직 신체 발달이 미약한 유아에게 측정 장치를 부착하여 사용하여야만 하는 문제점이 있다.

[0006] 특히, 유아의 건강 상태를 측정하기 위한 요소 중 가장 직접적이고도 중요한 요인인 심박 측정을 위해서 종래 제공되는 심박측정 방법은 대부분 유아와의 '접촉'을 전제로 하는 측정방법에 불과한 것으로, 상대적으로 미약

한 심박신호가 의복 착용이나 유아의 체격, 앉은 자세 등 다양한 환경변수의 영향으로 잡음에 쉽게 노출될 수 있는 문제가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0008] (특허문헌 0001) 1. 한국 특허 등록 제10-0736767호
- (특허문헌 0002) 2. 한국 특허 등록 제10-1003837호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 실시예에 따른 유아수면 관리방법은 UWB 측위 및 임펄스레이더 기술을 통해 유아수면상태 판단신호를 생성하여 유아에게 송출하고, 유아로부터 반사된 신호를 분석하여 유아 수면상태가 정상인지 판단할 수 있도록 한다. 이때, 반사된 전자파신호를 전처리 및 보정하여 심박, 폐 등과 같은 유아의 내부 장기의 움직임, 반응속도 등 유아 생체신호를 파악하고, 이를 통해 유아가 안전하게 수면상태를 유지하고 있는지 정확하게 감지 할 수 있도록 한다.

과제의 해결 수단

[0011] 실시예에 따른 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템의 유아 수면관리 방법은, (A) 레이더모듈(110)은 UWB 임펄스 신호를 유아의 심장(H) 및 폐(L)를 향하여 조사시켜 반사되는 무선신호를 수신하는 단계; (B) 변환 모듈(120)은 수신된 유아에 대한 무선신호를 심박 신호 및 호흡 신호로 변환시키는 단계; (C) 분석모듈(130)은 변환된 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체 이상을 판단하는 단계; 및 (D) 경보모듈(160)은 생체이상 분석모듈(130)에 의해 심박 신호 또는 호흡 신호가 상기 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡 값 범위를 벗어나는 생체 이상인 것으로 판단되는 경우, 생체 이상에 대한 정보를 통신모듈(150)을 통하여 전달받아 경보를 발생시키는 단계; 를 포함한다.

발명의 효과

[0013] 초광대역 임펄스 신호를 이용하는 초광대역 레이더의 투과성 및 반사성을 이용하여 유아의 의복 착용 상태나 체격, 유아의 수면 장소의 온도/습도 등 외부의 상태 등에 의한 영향을 받지 않고 비접촉식으로 정확하게 유아의 심박 및 호흡을 측정할 수 있도록 한다. 또한, 수면 중인 유아의 호흡 및 심박이 정상 범위를 벗어나는 경우 이를 부모 또는 보육자에게 경고하거나 외부의 의료기관에 전송하여 이에 대응하여 신속하게 적절한 조치를 취할 수 있도록 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0015] 도 1은 실시예에 따른 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템을 나타낸 도면
- 도 2a는 실시예에 따른 유아 수면상태 감지를 위해 유아에게 송출한 유아수면 감지 신호와 반사된 전자파 신호를 설명하기 위한 도면
- 도 2b 및 도 2c는 실시예에 따른 초광대역 레이더 신호를 송수신하는 유아수면 감지 장치 및 초광대역 신호에 대해 설명하기 위한 도면
- 도 3은 실시예에 따른 유아에게 송출된 수면감지신호 및 반사된 전자파 신호를 설명하기 위한 도면
- 도 4는 실시예에 따른 유아 수면감지 시스템의 수면상태 판단 데이터 처리흐름을 나타낸 도면
- 도 5는 실시예에 따른 유아로부터 반사된 전자파 분석과정에 포함될 수 있는 수면중인 유아로부터 반사된 전자파 신호를 전처리 및 보정하는 과정을 나타낸 도면
- 도 6 실시예에 따른 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템의 초광대역 레이더 모듈의 흉강 내 펄스-에코 딜레이 시간을 나타내는 그래프

도 7 실시예에 따른 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템의 초광대역 레이더 모듈의 흉강 조직에서 전송 안테나로부터 수신 안테나까지 순회한 펄스-에코 세기의 감소 예측 UWB 레이더 모델을 나타내는 그래프

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0016] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 도면부호는 동일 구성 요소를 지칭한다. 본 발명의 실시예들을 설명함에 있어서 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고 후술되는 용어들은 본 발명의 실시예에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0017] 도 1은 실시예에 따른 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템을 나타낸 도면이다.
- [0018] 도 1을 참조하면, 유아수면관리 시스템은 유아수면감지장치(100), 의료기관 서버(200) 및 보호자 단말(210, 220)을 포함하여 구성될 수 있고, 유아수면감지장치(100)은 변환모듈(120), 분석모듈(130), 통신모듈(150) 및 저장부를 포함하여 구성될 수 있고, 온도센서(310), 습도센서(320)와 통신할 수 있다.
- [0019] 실시예에서는 레이더 모듈(110)은 UWB 임펄스 신호를 유아의 심장(H) 및 폐(L)를 향하여 조사시켜 반사되는 무선신호를 수신한다. 변환모듈(120)은 수신된 유아에 대한 무선신호를 심박 신호 및 호흡 신호로 변환시키고, 분석모듈(130)은 변환된 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체이상을 판단한다. 통신모듈(150)은 생체이상 분석모듈(130)에 의해 심박 신호 또는 상기 호흡 신호가 상기 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위를 벗어나는 생체 이상인 것으로 판단되는 경우, 생체 이상에 대한 정보를 통신 모듈(150)을 통하여 전달받아 경보를 발생시킨다.
- [0020] 도 2a는 실시예에 따른 유아 수면상태 감지를 위해 유아에게 송출한 유아수면 감지 신호와 반사된 전자파 신호를 설명하기 위한 도면이다.
- [0021] 도 2a를 참조하면, 실시예에 따른 유아수면 감지장치(100)는 초 광대역 무선탐지장치로서(UWB Radio Detecting And Ranging, UWB RADAR), (200) 마이크로파 (극초단파, 10cm-100cm 파장) 정도의 전자기파를 물체에 발사시켜 그 물체에서 반사되는 전자기파를 수신하여 물체와의 거리, 방향, 고도 및 물체의 공간구조 등을 알아내는 무선 감시장치이다. 초 광대역 무선탐지장치(200)는 짧은 펄스(short pulse)를 생성하고 이를 전송안테나(송출부)(Tx)를 통해 탐지객체인 유아(300)에게로 전송한다. 전송된 펄스 신호가 유아(300)에 도달하면 전자기 에너지의 일부는 탐지 객체(300)로부터 반사되어 수신 안테나(수신부)(RX)로 수신된다. 실시예에서는 잠들어 있는 유아로부터 반사된 반사파를 수집하여 유아의 폐, 심장 등의 장기 공간구조와 움직임, 운동량을 파악하고, 이를 통해 유아의 호흡수 및 심박수 등 생체정보를 감지하여 유아의 수면상태를 판단할 수 있다.
- [0022] 도 2b 및 도 2c는 실시예에 따른 초광대역 레이더 신호를 송수신하는 유아수면 감지 장치 및 초광대역 신호에 대해 설명하기 위한 도면이다.
- [0023] 도 2b 및 도 2c를 참조하면, 실시예에 따른 유아수면감지장치는 측정하고자 하는 대상에 초광대역 임펄스 신호를 조사한 후, 대상의 각 구성요소의 재질 등 특성에 따른 투과율 및 반사율의 차이에 따라 다르게 반사된 신호를 측정하는 레이더의 일종이다. 이 경우, 유아수면감지장치는, 유아가 수면을 취하는 유아용 침대, 수면 시 유아가 지참하는 인형 또는 유모차 중 어느 하나 이상에 설치되는 것이 바람직하다.
- [0024] 도 3은 실시예에 따른 유아에게 송출된 수면감지신호 및 반사된 전자파 신호를 설명하기 위한 도면이다.
- [0025] 도 3에 도시된 바와 같이, 실시예에서 유아로부터 반사된 반사파 신호는 송신부(Tx)인 레이더모듈과 수신부인 분석모듈 사이에서 발생하는 노이즈의 한 종류인 크로스톡(cross talk)과, 유아로부터 반사되는 제1 수신신호(a) 및 유아 내부 장기기관으로부터 반사되는 제2수신신호(b)을 포함하여 발생될 수 있다. 실시예에서는 제 2 수신신호를 통해 유아의 폐, 심장 등의 주요장기기관의 움직임과 운동량, 위치 등을 파악할 수 있다. 실시예에서는 제 2수신신호가 분석모듈에서 측정된 시점 및 제2 수신신호를 분석하여 파악한 폐와 심장의 운동량과 호흡수 등 유아의 생체정보를 기 설정된 생체정보와 비교하여 유아의 수면상태를 파악할 수 있다. 구체적으로 제2 수신신호를 통해 유아의 호흡량, 호흡주기, 심박동 수가 기준 데이터보다 일정수준 이상 차이 나는 경우, 수면

상태 이상으로 파악할 수 있다.

- [0026] 도 4는 실시예에 따른 유아 수면감지 시스템의 수면상태 판단 데이터 처리흐름을 나타낸 도면이다.
- [0027] S410 단계에서 레이더모듈(110)은 UWB 임펄스 신호를 포함하는 수면상태감지신호를 유아의 심장(H) 및 폐(L)를 향하여 조사시켜 반사되는 무선신호를 수신한다.
- [0028] S420 단계에서 변환모듈(120)은 수신된 유아에 대한 무선신호를 심박 신호 및 호흡 신호로 변환시킨다.
- [0029] S430 단계에서 분석모듈(130)은 변환된 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체 이상 및 수면이상을 판단한다. 실시예에서 분석모듈(130)은 유아에 의해 반사된 전자파 신호의 파형 및 위상변화를 기 저장된 기준 신호의 파형 및 위상변화와 비교하여, 반사신호와 기준신호의 오차율을 파악할 수 있다.
- [0030] S440 단계에서 경보모듈(160)은 상기 생체이상 분석모듈(130)에 의해 심박 신호 또는 상기 호흡 신호가 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡 값 범위를 벗어나는 생체 이상인 것으로 판단되는 경우, 생체 이상에 대한 정보를 통신모듈(150)을 통하여 전달받아 경보를 발생시킨다. 예컨대, 분석모듈에서 전달된 반사신호와 정상 호흡수 및 정상 심박동 수를 포함하는 기준신호의 차이값이 일정 수준을 초과하고, 유아의 호흡패턴과 실시간 기준호흡패턴을 비교하여 두 패턴의 차이가 일정 수준 이상인 경우 수면이상 상태로 판단할 수 있다. 또한 실시예에서는 분석모듈에서 파악된 유아의 심박수 및 호흡수가 일정 수치 이하인 경우 위험상태로 판단할 수 있다.
- [0031] 도 5는 실시예에 따른 유아로부터 반사된 전자파 분석과정에 포함될 수 있는 수면중인 유아로부터 반사된 전자파 신호를 전처리 및 보정하는 과정을 나타낸 도면이다.
- [0032] 도 5에 도시된 바와 같이, S100 단계에서는 수신된 전자파 신호는 크로스토크(cross talk)신호, 유아로부터 에 반사된 제1 수신신호(a) 및 유아의 내부 장기 구성요소로부터 반사된 제2수신신호(b)를 포함할 수 있다.
- [0033] 반사파 분석부(151)는 SAR 스캔 방법에 의해 측정된 수신신호를 시간영역에서 오버 샘플링(sampling)한다. 이때, 샘플링된 값들을 매끄럽게 연결하는 알고리즘인 3차원 스플라인 보간법(cubic spline interpolation)을 이용할 수 있다. 보간법은 해석학에서 샘플링된 두 값 사이의 평균을 추정하는 방법으로 선형보간법, 이중선형 보간법, 포물선 보간법, 다항식보간법, 스플라인 보간법 등이 있다. 실시예에서는 3차원 스플라인 보간법을 이용해 시간영역에서 오버샘플링 할 수 있다.
- [0034] 도 5의 그래프(a)에 도시된 바와 같이, 측정된 수신신호(a)는 S100 단계에서 3차원 큐빅 스플라인에 의해 오버 샘플링 된다. 실시예에서는 이산 시간 영역에서 오버 샘플링 인자 K_0 로 보간법을 수행하므로 수학적 식 1에 의해 보간된(샘플링된) $B_s(X; k)$ 를 추출하게 된다.
- [0035] 수학적 식 1
- [0036] $B_s(X, k) = S_{pline}(B(X, n), K_0); k = nK_0 - K_0 + 1$
- [0037] (S_{pline} : 3차 스플라인함수, k : 오버샘플링된 이산시간)
- [0038] S100에서 수행되는 보간법을 이용한 오버 샘플링과정은 데이터 해상도 상승에 영향을 미치지 않지만 샘플링 과정 이후 후가공을 통해 데이터 해상도를 상승시킬 수 있다.
- [0039] 샘플링 이후, 제로시간 추정부(253)는 S200 단계에서 수신신호 중 크로스토크 신호의 시작 시간을 이용하여 제로시간을 추정한다. 수학적 식 2는 샘플링된 수신신호에서 제로시간만큼 샘플링된 값들을 이동(shift) 시키는 수식이다.
- [0040] 수학적 식 2
- [0041] $B_{s\tau}(X; k) = B_s(X; k - \tau(k))$
- [0042] $\tau(k)$ 는 시간상수(또는 이에 상응하는 디지털 샘플)로서 송출부에서 송출된 신호가 될 수 있다. 샘플링된 수신신호인 $B_s(X; k)$ 는 도 4의 (b) 그래프에 도시된 바와 같이, 수신신호 데이터 세트의 시작 지점인 $\tau(k)$ 만큼 이동 되어야 한다.
- [0043] 실시예에서 $\tau(k)$ 를 찾을 수 있는 몇 가지 방법이 있다. $\tau(k)$ 를 산출하는 방법에는 주로 크로스토크 신호인 $C_A(K)$ 가 사용된다. 일반적으로 송수신부 및 송수신 안테나의 스펙이 알려져 있고, 크로스 토크 신호가 전달되는

매질이 공기이기 때문에, 송출부인 생성모듈(Tx)에서 송출된 신호를 수신부인 분석모듈(Rx)에서 수신하는데 필요한 시간은 수학적 식 3에 의해 추정될 수 있다.

[0044] 수학적 식 3

[0045] $t_{\text{TXRX}} = d_{\text{TXRX}} / c$ (c: 빛의 속도)

[0046] 여기서 $d_{\text{TX RX}}$ 는 송수신 안테나 또는 송신부와 수신부 사이의 거리이다.

[0047] 도 6의 (c) 그래프에 도시된 바와 같이 크로스토크 신호는 음의 피크와 양의 피크를 갖는다. 크로스 토크 응답에서 위치 추정을 위해 가장 신뢰할 수 있는 부분은 첫 번째 피크이다. 원칙적으로 $\tau(k)$ 는 크로스토크 대신 측정된 객체를 이용하여 결정할 수 있고, 이때, 객체의 알려진 공간위치에 해당하는 데이터 위치를 찾아야 한다.

[0048] 제로시간 추정 이후 반사파 분석부(151)는 S300 단계에서 크로스 토크 등 수신신호의 노이즈를 제거한다. 크로스토크 신호 $C_A(k)$ 가 제로시간 결정에 사용되고 나면, 수신신호 데이터에서 제거되어야 한다. 크로스토크는 송신 안테나와 수신안테나 사이를 직접 이동하는 신호의 일부이다. 크로스토크 신호는 송출된 탐지신호로부터 에서 첫번째로 수신하는 신호이고 종종 가장 큰 피크를 나타내기 때문에, 이를 제거하는 것이 매우 중요하다. 크로스토크는 자유 공간에서 레이더로 측정하거나 주변의 흡수체로 측정할 수 있고, 측정된 크로스토크 레퍼런스를 수학적 식 4를 이용하여 수신신호 데이터에서 뺀다.

[0049] 수학적 식 4

[0050] $Bs_{\tau c}(X; k) = Bs_{\tau}(X, k) - C_A(k - \tau(k))$

[0051] ($Bs_{\tau c}$: 수신신호 샘플링 후, 제로시간이 추정되고 크로스토크가 제거된 신호)

[0052] Bs_{τ} : 수신신호 샘플링 후, 제로시간이 추정된 신호

[0053] C_A : 크로스 토크 $\tau(k)$: 시간상수)

[0054] 실질적으로 크로스 토크 측정을 정확히 수행하기는 어렵지만, 도 7에 도시된 바와 같이, 자유공간 또는 무반사실에서 측정한 실험데이터를 이용할 수 있다. 실제예에서는 크로스토크를 측정하여 수신신호 데이터에서 규칙적으로 크로스토크를 제거한다. 크로스 토크 등 수신신호에서 노이즈가 제거되면 디컨볼루션부(257)에서 디컨볼루션(역 필터링)을 수행한다. 수신신호 데이터에서 안테나 및 전체 시스템 임펄스 영향을 제거하기 위한 디컨볼루션 과정은 가장 복잡하고 정교한 보정 과정이다.

[0055] 안테나의 긴 임펄스 응답은 전파 에너지에 반응하고 수신 안테나에 의해 수신되는 모든 탐지객체가 긴 영역에서도 데이터로 표시되도록 한다. 전체 감지 시스템 및 안테나가 수신 신호에 미치는 영향은 시스템 임펄스 응답 $h_s(k)$ 에 대한 전체 데이터를 S400 단계에서 디컨볼루션 하여 감소시킬 수 있다. 수학적 식 5는 샘플링 및 제로시간 추정 후 크로스토크가 제거된 수신신호 ($Bstc(X, k)$)의 디컨볼루션 수식을 나타낸다.

[0056] 수학적 식 5

[0057] $BP(X, k) = Bstc(X, k) * h_s^{-1}(k)$

[0058] ($h_s(k)$: 감지 시스템 임펄스, k: 파동 수, 이산시간 오버 샘플링 넘버)

[0059] 디컨볼루션(역 필터링) 과정은 시간이 많이 소요되는 과정으로 대부분 주파수 영역에서 이루어지며 수동으로 수행할 경우 많은 매개 변수를 조정해야 한다. 따라서 실제예에서는 중심주파수, 밴드 폭 등의 매개 변수를 수동으로 조정해야 하는 필요성을 줄이고 디컨볼루션 과정의 품질을 향상시키는 자동 최적화 프로세스를 수행할 수 있다.

[0060] 도 5의 그래프 (e)에는 S400 단계에서 디컨볼루션 과정을 수행한 이후의 데이터가 도시된다. S400 에서 디컨볼루션 과정을 수행하면 그래프 e에 도시된 바와 같이, 유아로부터 반사된 제 1 수신신호(a)와 유아 내부 장치에서 반사된 제 2 수신신호(b)가 각각, 하나의 피크에 집중된 형태로 나타나도록 하고, 이러한 데이터 전처리 이후 분석모듈에서 데이터 처리 효율을 향상시킬 수 있도록 한다.

[0061] 실시예에서는 반사된 전자파 신호를 디컨볼루션 방법에는 최적화 알고리즘, 최소 자승 필터링 (Least Squares Filtering) 알고리즘, 위어 필터링 (Wiener Filtering) 알고리즘, 매치드 필터링 (Matched filtering) 알고리즘, 최소 매치드 필터링 (minmatched filtering) 알고리즘, 다중에코 및 하울링 감소(Multiple Echoes & Howling Reducing) 알고리즘 및 다중신호분류(Multiple Signal Classification) 알고리즘을 이용하는 방법이 있다. 수신신호의 특성에 따라 기재된 알고리즘 중 적절한 필터를 선택하여 디컨볼루션을 수행하게 된다. 특히, 수신신호의 샘플 데이터 세트가 신호, 잡음 및 클러터 등으로 구성되어 있기 때문에 필터의 안정성 문제를 고려해야 한다. 상기한 알고리즘들은 디컨볼루션 과정의 솔루션을 제안하는 수학적 최적화 방법들로 이하, 실시예의 디컨볼루션 과정에서 이용하는 알고리즘을 설명한다.

[0062] 최적화 알고리즘

[0063] 신호 및 잡음의 통계적 성질을 이용하여 잡음에 파묻힌 신호를 되도록 정확하게 추출하기 위한 알고리즘이다.

[0064] 최소 자승 필터링(Least Squares Filtering) 알고리즘

[0065] 어떤 계의 해방정식을 근사적으로 구하는 방법으로, 수학적 6 등을 통해 근사적으로 구하려는 해와 실제 해의 오차의 제곱의 합이 최소가 되는 해를 산출한다.

[0066] 수학적 6

[0067]
$$\sum_{i=1}^n r_i^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - f(x_i, \beta))^2 \quad (\beta: \text{전파요소})$$

[0068] 최소 자승 필터링 알고리즘은 임의의 점들의 분포를 직선이나 곡선으로 근사하고, 임의의 데이터 모델의 파라미터를 구하는 한 방법으로서, 데이터와의 잔여(residual)제곱의 합을 최소화하도록 모델의 파라미터를 산출한다. 잔여 값은

[0069] 어떤 데이터가 추정된 모델로부터 얼마나 떨어진 값인가를 나타낸다.

[0070] 최소자승법의 계산 방법으로는 A. 대수적 방법, B. 분석적 방법 C. 비선형 최소 자승법 (non-linear least square) 등이 있다. 최소 자승법은 A. 포물선 근사, B. 영상 보정C. 원(circle) 및 타원(ellipse) 근사에 이용할 수 있지만, 정상적인 데이터 분포에서 동떨어진 데이터(Outlier)가 하나라도 존재하는 경우, 최소 자승법을 적용하기 어렵다.

[0071] 위어 필터링 알고리즘 (Wiener Filtering Algorithm)

[0072] 위어필터(Wiener Filter) 는 비용함수(Cost Function) 의 결과가 최소가 되도록 필터계수 w 의 값을 정의한다. 비용함수는 오류의 평균 제곱 값(MSE: Mean Squared Error)이다.

[0073] 수학적 7:
$$E[|e(n)|^2] = E[e(n)e^*(n)]; e(n) = d(n) - \hat{d}(n|U_n)$$

[0074] 매치드 필터링 알고리즘 (Matched Filtering Algorithm)

[0075] 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)를 최대로 하는 매치드 필터를 사용하여 잡음에 묻힌 형상을 이미 알고 있는 신호로 검출하는 알고리즘이다.

[0076] 수학적 8:
$$i = \sum_{n=0}^{i-1} f_n^i \times p_n, q = \sum_{n=0}^{i-1} f_n^q \times p_n$$

[0077] 무한 임펄스 응답 필터 (infinite impulse response filter) 통과시켜 고주파를 제거하고, 처리기 내에서 필터 길이, 중심 주파수, 밴드 폭 등의 파라메타를 변경하여 수치적으로 필터링을 수행할 수 있다. 매치드 필터에서는 무한 임펄스 신호를 50GHz로 샘플링 하여 여기서 샘플링 된 시계열 자료에 필터링 알고리즘을 적용하고, i 및 q의 비디오 시계열 자료를 산출한다. 이후 필터링 된 무한 임펄스 응답신호를 쿼드 디텍터(Quad Detector)를 통과시켜 i 및 q의 비디오를 획득할 수 있다.

[0078] 다중에코 및 하울링 감소(Multiple Echoes & Howling Reducing)알고리즘

[0079] 수학적 9

[0080]
$$F(k) = \frac{1}{1 + \alpha k^{en}}$$

[0081] 송출 신호가 물체에 반사 및 투과하는 과정에서 잔상이 생기는데, 대부분의 반사계수는 반사될 때 생기는 감쇠

로 인하여 1보다 작다. 따라서, 평균 필터링(Means Filtering), 복수 신호의 특성 알고리즘(Music Algorithm), 고해상도 스펙트럼 추정, 수신 신호의 공분산 추정, 스펙트럼 분해과정을 통해 잔상을 제거한다.

[0082] 다중 신호 분류 알고리즘(Multiple Signal Classification)

[0083] 무한 임펄스 응답 필터 (infinite impulse response filter) 통과시켜 고주파를 제거하고, 신호의 입사방향 즉, DoA(Direction of Arrival)를 추정하는 대표적인 알고리즘이다. 신호의 서브공간(subspace)과 잡음의 서브공간 (noise subspace)이 서로 직교한다는 성질을 이용 공간 스펙트럼 추출한다. 이때 공간스펙트럼에서의 피크 값을 신호의 입사방향으로 추정하고, 2개의 서브공간은 공분산 행렬(covariance matrix)의 고유분해(eigen decomposition)를 통해서 얻을 수 있다. 신호의 잡음 서브공간을 통해서 신호의 방향을 추정하고, 공분산 행렬의 고유분해를 통해서 신호의 잡음 부공간을 산출한다.

[0084] 도 6은 실시예에 따른 감지된 유아의 흉강에서의 UWB 펄스-에코 딜레이 시간을 나타내는 그래프이고, 도 7은 상기 유아의 흉강 조직에서 전송 안테나로부터 수신 안테나까지 순회한 펄스-에코 세기의 감소 예측 UWB 레이더 모델을 나타내는 그래프이다. 도 7에서 각 스텝들은 각 경계에서 에코(echo)의 원인이 된다. 그래프의 감소는 조직에서의 선형적인 감쇠를 설명한다. 도 7에서 반사계수의 허수부와 복합 반사는 무시된다.

[0085] 도 6을 참조하면, 피부(skin), 지방(fat), 근육(muscle), 연골(cartilage), 폐(lung), 심장(heart)으로 갈수록 UWB 임펄스의 진행 속도가 늦어지는 것을 알 수 있다. 도 7을 참조하면, 피부(skin), 지방(fat), 근육(muscle), 연골(cartilage), 폐(lung), 심장(heart)으로 갈수록 UWB 임펄스의 세기가 감소된다. 이와 같은 특성을 고려하여 상기 초광대역 레이더 모듈(110)에서 측정된 상기 유아로부터 반사되는 무선신호는 변환모듈(120)을 통하여 비교 가능한 생체변환정보로 변환된다. 즉, 유아로부터 반사되는 무선신호로부터 유아의 심박수, 심박주기, 호흡수 및 호흡주기 등을 포함하는 실시간 생체 변환 정보를 획득한다. 즉, 적절한 파장(예를 들어 파장 12.5cm 내외의 마이크로웨이브) 또는 적절한 주파수(예를 들어 3~10Ghz 내외의 마이크로웨이브)의 무선주파수를 1mW - 10mW 범위의 출력으로 주사하면, 수분을 많이 함유하는 상기 유아의 인체 조직의 특성상 무선주파수를 반사하게 되는 데, 이때 폐와 심장은 공기 또는 혈액이 출입하고 수축 및 팽창이 주기적으로 반복되므로, 도플러 효과에 의해 반사되는 반송 무선주파수에 위상의 변화가 있게 된다. 따라서, 변환모듈(120)은, 유아로부터 반사되어 온 변조된 무선주파수를 통하여 심박수, 심박주기, 호흡수 및 호흡주기 등을 포함하는 실시간 생체 변환 정보를 획득할 수 있다.

[0086] 한편, 생체이상 분석모듈(130)은 변환된 심박 신호 및 호흡 신호를 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위와 비교하여 생체이상을 판단하게 된다. 이 경우, 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위는 일반적인 유아의 경우를 상정하여 미리 설정되는 것이 가능한 것은 물론, 더욱 바람직하게는 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위 즉 기준값, 기준범위는 유아에 대하여 기 측정된 값으로 설정되며, 생체이상 분석모듈(130)에 더 연결되는 저장부(140)에 저장되는 것이 각각의 유아의 특성에 따라 최적화된 판단이 가능하다는 점에서 더욱 바람직하다. 경보 모듈(160)은 생체이상 분석모듈(130)에 의해 상기 심박 신호 또는 상기 호흡 신호가 상기 소정의 정상 심박값 범위 및 소정의 정상 호흡값 범위(기준값, 기준범위)를 벗어나는 생체 이상인 것으로 판단되는 경우, 상기 생체 이상에 대한 정보를 통신 모듈(150)을 통하여 전달받아 경보를 발생시키는 기능을 가진다.

[0087] 이 경우, 통신모듈(150)은, 생체이상 분석모듈(130)에 의해 판단된 생체 이상에 대한 정보를 도 1에 나타낸 것과 같이 통신망을 통해 외부 서버(200) 또는 외부 단말(210, 220)에 전송하는 것이 바람직하다. 즉, 단순히 유아의 보호자 또는 보육자 등의 관련자에게만 경보를 전달하는 것이 아니라, 이상 상황을 외부에도 전달하는 것이 바람직하다. 이러한 경우, 상기 외부 단말은 보호자 단말기(210) 또는 관련자(유아의 보육자, 가족, 친지, 동료 등) 단말기(220) 중 어느 하나 이상인 것이 바람직하며, 상기 외부 서버(200)는 혹시라도 생체 이상에 의하여 발생하거나 할 수 있는 사고 등에 따른 신속한 후송/치료 등의 조치를 위한 의료기관 서버인 것이 바람직하다.

[0088] 한편, 변환모듈(120)에는 도 1에 나타낸 것과 같이, 온도 센서(310) 또는 습도 센서(320) 중 어느 하나 이상을 포함하여 구성되는 센서부(300)가 더 연결되도록 구성되고, 생체이상 분석모듈(130)은 변환모듈(120)로부터 전달된 상기 온도 센서(310)의 측정 온도 값 또는 상기 습도 센서(320)의 측정 습도 값이 각각 소정의 온도 범위 또는 소정의 습도 범위를 벗어나는 온도 이상 또는 습도 이상의 경우, 통신모듈(150)을 통하여 상기 경보 모듈(160)에 경보를 발생시키도록 하는 것이 바람직하다.

[0089] 실시예에 따른 유아수면관리 시스템은 초광대역 임펄스 신호를 이용하는 초광대역 레이더의 투과성 및 반사성을 이용하여 유아의 의복 착용 상태나 체격, 유아의 수면 장소의 온도, 습도 등 외부의 상태 등에 의한 영향을 받

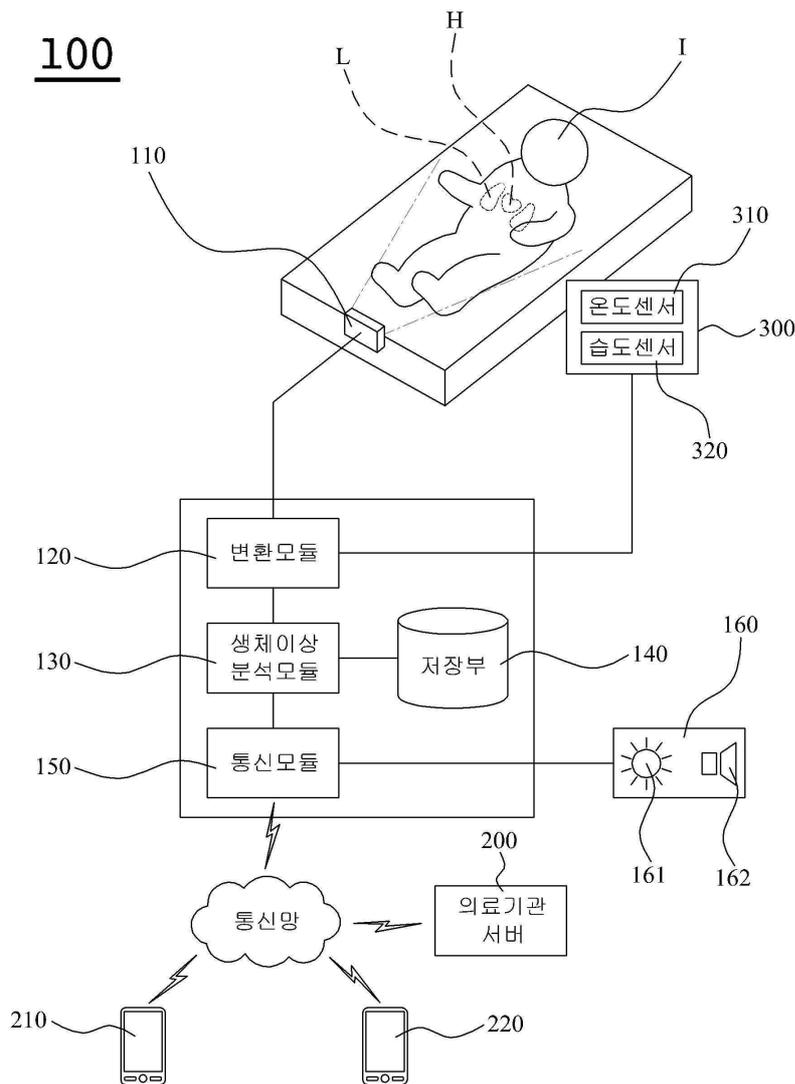
지 않고 비접촉식으로 정확하게 유아의 심박 및 호흡을 측정할 수 있도록 한다. 또한, 수면 중인 유아의 호흡 및 심박이 정상 범위를 벗어나는 경우 이를 부모 또는 보육자에게 경고하거나 외부의 의료기관에 전송하여 이에 대응하여 신속하게 적절한 조치를 취할 수 있도록 하는 초광대역 레이더를 이용한 유아수면관리 시스템을 제공하는 것을 그 과제로 한다.

[0090]

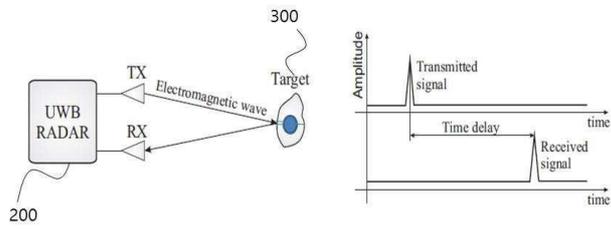
개시된 내용은 예시에 불과하며, 특허청구범위에서 청구하는 청구의 요지를 벗어나지 않고 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 다양하게 변경 실시될 수 있으므로, 개시된 내용의 보호범위는 상술한 특정의 실시예에 한정되지 않는다.

도면

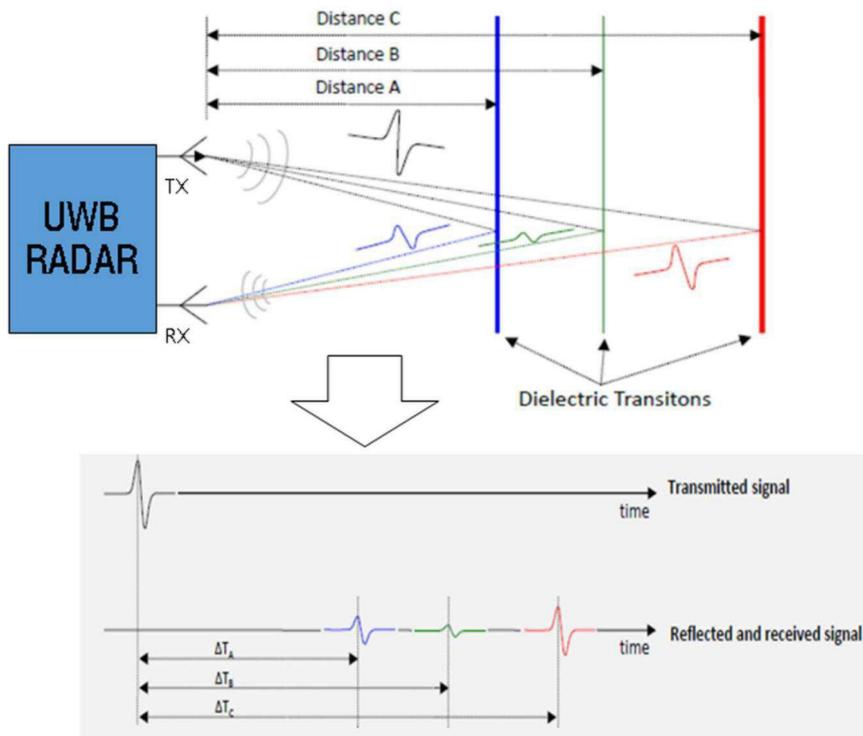
도면1



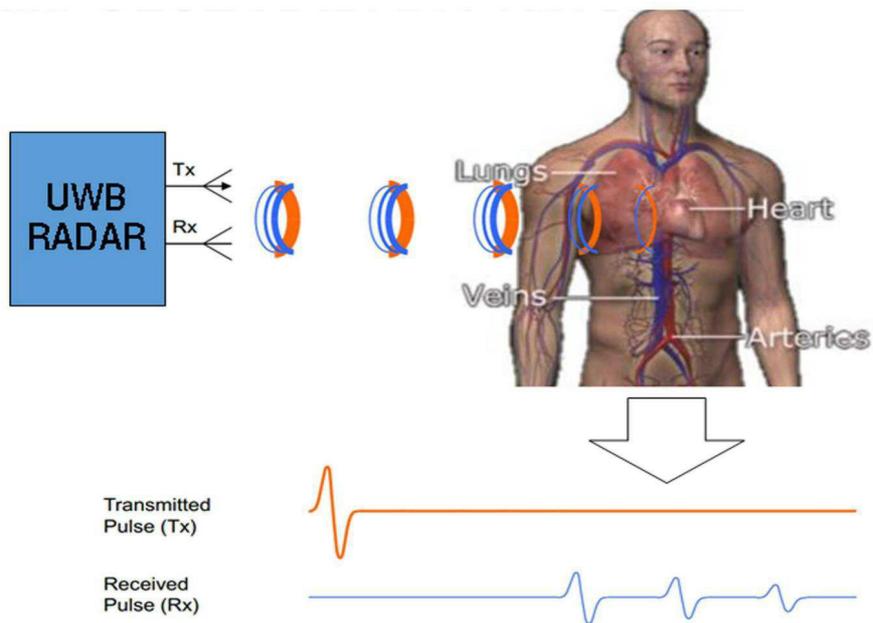
도면2a



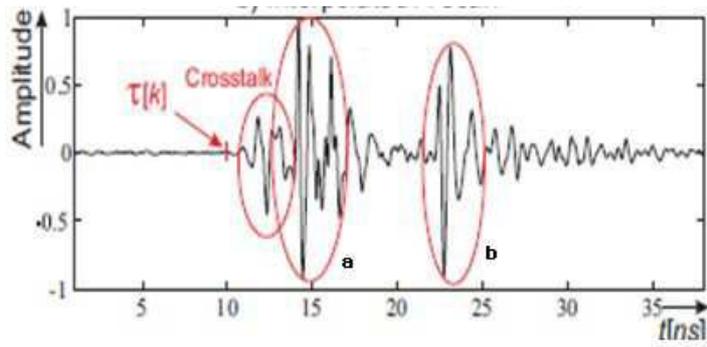
도면2b



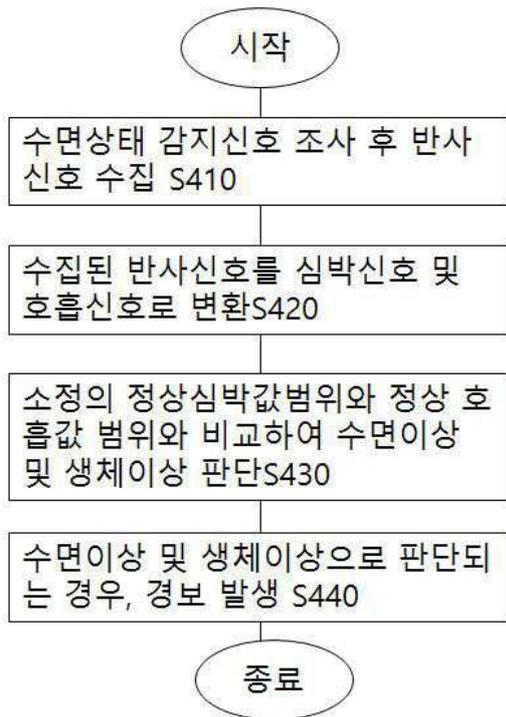
도면2c



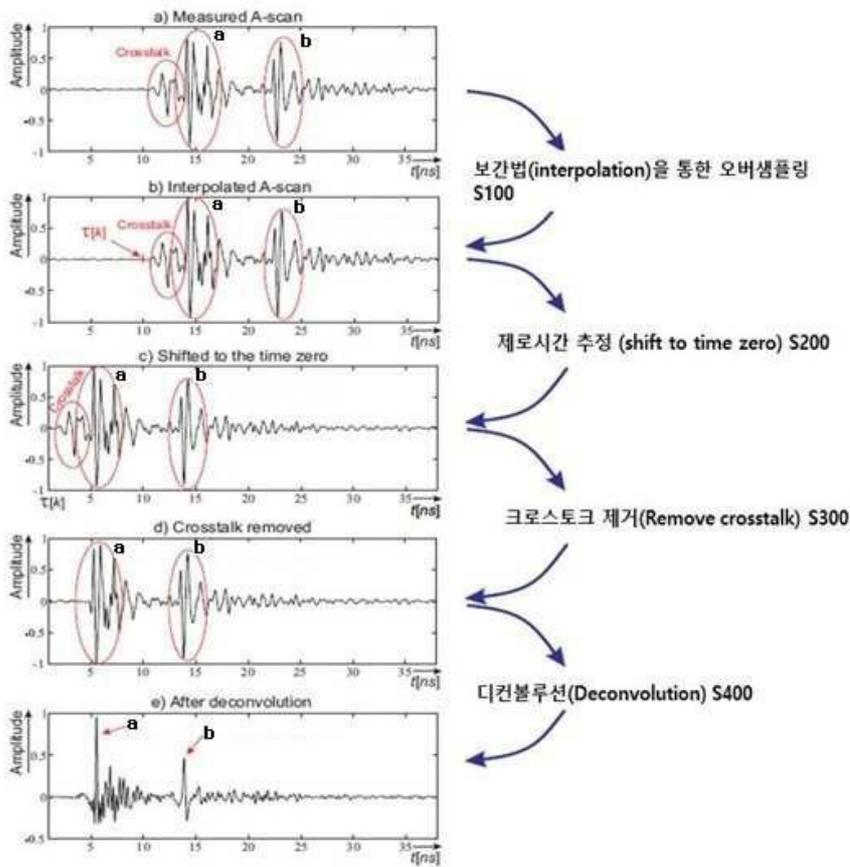
도면3



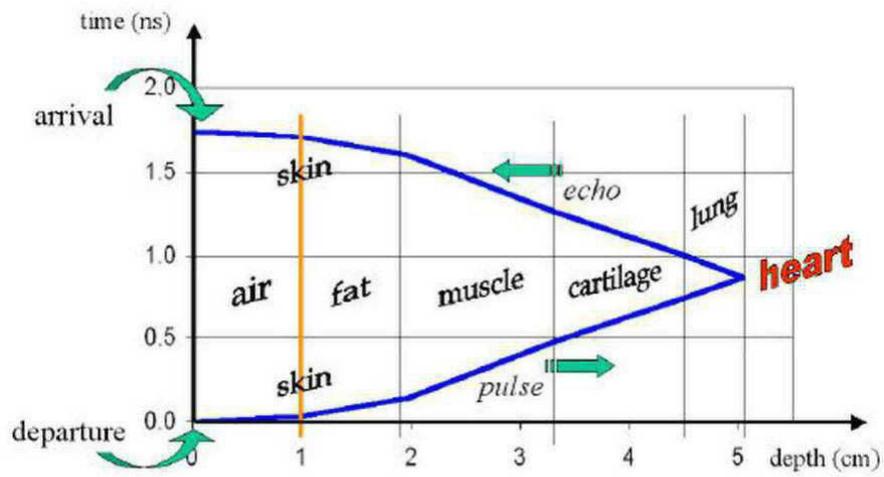
도면4



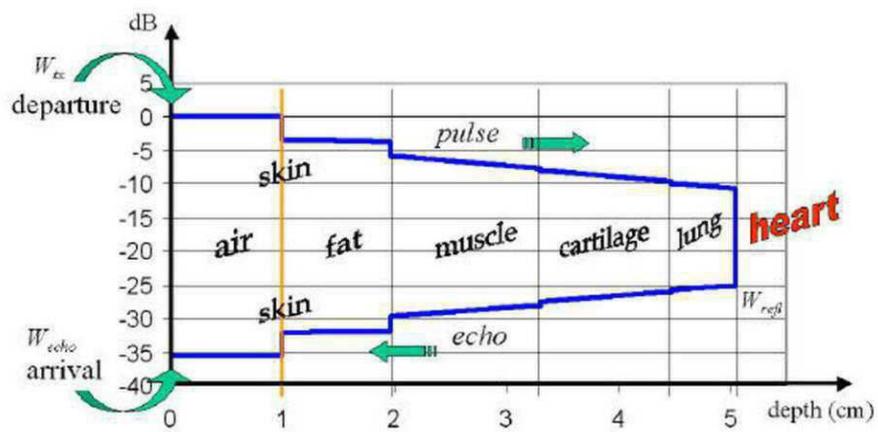
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	超宽带检测婴儿睡眠的系统和方法		
公开(公告)号	KR102060101B1	公开(公告)日	2019-12-30
申请号	KR1020180096246	申请日	2018-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社ESP		
申请(专利权)人(译)	此RY有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	此RY有限公司		
[标]发明人	김영민		
发明人	김영민		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/08 G01S13/02 G01S13/62		
CPC分类号	A61B5/4806 A61B5/024 A61B5/08 G01S13/0209 G01S13/62		
代理人(译)	Yunuseop Gimsujin		
审查员(译)	이봉수		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种使用超宽带雷达的婴儿睡眠管理系统的婴儿睡眠管理方法。根据本发明的一个实施例，婴儿睡眠管理方法包括：步骤(A)：允许雷达模块(110)向婴儿的心脏(H)和肺(L)照射UWB脉冲信号；以及接收反射的无线信号；步骤(B)，允许转换模块(120)将接收到的婴儿的无线信号转换为心率信号和呼吸信号；步骤(C)，允许分析模块(130)将转换后的心率信号和呼吸信号与预定的正常心率范围和预定的正常呼吸值范围进行比较，并确定生物学异常；步骤(D)，当心率信号或呼吸信号被确定为正常心脏以外的生物学异常时，允许警报模块(160)通过通信模块(150)接收有关生物学异常的信息以生成警报。生物学异常分析模块(130)的呼吸速率值范围和正常呼吸值范围。因此，本发明可以以非接触方法测量婴儿的心率和呼吸。

