(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0056197
(43) 공개일자 2018년05월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/053* (2006.01)
H04M 1/725 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/4818 (2013.01)
A61B 5/0536 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0154140
(22) 출원일자 2016년11월18일
심사청구일자 2016년11월18일

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
우응제
경기도 성남시 분당구 금곡로 39, 106동 104호(구미동, 화이트빌)
오동인
경기도 화성시 동탄청계로 303-14, 1124동 2304호(청계동, KCC스위첸아파트)
(74) 대리인
김연권

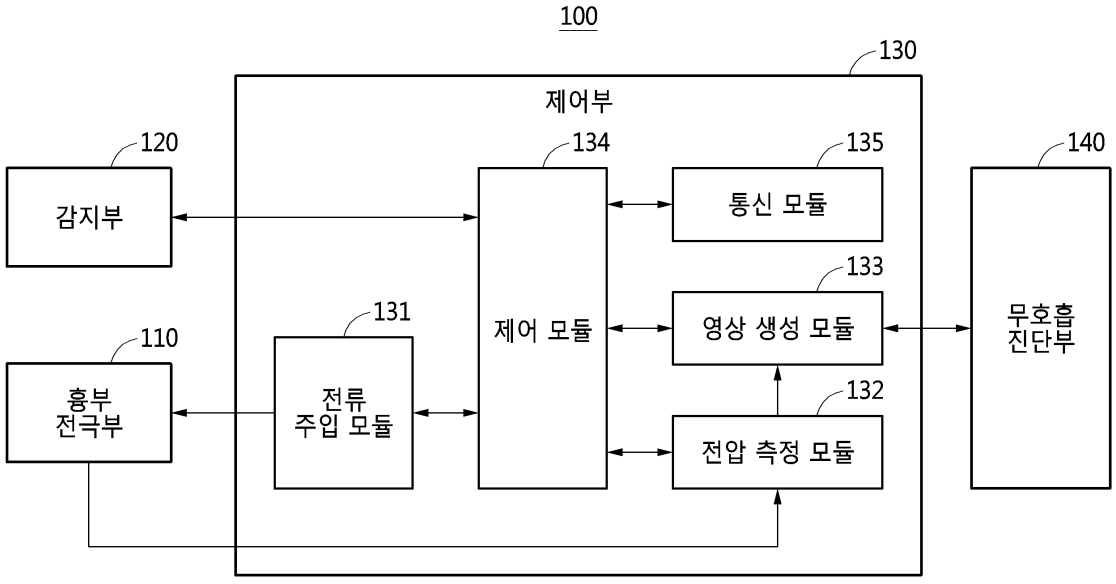
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 **신생아 무호흡 측정장치 및 그 동작 방법과, 신생아 무호흡 측정 시스템**

(57) 요 약

신생아의 흉부에서의 임피던스 데이터에 따른 영상 및 생체 신호를 기반으로 신생아의 무호흡 증상을 진단하고, 진단 결과에 따른 경보 신호를 전송하는 신생아 무호흡 측정장치 및 그 동작 방법과, 신생아 무호흡 측정 시스템에 관한 것으로서, 신생아의 흉부 표면에 부착된 전극들로부터 측정된 임피던스 데이터에 따른 흉부 영상에서의 해부학적 위치에 기반한 폐 내부의 공기분포 변화를 이용하여 틀린 경보(false alarm)의 확률을 낮추고, 센싱된 생체 신호와의 통합해석을 통해 보다 정확한 신생아의 무호흡 증상을 진단 및 경보할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 5/746 (2013.01)
H04M 1/72533 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 HI14C0743010016
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 의료기기기술개발
연구과제명 폐 보호 기계환기의 환자별 최적화를 위한 폐 내부 공기 분포와 관류의 실시간 연속 모니터링 시스템 개발
기 여 율 1/1
주관기관 경희대학교 산학협력단
연구기간 2014.06.01 ~ 2019.04.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

전류 주입 및 전압 감지를 위한 복수의 전극들이 형성되며, 측정하고자 하는 신생아의 흉부 둘레를 따라 부착되는 흉부 전극부;

상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱하는 감지부;

상기 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하고, 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하며, 상기 측정된 전압에서의 획득되는 임피던스 데이터에 기초하여 상기 신생아의 흉부 내부를 영상화하는 제어부; 및

영상화된 흉부 영상 및 상기 센싱된 생체 신호를 이용하여 상기 신생아의 무호흡 증상을 진단하고, 상기 진단 결과에 따른 경보 신호(alarm)를 전송하는 무호흡 진단부

를 포함하는 신생아 무호흡 측정장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제어부는

상기 신생아의 흉부에 부착된 상기 복수의 전극들 중에서 적어도 하나의 선택된 전극 쌍을 통하여 복수의 주파수 범위를 갖는 전류를 주입하는 전류 주입 모듈;

상기 복수의 전극들 중 선택되지 않은 전극들로부터 상기 주입되는 전류에 따라 유기된(induced) 전압을 측정하는 전압 측정 모듈; 및

상기 측정된 전압을 기반으로 흉부에서의 상기 임피던스 데이터를 측정하여 상기 흉부의 내부를 영상화하는 영상 생성 모듈

을 포함하는 신생아 무호흡 측정장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 전류 주입 모듈은

상기 선택된 전극 쌍 및 주파수를 선택하고, 상기 선택된 주파수에 따른 전압 신호를 생성하여 전류로 변환하며, 상기 선택된 전극 쌍들을 통해 상기 신생아의 흉부에 상기 변환된 전류를 주입하는 것을 특징으로 하는 신생아 무호흡 측정장치.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 제어부는

상기 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 전극 쌍들의 선택을 제어하고, 상기 선택되지 않은 전극들의 선택을 제어하며, 상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되는 상기 감지부의 센싱을 제어하는 제어 모듈

을 더 포함하는 신생아 무호흡 측정장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 무호흡 진단부는

상기 영상화된 흉부 영상에 기초하여 시간에 따른 폐 내부 공기분포의 변화, 정도 및 모양 중 적어도 하나를 정량화하는 신생아 무호흡 측정장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 무호흡 진단부는

상기 흉부 영상에서의 정량화 결과와, 상기 감지부로부터 센싱된 상기 생체 신호를 이용하여 상기 신생아의 무호흡 증상을 진단하고,

상기 제어부는

상기 진단 결과가 기설정된 정상 범위를 벗어나는 경우 제어 커맨드(command) 기반의 상기 경보 신호를 외부로 전송하도록 제어하는 신생아 무호흡 측정장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 복수의 전극들은

단순 전극 또는 복합 전극 중 적어도 어느 하나이며, 플렉시블(Flexible)한 탄성 재질로 구성된 베이스 플레이트의 일면에 배열되어 상기 흉부에 부착되는 것을 특징으로 하는 신생아 무호흡 측정장치.

청구항 8

신생아의 흉부 둘레를 따라 부착된 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하고, 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하여 획득되는 임피던스 데이터로부터 상기 신생아의 폐 내부 공기 분포에 따른 흉부 내부를 영상화하며, 영상화된 흉부 영상 및 상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 센싱된 생체 신호를 이용하여 신생아의 무호흡 증상을 진단하는 신생아 무호흡 측정장치; 및

상기 진단 결과에 따른 경보 신호, 및 상기 흉부 영상 중 어느 하나를 수신하여 상기 신생아의 무호흡 상태를 모니터링하는 외부 단말기

를 포함하는 신생아 무호흡 측정 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 신생아 무호흡 측정장치는

전류 주입 및 전압 감지를 위한 상기 복수의 전극들이 형성되며, 측정하고자 하는 신생아의 흉부 둘레를 따라 부착되는 흉부 전극부;

상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱하는 감지부;

상기 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하고, 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하며, 상기 측정된 전압에서의 획득되는 상기 임피던스 데이터에 기초하여 상기 신생아의 폐 내부 공기 분포에 따른 흉부의 내부를 영상화하는 제어부; 및

상기 영상화된 흉부 영상의 정량화 결과 및 상기 센싱된 생체 신호를 이용하여 상기 신생아의 무호흡 증상을 진단하는 무호흡 진단부

를 포함하는 신생아 무호흡 측정 시스템.

청구항 10

제8항에 있어서,

상기 외부 단말기는

사용 권한이 부여된 보호자 단말기에 설치된 어플리케이션을 통해 제어되는 신생아 무호흡 측정 시스템.

청구항 11

신생아 무호흡 측정장치를 이용하여 신생아의 무호흡을 측정하는 방법에 있어서,

신생아의 흉부 둘레를 따라 부착된 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하는 단계;

상기 복수의 전극들 중 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하는 단계;

상기 측정된 전압에서의 획득되는 임피던스 데이터에 기초하여 흉부의 내부를 영상화하는 단계;

상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱하는 단계; 및

영상화된 흉부 영상의 정량화 결과 및 상기 센싱된 생체 신호를 이용하여 상기 신생아의 무호흡 증상을 진단하고, 상기 진단 결과에 따른 경보 신호(alarm)를 전송하는 단계

를 포함하는 신생아 무호흡 측정방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 전류를 선택적으로 공급하는 단계는

상기 복수의 전극들 중 선택된 전극 쌍, 및 주파수를 선택하고, 상기 선택된 주파수에 따른 전압 신호를 생성하여 전류로 변환하며, 상기 선택된 전극 쌍들을 통해 신생아의 흉부에 상기 변환된 전류를 주입하는 것을 특징으로 하는 신생아 무호흡 측정방법.

청구항 13

제11항 및 제12항 중 어느 한 항의 방법을 수행하기 위하여 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 신생아 무호흡 측정장치 및 그 동작 방법과, 신생아 무호흡 측정 및 경보 시스템에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 신생아 또는 미숙아의 흉부에서의 임피던스 데이터에 따른 영상 및 생체 신호를 기반으로 신생아의 무호흡 증상을 진단하고, 진단 결과에 따른 경보 신호를 전송하는 신생아 무호흡 측정장치 및 그 동작 방법과, 신생아 무호흡 측정 및 경보 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 수면 무호흡은 성인에게 심장질환, 비만, 피로와 졸음에 의한 사고 등을 유발하는 심각한 보건의료 문제이며 세계적으로 대상자가 늘어나고 있는 추세이다. 이러한 수면 무호흡은 신생아와 유아에게는 치명적인 위험이 될 수 있다.

[0003] 기존의 신생아의 호흡 여부를 연속적으로 감지하는 방법들은 대부분 간접적인 생체 신호를 측정하는 방법들이며, 신생아의 무호흡 측정이 부정확하여 틀린 경보(false alarm)를 제공하는 문제점이 존재하였다.

[0004] 기존의 비강 산소주입관(nasal canula) 내 공기흐름을 압력으로 측정하는 방법이나 서미스터(thermistor)를 이용한 호흡(airflow) 측정 방법이 무호흡을 검출하는 방식으로 사용되어 왔으나, 착용에 대한 큰 거부감과 측정 시 오차발생의 가능성이 존재하였다.

[0005] 또한, 산소포화도 및 심전도를 이용한 간접적 무호흡 감지 방법의 경우, 경보를 제공하는데 있어 시간적 지연이 존재하였으며, 무호흡에 의한 생체의 2차적 변화를 모니터링하는 간접적 측정방식의 한계가 존재하였다.

[0006] 이에 따라서, 신생아의 호흡 여부 뿐만 아니라, 호흡에 의한 공기의 실제 흐름에 따른 호흡의 정도와 상태를 연속적으로 보다 직접적인 방법으로 측정하고, 그에 따른 정확한 경보를 제공하기 위한 호흡감시기의 개발이 요구되어 왔다.

[0007] 종래의 1차원적 시변 임피던스 변화를 측정하여 신생아의 무호흡을 모니터링하고 경보를 제공하는 기술이 존재하였으나, 이는 흉부 내 발생하는 다양한 임피던스 변화의 원인들(호흡, 혈류의 이동, 흉부 체적의 변화 및 움직임 등)을 구별해 내지 못하기 때문에 경보의 신뢰도가 떨어지는 틀린 경보(false alarm)가 많이 발생하였다.

선행기술문헌

특허문헌

[0008] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제10-2006-0087753호(발명의 명칭: RFID를 이용한 신생아 종합관리시스템 및 그 방법)

(특허문헌 0002) 한국등록특허 제10-1623167호(발명의 명칭: 신생아 모니터링 시스템)

(특허문헌 0003) 한국공개특허 특2001-0107827호(발명의 명칭: 신생아 종합 관리 장치)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 신생아의 흉부에 복수의 전극을 부착하거나 전극 벨트 또는 전극 조끼 등을 착용하고 흉부 표면에 부착된 전극들로부터 측정되는 임피던스 데이터에 따른 폐 내부 공기 분포의 변화를 영상화하는 신생아 무호흡 측정장치 및 그 동작 방법과, 신생아 무호흡 측정 시스템을 제공하고자 한다.

[0010] 또한, 본 발명은 신생아의 흉부 영상에서의 해부학적 위치에 기반한 폐 내부의 공기분포 변화를 이용하여 틀린 경보의 확률을 낮추고, 센싱된 생체 신호와의 통합해석을 통해 보다 정확한 신생아의 무호흡 증상을 진단할 수 있는 신생아 무호흡 측정장치 및 그 동작 방법과, 신생아 무호흡 측정 시스템을 제공하고자 한다.

[0011] 또한, 본 발명은 지정된 보호자에게 신생아의 무호흡 증상에 대한 즉각적인 경고를 제공하여 보다 안전하고 편리하게 신생아를 돌볼 수 있는 신생아 무호흡 측정장치 및 그 동작 방법과, 신생아 무호흡 측정 및 경보 시스템을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치는 전류 주입 및 전압 감지를 위한 복수의 전극들이 형성되며, 측정하고자 하는 신생아의 흉부 둘레를 따라 부착되는 흉부 전극부, 상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱하는 감지부, 상기 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하고, 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하며, 상기 측정된 전압에서의 획득되는 임피던스 데이터에 기초하여 상기 신생아의 흉부 내부를 영상화하는 제어부 및 영상화된 흉부 영상 및 상기 센싱된 생체 신호를 이용하여 상기 신생아의 무호흡 증상을 진단하고, 상기 진단 결과에 따른 경보 신호(alarm)를 전송하는 무호흡 진단부를 포함한다.

[0013] 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정 시스템은 신생아의 흉부 둘레를 따라 부착된 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하고, 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하여 획득되는 임피던스 데이터로부터 상기 신생아의 폐 내부 공기 분포에 따른 흉부 내부를 영상화하며, 영상화된 흉부 영상 및 상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 센싱된 생체 신호를 이용하여 신생아의 무호흡 증상을 진단하는 신생아 무호흡 측정장치 및 상기 진단 결과에 따른 경보 신호, 및 상기 흉부 영상 중 어느 하나를 수신하여 상기 신생아의 무호흡 상태를 모니터링하는 외부 단말기를 포함한다.

[0014] 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치를 이용하여 신생아의 무호흡을 측정하는 방법은 신생아의 흉부 둘레를 따라 부착된 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하는 단계, 상기 복수의 전극들 중 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하는 단계, 상기 측정된 전압에서의 획득되는 임피던스 데이터에 기초하여 흉부의 내부를 영상화하는 단계, 상기 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱하는 단계 및 영상화된 흉부 영상의 정량화 결과 및 상기 센싱된 생체 신호를 이용하여 상기 신생아의 무호흡 증상을 진단하고, 상기 진단 결과에 따른 경보 신호(alarm)를 전송하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0015] 본 발명의 실시예에 따르면, 신생아의 흉부에 복수의 전극을 부착하거나 전극 벨트 또는 전극 조끼 등을 착용하고, 흉부 표면에 부착된 전극들로부터 측정되는 임피던스 데이터에 따른 폐 내부 공기 분포의 변화를 영상화할 수 있다.

[0016] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 신생아의 흉부 영상에서의 해부학적 위치에 기반한 폐 내부의 공기분포 변화를 이용하여 틀린 경보의 확률을 낮추고, 센싱된 생체 신호와의 통합해석을 통해 보다 정확한 신생아의 무호흡 증상을 진단할 수 있다.

[0017] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 지정된 보호자에게 신생아의 무호흡 증상에 대한 즉각적인 경고를 제공하여 보다 안전하고 편리하게 신생아를 돌볼 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.

도 2a는 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치의 실시예를 도시한 것이고, 도 2b는 흉부 전극부의 계략적인 도면을 도시한 것이다.

도 3a 및 도 3b는 도 2b에 도시된 신생아 무호흡 측정장치에 채용된 복합 전극을 개략적으로 도시한 것이다.

도 4a 내지 도 4d는 전극벨트를 개략적으로 도시한 것이고, 도 4e는 전극벨트가 신생아의 인체에 부착된 예를 도시한 것이다.

도 5a 및 도 5b는 무호흡 구간에서의 측정 데이터 및 흉부 영상의 변화를 도시한 것이다.

도 6은 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정 및 경보 시스템의 구성을 도시한 것이다.

도 7은 신생아의 무호흡 증상을 모니터링하는 예를 도시한 것이다.

도 8은 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치를 이용하여 신생아의 무호흡 증상을 측정하는 방법을 도시한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0019] 이하 첨부 도면들 및 첨부 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발

명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다.

[0020] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

[0021] 본 명세서에서 사용되는 "실시예", "예", "측면", "예시" 등은 기술된 임의의 양상(aspect) 또는 설계가 다른 양상 또는 설계들보다 양호하다거나, 이점이 있는 것으로 해석되어야 하는 것은 아니다.

[0022] 또한, '또는' 이라는 용어는 배타적 논리합 'exclusive or' 이기보다는 포함적인 논리합 'inclusive or' 를 의미한다. 즉, 달리 언급되지 않는 한 또는 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 'x가 a 또는 b를 이용한다' 라는 표현은 포함적인 자연 순열들(natural inclusive permutations) 중 어느 하나를 의미한다.

[0023] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 단수 표현("a" 또는 "an")은, 달리 언급하지 않는 한 또는 단수 형태에 관한 것이라고 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 일반적으로 "하나 이상"을 의미하는 것으로 해석되어야 한다.

[0024] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.

[0025] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.

[0026] 한편, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는, 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고, 본 명세서에서 사용되는 용어(terminology)들은 본 발명의 실시예를 적절히 표현하기 위해 사용된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 본 발명이 속하는 분야의 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 따라서, 본 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

[0028] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.

[0029] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치(100)는 신생아의 흉부 둘레에 부착된 복수의 전극들로부터 측정된 임피던스 데이터를 영상화하고, 흉부 영상 및 센싱된 생체 신호를 이용하여 신생아의 무호흡 증상을 진단하여 경보 신호를 전송한다.

[0030] 이를 위해, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치(100)는 흉부 전극부(110), 감지부(120), 제어부(130) 및 무호흡 진단부(140)를 포함한다.

[0031] 흉부 전극부(110)는 전류 주입 및 전압 감지를 위한 복수의 전극들이 형성되며, 측정하고자 하는 신생아의 흉부 둘레를 따라 부착된다.

[0032] 복수의 전극들은 신생아의 흉부 둘레에 따라 부착되어 흉부에 대한 임피던스 데이터를 측정하기 위한 EIT(Electrical Impedance Tomography) 전극일 수 있다.

[0033] 상기 EIT 전극은 플렉시블(Flexible)한 재질로 구성된 베이스 플레이트의 일면에 배열되어 신생아의 흉부 둘레에 부착될 수 있으며, 실시예에 따라서는 벨트 형태 또는 조끼 형태일 수 있다.

[0034] 또한, EIT 전극은 신생아의 민감한 피부에 대응하는 섬유재질로 구성된 베이스 플레이트의 일면에 배치될 수도 있다.

[0035] 또한, EIT 전극은 신생아가 감지할 수 없는 비교적 낮은 전류, 예를 들면 1mA 이하의 고주파 전류를 주입하고 유도 전압을 측정하는데 사용되며, EIT 전극을 통해 측정된 전류-전압 데이터는 영상화 알고리즘을 통해 흉부의 폐쇄 형태와 폐쇄의 원인이 되는 구조적 변화를 검출하는데 사용될 수 있다.

[0036] 또한, 상기 복수의 전극들은 단순 전극 또는 복합 전극 중 적어도 어느 하나일 수 있다.

[0037] 감지부(120)는 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱한다.

[0038] 예를 들면, 감지부(120)는 복수의 센서를 포함할 수 있으며, 섬유 기반 센서로 수면 중인 신생아의 생체 신호를 센싱(sensing)하는 기능을 수행할 수 있다. 상기 복수의 센서는 신생아의 민감한 피부에 대응하는 섬유센서일 수 있다.

[0039] 실시예에 따라서, 감지부(120)는 신생아의 수면 상태 시, 측정 대상 부위에 따른 동맥혈의 혈중산소포화도(SpO_2) 신호를 측정하는 혈중산소포화도 측정 센서, 신생아의 생체 활동에 따른 소리를 감지하는 소리 감지 센서, 신생아의 움직임을 감지하는 자세 측정 센서, 및 측정 대상 부위의 심전도를 측정하는 심전도 측정 센서 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다.

[0040] 여기서, 혈중산소포화도 측정 센서는 신생아의 측정 대상 부위에 부착되어 혈액을 구성하고 있는 여러 가지 성분 중 헤모글로빈 내에 존재하는 산소의 함유량을 나타내는 혈중산소포화도(SpO_2, Saturation of peripheral Oxygen)를 측정하는 것일 수 있다.

[0041] 실시예에 따라서, 혈중산소포화도 측정 센서는 광을 이용하여, 반사되거나 투과한 신생아의 인체의 광용적맥파(PPG, Photoplethysmography)에 관한 신호를 측정하고, 측정된 광용적맥파에 관한 신호에 기초하여 혈중산소포화도를 측정할 수 있다.

[0042] 또한, 소리 감지 센서는 수면에 따른 호흡, 코골이, 울음 및 잠꼬대 중 적어도 어느 하나의 소리를 감지할 수 있으며, 실시예에 따라서, 소리 감지 센서는 수면 시, 신생아의 측정 대상 부위에 부착되거나 신생아로부터 일정 거리가 떨어져 존재하는 비-접촉의 형태일 수 있다.

[0043] 또한, 자세 측정 센서는 자이로 센서 및 가속도 센서 중 적어도 어느 하나로부터 형성될 수 있으며, 신생아의 측정 대상 부위에 부착되어 신생아의 움직임에 따른 자세를 측정할 수 있다.

[0044] 예를 들면, 자세 측정 센서는 가속도 센서를 이용하여 신생아의 수면 자세의 변동을 감지할 수 있다.

[0045] 또한, 미세한 자세 측정 센서의 출력으로부터 심장 근처의 심탄도계(BCG), 심진동파(SCG)를 감지할 수 있다.

[0046] 심전도 측정 센서는 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 심전도(electroencephalogram, ECG)를 측정할 수 있다.

[0047] 여기서, 심전도(ECG)는 심장의 특수흥분전도시스템(special excitatory & conductive system)에 의해 발생되는 활동전위(action potential)을 벡터 합으로 구성된 파형이다. 즉, 심장의 각 구성요소인 동방결절(SA node, sinoatrial node), 방실결절(AV node, atrioventricular node), 히스속(His bundle), 히스속 브랜치(bundle branch), 퍼킨스 섬유(furkinje fibers) 등에서 발생되는 활동전위의 벡터 합 신호를 체외에 부착한 전극으로부터 측정한 신호를 일컫을 수 있다.

[0048] 다른 실시예에 따라서, 감지부(120)는 신생아의 뇌파(EEG), 근전도(EMG), 안구전도(EOG), 흉부의 신진동파(SCG) 및 심탄도법(BCG) 중 적어도 어느 하나 이상을 측정할 수도 있다.

[0049] 본 발명의 실시예에 따른 수면 무호흡 측정장치(100)의 감지부(140)는 실시예에 따라서, 수면 환경을 측정하는 수면 환경 센서를 더 포함할 수 있으며, 수면 환경 센서를 신생아와 일정 거리가 떨어진 곳에 위치하여 수면 공간의 소음, 빛, 진동, 온도 및 습도 중 적어도 어느 하나를 측정할 수 있다.

[0050] 제어부(130)는 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급하고, 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정하며, 측정된 전압에서의 획득되는 임피던스 데이터에 기초하여 신생아의 흉부 내부를 영상화한다.

[0051] 이를 위해, 본 발명의 실시예에 따른 제어부(130)는 전류 주입 모듈(131), 전압 측정 모듈(132), 영상 생성 모듈(133) 및 제어 모듈(134)을 포함할 수 있다.

[0052] 전류 주입 모듈(131)은 신생아의 흉부에 부착된 복수의 전극들 중에서 적어도 하나의 선택된 전극 쌍을 통하여 복수의 주파수 범위를 갖는 전류를 주입할 수 있다.

[0053] 예를 들면, 전류 주입 모듈(131)은 선택된 전극 쌍 및 주파수를 선택하고, 선택된 주파수에 따른 전압 신호를 생성하여 전류로 변환하며, 선택된 전극 쌍들을 통해 신생아의 흉부에 변환된 전류를 주입할 수 있다.

[0054] 또 다른 예로, 전류 주입 모듈(131)은 전압 신호를 위상이 서로 다른 두 전류로 변환하고, 진폭 및 주파수가 동일하도록 두 전류를 교정하며, 선택된 전극 쌍을 통해 신생아의 흉부에 교정된 두 전류를 주입할 수도 있다.

[0055] 전압 측정 모듈(132)은 복수의 전극들 중 선택되지 않은 전극들로부터 주입되는 전류에 따라 유기된(induced) 전압을 측정할 수 있다.

[0056] 예를 들면, 전압 측정 모듈(132)은 측정된 전압의 기울기를 근거로 하여 검출된 전압에 포함된 노이즈를 제거하고, 검출된 전압의 기울기가 기설정된 임계값을 초과하는 경우, 임계값을 초과하는 구간의 전압을 기설정된 전압값으로 대체할 수 있다.

[0057] 영상 생성 모듈(133)은 측정된 전압을 기반으로 흉부에서의 임피던스 데이터를 측정하여 흉부의 내부를 영상화할 수 있다.

[0058] 예를 들면, 영상 생성 모듈(133)은 주입된 전류에 의해 유기된 전압차 신호를 복수의 전극들 중 선택되지 않은 전극들을 통해 획득하며, 신생아의 흉부 둘레 및 전극 위치에 따른 임피던스 데이터를 획득할 수 있다.

[0059] 이후, 영상 생성 모듈(133)은 측정된 임피던스 데이터 값으로 신생아의 흉부에 대한 도전율 및 유전율 영상을 복원하여 흉부 영상을 영상화할 수 있다.

[0060] 구체적으로, 영상 생성 모듈(133)은 신생아의 흉부의 영상화를 위해, 복수의 전극들이 갖는 측정 프로토콜을 갖음으로 인해, 흉부 전극부(110)의 위치에 따른 민감도와 해상도를 제어할 수도 있다. 이러한 다수의 측정 프로토콜을 이용한 측정값들 또는 그 조합과 흉부 전극부(110)를 통해 생성한 3차원 모델링 영상에서 개선한 민감도 행렬을 이용하여, 신생아의 흉부 내부의 도전율과 유전율 영상 즉, 임피던스 영상인 흉부 영상을 생성할 수 있다.

[0061] 제어 모듈(134)은 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 전극 쌍들의 선택을 제어하고, 선택되지 않은 전극들의 선택을 제어하며, 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되는 감지부(120)의 센싱을 제어할 수 있다.

[0062] 제어 모듈(134)은 신생아의 흉부에 대한 임피던스 데이터를 측정하도록 전류 주입 모듈(131)을 제어할 수 있고, 신생아의 측정 대상 부위에 대한 생체 신호를 측정하도록 감지부(120)를 제어할 수 있다.

[0063] 제어 모듈(134)은 흉부 전극부(110) 내 전극들의 접촉상태를 모니터링하여 전극 접촉에 의한 틀린 경보(false alarm)의 가능성을 낮춘다.

[0064] 또한, 제어 모듈(134)은 신생아의 흉부에 대한 수직방향 및 수평방향의 임피던스를 측정하기 위해 전압 측정 모듈(132) 및 영상 생성 모듈(133) 중 적어도 어느 하나 이상의 모듈을 제어할 수도 있다.

[0065] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 제어부(130)는 통신 모듈(135)을 더 포함할 수 있다.

[0066] 통신 모듈(135)은 신생아의 무호흡 증상에 따른 건강 상태 정보를 외부로 전송할 수 있다.

[0067] 실시예에 따라서, 통신 모듈(135)는 생성된 프로토콜 패킷을 WIFI 방식인 통신 모듈을 통해 외부로 전송할 수 있으며, 프로토콜 패킷을 수신하는 서버와 지정된 일정 거리 내에 존재할 경우, RFID(Radio Frequency Identification)를 이용하여 전송할 수도 있다. 또한, 실시예에 따라서 통신 모듈(135)는 WIFI 및 RFID 방식 외에 BLE(Bluetooth Low Energy)나 데이터 통신망을 이용하여 정보를 송수신할 수 있다.

[0068] 이에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 제어 모듈(134)은 통신 모듈(135)을 통해 보호자에게 신생아의 무호흡 증상 정보에 따른 영상, 음성 및 진동 중 어느 하나의 경보 신호를 제공할 수 있다.

[0069] 보다 상세하게는, 본 발명의 실시예에 따른 제어 모듈(134)은 무호흡 진단부(140)로부터 진단된 진단 결과가 기설정된 정상 범위를 벗어나는 경우 제어 커맨드(command) 기반의 경보 신호를 통신 모듈(135)을 통해 외부로 전송하도록 제어할 수 있다.

[0070] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 제어 모듈(134)은 흉부 전극부(110) 내 전극들의 접촉상태에 따른 틀린 경보(false alarm)를 외부로 전송하도록 제어할 수도 있다.

[0071] 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치(100)의 신생아의 흉부 영상을 획득하기 위한 전기 임피던스 단층촬영(EIT) 방법을 설명하면 다음과 같다.

[0072] 본 발명의 실시예에 따른 제어부(130)는 명령에 따른 채널 및 정현파 주파수를 선택하고, 선택된 채널에 해당하는 흉부 전극부(110)에서의 한 쌍의 전극을 선택한다. 선택된 한 쌍의 전극은 신생아의 흉부에 전류를 주입하

는 용도로 사용되고, 선택되지 않은 전극들은 신생아의 표면의 전압을 측정하는 용도로 사용된다.

[0073] 상기 채널 및 정현파의 주파수가 선택되면, 제어부(130)는 FPGA(미도시)를 제어하기 위한 제어신호를 출력한다. 상기 제어신호는 선택된 주파수에 관한 정보를 포함할 수 있다.

[0074] FPGA는 제어신호를 수신 및 저장하고, 수신된 제어신호를 근거로 하여 정현파 전압 신호를 생성한다. 특히 FPGA는 제어신호에 포함된 주파수 정보를 근거로 하여 전압 신호를 생성하고, 생성된 전압 신호를 두 개의 16bit D/A 컨버터(미도시)에 전송한다. 이때, FPGA는 16bit D/A 컨버터에 전송된 전압 신호의 전폭을 조절하기 위해 8bit D/A 컨버터(미도시)를 제어한다. 이후, 두 개의 16bit D/A 컨버터에 출력된 전압 신호들은 전압-전류 컨버터(미도시)들에 의해 전류로 변환되고, 두 전류는 교정기(미도시)에 전송된다. 교정기(미도시)는 진폭 및 주파수가 동일하도록 두 전류를 조절한다. 여기서, 상기 두 전류는 180° 의 위상차를 갖는다.

[0075] 더불어, 제어부(130)의 제어 모듈(134)은 교정기를 통과한 두 전류가 흉부 전극부(110)에서의 선택된 전극 쌍에 각각 전송되도록 전류 주입 모듈(131)을 통해 신생아의 흉부에 전류를 주입한다.

[0076] 신생아의 흉부 둘레에 주입된 전류는 내부 조직들의 저항률 또는 도전율 차이에 따라 그 표면에 서로 다른 크기의 전압을 유도(induce)하게 된다. 흉부 전극부(110)에서 선택되지 않은 전극들이 신생아의 흉부 둘레의 표면 전압을 감지하면, 전압 측정 모듈(132)은 선택되지 않은 전극들에 대응하는 감지된 표면 전압을 수신한다.

[0077] 이후, 전압 측정 모듈(132)은 감지된 표면 전압 데이터의 기울기를 근거로 하여 표면 전압 데이터에 노이즈가 포함되었는지를 판단한 후, 노이즈가 포함되었다면 해당 전압 데이터를 다른 전압 값으로 대체한다. 또한, 제어 모듈(134)은 전압 데이터의 최대값에 따라 전압 증폭기(미도시)의 이득을 조절한다. 예를 들어, 제어 모듈(134)은 전압 데이터의 최대값이 A/D 컨버터(미도시) 최대출력의 90%에 도달하면 전압 증폭기의 이득을 조절하기 않고, 반대로 전압 데이터의 최대값이 A/D 컨버터 최대출력의 90%에 미치지 못하면 전압 증폭기의 이득을 크게 한다.

[0078] 전압 데이터로부터 노이즈가 제거되고 전압 증폭기의 이득이 조절되면, 전압 측정 모듈(132)은 조절된 이득 값에 따라 전압 데이터를 증폭시키고, A/D 컨버터는 전압 데이터를 디지털 값으로 변환한다.

[0079] 이후, 영상 생성 모듈(133)은 채널정보 및 이득정보에 기초하여, 채널별 이득정보를 고려하여 전압 데이터를 처리한다. 이득 값이 서로 다르므로 검출된 전압 데이터를 그대로 사용한다면, 신생아의 흉부 내부의 전기적 특성을 정확하게 표현하기 어렵기 때문이다. 따라서, 이득 값에 따라 해당 전압 값을 차감하거나 증대시켜야 한다. 예를 들면, 이득 값이 기준 이득 값보다 더 크다면 해당 전압 값을 줄이고, 이득 값과 기준 이득 값의 비율을 해당 전압 값과 곱할 수 있다.

[0080] 이에 따라서, 영상 생성 모듈(133)은 채널별 이득정보를 고려하여 전압 데이터를 처리한 후, 전압 데이터를 이용하여 임피던스 데이터를 획득할 수 있다.

[0081] 이후, 영상 생성 모듈(133)은 임피던스 데이터로부터 신생아의 흉부 내부를 영상화한다. 다만, 신생아의 흉부 표면의 전압 데이터를 이용하여 측정 대상(흉부) 내부를 영상화하기 위한 다양한 방법이 적용될 수 있다.

[0082] 또한, 영상 생성 모듈(133)은 신생아의 흉곽 형태에 따른 3차원 복원 모델을 형성하기 위해 전극에 위치한 마커를 이용하여 광학적 영상장치 및 길이 측정 장치를 이용하여 외형 정보를 획득할 수 있으며, 이를 이용한 복원 알고리즘을 생성할 수 있다.

[0083] 여기서, 복원 알고리즘은 3차원 영상을 복원하기 위한 알고리즘으로 일반적으로 사용되는 알고리즘이 적용될 수 있다.

[0085] 다시 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치(100)의 무호흡 진단부(140)는 영상화된 흉부 영상 및 센싱된 생체 신호를 이용하여 신생아의 무호흡 증상을 진단하고, 진단 결과에 따른 경보 신호(alarm)를 전송한다.

[0086] 무호흡 진단부(140)는 영상화된 흉부 영상의 해부학적 위치와 신생아의 평균심박수 및 호흡수에 기초하여 시간에 따른 폐 내부 공기분포의 변화, 정도 및 모양 중 적어도 하나를 정량화할 수 있다.

[0087] 실시예에 따라서, 무호흡 진단부(140)는 출생시, 6개월, 1세, 3~4세, 5~10세, 10~15세 및 15세 이상으로 신생아의 연령을 분류하고, 분류된 연령에 따라 기설정된 정상범위의 호흡수/분 및 심박수/분에 기초하여 무호흡 증상

을 진단할 수 있다.

[0088] 일반적으로 신생아의 경우, 심박수 및 호흡수가 성인보다 빠르고 변화량이 작으므로 무호흡 진단부(140)는 일정 시간 동안의 빠르고 안정된 신호를 획득함으로써, 신생아의 무호흡 증상을 정확하게 진단할 수 있다.

[0089] 이에 따라서, 무호흡 진단부(140)는 흉부 영상에서의 정량화 결과와, 감지부(120)로부터 센싱된 생체 신호를 이용하여 무호흡 증상을 진단할 수 있다.

[0090] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치(100)는 신생아의 무호흡 증상에 따른 경보 신호를 디스플레이하여 제공하도록 사용자 인터페이스(미도시)를 포함할 수 있고, 무호흡 진단부(140)로부터 진단된 결과가 기설정된 정상 범위를 벗어나는 경우, 소리, 진동 및 색상 변화 중 적어도 어느 하나의 경고 신호를 제공하는 경고 신호 제공부(미도시)를 더 포함할 수도 있다.

[0092] 도 2a는 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치의 실시예를 도시한 것이고, 도 2b는 흉부 전극부의 계략적인 도면을 도시한 것이다.

[0093] 도 2a를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치는 신생아의 흉부에 부착 가능한 흉부 전극부(110)를 포함하고, 신생아의 측정 대상 부위에 부착된 감지부(120)를 포함할 수 있다.

[0094] 신생아의 흉부 둘레에 부착된 흉부 전극부(110)는 베이스 플레이트 상에 일정 거리의 간격을 유지하여 형성되며, 신생아의 흉부에 부착되어 신생아의 수면 상태 시, 호흡에 따른 폐 형상으로부터 임피던스를 측정할 수 있다.

[0095] 실시예에 따라서, 흉부 전극부(110) 상의 복수의 전극들은 은(Ag) 도금된 탄성섬유 또는 고분자 나노 섬유(PVDF nanofiber web)를 기반으로 제작된 전도성 섬유전극을 포함할 수 있으나, 실시예에 따라서는 장시간 측정에 대한 피부 반응이 적은 다양한 재질의 전극으로 형성될 수도 있으므로, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0096] 다른 실시예에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 흉부 전극부(110)가 형성된 베이스 플레이트는 벨트형 배열 전극의 형상으로 반드시 한정되지는 않는다. 이외에도 자연 수면 시 신생아가 느끼는 압박감을 최소화하면서 데이터 측정 수준을 높이기 위한 접촉수준을 고려하여 조끼 형태, 벨트 형태 및 패치 형태 중 적어도 어느 하나의 형상이나 구조를 가지는 배열의 흉부 전극부(110)를 포함하는 베이스 플레이트도 충분히 적용될 수 있다.

[0097] 도 2a에서, 본 발명의 실시예에 따른 흉부 전극부(110)의 복수의 전극들은 베이스 플레이트 상에 일정한 간격으로 형성되거나 측정 대상 부위(흉부)의 특성 및 활용 용도에 따라 다양한 배열 및 구조로 배치될 수 있다. 또한, 베이스 플레이트는 신생아의 흉부 또는 복부를 포함하는 측정 대상 부위에 두른 상태로 임피던스를 측정할 수 있도록 일정한 길이 및 넓이를 가질 수 있으나, 길이 및 넓이는 실시예에 따라 변형 가능하므로, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0098] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 흉부 전극부(110)는 신생아의 흉부에 부착되어 복수의 전극들을 2차원 또는 3차원으로 배열하는 방식으로 전극 배열 구조와 측정 구조의 변경을 통하여 흉부 근처 표면에서의 전기장 분포를 효과적으로 측정할 수 있다.

[0099] 실시예에 따라서, 베이스 플레이트 상에 형성된 흉부 전극부(110)는 3차원적 배열로 배치되어 각각의 레이어에 대응하는 임피던스 측정이 가능하게 함으로써, 특정 위치에서의 2차원적인 단면 영상만을 제공하는 종래의 방법보다 정확하고 효과적인 진단을 도모할 수 있다.

[0100] 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치의 감지부(120)는 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱할 수 있다.

[0101] 감지부(120)는 신생아의 측정 대상 부위의 어느 곳에나 접촉될 수 있으므로, 접촉되는 측정 대상 부위의 위치 및 개수는 도 2a에 도시된 바에 한정되는 것은 아니다.

[0102] 실시예에 따라서, 감지부(120)는 소리 감지 센서, 자세 측정 센서 및 심전도 측정 센서 중 적어도 어느 하나일 수 있으며, 신생아의 인체에 부착하기 위한 섬유 기반의 센서일 수 있다.

[0103] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치의 감지부는 신생아의 혈중산소포화도를 측정하기 위해, 손끝이나 발끝에 있는 말초혈관에 흐르는 혈류 량을 적색 광원을 이용하여 투과하는 광량을 측정하는 광센서를 사용하여 산소포화도(SpO_2) 신호를 측정할 수 있다.

[0104] 예를 들면, 감지부는 손가락 끝에 끼워지는 측정 단자 형태로 구성되며, 발광부에 660nm의 적색 LED와 940nm의 적외선 LED가 구성되고, 수광부에는 포토 다이오드(photo diode) 및 포토 트랜지스터(photo transistor)를 부착한 광 모듈(optic module)로 구성될 수 있다.

[0105] 도 2b를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 흉부 전극부(110)는 복수의 전극(20)이 마련되며, 측정하고자 하는 신생아의 흉부 둘레를 따라 장착 가능하다. 이를 위해, 흉부 전극부(110)는 복수의 전극들(20)이 마련되는 베이스 플레이트(30)(이하, 전극벨트로 지칭함)을 포함한다.

[0106] 이하에서는 도 3a 및 도 3b를 참조하여 복수의 전극들(20)을 포함하는 전극벨트에 대해 상세히 설명하고자 한다.

[0108] 도 3a 및 도 3b는 도 2b에 도시된 신생아 무호흡 측정장치에 채용된 복합 전극을 개략적으로 도시한 것이다.

[0109] 도 2b를 다시 살펴보면, 케이블 벨트(61)는 복수의 전극들(20)(이하, 복합 전극으로 지칭함)이 고정된 전극 설치홀(31)을 통해 노출되는 커넥터(22, connecter)에 연결된다. 이때, 케이블 벨트(61)는 복합 전극(20)에 대응하여, 전류를 주입하기 위한 복수의 연결 케이블 단자(61a)를 포함할 수 있다.

[0110] 이에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치(100)의 전압 측정 모듈(132)은 케이블 벨트(61)를 통해 복합 전극(20)에 주입된 전류에 의해 유기된 전압을 측정한다. 구체적으로, 케이블 벨트(61)를 통해 다 주파수의 전류를 생성하여 크기와 위상을 제어하면서 신생아 흉부에 장착된 전극벨트(30)의 복수의 전극들(20)로 전류를 인가한다. 이때, 상기 다 주파수를 갖는 전류는 복합 전극(20)의 제1전극(21)을 통해 주입되며, 주입된 전류에 의해 유기된 전압차 신호를 복합 전극(20)의 제2전극(24)를 이용해 획득한다.

[0111] 도 3a를 참조하면, 복합 전극(20)은 전류를 주입하는 도전성 재질의 제1전극(21)과, 전압을 측정하는 도전성 재질의 제2전극(24), 케이블 벨트(61)과 연결되는 버튼형태의 커넥터(22)로 구성된다. 제1전극(21)은 제2전극(24)과 비교하여 상대적으로 넓은 면적을 가지고 전류를 주입하며, 제2전극(24)은 제1전극(21)에 비해 상대적으로 작은 면적을 가지고 전압을 측정하며, 반복되는 복합 전극(20)의 제2전극(24)과 케이블 벨트(61) 상에서 한 쌍으로 마련된다.

[0112] 이때, 제1전극(21)의 평판 형상을 가지며, 단추모양의 커넥터(22)는 제1전극(21) 및 제2전극(24)과 연결되어 돌출되도록 한 쌍의 돌기 형상을 가진다. 이러한 복수의 복합 전극(20) 각각의 제1 및 제2 전극(21)(24)은 비전도성 재질로 형성되는 비전도체(23)를 사이에 두고 전극벨트(30)에 설치된다.

[0113] 한편, 복수의 전극들(20)이 복합 전극을 포함하는 것으로 도시 및 예시하나, 꼭 이에 한정되지 않으며, 도 3b와 같은 단순 전극(20')을 포함하는 변형예도 가능하다. 단순 전극(20')의 경우, 전류의 주입 또는 전압의 측정이 하나의 도전성 전극(21')으로 이루어지며, 비전도체(22')에 지지된다.

[0114] 또한, 전극(20, 20')은 유연한 소재의 전도성 섬유 또는 전도성 고분자 물질로 제작되거나 건식전극 형태를 갖을 수 있다.

[0116] 도 4a 내지 도 4d는 전극벨트를 개략적으로 도시한 것이고, 도 4e는 전극벨트가 신생아의 인체에 부착된 예를 도시한 것이다.

[0117] 도 4a를 참조하면, 전극벨트(30)는 섬유, 실리콘과 같은 고분자 화합물과 같은 탄성 재질로 형성되며, 마련된 복수의 전극 설치홀(31)의 개수 및 설치되는 복수의 복합 전극(20)의 개수는 변경 가능하다. 한편, 전극벨트(30)의 양단부에는 상호 결합되는 한 쌍의 고정부(32)가 마련되어, 신생아의 인체의 둘레에 감겨진 상태를 상호 고정되어 유지시킨다.

[0118] 본 발명의 실시예에서는 전극벨트(30)가 신생아의 측정 대상 부위인 흉부 둘레를 따라 감싸져 양단부에 마련된 벨크로(Velcro) 타입의 고정부(32)에 의해 상호 고정되는 것으로 도시 및 예시한다. 그러나, 꼭 이에 한정되지 않으며, 고정부(32)가 후크 타입 등과 같이 다양한 고정수단 중 어느 하나로 채용될 수 있음은 당연하다.

[0119] 전극벨트(30)는 도 4b와 같이 복수의 복합 전극(20)이 설치되어 신생아에 접촉되는 접촉면(33)과 도 4c와 같이 접촉면(33)에 대향하여 본 발명의 실시예에 따른 제어부(130)를 향해 노출되는 노출면(34)를 구비한다. 이때, 전극벨트(30)의 접촉면(33)에는 복합 전극(20)의 제1전극(21)과 제2전극(24)이 노출되며, 노출면(34)에는 케이

블 벨트와 연결되는 커넥터(22)가 전극 설치홀(31)을 통해 노출된다. 아울러, 전극벨트(30)의 노출면(34)에는 복수의 복합 전극(20) 각각의 정보에 대응되는 다수의 색과 패턴으로 형성된 표시부(40) 즉, 마커(marker)가 복수의 복합 전극(20)에 각각 대응되도록 복수개 마련된다.

[0120] 실시예에 따라서, 표시부(40) 즉, 마커는 복합 전극(20) 마다 각기 다른 모양으로 형성되어 있을 수 있고, 그에 따른 서로 다른 채널번호 혹은 데이터정보를 포함하고 있어 표시부(40)의 인식(감지)에 따라 전극의 위치를 확인할 수 있다.

[0121] 도 4d를 참조하면, 전극벨트(30)는 신생아의 측정 대상 부위에 부착되는 감지부(120)를 더 포함할 수 있으며, 감지부(120)가 포함되어 신생아의 표면에 부착될 수 있다.

[0122] 감지부(120)의 구성은 도 1 및 도 2a에서 전술하였으므로, 생략하기로 한다.

[0123] 도 4e를 참조하면, 전극벨트에 포함된 복합 전극(20)은 측정하고자 하는 신생아(1)의 인체 둘레에 따라 3차원 배열로 배치되며, 선택되는 전극 쌍을 통해 전류를 주입하고, 주입된 전류에 따라 인가된 전압을 측정하여 각각의 레이어에 대응하는 임피던스 측정이 가능하므로, 특정 위치(흉부)에서의 3차원적인 영상을 획득할 수 있다.

[0125] 도 5a 및 도 5b는 무호흡 구간에서의 측정 데이터 및 흉부 영상의 변화를 도시한 것이다.

[0126] 보다 상세하게는, 도 5a는 신생아의 흉부에서 감지된 전압에 따른 폐 EIT의 측정 데이터 및 감지부로부터 센싱된 광용적맥파(PPG) 및 혈중산소포화도(SpO_2) 신호의 측정 데이터를 도시한 것이다.

[0127] 도 5a를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치는 폐 내부의 공기분포에 따른 폐 EIT의 측정 데이터와, 측정된 광용적맥파 신호 및 혈중산소포화도 신호에 기초하여 무호흡(apnea) 구간을 감지할 수 있으며, 기존의 PPG, SpO_2 등의 간접적 생체신호를 이용하는 방식에 비해 보다 직접적이며, 즉시적 감지가 가능하다.

[0128] 도 5b는 감지된 무호흡 구간에서의 영상화된 신생아의 흉부 영상을 도시한 것이다.

[0129] 도 5b를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치는 흉부 영상을 통해 폐 내부의 공기분포에 따른 날숨(expiration) 및 들숨(inspiration)을 확인할 수 있다.

[0130] 이에 따라서, 도 5a 및 도 5b를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치는 영상화된 흉부 영상, 센싱된 생체 신호 및 흉부 전극부로부터 측정된 전압에 기초하여 무호흡 구간을 감지하고, 감지된 무호흡 구간에서의 폐 내부의 공기분포에 기초하여 신생아의 무호흡을 보다 정확하게 진단할 수 있다.

[0132] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정 및 경보 시스템의 구성을 도시한 것이다.

[0133] 도 6을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정 시스템은 신생아 무호흡 측정장치(610)로부터 진단된 신생아의 무호흡 증상을 외부 단말기(620)를 통해 모니터링한다.

[0134] 이를 위해, 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정 시스템은 신생아 무호흡 측정장치(610) 및 외부 단말기(620)를 포함한다.

[0135] 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정 시스템의 신생아 무호흡 측정장치(610)는 네트워크를 통해 보호자 단말기(620a) 및 외부 서버(620b)와 데이터 또는 제어 커맨드를 송수신할 수 있다.

[0136] 예를 들면, 신생아 무호흡 측정장치(610)는 신생아의 무호흡 증상 결과를 실시간으로 보호자 단말기(620a) 또는 외부 서버(620b)에 전송할 수 있고, 보호자 단말기(620a) 또는 외부 서버(620b)는 신생아의 무호흡 증상, 흉부 영상 및 획득되는 임피던스 데이터 중 적어도 어느 하나 이상을 실시간으로 모니터링할 수 있다.

[0137] 실시예에 따라서, 신생아의 무호흡 증상, 흉부 영상 및 획득되는 임피던스 데이터 중 적어도 어느 하나는 외부의 데이터베이스에 저장될 수도 있다.

[0138] 다시 도 6을 참조하면, 보호자 단말기(620a)는 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치(610)로부터 실시간으로 신생아의 흉부 둘레에 부착된 복수의 전극들 및 감지부로부터 측정된 임피던스 데이터 및 생체 신호를 수신할 수 있으며, 이에 따른 흉부 영상 및 신생아의 무호흡 증상을 실시간으로 모니터링할 수 있다.

[0139] 예를 들면, 보호자 단말기(620a)는 기설정된 정상 범위를 기준으로 신생아 무호흡 측정장치(610)로부터 수신된 신생아의 무호흡 증상, 흉부 영상 및 획득되는 임피던스 데이터 중 적어도 어느 하나를 비교하여 수치, 값, 퍼센트, 영상, 그림, 그래프, 메시지 및 음성 중 적어도 어느 하나로 출력할 수 있으며, 실시예에 따라서는 경고 메시지, 알람, 음성, 불빛 및 진동 중 적어도 어느 하나를 포함하는 알림 신호를 제공할 수도 있다.

[0140] 실시예에 따라서, 보호자 단말기(620a)는 보호자로부터 입력된 제어 커맨드(command)에 기초하여 신생아 무호흡 측정장치(610)를 제어할 수 있다.

[0141] 예를 들면, 보호자 단말기(620a)는 신생아 무호흡 측정장치(610)로부터 수신된 신생아의 무호흡 증상, 흉부 영상 및 획득되는 임피던스 데이터 중 적어도 어느 하나를 모니터링하고, 그에 따른 신생아 무호흡 측정장치(610)의 동작(On/Off), 생체 신호 감지 주기 변경, 임피던스 데이터 산출 주기 변경 및 통신 주기 변경 중 적어도 어느 하나를 포함하는 제어 커맨드를 생성하여 전송할 수 있다.

[0142] 실시예에 따라서, 보호자 단말기(620a)는 신생아의 보호자가 소지하는 단말기, 스마트폰, 태블릿 PC, 웨어러블 디바이스 및 PC 중 적어도 어느 하나일 수 있으며, 단말기의 종류는 이에 한정되는 것은 아니다.

[0143] 또한, 보호자 단말기(620a) 및 외부 서버(620b)를 포함하는 외부 단말기(620)는 데이터 송수신, 제어 커맨드 생성 및 디스플레이를 위한 어플리케이션(Application) 프로세서를 포함할 수 있다.

[0144] 도 6에서의 신생아 무호흡 측정장치(610)에 대한 상세한 설명은 도 1 내지 도 5b를 통해 전술하였으므로, 생략하기로 한다.

[0145] 다시 도 6을 참조하면, 외부 서버(620b)는 신생아 무호흡 측정장치(610) 또는 보호자 단말기(620a)로부터 수신된 신생아의 무호흡 증상 결과를 종합 관리하고, 신생아의 무호흡 증상을 분석하여 보호자 단말기(620a)로 분석 결과를 제공할 수 있다.

[0146] 또한, 외부 서버(620b)는 신생아의 건강을 관리하는 의사, 간호사, 약사 및 관리자에게 신생아의 무호흡 증상을 제공할 수 있고, 보호자 단말기(620a)로 신생아 건강 관리 및 예방에 대한 실시간 서비스를 제공할 수도 있다.

[0147] 다만, 외부 서버(620b)는 전술한 서비스 외에 보다 다양한 신생아 무호흡 증상을 관리하기 위한 서비스를 더 제공할 수 있으며, 그에 따른 데이터베이스를 구축하거나 또 다른 외부 서버와의 통신이 이루어질 수 있으므로, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0148] 실시예에 따라서, 외부 서버(620b)는 수면 관리 서버, 신생아 건강 관리 서버, 데이터 통합 서버, 질병 진단 서버 및 모니터링 서버 중 적어도 어느 하나일 수 있다.

[0150] 도 7은 신생아의 무호흡 증상을 모니터링하는 예를 도시한 것이다.

[0151] 도 7을 참조하면, 보호자는 소지하고 있는 단말기에 설치된 어플리케이션을 통해 푸시(push)되는 정보로부터 신생아의 무호흡 증상을 모니터링할 수 있다.

[0152] 예를 들면, 신생아 무호흡 측정장치는 진단된 신생아의 무호흡 증상이 기설정된 정상 범위를 벗어나는 경우, 보호자 단말기로 긴급 메시지를 전송할 수 있다.

[0153] 실시예에 따라서, 긴급 메시지는 도 7에 도시된 바와 같이 메시지로 전송될 수 있으나, 알람, 진동 및 불빛 중 적어도 어느 하나의 출력 신호를 통해 보호자에게 제공될 수도 있다.

[0154] 도 7에 도시된 보호자 단말기는 다양한 응용 기능을 담당하는 어플리케이션이 설치되어 있을 수 있고, 단말기에 설치된 어플리케이션을 이용하여 외부 서버 또는 신생아 무호흡 측정장치와 통신할 수 있다. 그러므로, 보호자 단말기는 단말기에 설치된 어플리케이션을 일컫을 수 있다.

[0155] 또한, 도 7에 도시된 신생아의 무호흡 증상을 모니터링하는 예는 보호자 또는 사용자의 기설정에 기초하여 이루어질 수 있으나, 신생아의 무호흡 증상을 실시간으로 보호자에게 제공하기 위해 보다 다양한 예가 적용될 수 있으므로, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0157] 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 신생아 무호흡 측정장치를 이용하여 신생아의 무호흡 증상을 측정하는 방법을 도시한 흐름도이다.

[0158] 도 8을 참조하면, 단계 810에서 신생아의 흉부 둘레를 따라 부착된 복수의 전극들에서의 적어도 하나 이상의 선택된 전극 쌍들에 전류를 선택적으로 공급한다.

[0159] 단계 810은 복수의 전극들 중 선택된 전극 쌍, 및 주파수를 선택하고, 선택된 서로 다른 주파수에 따른 전압 신호를 생성하여 전류로 변환하며, 선택된 전극 쌍들을 통해 신생아의 흉부에 전류를 주입하는 단계일 수 있다.

[0160] 단계 820에서 복수의 전극들 중 선택되지 않은 전극들을 통해 전압을 측정한다.

[0161] 단계 830에서 측정된 전압에서의 획득되는 임피던스 데이터에 기초하여 흉부의 내부를 영상화한다.

[0162] 단계 830은 주입된 전류에 의해 유기된 전압차 신호를 복수의 전극들 중 선택되지 않은 전극들을 통해 획득하며, 신생아의 흉부 둘레 및 전극 위치에 따른 임피던스 데이터를 획득하여 흉부 내부를 영상화하는 단계일 수 있다.

[0163] 단계 840에서 신생아의 측정 대상 부위에 접촉되어 생체 신호를 센싱한다.

[0164] 단계 850에서 영상화된 흉부 영상의 정량화 결과 및 센싱된 생체 신호를 이용하여 신생아의 무호흡 증상을 진단한다.

[0165] 실시예에 따라서, 단계 850은 진단 결과가 기설정된 정상 범위를 벗어나는 경우, 소리, 진동 및 색상 변화 중 적어도 어느 하나의 경고 신호를 출력하는 단계일 수 있다.

[0166] 다른 실시예에 따라서, 단계 850은 진단 결과가 기설정된 정상 범위를 벗어나는 경우 외부 단말기로 경고 신호를 전송하는 단계일 수 있다.

[0168] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0169]

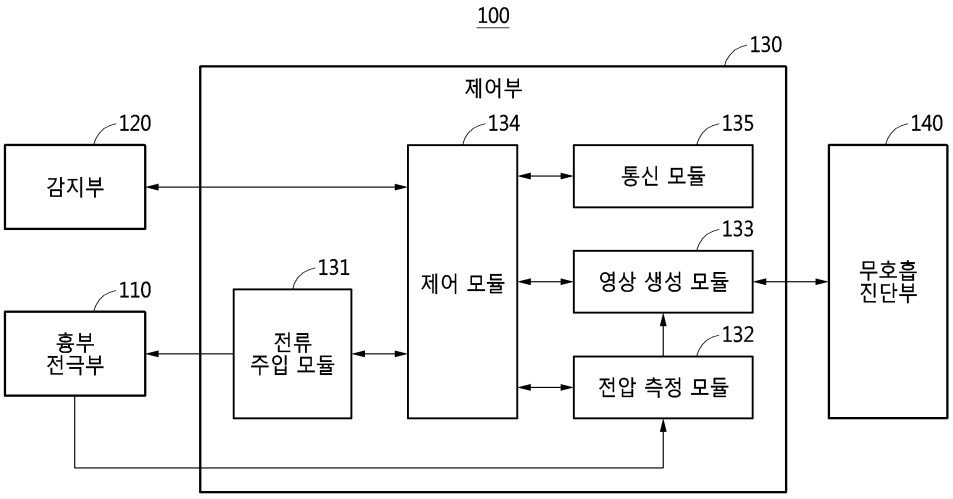
[0170] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

[0171]

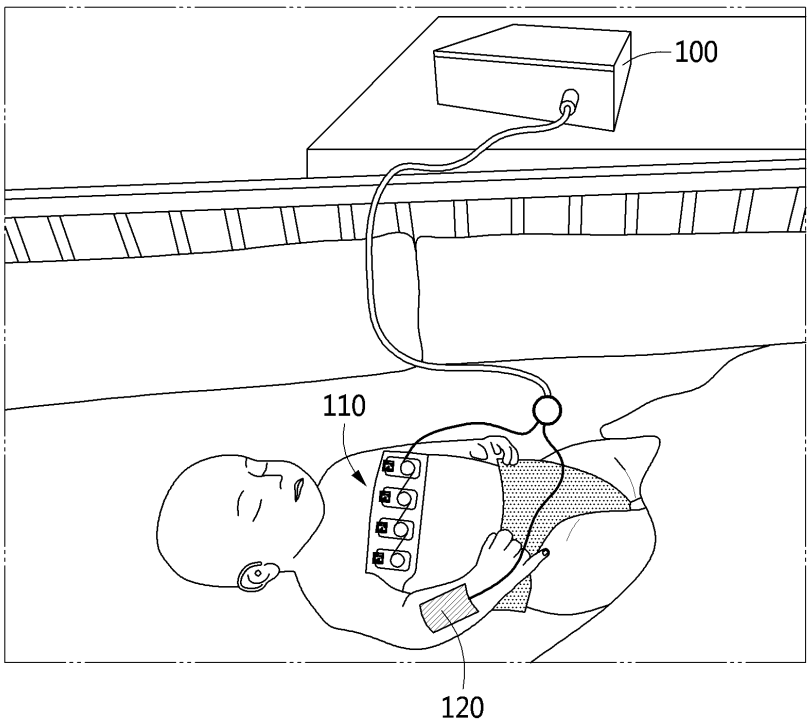
[0172] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

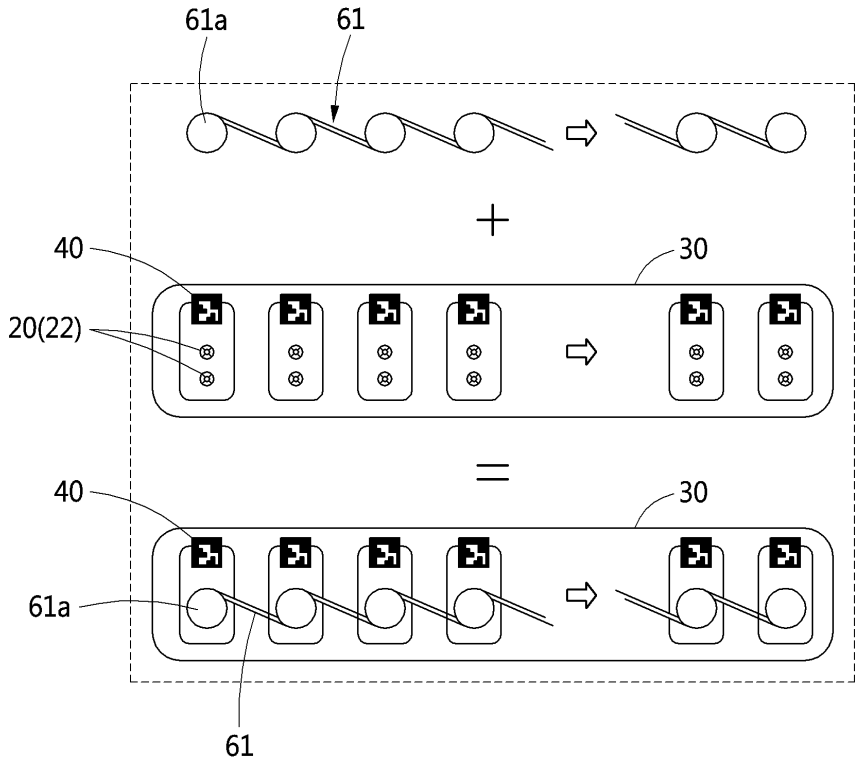
도면1


100
130
제어부
120
감지부
134
135
통신 모듈
140
133
영상 생성 모듈
무호흡
진단부
131
제어 모듈
110
흉부
전극부
전류
주입 모듈
132
전압 측정 모듈

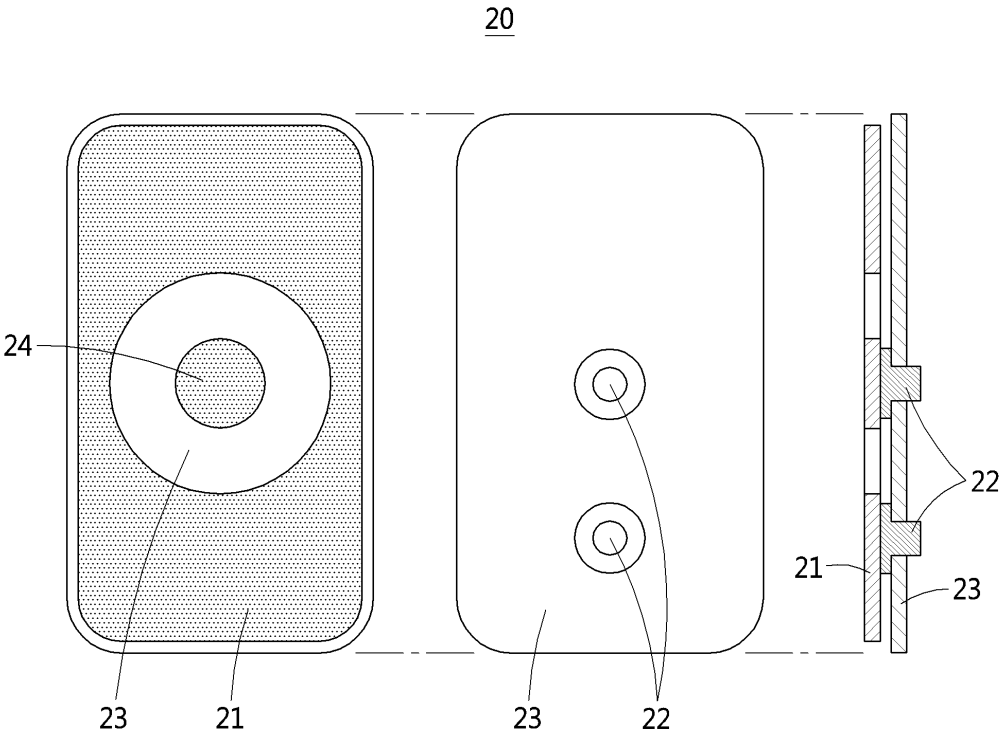
도면2a


100
110
120

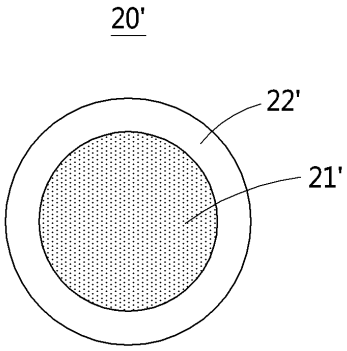
도면2b



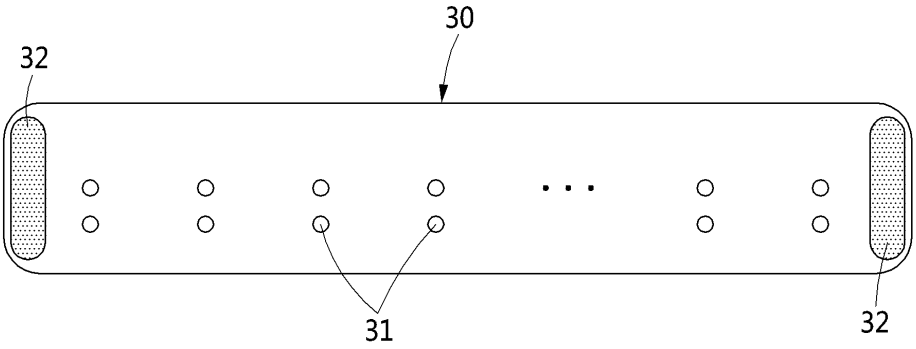
도면3a



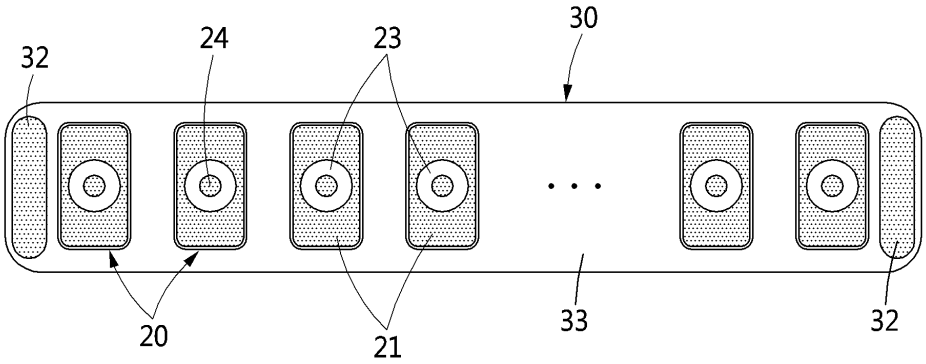
도면3b



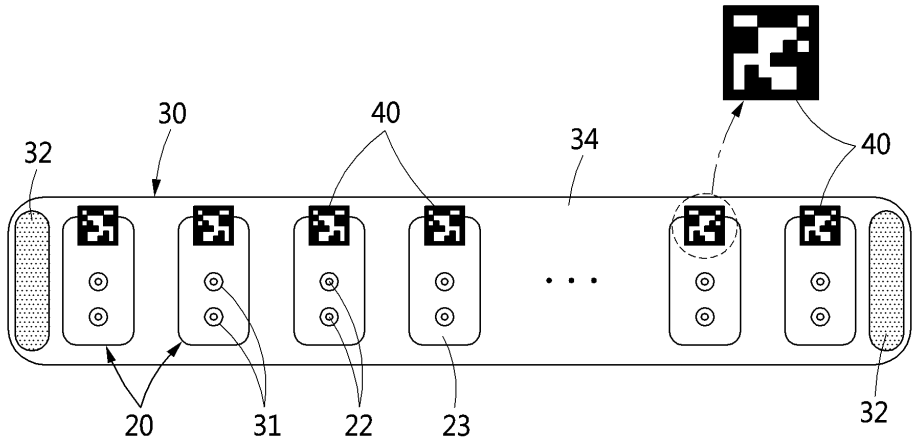
도면4a



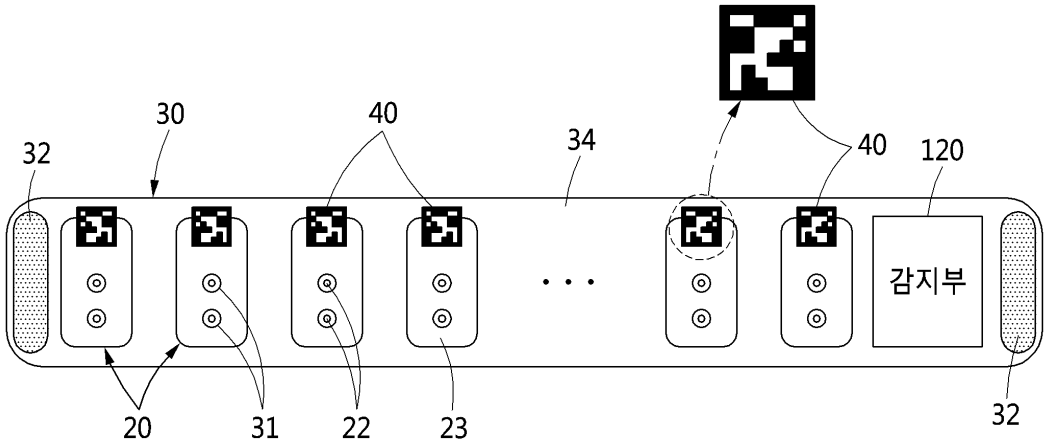
도면4b



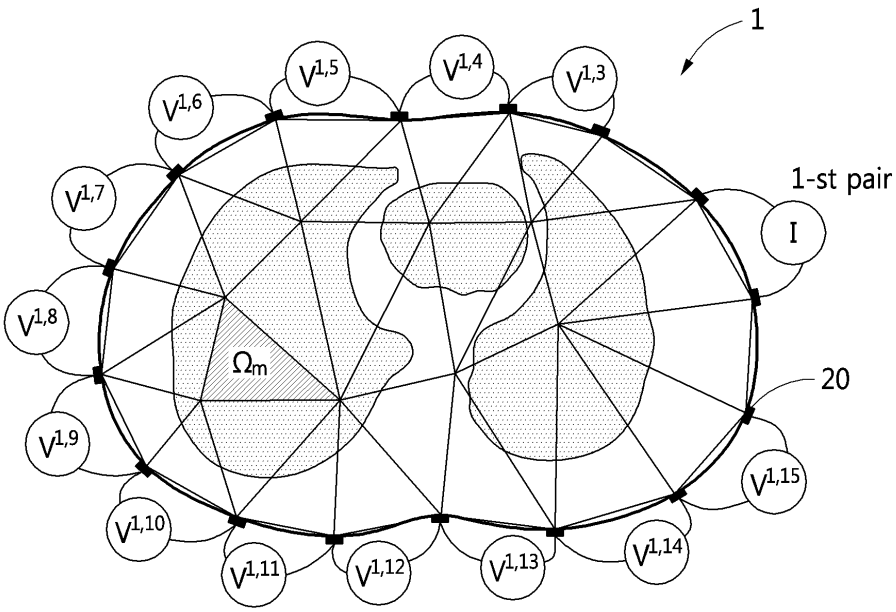
도면4c



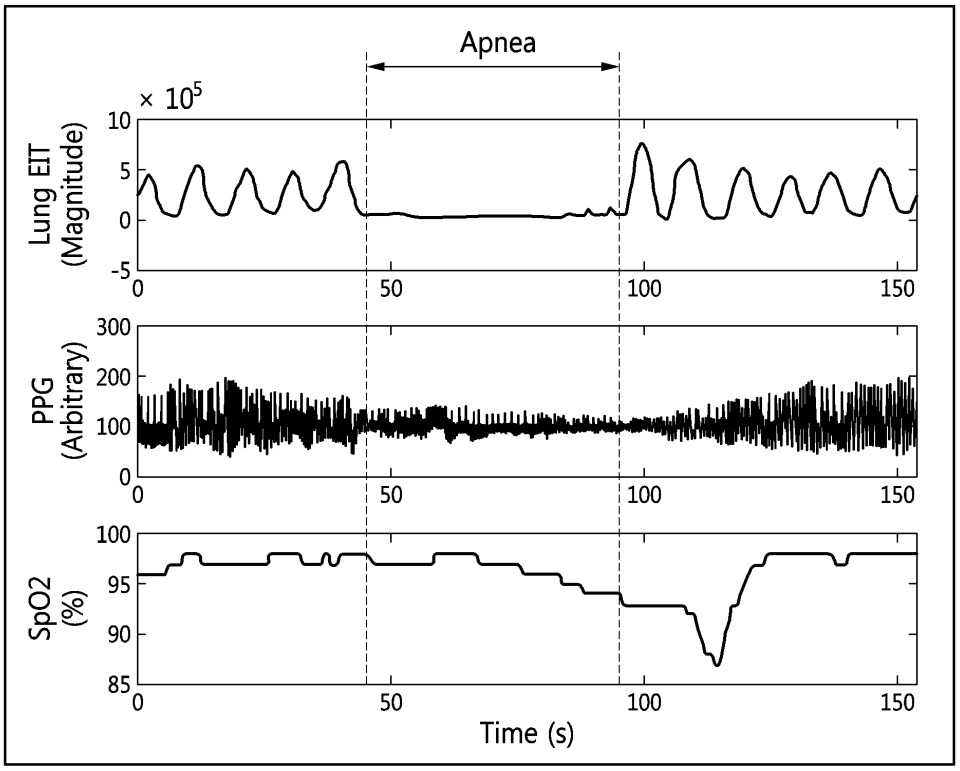
도면4d



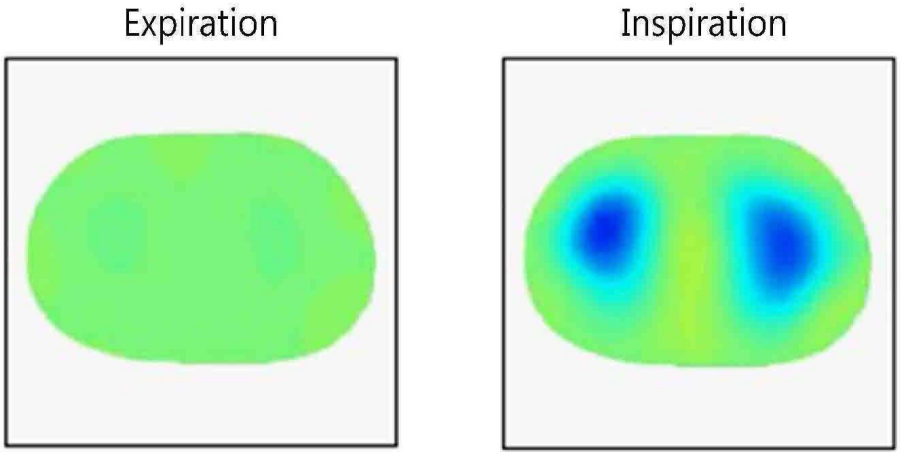
도면4e



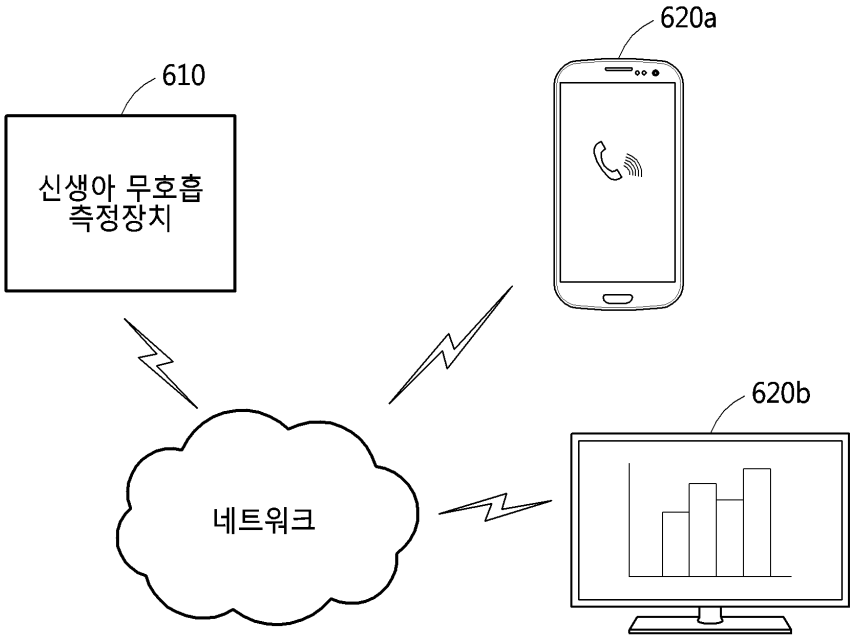
도면5a


Apnea
× 10^5
Lung EIT (Magnitude)
10
5
0
-5
0
50
100
150
PPG (Arbitrary)
300
200
100
0
SpO2 (%)
100
95
90
85
Time (s)

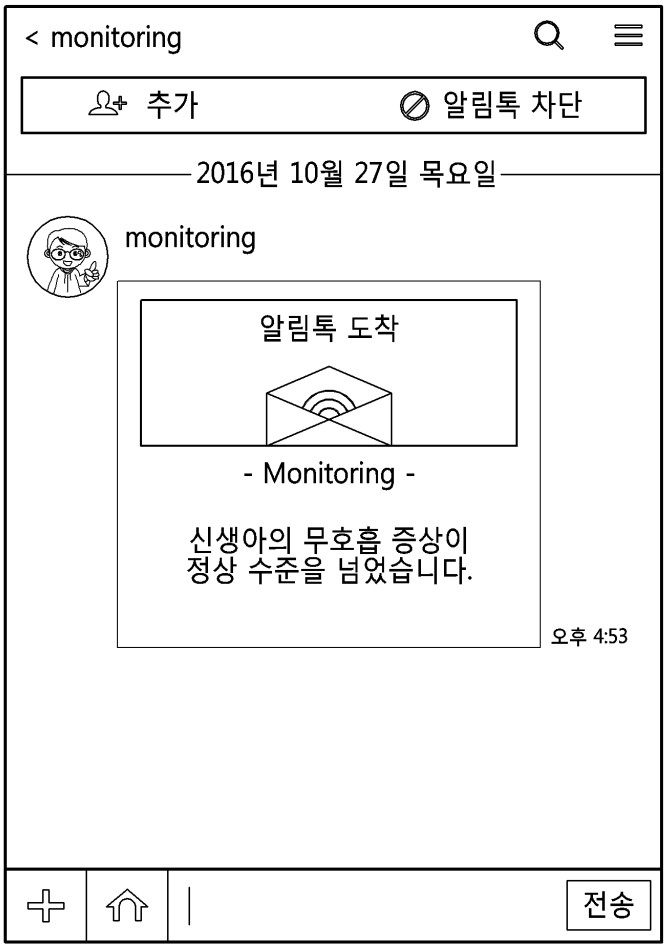
도면5b


Expiration
Inspiration

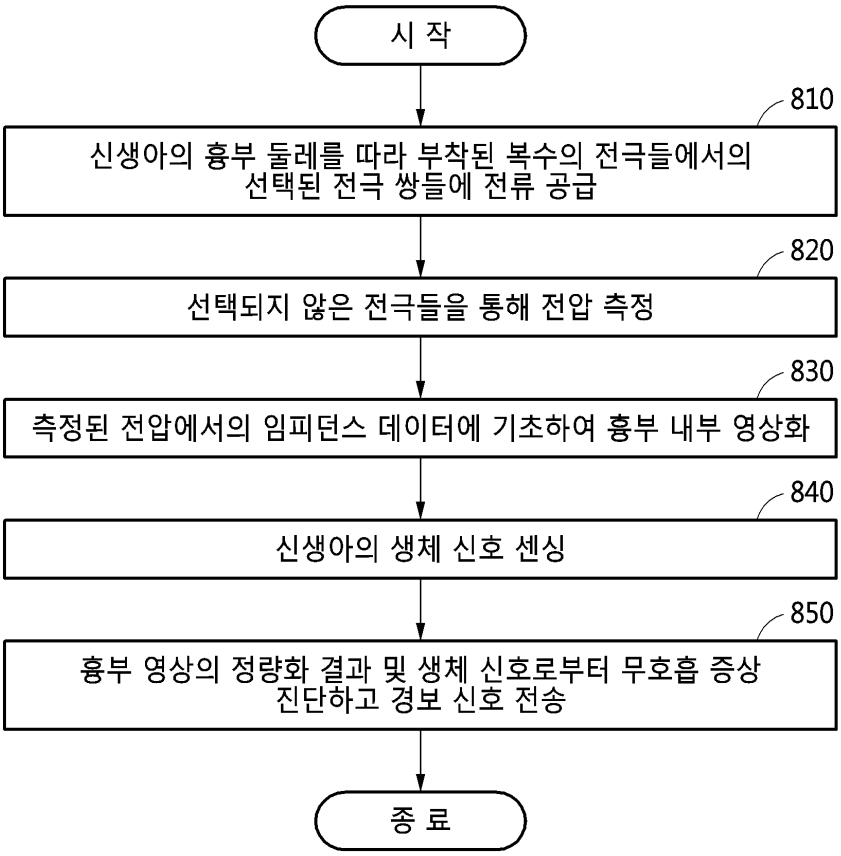
도면6


620a
610
신생아 무호흡
측정장치
620b
네트워크

도면7


< monitoring
추가
알림톡 차단
2016년 10월 27일 목요일
monitoring
알림톡 도착
- Monitoring -
신생아의 무호흡 증상이
정상 수준을 넘었습니다.
오후 4:53
전송

도면8


시 작
810
신생아의 흉부 둘레를 따라 부착된 복수의 전극들에서의 선택된 전극 쌍들에 전류 공급
820
선택되지 않은 전극들을 통해 전압 측정
830
측정된 전압에서의 임피던스 데이터에 기초하여 흉부 내부 영상화
840
신생아의 생체 신호 센싱
850
흉부 영상의 정량화 결과 및 생체 신호로부터 무호흡 증상 진단하고 경보 신호 전송
종 료