



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0062951
(43) 공개일자 2012년06월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/22 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2010-0123898

(22) 출원일자 2010년12월07일

심사청구일자 2012년04월30일

(71) 출원인

울산대학교 산학협력단

울산 남구 무거2동 산29

(72) 발명자

지영준

울산광역시 울주군 범서읍 모두박길 1-14, 203호

송영탁

울산광역시 울주군 범서읍 구영앞길 5-1

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인 충정

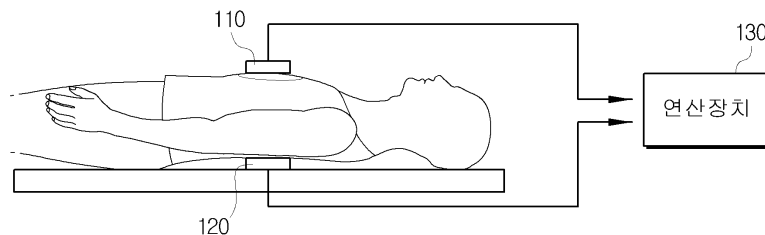
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 CPR에서 환자 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템 및 방법

(57) 요약

CPR에서 환자 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템 및 방법이 제공된다. 본 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템은, 환자의 흉부 상단에서의 제1 압박 가속도를 측정하는 제1 센서, 환자의 흉부 하단에서의 제2 압박 가속도를 측정하는 제2 센서 및 측정된 제1 압박 가속도와 제2 압박 가속도를 기초로 CPR 수행시에 환자의 흉부에 가해지는 압박 깊이를 추정하는 연산 장치를 포함한다. 이에 의해, 두 개의 가속도 센서를 이용하여 흉부 압박 깊이를 모니터링할 수 있게 되어, 하나의 가속도 센서만을 사용하여 흉부 압박 깊이를 측정하는 경우에 발생하는 오차를 줄일 수 있게 된다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

오재훈

울산광역시 울주군 범서읍 구영로 75-25, 동문굿
모닝힐아파트 103동 205호

강보승

서울특별시 용산구 이촌로 347, 10동 703호 (서빙
고동, 신동아아파트)

특허청구의 범위

청구항 1

환자의 흉부 상단에서의 제1 압박 가속도를 측정하는 제1 센서;

환자의 흉부 하단에서의 제2 압박 가속도를 측정하는 제2 센서; 및

상기 제1 센서와 상기 제2 센서에서 측정된 제1 압박 가속도와 제2 압박 가속도를 기초로, CPR(CardioPulmonary Resuscitation) 수행시에 환자의 흉부에 가해지는 압박 깊이를 추정하는 연산 장치;를 포함하는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 제2 센서는,

상기 환자의 흉부 하단에 부착되는 패치형 센서인 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 제2 센서는,

상기 환자의 흉부 하단과 접촉하는 CPR 보드 내에 마련되는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 연산장치는,

상기 제1 센서와 상기 제2 센서로부터 상기 제1 압박 가속도와 상기 제2 압박 가속도를 무선으로 전달받는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 연산장치는,

상기 제1 압박 가속도와 상기 제2 압박 가속도의 차를 적분하여 압박 속도를 산출하고, 산출된 압박 속도를 디트렌딩(de-trending)하여 직선 성분의 드리프트를 제거한 후 디트렌딩된 압박 속도를 적분한 결과를 이용하여 압박 깊이를 추정하는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템.

청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 연산장치는,

압박 속도 적분 결과에서 고점들을 검출하고, 고점들 사이를 인터폴레이션하여 베이스 라인을 산출하고, 압박 속도 적분 결과에서 베이스 라인을 감산한 후 검출된 저점들을 압박 깊이로 추정하는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 제1 센서와 상기 연산 장치는 모바일 기기에 마련되고,

상기 제2 센서는 상기 모바일 기기와 유선 또는 무선으로 통신가능하도록 연결되는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템.

청구항 8

환자의 흉부 상단에서의 제1 압박 가속도를 측정하는 제1 측정 단계;

환자의 흉부 하단에서의 제2 압박 가속도를 측정하는 제2 측정 단계; 및

상기 제1 측정 단계와 상기 제2 측정 단계에서 측정된 제1 압박 가속도와 제2 압박 가속도를 기초로, CPR(CardioPulmonary Resuscitation) 수행시에 환자의 흉부에 가해지는 압박 깊이를 추정하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 방법.

청구항 9

제 8항에 있어서,

상기 추정단계는,

상기 제1 압박 가속도와 상기 제2 압박 가속도의 차를 적분하여 압박 속도를 산출하는 단계;

산출된 압박 속도를 디트렌딩(de-trending)하여 직선 성분의 드리프트를 제거하는 단계; 및

디트렌딩된 압박 속도를 적분한 결과를 이용하여, 압박 깊이를 추정하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 방법.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 디트렌딩된 압박 속도를 적분한 결과를 이용하여, 압박 깊이를 추정하는 단계는,

압박 속도 적분 결과에서 고점들을 검출하는 단계;

고점들 사이를 인터폴레이션하여 베이스 라인을 산출하는 단계; 및

압박 속도 적분 결과에서 베이스 라인을 감산한 후 검출된 저점들을 압박 깊이로 추정하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 흉부 압박 깊이 모니터링 방법.

명세서

기술분야

본 발명은 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템 및 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 C P R을 수행하는 과정에서 환자에게 가해지는 흉부 압박 깊이를 모니터링하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

[0001]

배경 기술

- [0002] 심폐소생술(cardiopulmonary resuscitation, CPR)은 병원, 가정, 사고현장에서 인명 구조를 위한 가장 중요한 술기로 흉부 압박과 인공 호흡이 주요내용을 이룬다.
- [0003] 인공 호흡의 중요성은 과거에 비하여 줄어들고 있으나 적절한 흉부 압박을 통해 전문 의료시설에 이르는 동안 혈액을 뇌에 공급하는 것에 대한 중요성은 더욱 강조되고 있다.
- [0004] 대한 심폐소생협회를 포함한 국내외의 많은 전문기관과 협회에서는 정확하고 유효한 흉부 압박의 기준을 제시하고 있다. 구체적으로, 성인의 경우 분당 100회의 속도로 38-51mm(1.5-2 inch)의 압박 깊이로 체중을 실어 눌러줄 때 가장 소생율이 높은 것으로 알려져 있다. 그러나, 숙련된 사람이라 하더라도 응급환경에서 정확한 속도와 압박 깊이로 흉부 압박을 수행하기는 쉽지 않다.
- [0005] 정확하고 효과적인 흉부 압박 깊이를 모니터링 하기 위한 기술이 개발되어 지고 있다. 압박 주기의 문제는 비교적 단순하여 메트로놈을 활용하여 소리로 알려줌으로써 해결될 수 있다.
- [0006] 훈련과정에는 마네킹을 사용하여 압박 깊이를 그래프로 표현하여 실시간으로 피드백해줌으로써 적절한 깊이로 압박을 하도록 훈련을 받는다. 또한, 마네킹 내부에 깊이 방향으로의 변위 센서가 있어 이를 디지털로 변환하여 컴퓨터에 연결하는 방식으로 훈련과 평가에 사용된다.
- [0007] 응급실에서와 같은 실제상황에서는 자동 제세동기를 포함한 CPR 모니터링 장비가 사용된다. 이 시스템은 가속도 센서를 부착한 작은 프루브를 환자의 가슴에 올려놓고 CPR을 수행하도록 되어 있으며, 가속도 신호를 분석하여 가슴이 눌린 깊이를 추정하여 실시간으로 피드백시켜 준다. 적절한 깊이의 범위를 벗어나면 경고음을 발생하고, 적절 주기를 유도하는 메트로놈 소리를 발생해 준다.
- [0008] Perkins 등은 가속도 센서를 사용한 압박 깊이 모니터링 시스템을 침대 위에서 사용하는 경우에 실제 압박깊이보다 과도한 값을 피드백해 주어, 환자에게 가해지는 유효한 압박은 적절한 깊이보다 35-40%까지도 작을 수 있음을 보고하고 있다. 그러나, 매트리스를 사용하지 않은 단단한 바닥에서는 이러한 차이가 발생하지 않는 것으로 보고하였다. 결과적으로, 환자의 흉부 위에 얹은 가속도 센서로부터 추정한 총 이동거리는 실제로 흉부가 압박된 깊이와 매트리스가 눌린 깊이가 더해져서 표현되고 있다.
- [0009] 응급실과 중환자실에서 CPR이 시행되는 경우, 환자는 침대 위의 매트리스 위에 누워 있으므로 비치되어 있는 CPR 모니터링 장비에서 정확한 압박깊이를 피드백해주는 것은 의미가 있다. 하나의 가속도 센서만을 사용하는 경우는 환자의 바닥에 어떤 재료가 깔려 있을지 모르므로 Perkins 등이 보고한 문제를 피할 수 없다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0010] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은, 하나의 가속도 센서만을 사용하여 흉부 압박 깊이를 측정하는 경우에 발생하는 오차를 줄이기 위해, 환자의 등과 매트리스 사이에 가속도 센서를 하나 더 추가함으로써, 두 개의 가속도 센서를 이용하여 흉부 압박 깊이를 모니터링할 수 있는 시스템 및 방법을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

- [0011] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명에 따른, 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템은, 환자의 흉부 상단에서의 제1 압박 가속도를 측정하는 제1 센서; 환자의 흉부 하단에서의 제2 압박 가속도를 측정하는 제2 센서; 및 상기 제1 센서와 상기 제2 센서에서 측정된 제1 압박 가속도와 제2 압박 가속도를 기초로, CPR 수행시에 환자의 흉부에 가해지는 압박 깊이를 추정하는 연산 장치;를 포함한다.
- [0012] 그리고, 상기 제2 센서는, 상기 환자의 흉부 하단에 부착되는 패치형 센서일 수 있다.
- [0013] 또한, 상기 제2 센서는, 상기 환자의 흉부 하단과 접촉하는 CPR 보드 내에 마련될 수 있다.

- [0014] 그리고, 상기 연산장치는, 상기 제1 센서와 상기 제2 센서로부터 상기 제1 압박 가속도와 상기 제2 압박 가속도를 무선으로 전달받을 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 연산장치는, 상기 제1 압박 가속도와 상기 제2 압박 가속도의 차를 적분하여 압박 속도를 산출하고, 산출된 압박 속도를 디트렌딩(de-trending)하여 직선 성분의 드리프트를 제거한 후 디트렌딩된 압박 속도를 적분한 결과를 이용하여 압박 깊이를 추정하는 것이 바람직하다.
- [0016] 그리고, 상기 연산장치는, 압박 속도 적분 결과에서 고점들을 검출하고, 고점들 사이를 인터폴레이션하여 베이스 라인을 산출하고, 압박 속도 적분 결과에서 베이스 라인을 감산한 후 검출된 저점들을 압박 깊이로 추정하는 것이 바람직하다.
- [0017] 또한, 상기 제1 센서와 상기 연산 장치는 모바일 기기에 마련되고, 상기 제2 센서는 상기 모바일 기기와 유선 또는 무선으로 통신가능하도록 연결될 수 있다.
- [0018] 한편, 본 발명에 따른, 흉부 압박 깊이 모니터링 방법은, 환자의 흉부 상단에서의 제1 압박 가속도를 측정하는 제1 측정 단계; 환자의 흉부 하단에서의 제2 압박 가속도를 측정하는 제2 측정 단계; 및 상기 제1 측정 단계와 상기 제2 측정 단계에서 측정된 제1 압박 가속도와 제2 압박 가속도를 기초로, CPR 수행시에 환자의 흉부에 가해지는 압박 깊이를 추정하는 단계;를 포함한다.
- [0019] 그리고, 상기 추정단계는, 상기 제1 압박 가속도와 상기 제2 압박 가속도의 차를 적분하여 압박 속도를 산출하는 단계; 산출된 압박 속도를 디트렌딩(de-trending)하여 직선 성분의 드리프트를 제거하는 단계; 및 디트렌딩된 압박 속도를 적분한 결과를 이용하여, 압박 깊이를 추정하는 단계;를 포함하는 것이 바람직하다.
- [0020] 또한, 상기 디트렌딩된 압박 속도를 적분한 결과를 이용하여, 압박 깊이를 추정하는 단계는, 압박 속도 적분 결과에서 고점들을 검출하는 단계; 고점들 사이를 인터폴레이션하여 베이스 라인을 산출하는 단계; 및 압박 속도 적분 결과에서 베이스 라인을 감산한 후 검출된 저점들을 압박 깊이로 추정하는 단계;를 더 포함하는 것이 바람직하다.

발명의 효과

- [0021] 이상 설명한 바와 같이, 본 발명에 따르면, 환자의 등과 매트리스 사이에 가속도 센서를 하나 더 추가함으로써, 두 개의 가속도 센서를 이용하여 흉부 압박 깊이를 모니터링할 수 있게 되어, 하나의 가속도 센서만을 사용하여 흉부 압박 깊이를 측정하는 경우에 발생하는 오차를 줄일 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템을 도시한 도면,
 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템을 도시한 도면,
 도 3은 압박 깊이 추정 알고리즘의 설명에 제공되는 흐름도,
 도 4는, 수학적 식 1에 나타난 방법으로 흉부 압박 깊이를 추정한 결과를 도시한 도면,
 도 5는, 도 2에 도시된 알고리즘에 따라 흉부 압박 깊이를 추정한 결과를 도시한 도면,
 도 6은 시뮬레이션을 위한 데이터 취득 상황을 나타낸 도면,
 도 7은 본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템을 이용하여 흉부 압박 깊이를 추정한 결과가 도시된 도면, 그리고,
 도 8은 본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템의 유효성을 입증하기 위한 실험의 결과를 요약한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명을 보다 상세하게 설명한다.

[0024] **1. 두 개의 가속도 센서를 사용한 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템**

[0025] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템을 도시한 도면이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템은, 상단 센서(110), 하단 센서(120) 및 연산 장치(130)를 구비한다.

[0026] 상단 센서(110)는 환자의 흉부 상단에 부착되어, 환자의 흉부 상단에서의 압박 가속도를 측정한다. 하단 센서(120)는 환자의 흉부 하단에 부착되어, 환자의 흉부 하단에서의 압박 가속도를 측정한다.

[0027] 이하, 표기와 설명의 편의를 위해, '환자의 흉부 상단에서의 압박 가속도'를 '상단 압박 가속도'로 지칭하고, '환자의 흉부 하단에서의 압박 가속도'를 '하단 압박 가속도'로 지칭한다.

[0028] 도 1에 도시된 상단 센서(110)와 하단 센서(120)는 모두 패치형으로, 환자의 흉부 상단과 흉부 하단(등)에 각각 부착되어 있다. 하지만, 이는 설명의 편의를 위한 일 예에 불과한 것으로 이와 다르게 구현하는 것이 가능하다.

[0029] 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템을 도시한 도면이다. 도 2에 도시된 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템에서, 상단 센서(110)는 패치형으로 도 1에 도시된 것과 동일하다. 하지만, 도 2에 도시된 하단 센서(120)는 CPR 보드 내장형으로, 패치형인 도 1의 하단 센서와 차이가 있다.

[0030] CPR 보드는 환자의 흉부 하단과 접촉하고 있으므로, CPR 보드 내에 마련되는 하단 센서(120)도 하단 압박 가속도를 측정하는 데에는 아무런 문제가 없다.

[0031] 한편, 상단 센서(110)와 하단 센서(120)는 가속도 센서의 일종인 MMA7260QT(Free Scale Semiconductor Inc., USA)를 사용하여, $-2g$ (여기서 g 는 중력가속도로써 $9.8m/s^2$)에서 $+2g$ 사이의 가속도를 $0 \sim +3.3$ volt의 전압신호로 변환하여 측정가능하다.

[0032] 연산 장치(130)는, 1) 측정된 상단 압박 가속도를 상단 센서(110)로부터 수신하고, 2) 측정된 하단 압박 가속도를 하단 센서(120)로부터 수신한다. 이때, 연산 장치(130)는 상단 센서(110)와 하단 센서(120)로부터 압박 가속도들을 유선으로 수신할 수 있음은 물론, 무선으로 수신할 수도 있다. 그리고, 무선통신 방식으로 블루투스TM가 적용될 수 있지만, 이와 다른 무선통신 방식이 적용될 수 있음은 물론이다.

[0033] 연산 장치(130)는, 수신한 상단 압박 가속도와 하단 압박 가속도를 기초로, CPR 수행시에 환자의 흉부에 가해지는 압박 깊이를 추정한다. 본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템의 연산 장치(130)는, 흉부 압박 깊이 추정시 상단 압박 가속도 외에 하단 압박 가속도를 함께 이용한다. 이에 따라, 매트리스 또는 CPR 보드가 눌린 깊이를 반영하여 흉부 압박 깊이를 보다 정확하게 추정할 수 있게 된다.

[0034] 이를 위해, 연산 장치(130)는 수신한 상단 압박 가속도와 하단 압박 가속도를 디지털 데이터로 변환한 후에, 흉부 압박 깊이를 추정하게 된다.

[0035] 디지털 데이터 변환은, NI-DAQ 920S와 Labview(National Instrument Co., USA)를 사용하여 수행가능하고, 샘플링 주파수는 $1kHz$ 로 설정할 수 있다.

[0036] 한편, 압박 깊이 추정은, Matlab R2008a(Mathwork Co., USA)를 이용하여 수행가능하며, 이하에서 압박 깊이 추정 알고리즘에 대해 상세히 설명한다.

[0037] **2. 두 개의 가속도 센서를 사용한 압박 깊이 추정 알고리즘**

[0038] 상단 센서(110)와 하단 센서(120)에서 측정되어 연산 장치(130)로 전달되는 물리량은 반복적인 흉부 압박에 따른 주기성이 높은 가속도 신호이다. 연산 장치(130)는 수신된 가속도 신호($a(t)$)를 아래의 수식식 1에 나타난 바와 같이, 적분하여 속도($v(t)$)를 구하고, 이를 다시 적분하면 수직 방향의 압박 깊이 ($d(t)$)를 구할 수 있다.

수학식 1

$$d(t) = \int v(t)dt + C_v = \iint a(t)dt + C_v t + C_a$$

[0039]

[0040]

하지만, 적분상수들(C_v , C_a)에 따른 오차의 누적이 상당하므로 수학적 적분만으로는 압박 깊이를 추정하는데 한계가 있다. 이에 따라, 본 실시예에서는 흉부 압박을 수행할 때 발생하는 가속도 신호의 주기성과 최고점에서 최저점에 이르는 상대적인 거리만이 유효한 정보임을 활용하여, 도 3에 도시된 압박 깊이 추정 알고리즘에 따라 압박 깊이 추정을 수행한다.

[0041]

도 3에 도시된 바와 같이, 상단 압박 가속도와 하단 압박 가속도는 상단 센서(110)와 하단 센서(120)에서 각각 측정되어(S210), 연산 장치(130)로 전달된 후 디지털 데이터로 변환된다.

[0042]

이후, 연산 장치(130)는 흉부 상단 압박 가속도와 흉부 하단 압박 가속도의 차를 산출한 후(S220), 산출된 가속도 차를 적분하여 압박 속도를 산출한다(S230).

[0043]

그리고, 연산 장치(130)는 산출된 압박 속도를 디트렌딩(de-trending)하여, 직선 성분의 드리프트를 제거한다(S240).

[0044]

다음, 연산 장치(130)는 디트렌딩된 압박 속도를 적분하고(S250), 압박 속도 적분 결과에서 고점들을 검출한 후(S260), 고점들 사이를 인터폴레이션하여 베이스 라인 산출한다(S270).

[0045]

그리고, 연산 장치(130)는 압박 속도 적분 결과에서 베이스 라인을 감산하고(S280), 베이스 라인이 감산된 압박 속도 적분 결과에서 저점들을 검출하여(S290), 검출된 저점들을 흉부 압박 깊이로 추정한다(S300).

[0046]

도 4에는, 도 2에 도시된 S240단계 및 S270단계 내지 S290단계가 배제된 경우, 즉 수학식 1에 나타난 방법으로 흉부 압박 깊이를 추정한 결과를 도시하였다.

[0047]

도 4에 도시된 바에 따르면, CPR 수행시 반복적으로 이루어지는 흉부 압박에 의해 적분 상수들(C_v , C_a)에 의한 오차가 누적되어, 시간이 경과함에 따라 계속 증가(혹은 감소)하는 성분이 생기는 것을 확인할 수 있다. 이 오차는 수십 초가 경과된 후에는 원 신호의 진폭보다 더 크게 관찰된다.

[0048]

또한, 도 4에 도시된 바와 같이, 하강 직선 형태의 드리프트에 추가하여 매번 압박이 가해질 때마다 고점이 균일하지 못한 것은, 흉부압박 이후에 원위치로 회복이 완벽히 이루어지기 전에 다음 압박이 시작되기 때문이다.

[0049]

하지만, 도 2에 도시된 S240단계 및 S270단계 내지 S290단계를 수행하게 되면, 적분 상수들(C_v , C_a)에 의해 발생되는 오차 성분인 선형 드리프트 성분이 제거되므로, 원 신호만이 관찰되는데, 이는 도 5에 도시되어 있다.

[0050]

본 실시예에 따르면, 흉부 압박 깊이의 고점들을 검출하여 사이를 인터폴레이션 하여 베이스 라인 산출하고, 베이스 라인을 감산한 후 검출된 저점들을 흉부 압박 깊이로 추정하게 되므로, 도 5에 도시된 바와 같이 위쪽으로 정렬된 파형을 얻을 수 있다.

[0051]

도 5에 도시된 바와 같은 결과가 나온 것은, 실제로 흉부를 압박할 때 회복(recoil)을 같은 높이로 완벽하게 행했음을 의미하는 것은 아니다. 상대적인 깊이 정보만이 요구되므로 기준점을 잡아서 맞추어 표현하였기 때문이다. 도 5에서 저점들이 실제 흉부 압박 깊이를 나타낸다.

[0052]

3. 컴퓨터 시뮬레이션

[0053]

본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템을 실제작하고, 도 6에 도시된 바와 같이 심폐소생술 훈련용 마네킹(Skill Reporter, Laerdal Medical, Orpington, UK)을 대상으로 검증 실험을 진행하였다.

[0054]

마네킹에는 흉부 압박 가속도를 측정할 수 있는 센서들이 내장되어 있고 이를 컴퓨터에 연결할 수 있도록 장치가 되어 있어, 측정된 흉부 압박 가속도들을 기준으로 흉부 압박 깊이를 추정하여 정확도를 분석하였다.

[0055]

시술자는 마네킹에 연결된 컴퓨터 프로그램을 보면서 규정된 압박 깊이 및 압박 주기를 유지하였다. 도 6에

도시된 바와 같이, 마네킹 가슴에 마련된 상단 센서가 시술자의 손 아래 위치하고 있고, 선으로 컴퓨터에 연결되어 있음을 확인할 수 있다.

[0056] 그리고, 하단 센서는 마네킹의 등부분에 부착하여 매트리스의 눌린 범위를 측정할 수 있도록 하였다. 한편, 실험시에는, 마네킹 등에 아무것도 깔지 않은 바닥에서 수행할 때와, 의료 현장에서 사용되는 매트리스(두께 75mm, 표면재질 폴리우레탄, 내부는 스펀지 종류의 foam, 1059-326-140, Stryker Co., USA)를 깔고 흉부압박을 행할 때의 데이터를 취득하였다.

[0057] 각각의 경우에 센서들에서 측정된 값을 기준으로 하여 기존과 같이 하나의 센서만을 활용한 경우와 본 실시예와 같이 두 개의 센서를 사용한 경우를 비교하여, 본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템과 흉부 압박 깊이 추정 알고리즘의 유효성을 검증하였다.

[0058] 도 7에는 본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템을 이용하여 흉부 압박 깊이를 추정한 결과가 도시된 도면이다. 도 7의 상부에 도시된 파형은 마네킹 가슴 상단에 위치한 상단 센서에서 측정된 신호이고, 도 7의 중간에 도시된 파형은 이를 적분하여 간단히 평탄화(de-trend)시켜 속도정보로 표현한 것이며, 도 7의 하단에 도시된 파형은 이를 다시 적분하여 흉부 압박 깊이를 주기마다 0점 기준으로 끌어올려 도시한 파형이다.

[0059] 도 7에 도시된 바에 따르면, 8초 동안 13회 가량의 압박이 진행되었는데, 54초 이후에는 인위적으로 압박을 약하게 하여 이에 비례하여 흉부 압박 깊이도 작게 나타남을 확인할 수 있다.

[0060] 한편, 도 8은 본 실시예에 따른 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템의 유효성을 입증하기 위한 실험의 결과를 요약한 도면이다. 도 8에는 마네킹을 단단한 바닥(floor)에 두고 약 30초간 흉부 압박을 시행하고 5분간의 휴식 후에 바닥에 전술한 매트리스(mattress)를 깔고 30초간 흉부 압박을 시행했을 때의 흉부 압박 깊이의 평균치가 나타나 있다.

[0061] 여기서는, 마네킹 내부에 장착된 센서에서 생성하는 값을 기준으로 사용하였고, 하나의 가속도 센서를 사용한 경우의 흉부 압박 깊이 추정 결과의 평균치와 두개의 가속도 센서를 사용한 경우의 흉부 압박 깊이 추정 결과의 평균치를 도 8을 통해 확인할 수 있다.

[0062] 예상한 바와 같이, 단단한 바닥에서는 마네킹에서 측정한 평균 압박 깊이 43.7mm(표준편차 1.93)에 대하여, 하나의 가속도 센서를 사용한 압박 깊이는 44.2mm(표준편차 2.18)이고, 두 개의 가속도 센서를 사용하여 추정한 압박 깊이가 44.6mm(표준편차 1.83)으로 유의미한 차이를 보이지 않았다. 이는 매트리스가 없어서 하단 센서가 눌리지 않았기 때문이다.

[0063] 반면에 바닥에 매트리스를 깔고 수행한 실험에서는 마네킹의 평균 압박 깊이 43.6mm(표준편차 1.64)에 대하여, 하나의 가속도 센서를 사용하여 추정한 깊이는 61.4mm(표준편차 1.87)인 반면, 두 개의 가속도 센서를 사용하여 추정한 깊이는 44.3mm(표준편차 1.59)의 결과를 보였다.

[0064] 이에 따르면, 7cm 두께의 매트리스 위에서 흉부압박을 하는 경우, 하나의 가속도 센서만을 사용하여 압박 깊이를 모니터링 하면 실제 압박깊이보다 40%나 큰 값으로 표현해줄 가능성이 있음을 확인할 수 있었다. 하지만, 두 개의 센서를 이용하여 측정하는 경우, 이러한 오차가 보상되어 정확한 값으로 표현해줄 수 있음을 보여주는 결과라 할 수 있다.

[0065] 4. 연산장치 구현

[0066] 연산장치는 컴퓨터는 물론, 연산 수행이 가능한 다른 전자기기로 구현할 수 있다. 이에 따라, 스마트 폰과 모바일 PC로 연산장치를 구현할 수 있으며, 다만 이 경우에는 흉부 압박 깊이 모니터링을 수행하는데 이용되는 어플리케이션을 설치할 것이 요구된다.

[0067] 한편, 가속도 센서를 구비한 스마트 폰과 같은 모바일 기기는, 상단 센서(110)와 연산 장치(130)의 기능을 모두 수행할 수 있다. 따라서, 흉부 압박 깊이 모니터링 시스템은 가속도 센서를 구비한 모바일 기기와 하단 센서로 구축하는 것이 가능하다. 이 경우, 하단 센서는 모바일 기기와 통신가능하도록 연결되어 궁극적으로 모바일 기기에 마련된 연산 장치와 데이터 통신을 수행할 것이 요구된다. 이때, 하단 센서와 모바일 기기 간의 통신 방식은 유선과 무선을 불문한다.

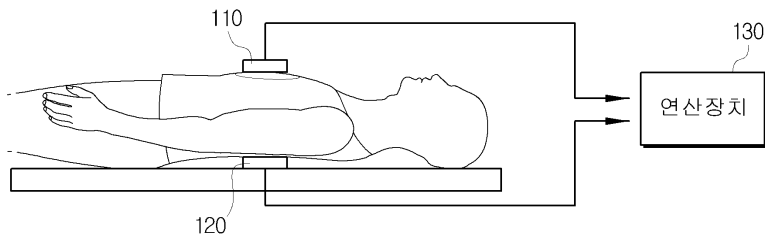
[0068] 또한, 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특정의 실시예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어져서는 안될 것이다.

부호의 설명

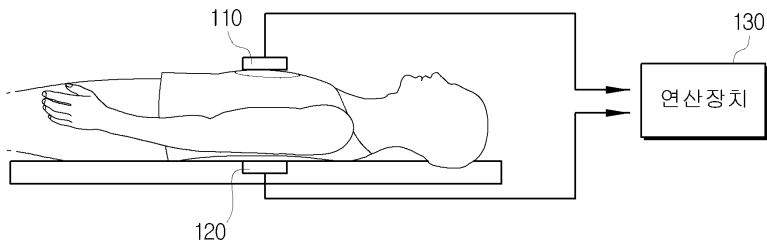
[0069] 110 : 상단 센서
120 : 하단 센서
130 : 연산 장치

도면

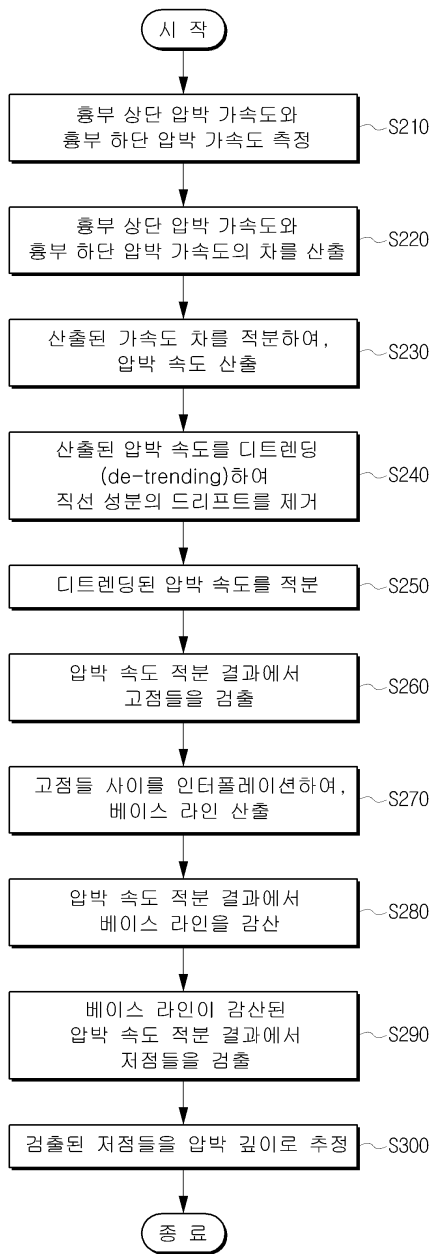
도면1



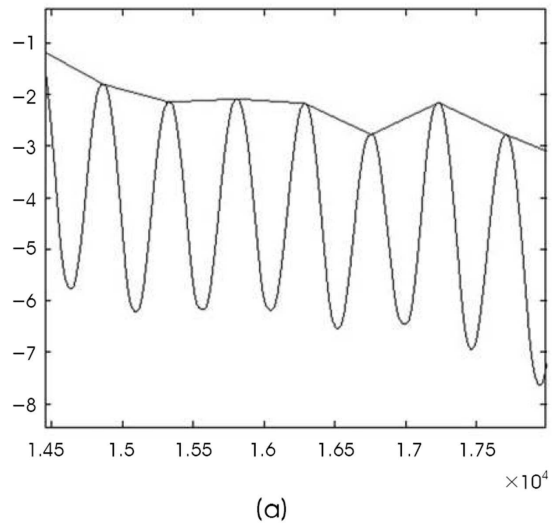
도면2



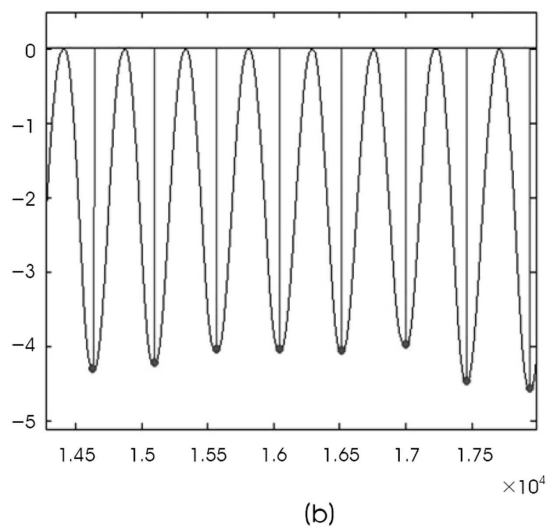
도면3



도면4



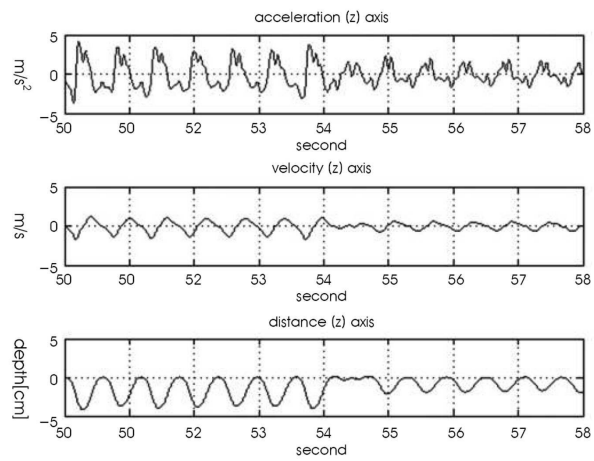
도면5



도면6



도면7



도면8

(단위 mm)

	reference (manikin)	single accel. (a1)	dual accel. (a1, a2)
floor (n=53)	43.7(1.93)	44.2(2.18)	44.6(1.83)
mattress (n=49)	43.6(1.64)	61.4(1.87)*	44.3(1.59)