



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년08월30일
(11) 등록번호 10-1302600
(24) 등록일자 2013년08월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/053 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0092695
(22) 출원일자 2012년08월24일
심사청구일자 2012년08월24일
(30) 우선권주장
1020120053858 2012년05월21일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
KR100948941 B1*
KR1020050085755 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
건국대학교 산학협력단
서울특별시 광진구 능동로 120, 건국대학교내 (화양동)
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50, 연세대학교 (신촌동)
(72) 발명자
이주현
서울특별시 강동구 성내동 452-2 파크뷰 진도 40 1호
이정환
경기도 수원시 영통구 망포동 늘푸른벽산아파트 114-1502
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
민혜정

전체 청구항 수 : 총 7 항

심사관 : 나선희

(54) 발명의 명칭 **전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서**

(57) 요약

본 발명은, 발진부로부터 진동신호를 수신하면 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 관한 것이다.

본 발명은, 발진부로부터 진동신호를 수신하면, 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 있어서, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사(conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하며, 상기 나선형 코일에서 코일선과 코일선 사이에는 절연체로 이루어진 접촉방지부를 구비하되, 상기 접촉방지부는 실로 스티치를 행하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도4



(72) 발명자

지선욱

부산광역시 수영구 민락동 168-14 14통4반

이영재

경기도 하남시 초이동 163-7

특허청구의 범위

청구항 1

발진부로부터 진동신호를 수신하면, 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 있어서,

중앙부위에 자속을 집속시킬 수 있도록, 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사 (conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하며,

상기 나선형 코일에서 코일선과 코일선 사이에는 절연체로 이루어진 접촉방지부를 구비하되, 상기 접촉방지부는 실로 스티치를 행하여 이루어진 것을 특징으로 하는 유도용량성 생체신호 측정 센서.

청구항 2

발진부로부터 진동신호를 수신하면, 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 있어서,

2개의 직물지 사이에, 중앙부위에 자속을 집속시킬 수 있도록, 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을 위치시키며,

2개의 직물지는 코일선의 두께와 같은 높이의 기둥형태 또는 울타리 형태로 이루어진 입체구조물들을 구비하고, 코일선 사이 공간에서, 2개의 직물지의 입체구조물이 서로 교차되게 배치되어 코일간 접촉방지되도록 하는 것을 특징으로 하는 유도용량성 생체신호 측정 센서.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 나선형 코일은 2개의 직물지 중 한 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사 (conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하여 이루어진 것을 특징으로 하는 유도용량성 생체신호 측정 센서.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

유도용량성 생체신호 측정 센서를 신호검출부와 연결하는 방법은 전도성 실을 사용한 재봉하는 방법, 스냅 또는 단추를 이용하는 방법, 납땀을 이용하는 방법, 버클 또는 클립 또는 후크를 이용하는 방법, 전도성 글루잉을 이용하는 방법, 전도성 백크로를 이용하는 방법, 전도성 지퍼를 이용하는 방법 중 어느 하나를 사용하는 것을 특징으로 하는 유도용량성 생체신호 측정 센서.

청구항 5

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

나선형 코일은 원형으로 이루어진 것을 특징으로 하는 유도용량성 생체신호 측정 센서.

청구항 6

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

나선형 코일은 사각형으로 이루어진 것을 특징으로 하는 유도용량성 생체신호 측정 센서.

청구항 7

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

나선형 코일의 중앙부위에 자속을 집속시킬 수 있는 강자성체의 코어를 더 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서.

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은, 발진부로부터 진동신호를 수신하면 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 관한 것으로, 보다 상세히는, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사(conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하며, 상기 나선형 코일에서 코일선과 코일선 사이에는 절연체인 실로 스티치를 행하여 이루어진 접촉방지부를 구비하는, 유도용량성 생체신호 측정 센서에 관한 것이다.

배경기술

- [0002] 직물기반의 전극은 최근 들어 많이 연구되고 있으나, 아직 이렇다할 제품이 나와 있지 않다.
- [0003] 인체나 물체를 비접촉방식으로 감지하기 위해 근접센서가 사용되는데, 가장 많이 이용되는 센서로는 정전용량형 센서가 있다,
- [0004] 종래의 정전용량형 센서는 필름 재질의 기체에 전극을 형성하여 방향성을 가지고 근접하는 물체를 감지함으로써 설치가 쉽고, 또한 가격이 저렴하다. 그러나 이는 필름 재질에 형성된 전극으로, 전극이 탈락되기 쉬우며, 또한 열에 의해 필름 재질의 기체와 전극사이에 틈이 생겨 잡음이 생길 가능성이 높다.
- [0005] 따라서 본 발명은 전도성 실 또는 전도성 직물 기반 코일 형 자계 센서를 구성하여, 유도용량(Inductance)변화를 이용한 생체조직의 체적변화 검출하는 유도용량성 생체신호 측정 센서를 제안한다.
- [0006] 특히, 본 발명은 심장박동, 심전도 신호 등을 비접촉으로 검출하기 위하여, 전자기학적으로 인체와 근접한 면에서 인덕턴스(Inductance)를 형성하는 전도성 실 또는 직물 기반의 코일 형태의 유도성(inductive)센서를 이용하여, 심장근육의 움직임으로 인한 도전율(conductivity, σ)의 변화가 유도된 와상전류(eddy current)에 의한 유도성센서의 인덕턴스의 변화를 일으키게 되고, 변화된 인덕턴스를 발진회로를 이용하여 주파수 변조시킨 후, 복조기(demodulator)을 이용하여 심장의 움직임을 검출할 수 있는, 유도용량성 생체신호 측정 센서와 그 구동장치 및 구동방법을 제안한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 해결하고자 하는 과제는, 발진부로부터 진동신호를 수신하면 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 있어서, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사(conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하며, 상기 나선형 코일에서 코일선과 코일선 사이에는 절연체인 실로 스티치를 행하여 이

구어진 접촉방지부를 구비하는, 유도용량성 생체신호 측정 센서를 제공하는 것이다.

[0008] 본 발명의 해결하고자 하는 다른 과제는, 발진부로부터 진동신호를 수신하면, 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 있어서, 2개의 직물지 사이에, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을 위치시키며, 2개의 직물지는 코일선의 두께와 같은 높이의 기둥형태 또는 울타리 형태로 이루어진 입체구조물들을 구비하고, 코일선 사이 공간에서, 2개의 직물지의 입체구조물이 서로 교차되게 배치되어 코일간 접촉방지되도록 이루어진 유도용량성 생체신호 측정 센서를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기 과제를 해결하기 위해, 본 발명은, 발진부로부터 진동신호를 수신하면, 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 있어서, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사(conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하며, 상기 나선형 코일에서 코일선과 코일선 사이에는 절연체로 이루어진 접촉방지부를 구비하되, 상기 접촉방지부는 실로 스티치를 행하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[0010] 또한, 본 발명은, 발진부로부터 진동신호를 수신하면, 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력하는 유도용량성 생체신호 측정 센서에 있어서, 2개의 직물지 사이에, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을 위치시키며, 2개의 직물지는 코일선의 두께와 같은 높이의 기둥형태 또는 울타리 형태로 이루어진 입체구조물들을 구비하고, 코일선 사이 공간에서, 2개의 직물지의 입체구조물이 서로 교차되게 배치되어 코일간 접촉방지되도록 하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 나선형 코일은 상기 2개의 직물지 중 한 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사(conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하여 이루어질 수 있다.

[0012] 유도용량성 생체신호 측정 센서를 신호검출부와 연결하는 방법은 전도성 실을 사용한 재봉하는 방법, 스냅 또는 단추를 이용하는 방법, 납땀을 이용하는 방법, 버클, 클립, 후크 중 어느 하나를 이용하는 방법, 전도성 글루잉을 이용하는 방법, 전도성 벨크로를 이용하는 방법, 전도성 지퍼를 이용하는 방법 중 어느 하나를 사용한다.

[0013] 코일은 회오리 형태를 가지는 원형나선형 코일이거나 사각형나선형 코일일 수 있다.

[0014] 나선형 코일의 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있는 강자성체의 코어를 더 포함하여 이루어질 수 있다.

[0015] 삭제

발명의 효과

[0017] 본 발명의 유도용량성 생체신호 측정 센서에 의하면, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사(conductive yarn)를 이용하여 자수(embroidery)로 형성하며, 상기 나선형 코일에서 코일선과 코일선 사이에는 절연체로 이루어진 접촉방지부를 구비하되, 상기 접촉방지부는 실로 스티치를 행하여 이루어져, 전도성 직물 기반 코일형 자체 센서를 구성한다. 이는 발진부로부터 진동신호를 수신하면, 시변함수의 인덕터가 형성되어, 생체신호가 포함된 진동신호를 출력함으로써, 유도용량변화를 이용한 생체조직의 체적변화를 검출할 수 있다.

또한 발명의 배경이 되는 기술에 기재된 종래의 정전용량형 센서와 같이 설치가 쉽고, 가격이 저렴하면서, 종래의 정전용량형 센서는 필름 재질에 형성된 전극으로, 전극이 탈락되기 쉬우며, 또한 열에 의해 필름 재질의 기재와 전극사이에 틈이 생겨 잡음이 생길 가능성이 높은 점을 해소한다.

또한, 본 발명의 유도용량성 생체신호 측정 센서는, 2개의 직물지 사이에, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을 위치시키며, 2개의 직물지는 코일선의 두께와 같은 높이의 기둥형태 또는 울타리 형태로 이루어진 입체구조물들을 구비하고, 코일선 사이 공간에서, 2개의 직물지의 입체구조물이 서로 교차되게 배치되어 코일간 접촉방지되도록 하여 이루어질 수 있으며, 이 또한, 종래의 정전용량형 센서와 같이 설치가 쉽고, 가격이 저렴하면서, 종래의 정전용량형 센서의 상기 단점들을 해소한다.

[0018] 또한, 본 발명은, 심장박동, 심전도 신호 등을 비접촉으로 검출하기 위하여 전자기학적으로 인체와 근접한 면에서 인덕턴스를 형성하는 전도성 실 또는 직물 기반의 코일 형태의 유도성 센서를 이용하여, 심장근육의 움직임

으로 인한 도전율의 변화를 발진회로를 이용하여 주파수 변조시킨 후, 복조기를 이용하여 심장의 움직임 검출하는 유도용량성 생체신호 측정 센서와 그 구동장치 및 구동방법을 제공한다.

[0019] 본 발명은, 자계 바이오 센서용 직물 전극을 의류 또는 각종 제품 표면에 부착함으로써 인체로부터 비접촉 방식으로 심장의 전기적 특성 또는 신호를 검출해 의류 및 기타 제품에 적용할 수 있다.

[0020] 본 발명은 각종 의류 제품 외에도 생활 용품 (인체에 근접 휴대 및 부착), 벨트, 와펜, 쿠션, 그리고 침낭 및 침구, 백 팩과 같은 아웃도어 악세서리 및 캐리어류에 활용 가능하고, 차량과 같은 인체 안전 관련 생활 용품에도 적용이 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서를 이용하여 인덕턴스의 변화를 이용한 체적 변화를 검출하는 구성을 설명하기 위한 설명도이다.

도 2는 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서를 이용하여 인덕턴스의 변화를 이용한 심장의 체적변화를 검출하는 구성을 설명하기 위한 설명도이다.

도 3은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 일례로서 원형 코일형 직물 전극을 나타낸다.

도 4는 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 다른 일례로서, 코일선 간 접촉방지부를 구비한 원형 코일형 직물 전극을 나타낸다.

도 5는 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 일례로서 사각형 코일형 직물 전극을 나타낸다.

도 6은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 다른 일례로서, 코일선 간 접촉방지부를 구비한 사각형 코일형 직물 전극을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 이하, 본 발명에 의한 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서, 구동장치 및 구동방법을 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다.

[0023] 우선 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 기본적인 개념을 간략히 설명한다.

[0024] 일반적으로, 전자기학에서 투자율(透磁率, permeability, μ)이란 어떤 물체가 놓인 위치에서 자기장에 대하여 물체의 내부에 자기장을 형성하는 능력을 의미한다.

[0025] 그러나 생체조직(근육, 지방 등)이 자기장 내부에 있을 때는, 투자율 μ 가 거의 유사하지만(≈ 1), 도전율(conductivity, σ)은 생체조직에 따라 다르다.

[0026] 유도용량 또는 인덕턴스(inductance)란 코일 등에서 전류의 변화가 유도기전력이 되어 나타나는 성질이다. 코일 루프를 통과하는 자속(magnetic flux)이 변화하면 코일전류가 자속의 변화를 감소시키는 방향으로 유도기전력이 발생한다(Faraday's Law of Electromagnetic Induction). 그 크기는 다음과 같은 수학적식1로 표현된다.

수학적식 1

$$e = -N \frac{d\phi}{dt}$$

[0027]

[0028] 여기서, e는 기전력의 크기를, N은 코일을 감은 수, 그리고 ϕ 는 자속을 나타낸다.

[0029] 코일에 흘러주는 전류가 달라지면 코일을 통과하는 자속이 변화하여 그 자속에 의하여 자속의 변화를 감소시키는 방향으로 유도기 전력이 발생한다. 그 크기는 다음과 같은 식으로 표현된다.

수학식 2

$$e = -L \frac{dI}{dt} \Rightarrow L = N \frac{d\phi}{dI}$$

[0030]

[0031] 여기서, L은 인덕턴스 그리고 I는 전류를 나타낸다.

[0032] 일반적으로, 코일을 이용한 자계의 측정에는, 자속의 변화에 의한 기전력을 검출하는데, 이때의 기본 가정은 기하학적으로 구성된 코일의 인덕턴스는 고정으로, 자속의 변화에 의한 기전력 출력을 최대화하는데 최적화되어 있다. 따라서, 공기 중에서 측정하는 것 보다, 코일의 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있는 강자성체의 코어를 배치하여 민감도(sensitivity)를 극대화 시키고 있다.

[0033] 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서에서는 코일 센서의 기하학적 구조에 의하여 형성되는, 즉 자기가 영향을 미치는, 체적공간내에 위치한 생체조직의 도전율이 시간적으로 변화를 일으키는 경우를 고려하여 그 체적내 위치하는 물질의 움직임이 인덕터를 통과하는 자속의 변화를 일으키는 정도를 감지한다.

[0034] 생체조직에서, 관심볼륨(Volumes-of-interest)(이하 VOI라 한다)내에 심장이 있는 경우, 심장의 전도에 의하여 심근육은 계속적으로 수축과 이완을 반복하며 혈액을 순화시키게 되는데, 이러한 움직임으로 인하여 심장 근처에 배치된 코일 센서의 인덕턴스는 변화하게 된다. 즉,

수학식 3

$$L_{Loop} = f(\mu, a, b, c)$$

[0035]

[0036] 여기서 $\mu_0 \mu_r$, a, b, c는 인덕터를 형성하는 기하학적 변수들, 예를 들어, 길이, 단면적, 코일의 턴 수 등을 의미한다. 따라서, 코일로 구성된 인덕터의 자기장이 미치는 영역 VOI는, 모든 변수들이 시간에 따라 변하지 않는다고 가정하면, 상수로써 간주할 수 있다.

[0037] 그러나, 본 발명에서는 VOI 내부의 생체조직의 도전율 σ 가 심근육의 움직임으로 인하여 시간에 따라 변화하는 것을 가정하였으므로, σ 를 시간에 따라 변화하는 함수 $\sigma(t)$ 로 간주한다. 따라서 코일센서의 인덕턴스 L은 다음과 같이 시변 함수로 간주할 수 있다 .

수학식 4

$$L_{Loop}(t) = f(\mu, \sigma(t), a, b, c) = g(\sigma(t))$$

[0038]

[0039] 따라서, 이 변화는 심장의 움직임, 즉, 심장의 전기적 전도에 의한 심근육의 움직임을 반영한다고 할 수 있다. 이와 같은 인덕턴스(L)의 변화를 감지하는 방법은 전기전자 회로적으로 매우 다양한 방법들이 있다. 가장 일반적인 방법이 인덕턴스의 변화에 의한 발진회로(oscillation circuit)다. L과 C를 포함한 발진회로의 구성하면, 심장의 움직임으로 인하여 주파수가 변조된 출력신호를 얻을 수 있으며, 이를 다시 변조(demodulation)시키면, 심장의 움직임 신호 $f_{Heart}(t)$ 를 얻을 수 있는 것이다.

[0040] 부연설명하면, 심장 근육의 움직임은 코일에 의하여 인가되는 자기장에 의하여 와상전류(eddy current)를 유도하게 되고, 이 전류에 의하여 생성되는 자기장은 자극하는 자기장과 반대 방향으로 유도되므로, 처음에 기하학적 모양을 형성된 자기장, 즉 코일과 결합하는 자기장을 변화시켜 인덕턴스의 변화를 일으키는 것이다.

[0041] 도 1은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서를 이용하여 인덕턴스의 변화를 이용한 체적 변화를 검출하는 구성을 설명하기 위한 설명도이다.

- [0042] 유도용량성 생체신호 측정 센서(10)가 장착되고, 유도용량성 생체신호 측정 센서의 외측에는 신호 검출부(30)가 장착되며, 검출부에는 발진부(50), 복조부(50)를 포함한다.
- [0043] 발진부(50)는 L과 C로 이루어진 발진회로로 이루어져 진동신호를 유도용량성 생체신호 측정 센서(10)로 전송한다.
- [0044] 유도용량성 생체신호 측정 센서(10)는 코일의 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있는 강자성체의 코어를 배치하여 민감도(sensitivity)를 극대화시킬 수 있는 구조를 구비한다. 즉, 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서(10)는 코일 센서의 기하학적 구조에 의하여 형성되는, 즉 자기가 영향을 미치는, 체적공간(VOI)이 시간적으로 변화를 일으키는 경우가 발생하며 그 체적내 위치하는 물질의 상대 투자율의 변화를 감지한다.
- [0045] 유도용량성 생체신호 측정 센서(10)가 진동신호를 수신하면 관심볼륨(VOI)(20)내의 생체에서 시변함수의 인덕터가 형성되고 이렇게 생성된 인덕터에 의해 전류가 영향을 받게된다. 따라서, 진동신호에 생체신호가 실리게 되며, 이 신호는 발진부(50)를 통해 복조부(70)로 전송한다.
- [0046] 복조부(70)는 이신호 중 유도용량성 생체신호 측정 센서(10)에 가한 진동신호를 제거하여, 생체신호만을 검출한다.
- [0047] 도 2는 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서를 이용하여 인덕턴스의 변화를 이용한 심장의 체적변화를 검출하는 구성을 설명하기 위한 설명도이다.
- [0048] VOI(20)내에 심장이 있는 경우, 심장의 전도에 의하여 심근육은 계속적으로 수축과 이완을 반복하며 혈액을 순화시키게 되는데, 이러한 움직임으로 인하여 심장 근처에 배치된 코일 센서(10)의 인덕턴스는 변화하게 된다. 따라서, 이 변화는 심장의 움직임, 즉, 심장의 전기적 전도에 의한 심근육의 움직임을 반영한다고 할 수 있다.
- [0049] 다음은, 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 구성 및 제조방법에 대해서 설명한다.
- [0050] 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서는 전도성 실로 제작된 전극이거나, 전도성 직물 전극으로서, 자계 센서, e-textile, 스마트 의류, 생체 신호 모니터링 등을 위해 적용될 수 있으며, 그 제작방법은 기계 자수방식, 손 자수방식, 레이저 커팅(laser cutting) 후 접착 방식, 편물, 직조, 인쇄(printing) 방식 등으로 제작될 수 있다.
- [0051] 본 발명의 전도성 실 또는 전도성 직물 기반 자계 바이오 센서를 위한 직물 전극 구현 방법으로서, 즉 생체 조직의 체적 변화 (전기적 특성)에 대응하기 위한 코일형 전도성 직물 전극(도 1, 도 2 참조)을 구현하는 전극을 제작하는 방식에는 다음과 같은 방식들이 있다.
- [0052] 첫째로, 자수(embroidery)에 의해 제작하는 방법이 있다. 자수는 hand embroidery와 machine embroidery 있으며, 전자는 사람의 수작업으로 자수를 구현하는 방식이며, 후자는 보통 재봉틀이나 자수 기계를 가지고 텍스타일에 디자인 한 패턴을 자수로 구현 하는 것을 지칭한다.
- [0053] 기계 자수에는 free-motion sewing machine embroidery 방식, 지그재그 재봉자수 방식, 코일 자수 방식, 기타 computerized machine embroidery 자수 방식이 있다.
- [0054] 이와 같은 모든 자수 방식들을 사용하여 직물 표면 위에 전도성 실 코일형 유사 기하학 형태로 구현된 코일 형태에 회로 및 전원부를 연결시킴으로써 본 발명의 자계센서를 위한 자수 직물 전극을 제작한다.
- [0055] 둘째로, 편성물(knitting)에 의해 제작하는 방법이 있다. 편성물이란, 뜨개 바늘을 사용하여 실로 코를 걸어서 짜나가는 것을 말하며, 실이 코로 연결되어 있으므로 최후의 마무리를 풀면 한 가닥 실로 환원하는 특색을 지닌다.
- [0056] 편성물 방식은 횡편, 경편 두 가지로 나뉘며, 전자는 하나의 바늘과 한 가닥의 실로 코를 연결하여 편성물을 구성하는 방식이며, 후자는 여러 가닥의 실과 바늘을 동시에 연결하여 편성물을 구성하는 방식이다.
- [0057] 이러한 경편 또는 횡편 편성물에 전도성 실을 적용함으로써 자계 센서용 코일 형 전극을 구현할 수 있는데, 그 대표적 방식은 인타시아라는 방식이다. 인타시아(Intarsia)란, 편성물을 구성하는 한 방식으로, 바탕 편성물의 속에 다른 색 혹은 재료 등으로 짠 무늬를 끼워 넣은 것처럼 짜 맞추는 방식을 말한다.
- [0058] 이러한 방식으로 전도성 실을 코일 및 코일형 유사 기하학 문양 바탕 편성물에 삽입하여 편직함으로써 본 발명

의 자계 바이오 센서용 직물 전극을 제작한다.

- [0059] 셋째로, 직조(Weaving)에 의해 제작하는 방법이 있다. 직조란, 직기를 사용하여 직물을 구성하는 방식이며, 기본적으로는 날실과 씨실을 서로 엮기게 하는 방식이다. 평직(平織)이 기본이며 이외 매우 수많은 종류의 직조 방식이 존재한다. 이러한 직조 방식 중 자카드 직조 방식을 사용하면, 전도성 코일 및 코일 형 유사 기하학 모양이 구성가능하다.
- [0060] 자카드 직조 방식이란, 직기에 연결된 자카드 기구부를 통하여 경사 한올 한올을 독립적으로 제어하여 직조하는 방식으로 기계식 자카드, 다이렉트 자카드 및 전자 자카드가 있다. 그리고 자카드 직조방식을 사용하면 다양하고 복잡한 모양을 형성하며 직물을 직조 할 수 있다.
- [0061] 이러한 자카드 직조의 모양 형성 방식을 이용하여 전도성 코일 및 코일 형 유사 기하학 모양을 구현함으로써 본 발명의 자계센서용 직물 전극을 제작할 수 있다.
- [0062] 넷째로, 프린팅 (Printing)에 의해 제작하는 방법이 있다. 전도성 잉크, 전도성 염료/안료 등을 직물 표면에 프린팅하여 전도성 코일 및 유사 기하학 형태의 직물전극 만들 수 있다. 이를 통해 본 발명의 자계 센서를 위한 직물 전극을 제작할 수 있다.
- [0063] 다섯째로, 레이저 커팅(Laser cutting) 후 접착에 의해 제작하는 방법이 있다. 메탈 플레이트 직물(MPF: Metal plated fabric), 전도성 물질층 등을 전도성 코일 및 유사 기하학 형태로 절단한 후 바탕 직물 위에 접착시킴으로써 본 발명의 자계 센서를 위한 직물 전극을 제작할 수 있다.
- [0064] 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서에서 인터 커넥션 방법은, 일반적 신호선 또는 전도성 섬유기반 신호선을 사용하여 직물전극과 신호전처리부를 연결함으로써 획득된 심장의 전기적 신호가 신호 측정 및 전처리부에 전달되게 한다.
- [0065] 그리고, 신호선과 신호 측정 및 전처리부 사이의 접점에는 다양한 방식을 사용할 수 있다. 예를들어, 전도성 실을 사용한 재봉, 스냅 및 단추, 납땜, 버클, 클립, 후크, 전도성 글루잉, 전도성 백크로, 전도성 지퍼를 이용할 수 있다.
- [0066] 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서에서 코일 선 간의 접촉 방지를 위한 방법은, 직물 전극의 코일 선들 간의 접촉을 방지하기 위해 전극 코일선들 사이사이에 절연성 물질을 삽입하여 코일간 접촉방지부를 구비한다.
- [0067] 또는, 2개의 직물 사이에 코일이 위치하되, 코일들 사이를 실로 재봉할 수 있다.
- [0068] 또는 별도의 직물 상에 코일선 사이 공간과 동일한 입체적 형태(입체구조물)를 설치하고, 이 직물을 코일선이 설치된 직물과 암수구조로 맞게 하여 코일간 접촉방지부를 구비할 수 있다. 예를들어, 2개의 직물 사이에 코일이 위치하되, 2개의 직물은 코일선 사이에 소정 높이(즉, 코일선의 두께와 같은 높이)를 가지는 직물로 형성된 기둥 또는 울타리 형태의 입체구조물을 구비하되, 2개의 직물의 입체구조물이 서로 교차되게 설치하여 이루어질 수 있다.
즉, 2개의 직물지 사이에, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을 위치시키며, 2개의 직물지는 코일선의 두께와 같은 높이의 기둥형태 또는 울타리 형태로 이루어진 입체구조물들을 구비하고, 코일선 사이 공간에서, 2개의 직물지의 입체구조물이 서로 교차되게 배치되어 코일간 접촉방지되도록 이루어질 수 있다. 이 경우, 나선형 코일은 2개의 직물지 중 한 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사를 이용하여 자수로 형성하여 이루어질 수 있다.
- [0069] 이 구현 방식은 본 발명의 코일형 직물전극 구현 방식들과 동일하며, 이 외에 열처리, 화학처리 등을 통해 직물 전극 바탕직물의 코일선 사이 공간을 엠보싱(embossing)하는 방법으로도 코일간 접촉방지부를 구현할 수 있다.
- [0070] 다음은, 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 실시예들을 설명한다. 여기서는 본 발명의 자계 센서 구조를 자수 방식으로 구현한 예를 나타내며, 이들 전극은 생체신호를 측정하기 위한 전극으로 사용할 수 있다.
- [0071] 도 3은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 일례로서 원형 코일형 직물 전극을 나타내며, 도 4는 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 다른 일례로서, 코일선 간 접촉방지부를 구비한 원형 코일형 직물 전극을 나타낸다.

[0072] 도 3 및 도 4는 원형 구조로 일반적인 코일 전극의 기본적인 구조로, 자수에 의해 구현된 것이다. 여기서, 실선은 은사를 가지고 자수 방식으로 구현한 것이다. 점선 부분은 절연 부분으로 실선 옆에서 실을 가지고 스티치(stitch)로 구현한 것으로, 설명의 편의상 실선과 구별되는 점선으로 나타낸 것이다.

즉, 중앙부위에 자속을 집중시킬 수 있도록, 직물지 위에 회오리 형태를 가지는 나선형 코일을, 은사 또는 전도사를 이용하여 자수로 형성하며, 상기 나선형 코일에서 코일선과 코일선 사이에는 절연체로 이루어진 접촉방지부를 구비하되, 접촉방지부는 실로 스티치를 행하여 이루어질 수 있다.

[0073] 도 5는 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 일례로서 사각형 코일형 직물 전극을 나타내며, 도 6은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서의 다른 일례로서, 코일선 간 접촉방지부를 구비한 사각형 코일형 직물 전극을 나타낸다.

[0074] 도 5 및 도 6은 사각형 구조를 구비하나, 자계를 작동하는데에는 문제가 없으며, 사용의 편리성에 따라 원형 또는 사각형의 전극을 선택적으로 사용할 수 있다. 여기서, 실선은 은사를 가지고 자수 방식으로 구현한 것이다. 점선 부분은 절연 부분으로 실선 옆에서 실을 가지고 스티치로 구현한 것으로, 설명의 편의상 실선과 구별되는 점선으로 나타낸 것이다.

[0075] 도 7은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서를 적용하여 측정실험하는 사진이며, 도 8은 본 발명의 전도성 직물기반 유도용량성 생체신호 측정 센서를 적용하여 측정실험의 결과의 일례이다.

[0076] 도 7과 같이, 가슴 심장부위에 본 발명의 전극을 장착하여, 즉, 가슴 심장부위에 평면으로 구성된 코일 루프 인덕터인 본 발명의 센서를 장착하여, 상의를 입은 채로, 심장부위에 배치시켰고, 발진회로와 복조회로를 구성한 회로를 연결한 후, 이를 PC로 전송하여 그때의 출력을 기록하였다. 도 8에서는 본 발명의 센서로 측정된 파형을 비교하기 위하여 임상심전도 파형을 동시에 기록하여 비교한 결과이다. 도 8에서 본 발명의 센서의 출력결과도 심전도 신호와 같이 동기된 신호를 검출할 수 있었다.

[0077] 정리하여보면, 본 발명은 직물기반 자계 바이오 센서를 위한 전도성 실 또는 전도성 직물 기반 코일 형 자계 센서에 관한 것으로, 본 발명은, 심박을 측정하기 위하여, 체표면 전면 또는 후면의 심장 근처에 유도용량을 가지는 코일을 비접촉 형식으로 배치한다. 코일 및 코일형 유사 기하학적 모양의 센서를 기반으로 형성되는 자기장(magnetic field)이 심장을 포함하는 관심체적(volume-of-interests)을 형성하게 된다. 이때, 코일에 의한 유도용량(Inductance)은 코일의 기하학적 형상과 관심체적에 포함되는 생체조직의 상대유전율 μ_r 에 의하여 결정되게 되는데, 심장과 폐의 경우, 시간에 따라 주기적으로 움직이는 생체기관으로서, 도전을 σ 에 의한 유도 자계가 시간에 따라 유도용량(Inductance)을 변화하게 만들게 된다. 결국, 이는 코일의 유도용량 L 이 시간에 따라 변화하는 시변함수, 즉 $L\mu_r(t)$ 로 볼 수 있다. 이와 같은 관심체적(volume-of-interests:VOI)내 생체조직의 체적변화를 감지하기 위하여, 시변 유도용량 즉 $L(t)$ 을 포함하는 발진회로(oscillation circuit)을 구성하여 변조된 생체조직의 체적변화 신호를 변조(modulation)시키고, 이를 다시 복조(demodulation)시킴으로써, 생체조직의 체적변화, 즉 심장의 체적변화인 심박을 검출할 수 있다.

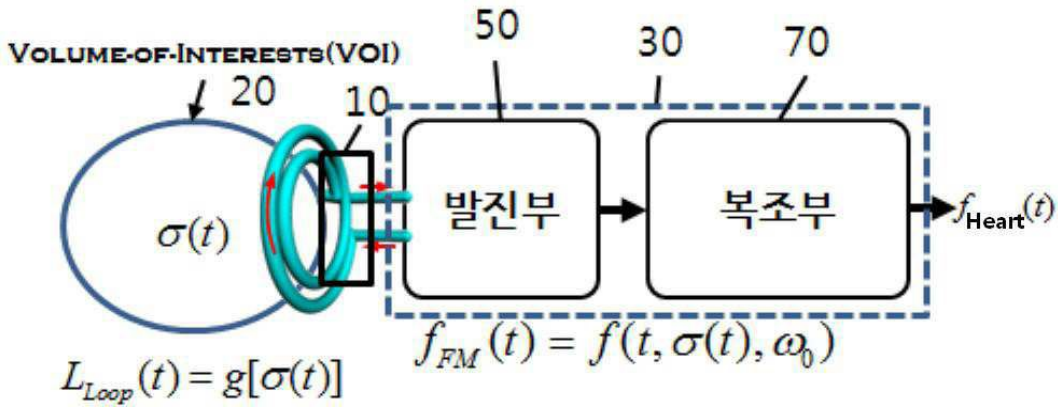
[0078] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

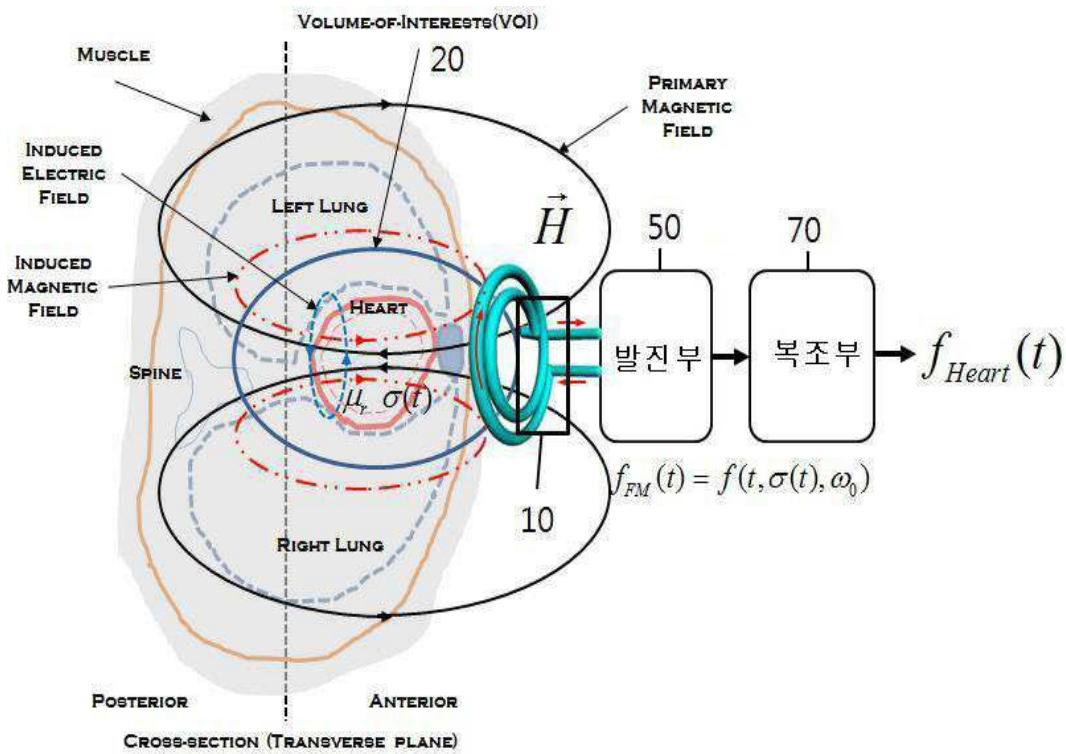
- [0079] 10: 유도용량성 생체신호 측정 센서
- 20: 관심볼륨(VOI)
- 30: 신호 검출부
- 50: 발진부
- 70: 복조부

도면

도면1



도면2



도면3



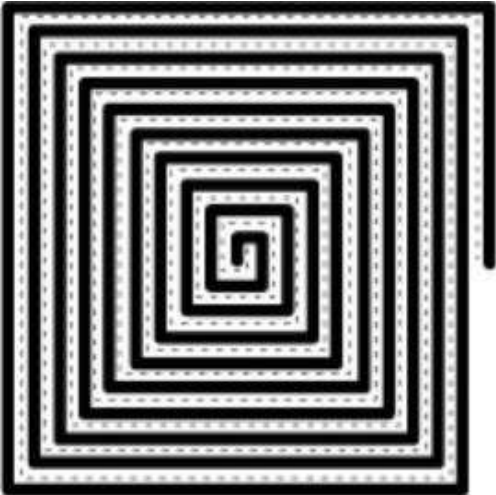
도면4



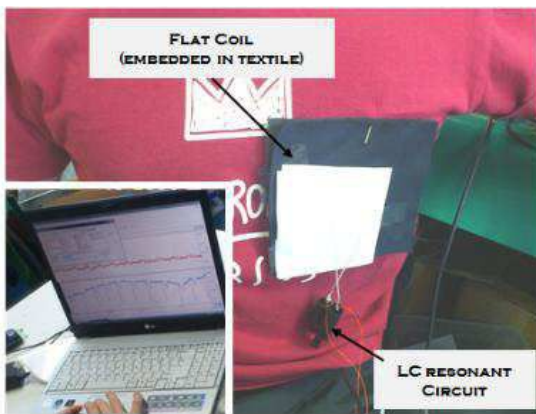
도면5



도면6



도면7



도면8

