



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0083350
(43) 공개일자 2013년07월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/053 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2012-0004097

(22) 출원일자 2012년01월12일

심사청구일자 2012년01월12일

(71) 출원인

계명대학교 산학협력단

대구광역시 달서구 달구벌대로 1095 (신당동)

(72) 발명자

김민수

대구광역시 수성구 범물동 신화맨션 101동 1310호

김윤년

대구광역시 서구 내당4동 광장타운아파트107동 1203호

손창식

대구광역시 중구 동인동3가 267-5번지

(74) 대리인

김건우

전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서 및 이를 포함하는 센서 모듈, 생체 임피던스 측정 시스템, 및 생체 임피던스 측정 방법

(57) 요약

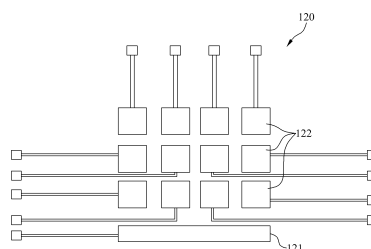
본 발명은 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서 및 이를 포함하는 센서 모듈, 생체 임피던스 측정 시스템, 및 생체 임피던스 측정 방법에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 기준 전극(121) 및 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정되며, 기준 전극(121)을 중심으로 각각의 전위차를 계산할 수 있도록 하는 복수의 측정 전극(122)을 포함하되, 기준 전극(121) 및 복수의 측정 전극(122)은 건식전극인 것을 그 구성상의 특징으로 한다.

또한, 본 발명의 특징에 따른 생체 임피던스 측정 방법은, 생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극(121)과 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 밀착하는 단계 및 일정한 크기의 전류를 공급하여 기준 전극(121)과 각각의 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정하는 단계를 포함하는 것을 그 구성상의 특징으로 한다.

본 발명에서 제안하고 있는 생체 임피던스 측정 센서 및 이를 포함하는 센서 모듈, 생체 임피던스 측정 시스템에 따르면, 건식전극인 기준 전극(121) 및 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 포함함으로써 생체 임피던스 측정 시 기준 전극(121)과 측정 전극(122)간의 위치가 변하지 않고 항상 일정한바, 기준 전극(121)과 측정 전극(122)의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려하지 않고 정확하게 임피던스를 측정할 수 있고, 전해질을 사용하지 않아 전해질과 전극 간에 분극 현상이 발생을 방지하여 정확하게 생체 임피던스를 측정할 수 있으며, 마이크로 스케일(microscale)로 구현되어 특정한 협소 부위를 정확하게 측정하는 것이 가능하다.

또한, 본 발명에서 제안하고 있는 생체 임피던스 측정 방법에 따르면, 생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극(121)과 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 밀착하는 단계 및 일정한 크기의 전류를 공급하여 상기 기준 전극(121)과 각각의 상기 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정하는 단계를 포함함으로써 전극 간의 위치가 변하지 않고 항상 일정하여 전극 간의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려하지 않고 정확하게 임피던스를 측정할 수 있다.

대표도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

기준 전극(121); 및

상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정되며, 상기 기준 전극(121)을 중심으로 각각의 전위차를 계산할 수 있도록 하는 복수의 측정 전극(122)을 포함하되,

상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)은 건식전극인 것을 특징으로 하는, 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)에는,

가변 주파수가 인가되는 것을 특징으로 하는, 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 가변 주파수는,

1Hz 내지 100kHz인 것을 특징으로 하는, 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서.

청구항 4

기준 전극(121) 및 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정되며, 상기 기준 전극(121)을 중심으로 각각의 전위차를 계산할 수 있도록 하는 복수의 측정 전극(122)을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120); 및

상기 생체 임피던스 측정 센서(120)를 거치하는 센서 거치부(140)를 포함하되,

상기 생체 임피던스 측정 센서(120)는 상기 센서 거치부(140)의 일 끝단에 배치되고,

상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)은 건식전극인 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 센서 모듈.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 센서 거치부(140)는,

상기 센서 거치부(140)의 내부에 형성되어 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)와 연결된 리드선(141)을 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 센서 모듈.

청구항 6

제4항에 있어서, 상기 센서 거치부(140)는,

상기 생체 임피던스 측정 센서(120)를 보호하고, 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)와 상기 센서 거치부(140)와의 거치를 고정시키기 위한 고정부(142)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 센서 모듈.

청구항 7

제4항에 있어서, 상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)에는,
가변 주파수가 인가되는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 센서 모듈.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 가변 주파수는,
1Hz 내지 100kHz인 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 센서 모듈.

청구항 9

제4항에 있어서, 상기 센서 거치부(140)는,
절연체로 이루어지는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 센서 모듈.

청구항 10

신체에 접촉되어 인가되는 전류를 이용하여 생체 임피던스를 측정하기 위한 측정신호를 발생하는 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100);

상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)에 인가하기 위한 전류를 발생시키는 전류 발생부(200); 및

상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)로부터 입력된 측정 신호로부터 생체 임피던스를 산출하는 임피던스 산출부(300)를 포함하되,

상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)은,

기준 전극(121) 및 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정되며, 상기 기준 전극(121)을 중심으로 각각의 전위차를 계산할 수 있도록 하는 복수의 측정 전극(122)을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120); 및

상기 생체 임피던스 측정 센서(120)를 거치하는 센서 거치부(140)를 포함하고,

상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)은 건식전극인 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 측정 시스템은,

상기 전류 발생부(200)로부터 인가되는 전류의 주파수를 가변하는 가변부(400)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 가변부(400)를 통해 가변되는 주파수는,

1Hz 내지 100kHz인 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 시스템.

청구항 13

제10항에 있어서, 상기 측정 시스템은,

상기 측정 시스템의 구동을 제어하는 제어부(500)를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 시스템.

템.

청구항 14

제10항에 있어서, 상기 전류 발생부(200)는,
직류를 발생시켜 인가하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 시스템.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 전류 발생부(200)는,
일정한 크기의 전류를 공급하는 직류 정전류원으로 구성되는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 시스템.

청구항 16

제10항에 있어서, 상기 임피던스 산출부(300)는,
상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)로부터 입력된 측정 신호를 증폭하고 임피던스로 환산하는 증폭부(310); 및
상기 증폭부(310)로부터 환산된 임피던스 신호를 분석하는 분석부(320)를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 시스템.

청구항 17

생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극(121)과 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 밀착하는 단계; 및
일정한 크기의 전류를 공급하여 상기 기준 전극(121)과 각각의 상기 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,
측정한 상기 기준 전극(121)과 상기 복수의 측정 전극(122) 간의 전위차 값 중 가장 높거나 가장 낮은 지점을 지정하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는, 생체 임피던스 측정 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 생체 임피던스 측정 센서에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서 및 이를 포함하는 센서 모듈, 생체 임피던스 측정 시스템, 및 생체 임피던스 측정 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 체내 조직은 자유롭게 전하를 운반할 수 있는 이온을 고 있어 전류가 통할 수 있다. 하지만 조직의 부위에 따라 전류를 전도시키는 정도가 다를 수 있는데, 예를 들면 뼈는 전류가 잘 흐르지 못하는 부도체인 반면에 근육은 전류가 잘 흐를 수 있는 도체이다.

[0003] 최근에는 이러한 신체 내 조직의 생체 임피던스(저항)를 측정하여 체내 진단 정보를 효과적으로 획득하는 방법이 널리 이용되고 있다. 즉, 생체 임피던스를 측정함으로써 체지방이나 체액 성분 등을 측정할 수 있으며, 이러한 생체 임피던스 측정 방법을 이용하면 지금까지 생체 신호 측정을 통한 진단이나 X선, 초음파 혹은 자기공명을 이용한 영상진단 등에서 얻을 수 없는 정보의 획득이 가능할 뿐만 아니라, 이들에 비해 비용도 훨씬 경제적인 장점이 있다. 또한, 생체 임피던스를 측정할 수 있는 장치는 규모가 비교적 작고 간단하여 운반이 가능할 뿐만 아니라, 비침습적으로 장시간, 연속적인 진단이 가능하고, 원격의료 시설로도 사용할 수 있는 장점이 있어, 생체 임피던스의 측정을 통한 체내 진단에 대한 관심이 날로 증가하고 있는 실정이다.

[0004] 이와 같은 생체 임피던스는, 측정하고자 하는 신체 부위의 피부표면에 기준 전극과 측정 전극을 접촉시키고, 이에 저주파 미소전류를 가하여 두 전극 사이의 전압을 측정하여 신체 내부의 임피던스의 분포, 또는 시간과 주파수에 따른 임피던스의 변화를 재구성함으로써 체내 정보를 진단할 수 있는 다양한 생체 임피던스 측정 장치를 이용하여 측정할 수 있다(특허출원 제10-2009-002711호 참조).

[0005] 하지만 이와 같은 장치들은 대부분 피부표면에 접촉하는 전극으로 습식전극을 사용하고 있다. 습식전극은 전극과 피부 접촉면 사이에 존재하는 접촉 임피던스를 줄이기 위해 전해질 용액으로 전극의 표면을 처리하는데, 오히려 전해질 용액과 전극 간에 분극 현상이 발생하여 측정상의 오차가 발생할 수 있다. 즉, 분극 현상이 발생하게 되면 몸의 작은 움직임이나 호흡 등에 의해서도 측정치가 변할 수 있는바, 측정상의 심각한 저해요인이 될 수 있는 문제점이 있다.

[0006] 또한, 기존의 생체 임피던스 측정 장치에서는 습식전극인 기준 전극과 측정 전극 사이가 고정되어 있지 않은바, 측정 때마다 기준 전극과 측정 전극 간의 거리나 위치가 달라질 수밖에 없다. 따라서 기존의 습식전극을 이용하면, 기준 전극과 측정 전극 간의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려해야 하기 때문에, 정확한 생체 임피던스를 측정하는데 한계가 있는 문제점도 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 기존에 제안된 방법들의 상기와 같은 문제점들을 해결하기 위해 제안된 것으로서, 건식전극인 기준 전극(121) 및 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 포함함으로써 생체 임피던스 측정 시 기준 전극(121)과 측정 전극(122) 간의 위치가 변하지 않고 항상 일정한바, 기준 전극(121)과 측정 전극(122)의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려하지 않고 정확하게 임피던스를 측정할 수 있고, 전해질을 사용하지 않아 전해질과 전극 간에 분극 현상의 발생을 방지하여 정확하게 생체 임피던스를 측정할 수 있으며, 마이크로 스케일(microscale)로 구현되어 특정한 협소 부위를 정확하게 측정하는 것이 가능한, 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서 및 이를 포함하는 생체 임피던스 측정 센서 모듈과 생체 임피던스 측정 시스템을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

[0008] 또한, 본 발명은 생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극(121)과 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 밀착하는 단계 및 일정한 크기의 전류를 공급하여 기준 전극(121)과 각각의 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정하는 단계를 포함함으로써, 전극 간의 위치가 변하지 않고 항상 일정하여 전극 간의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려하지 않고 정확하게 임피던스를 측정할 수 있는, 생체 임피던스 측정 방법을 제공하는 것을 또 다른 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서는,

[0010] 기준 전극(121); 및

[0011] 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정되며, 상기 기준 전극(121)을 중심으로 각각의 전위차를 계산할 수

있도록 하는 복수의 측정 전극(122)을 포함하되,

[0012] 상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)은 전식전극인 것을 그 구성상의 특징으로 한다.

[0013] 바람직하게는, 상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)에는,

[0014] 가변 주파수가 인가될 수 있다.

[0015] 더욱 바람직하게는, 상기 가변 주파수는,

[0016] 1Hz 내지 100kHz일 수 있다.

[0017] 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈은,

[0018] 기준 전극(121) 및 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정되며, 상기 기준 전극(121)을 중심으로 각각의 전위차를 계산할 수 있도록 하는 복수의 측정 전극(122)을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120); 및

[0019] 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)를 거치하는 센서 거치부(140)를 포함하되,

[0020] 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)는 상기 센서 거치부(140)의 일 끝단에 배치되고,

[0021] 상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)은 전식전극인 것을 그 구성상의 특징으로 한다.

[0022] 바람직하게는, 상기 센서 거치부(140)는,

[0023] 상기 센서 거치부(140)의 내부에 형성되어 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)와 연결된 리드선(141)을 포함할 수 있다.

[0024] 바람직하게는, 상기 센서 거치부(140)는,

[0025] 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)를 보호하고, 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)와 상기 센서 거치부(140)와의 거치를 고정시키기 위한 고정부(142)를 더 포함할 수 있다.

[0026] 바람직하게는, 상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)에는,

[0027] 가변 주파수가 인가될 수 있다.

[0028] 더욱 바람직하게는, 상기 가변 주파수는,

[0029] 1Hz 내지 100kHz일 수 있다.

[0030] 바람직하게는, 상기 센서 거치부(140)는,

[0031] 절연체로 이루어질 수 있다.

[0032] 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따른 생체 임피던스 측정 시스템은,

[0033] 신체에 접촉되어 인가되는 전류를 이용하여 생체 임피던스를 측정하기 위한 측정신호를 발생하는 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100);

[0034] 상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)에 인가하기 위한 전류를 발생시키는 전류 발생부(200); 및

- [0035] 상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)로부터 입력된 측정 신호로부터 생체 임피던스를 산출하는 임피던스 산출부(300)를 포함하되,
- [0036] 상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)은,
- [0037] 기준 전극(121) 및 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정되며, 상기 기준 전극(121)을 중심으로 각각의 전위차를 계산할 수 있도록 하는 복수의 측정 전극(122)을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120); 및
- [0038] 상기 생체 임피던스 측정 센서(120)를 거치하는 센서 거치부(140)를 포함하고,
- [0039] 상기 기준 전극(121) 및 상기 복수의 측정 전극(122)은 전식전극인 것을 그 구성상의 특징으로 한다.
- [0040] 바람직하게는, 상기 측정 시스템은,
- [0041] 상기 전류 발생부(200)로부터 인가되는 전류의 주파수를 가변하는 가변부(400)를 더 포함할 수 있다.
- [0042] 바람직하게는, 상기 가변부(400)를 통해 가변되는 주파수는,
- [0043] 1Hz 내지 100kHz일 수 있다.
- [0044] 바람직하게는, 상기 측정 시스템은,
- [0045] 상기 측정 시스템의 구동을 제어하는 제어부(500)를 더 포함할 수 있다.
- [0046] 바람직하게는, 상기 전류 발생부(200)는,
- [0047] 직류를 발생시켜 인가할 수 있다.
- [0048] 더욱 바람직하게는, 상기 전류 발생부(200)는,
- [0049] 일정한 크기의 전류를 공급하는 직류 정전류원으로 구성될 수 있다.
- [0050] 바람직하게는, 상기 임피던스 산출부(300)는,
- [0051] 상기 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)로부터 입력된 측정 신호를 증폭하고 임피던스로 환산하는 증폭부(310); 및
- [0052] 상기 증폭부(310)로부터 환산된 임피던스 신호를 분석하는 분석부(320)를 포함할 수 있다.
- [0053] 상기한 또 다른 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따른 생체 임피던스 측정 방법은,
- [0054] 생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극(121)과 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 밀착하는 단계; 및
- [0055] 일정한 크기의 전류를 공급하여 상기 기준 전극(121)과 각각의 상기 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정하는 단계를 포함하는 것을 그 구성상의 특징으로 한다.
- [0056] 바람직하게는,
- [0057] 측정된 상기 기준 전극(121)과 상기 복수의 측정 전극(122) 간의 전위차 값 중 가장 높거나 가장 낮은 지점을 지정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0058] 본 발명에서 제안하고 있는 생체 임피던스 측정 센서 및 이를 포함하는 센서 모듈, 생체 임피던스 측정 시스템에 따르면, 건식전극인 기준 전극(121) 및 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 포함함으로써 생체 임피던스 측정 시 기준 전극(121)과 측정 전극(122)간의 위치가 변하지 않고 항상 일정하며, 기준 전극(121)과 측정 전극(122)의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려하지 않고 정확하게 임피던스를 측정할 수 있고, 전해질을 사용하지 않아 전해질과 전극 간에 분극 현상의 발생을 방지하여 정확하게 생체 임피던스를 측정할 수 있으며, 마이크로 스케일(microscale)로 구현되어 특정한 협소 부위를 정확하게 측정하는 것이 가능하다.

[0059] 또한, 본 발명에서 제안하고 있는 생체 임피던스 측정 방법에 따르면, 생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극(121)과 상기 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 밀착하는 단계 및 일정한 크기의 전류를 공급하여 상기 기준 전극(121)과 각각의 상기 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정하는 단계를 포함함으로써 전극 간의 위치가 변하지 않고 항상 일정하여 전극 간의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려하지 않고 정확하게 임피던스를 측정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0060] 도 1은 기존의 습식전극들을 이용하여 생체 임피던스를 측정하는 상태를 나타낸 도면.

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120)를 나타낸 도면.

도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120)를 제조하기 위한 프로세스 및 조건을 나타낸 표.

도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)을 나타낸 도면.

도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)을 사용하여 생체 임피던스를 측정하는 상태를 나타낸 도면.

도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)에서, 고정부(142)를 더 포함한 구성을 나타낸 도면.

도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템의 구성을 나타낸 도면.

도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템에서, 임피던스 산출부(300)의 세부 구성을 블록도로 나타낸 도면.

도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템을 이용하여 산출된 생체 임피던스 결과를 도시한 그래프.

도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 생체 임피던스 측정 방법의 순서도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0061] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있도록 바람직한 실시예를 상세히 설명한다. 다만, 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명함에 있어, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 유사한 기능 및 작용을 하는 부분에 대해서는 도면 전체에 걸쳐 동일한 부호를 사용한다.

[0062] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 ‘연결’되어 있다고 할 때, 이는 ‘직접적으로 연결’되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 ‘간접적으로 연결’되어 있는 경우도 포함한다. 또한, 어떤 구성요소를 ‘포함’한다는 것은, 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다.

- [0063] 도 1은 기존의 습식전극을 이용하여 생체 임피던스를 측정하는 상태를 나타낸 도면이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 생체 임피던스는, 측정하고자 하는 신체 부위의 한 지점에 기준 전극을 부착하고, 일정거리만큼 이격된 지점에 측정 전극을 부착하여 두 전극간의 전위차를 측정함으로써 측정할 수 있다.
- [0064] 하지만, 기준 전극과 측정 전극 사이가 고정되어 있지 않는바, 측정 때마다 기준 전극과 측정 전극 간의 거리나 위치가 달라질 수밖에 없다. 따라서 기존의 습식전극을 이용하면, 기준 전극과 측정 전극 간의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려해야 하는바, 정확한 생체 임피던스를 측정하는데 한계가 있는 문제점이 있다.
- [0065] 또한, 습식전극은 전극과 피부 접촉면 사이에 존재하는 접촉 임피던스를 줄이기 위해 전해질용액으로 전극의 표면을 처리하는데, 오히려 이러한 전해질 용액과 전극 간에 분극 현상이 발생할 수 있고, 이로 인하여 측정상의 오차가 발생할 수 있다. 즉, 분극현상이 발생하게 되면 몸의 작은 움직임이나 호흡 등에 의해서도 측정치가 변할 수 있고, 심하게는 수십 mV를 초과할 수도 있는바, 이는 측정상의 심각한 저해요인이 될 수 있는 문제점도 있다.
- [0066] 도 2는 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 일실시예에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120)를 나타낸 도면이다. 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120)는 기준 전극(121)과 복수의 측정 전극(122)을 포함하여 구성될 수 있다.
- [0067] 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120)는, 복수의 측정 전극(122)이 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정됨으로써 생체 임피던스 측정 시 기준 전극(121)과 측정 전극(122)간의 위치가 변하지 않고 항상 일정한바, 기준 전극(121)과 측정 전극(122)의 위치에 따른 임피던스의 차이를 고려하지 않고 정확하게 임피던스를 측정할 수 있다. 또한, 기준 전극(121) 및 측정 전극(122)은 전해질을 사용하지 않는 건식전극을 사용함으로써 전해질과 전극 간에 분극 현상의 발생을 방지하여 보다 정확한 생체 임피던스를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 마이크로 스케일로 구현될 수 있어 특정한 협소 부위를 정확하게 측정하는 것이 가능하다. 한편, 설명의 편의상 도 2는 12개의 측정 전극(122)이 배치되어 고정된 생체 임피던스 측정 센서(120)에 대하여 도시하고 있지만, 배치되는 측정 전극(122)의 개수가 이것으로 제한되는 것은 아니다.
- [0068] 생체 임피던스는 후술할 전류 발생부(200)로부터 일정한 크기의 전류의 주파수가 인가되고, 이를 통해 기준 전극(121)과 각각의 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정함으로써 측정하게 되는데, 다양한 신체 조직의 생체 임피던스를 측정하기 위해서, 기준 전극(121) 및 측정 전극(122)에 인가되는 전류의 주파수가 가변될 수 있으며, 이러한 가변 주파수는 1Hz 내지 100kHz의 주파수 영역을 갖는 것이 바람직하다. 대부분의 국제표준은 주파수 1kHz까지 100uA rms이고 주파수에 따라 전류가 증가하여 100kHz이상에서는 한계치 100mA까지 가능할 수 있다.
- [0069] 한편, 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120)를 제조하기 위한 프로세스 및 조건을 나타낸 표이다. 즉, 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 다중 건식전극을 포함하는 생체 임피던스 측정 센서(120)는 8단계의 프로세스를 통해 제조될 수 있는데, 생체 임피던스 측정 센서(120)를 제조하는 프로세스와 조건이 도 3에 도시된 프로세스와 조건으로 제한되는 것은 아니며 본 발명에 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 적절하게 변경될 수 있다.
- [0070] 상기와 같이 제조된 생체 임피던스 측정 센서(120)는 외부의 충격으로부터 센서(120)를 보호하기 위해 센서

(120)를 센서 거치부(140)의 일 끝단에 배치하도록 구현하는 것이 바람직하며, 이하에서는 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)에 대해 설명한다.

- [0071] 도 4는 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)을 나타낸 도면으로서, 도 4에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)은 생체 임피던스 측정 센서(120) 및 센서 거치부(140)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0072] 센서 거치부(140)는 생체 임피던스 측정 센서(120)를 거치하여 외부의 충격으로부터 센서(120)를 보호하는 구성으로서, 도 4에 도시된 바와 같이 양 끝단이 개방되어 있고, 내부 공간을 갖는 원통형의 형상을 갖는 것이 바람직하지만 이것으로 제한되는 것은 아니다. 센서 거치부(140)의 내부에는 리드선(141)이 구비되어 생체 임피던스 측정 센서(120)와 연결됨으로써 이를 통해 센서(120)에 전류를 인가하고 센서(120)로부터 생체 임피던스를 측정하기 위한 측정 신호가 임피던스를 분석할 수 있는 다른 구성으로 전달될 수 있다. 또한, 센서 거치부(140)는 사용자가 센서 거치부(140)를 파지하여 생체 임피던스 측정 센서(120)를 측정하고자 하는 신체 부위에 밀착시키면, 센서 거치부(140)는 절연체로 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0073] 한편, 도 5는 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)을 사용하여 생체 임피던스를 측정하는 상태를 나타낸 도면이다. 도 5에 도시된 바와 같이, 생체 임피던스 측정 센서(120)가 센서 거치부(140)의 일 끝단에 배치되어 센서(120)를 측정하고자 하는 신체 부위의 피부에 밀착함으로써 생체 임피던스를 측정하게 되는데, 이 때 센서(120)를 피부에 밀착하기 위하여 강한 힘으로 누르는 과정에서 오히려 센서(120)가 센서 거치부(140)의 내부 공간으로 밀려들어가서 신체 부위에 밀착하지 못하는 경우가 발생할 수 있다. 또한 센서(120)에는 기준 전극(121) 및 복수의 측정 전극(122)에 연결된 복수의 단자들이 배치되어 있는데, 이들은 외부의 충격으로부터 쉽게 파손될 수 있어, 이로 인해 전류나 측정신호의 전달이 원활히 이루어지지 않을 수도 있다.
- [0074] 이를 방지하기 위해, 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)은 센서(120)가 센서 거치부(140)의 일 끝단에 고정됨과 동시에 센서(120)를 보호하는 고정부(140)를 더 포함할 수 있으며, 도 6은 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)에서, 고정부(142)를 더 포함한 구성을 나타낸 도면이다. 도 6에 도시된 바와 같이, 고정부(142)는 중앙 부근에 홈이 형성되어 있는 원형의 형상을 가지며, 센서 거치부(140)의 일 끝단 및 이에 배치된 센서(120)와 결합함으로써 센서(120)가 센서 거치부(140)의 일 끝단에 고정되어 피부의 밀착을 위해 힘을 가하더라도 센서(120)가 센서 거치부(140)의 내부 공간으로 밀려들어가지 않도록 할 수 있다. 또한, 고정부(142)의 중앙 부근에 형성된 홈을 통하여 센서(120)의 기준 전극(121) 및 측정 전극(122)만이 신체 부위와 접촉되도록 노출되고, 이외의 부분(단자)은 고정부(142)가 덮고 있어 외부의 충격으로부터 센서(120)를 보호할 수 있다.
- [0075] 상기와 같은 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)은, 생체 임피던스 측정 시스템 상에서, 신체와 접촉하고 인가되는 전류를 이용하여 생체 임피던스를 측정하기 위한 측정신호를 발생하는 역할을 할 수 있으며, 이하에서는 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)을 포함하는 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 시스템에 대해 설명한다.
- [0076] 도 7은 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 시스템의 구성을 나타낸 도면으로서, 도 7에 도시된 바와 같이 본 발명의 일실시에 따른 생체 임피던스 측정 시스템은 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100), 전류 발생부(200), 임피던스 산출부(300)를 포함할 수 있고, 가변부(400) 및 제어부(500)를 더 포함할 수 있다.
- [0077] 전류 발생부(200)는 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)에 전류를 인가하며, 일정한 미세 전류를 통해서 측정 부위에 특정 주파수를 공급할 수 있다. 보다 구체적으로 전류 발생부(200)는 직류를 발생시켜 인가하며, 직류

정전류원(DC constant voltage source, Keithley 2400)으로 구성되는 것이 바람직하다.

- [0078] 임피던스 산출부(300)는 전류 발생부(200)로부터 인가되는 전류를 이용하여 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)로부터 발생된 생체 임피던스 측정신호로부터 생체 임피던스를 산출하는 구성으로서, 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템에서, 임피던스 산출부(300)의 세부 구성을 블록도로 나타낸 도면이다. 도 8에 도시된 바와 같이, 임피던스 산출부(300)는 증폭부(310) 및 분석부(320)를 포함할 수 있다.
- [0079] 증폭부(310)는 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)로부터 입력된 측정신호, 보다 구체적으로 기준 전극(121)과 측정 전극(122)의 전압 값에 대한 신호를 증폭하는 구성이다. 또한, 증폭부(310)는 측정신호를 증폭할 뿐만 아니라 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)을 통해 측정된 전압 및 전류 값으로부터 임피던스를 환산할 수 있는 증폭기(amplifier system)로 구현되는 것이 바람직하고, 예컨대 록인 증폭기(Stanford 830 lock-in amplifier)로 구현될 수 있다.
- [0080] 분석부(320)는 증폭부로부터 환산된 임피던스를 분석하는 구성으로서, 컴퓨터와 측정 장치의 인터페이스로 사용되며, 컴퓨터에서 운용되는 해석 소프트웨어로 구성되는 것이 바람직하며, 예컨대 PXI(National Instrument)로 구현될 수 있다.
- [0081] 한편, 다양한 신체 조직의 생체 임피던스를 측정하기 위해서는, 기준 전극(121) 및 측정 전극(122)에 인가되는 전류의 주파수가 가변되어서 인가되는 것이 바람직하다. 이를 위해 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템은 가변부(400)를 포함함으로써 기준 전극(121) 및 측정 전극(122)에는 인가되는 전류의 주파수를 가변시킬 수 있으며, 가변 주파수는 1Hz 내지 100kHz의 주파수 영역을 갖는 것이 바람직하다.
- [0082] 제어부(500)는 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템의 구동을 제어하는 구성이다. 즉, 전류 발생부(200) 및 가변부(400)를 제어하여 전류의 주파수를 가변시켜서 센서(120)의 기준 전극(121) 및 측정 전극(122)에 인가하고, 이를 통해 센서(120)로부터 발생된 측정신호를 임피던스 산출부(300)에서 분석하여 임피던스를 산출하도록 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템의 구동을 제어할 수 있다.
- [0083] 상기와 같은 생체 임피던스 측정 시스템을 이용하여 생체 임피던스를 측정할 수 있으며, 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템을 이용하여 산출된 생체 임피던스 결과를 도시한 그래프이다. 도 9에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 시스템을 이용하면 주파수에 따라서 측정되는 임피던스의 차이를 쉽게 확인할 수 있다.
- [0084] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 방법의 순서도를 나타낸 도면이다. 도 10에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 임피던스 측정 방법은 생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극(121)과 기준 전극(121) 주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극(122)을 밀착하는 단계(S100) 및 일정한 크기의 전류를 공급하여 기준 전극(121)과 각각의 상기 복수의 측정 전극(122)의 전위차를 측정하는 단계(S200)를 포함하여 구성될 수 있고, 측정한 기준 전극(121)과 복수의 측정 전극(122) 간의 전위차 값 중 가장 높거나 가장 낮은 지점을 지정하는 단계(S300)를 더 포함할 수 있다.
- [0085] 단계 S100은 생체 임피던스 측정 센서 모듈(100)을 측정하고자 하는 신체 부위의 피부 표면과 밀착시킴으로써 수행될 수 있다. 즉, 센서 모듈(100)을 신체 부위의 피부 표면에 밀착시킴으로써 센서 거치부(140)의 일 끝단에 배치된 센서(120)의 기준 전극(121) 및 복수의 측정 전극(122)이 피부 표면에 접촉할 수 있다.

[0086] 다음으로, 단계 S200은 단계 S100을 통해 밀착된 기준 전극(121) 및 복수의 측정 전극(122)에 일정한 크기의 전류를 인가함으로써 이러한 일정한 미세 전류의 주파수가 측정 부위에 공급되고, 이를 이용해 생성된 측정 신호 즉, 기준 전극(121) 및 측정 전극(122)간의 전압 값의 차이로부터 임피던스를 산출함으로써 수행될 수 있다.

[0087] 마지막으로, 단계 S200을 통해 측정한 기준 전극(121)과 복수의 측정 전극(122) 간의 전위차 값 중 가장 높거나 가장 낮은 지점을 지정(S300)함으로써, 해당 지점의 신체 내 조직의 이상이나 특성을 발견할 수 있다.

[0088] 이상 설명한 본 발명은 본 발명이 속한 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 다양한 변형이나 응용이 가능하며, 본 발명에 따른 기술적 사상의 범위는 아래의 특허청구범위에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0089] 100: 생체 임피던스 측정 센서 모듈

120: 생체 임피던스 측정 센서

121: 기준 전극

122: 측정 전극

140: 센서 거치부

141: 리드선

142: 고정부

200: 전류 발생부

300: 임피던스 산출부

310: 증폭부

320: 분석부

400: 가변부

500: 제어부

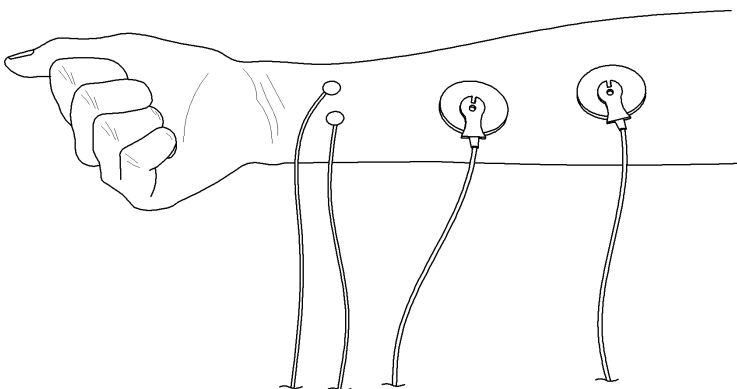
S100: 생체 임피던스를 측정하고자 하는 신체 부위에 기준 전극과 기준 전극주위에 배치되어 고정된 복수의 측정 전극을 밀착하는 단계

S200: 일정한 크기의 전류를 공급하여 기준 전극과 각각의 복수의 측정 전극의 전위차를 측정하는 단계

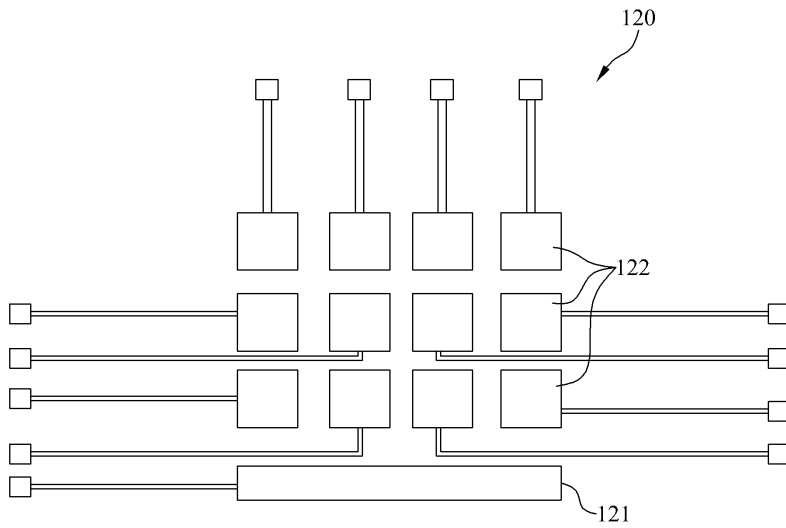
S300: 측정한 기준 전극과 복수의 측정 전극 간의 전위차 값 중 가장 높거나 가장 낮은 지점을 지정하는 단계

도면

도면1



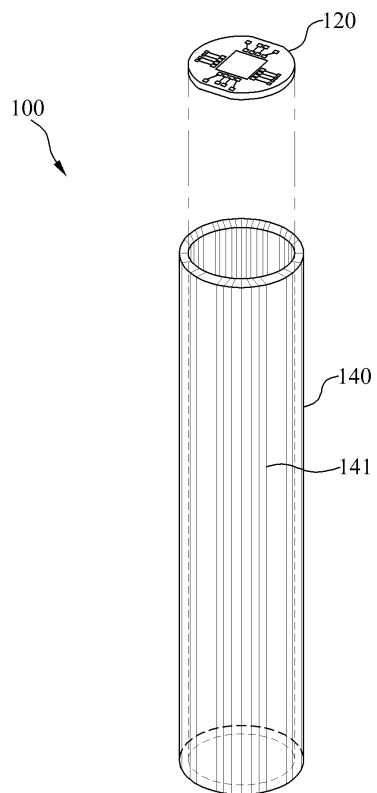
도면2



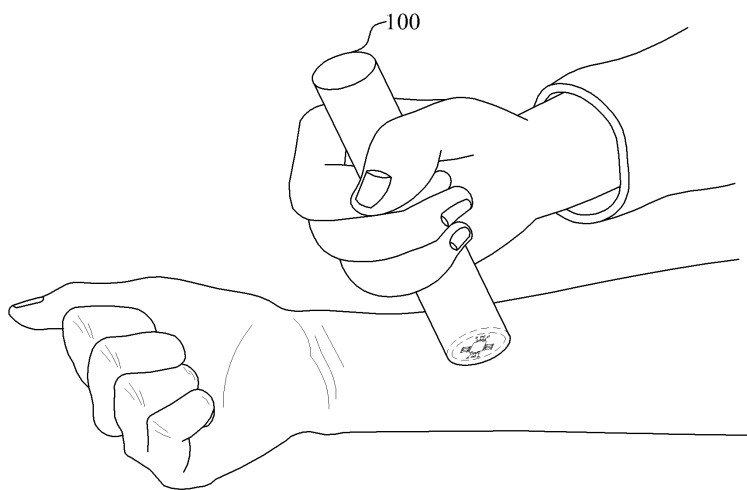
도면3

No	Process	Condition	Time	Remarks
1	Initial clean	1. HNO ₃ :HCL=1:3(Aqua regia) 2. Overflow (D.I water) 3. H ₂ SO ₄ :H ₂ O ₂ =3:1 boil 4. Overflow (D.I water) 5. Wafer spin dryer	10min 10min 10min 10min 10min	
2	Initial oxidation	Wet, 1000°C (~0.8um) Wet, 200 nm 2" Dry	1hour	Tager thickness:800nm Dummy ×2 Sample×3
3	Photolithography	1. Coating 1)2500rpm 2)3500rpm 3)2500rpm 2. Soft bake: 90°C 3. Exposure 4. Hard bake 120°C 5. Flood Exposure(without mask)	5sec 25sec 5sec 60sec 18sec 2min 2min 35sec	AZ 5214 PR AZ 5214 PR AZ 5214 PR 350mW 350mW
4	Develop	AZ 300	20sec	Develop
5	Rinse	DI water	2min	
6	Evaporation	Cr, 700Å	40min	
7	Evaporation	Au, 250nm	1hour 50min	5Å/scc
8	Liftoff	acetone + methanol	30min	

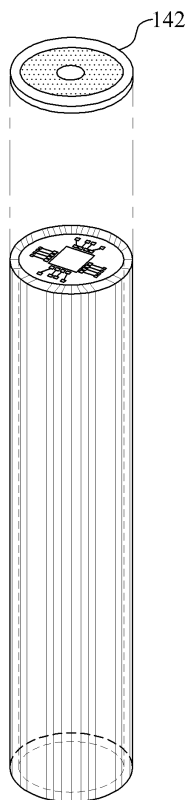
도면4



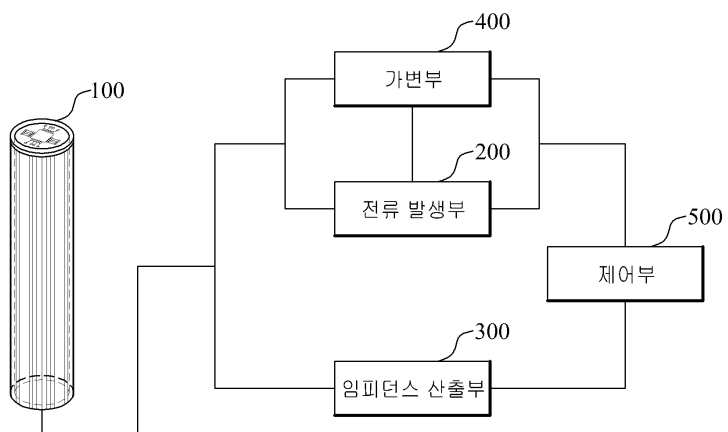
도면5



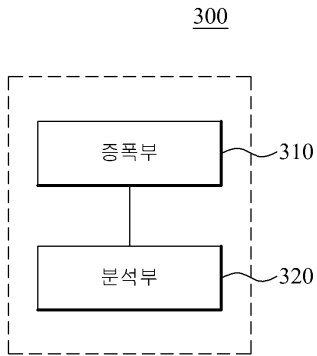
도면6



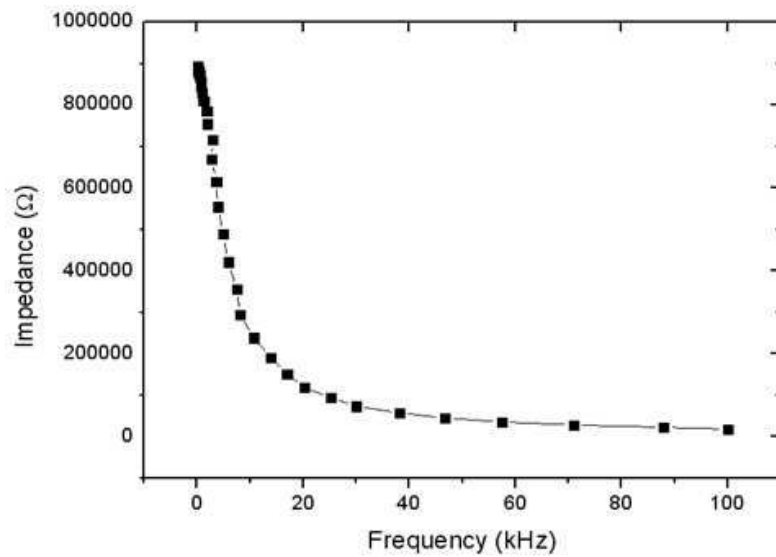
도면7



도면8



도면9



도면10

