



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0030088
(43) 공개일자 2019년03월21일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 2/02 (2006.01) **A61N 1/40** (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61N 2/02 (2013.01)
A61N 1/406 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-0117382
- (22) 출원일자 2017년09월13일
 심사청구일자 2017년09월13일

- (71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암
동5가)
- (72) 발명자
심재형
서울특별시 은평구 진관2로 90, 312동 1001호(진
관동, 은평뉴타운 마고정아파트)
- (74) 대리인
홍동우

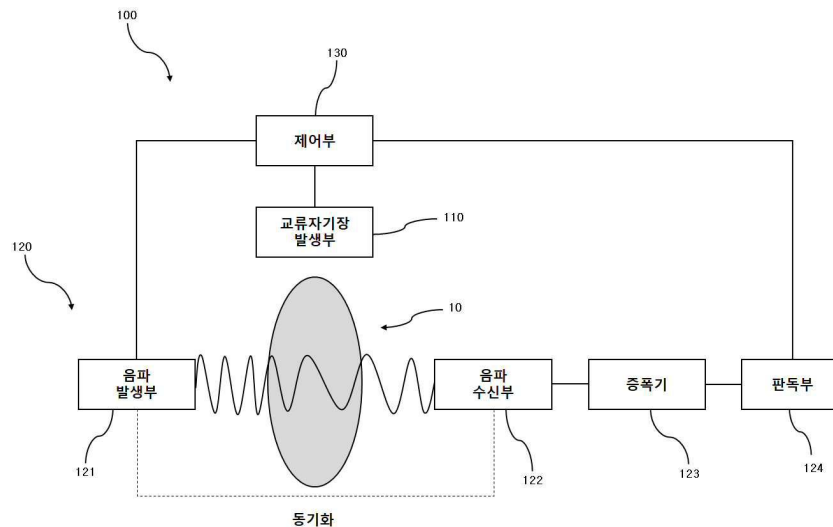
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 **의료용 교류자기장 발생장치 및 그 제어방법**

(57) 요약

본 발명은 생체 내부에 교류자기장을 가하는 중에 생체 내부의 온도 변화를 측정하고, 측정된 온도에 따라 생체 내부에서의 발열 온도를 조절함으로써 표적 세포 이외에 정상 세포가 사멸되는 위험을 줄일 수 있는 의료용 교류 자기장 발생장치 및 그 제어방법을 제공하기 위한 것이다. 본 발명에 따른 의료용 교류자기장 발생장치는, 생체 내부에 투입된 자성입자에 교류자기장을 가하기 위한 교류자기장 발생부와, 생체 내부의 온도를 검출하기 위한 온도 검출부와, 온도 검출부로부터 검출 신호를 수신하여 생체 내부의 온도가 기 설정된 온도 범위를 유지하도록 교류자기장 발생부를 제어하는 제어부를 포함한다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

생체 내부에 투입된 자성입자에 교류자기장을 가하기 위한 교류자기장 발생부;

상기 생체 내부의 온도를 검출하기 위한 온도 검출부; 및

상기 온도 검출부로부터 검출 신호를 수신하여 상기 생체 내부의 온도가 기 설정된 온도 범위를 유지하도록 상기 교류자기장 발생부를 제어하는 제어부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 온도 검출부는,

음파를 발생시켜 상기 생체 내부로 침투시킬 수 있는 음파 발생부와,

상기 음파 발생부에서 발생하여 상기 생체 내부를 통과하는 음파를 수신하기 위한 음파 수신부와,

상기 음파 발생부에서 발생하여 상기 음파 수신부에 수신되는 음파가 상기 생체 내부를 통과하는 속력을 이용하여 상기 생체 내부의 온도를 계산하는 판독부를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 판독부는 아래의 수학적식을 이용하여 상기 생체 내부에 대한 온도를 계산하는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치.

$$\Delta t = (V2-V1)/0.6$$

(Δt : 생체 내부의 온도 변화, V1: 교류자기장 인가 전 생체 내부를 통과하는 음파의 초기 속력, V2: 교류자기장 인가 중 생체 내부를 통과하는 음파의 속력)

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 온도 검출부는 상기 음파 수신부의 신호를 증폭하여 상기 판독부로 전송하는 증폭기를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 제어부는 상기 음파 수신부의 수신 신호 강도에 따라 상기 음파 발생부를 제어하여 상기 음파 발생부에서 발생하는 음파의 진동수를 변화시키는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치.

청구항 6

생체 내부에 투입된 자성입자에 교류자기장을 가하기 위한 교류자기장 발생부를 포함하는 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법에 있어서,

- (a) 음파를 발생시키는 음파 발생부와 음파를 수신하기 위한 음파 수신부를 이용하여 상기 생체 내부에서 교류자기장 인가 전 음파의 초기 속력을 측정하는 단계;
- (b) 상기 교류자기장 발생부를 작동시켜 상기 생체 내부에 교류자기장을 인가하면서 상기 음파 발생부와 상기 음파 수신부를 이용하여 교류자기장이 인가되는 생체 내부에서 음파의 속력을 측정하는 단계;
- (c) 상기 (a) 단계에서 측정한 음파의 초기 속력과 상기 (b) 단계에서 측정한 음파의 속력을 이용하여 상기 생체 내부의 온도를 계산하는 단계; 및
- (d) 상기 생체 내부의 온도를 기 설정된 온도 범위로 유지시키도록 상기 (c) 단계에서 계산한 상기 생체 내부의 온도에 따라 상기 교류자기장 발생부를 제어하여 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 (c) 단계에서, 아래의 수학적식을 이용하여 상기 생체 내부에 대한 온도를 계산하는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법.

$$\Delta t = (V2-V1)/0.6$$

(Δt : 생체 내부의 온도 변화, V1: 교류자기장 인가 전 생체 내부를 통과하는 음파의 초기 속력, V2: 교류자기장 인가 중 생체 내부를 통과하는 음파의 속력)

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 (a) 단계 및 상기 (b) 단계에서, 상기 음파 수신부의 수신 신호 강도에 따라 상기 음파 발생부를 제어하여 상기 음파 발생부에서 발생하는 음파의 진동수를 변화시키는 것을 특징으로 하는 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 의료용 교류자기장 발생장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 생체 내부의 치료 또는 진단을 위해 생체 외부에서 교류자기장을 가하여 생체 내에서 열을 발생시킬 수 있는 의료용 교류자기장 발생장치 및 그 제어방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자기장 변화에 따라 뜨거운 열을 발생하여 암 세포를 죽일 수 있는 나노 자성입자를 이용하는 온열치료가 개시된 바 있다.

[0003] 나노 자성입자는 그들이 가진 독특한 자기적 성질로 인해서 교류자기장을 주변에 가하게 되면 열을 발생하게 된다. 자성입자가 교류자기장에 의해 열을 발생하는 원리는 다음과 같다. 첫째, 액체 속에 분산되어 있는 자성입자 자체의 회전현상으로 인한 브라운 이완(Brownian relaxation) 현상, 둘째, 자성입자 내부 스핀의 에너지 장벽으로 인해서 생기는 넬 이완(Neel relaxation) 현상, 셋째, 외부 교류자기장 방향으로 자화되는 과정에서 물질 내부 스핀 도메인들의 이동에 의한 자기이력 현상으로 열을 발생하게 된다.

[0004] 이러한 자성입자의 열 발생 현상을 이용하면 암 등의 질병 치료가 가능하다. 온열치료(hyperthermia)는 암을 포함한 질병 치료에 열을 사용하는 것으로 42℃ 이상에서 암세포가 사멸하기 시작하는 현상을 이용한 것이다. 교류자기장은 피부 조직에 의해 영향을 받지 않아 침투 깊이의 제한이 없기 때문에 자성입자가 신체 내 암 조직에 축적되어 있을 때에 선택적으로 열을 가할 수 있다.

[0005] 온열치료를 위해 외부에서 교류자기장을 가해 생체 내부의 자성입자에 열을 발생시키는 경우, 온도가 너무 높거나 너무 오랫동안 열을 가하면 정상 세포까지도 사멸될 수 있다. 그런데 현재, 온열치료 중에 생체 내부의 온도 변화를 생체 외부에서 확인할 수 있는 적절한 방법이 없어 표적 세포 이외에 다른 생체 세포까지 사멸시켜 생체에 위해를 가할 위험이 높은 실정이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 등록특허공보 제1230384호 (2013. 02. 07)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로, 생체 내부에 교류자기장을 가하는 중에 생체 내부의 온도 변화를 측정하고, 측정된 온도에 따라 생체 내부에서의 발열 온도를 조절함으로써 표적 세포 이외에 정상 세포가 사멸되는 위험을 줄일 수 있는 의료용 교류자기장 발생장치 및 그 제어방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0008] 상술한 바와 같은 목적을 해결하기 위한 본 발명에 따른 의료용 교류자기장 발생장치는, 생체 내부에 투입된 자성입자에 교류자기장을 가하기 위한 교류자기장 발생부; 상기 생체 내부의 온도를 검출하기 위한 온도 검출부; 및 상기 온도 검출부로부터 검출 신호를 수신하여 상기 생체 내부의 온도가 기 설정된 온도 범위를 유지하도록 상기 교류자기장 발생부를 제어하는 제어부;를 포함한다.

[0009] 상기 온도 검출부는, 음파를 발생시켜 상기 생체 내부로 침투시킬 수 있는 음파 발생부와, 상기 음파 발생부에서 발생하여 상기 생체 내부를 통과하는 음파를 수신하기 위한 음파 수신부와, 상기 음파 발생부에서 발생하여 상기 음파 수신부에 수신되는 음파가 상기 생체 내부를 통과하는 속력을 이용하여 상기 생체 내부의 온도를 계산하는 판독부를 포함할 수 있다.

[0010] 상기 판독부는 아래의 수학적식을 이용하여 상기 생체 내부에 대한 온도를 계산할 수 있다.

[0011]
$$\Delta t = (V2-V1)/0.6$$

[0012] (Δt : 생체 내부의 온도 변화, V1: 교류자기장 인가 전 생체 내부를 통과하는 음파의 초기 속력, V2: 교류자기장 인가 중 생체 내부를 통과하는 음파의 속력)

[0013] 상기 온도 검출부는 상기 음파 수신부의 신호를 증폭하여 상기 판독부로 전송하는 증폭기를 더 포함할 수 있다.

[0014] 상기 제어부는 상기 음파 수신부의 수신 신호 강도에 따라 상기 음파 발생부를 제어하여 상기 음파 발생부에서 발생하는 음파의 진동수를 변화시킬 수 있다.

[0015] 한편, 상술한 바와 같은 목적을 해결하기 위한 본 발명에 따른 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법은, 생체 내부에 투입된 자성입자에 교류자기장을 가하기 위한 교류자기장 발생부를 포함하는 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법에 있어서, (a) 음파를 발생시키는 음파 발생부와 음파를 수신하기 위한 음파 수신부를 이용하여 상기 생체 내부에서 교류자기장 인가 전 음파의 초기 속력을 측정하는 단계; (b) 상기 교류자기장 발생부를 작동시켜 상기 생체 내부에 교류자기장을 인가하면서 상기 음파 발생부와 상기 음파 수신부를 이용하여 교류자기장이 인가되는 생체 내부에서 음파의 속력을 측정하는 단계; (c) 상기 (a) 단계에서 측정한 음파의 초기 속력과 상기 (b) 단계에서 측정한 음파의 속력을 이용하여 상기 생체 내부의 온도를 계산하는 단계; 및 (d) 상기 생체

내부의 온도를 기 설정된 온도 범위로 유지시키도록 상기 (c) 단계에서 계산한 상기 생체 내부의 온도에 따라 상기 교류자기장 발생부를 제어하여 단계;를 포함한다.

[0016] 상기 (c) 단계에서, 아래의 수학적식을 이용하여 상기 생체 내부에 대한 온도를 계산할 수 있다.

[0017] $\Delta t = (V2-V1)/0.6$

[0018] (Δt : 생체 내부의 온도 변화, V1: 교류자기장 인가 전 생체 내부를 통과하는 음파의 초기 속력, V2: 교류자기장 인가 중 생체 내부를 통과하는 음파의 속력)

[0019] 상기 (a) 단계 및 상기 (b) 단계에서, 상기 음파 수신부의 수신 신호 강도에 따라 상기 음파 발생부를 제어하여 상기 음파 발생부에서 발생하는 음파의 진동수를 변화시킬 수 있다.

발명의 효과

[0020] 본 발명에 따른 의료용 교류자기장 발생장치는 생체 내부에 교류자기장을 가하는 중에 생체 내부의 온도를 실시간으로 측정할 수 있다. 그리고 측정된 생체 내부의 온도에 따라 교류자기장 발생부를 제어하여 생체 내부의 온도를 기 설정된 범위로 제한함으로써 표적 세포 이외에 정상 세포가 사멸되는 위험을 줄일 수 있다.

[0021] 또한 본 발명에 따른 의료용 교류자기장 발생장치는 생체 내부의 온도를 측정하기 위해 대형의 복잡한 장치를 사용할 필요없이 간단한 구조의 음파 발생부와 음파 수신부를 이용하여 생체 내부의 온도를 측정할 수 있어 소형화가 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치의 구성을 개략적으로 나타낸 것이다.

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치를 이용한 치료 과정을 설명하기 위한 것이다.

도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법을 단계별로 나타낸 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 이하, 본 발명에 따른 의료용 교류자기장 발생장치 및 그 제어방법을 도면을 참조하여 상세히 설명한다.

[0024] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치의 구성을 개략적으로 나타낸 것이고, 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치를 이용한 치료 과정을 설명하기 위한 것이며, 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법을 단계별로 나타낸 순서도이다.

[0025] 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치(100)는 자기열량효과(Magnetocaloric effect)를 이용하는 온열치료에 이용될 수 있다. 자기열량효과를 이용하는 온열치료는 인체 내에 자성입자를 주입하고 외부에서 자성입자에 교류자기장을 가하면 열이 발생하는 원리를 이용하는 치료 방법이다. 외부에서 교류자기장을 가하면 인체 내에 투입된 자성입자가 발열함으로써 암세포 등의 비정상적인 세포를 열로 사멸시킬 수 있다. 도면에 나타난 것과 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치(100)는 교류자기장을 발생하는 교류자기장 발생부(110)와, 생체 내부의 온도를 검출하기 위한 온도 검출부(120)와, 온도 검출부(120)로부터 검출 신호를 수신하고 교류자기장 발생부(110)를 제어하는 제어부(130)를 포함한다.

[0026] 교류자기장 발생부(110)는 교류자기장을 발생하여 생체(10)의 내부로 투입된 자성입자에 교류자기장을 가할 수 있다. 교류자기장 발생부(110)는 코일 또는 전자석이 연결된 교류발전회로를 포함하는 구조 등 교류자기장을 발생할 수 있는 다양한 구조의 것이 이용될 수 있다. 교류자기장 발생부(110)로 생체(10)의 내부로 투입된 자성입자 주변으로 교류자기장을 가하면 자성입자가 가진 독특한 자기적 성질로 인해서 자성입자가 열을 발생하게 된다.

[0027] 온도 검출부(120)는 생체(10) 내부의 온도를 검출하고 검출 신호를 제어부(130)에 전송한다. 온도 검출부(120)는 음파를 발생시키는 음파 발생부(121)와, 음파 발생부(121)에서 발생하는 음파를 수신하기 위한 음파 수신부(122)와, 음파 수신부(122)의 신호를 증폭하는 증폭기(123)와, 증폭기(123)로부터 신호를 수신하여 생체(10) 내부의 온도를 계산하는 판독부(124)를 포함한다.

[0028] 음파 발생부(121)는 음파를 발생시켜 생체(10) 내부로 침투시킨다. 음파 발생부(121)는 수정이나 PZT 등의 전계 물질, 또는 니켈이나 페라이트 등의 자계 물질, 또는 그 밖에 음파를 발생할 수 있는 다양한 물질로 구성될 수

있다.

[0029] 음파 수신부(122)는 음파 발생부(121)에서 발생하여 생체(10) 내부를 통과하는 음파를 수신한다. 음파 수신부(122)는 음파를 수신하여 전기적 신호로 변환할 수 있는 다양한 구조의 것이 이용될 수 있다.

[0030] 관독부(124)는 증폭기(123)를 통해 증폭된 음파 수신부(122)의 감지 신호를 수신하고, 음파 발생부(121)에서 발생하여 음파 수신부(122)에 수신되는 음파가 생체(10) 내부를 통과하는 속력을 이용하여 생체(10) 내부의 온도를 계산한다.

[0031] 이러한 온도 검출부(120)는 음파 수신부(122)를 음파 발생부(121)와 동기화시켜 음파 발생부(121)에서 발생하여 음파 수신부(122)에 도달한 음파의 도달 시간을 계산해 음파가 생체(10) 내부를 통과한 속력을 측정할 수 있다. 또한 음파의 속력을 이용하여 생체(10) 내부의 온도를 간접적으로 측정할 수 있다.

[0032] 음파의 속력은 매질의 탄성률과 관성에 의해 결정된다. 고체나 유체에서의 음속(v)은 매질에 상관없이 ρ 를 밀도, K 를 탄성률(유체에서는 부피 탄성률)이라 할 때 아래의 수식과 같이 표현될 수 있다.

$$v = \sqrt{\frac{\text{탄성률}}{\text{관성}}} = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

[0033] 또한 유체 매질의 경우, 음속(v)은 아래의 수식과 같이 나타낼 수 있고,

$$v = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (B: \text{부피 탄성률}, \rho: \text{평균 밀도}),$$

[0036] 고체 매질의 경우, 음속(v)은 아래의 수식과 같이 나타낼 수 있다.

$$v = \sqrt{\frac{Y}{\rho}} \quad (Y: \text{영률}, \rho: \text{평균 밀도})$$

[0038] 따라서 유체 매질에서의 음속은 매질의 밀도와 부피탄성율을 측정하면 계산 가능하다. 그리고 밀도가 온도에 따라 어떻게 변하는지 확인하면 온도에 따른 음속의 변화도 계산할 수 있다.

[0039] 참고적으로, 아래의 표는 다양한 매질에서의 음파의 속력을 나타낸 것이다.

	공기	지방	신장	혈액	근육	인체의 연부조직	뼈
속도(m/sec)	331	1450	1561	1570	1585	1540	4080

[0040] 이와 같이, 음파를 조사하는 생체 부위의 조직구성 분포에 따라 음파의 속력이 현저하게 다르게 나타날 수 있으므로, 생체 부위의 조직구성마다 온도 변화에 의한 밀도 변화를 측정하고, 수신부에 도달하는 초기 속력과 나중 속력의 차이를 이용하면 간접적으로 생체 부위의 온도 변화를 구할 수 있다.

[0042] 예를 들어, 0℃ 공기 중에서 음파의 속력은 331m/s이므로 섭씨온도 t ℃에서의 음파의 속력 V 는 대략 $V = 331 + 0.6t$ 로 나타낼 수 있다. $V = 331 + 0.6t$ 이므로, 20℃일 때 음파는 약 343m/s의 속력을 가진다. 따라서 도 2에 나타낸 것과 같이, 음파 발생부(121)와 음파 수신부(122)를 이들 사이에 생체(10)가 위치하도록 생체(10)의 양측에 각각 배치하고, 음파 발생부(121)에서 발생한 음파가 음파 수신부(122)에 도달한 시간을 측정하면 음파가 음파 발생부(121)와 음파 수신부(122)사이에서 있는 생체(10)를 통과한 속력을 측정하고, 이로부터 생체(10) 내부의 온도를 유추할 수 있다. 즉, 아래의 수식들을 이용하여 생체(10)에 교류자기장이 가해지기 전과 교류자기장이 가해질 때의 온도 변화를 간접적으로 측정할 수 있다.

$$V = f \times \lambda,$$

- [0044] $V2-V1=0.6(t2-t1)=0.6\Delta t$,
- [0045] $\Delta t = (V2-V1)/0.6$
- [0046] (V:속력, f:진동수, λ :파장, V1:초기 속력, V2:온도변화 후 속력, t1:초기 온도, t2:나중 온도)
- [0047] 인체의 경우, 교류자기장이 가해지지 않을 때의 초기 온도 t1은 36.5℃, 또는 환자 개개인으로부터 직접 측정된 온도로 설정될 수 있다. 나중 온도 t2는 교류자기장을 가할 때 상승한 생체(10) 내부의 온도이다.
- [0048] 일반적으로, 피부 표면 근처의 조직을 관찰하기 위해서는 약 7.5MHz, 깊은 조직의 경우에는 3.5MHz에서 5MHz의 음파가 사용된다. 한편, 음파의 흡수율은 진동수에 역비례하므로, 진동수가 커질수록 음파는 인체의 내부로 진행하기 어렵게 된다. 따라서 음파 발생부(121)에서 발생하는 음파가 음파 수신부(122)에 원활하게 도달할 수 있도록 음파 발생부(121)에서 발생하는 음파의 진동수가 적절하게 조절될 필요가 있다. 이러한 음파 발생부(121)의 동작은 제어부(130)에 의해 제어될 수 있다.
- [0049] 온도 검출부(120)의 음파 발생부(121)는 하나 이상의 음파를 발생할 수 있는 적절한 개수로 구비될 수 있다. 또한 음파 수신부(122) 역시 하나 또는 복수의 음파 발생부(121)에서 발생하는 음파를 원활하게 수신할 수 있도록 적절한 개수로 구비될 수 있다.
- [0050] 제어부(130)는 온도 검출부(120)로부터 검출 신호를 수신하여 생체(10) 내부의 온도가 기 설정된 온도 범위를 유지하도록 교류자기장 발생부(110)를 제어한다. 생체(10) 내부에 자성입자를 투입하고 교류자기장 발생부(110)로 교류자기장을 가하여 온열치료를 수행하는 과정에서 온도가 과하게 상승하게 되면, 사멸 대상이 되는 표적 세포 이외에 정상 세포까지 사멸시킬 수 있다. 제어부(130)는 온도 검출부가 측정하는 생체(10) 내부의 온도를 실시간으로 수신하고, 이에 따라 교류자기장 발생부(110)의 전원이나 교류주파수 등을 조절함으로써 생체(10) 내부에서 발생하는 열을 적절한 온도 범위로 제한할 수 있다. 따라서 정상 세포가 받는 영향을 최소화하면서 암 세포 등 표적 세포만 선택적으로 사멸시키는 것이 가능하다.
- [0051] 또한 제어부(130)는 음파 수신부(122)의 수신 신호 강도에 따라 음파 발생부(121)를 제어할 수 있다. 즉, 제어부(130)는 음파 발생부(121)에서 발생하는 음파가 음파 수신부(122)에 원활하게 도달하지 못하는 경우, 생체(10)를 원활하게 통과할 수 있는 적절한 진동수의 음파가 발생되도록 음파 발생부(121)를 제어할 수 있다.
- [0052] 도 2에 나타난 것과 같이, 제어부(130)와 온도 검출부(120)의 증폭기(123) 및 판독부(124)는 하나의 제어모듈(140)에 설치될 수 있다.
- [0053] 이하에서는, 상술한 것과 같은 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법에 대하여 설명한다.
- [0054] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 의료용 교류자기장 발생장치의 제어방법은 온도 검출부(120)를 통해 초기 음파 속력을 측정하는 단계(S10)와, 교류자기장 발생부(110)를 작동시켜 생체(10)에 교류자기장을 가하면서 생체(10)를 통과하는 음파의 속력을 측정하는 단계(S20)와, 생체(10) 내부의 온도를 계산하는 단계(S30)와, 생체(10) 내부의 온도에 따라 교류자기장 발생부(110)를 제어하는 단계(S40)를 포함한다.
- [0055] 먼저, 초기 음파 속력을 측정하는 단계(S10)에서, 교류자기장 발생부(110)를 작동시키지 않은 상태에서 온도 검출부(120)의 음파 발생부(121)를 작동시켜 생체(10)에 음파를 침투시키고 음파 수신부(122)를 통해 생체(10)를 통과한 음파를 수신하여 생체(10)를 통과하는 음파의 속력을 측정한다. 이때, 측정된 음파의 속력은 교류자기장을 가하기 전 생체(10) 내부를 통과하는 음파의 초기 속력(V1)이 된다. 이 단계에서, 제어부(130)는 음파 발생부(121)에서 발생하여 생체(10)를 통과하는 음파가 음파 수신부(122)에 원활하게 도달하지 못하면, 음파 발생부(121)를 제어하여 음파 발생부(121)에서 발생하는 음파를 생체(10)를 원활하게 통과할 수 있는 적절한 진동수로 변화시킬 수 있다.
- [0056] 다음으로, 교류자기장 발생부(110)의 작동 중 생체(10)를 통과하는 음파의 속력을 측정하는 단계(S20)에서, 교류자기장 발생부(110)를 작동시켜 생체(10)에 교류자기장을 가하면서 온도 검출부(120)로 생체(10)를 통과하는 음파의 속력을 측정한다. 이때, 측정된 음파의 속력은 교류자기장을 가함에 따라 온도가 상승한 생체(10)를 통과하는 음파의 속력(V2)이 된다.
- [0057] 다음으로, 생체(10) 내부의 온도를 계산하는 단계(S30)에서 앞선 단계에서 측정한 교류자기장 인가 전 생체(10) 내부를 통과하는 음파의 초기 속력(V1)과, 교류자기장 인가 중에 생체(10)를 통과하는 음파의 속력(V2)을 이용

하여 교류자기장 인가에 따른 생체(10) 내부의 온도 변화를 계산한다. 이때, 온도 검출부(120)의 관독부(124)가 아래의 수학적식을 이용하여 생체(10) 내부의 온도를 계산할 수 있다.

[0058] $\Delta t = (V2-V1)/0.6$

[0059] 여기에서, Δt 는 생체(10) 내부의 온도 변화이고, $V1$ 은 교류자기장 인가 전 생체(10) 내부를 통과하는 음파의 초기 속력이고, $V2$ 는 교류자기장 인가 중 생체(10) 내부를 통과하는 음파의 속력이다. Δt 는 교류자기장 인가 시 상승한 생체(10)의 나중 온도 $t2$ 에서 교류자기장 인가 전 생체(10)의 초기 온도 $t1$ 을 뺀 값으로, 인체의 경우, 초기 온도 $t1$ 은 36.5℃, 또는 환자 개개인으로부터 직접 측정된 온도로 설정될 수 있다. 따라서 Δt 를 계산하면 교류자기장 인가 중 생체(10)의 나중 온도 $t2$ 를 구할 수 있다.

[0060] 다음으로, 교류자기장 발생부(110)를 제어하는 단계(S40)에서 앞선 단계에서 계산한 생체(10) 내부의 온도에 따라 교류자기장 발생부(110)를 제어한다. 이 단계에서 제어부(130)가 관독부(124)로부터 신호를 수신하여 교류자기장 발생부(110)의 전원이나 교류주파수 등을 조절함으로써 생체(10) 내부의 온도를 기 설정된 온도 범위로 유지시킬 수 있다.

[0061] 종래에는 온열치료 시, 교류자기장을 생체에 가하여 생체 내부로 투입된 자성입자를 발열시키는 중에 생체 내부의 온도를 실시간으로 측정할 수 있는 적절한 수단이 없어서 생체 내부에서의 과도한 온도 상승으로 표적 세포뿐만 아니라 정상 세포까지도 사멸시켜 생체에 위해를 가할 위험이 높았다. 반면, 본 발명은 생체에 교류자기장 인가 시 생체에 음파를 침투시켜 음파가 생체를 통과하는 속력을 측정하고, 음파가 매질의 온도에 따라 속력이 변하는 원리를 이용하여 생체의 온도를 간접적으로 측정할 수 있다. 그리고 측정된 생체 내부의 온도에 따라 교류자기장 발생부(110)를 제어하여 생체(10) 내부의 온도를 기 설정된 범위로 제한함으로써 표적 세포 이외의 정상 세포가 사멸되는 위험을 줄일 수 있다.

[0062] 이상 본 발명에 대해 바람직한 예를 들어 설명하였으나 본 발명의 범위가 앞에서 설명되고 도시되는 형태로 한정되는 것은 아니다.

[0063] 예를 들어, 도면에는 온도 검출부(120)가 음파 발생부(121)와, 음파 수신부(122)와, 증폭기(123) 및 관독부(124)를 포함하는 것으로 나타냈으나, 생체(10) 내부의 온도를 측정하기 위한 온도 검출부의 구체적인 구성은 다양하게 변경될 수 있다.

[0064] 이상, 본 발명을 본 발명의 원리를 예시하기 위한 바람직한 실시예와 관련하여 도시하고 설명하였으나, 본 발명은 그와 같이 도시되고 설명된 그대로의 구성 및 작용으로 한정되는 것이 아니다. 오히려 첨부된 청구범위의 사상 및 범위를 일탈함이 없이 본 발명에 대한 다수의 변경 및 수정이 가능함을 당업자들은 잘 이해할 수 있을 것이다.

부호의 설명

[0065] 100 : 의료용 교류자기장 발생장치 110 : 교류자기장 발생부

120 : 온도 검출부 121 : 음파 발생부

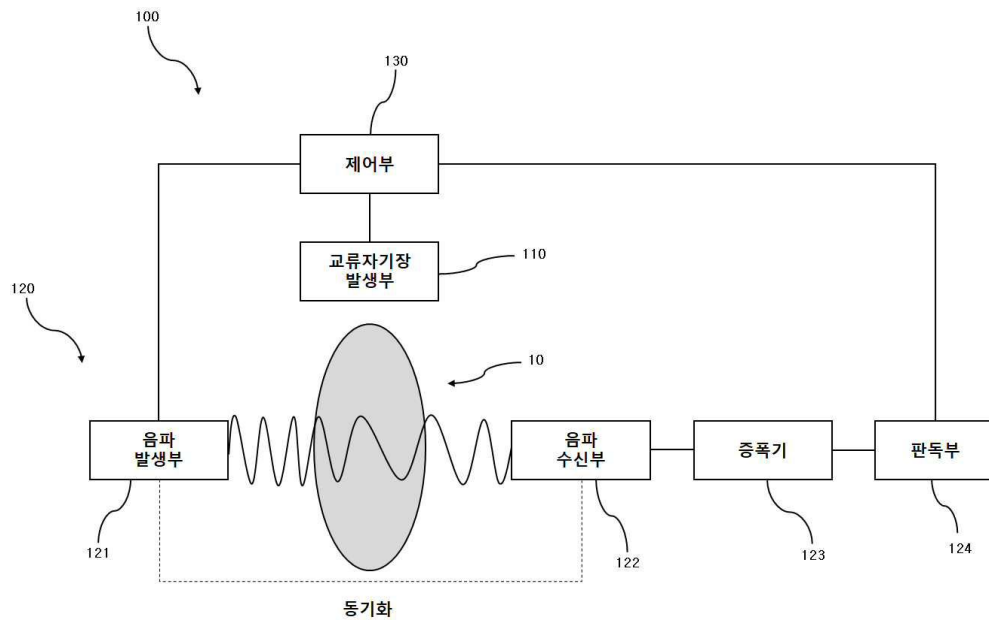
122 : 음파 수신부 123 : 증폭기

124 : 관독부 130 : 제어부

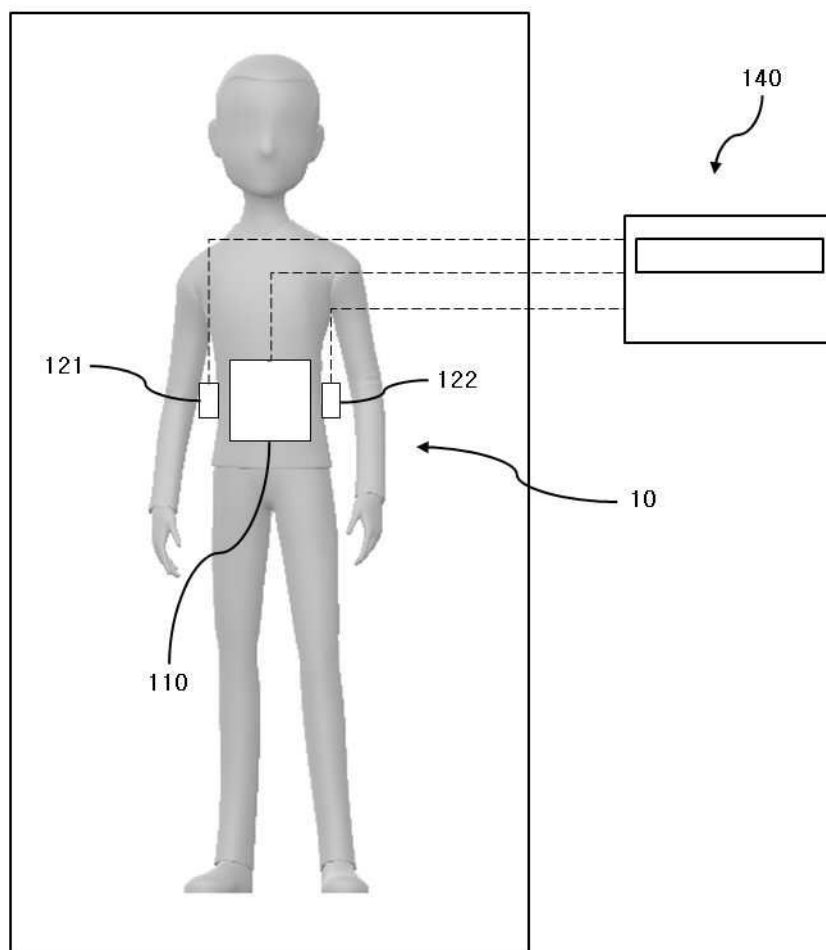
140 : 제어모듈

도면

도면1



도면2



도면3

