(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0003333
(43) 공개일자 2021년01월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/40 (2006.01) *A61N 1/36* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 1/403 (2013.01)
A61B 5/01 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2019-0078653
(22) 출원일자 2019년07월01일
심사청구일자 2019년07월01일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
윤명근
경기도 가평군 가평읍 북한강 동연재 B103-1호
(74) 대리인
특허법인 다해

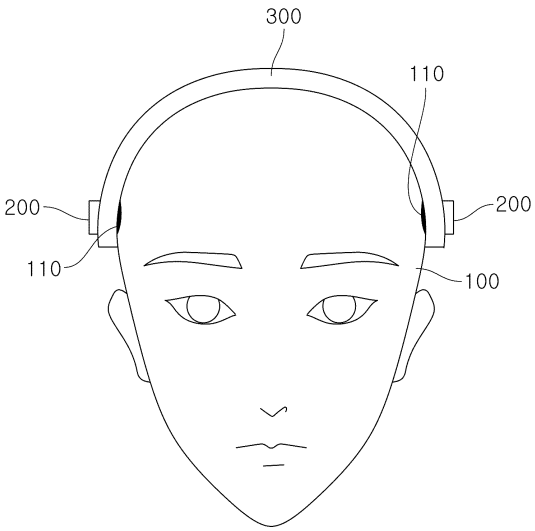
전체 청구항 수 : 총 11 항

(54) 발명의 명칭 **피부에 인가되는 분산 전류를 이용한 전기장 기반 암 치료장치**

(57) 요 약

전기장 기반 암 치료장치로서, 체내에 전기장을 인가하기 위한 적어도 한 쌍의 전극; 상기 전극과, 상기 전극이 부착되는 피부 사이에 구비되는 전도성 매개체를 포함하며, 상기 전도성 매개체는 상기 전극이 부착되는 피부에서의 피부전류밀도를 100mA/cm^2 이하로 유지하기 위한 두께를 갖는 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치가 제공된다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류
A61F 7/00 (2013.01)
A61N 1/0472 (2013.01)
A61N 1/08 (2013.01)
A61N 1/36002 (2017.08)
A61F 2007/0056 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

전기장 기반 암 치료장치로서,

체내에 전기장을 인가하기 위한 적어도 한 쌍의 전극;

상기 전극과, 상기 전극이 부착되는 피부 사이에 구비되는 전도성 매개체를 포함하며,

상기 전도성 매개체는 상기 전극이 부착되는 피부에서의 피부전류밀도를 100mA/cm^2 이하로 유지하기 위한 두께를 갖는 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 전도성 매개체는 블록 또는 필름 형태인 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 한 쌍의 전극은 치료 대상 부위를 중심으로 서로 대향하며, 상기 한 쌍의 전극 각각은 복수개의 단위 전극으로 이루어진 어레이 형태인 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 한 쌍의 전극은 치료 대상 부위를 중심으로 서로 대향하며, 상기 한 쌍의 전극 각각은 평판 형태인 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 전도성 매개체는 전기전도도가 0.01 S/m 이상인 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 전도성 매개체는 3차원 구조체인 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 7

제 1항에 있어서, 상기 전기장 기반 암 치료장치는

상기 전도성 매개체에 구비된 온도 센서를 더 포함하며, 상기 온도센서는 전도성 매개체에 구비되는 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 8

제 7항에 있어서,

상기 온도센서는 상기 전극과 상기 전극이 부착되는 피부를 벗어나는 전도성 매개체 영역에 위치하는 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 9

제 1항에 있어서, 상기 전기장 기반 암 치료장치는

상기 전도성 매개체를 냉각시키기 위한 냉각수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 냉각수단은 상기 전도성 매개체 내로 삽입된 냉매 튜브인 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

청구항 11

제 1항에 있어서, 상기 전기장 기반 암 치료장치는,

상기 전도성 매개체가 환자 신체에 부착되는 형태의 웨어러블 장치인 것을 특징으로 하는 전기장 기반 암 치료장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 피부에 인가되는 분산 전류를 이용한 전기장 기반 암 치료장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 전극과 피부 사이의 전도성 매개체를 이용하여 국소적으로 집중되는 전류를 분산시켜 전기장 기반 암 치료 효과를 극대화하면서도 피부 화상 등의 문제를 해결할 수 있는, 피부에 인가되는 분산 전류를 이용한 전기장 기반 암 치료장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 2000년대 초, 이스라엘 생물리학 교수인 Yoram Palti는 분열하는 암세포에 교류전기장을 걸어주면 분열이 지연되거나 사멸하는 현상을 처음으로 발견했으며, 2004년에는 Cancer Research 저널에 세계 최초로 전기장 암치료 효과에 대한 연구결과를 발표하였다(선행문헌 1 참조). 그 후 전기장 암 치료에 대한 여러 연구논문들이 발표되었으며 암치료학계에서는 전기장 치료의 3가지 강점으로 인해 큰 주목을 하고 있다.

[0003] 전기장 치료의 첫 번째 강점은 전기장은 분열하는 세포에만 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 있기 때문에 정상세포에 비해 분열속도가 빠른 암세포에 집중적으로 영향을 미치게 되고, 부작용도 기존 치료법과 비교했을 때 매우 미미할 것으로 예상된다는 점이다(선행문헌 2 참조). 실제로 2013년에 발표된 논문(선행문헌 3 참조)에 의하면 항암치료와 전기장치료의 부작용 비교 항목 총 9개중 7개의 항목에서 전기장치료의 부작용이 월등히 낮게 나타났으며, 2개의 항목에 대해서는 항암치료와 전기장 치료가 거의 동등한 수준의 부작용을 보였다.

[0004] 두 번째로, 전기장을 이용한 암 치료는 아직 초기단계임에도 불구하고 치료효능 측면에서 기존의 치료법에 비해 더 좋은 결과를 보여주고 있다. 그 예로, 난치암 중 하나인 악성 교모세포종(glioblastoma multiforme, GBM) 환자가 항암치료만 받은 경우 Progression Free Survival(PFS)과 Overall Survival(OS) 및 2년 이상 생존확률이 각각 4.0개월, 16.0개월, 31%로 나타난 반면, 전기장 암치료가 추가된 경우에는 6.7개월, 20.9개월, 43%로 나타내어 기존 치료법에 비해 약 1.7, 1.3, 1.4배 더 높은 결과를 보여주었다 (선행문헌 4).

[0005] 마지막으로 세 번째는 전기장이 치료부위를 포함하여 광범위하게 적용될 경우 CT 등의 의료영상에서 보이지 않는 매우 미세한 종양에 대해서도 치료 효과가 있을 것으로 기대된다. 종양을 중심으로 전기장을 걸어주게 되면 종양뿐만 아니라 종양주변에도 무시할 수 없는 전기장이 전달되기 때문에, 종양주변에 존재하고 육안으로 확인 불가능할 정도의 미세한 종양에도 전기장이 영향을 미쳐 암세포의 분열을 억제 시킬 수 있으며 이에 따라 암 전이 확률도 획기적으로 낮출 수 있을 것으로 기대된다 (선행문헌 5 참조).

[0006] 현재 전기장 암치료법은 2011년 재발한 교모세포종 암에 대해, 2015년에는 최초 진단된 교모세포종에 대해 미국 FDA 승인을 받았으며, 유럽에서는 CE 마크를 획득하여 미국, 독일, 스위스에서 총 1000 여개의 병원을 통해 치료를 시행하고 있으며 일본에서도 재발한 교모세포종 환자에 대하여 치료 허가를 받은 상태이다. 또한 치료 받은 환자 수는 매년 급격히 증가하고 있어 2014년에 152명에서 현재(2018년)는 8813명으로 50배 이상의 증가율을 보여주고 있다 (선행문헌 6 참조).

[0007] 하지만 현재의 전기장 암 치료는 치료효과를 극대화하기 위해 여러 가지 해결해야 할 과제가 있다. 현재까지의 연구결과(선행문헌 7 및 도 1 참조)에 의하면 전기장의 주파수 및 세기에 따라 암 종별 전기장 치료의 효과는

차이를 나타내며 전기장의 세기 및 전기장 치료시간이 크면 클수록 암세포에 대한 사멸 및 분열억제 효과가 크다. 따라서 원하는 치료효과를 달성하기 위해서는 충분한 크기의 전기장의 세기가 필수적이지만 현재 상용화된 전기장 암 치료시스템은 체내에 1 내지 3 V/cm 정도의 약한 세기의 전기장으로만 치료가 가능하도록 개발되었으며 이러한 낮은 세기의 전기장으로 가능한 한 최대한 치료효과를 확보하기 위해 환자가 잠자는 시간을 제외하고는 거의 하루종일(18시간/일) 치료를 받아야 하는 불편함이 있다.

[0008] 하지만 일일 치료시간을 늘리는 것은 이미 한계에 도달했으며 이러한 경우 치료효과를 확보하기 위해서는 충분한 크기의 전기장을 인가하는 것이 필수불가결한 요소라고 할 수 있다. 비록 단순히 인가된 전압의 크기를 상승시켜서 체내에 전달되는 전기장의 크기를 증가시키는 것은 물리적으로 가능하지만 이러한 전기장의 상승은 피부에 부착된 전극에 의해 피부로 흐르는 전류도 함께 증가시키기 때문에 화상과 같은 심각한 부작용을 야기시킬 수 있다. 이러한 이유 때문에 피부에 전달되는 한계전류가 전기장 치료에서 중요한 요소가 되며 현재의 전기장 암 치료에서는 피부에 부작용이 생기지 않는 범위에서 가능한 최대의 전기장을 인체에 부여하고 있지만 그 크기는 만족할 만한 수준이 아니다(선행문헌 7 참조).

[0009] 일반적으로 단위면적당 최대한계전류는 ~100mA/cm^2 이하이지만 전기장치료에서 권고되는 단위면적당 한계전류는 ~30mA/cm^2 이하라고 할 수 있다(선행문헌 7 참조). 따라서, 치료효과를 극대화 시키기 위해서는 피부에 흐르는 전류는 권고한계전류이하로 유지하면서 체내에 전달되는 전기장의 크기는 증가시킬 수 있는 방법이 필요하다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0010] (비특허문헌 0001) 선행문헌 1: Eilon D. Kirson et al, disruption of cancer cell replication by alternating electric fiels, cancer research, 64, 3288-3295 (2004)

(비특허문헌 0002)

(비특허문헌 0003) 선행문헌 3: Angela M. Davies et al, Tumor teating fields:a new frontier in cancer therapy, Annals of the new york academy of sciences, 1291, 86-95 (2013)

(비특허문헌 0004) 선행문헌 4: Stupp et al, Effect of Tumor-Treating Fields Plus Maintenance Temozolomide vs Maintenance Temozolomide Alone on Survival in Patients With Glioblastoma: A Randomized Clinical Trial, Journal of the American Medical Association, 318(23), 2306-2316 (2017)

(비특허문헌 0005) 선행문헌 5: Eilon D. Kirson et al. Alternating electric fields (TTFields) inhibit metastatic spread of solid tumors to the lungs, Clin Exp Metastasis 26, 633-640 (2009)

(비특허문헌 0006) 선행문헌 6: Novocure Corporate Presentation (https://3sj0u94bgxp33grbz1fkt62h-wpengine .netdna-ssl.com /wp-content/uploads/2019/05/201905_NVCR_Corporate_Presentation_vFF.pdf)

(비특허문헌 0007) 선행문헌 7: Eilon D. Kirson et al, alternating electric fields arrest cell proliferation in animal tuomr models and human brain tumors, PNAS, 104(24), 10152-10157 (2007)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 피부에 국소적으로 집중되는 단위면적당 전류 또는 전류밀도를 분산시키면서 인체 내 전기장 크기를 증가시켜 암 치료 효과를 극대화하면서도 피부 화상 등의 문제를 해결할 수 있는 전기장 기반 암 치료 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명은 전기장 기반 암 치료장치로서, 체내에 전기장을 인가하기 위한 적어도 한 쌍의 전극; 상기 전극과, 상기 전극이 부착되는 피부 사이에 구비되는 전도성 매개체를 포함하며, 상기 전도성 매개체는 상기 전극이 부착되는 피부에서의 피부전류밀도를 100mA/cm^2 이하로 유지하기 위한 두께를 갖는 것을 특징으로 하는 전기장 기

반 암 치료장치를 제공한다.

[0013] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 전도성 매개체는 블록 또는 필름 형태일 수 있다.

[0014] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 한 쌍의 전극은 치료 대상 부위를 중심으로 서로 대향하며, 상기 한 쌍의 전극 각각은 복수개의 단위 전극으로 이루어진 어레이 형태일 수 있다.

[0015] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 한 쌍의 전극은 치료 대상 부위를 중심으로 서로 대향하며, 상기 한 쌍의 전극 각각은 평판 형태일 수 있다.

[0016] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 전도성 매개체는 전기전도도가 0.01 S/m 이상이며, 상기 전도성 매개체는 3차원 구조체일 수 있다.

[0017] 본 발명의 일 실시예에서, 상기 전기장 기반 암 치료장치는 상기 전도성 매개체에 구비된 온도 센서를 더 포함하며, 상기 온도센서는 전도성 매개체에 구비될 수 있다.

[0018] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 온도센서는 상기 전극과 상기 전극이 부착되는 피부를 벗어나는 전도성 매개체 영역에 위치한다.

[0019] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 전기장 기반 암 치료장치는 상기 전도성 매개체를 냉각시키기 위한 냉각수단을 더 포함할 수 있으며, 상기 냉각수단은 상기 전도성 매개체 내로 삽입된 냉매 튜브일 수 있다.

[0020] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 상기 전기장 기반 암 치료장치는, 상기 전도성 매개체가 환자 신체에 부착되는 형태의 웨어러블 장치일 수 있다.

발명의 효과

[0021] 본 발명에 따르면, 전극과 피부 사이에 전류를 분산시키면서도 전기장을 인가할 수 있는 3차원 매질을 사용하여 단위면적당 피부 전류는 일정 수준 이하로 유지하면서도 인체 내부의 전기장만을 극대화할 수 있다. 따라서, 보다 높은 세기의 전기장을 이용하므로 암 치료 효과는 증대시킬 수 있으면서도, 피부 화상 등의 부작용을 일으키는 피부 전류를 낮출 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도 1은 (A) 전기장 세기 및 (B) 전기장 인가시간에 따른 전기장 치료 효과(대조군에 대한 상대적인 세포생존률) 차이를 나타내는 그래프이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 암 치료 장치의 모식도이다.

도 3은 인체모형 두경부 팬텀에 전도성 매개체를 사용하지 않고 전기장을 인가한 비교예의 실험결과이고, 도 4 내지 6은 각각 피부와 전극사이에 전도성 매개체(하이드로겔) 두께를 1, 2, 3cm로 증가시킨 실험결과이다.

도 7은 인체모형 팬텀에 전도성 매개체를 사용하지 않은 경우, 8 내지 9는 각각 20cm 내지 40cm 두께의 블록(Block) 형태의 전도성 매개체를 이용한 경우를 나타내는 도면이다.

도 10은 인체모형 팬텀에 전도성 매개체를 사용하지 않은 경우의 실험결과이며, 도 11 및 12는 20cm 및 40cm 두께의 하이드로겔 매개체 블록과 서로 대양하는 평행한 평판형 전극($15x20cm^2$ 크기)을 사용하면 피부전류를 단위면적당 권고한계전류($\sim 30mA/cm^2$)로 유지하면서도 중심부의 전기장의 크기를 약 400% (2V/cm => 8V/cm) 향상시킬 수 있음을 보여주는 도면이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 전기장 기반 암 치료장치의 모식도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 더욱 상세히 설명하기로 한다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 것이며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하며, 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이다. 도면 상에서 동일 부호는 동일한 요소를 지칭한다.

[0024] 각 도면의 구성요소들에 참조부호를 부가함에 있어서, 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 가지도록 하고 있음에 유의해야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련

된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.

[0025] 또한, 본 발명의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 제 1, 제 2, A, B, (a), (b) 등의 용어를 사용할 수 있다. 이러한 용어는 그 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하기 위한 것일 뿐, 그 용어에 의해 해당 구성 요소의 본질이나 차례 또는 순서 등이 한정되지 않는다. 어떤 구성 요소가 다른 구성요소에 "연결", "결합" 또는 "접속"된다고 기재된 경우, 그 구성 요소는 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나 또는 접속될 수 있지만, 각 구성 요소 사이에 다른 구성 요소가 "연결", "결합" 또는 "접속"될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0026] 본 발명은 상술한 문제를 해결하기 위하여, 전극과 피부 사이에 고정된 형태를 이루는 별도의 3차원 전도성 매개체를 사용하여 전극으로부터 발생한 전류를 분산시키면서 동시에 체내에는 높은 수준의 전기장을 인가하는 방식을 이용한다. 즉, 본 발명은 체내에 전기장을 인가하기 위한 적어도 한 쌍의 전극을 사용하는 전기장 기반 암 치료장치에서, 전극과 피부 사이에 3차원 전도성 매개체를 삽입하여 전극에서 발생되는 전류가 매개체를 통과하면서 전류분산을 일으킨다. 따라서 본 발명에 따른 치료장치는 이러한 원리를 이용하여 기존의 방법에 비해 단위면적당 피부에 흐르는 전류의 양이 적어지기 때문에 더 높은 전압을 인가할 수 있게 되고 따라서 기존의 한계 피부전류밀도를 유지한다면 치료효과가 좋은 더 높은 전기장을 환자의 체내에 인가할 수 있어서 더 좋은 치료효과를 기대할 수 있다.

[0027] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 암 치료 장치의 모식도이다.

[0028] 도 2를 참조하면, 치료되어야 하는 종양이 있는 신체(100)를 중심으로 전기장을 인가하기 위한 한 쌍의 전극(200)이 개시된다. 상기 한 쌍의 전극(200)은 신체(100)의 피부(110)에 부착되는데, 상기 전극이 부착되는 피부와 전극 사이에는 전류가 측면으로도 흐를 수 있는 전도성 매개체(300)가 구비된다.

[0029] 본 발명에서 전도성 매개체는 전류가 흐를 수 있는 전도성을 가지는 부재를 지칭하며, 본 발명의 일 실시예에 상기 전도성 매개체는 하이드로겔을 사용하였으나, 그 외에도 전류가 흐를 수 있으며, 일정 두께를 계속 유지할 수 있는 한 어떠한 물질도 사용될 수 있다. 예를 들어 하이드로겔 외에 젤라틴, 한천 등도 사용될 수 있다. 본 발명의 일 실시예에서 상기 전도성 매개체는 전기전도도가 0.01 S/m 이상인 것이 바람직한데, 만약 상기 수치 미만인 경우, 전류 분산이 충분하지 않을 수 있다.

[0030] 항기 전도성 매개체(300)의 두께는 측면 등으로 전류가 충분히 분산될 수준의 두께를 갖는것이 바람직한데, 특히 전극과 최단 거리인 피부에서의 표면 전류가 반드시 단위면적당 최대한계전류($100mA/cm^2$) 이하이어야 하며 가급적 단위면적당 권고한계전류 ($30mA/cm^2$) 이하인 것이 바람직하다(선행문헌 7 참조). 만약 두께가 너무 얇은 경우, 전극으로부터의 전류는 측면 등으로 넓게 분산되지 못하므로 바로 최단거리 피부로 전류 대부분이 흐르게 되며, 그 결과 피부전류는 한계전류를 초과하여 피부 화상 등의 문제를 일으킬 수 있다.

[0031] 본 발명의 일 실시예에서 상기 전극은 복수 개의 단위 전극 어레이 형태 또는 평판형일 수 있으며, 상기 전도성 매개체 또한 필름 또는 블록 형태일 수 있는데, 이하 실험 결과를 통하여 이를 보다 상세히 설명한다.

[0032] 도 3은 인체모형 팬텀에 전도성 매개체를 사용하지 않고 전기장을 인가한 비교예의 실험결과이고, 도 4 내지 6은 각각 피부와 전극사이에 전도성 매개체(하이드로겔) 두께를 1, 2, 3cm로 증가시킨 실험결과이다.

[0033] 도 3 내지 6을 참조하면, 적어도 1cm 이상 두께의 하이드로겔 매개체를 전극과 피부 사이에 막 형태로 사용하는 경우, 단위면적당 전류를 최대한계 젼류 $100mA/cm^2$ 이하인 $30mA/cm^2$ 로 유지하면서도 중심부의 전기장의 크기는 증가시킬 수 있다는 것을 알 수 있다. 특히 두께가 증가함에 따라 치료 대상이 되는 체내 전기장은 더욱 커지게 되며, 3cm으로 늘릴 경우, 피부에 흐르는 단위면적당 전류를 약 $30mA/cm^2$로 유지하면서도 중심부의 전기장의 크기를 약 4.5 V/cm 로 증가시켜 기존 방법에 비해 약 225%까지 증가시킬 수 있음을 알 수 있다.

[0034] 본 발명의 또 다른 일 실시예에서는 전도성 매개체를 막과 같은 형태가 아닌 블록 형태로 사용하였다.

[0035] 도 7은 전도성 매개체를 사용하지 않은 경우, 8 내지 9는 각각 블록 형태의 전도성 매개체를 이용한 경우를 나타내는 도면이다.

[0036] 도 7 내지 9를 참조하면, 본 발명에 따른 치료장치는 블록(Block)형태의 하이드로겔 매개체를 이용하여 피부에 흐르는 전류밀도는 $30mA/cm^2$ 이하로 유지하면서도 중심부의 전기장을 증가시킬 수 있다는 것을 알 수 있다. 특히 도 8에서는 20cm 하이드로겔 매개체 블록을 사용하면 피부전류밀도를 약 $30mA/cm^2$으로 유지하면서도 중심부

의 전기장의 크기를 약 275% (2V/cm → 5.5V/cm) 향상시킬 수 있음을 보여주며, 도 9에서는 하이드로겔 매개체 블록의 두께를 20cm에서 40cm으로 늘릴 경우, 피부에 흐르는 전류를 단위면적당 권고한계전류(~ 30mA/cm^2)로 유지하면서도 중심부의 전기장의 크기를 약 8 V/cm로 증가시켜 기존 방법에 비해 약 400%까지 증가시킬 수 있음을 보여주고 있다. 이러한 결과는 현재 임상에서 사용되고 있는 전극을 그대로 유지하면서도 피부와 전극사이에 하이드로겔 매개체를 사용함으로써 인체 깊은 곳에 충분한 양의 전기장을 인가할 수 있음을 보여주고 있다.

[0037] 본 발명은 전도성 매개체의 형태와 두께 뿐만 아니라, 고정된 형태를 유지하는 전도성 매개체의 표면에 다양한 형태의 전극을 사용하는 예를 제공한다. 하기 도면으로 설명되는 실험 결과는 육면체 블록(Block)형태의 하이드로겔 매개체와 평판형 대전극(large electrode)을 이용하여 피부에 흐르는 전류밀도를 한계전류밀도(~30mA/cm^2) 이하로 유지하면서, 중심부의 전기장을 증가시키는 예시를 보여주고 있다.

[0038] 도 10은 인체모형 두경부 팬텀에 전도성 매개체를 사용하지 않고 전기장을 인가한 비교예에 대한 실험결과이며, 도 11 및 12는 20cm 및 40cm 하이드로겔 매개체 블록과 서로 대양하는 평행한 평판형 전극을 사용하면 단위면적당 피부전류를 100mA/cm^2 이하인 30mA/cm^2로 유지하면서도 중심부의 전기장의 크기를 약 400% (2V/cm => 8V/cm) 향상시킬 수 있음을 보여주는 도면이다.

[0039] 즉, 고정된 형태의 블록 형상의 전도성 매개체와 그 일면 및 대향면에 부착되며, 어레이 형태가 아닌 단일평판형 전극(예를 들어 100 cm^2 이상의 대면적 전극)을 통하여 기존의 치료장치 대비 425%까지 전기장을 증가시킬 수 있음을 알 수 있다. 이때 피부에 흐르는 전류는 권고한계전류밀도(~ 30mA/cm^2) 수준으로 유지할 수 있다. 이상의 결과는 복잡한 어레이 형태가 아닌 단일 평판형 전극으로 부에 흐르는 전류밀도는 단위면적당 권고한계전류(예: 30mA/cm^2) 이하로 유지하고 중심부의 전기장을 증가시킬 수 있음을 보여주고 있다.

[0040] 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따른 상기 전기장 기반 암 치료장치는 피부와 전극 사이에 고정된 형태를 이루는 전도성 매개체 내에 온도 센서를 더 포함하며, 더 나아가 온도가 과도하게 높은 경우 이를 냉각시킬 수 있는 냉각수단을 더 포함할 수 있다.

[0041] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 전기장 기반 암 치료장치의 모식도이다.

[0042] 도 13를 참조하면, 전기장을 인가하기 위한 한 쌍의 전극(200)과, 상기 전극이 부착되는 피부와 전극 사이에는 전류가 측면으로도 흐를 수 있는 전도성 매개체(300)가 구비된다.

[0043] 상기 전도성 매개체(300) 내로는 온도를 측정할 수 있는 온도센서(400)가 구비된다. 상기 온도센서(400)의 종류는 특별히 한정되지 않으며, 적어도 고정된 형태의 전도성 매개체의 온도를 센싱할 수 있는 한 이는 모두 본 발명의 범위에 속한다.

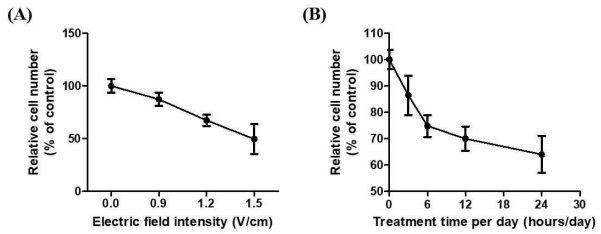
[0044] 더 나아가 상기 전도성 매개체(300) 내로는 튜브 형태로 냉매(예를 들어 냉각수)를 흘리는 냉각수단(500)이 더 구비될 수 있다. 즉, 피부에 직접 부착을 하는 종래 기술에서는 이러한 온도센싱과 냉각을 하기 어렵다는 문제가 있었지만, 따라서, 본 발명은 이러한 고정된 형태의 전도성 매개체를 통하여 온도센싱, 냉각을 모두 제공할 수 있는 장점이 있다.

[0045] 더 나아가 전기장 인가 효과를 극대화하기 위하여 상기 온도센서 및 튜브는 전기장이 인가되는 영역, 즉, 전극과 피부 사이의 영역을 제외한 나머지 영역에 구비될 수 있다. 이로써 전기장 치료 효과는 극대화하면서도 온도센싱과 냉각 효과를 더 부가할 수 있다.

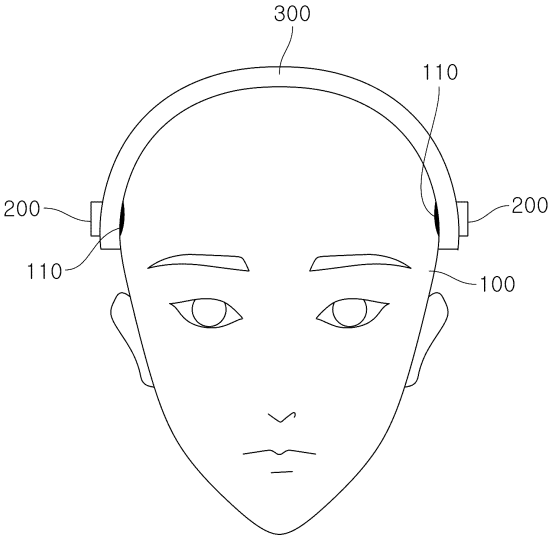
[0046] 또한, 본 발명에 따른 치료장치는 3차원의 전도성 매개체가 피부에 부착되는 웨어러블 장치 형태로 구현될 수 있다. 즉, 본 발명에 따른 치료장치는 헬멧이나 모자 또는 벨트와 같은 웨어러블 형태로 구형될 수 있는데, 특히 고정된 형태를 이루는 3차원 전도성 매개체는 인체 형태에 맞게 맞춤형으로 제조될 수 있으므로, 맞춤형 전기장 치료 장치가 가능하다.

도면

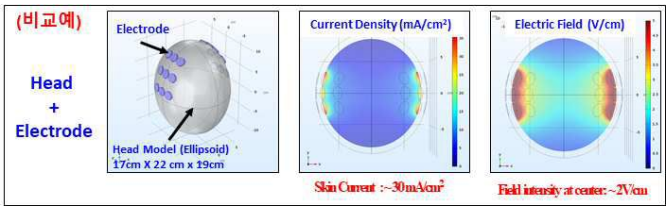
도면1



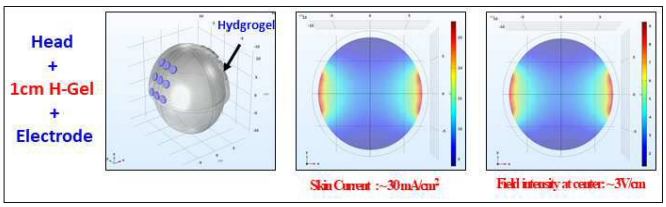
도면2



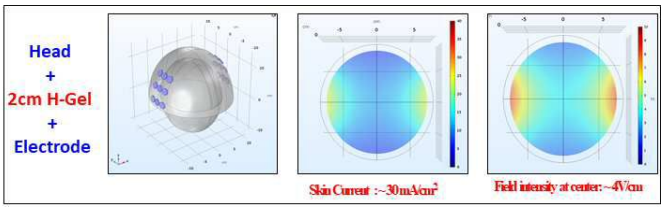
도면3



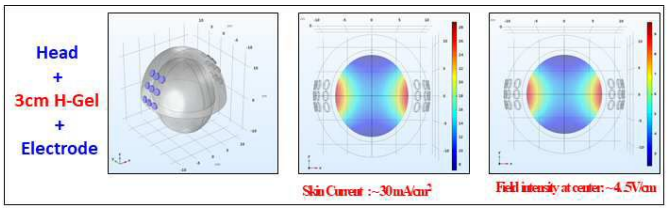
도면4



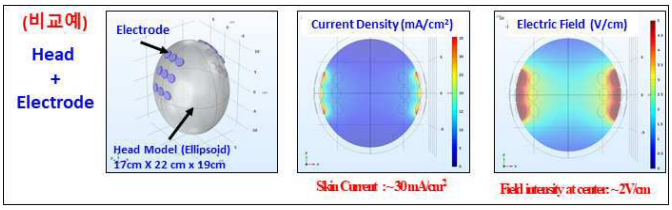
도면5



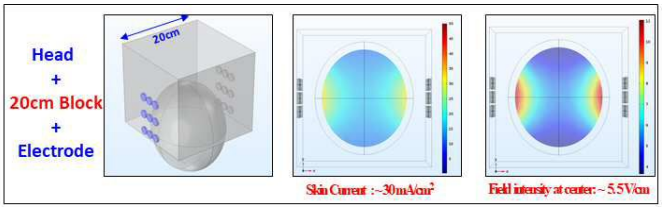
도면6



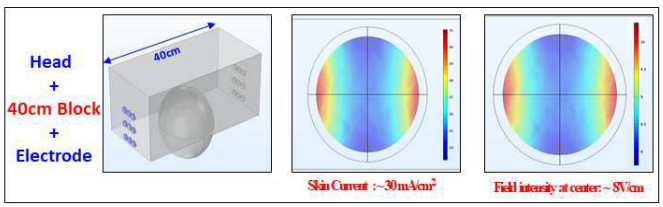
도면7



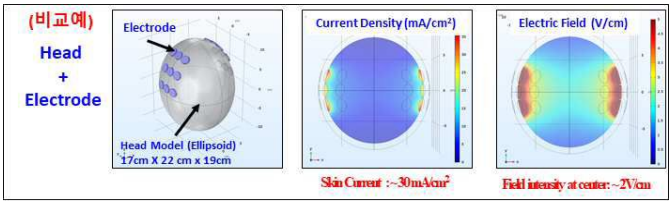
도면8



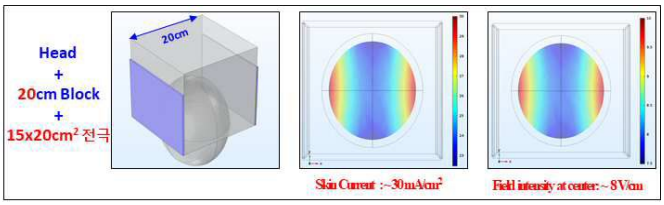
도면9



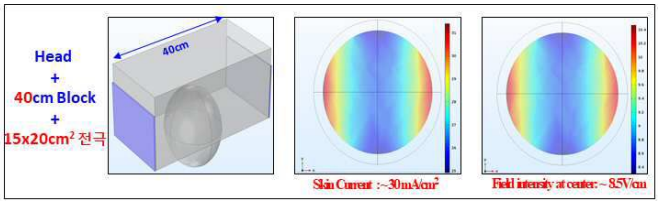
도면10



도면11



도면12



도면13

