



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0049679

(43) 공개일자 2015년05월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 18/12 (2006.01) A61N 1/06 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0130519

(22) 출원일자 2013년10월30일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

이화여자대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)

주식회사 레메디

강원도 춘천시 강원대학길 1, 6호관210호(효자동, 강원대학교공과대학)

(72) 발명자

신석영

서울 관악구 관악로 285, 100동 1304호 (봉천동, 동아아파트)

이레나

서울 용산구 이촌로54길 5, 202 (이촌동, 코스모스맨션)

(74) 대리인

리엔텍특허법인

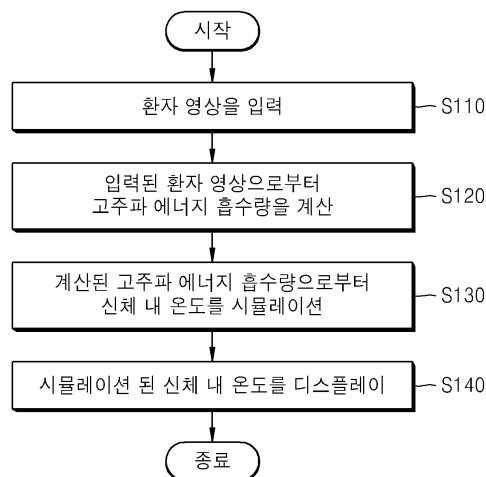
전체 청구항 수 : 총 1 항

(54) 발명의 명칭 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시예는 외부 전원으로부터 고주파 전류를 발생시키는 RF 발생기(RF Generator), 상기 RF 발생기로부터 고주파 전류를 공급받는 전극 및 어플리케이터를 포함하는 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법에 있어서, 영상 취득 장치로부터 전송된 환자 영상을 입력받는 단계; 상기 입력된 환자 영상으로부터 고주파 에너지 흡수량을 계산하는 단계; 및 상기 계산된 고주파 에너지 흡수량으로부터 신체 내 온도를 시뮬레이션하여 이를 디스플레이하는 단계;를 포함하는 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법을 개시한다.

대표도 - 도4



명세서

청구범위

청구항 1

외부 전원으로부터 고주파 전류를 발생시키는 RF 발생기(RF Generator), 상기 RF 발생기로부터 고주파 전류를 공급받는 전극 및 어플리케이션터를 포함하는 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법에 있어서,

영상 취득 장치로부터 전송된 환자 영상을 입력받는 단계;

상기 입력된 환자 영상으로부터 고주파 에너지 흡수량을 계산하는 단계; 및

상기 계산된 고주파 에너지 흡수량으로부터 신체 내 온도를 시뮬레이션하여 이를 디스플레이하는 단계;를 포함하는 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 실시예들은 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법에 관한 것으로, 더 상세하게는 영상을 이용하여 가열 부위의 체내 온도를 확인하고, 다채널 전극을 이용하여 넓은 부위에 균일한 온도를 가할 수 있는 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 암을 치료하기 위한 치료법으로는, 온열 치료, 방사선 치료, 고주파 온열 치료 등이 사용되었다. 이중 온열 치료법은 암조직에 열을 가하여 암세포의 대사율을 증가시키면서 암 세포에 산소의 공급을 막음으로써 암 세포의 증식을 억제하여 암 세포의 자살을 유도하여 파괴하는 치료법이다.

[0003] 이러한 온열 치료에서는 정상조직에 피해를 주지 않고 어떻게 암 조직에만 열을 효율적으로 전달하는가, 반복적으로 치료할 경우 어떻게 동일한 부위에 열을 가할 수 있는가, 어떤 방식으로 전달된 열 에너지의 양을 측정하여 필요한 양을 정확하게 조절할 수 있는가, 및 개인별로 요구되는 열의 양과 치료 중에 견딜 수 있는 온도의 수준을 결정하는 문제가 중요시되고 있다.

[0004] 전술한 배경기술은 발명자가 본 발명의 도출을 위해 보유하고 있었거나, 본 발명의 도출 과정에서 습득한 기술 정보로서, 반드시 본 발명의 출원 전에 일반 공중에게 공개된 공지기술이라 할 수는 없다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명의 실시예들은 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 실시예는 외부 전원으로부터 고주파 전류를 발생시키는 RF 발생기(RF Generator), 상기 RF 발생기로부터 고주파 전류를 공급받는 전극 및 어플리케이션터를 포함하는 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법에 있어서, 영상 취득 장치로부터 전송된 환자 영상을 입력받는 단계: 상기 입력된 환자 영상으로부터 고주파 에너지 흡수량을 계산하는 단계; 및 상기 계산된 고주파 에너지 흡수량으로부터 신체 내 온도를 시뮬레이션하여 이를 디스플레이하는 단계;를 포함하는 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법을 개시한다.

[0007] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

[0008] 본 발명의 실시예들에 관한 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기는 가열 부위의 체내 온도를 확인하고, 다채널

전극을 이용하여 넓은 부위에 균일한 온도를 가할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0009]

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 개념도이다.

도 2는 도 1의 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 사시도이다.

도 3은 도 1의 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 블록도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법을 나타내는 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010]

본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다. 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다. 또한, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 또한, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다. 또한, 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 두께는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.

[0011]

이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0012]

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 개념도이고, 도 2는 도 1의 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 사시도이고, 도 3은 도 1의 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 블록도이다.

[0013]

도 1, 도 2 및 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)는 본체(100), 전극(200), 어플리케이션(300) 및 영상 취득 장치(400)를 포함한다. 그리고, 본체(100)는 제어부(110), RF 발생기(RF Generator)(120), RF 매처(RF Matcher)(130), 영상 처리부(140)를 포함한다. 이하에서는 이와 같은 본 발명의 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)에 대해 보다 상세히 설명하도록 한다.

[0014]

일반적으로 암을 치료하기 위한 치료법으로는, 온열 치료, 방사선 치료, 고주파 온열 치료 등이 사용되었다.

[0015]

먼저, 온열 치료는 조직에 약 40~43℃의 온도로 열을 가하여 암세포를 제거하는 치료법이다. 이때, 조직에 가해주는 온도에 따라 세포의 생존율 저하속도가 가속되거나 감속되는데, 온도가 42℃보다 낮을 경우를 저온 온열치료, 높을 경우를 고온 온열치료라고 한다. 이와 같은 온열 치료의 가장 어려운 점은 원하는 부위가 균일한 온도가 되도록 열을 공급해주는 것인데, 치료부위가 넓을수록 일정한 온도를 유지하기가 대단히 어려우며 또한, 일부 치료부위의 온도가 저온으로 유지되면 치료 효과가 급격히 줄어들거나 없어지고 고온으로 유지되면 정상 조직에 심한 손상을 유발할 수도 있다는 문제점이 존재하였다.

[0016]

한편, 방사선 치료(radiotherapy)는 방사선을 환부에 조사하여 암세포를 제거하는 것으로, 암 치료에 있어서 가장 널리 사용되는 치료법이다. 방사선 치료를 수행함에 있어서, 1970년대에 개발된 CT(Computed Tomography)와 1980년대 개발된 MRI(Magnetic Resonance Imaging)는 방사선 치료 용적(Target Volume)을 보다 정확히 확인할 수 있게 됨으로써 정상 조직을 보호하면서도 더욱 정밀한 방사선 치료를 가능하게 하였다.

[0017]

상세히, 2D-RT(2-dimensional Radiotherapy)는 가장 고전적인 방사선 치료법으로, 일반 2차원 X-ray 영상을 이용하여 방사선치료를 계획하고 실시하는 치료법이다. 2D-RT는 2차원 평면 영상을 바탕으로 종양 위치 및 크기, 주변의 중요 장기의 위치를 파악하기 때문에 3차원 입체조형 방사선치료법(3D-CRT)에 비해 정확도가 떨어진다는 단점이 존재하였다.

[0018]

이에 비해, 3D-CRT(3-dimensional Conformal Radiotherapy)는 3차원 해부학적 정보에 기반해서 종양에는 적절

한 선량을 조사하고 정상 조직에는 가능한 한 최소한의 선량만을 조사한다는 관점에서, 가능한 한 표적 부피의 모양에 가까운 선량 분포를 사용하는 치료를 의미한다. 이는 CT, MRI 등에서 얻은 3차원 영상을 바탕으로 치료를 계획하고 실시하며, 획득한 영상을 컴퓨터 S/W를 통해 3차원 영상으로 재구성 한 후 이를 바탕으로 종양의 위치와 크기, 주변 중요 장기 등을 파악하여 수행되었다. 3차원 입체 영상을 보면서 방사선 빔의 방향을 결정할 수 있기 때문에 2D-RT에 비해 정확도가 훨씬 높으며, 주변 주요 장기에는 최소한의 선량만 조사하고, 종양 부위에는 최대 선량을 조사할 수 있으므로 치료효과는 높이면서 방사선 치료의 부작용은 최소화시킬 수 있다는 장점이 있다.

[0019] 이와 같은 3D-CRT가 더욱 발전하여 등장한 세기 조절 방사선 치료(Intensity Modulated Radiation Therapy, IMRT)는 3D-CRT에 종양의 모양과 크기, 주변 구조물 모양에 따라 방사선 빔의 세기를 조절하면서 치료하는 기법으로 1990년대 초 MLC(Multi-leaf Collimator)의 발전으로 도입되었다. 컴퓨터 시스템을 통해 종양의 두께가 얇거나 또는 중요한 정상 장기와 근접한 부위에는 선량을 감소시키고, 종양의 크기가 크고 중요 정상 장기와 근접하지 않은 부위는 선량을 증가시키는 치료가 가능하고, 원칙적으로 모든 종양에 적용이 가능하며, 특히 큰 혈관이나 신경에 붙어 있어서 수술로 완전 절제가 불가능한 경우(ex. 두경부종양, 직장암, 뇌종양 등)에 효과적인 치료법이다.

[0020] 다음으로, 영상 유도 방사선 치료(Image Guided Radiation Therapy, IGRT)는 방사선 치료 장비 내에 방사선 영상 기기(EPID, OBI 등)가 내장되어 있어, 방사선치료 시작 전 치료부위에 대한 영상을 얻어 이를 바탕으로 정확한 자세가 이루어지는지 확인한 후 치료를 수행하는 치료법이다.

[0021] 다음으로, CT와 방사선치료기를 융합한 형태인 토모테라피(Tomotherapy)가 개발되어 더욱 정교한 IMRT가 가능해졌다. 토모테라피(Tomotherapy)는 방사선 치료 장비 내에 CT 진단 장비가 내장되어 있어, 매 치료시작 전에 환자의 CT 영상을 얻을 수 있고, 그 영상을 바탕으로 종양 위치와 정상 장기의 위치를 정확히 파악이 가능하여 최소한의 오차로 치료가 가능하며, 결과적으로 3D-CRT, IMRT, IGRT 기법이 한 치료 장비 내에 구현 가능하게 되었다.

[0022] 최근의 방사선 암 치료 기술은 IMRT(Intensity-modulated Radiotherapy), IGRT(Image-guided Radiotherapy)와 같이 CT나 MRI 등의 첨단 영상과 컴퓨터를 활용하여 종양의 위치, 크기 및 모양을 입체적으로 재구성한 뒤 정상 조직은 가능한 보존 하면서 종양에만 집중적으로 방사선을 조사하는 방향으로 발전하고 있다.

[0023] 다음으로, 고주파 온열 암치료(Oncothermia Treatment)는 암 발생 부위나 전이 부위에 13.56MHz의 고주파를 통과시켜 암세포만 선택적으로 자연사(Apoptosis), 괴사(Necrosis)시키는 치료법이다. 기존 온열치료법에서 열을 직접 심부에 전달하는 것이 어려우므로, 조직에서 스스로 열을 낼 수 있도록 하는 방법을 고안하였으며 이를 위해 이용한 것이 고주파인 것이다. 13.56MHz의 전류를 적절히 흘리면 100MHz에서 반응하는 정상세포나 조직에서는 열 변화가 거의 없고, 암 조직에서만 열이 상승하는 현상으로부터, 고주파 온열 암치료가 암 치료에 특별하다는 결론에 도달했고, 임상시험을 거쳐 정식으로 사용되고 있다.

[0024] 이와 같은 고주파 온열 암치료(Oncothermia Treatment)는 기존 기술에 비해 부작용이 비교적 적고, 조직 깊숙한 곳까지 열을 전달할 수 있으며, 암 자체의 크기를 줄이는 효과가 큰 것으로 보고되고 있다. 또한 온열 암치료는 말기암 환자의 통증 완화에도 탁월하고, 방사선 요법과 화학 요법과 병행할 경우 재발암을 포함한 암 치료시, 치료 상승효과를 보이는 것으로 평가받고 있다.

[0025] 최근에는 이와 같은 고주파 온열 치료 또는 방사선 치료 중 어느 하나의 방법만을 사용하는 것보다는, 온열 치료에 방사선 치료를 결합하여 치료 효과를 극대화시키는 방법이 관심을 끌고 있다. 이는, 방사선과 온열을 동시에 가해주는 것이 치료 효과가 높을 뿐만 아니라 방사선 조사량을 줄일 수 있어서 방사선 과다 노출로 인한 정상 조직의 손상을 방지할 수 있기 때문이다. 그러나 이를 현실화하기 위해서는 환부가 균일한 온도가 되도록 열을 공급하거나 정상 조직의 방사선 피폭을 극소화해야 하는 등의 많은 기술적 난제를 해결해야 하였다.

[0026] 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기는, 영상을 이용한 가열부위 확인이 가능하고 다 채널 프로브를 결합한 새로운 방식의 세기변조 온열치료 기술을 제공하여, 기존의 온열치료의 한계를 극복하고 두 치료법의 상승효과를 구현하는 것을 일 특징으로 한다. 이를 통해 넓은 부위에 균일한 온도를 가하기 매우 어려운 기존 온열 치료의 한계를 해결할 수 있을 뿐만 아니라 환부에 조사되는 방사선량을 적절히 줄이면서도 보다 효과적인 치료를 할 수 있는 것이다.

[0027] 이와 같은 본 발명에서는 온열 치료 과정 동안 암 세포의 영역을 결정하고 세포가 가열되고 있는 동안 정상 조직의 손상을 최소화하고 종양세포를 죽이는 데 필요한 입력의 변화를 예측하는 것이 중요한 요소이며, 따라서

본 발명은 영상을 이용한 가열부위 확인을 위해, 온도 분포 및 병변 경계의 역학을 모니터링하고 예측하는 수학적 모델링 및 시뮬레이션과 빠른 자기 공명 영상 (MRI)을 결합하는 방법을 제안하고자 한다.

[0028] 다시 도 1, 도 2 및 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)는 본체(100), 전극(200), 어플리케이션(300) 및 영상 취득 장치(400)를 포함한다.

[0029] 본체(100)는 제어부(110), RF 발생기(RF Generator)(120), RF 매처(RF Matcher)(130), 영상 처리부(140)를 포함한다.

[0030] RF 발생기(120)는 전극(200) 및 어플리케이션(300)에 연결되어, 외부 전원에 의하여 고주파 전류를 발생시켜 전극(200) 및 어플리케이션(300)로 공급하는 역할을 수행한다. 이러한 RF 발생기(120)는 제어부(110)의 제어에 의해 고주파 전류를 발생시키게 되며, 이렇게 발생된 고주파 전류는 고주파 증폭부(미도시)에서 증폭되어 전극(200) 및 어플리케이션(300)로 인가된다. 여기서 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 발생기(120)는 1채널 전극, 2채널 전극, 4채널 전극 등 다양한 다채널 전극(200)에 고주파 전류를 제공할 수 있도록 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0031] 이때, RF 발생기(120)에 의하여 발생된 고주파 전류는 13.56MHz인 것이 바람직하고, 이러한 고주파 전류는 대전된 전극(200) 및 어플리케이션(300) 사이에 위치된 인체의 환부(C)에 유도된다. 여기서, 인체 중 고주파 전류가 인체를 흐를 때 대사가 활발한 부분, 즉 전리된 이온(나트륨 이온, 칼슘 이온 등)이 많은 부위는 전기전도도가 우수하여 전류가 집중적으로 흐르게 된다. 예를 들면, 상기 고주파 전류는 전리된 이온을 가지는 암 세포 하나 하나의 세포막을 둘러싸고 있는 세포외액을 따라 흐르게 된다. 이때, 암 세포는 고주파 전류에 의하여 정상 세포와는 달리 섭씨 38.5~42.0도의 온도에 도달하게 되면, 자연적으로 파괴되어 괴사하게 된다.

[0032] 이와 같은 고주파를 이용한 치료에 의하여, 암조직과 같은 환부에 에너지가 집중되어 환부 조직을 따라 자동으로 암치료가 가능하게 된다. 나아가, 본 발명은 온열 치료를 방사선 치료와 병행하는 경우에도 치료효과를 상승시킬 수 있고, 방사선 치료가 어려운 경우에는 온열 치료만으로도 암 치료효과를 볼 수 있으며, 암에 의한 극심한 통증을 개선시킴으로써, 진통제 사용량을 줄일 수 있게 된다.

[0033] 본 발명에서는 RF 발생기(120)가 300W, 13.56MHz의 고주파를 전극(200) 및 어플리케이션(300)에 공급하는 것이 바람직하다. 따라서, 본 발명은 RF 발생기(120)가 300W의 고용량의 파워를 가지도록 설계함으로써, 인체의 특성과 종양과 같은 환부의 위치에 따라 효율적인 에너지 제어를 수행할 수 있다. 이를 통하여 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)는 혈액암을 제외한 모든 종류의 고형암의 치료에 사용할 수 있고, 또한 부종 발생 등의 부작용이 없이 뇌종양의 치료에도 사용될 수 있다.

[0034] 이와 같은 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 발생기(120)는 신체 내 온도 변화에 추종되는 자동 전원 제어(Auto Power Control) 기능을 구비할 수 있으며, 나아가 인체의 안전을 위한 가변 전원 공급 제한 기능을 더 구비할 수도 있다. 또한 RF 발생기(120)는 임피던스(Impedance) 측정 모듈을 구비할 수 있다. 나아가 RF 발생기(120)는 안전성 향상을 위한 인터락(interlock) 설계가 적용될 수 있으며, 또한 빠르고 용이한 유지보수를 위하여 구성 장치별로 모듈화될 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 발생기(120)는 신체 내 정상 조직과 암세포 조직 간의 선택비를 최대한 높이기 위해 캐리어 주파수에 주파수 및 duty 비를 가변할 수 있는 펄스 진폭 변조 장치를 구비할 수도 있다.

[0035] RF 매처(RF matcher)(130)는 매칭 박스(Matching Box) 라고도 하며, 커패시터(Capacitor)를 이용해 임피던스(Impedance)를 조절하여 플라스마(Plasma)의 안정화를 수행하는 장치이다.

[0036] 여기서, 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 매처(RF matcher)(130)는 개별 환자에 따라 자동 선택되는 초기 매칭 포인트(matching point) 설정 기능을 구비할 수 있으며, 이때 환자의 전기적 충격 및 불쾌감을 줄이기 위하여 RF matching이 되지 않았을 경우, 전원 공급을 자동 제한하는 기능을 더 구비할 수도 있다. 나아가 환자 신체의 RF 전원에 의한 전기적 상태를 도식적으로 쉽게 알 수 있도록 스미스 차트상에서 그림 및 숫자 값으로 표시하는 기능을 더 구비할 수 있다.

[0037] 이와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)는 본체(100) 내에 RF 발생기(120)와 RF 매처(RF matcher)(130)를 일체형으로 개발하여, 기존의 제품에 비해 시스템의 경량화, 소형화된 제품을 구현하는 것을 특징으로 한다.

[0038] 영상 처리부(140)는 영상 취득 장치(400)로부터 전송된 환자의 영상, 예를 들면 CT 영상이나 또는 MRI 영상을 수신하여 이를 처리하는 역할을 수행한다. 상세히, 영상 처리부(140)는 환자의 영상으로부터 가열 부위의 체내

온도를 분석하여 이를 디스플레이하는 역할을 수행할 수 있다. 이와 같이 환자 영상을 이용하여 가열 부위를 실시간으로 확인함으로써, 넓은 부위에 균일한 온도를 원하는 시간 동안 안정적으로 유지하는 효과를 얻을 수 있는 것이다. 이와 같이 본 발명의 일 실시예는 영상을 이용한 가열부위 확인을 위해, 온도 분포 및 병변 경계의 역학을 모니터링하고 예측하는 수학적 모델링 및 시뮬레이션과 빠른 자기 공명 영상 (MRI)을 결합하는 방법을 제공한다.

[0039] 제어부(110)는 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)의 각 구성요소 및 전반적인 시스템에 대한 제어를 수행하게 된다. 즉 제어부(110)는 전극(200) 및 어플리케이션(300)에 공급되는 고주파 전류를 제어한다. 또한 제어부(110)는 영상 처리부(140)를 제어하여, 영상 취득 장치(400)로부터 전송된 환자의 영상으로부터 가열 부위의 체내 온도를 분석하여 이를 디스플레이하는 역할을 수행할 수 있다. 이와 같은 본체(100)는, 제어부(110)에 연결되어 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)의 동작 상태, 환자 영상 및 치료 결과 등을 디스플레이하는 동시에 사용자로부터 작동 신호 입력을 받는 유저 인터페이스부(101), 치료에 관한 정보를 저장하는 메모리부(미도시) 등을 더 포함할 수 있다.

[0040] 전극(200)은 본체(100)의 RF 발생기(120)와 연결되어 RF 발생기(120)에서 발생된 고주파 전류를 공급받는다. 여기서, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)는 고주파 세기 변조 온열 치료용(IMHT: Intensity Modulated Hyperthermia Treatment)의 다채널 전극(200)을 구비하는 것을 일 특징으로 한다. 즉, 피부, 어깨, 팔/다리 부위를 위한 1채널 전극, 유방 및 가슴 전용 2채널 전극, 머리(Head), 골반(Pelvis) 전용 4채널 전극 등, IMHT용 다채널 전극을 개발함으로써, 환자 및 치료부위에 따라 다양한 전극을 적용 가능하게 하는 것이다. 즉, 종양 부위 및 크기에 따라 치료 부위 변형이 가능하도록, 각 부위에 최적화된 크기 및 형태의 다채널 전극들을 교체 가능하도록 구비하여, 전극 크기 및 채널 수의 제한으로 넓은 부위에 균일한 온도를 가하기 어려웠던 종래의 문제점을 해결할 수 있는 것이다. 나아가, 종래에 비해 개선된 전극 재료를 개발하여, 더 높은 효율을 얻을 수도 있다.

[0041] 어플리케이션(300)은 본체(100)의 RF 발생기(120)와 연결되어 RF 발생기(120)에서 발생된 고주파 전류를 공급받는다. 즉, 고주파 전류는 대전된 전극(200)과 어플리케이션(300) 사이에 위치한 인체의 환부(C)에 유도되는 것이다. 이와 같은 어플리케이션(300)에는 냉각을 위해 수냉 방식이 적용될 수 있다. 또한, 환부 접촉력 높이기 위한 환자 맞춤형 보정기(Compensator)가 적용될 수 있으며, 환자의 신체 부위에 따라 다양한 형상 및 크기로 구비될 수도 있다. 또한 도면에는 도시되지 않았지만, 어플리케이션(300)을 고정할 수 있으며 벤딩(bending)이 가능한 어플리케이션 고정 장치(미도시)를 더 구비할 수도 있다.

[0042] 영상 취득 장치(400)는 환자의 영상을 촬영하여 본체(100)의 영상 처리부(140)로 전송하는 역할을 수행한다. 이와 같은 영상 취득 장치(400)는 일반적인 CT(Computed Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging) 등이 적용될 수 있으며, 본 명세서에서는 그 상세한 설명은 생략하도록 한다.

[0043] 상기와 같이 구성된 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)의 동작에 대하여 설명하자면, 우선 환자(H)는 장치의 치료 베드 위에 눕고 종양부위의 일 측에는 1채널, 2채널, 또는 4채널의 전극(200)을 배치하고, 다른 일 측에는 어플리케이션(300)을 배치하여 치료를 시작한다. 이때, 13.56MHz의 고주파가 종양 사이로 통과하면서 열을 발생하게 된다. 따라서, 암세포들이 특히 민감한 13.56MHz의 고주파를 이용하여 비침습적인 에너지 제어방식을 이용하여 암조직에만 선택적으로 종양에 민감한 섭씨 42도의 열을 가함으로써, 직접적으로 종양의 괴사 또는 자살사를 유도하여 대사 및 면역체계를 활성화할 수 있게 된다.

[0044] 따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기(1)는 종래의 온열 치료장치가 해결하지 못한 췌장암 등 심부 깊숙한 암에도 효과적이며, 암은 조직에 침윤되는 특성을 가진 만큼 암조직을 중심으로 양쪽에서 고주파를 발사함으로써, 보다 높은 열 효과(즉, 치료 효과)를 기대할 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예는 가열 부위의 체내 온도를 확인하고, 다채널 전극을 이용하여 넓은 부위에 균일한 온도를 가할 수 있도록 함으로써 치료 효과가 극대화되는 효과를 얻을 수 있다.

[0045] 이하에서는, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법에 대해 상세히 설명하도록 한다.

[0046] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 4를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법은 환자 영상

을 입력받는 단계(S110 단계), 상기 입력된 환자 영상으로부터 고주파 에너지 흡수량을 계산하는 단계(S120 단계), 상기 계산된 고주파 에너지 흡수량으로부터 신체 내 온도를 시뮬레이션하는 단계(S130 단계), 상기 시뮬레이션된 신체 내 온도를 디스플레이하는 단계(S140 단계)를 포함한다. 이를 더욱 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0047]

먼저, 영상 취득 장치(400)로부터 전송된 환자의 영상, 예를 들면 CT 영상이나 또는 MRI 영상을 수신하여 이를 처리한다(S110 단계). 이때, CT 영상과 MRI 영상을 융합(fusion)할 수 있다. 즉, CT 영상과 MRI 영상을 입력받아 이를 분할(segmentation)하고, 이를 모델링(modeling) 한 후, 모델링된 데이터를 시뮬레이션 및 최적화(simulation and optimization)하여, 이를 3D로 시각화하는 단계를 포함할 수 있다. 이를 통해, 인체와 같은 비균질 매질에서의 고주파의 흡수 및 열전달을 시뮬레이션하여 온도분포를 얻을 수 있는 것이다. 또한, 전극 모양에 따른 고주파의 분포를 시뮬레이션할 수도 있고, RF 에너지 분포(distribution)를 계산하여 시뮬레이션 할 수도 있다. 이때 고주파 에너지로부터 신체 내 온도 추정을 위한 다양한 변환 요소(conversion factor)가 설정될 수 있다. 이와 같은 다양한 시뮬레이션을 통해 병변의 크기와 RF 에너지 흡수의 상관관계를 분석할 수도 있다.

[0048]

한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법은 IMHT의 유효성 및 안전성 평가를 위한 임상시험 프로토콜의 개발을 더 포함할 수 있다. 상세히, 온열 치료 계획 및 치료 프로토콜을 개발하기 위해, IMHT 임상시험을 위한 피험자 수를 산정하고, IMHT 임상시험에 대한 피험자군을 배정하여 눈가림을 하고, ITT(Intent-to-treat), PP(Per protocol)에 따라 IMHT 임상시험 분석대상군을 정의하고, IMHT 임상시험 하위분석대상군을 정의할 수 있다.

[0049]

한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법은 인구통계치 및 기저상태 특성의 평가를 더 포함할 수 있다. 이때 기저상태 자료는 인구통계학적 변수들, 결과에 영향을 미치는 기저의 인자들(피험자들이 투여받고 있는 약제 포함), 처리효과를 변화시킬 수 있는 인자들, 그리고 이상반응을 예측할 수 있는 인자들을 포함할 수 있다. 한편, 인구통계자료에는 연령, 성별, 인종, 체중 및 신장, 신체질량지수(BMI)가 포함될 수 있고, 연구 특성에 맞는 다른 인구통계자료도 수집될 수 있다. 그 외 기저상태 특성에는 병력, 이전 치료, 유효성 평가변수의 기저값, 활력 징후, 신체검사 등이 포함될 수 있다. 이때 병력에 대한 평가가 수행될 수 있으며, 이는 일차질환과 관련된 현재 병력(기저상태에서 진행 중인 상태) 및 과거병력(기저상태에서 더 이상 존재하지 않는 상태)을 개별적으로 평가할 수 있고, 또는 일차질환 이외의 다른 질환에 대한 병력도 개별적으로 평가할 수 있다.

[0050]

한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기의 제어 방법은 치료 계획 단계를 더 포함할 수 있다. 상세히, 치료 계획 단계는, 팬텀에서의 체내 온도를 추정하고 시뮬레이션하는 과정을 통해, 실제 치료 이전에 치료 과정에서의 체내의 온도 변화를 예측하여 상세한 치료 계획을 수립할 수 있는 것이다. 이때, 파워 변화에 따른 온도 변화를 측정할 수 있으며, 또는 공명 주파수 및 duty cycle (50/50) 변화에 따른 온도 변화를 측정할 수도 있고, 또는 팬텀 크기에 따른 RF 에너지 흡수 변화를 측정할 수도 있으며, 혈관 수 및 크기에 따른 온도 변화를 측정할 수도 있다.

[0051]

이와 같이 본 발명은 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 하여 설명하였으나 이는 예시적인 것에 불과하며 당해 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 실시예의 변형이 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

[0052]

1: 다채널 고주파 세기 변조 온열 치료기

100: 본체

110: 제어부

120: RF 발생기(RF Generator)

130: RF 매처(RF Matcher)

140: 영상 처리부

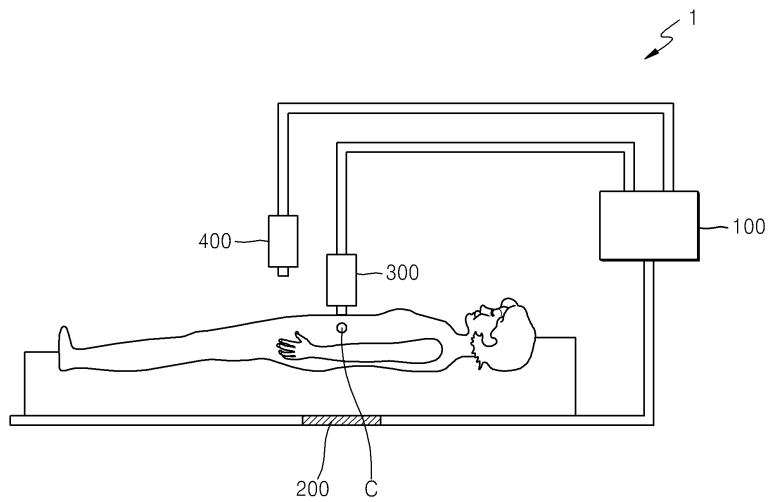
200: 전극

300: 어플리케이션

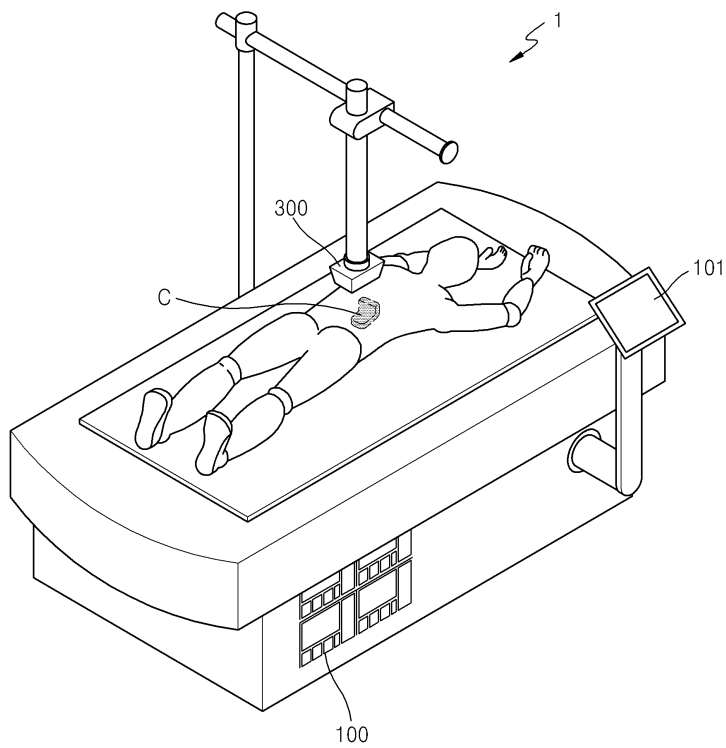
400: 영상 취득 장치

도면

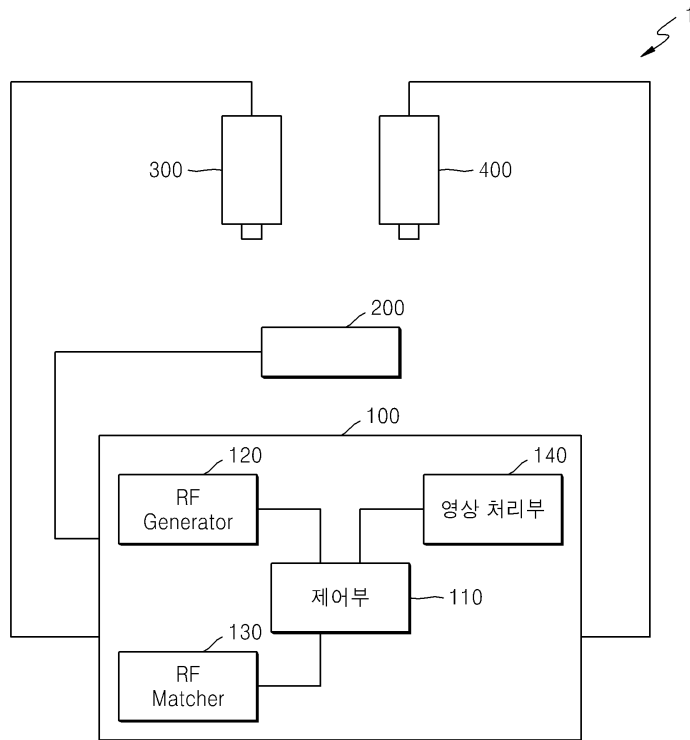
도면1



도면2



도면3



도면4

