(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년08월30일
(11) 등록번호 10-1301758
(24) 등록일자 2013년08월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 1/32 (2006.01) *A61N 1/40* (2006.01)
A61N 5/06 (2006.01) *A61N 1/04* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-7016862
(22) 출원일자(국제) 2009년01월27일
심사청구일자 2010년09월03일
(85) 번역문제출일자 2010년07월27일
(65) 공개번호 10-2010-0120129
(43) 공개일자 2010년11월12일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2009/000597
(87) 국제공개번호 WO 2009/092619
국제공개일자 2009년07월30일
(30) 우선권주장
08001487.1 2008년01월27일
유럽특허청(EPO)(EP)
(56) 선행기술조사문헌
US06330479 B1*
JP11-309219 A
JP2001-46520 A
JP2006-513739 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
온코덤 케이에프티.
헝가리 이볼리아 유. 2 파티 2071
(72) 발명자
스자스즈 안드라스
헝가리 에이치-2071 파티 이볼리아 유.2
스자스즈 올리버
헝가리 에이치-2071 파티 이볼리아 유.2
스자스즈 노라
미국 매사추세츠 02114 보스톤 템플 스트리트 30
(74) 대리인
박장원

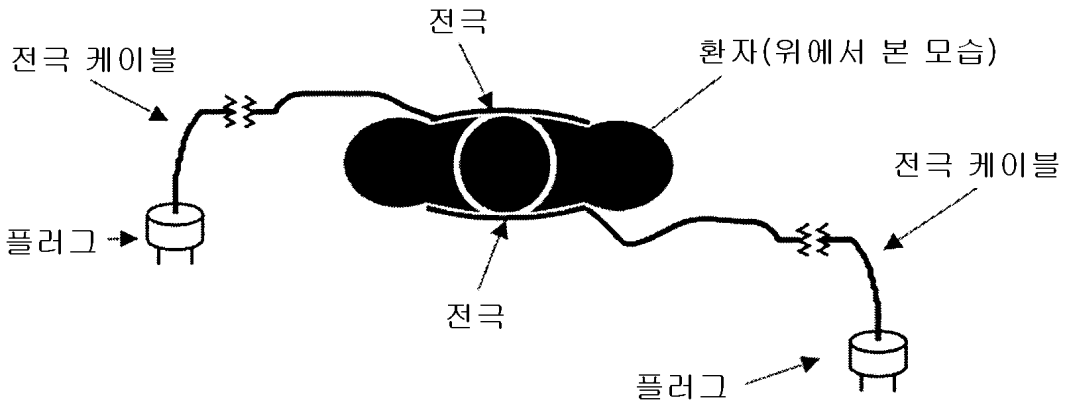
전체 청구항 수 : 총 19 항 심사관 : 전창익

(54) 발명의 명칭 **가요성의 다공질로 된 대면적의 가열용 전극**

(57) 요 약

본 발명은 전도성 금속으로 피복된 가요성 물질로 형성되거나 가요성 금속망으로부터 형성된 신규한 가요성 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단에 관한 것이다. 개선된 에너지 전달 수단은 가요성이고, 다공성이며, 가볍고, 그리고 치료 전극을 조종하기에 쉬우며, 그리고 비침습적 전기장 온열에서 사용된다.

대 표 도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

에너지를 타겟(target)으로 인도하는 전자기 에너지 전달 수단(electromagnetic energy transfer means)으로서,

상기 전자기 에너지 전달 수단은 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질을 피복의 형태 또는 금속망의 형태로 포함하고,

상기 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질은, 가요성 매개체의 표면 상에 피복되거나, 금속망의 형태로 가요성 매개체를 구성하며,

상기 피복된 가요성 매개체 또는 상기 금속망 형태의 가요성 매개체는 다공성이고, 상기 피복된 가요성 매개체 또는 상기 금속망 형태의 가요성 매개체를 통해 물 혹은 땀의 이동이 가능하며,

상기 가요성 매개체 상의 피복의 형태 또는 금속망의 형태인 상기 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질은 피부에 대해 절연되어 있지 않으며,

상기 전자기 에너지 전달 수단은 10KHz 내지 50MHz 범위의 무선주파수들을 사용하는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 전자기 에너지 전달 수단은, 용량성 결합 에너지 전달 수단과, 방사성 결합 에너지 전달 수단과, 전도성 결합 에너지 전달 수단 중 적어도 하나인 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 타겟은, 평평하지 않은 표면과, 프랙탈 표면(fractal surface)과, 침투성 표면과, 포유류의 피부와, 포유류의 조직과, 유체와, 액체 중 적어도 하나인 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 전도성 금속 전극 물질은, 은과, 니켈과, 구리와, 금과, 합금들로부터 선택되며, 상기 합금들은 은과, 니켈과, 구리와, 금 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 가요성 매개체는, 직물과, 플라스틱과, 폴리아미드(polyamide)와, 폴리-ε-카프로락톤(poly-ε-caprolactone)과, 폴리-파라-디옥사논(poly-para-dioxanones)과, 폴리앤하이드라이드(polyanhydrides)와, 폴리하이드록시메타아크릴레이트(polyhydroxymethacrylates)와, 피브린(fibrin)과, 폴리에테르에스테르(polyetherester)와, PEG와, 폴리(부틸렌 테레프탈레이트)(poly(butylene terephthalates)와, 폴리카보네이트(polycarbonates)와, 폴리(N-비닐)-피로리돈(poly(N-vinyl)-pyrrolidone)과, 폴리비닐알콜(polyvinylalcohols)과, 폴리에스테르아미드(polyesteramides)와, 폴리에틸렌옥사이드(polyethyleneoxide)와, 폴리프로필렌옥사이드(polypropyleneoxide)와, 폴리우레탄(polyurethanes)과, 피브리노겐(fibrinogen)과, 녹말(starch)과, 콜라겐(collagen)과, 제인(zein)과, 카세인(casein)과, β-사이클로덱스트린(β-cyclodextrins)과, 폴리아크릴레이트(polyacrylates)와, 폴리아크릴아미드(polyacrylamide)와, 폴리이미드(polyimides)와, 폴리에틸렌(polyethylene)과, 폴리프로필렌(polypropylene)과, 폴리테트라플루오르에틸렌(polytetrafluoroethylene)과, 플루오르실리콘(fluorosilicones)과, 레이온(rayon)과, 폴리설폰(polysulphones)과, 실리콘(silicones)과, 폴

리실록산(polysiloxanes)과, 폴리비닐 할로겐(polyvinyl halogens)으로부터 선택되거나, 이들 물질들의 코폴리머(copolymers)나 혹은 혼합물(mixtures)로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 피복된 가요성 매개체 또는 상기 금속망 형태의 가요성 매개체를 통해 공기의 이동이 더 가능한 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 피복된 가요성 매개체 또는 상기 금속망 형태의 가요성 매개체를 통해 유체의 이동이 더 가능한 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 피복된 가요성 매개체 또는 상기 금속망 형태의 가요성 매개체는, 원통(cylinder) 형태로 형성될 수 있거나, 인간 혹은 동물 몸체의 임의 형상에 맞도록 된 임의의 다른 형태로 형성될 수 있는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 피복된 가요성 매개체 또는 상기 금속망 형태의 가요성 매개체는, 접힐 수 있는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 전자기 에너지 전달 수단은, 냉각 시스템이나 냉각 디바이스나 냉각 볼루스(cooling bolus)를 포함하지 않는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 전자기 에너지 전달 수단의 전체 표면은 등전위(equipotent)인 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 전자기 에너지 전달 수단은, 단일 케이블을 통해 무선주파수 소스(radiofrequency source)에 연결되는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 13

제1항에 있어서,

피복의 형태 또는 금속망의 형태인 상기 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질로 된 전극은, 적어도 하나의 상대 전극(counter-electrode) 또는 하나의 반대 극성으로 대전된 용량성 전극과 마주보도록 배치되는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 14

제1항에 있어서,

상기 전자기 에너지 전달 수단은 콘덴서(condenser)의 구성 부분인 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 15

제1항에 있어서,

상기 피복된 가요성 매개체 또는 상기 금속망 형태의 가요성 매개체는, 복수의 양의 섹션들과 음의 섹션들 또는 복수의 양의 전극들과 음의 전극들로 구성되고, 상기 복수의 양의 섹션들과 음의 섹션들은 양의 섹션과 음의 섹션의 교번적 구성으로 배열되고, 상기 복수의 양의 전극들과 음의 전극들은 양의 전극과 음의 전극의 교번적 구성으로 배열되는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 16

청구항 제1항 내지 제15항 중 어느 하나의 항에 기재된 전자기 에너지 전달 수단을 포함하는 온열 디바이스(hyperthermia device).

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 온열 디바이스는, 암(cancer)과, 류머티스성 관절염(rheumatoid arthritis)과, 류머티즘(rheumatism)과, 통풍(gout)과, 강직성 척추염(ankylosing spondylitis)과, 루푸스(lupus)와, 천식(asthma)과, 알레르기성 비염(allergic rhinitis)과, 고뿔(common cold)과, 치료 부위의 해독에 의한 피로(fatigue by detoxification of the treated area)와, 근육 경련(muscle spasms)과, 근육 손상(muscle injury)을 예방 및 치료하기 위해 사용되거나, 혹은 미용 목적으로 사용되는 것을 특징으로 하는 온열 디바이스.

청구항 18

제1항에 있어서,

상기 전자기 에너지 전달 수단은, 미용 목적을 위해, 미용 목적의 지방 제거(fat reduction)를 위해, 조직 제거(tissue lifting)를 위해, 셀룰라이트(cellulite)의 예방 및 처리를 위해, 사용되는 것을 특징으로 하는 전자기 에너지 전달 수단.

청구항 19

제17항에 있어서,

상기 미용 목적의 사용은, 셀룰라이트 처리(cellulite treatment) 목적의 사용과, 지방 제거 목적의 사용과, 조직 제거 목적의 사용을 포함하는 것을 특징으로 하는 온열 디바이스.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 전기장 용량성 결합 에너지 전달(electric field capacitive coupled energy transfer)을 위한, 혹은 전도성 금속으로 피복된 가요성 물질로부터 형성된 수단을 통과하는 전류에 의한 간단한 가열을 위한, 신규 가요성 애플리케이터(applicator)들에 관한 것이다. 개선된 에너지 전달 수단은 가요성이고, 다공성이며, 가볍고, 그리고 치료 전극(treatment electrode)을 조종하기에 쉽다.

배 경 기 술

[0002] 가열은 많은 의료 분야에서 광범위하게 응용되고 있고, 또한 미용 처리를 위해서도 사용된다. 예를 들어, 고주파/마이크로파 온열 디바이스(RadioFrequency/microwave hyperthermia device)들이, 조직에서의 에너지 흡수로 인해 원하지 않은 구조체들이 손상을 받도록 하기 위해 사용될 수 있거나, 정상 체온 이상으로 타겟 영역의 온도가 증가되도록 하기 위해 사용될 수 있다. 온열 디바이스들의 한 가지 용도는 암의 치료이다. 암 치료의 경우, 종양 세포들은, 주변의 정상 조직 세포들보다 스트레스, 예를 들어, 열이나 전기자기장 및 화학적 처리에

더 민감하다. 따라서, 정상 조직 세포는 견딜 수 있는, 하지만 종양 세포에게는 돌이킬 수 없는 손상을 주기에 충분한 에너지를 종양 세포에 주입하는 것이 목적이 된다. 온열 디바이스의 또 다른 용도는, 미용(지방 연소(fat-burning), 지질 왜곡(lipid-distortion), 형상 교정(shape-correction)), 피부학적 치료, 통증 완화 치료를 위해 온도와 혈액 순환을 증가시키는 것이다.

[0003] 종래의 비침습적 전기장 온열 디바이스(non-invasive electrical field hyperthermia devices)는 일반적으로, 에너지 전달 수단으로서, 그 가열될 타겟 조직의 양측에 놓이는 두 개의 볼루스 전극(bolus electrode)들을 사용한다. 다른 비침습적 온열 방법은, 원하는 영역에 필요한 에너지를 공급하기 위해 방사 안테나(radiative antenna)들 혹은 안테나들의 위상 배열 세트(phase-array set)를 사용하는 것이고, 해당 표면은 또한 물 볼루스(water-bolus)의 인가로 냉각된다. 다른 방법으로는, 원하는 온도에 도달하도록 피부 표면 상에서 직접적으로 애플리케이터의 직접적 가열을 행하는 것이다. 이러한 장치들은 크기가 작은 타겟 영역에 에너지를 전달하는 데는 최적화되어 있지만, 커다란 타겟 영역의 처리에 대해서는 적합하지 않다.

[0004] 예를 들어, 특허공개공보 WO 2004/107816 A는, 독립적으로 가열되고 아울러 열 확산에 의해 피부 아래를 가열하는 가요성의 "통기성(breathable)" 전기 히터 장치를 개시하고 있다. 이 디바이스는 또한, 피부 상에서 열에 의해 유리되는 약물의 약물 전달(drug delivery)을 위해서 유용하게 사용될 수 있다.

[0005] 미국 특허 US 4,164,226은 단방향(DC) 전류를 사용한 이온영동 효과(iontophoretic effects)에 중심을 두고 있다. US 4,164,226(여기서 부하는 치료되는 신체 부분의 복소 임피던스임)에는, 연속 AC/RF와의 어떠한 용량성 결합도 개시되어 있지 않다.

[0006] 특허공개공보 WO 99/52424 A는 바깥 표면 처리에 적합하지 않은 전형적인 내벽 애플리케이터(intraluminar applicator)를 개시한다. 이 애플리케이터는 DC 전류에 근거하거나, 펄스화된 DC 전류에 근거를 두고 있으며, 이온영동 효과 또는 전기청공 효과(electroporation effects)를 가진다.

[0007] 특허공개공보 WO 00/47274 A는 이온영동 혹은 전기천공 적용을 위한 장치에 관한 것이다. 이 애플리케이터는 가요성이고, 이 발명은 위상적 해법(topological solution)을 사용한다. WO 00/47274 A의 애플리케이터로 수행되는 이러한 처리 타입은 고전압 및 저전류(마이크로암페어)를 사용하는 직접적인 접촉을 가지지만, 반면에, 본 발명의 애플리케이터는 100V 이하의 전압 및 고전류(암페어)를 갖는 RF 전도에 대한 것이다.

[0008] 미국 특허 US 5,486,182는 내벽(intraluminar) 또는 내강(intracavital) 전기-소작(electro-cauterization)(절개성 전기 연소(ablative electric burn))을 위한 장치를 개시한다. 이러한 장치 및 이 장치로 수행되는 방법은 (WO 99/52424 A에서처럼) 직접적으로 안쪽에 적용되고, 그리고 폴립(polyp)을 제거하기 위해서 안쪽의 기계적 케이지(mechanical cage)에 의해 소작이 행해진다.

[0009] 종래 문헌의 그 어느 것도, (주목할 사항으로서) 몸 안쪽에서 열이 발생되도록 하기 위해 100V이하의 전압 및 고전류를 갖는 RF 전도를 위한 애플리케이터를 개시하고 있지 않으며, 이러한 애플리케이터에서, 에너지 흡수는 몸을 통해 흐르는 RF 전류에 의해 일어나고 가열이 본래 위치에서 깊게 일어난다. 본 발명의 디바이스는 조직의 깊숙한 가열을 위해 연속적인 AC 또는 RF의 고전류의 낮은 전기장을 인가하는데, 이러한 것은 앞서 언급된 종래 기술 문헌들에서는 개시되어 있지 않다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명에 따른 전극의 기학학적 구조 및 배열은, 소정의 인가에 대해, 최적의 온도, 전자파 인체 흡수율(Specific Absorption Rate, SAR), 및 전기장 분포를 달성하기 위해 최적화되어 있다. 이 전극의 가장 중요한 실제 파라미터들 중 하나는, 인가 영역의 형상을 따르기 위한 전극의 가요성 및 전극의 능력이다. 물-볼루스 및 상대적으로 복잡한 기계적 구성으로 인해, 이용가능한 전극들의 세트는 실제 적용에 있어 형상 요구 모두에 적합하지 않고, 오히려 개개의 요건에 대응하는 한정된 개수의 이용가능한 전극 형상들이 존재한다. 인가 영역의 연소를 방지하기 위해서, 그리고 치료 동안 환자의 편안함을 유지시키기 위해서, 전극 및 애플리케이터의 냉각이 또한 중요하다. 온열 분야에서 다양한 기술적 해법들이 적용될 수 있지만, 뛰어난 가요성을 갖는 다공성 전극이나 애플리케이터는 없다.

[0011] 본 명세서에서, 응용의 예로서, 가요성 전자기 에너지 전달 수단, 바람직하게는 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단 및 그 사용을 위한 방법의 개발이 개시된다. 이것은 넓은 표면 영역에 인가되도록 구성될 수 있는, 용

량성 가열을 위한, 가요성이고, 다공성이며, 가볍고, 그리고 조종이 용이한 전극 시스템을 제공함으로써 달성된다. 전도성 전극 물질은 전도성 금속으로 피복된 가요성 물질이고, 이 물질은 임의의 인가 영역의 외형을 쉽게 따를 수 있고, 아울러 이 물질을 통한 열 및 유체의 교환이 가능하다. 본 발명의 가요성 전자기 에너지 전달 수단 혹은 가요성 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단 및 방법은 의료적 치료 및 미용적 처리용으로 사용될 수 있을 뿐만 아니라 용접, 납땜, 및 접착 목적으로 사용될 수 있고, 그리고 유전체 물질과 같은 임의의 액체 혹은 유체가 따뜻한 상태로 유지되도록 하는데 사용될 수 있다. 본 발명의 전자기 에너지 전달 수단을 사용하여 최대 50℃의 온도에 도달할 수 있다.

[0012] 종래 기술의 실시예들은 대부분 무선 주파수 전류에 의해 깊숙한 가열 및 에너지 전달을 처리한다. 대부분의 종래 기술 문헌들은, RF 애플리케이터, 즉 본 발명의 전자기 에너지 전달 수단과는 명백하게 다른 효과 및 처리 능력을 가진 DC 전류를 인가한다. 거의 모든 종래 기술의 방법들은 피부(혹은 안쪽 표면) 영역에서의 에너지가 유지되도록 바로 그 해당 표면 영역을 처리하고, 그 동작을 표면 처리에만 한정시킨다. 더욱이, 종래 기술의 많은 실시예들은, 세포막 버블링(cellular membrane bubbling)을 만들고, 그 투과성을 조절하거나 이들을 파괴하기 위해, 뿐만 아니라 전력 침투 툴(force-full penetrating tool)로 약물-이온영동 전달을 지원하기 위해, 전기천공, 즉 고전압 펄스 처리를 사용한다. 그러나, 종래 기술 문헌은, 고주파수 회로에서의 커패시터와 같은 의미인, 용량성 결합 및 용량성 결합 전극의 사용을 개시하고 있지 않다. 본 발명의 전자기 에너지 전달 수단은 고전류(특히 주목할 사항은, 전류가 "높다"는 것)로 그리고 연속적인 AC 혹은 RF 공급으로, 낮은 전기장을 인가한다. 거의 모든 종래 기술 문헌들은 높은 전기장, 낮은 전류, 및 펄스화된 DC를 인가한다.

[0013] 본 명세서에서 사용되는 용어 "전자기 에너지 전달 수단"은 바람직하게는, 용량성 결합 에너지 전달 수단과, 방사성 결합 에너지 전달 수단과, 전도성 결합 에너지 전달 수단 중 적어도 하나를 말한다.

[0014] 본 명세서에서 사용되는 용어 "수단"은, 온열 목적을 위한 애플리케이터, 자기장이나 전기장 인가를 위한 애플리케이터, 전극, 금속망 혹은 금속 그물망을 말하거나, 적어도 하나의 금속 피복을 포함하는 (따라서 애플리케이터 혹은 전극으로서 사용될 수 있도록 된) 가요성 직물 혹은 직물형 구조를 말한다.

[0015] 종래 기술에서는, 가요성이고 다공성이며 가볍고 조종이 용이함과 아울러 넓은 영역에 인가될 수 있는 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단을 개시하고 있지 않다.

[0016] 또한 이러한 가요성이고 다공성이며 형상에 맞는 애플리케이터들은 다른 온열 해법에서도 또한 사용될 수 있다. 미국 특허 US 6,330,479는 가요성의 방사성 마이크로파 애플리케이터를 개시하고 있으며, 처리 영역을 향하고 있는 이 애플리케이터의 표면 상에는 가요성의 유전체액 함유 격실이 포함되며, 반대 표면 상에는 안테나 배열이 포함된다. 따라서, 비록 가요성 에너지 전달 수단이 종래 기술에서 알려져 있지만, 본 발명의 구조 및 장점을 가진 에너지 전달 수단은 종래 기술에서 개시되어 있지 않다.

[0017] 미국 특허 US 6,330,479는, 에너지를 타겟 조직으로 인도하는 전자기 에너지 전달 수단을 포함하며, 조직을 가열하거나 모니터링하는 마이크로파 의류(microwave garment)를 개시하고 있다.

[0018] 그러나, US 6,330,479와 본 발명 간에는 기본적인 차이가 존재한다. US 6,330,479는 마이크로스트립 안테나 구성이고, 본 발명은 용량성 결합을 사용한다. US 6,330,479는 마이크로파 방사 방식인데, 이것이 의미하는 바는 어떠한 전류도 환자를 통해 흐르지 않으며 단지 흡수가 사용되는 것을 의미한다. 따라서, 환자는 전체 장치의 일부분이 아니고, 단지 환자는 이러한 방사의 수동적 흡수체다. 본 발명에서는, 전류가 환자를 통해 흐르고, 흡수는 (방사가 아닌) 능동적 전류 에너지이고, 따라서 환자는 전자 기기의 일부분, 즉 전체 구성의 일부가 되는 것이지, 단지 수동적인 흡수체가 아니다.

[0019] US 6,330,479는 마이크로파 안테나 구성을 개시하고 있기 때문에, 상대 전극(counter-electrode)이 필요없지만, 본 발명은 RF 전극 및 상대 전극을 포함하는 콘덴서 구성이다. US 6,330,479의 전극은 콘덴서 전극이 아니며, 이 전극이 본 발명에서와 같이 등전위(equipotent)가 아니다. 예를 들어, US 6,330,479에서 설명된 바와 같이, 마이크로스트립 안테나는 방사를 위해 구성되고, 그 주 임무는 (맥스웰 방정식에 따라) 전기장과 자기장의 확실한 혼합을 발생시키는 것이다(이것은 $\underline{S=ExB}$ 에너지 흐름(공지된 포인팅 벡터(Poynting vector)를 방사함). 방사된 파는 안테나 및 시스템을 떠나서 타겟에 흡수된다. 본 발명에서, 타겟은 전자 회로의 일부이고, 확실한 RF 전류(이것은 방사선 인가에서와 같이 웨이브-방사(wave-radiation)가 아님)가 두 개의 (실제로 언제나 반대극성으로 대전된) 전극 사이의 타겟을 통해 흐른다. US 6,330,479의 안테나 구성에서, 가열은 주로, 전류의 제곱에 비례하는 공지된 주울열(Joule-heat)이고, 임피던스 손실(탈분극 손실(depolarization loss) 및 저항 손실(resistivity loss))로부터 발생한다. 본 발명에서, 방사성 성분은 가능한 제거되고, 그리고

물질의 전도성 동작만이 사용된다(전기장만이 사용됨). 따라서, 치료하는 동안 발생되는 열을 집속시키는 것은, 안테나 구성으로 달성될 수 있는 것보다 본 발명의 전극으로 훨씬 더 양호하게 달성될 수 있다. 암 치료에 있어서, 종양 세포들을 파괴하기 위해, 선택적으로 종양은 가열하지만 주변 건강한 조직은 가열하지 않는 것이 중요하다. 만약 종양이 선택적으로 가열되지 않는다면, 그리고 주변 건강한 조직이 우선적으로 가열된다면, 이러한 치료는, 종양 조직에 양분 공급을 증가시키기 때문에 종양 성장을 지원할 것이다.

[0020] US 6,330,479의 실시예와 비교된, 본 발명의 실시예의 앞서 서술된 기술적 차이는 양쪽 실시예들과 밀접하게 관련된 다음과 같은 효과를 갖는다.

[0021] US 6,330,479의 안테나 구성은 안테나들의 모자이크로 구성되는데, 이것은 반드시 안테나들 모두에 대해 잘 계산된 임피던스 조정(impedance fitting)을 요구한다. 이로 인해 US 6,330,479의 구성이 본 발명의 구성보다 더 복잡하게 되는데, 본 발명의 구성에서는 어떠한 임피던스 조정도 필요하지 않다.

[0022] 더욱이, US 6,330,479의 도 1B, 8, 9, 10 및 11에서 도시된 바와 같이, 안테나 구성의 단일 안테나들 모두를 연결하기 위해 큰 케이블 다발이 필요하고, 이것은 이러한 디바이스를 제조하는 데 있어 비용을 증가시키고, 이러한 디바이스를 착용했을 때 환자의 편안함을 감소시키며, 그리고 손상에 대한 민감도 및 결함 책임(fault liability)을 증가시킨다. 이와는 대조적으로, 본 발명의 구성은, RF 전극 및 상대 전극을 무선주파수 소스(RF 소스)에 연결시키기 위해 단일 케이블만을 요구한다.

[0023] 달리 말하면, 본 발명의 용량성의 계산은 완전 상황(즉 임피던스 정합)에 대해 50 옴(Ohm)의 공칭 임피던스를 사용하는 반면, US 6,330,479는 매 단일 모자이크 부분마다 이러한 정합을 만들어야만 하는바, 즉 안테나들의 모자이크 구성의 매 단일 안테나마다 이러한 정합을 만들어야만 하고, 이것은 잘 조정된 치료 및 적절한 치료를 환자에게 제공하기 위해, 단일 안테나들 간의 교차 결합 및 간섭에 대해 마땅히 고려돼야만 하는 것이다. 처리 및 조정을 행하거나 균형을 맞추기에 실제로 어려운 이러한 복잡성을 본 발명의 구성에서는 완전히 피할 수 있는데, 왜냐하면 본 발명은 복수의 단일 안테나들을 그 어떤 구성에서도 사용하지 않기 때문이다. 본 발명은 어떠한 임피던스 정합도 필요 없고, 그리고 어떠한 교차 결합 및 간섭도 발생하지 않는, 등전위 RF 전극과 상대 전극을 사용한다.

[0024] US 6,330,479의 이와 같은 방사성 구성은 단일 소스로, 즉 단일 안테나로, 집속을 행할 수 없다. 다양한 에너지들에 의해 다양한 각도로부터 방사시켜 타겟에 집속시키는 것이 필요하다. 본 발명의 해법에서는, RF 전류 흐름이 이러한 흐름에 대해 가능한 가장 용이한 경로를 통해 흐른다. 이 가장 용이한 경로는 임피던스가 낮은 체적(volumes)들을 통해 진행하는데, 이것은 강하게 신진대사를 하는 악성 체적들을 이와 같은 방식으로 자동으로 선택한다. 결과적으로, 발생된 열을 병든 조직 상에 집속시키고, 동시에 건강한 조직 내에서의 연소의 위험을 감소시키는 것이, US 6,330,479의 구성으로 달성될 수 있는 것보다, 본 발명의 구성에 의해 훨씬 더 용이하고 훨씬 더 정밀하게 달성된다. 더욱이, US 6,330,479의 실시예는 보통의 무게의 평평한 볼루스 전극을 가진 실시예들과 비교하여 볼 때, 환자에 대해 착용시 편안함을 주는 장점이 있을 수 있다. 그러나, 본 발명의 에너지 전달 수단과 비교하여 볼 때, US 6,330,479의 마이크로파 애플리케이터는 이 애플리케이터의 일부가 되는 그 수냉 시스템으로 인해 무겁고, 그리고 광범위한 배선(cabling)으로 인해 착용이 복잡하고, 그리고 치료될 신체 부분에 딱 맞아야만 하는데, 이를 위해서 머리, 다리, 팔, 가슴, 복부 등과 같은 서로 다른 신체 부분들에 대해 다양한 크기의 형태를 가진 애플리케이터들의 전체 세트가 필요하다.

[0025] US 6,330,479의 실시예들의 마이크로스트립들은 동축케이블로 연결된다(접지 혹은 상대 라인과 활성부(이것은 또한 핫 라인(hot line)으로도 언급됨) 양쪽 모두가 애플리케이터에 도입됨). 본 발명의 해법에서, 접지 전극 및 핫 라인은 서로 다른 애플리케이터에 연결된다(대칭인 경우에는, 실제로 반대극성으로 "대전"된 두 개의 전극들이 커패시터를 형성하고, 비대칭인 경우에는, 이들 중 하나는 접지된다(상대 전극)). 용량성 전극들의 크기 차이에 의해 또 다른 비대칭성이 도입될 수도 있다. 모든 애플리케이터들은 그들의 모든 표면에서 등전위이다.

[0026] 본 명세서에서 사용되는 용어 "전극"은 콘덴서 혹은 커패시터의 적어도 두 개의 전극들 중 하나를 말하거나, 혹은 핫 플레이트(hot plate)와 같은 전류 흐름에 의해 가열될 수 있는 단일 전극을 말한다. 이러한 전극들은 RF 전극, 용량성 전극, 상대 전극, 또는 간단히 전극으로 불린다. 도 1에 도시된 콘덴서 구성은, 만약 두 개의 전극들의 크기가 동일하다면 기하학적으로 대칭일 수 있거나, 만약 두 개의 전극들의 크기가 동일하지 않다면 기하학적으로 비대칭일 수 있다. 더욱이, 만약 이 전극들이 인가된 주파수에 의해 반대 극성으로 교번하여 대전된다면, 이들은 전기적으로 대칭일 수 있거나, 만약 하나의 전극이 접지되고 나머지 하나가 주파수에 의해 그 극성을 바꾼다면, 이들은 전기적으로 비대칭일 수 있다.

[0027] 본 발명의 에너지 전달 수단의 주요한 장점은, 복잡한 냉각 시스템 및 복잡한 냉각 절차 그리고 냉각의 측정 및 조정이 전혀 필요하지 않다는 것이다. 본 발명의 RF 전극뿐만 아니라 상대 전극은 하나의 커다란 단일 전극이고, 이 전극 상의 전압은 균일하며, RF 소스에 대한 전기적 연결을 위해서만 사용되는 단일 케이블을 갖는다. 이것은 디바이스 착용시 매우 가볍고 편안함을 줄 수 있으며, 이 디바이스는 RF 전극 혹은 상대 전극 그 자체가 몸 각각의 외형의 형태와 정확히 같은 형태를 갖도록 할 필요가 없이 신체 외형을 쉽게 따른다.

[0028] 본 발명의 구성에서, 상대 전극과 RF 전극은 서로 마주보고 있고, 치료의 필요가 있는 환자 혹은 환자의 신체 부분이 RF 전극과 상대 전극 사이에 위치하여, 병든 조직, 예를 들어, 암에 걸린 조직이나 악성 조직을 통해 전류가 흐르게 된다.

[0029] 따라서, 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달을 위한 애플리케이터들은, RF 소스와 이 RF 소스에 단일 케이블로 서로 연결된 RF 전극 및 상대 전극을 포함하는 폐회로이다. RF 전극과 상대 전극은 콘덴서를 형성하고, 두 개의 전극들 사이에 있는 환자는 유전체의 형태로 회로의 일부가 된다.

[0030] US 6,330,479의 애플리케이터의 마이크로파 안테나들은 이들의 DC 전도로 인해 피부로부터 절연돼야만 하고, 양호한 전송을 위한 순환하는 물이 필요하다(US 6,330,479의 도 6 참조(특히 다음과 같은 부분들, 즉 "순환하는 물 포트(circulating water port)", "물 볼루스 출구(water bolus outlet)", "물 볼루스 입구(water bolus inlet)", "열 맵핑 채널(thermal mapping channels)", "5 mm 두께의 순환되는 물 볼루스(5 mm thick circulated water bolus)", "5 mm 물 볼루스(5 mm water bolus)") 그리고 도 7 참조(특히 다음과 같은 부분들, 즉 "8개의 열 맵핑 센서(8 thermal mapping sensors)", "냉각수(water coolant)", "온도 제어 수조(temperature controlled water bath)", "열 맵핑 시스템(thermal mapping system)" 등)).

[0031] 본 발명의 애플리케이터의 두 가지 주목할 만한 장점은 절연체가 완전히 빠져있다는 것이고, 그래서 인가된 전압은 절대적으로 환자를 다치게 함이 없이 저전압 상태로 유지되고, 추가적으로 어떠한 냉각 시스템도 필요하지 않으며, 그럼에도 불구하고 병든 조직의 안전한 가열이 어떠한 냉각 시스템도의 필요 없이 수행될 수 있다.

[0032] 앞서 언급된 바와 같이, US 6,330,479의 안테나 구성은, (병든 조직 외의 피부를 태우지 않으면서) 병든 조직을 정확히 가열하기 위해, 그리고 이러한 구성의 냉각 시스템이 잘 적용되도록 하기 위해, 실제 적용을 위해서는 딱 맞게 착용되어야 하는데, 이것은 수 개의 다른 형태 및 크기를 필요로 하는 애플리케이터의 제조를 복잡하게 만들고, 생산 비용을 크게 높이게 된다.

[0033] 이러한 것과 비교해 볼 때, 본 발명의 애플리케이터의 생산은 쉽고 간단한데, 왜냐하면 RF 전극 및 상대 전극 각각이, 안테나와 같은 것이 아닌 간단한 콘덴서 플레이트로서 사용되는, 하나의 균질의 가요성 물질로 구성되기 때문이다.

[0034] 본 발명의 전극의 제조는 (예를 들어, 롤(roll) 단위에서 100 ㎡으로 측정되는) 넓은 영역에 소정의 가요성 물질을 간단히 연속적으로 피복함으로써 달성된다. 단지 해야만 하는 것은 정교한 작업처럼 실제 몸의 형상에 대해 이 피복된 물질을 재단하는 것이다. 이와는 대조적으로, US 6,330,479의 안테나 구성은, 생산하기에 복잡한, 그 특별한 모자이크 형태 및 매우 특수한 (그리고 전자적으로 정합되어 있는) 스트립의 기하학적 구조(US 6,330,479의 도 1A 참조)로 인해, 복잡한 제조 공정이 필요하다.

[0035] US 6,330,479의 실시예와 비교하는 경우 본 발명의 실시예가 갖는 이러한 현저한 차이점 및 두드러진 장점으로 인해, 본 발명의 실시예는 US 6,330,479에 개시된 바와 같은 유사한 것들을 처리하는 대안적 애플리케이터일 뿐만 아니라, 비명백한 방식으로 US 6,330,479의 실시예의 여러 단점들을 제거하는 신규한 실시예임이 증명된다.

[0036] 본 발명의 목적은, 평평하지 않은 표면과, 프랙탈 표면(fractal surface)과, 침투성 표면(percolative surface) 중 적어도 하나를 통해 열을 집속시켜 타겟 조직에 전달하기 위한 에너지 전달 수단을 제공하는 것으로, 이 수단이 건강한 조직을 연소시키지 않도록 하고, 환자가 치료 동안 이 수단을 착용할 때의 안락함이 증가되도록 하는 것이다.

[0037] 이러한 본 발명의 목적은, 전도성 금속으로 피복된 가요성 물질로부터 형성된 전자기 (예를 들어, 용량성, 방사성, 혹은 전도성) 에너지 전달 수단(가요성이고, 경량이고, 다공성이며, 조종이 용이함)을 개시하는 독립 청구항들에 기재된 사상에 의해 해결된다. 본 발명의 다른 장점, 특징, 실시형태 및 세부사항은 본 출원의 종속 청구항들, 발명의 상세한 설명, 및 예들로부터 명백하다.

도면의 간단한 설명

[0038] 도 1은 환자 몸의 평평하지 않은 표면에 적용될 때의 본 발명의 가요성 시트 전극의 예를 나타내고, 이 전극이 기하학적으로 대칭 구성을 나타내지만, 전극의 크기가 동일하지 않을 때는, 기하학적으로 비대칭 구성일 수도 있다. 더욱이, (기하학적으로 대칭이거나 비대칭인) 전극들은 전기적으로 대칭(인가되는 주파수에 의해 반대극성으로 교번하여 대전되는 전극들)이거나 비대칭(하나의 전극은 접지되고, 나머지 전극은 주파수에 의해 자신의 극성을 바꾸는 것)일 수도 있다.

도 2는 환자 몸의 평평하지 않은 표면에 적용될 때의 본 발명의 가요성 시트 전극을 도시하며, 이 가요성 시트 전극을 고정시키는 다른 수단들을 나타내고 있다. 금속망 또는 전도성 금속으로 피복된 가요성 매개체가 이 망을 통해 흐르는 전류(환자를 통해 흐르지 않음)에 의해 가열되고, (임의의 핫 플레이트가 하는 것처럼) 이 가열된 망이 환자를 가열시킨다.

도 3은 교번하는 양의 전극과 음의 전극의 신규한 본 발명의 매트릭스(체스(chess)) 구성을 나타낸다.

도 4는 교번하는 양의 전극과 음의 전극의 신규한 본 발명의 동심원 링 구성을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0039] 본 발명은 에너지를 타겟으로 인도하기 위한 전자기 에너지 전달 수단에 관한 것으로, 여기서 에너지 전달 수단은 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질을 포함하고, 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질이 가요성 매개체(carrier)의 표면에 피복되고, 이 피복된 가요성 매개체는 다공성이며 아울러 이 피복된 가요성 매개체를 통해 물의 이동이 가능하다. 따라서, 이 피복된 가요성 매개체는 전자기 에너지 전달 수단의 전극이고, 그 전체 전극은 다공성이고 가요성이며, 이러한 전극을 통한 물의 이동이 가능하다.

[0040] 피복된 가요성 매개체 혹은 피복된 가요성 물질 대신에, 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질로 제조되는 전도성 금속망 혹은 전도성 금속 그물망이 사용될 수 있다. 이러한 금속망 혹은 금속 그물망은 바람직하게는 폴리머 그물망 구조와 같은 임의의 백본(backbone)을 포함하지 않는다. 이러한 금속망, 혹은 금속 그물망은 바람직하게는, 피복된 직물과 같은, 피복된 가요성 물질과 매우 유사한 성질을 가진 금속 섬유들의 직물 구조이다. 전도성 금속망 혹은 그물망은, 가요성이고, 이를 통한 물과 다른 유체가 이동할 수 있고 뿐만 아니라 기체들이 이동할 수 있으며, 전도성에 관한 부정적 영향을 미침이 없이 접힐 수 있고, 그리고 평탄하지 않은 표면이나 프랙탈 표면이나 침투성 표면을 덮을 수 있다. 결과적으로, 전도성으로 피복된 직물들과 같은, 전도성으로 피복된 물질들의 앞서 언급된 성질을 가진 모든 종류의 금속망과 그물망이 본 발명의 전자기 에너지 전달 수단에서 유용하게 사용될 수 있다.

[0041] 따라서, 전자기 에너지(이것은 주로 열)를 전달하기 위한 수단은, 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질이나 전도성 금속 전극 물질 층으로 피복된 매개체나 지지체나 물질을 포함한다. 이 수단 혹은 이러한 수단의 전극은 액체, 포유류의 체세포, 배양 플레이트(culture plate), 유전체액, 조직 샘플, 생체 조직 절편과 같은 타겟을 최대 50℃까지, 보통은 최대 45℃ 내지 48℃까지 가열시키는데 적합하다.

[0042] 매개체나 지지체나 물질, 특히 고형 매개체나 고형 지지체나 고형 물질은 플라스틱이나, 폴리머나, 생물 고분자 물질(biopolymers)과 같은 천연 물질로 만들어질 수 있고, 전도성 금속 혹은 금속 합금과 같은 전도성 물질로 피복된다. 더욱이, 피복된 매개체이나 피복된 지지체나 피복된 물질은, 다공성이고, 이러한 매개체나 지지체나 물질을 액체가 통과할 수 있다. 더욱이, 피복된 매개체나 피복된 지지체나 피복된 물질은 가요성인바, 즉 명확한 형상 혹은 사전에 정의된 형상을 가지지 않으며, 인체나 동물체 또는 가열돼야만 하는 액체, 유체, 기체, 고형 물질을 함유하는 임의의 구멍의 평탄하지 않은 만곡(curvatures)을 따를 수 있다.

[0043] 본 명세서에서 사용되는 용어 "다공성(porous)"은, 피복된 매개체나 피복된 지지체나 피복된 물질을 통해 물과 임의의 기체가 이동할 수 있음을 말한다. 그 구멍 크기는 최대 0.1 ㎜이거나 이보다 훨씬 크다. 결과적으로, 본 발명의 에너지 전달 수단은 하나 혹은 두 개의 전극들을 포함하고, 이 전극은 가요성이며, 전기적으로 전도가능하고, 그리고 수용성 액체, 물, 기체에 대해 투과성 또는 침투성을 가진다.

[0044] 본 발명의 에너지 전달 수단은 전도성 금속으로 피복된 가요성의 다공성 물질, 매개체, 혹은 지지체를 포함하는바, 이에 따라 본 발명의 에너지 전달 수단은 방사성 안테나처럼 동작하거나 전도성 금속으로 피복된 가요성의 다공성 물질, 매개체, 혹은 지지체를 통해 흐르는 전류에 의해서만 가열될 수 있다. 본 발명의 에너지 전달 수단은 방사성 마이크로파 처리를 위해 사용될 수 있고, 그리고 위상 배열 구성으로 적용될 수도 있다.

[0045] 다공성 섬유가 가요성 물질이나 가요성 매개체나 가요성 지지체로서 적합하지만, 직물 혹은 부직포의 가요성과 유사한 가요성을 가진 임의의 다공성 물질이 또한 본 발명에서 사용될 수 있다. 따라서, 임의 종류의 섬유, 직

물, 부직포, 및 심지어 비섬유 물질이 가요성의 다공성 물질로서 적합하다. 이러한 가요성의 다공성 물질은 또한 가요성의 다공성 고형 지지체 또는 가요성의 다공성 고형 매개체로서 명명될 수도 있다. 이러한 물질이나 매개체나 지지체가 특정 형상으로만 한정되는 것은 아니며, 섬유 혹은 천이나 옷감의 경도(consitency)와 구조(texture)를 가진다. 결과적으로, 모든 공지된 천연 물질과 인공 물질들이 있다(예를 들어, 폴리아미드(polyamide)(나일론(Nylon®)), 폴리-ε-카프로락톤(poly-ε-caprolactone), 폴리-파라-디옥사논(poly-para-dioxanones), 폴리앤하이드라이드(polyanhydrides), 폴리하이드록시메타아크릴레이트(polyhydroxymethacrylates), 피브린(fibrin), 폴리에테르에스테르(polyetherester), PEG, 폴리(부틸렌 테레프탈레이트)(poly(butylene terephthalates), 폴리카보네이트(polycarbonates), 폴리(N-비닐)-피로리돈(poly(N-vinyl)-pyrrolidone), 폴리비닐알콜(polyvinylalcohols), 폴리에스테르아미드(polyesteramides), 폴리에틸렌옥사이드(polyethyleneoxide), 폴리프로필렌옥사이드(polypropyleneoxide), 폴리우레탄(polyurethanes), 피브리노겐(fibrinogen), 녹말(starch), 콜라겐(collagen), 제인(zein), 카세인(casein), β-사이클로덱스트린(β-cyclodextrins), 폴리아크릴레이트(polyacrylates), 폴리아크릴아미드(polyacrylamide), 폴리이미드(polyimides), 폴리에틸렌(polyethylene), 폴리프로필렌(polypropylene), 폴리테트라플루오르에틸렌(polytetrafluoroethylene), 플루오르실리콘(fluorosilicones), 레이온(rayon), 폴리설폰(polysulphones), 실리콘(silicones), 폴리실록산(polysiloxanes), 폴리비닐 할로겐(polyvinyl halogens), 그리고 이러한 물질의 코폴리머(copolymers)나 혼합물(mixtures)).

[0046] 금속 피복에 대해 양호한 접착력을 제공하는 앞서 언급된 물질들과 같은 물질들이나 매개체나 지지체가 선호된다. 직물과 같은 복수의 단일 실들로 제조되거나 구성되는 물질이나 매개체나 지지체가 또한 선호되고, 여기서 단일 실들의 일 세트는 실질적으로 평행하게 대략 섬유의 전체 길이를 따라 확장하고, 반면에 실들의 다른 세트는 실들의 첫 번째 일 세트에 대해 사선으로, 실질적으로 평행하게 정렬된다. 따라서, 이러한 실들을 포함하는 섬유의 길이와 유사한 길이를 가진 실들이 선호된다.

[0047] 본 발명의 또 다른 바람직한 실시예에서, 물질이나 매개체나 지지체의 단일 섬유들이 튜브(tube)처럼 피복되는데, 이것이 의미하는 것은 단지 실의 표면 일부만이 피복되는 것이 아닌 실 둘레 모두가 피복되는 것을 의미한다.

[0048] 더욱이, 이러한 물질이나 매개체나 지지체는, 전자기 에너지 전달 수단의 입력 케이블과 출력 케이블 간의 어떠한 불연속성 없이, 침투성 및 프랙탈이거나, 침투성 및 프랙탈 구조를 가지는 것이 바람직하다. 달리 말하면, 금속망 혹은 피복된 매개체는, 평평하지 않은 표면이나, 프랙탈 표면이나, 침투성 표면을 덮을 수 있는 그러한 가요성을 가지거나, 평평하지 않은 표면이나, 프랙탈 표면이나, 침투성 표면의 구조를 따를 수 있는 그러한 가요성을 가진다.

[0049] 전도성 금속 피복은 다층 피복이다. 바람직하게는, 이러한 층들 중 하나는 은이고, 은은 항균 효과가 좋으며, 무선주파수(RF) 전도도가 좋다. 더욱이, 은은 적당한 항발한 작용(anti-perspiration activity)과 함께 냄새 억제 효과를 가진다. 이로 인해, 은은 미용 분야, 의료 분야, 및 웰빙 분야에서 응용되기에 바람직한 물질이다.

[0050] 그러나, 다른 전도성 금속 피복이 또한 사용될 수 있다. 결과적으로, 전도성 금속으로 피복된 가요성 물질은 또한, 열, 유체, 특히 수용성 용액, 물, 땀의 교환 혹은 발한(perspiration)이 가능하도록 하기에 충분히 다공성이다. 바람직하게는 전도성 금속 피복의 무전해 (자기촉매반응) 증착이 사용되는데, 이것은 부식 및 마모 억제 목적으로 피복을 제조하기 위해 가장 빈번히 사용되는 방법들 중 하나이다.

[0051] 섬유는 갈바닉 절연(galvanic isolation)을 위해 추가적인 플라스틱 층에 의해 피복될 수 있다. 바람직하게는 이것은, 다공성 구조가 자유롭고 개방성을 유지하도록 하기 위해, 연속적인 층이 아닌 단지 섬유들 상의 층이어야 한다. 만약 디바이스가 이중 절연된다면, 직접적 금속 접촉이 사용될 수 있다. 다층 구조는 실들을 동축으로, 그리고 완벽하게 연속으로 피복한다. 만약 금속 층 제조 기술이 담금 무전해 프로세스라면, 개개의 실들의 교차가 또한 매 실마다 개별적으로 완전히 피복될 수 있고, 만약 이 기술이 갈바닉이라면, 이러한 교차는 교차로서만 피복될 수 있으며, 이 경우 개개의 실은 동축 구조를 유지하지 못한다. 그러나, 플라스틱 피복은 수조의 이런 표면 장력으로 담금돼야만 하는데, 이것은 실들의 교차에서 금속으로 피복된 실들의 절연이 가능하게 하지 않으며, 단지 이들의 바깥 표면을 피복하지만 이 피복은 구멍을 채우지 못하고 따라서 물질은 여전히 다공성을 유지한다.

[0052] 이상적으로, 인체의 모근 부분에 적용되기에 적합한, 에너지 전달 수단으로서의 치료 전극 또는 애플리케이터가 필요하다. 이러한 이유로, 신체의 외형을 따를 수 있는 가요성 전극이나 애플리케이터가 필요하다. 피복된 가요성 매개체 혹은 가요성 금속망은, 넓은 표면과, 평평하지 않은 표면과, 프랙탈 표면과, 침투성 표면 중 적어도

하나의 처리를 위한 전극으로 동작하고, 이러한 매개체 혹은 금속망은, 붕대, 무게추, 스프링, 고무를 통해, 또는 가장 바람직하게는 작은 자석, 자기 클립 등을 사용하는 자기적 고정 수단에 의해, 표면 상에 쉽게 고정될 수 있다.

[0053] 본 발명의 신규한 가요성 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 이러한 요건을 충족시킬 수 있는데, 즉 전도성이고, 가요성이며, 접힐 수 있고, 다공성이며, 그리고 평평하지 않은 표면, 프랙탈 표면, 침투성 표면들을 의복처럼 부드럽게 그 표면의 외형을 따라 덮을 수 있다. 이 에너지 전달 수단은, 심지어 원통으로 접힐 수 있거나 자유롭게 형성될 수 있는, 전도성 금속으로 피복된 가요성 물질 혹은 금속망으로부터 형성된다. 따라서, 본 발명의 에너지 전달 수단은 점진적 만곡 및 급격한 만곡을 따를 수 있다. 예를 들어, 급격한 만곡의 경우, 수족 둘레를 감쌈으로써 수족의 형성을 쉽게 따를 수 있고, 또는 두개골의 형상을 따를 수 있다. 대안적으로, 점진적 만곡의 경우, 토르소(torso)의 형상을 따를 수 있다.

[0054] 또한, 본 발명의 가요성 전자기적 겹합 에너지 전달 수단은 경량이고, 따라서, 에너지 전달 수단의 과다한 중량으로 인해 환자에게 불편을 야기함이 없이, 토르소와 같은 넓은 영역을 덮을 수 있도록 제조될 수 있다. 이로 인해, 단일 처리 섹션으로 넓은 영역의 처리가 가능하다. 또한, 에너지 전달 수단의 가요성으로 인해, 에너지 전달 수단과 넓은 적용 영역(예를 들어, 토르소) 간의 접촉이 좋아질 수 있다.

[0055] 본 발명의 가요성 전자기적 결합 에너지 전달 수단은 또한 다공성이다. 이로 인해, 대류에 의해 에너지 전달 수단을 통한 열의 교환이 가능해져 처리 영역의 자연적인 냉각이 가능하다. 또한, 간단한 외부 공랭 시스템, 예를 들어 팬으로부터의 인도된 공기 흐름이 적용 영역을 냉각시키기 위해 사용될 수 있어, 화상을 예방하고 환자의 편안함을 지속시킬 수 있다. 결과적으로, 종래 볼루스 전극에서의 경우와 같이 복잡한 유체 냉각 시스템이 필요없다. 이로 인해, 유지 비용이 낮은 간단하고 경량의 구조가 가능하다.

[0056] 또한, 에너지 전달 수단의 다공성으로 인해 에너지 전달 수단을 통한 유체의 교환이 가능하게 된다. 따라서, 땀이 자연적으로 다공성 에너지 전달 수단을 통해 증발할 수 있고, 따라서 환자는 편안함이 증진된다. 반대로, 에너지 전달 수단의 다공성으로 인해, 액상 치료의 적용이 가능하게 된다.

[0057] 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단의 간단한 구조로 인해, 본 발명은 일회용 전극으로서 제공될 수 있거나 개별 환자에 대해 특정되어 생산될 수 있다.

[0058] 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단의 또 다른 장점은, 커다란 강체 프레임을 가지며 동작시키기 어려운 볼루스 전극 애플리케이터가 필요 없다는 것이다. 또한, 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단은, 종래 온열 디바이스가 가진 종래 볼루스 전극 애플리케이터 대신 사용될 수 있다.

[0059] 그러나, 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단은 또한, 종래 온열 애플리케이터의 환자 접촉 영역에 부착되는 탈착가능한 적용 "패드(pad)"로서 사용될 수도 있다.

[0060] 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단은 절연을 필요로 하지 않거나 단지 매우 낮은 레벨의 절연을 필요로 하기 때문에, 시스템의 전체 임피던스는 낮아진다. 따라서, 종래 볼루스 전극과 비교하여, 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단에서는, 동일한 전력을 사용하여, 가열을 위해 최적화된, 큰 전류를 만들 수 있다.

[0061] 또한, 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단에서 얇은 금속층을 사용하거나 본 발명의 가요성 에너지 전달 수단으로서 얇은 금속망을 사용함으로써, 용량성 결합의 유도성 부분에 대해 더 적합하게 된다. 이것은 상당한 장점을 제공하는 데, 왜냐하면 용량성 결합의 주된 문제들 중 하나가, 최적의 결합을 위해 시스템 내에 유도성이 없어 외부 임피던스가 전력의 많은 부분을 낭비하고 있기 때문이다.

[0062] 지금까지, 단단하고 비가요성의 무겁고 상대적으로 작은 전극들, 바람직하게는 볼루스 전극들이 당면한 목적을 위해 사용되었다. 본 발명은, 비침습적 전기장 온열을 위해 사용되는 이러한 불편하고 비가요성이며 무거운 전극을, 인체 혹은 동물체의 외형에 맞고 가벼우며 땀과 같은 물 또는 다른 액체의 통로를 제공하고 종래 전극들의 전도성과 동일하거나 유사한 전도도를 가지며 가요성의 얇은 다공성을 갖고 필요에 따라 넓은 영역을 갖는 전극들 혹은 전자기 에너지 전달 수단으로, 교체한다. 용어 "유사한 전도도"는 이러한 목적으로 사용되는 종래 볼루스 전극의 전도도의 적어도 80%, 바람직하게는 적어도 90%를 말한다.

[0063] 따라서, 본 발명은 에너지를 포유류의 타겟 조직으로 인도하기 위한 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단에 관한 것으로, 이 전기장 결합 에너지 전달 수단은 전도성 금속 전극 물질을 포함하고, 여기서 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질 층이 가요성 물질의 시트 상에 피복되고, 그리고 이 피복된 가요성 물질의 시트는 다공성이다. 피복된 가요성 물질 대신에 금속망 또는 금속성 섬유의 그물망이 사용될 수 있다.

[0064] 가요성 물질은 일반적으로 폴리프로필렌 혹은 폴리아미드이다. 폴리우레탄 혹은 다른 플라스틱뿐만 아니라 앞서 언급된 물질들이 또한 적합하다. 가요성 물질은 직물 구조 또는 부직물 구조를 갖는다. 천연 실(면, 모직 등)로부터 만들어진 섬유는 통상적으로 거친 표면을 가진 길이가 짧은 실을 가지기 때문에, 이들의 특정 표면은 무엇인가로 이것을 효과적으로 피복하기에는 너무 넓다. 피복되는 층들은 임의의 금속들일 수 있는데, 이것은 더 좋은 접착력으로 인해 이전 층들에 순차적으로 부가되는 다양한 금속 층들에 의해 일반적으로 만들어진다. 갈바닉 및 담금 (무전해, 화학적) 공정 양쪽 모두는 촉매(일반적으로 백금이나 그 화합물) 조제로 시작해야만 하고, 이후 피복 공정이 계속된다. 이 무전해 공정은 자가촉매반응이고, 따라서 일반적으로 니켈 염, 예를 들어 니켈-인(nickel-phosphorous)(Ni-P 화합물, H_3PO_2, H_3PO_3, $H_2PO_2^-$, $H_2PO_3^-$), 니켈 인산염(nickel phosphate) 화합물, 니켈-붕소화(nickel-boride) 화합물이 먼저 도포되고, 이후 그 위에 다른 더 좋은 전도성 층들(구리 합금이나 은-합금, 때때로 금-합금)이 도포된다. 이러한 층들이 특별히 선호되는 것은 아니고, 단지 이들의 전기적 성질 및 기계적 성질의 요구사항만이 설명될 수 있다. 전기적으로, 좋은 전도체, 바람직하게는 구리, 은, 등이 요구되고, 기계적으로, 가능한한 높은 가요성과 함께 가능한한 안정적인 것이 선호된다. 가봉성(sew-ability)이 또한 선호된다.

[0065] 더욱이, 본 발명은, 신규한 전자기 에너지 전달 수단을 포함하는, 열치료 디바이스나 온열 디바이스나 비침습적 전기장 온열 디바이스에 관한 것이다. 이러한 디바이스는 온열, 특히 용량성 전기온열에서 사용되고, 가장 바람직하게는 인체 혹은 동물체의 넓은 표면 영역에 대해 사용된다.

[0066] 본 발명의 온열 디바이스나 구성 또는 온열 장치는 콘덴서 및 무선주파수(RadioFrequency, RF) 소스로 구성된다.

[0067] 무선주파수 소스에 관해, 어떤 제한은 없다. 무선주파수 소스가 바람직하게는, 10 kHz 내지 50 MHz 범위의 무선주파수 필드를 제공할 수 있고 그리고 치료 요구에 따라 안전하게 제어될 수 있는 한, 임의의 일반적인 무선 주파수 소스가 사용될 수 있다. 제공되는 주파수의 범위는, 실질적으로는, 검출가능한 한계치(실제로는 0 MHz로서 측정됨)로부터 500 MHz까지, 바람직하게는 10 kHz 내지 100 MHz, 더 바람직하게는 10 kHz 내지 45 MHz, 가장 바람직하게는 13.56 MHz, 또는 정수로 곱하거나 나누어서, 바람직하게는 40으로 나누어서 획득된 임의의 값일 수 있다. 따라서, 다음과 같은 주파수들이 가장 선호되는바, 즉, 13.56 MHz, 또는 13.56 MHz의 1/100, 1/40, 1/20, 1/10, ½배(즉, 6.78 MHz), 2배(즉, 27.12 MHz), 3배(즉, 40.68 MHz) 등의 값이다. 치료되는 조직에서의 연소, 특히 피부 상에서의 연소가 쉽게 일어나게 하는 조직의 방사(이 경우, 피부 상에는 방사 안테나 구성이 접착되거나 부착되기 때문에, 이러한 방사 구성에서는 반드시 수냉과 같은 냉각 제어가 필요함) 대신에 명확한 전도 조건을 만들기 위해서 낮은 주파수들이 선호된다.

[0068] 환자를 통해 전류가 흐를 때, RF(바람직하게는 13.56 MHz)가 사용되고, 단지 금속망 또는 피복된 매개체를 통해 전류가 흐를 때, 필요한 바대로 사용이 가능하지만, 가장 실시가능한 것으로는 50Hz의 낮은 (2-3V) 전압이 사용된다.

[0069] 온열 디바이스의 콘덴서는, 환자 피부 상에서 서로 마주 보도록 정렬 혹은 배치되게 되는, RF 전극으로도 언급되는 적어도 하나의 전극 및 적어도 하나의 상대 전극으로 구성되며, 이 경우 환자는 적어도 두 개의 전극들 사이에 놓여, 전류가 환자를 통해 흐르는 경우 이 환자는 콘덴서의 일부분이 되는데, 이때 전류는, 물론, RF 전극과 상대 전극 사이에 위치하며 치료가 필요한 병든 조직을 통해서도 흐른다.

[0070] RF 전극과, 가장 바람직하게는 상대 전극이 본 발명의 전자기 에너지 전달 수단으로서 정의되고, 본 발명은 또한 에너지를 타겟으로 인도하기 위한 콘덴서의 구성 부분인 전자기 에너지 전달 수단에 관한 것이며, 전자기 에너지 전달 수단은, 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질을 피복의 형태 또는 금속망의 형태로 포함하고,

[0071] 여기서 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질은 가요성 매개체의 표면 상에 피복되거나, 금속망의 형태로 가요성 매개체를 구성하고,

[0072] 피복된 가요성 매개체 또는 금속망 형태의 가요성 매개체는 다공성이고, 피복된 가요성 매개체 또는 금속망 형태의 가요성 매개체를 통한 물의 이동이 가능하며,

[0073] 삭제

[0074] 삭제

[0075] 피복의 형태 또는 금속망의 형태인 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질은 절연되어 있지 않다.

[0076] 본 발명의 온열 디바이스나 온열 구성이 콘덴서 구성을 사용하기 때문에, 전극과 상대 전극은, 전극과 상대 전극이 부착되는 피부나 피부 표면, 또는 전극 또는 상대 전극에 의해 각각 덮여지는 피부나 피부 표면으로부터 절연돼서는 안 된다.

[0077] 전극과 상대 전극의 피부로의 직접 연결로, 환자를 통해 직접적인 전류가 흐를 수 있어, 인가된 전압이 임의의 종래 방법들보다 더 낮게 유지될 수 있다. 종래의 용량적 해법에서, 전극들은 (바람직하게는 실리콘으로부터 만들어진) 물 볼루스들에 의해 크게 절연된다. 이렇게 크게 절연된 층들은 직렬 임피던스들처럼 회로의 일부분이다. 임피던스가 크면 전력이 일정한 경우 전압이 커질 필요가 있는데, 왜냐하면 $U^2=P*Z$이기 때문이며, 여기서 U는 전압, P는 전력, 그리고 Z는 실제 임피던스이다. 이 경우 전류는 낮다($I^2=P/Z$, 여기서 I는 전류). 만약 절연된 층들이 제거된다면, 임피던스는 매우 크게 낮아질 수 있어, 전압의 제곱값이 낮아지고, 이에 비례하여 전류 제곱값은 증가하게 되고, 결과적으로 에너지 전달이 향상되고 방사 손실이 억제된다. 이것은 또한 종양과 같은 병든 조직에 열을 집속시킴에 있어 중요한 것이고 그리고 건강한 조직의 연소를 피하기 위해 중요한 것이다. 신규한 전자기 에너지 전달 수단을 포함하는 신규한 온열 디바이스의 개발 초기에, 150W에서의 전압은 약 85V였지만, 이제 동일 조건에서의 전압은 27V이다. 이러한 3배의 전압 강하로 인해, 동일한 전력에서, 전류가 또한 3배 증가하게 되었다. 가열 효능(heating efficacy)이 크게 증가했다. 측정한 바에 따르면, 쥐의 HT29 (인간의 대장암 이식(human colorectal xenograft)) 종양에서 42℃를 유지시키기 위해서 15W가 볼루스 시스템에서 필요하다, 반면 새로운 시스템에서 동일한 온도인 42℃를 유지시키기 위해 동일 크기의 종양은 단지 1.5W만을 요구한다. 이것은 전력 효능을 10배 증가시킨다. 이러한 장점에 더하여, 전압이 낮아짐에 따라 주변 환경으로 산란되는 용량이 더 적게 되어, 전력 제어의 정밀도가 더 좋아진다.

[0078] 더욱이, 환자의 피부에 전극과 상대 전극을 직접 연결함으로써, 전극들이 필요하지 않은 영역의 피부 냉각을 위한, 임의의 냉각 디바이스나 냉각 볼루스나 냉각 장치가 형성되게 된다.

[0079] 단일 케이블에 의해 전극이 RF 소스에 연결되고, 그리고 또한 단일 케이블에 의해 상대 전극이 RF 소스에 연결되어, 전체 콘덴서 구성이 매우 용이하게 구성될 수 있으며 아울러 환자의 착용시 편안함이 증진된다.

[0080] 또한, 안테나 구성과 비교하여 매우 중요한 것은, 전극이 등전위이고 상대 전극도 등전위라는 것이며, 즉, 각각의 전극(전극 및 상대 전극)은 그 전체 표면에서 혹은 그 전체 표면 상에서 동일한 전위를 가진다. 예를 들어, US 6,330,479에 설명된 바와 같은 안테나 구성의 비등전위 표면은, 전극에서의 전류를 발생시켜, 전극 자체를 가열시키고, 이는 안정성에 있어 문제를 일으킨다. 이러한 문제는 본 발명의 콘덴서 구성에 의해 완전히 제거되는데, 여기서 적어도 두 개의 전극들은 가열되지 않고 오히려, 이러한 적어도 두 개의 용량성 전극들 사이에 있는 매체가 가열되며, 그리고 이러한 전극들 사이에 있는 매체는, 통상적으로 전극 표면이 직접 닿은 부근에는 존재하지 않는 환자의 병든 조직이다.

[0081] 따라서, 전극과 바람직하게는 상대 전극 혹은 다른 반대 극성으로 대전된 용량성 전극은, 전도성 금속 전극 물질로 피복된, 가요성이고, 물 투과성이며, 기체 투과성이고, 전도성이며, 직물형의 금속망이거나, 전도성 금속 전극 물질로 피복된, 가요성이고, 물 투과성이며, 기체 투과성이고, 전도성이며, 직물형의 물질 혹은 매개체로 구성된다. 이러한 전극들은, 옷과 같이 신체의 일정 부분을 덮을 수 있으며 임의의 크기를 가질 수 있는 한 편의 섬유나 한 편의 옷감처럼 보일 수 있다.

[0082] 전극의 크기에 상관없이, 그리고 이러한 전극이 일정 신체 영역에 어떻게 고정되거나 부착되는지에 상관없이, 이러한 전극은 그 전체 표면에 걸쳐 동일한 전위를 가진다.

[0083] 본 발명의 온열 디바이스는 특히 환자의 신체 내 최대 10㎝에 있는 깊숙한 조직의 열 치료에 대해 유용하다.

[0084] 본 명세서에서 사용되는 바와 같은 용어 "온열(hyperthermia)"은 주변 환경과의 평형 온도보다 더 높게 타겟을 가열하는 것을 말한다. 따라서, 신규한 에너지 전달 수단을 포함하는 앞서 언급된 디바이스는 인간 혹은 동물 치료에 적합할 뿐만 아니라, 임의의 생명체 및 비생명체의 온열 치료에 대해서도 적합하고, 그리고 RF 용접, 납땜, 접착에서 사용될 수 있거나, 기체, 고체, 유체, 액체와 같은 임의 종류의 타겟 물질, 예를 들어, 유전체 물질들을 따뜻하게 유지시키는데 사용될 수 있다.

[0085] 가요성 물질의 피복된 표면 혹은 피복된 시트를 통한 공기와 물(수용성 용액)의 이동이 가능하다. 이 가요성 물질의 피복된 시트를 통한 유체의 이동이 가능하다.

[0086] 이 가요성 물질의 피복된 시트는 원통을 형성할 수 있다. 이 가요성 물질의 피복된 시트는 또한 접힐 수 있다.

[0087] 더욱이, 본 발명의 바람직한 실시예에서, 가요성의 피복된 매개체 혹은 가요성 금속망은, 복수의 양의 섹션들과 음의 섹션들 또는 복수의 양의 전극들과 음의 전극들을 포함하도록 구성되는바, 여기서 복수의 양의 섹션들과 음의 섹션들은 양의 섹션과 음의 섹션의 교번적 구성으로 배열되고, 복수의 양의 전극들과 음의 전극들은 양의 전극과 음의 전극의 교번적 구성으로 배열된다.

[0088] 이러한 교번하는 양의 섹션(또는 전극)과 음의 섹션(또는 전극) 구성은, 매트릭스 구성(matrix arrangement)이나, 복수의 매트릭스 구성이나, 동심의 링 구성이나, 복수의 동심의 링 구성의 형태일 수 있다. 매트릭스 구성은 체스판(chess board) 구성의 형태일 수 있고, 그리고 동심의 링 구성은 동심의 링들의 단일 구조의 형태일 수 있거나 복수의 동심의 링 구성들의 구 쌓기(sphere packing)의 형태일 수 있다.

[0089] 이러한 구성은 특히 진피(dermis) 조직이나, 표피(epidermis) 조직이나, 피하(subcutaneous) 조직과 같은 표면 조직의 치료에 있어 바람직하다. 더욱이, 본 명세서에서 개시되는 모든 구성은 관절(joints) 조직이나 연골(cartilage) 조직을 치료하는데 유용하다.

[0090] 이러한 구성에서 전극 쌍의 수는 한정되어 있지 않지만, 보통은 1개 내지 50개이다(특히 1개, 2개, 3개, 4개, 5개, 6개, 8개, 9개, 12개, 16개, 20개, 24개, 25개, 28개, 30개, 32개, 34개, 36개, 38개, 40개, 42개, 49개).

[0091] 더욱이, 이러한 복수의 전극 구성에서, 이러한 전극들 중 적어도 하나가 측정 전극으로서 사용되고 반면에 다른 모든 전극들은 치료 전극들로서 사용되는 것이 바람직하다.

[0092] 전극의 크기는 한정되어 있지 않지만, 당연한 것으로 해당 응용에 맞게 조정되며, 즉 예를 들어 치료돼야만 하는 신체 부분에 맞게 조정되거나, 온열 치료에 의해 달성가능한 임의 온도에서 유지돼야만 하거나 데워져야만 하는 구멍의 형상에 맞게 조정된다.

[0093] 본 발명의 또 다른 실시형태는 전도성 금속 전극 물질을 포함하는 신규한 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단의 사용이고, 여기서 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질 층이 가요성 물질의 시트 상에 피복되고, 그리고 이 가요성 물질의 피복된 시트는 다공성으로, 임의의 생명체 혹은 비생명체의 타겟 조직의 치료를 위해 개선된 온열 치료 방법을 제공하게 된다.

[0094] 종양 세포들은 정상 조직과 비교하여 열에 우선적으로 민감하다. 따라서, 본 발명의 온열 디바이스는 상피성 암(epithelial cancer)들의 치료 및 예방을 위해 사용될 수 있다. 표면 조직에서 일어나는 암들의 모든 타입(예를 들어, 기저 세포암(basal cell carcinoma), 편평 세포암종(squamous cell carcinoma), 흑색종(melanoma), 카포지 육종(Kaposi sarcoma), 피부 림프종(cutaneous lymphomas), 피부 부속기관 종양(skin adnexal tumours), 진피의 연부 조직 육종(soft tissue sarcomas of the dermis), 피하 조직의 연부 조직 육종(soft tissue sarcomas subcutaneous tissue), 메르켈 세포암종(Merkel cell carcinoma), 융기성피부섬유육종(DermatoFibroSarcoma Protuberans, DFSP), 및 혈관 육종(angiosarcoma))이 본 발명의 디바이스를 사용하여 치료될 수 있다. 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 또한 다른 형태의 암 치료(예를 들어, 화학요법(chemotherapy), 방사선 요법(radiotherapy) 및 수술(surgery))와 함께 사용될 수 있다.

[0095] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 또한, 마디 및 관절성 질병과 질환(예를 들어, 류머티스성 관절염(rheumatoid arthritis), 류머티즘(rheumatism), 통풍(gout), 강직성 척추염(ankylosing spondylitis), 루푸스(lupus))의 치료 및 예방을 위해 사용될 수도 있다.

[0096] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 또한, 호흡기성 질병과 질환(예를 들어, 천식(asthma), 알레르기성 비염(allergic rhinitis), 고뿔(common cold))의 치료 및 예방을 위해 사용될 수도 있다.

[0097] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 또한, 표면 미소계 순환(surface microcirculation)을 증진시키기 위해 사용될 수도 있다. 이것은 치료 부위의 해독에 의한 피로를 치료하는데 유용하다.

[0098] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 또한, 인간 혹은 동물의 근육 손상(muscle injury)의 치료를 위해 사용될 수도 있다.

[0099] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 또한, 인간 혹은 동물의 근육 경련(muscle spasms) 및 근육

손상을 예방하기 위해, 표면 미소계 순환을 증진시키고, 표면 조직을 가열시키는데 사용될 수도 있다.

[0100] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은 또한, 미용 목적(예를 들어, 셀룰라이트 처리(cellulite treatment) 목적, 지방 제거(fat reduction) 목적, 조직 제거(tissue lifting))으로 사용될 수도 있다.

[0101] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단 및 방법은 종래 기술의 전기장 결합 에너지 전달 수단 및 방법보다 훨씬 더 뛰어난 다음과 같은 장점들을 제공한다.

[0102] 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단을 사용함으로써, 처리하기 힘든 표면 영역이나 넓은 표면 영역에 에너지가 전달될 수 있다.

[0103] 또한, 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단의 투과성은 열과 유체의 교환을 가능하게 하여, 환자의 안전과 안락함을 증진시킨다.

[0104] 또한, 본 발명의 전기장 용량성 결합 에너지 전달 수단은, 높은 유도성 결합 및 낮은 임피던스로 인해, 종래 볼루스 전극과 비교하여 증진된 에너지 전달을 제공한다.

[0105] 요약하면, 본 발명은 적어도 두 개의 전극들의 콘덴서 구성으로 무선주파수를 사용하여 병든 조직의 깊은 가열을 행하는 온열 디바이스에 관한 것으로, 이 전극들은 그 전체 표면에 걸쳐 등전위이고, 이들이 부착되는 피부와는 절연되어 있지 않으며, 어떠한 냉각 시스템이나 냉각 볼루스를 갖지 않으며, 각각의 전극이 단일 케이블을 통해 전형적으로 13.56 MHz의 RF 전류를 사용하는 무선주파수 소스에 연결된다. 하나 혹은 적어도 하나의 전극(RF-전극)과 하나 혹은 적어도 하나의 상대 전극, 또는 다른 용량성 전극과 적어도 하나의 다른 용량성 전극이, 전자기 에너지 전달 수단이고, 이 전자기 에너지 전달 수단은 에너지를 타겟으로 인도하기 위한 콘덴서의 구성 부분이며, 전자기 에너지 전달 수단은, 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질을 피복의 형태 또는 금속망의 형태로 포함하고, 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질은 가요성 매개체의 표면 상에 피복되거나 금속망의 형태로 가요성 매개체를 구성하며, 피복된 가요성 매개체 또는 금속망 형태의 가용성 매개체는 다공성이고, 피복된 가요성 매개체 또는 금속망 형태의 가용성 매개체를 통한 물의 이동이 가능하며, 그리고 피복의 형태 또는 금속망의 형태인 적어도 하나의 전도성 금속 전극 물질은 절연되어 있지 않다.

[0106] 전극과 바람직하게는 상대 전극 또는 다른 반대 극성으로 대전된 용량성 전극은, 신체의 형상을 잘 따르고, 따라서 덮인 표면(즉, 전극(들)이 착용되거나 부착되는 덮인 피부, 또는 이러한 전극(들)에 의해 덮인 피부) 위에서 이들 모두와 완벽히 접촉한다.

[0107] 이러한 가요성인 전도성의 직물형 전극과 바람직하게는 가요성인 전도성의 직물형 상대 전극 혹은 용량성 전극의 신규한 구성은, 매우 복잡하고 사용하기 쉽지 않은 볼루스 시스템을 대체하고, 이러한 전극의 (치료되는 손상 부위(예를 들어, 머리, 다리, 가슴, 엉덩이 등)에 가장 잘 맞는) 임의 형상 적용을 가능하게 하고, 신체 표면의 일반적인 냉각 문제를 해결하고, 인가되는 전압을 낮게 유지시키면서 인가되는 전류는 높게 유지시켜, 에너지 전달은 향상시키지만 방사 손실은 억제한다.

[0108] 더욱이, 이러한 구성은 (예를 들어, 원격 전이(distant metastases)에 대한) 다발성 치료(multilocal treatments)를 위해, 많은 양의 물을 함유함이 없이, 커다란 전극 사용을 가능하게 하고, 그리고 피부 표면에 직접적인 전극 접촉을 적용함으로써 종래의 일반적인 애플리케이터에서의 볼루스 물질 및 다른 층들의 절연체가 필요 없게 한다.

[0109] 마지막으로, 이러한 신규한 구성의 전극이나 신규한 온열 디바이스의 전극은 생산하기 쉽고 간단하며, 치료 절차를 더 쉽게 만들고, 환자로 하여금 치료시 더 안락하게 한다.

[0110] **실시예들(EXAMPLES)**

[0111] 실시예1: 대장암 일차 종양으로부터 간 전이의 치료(Treatment of liver metastases from colorectal primary tumor)

[0112] 폴리아미드 섬유로 구성된 400㎠의 직물형 구조가 팔라듐 층(palladium-layer)에 의해 활성화되고, 무전해 코팅을 통해 먼저 니켈 붕소 화합물(nickel boride) 층으로 피복되며, 이후 은 층(silver layer)이 또한 무전해 코팅을 통해 도포된다.

[0113] 다공성이며, 가요성이고, 피복된 폴리아미드 직물 형태의 전자기 에너지 전달 수단이 온열 구성에서 사용된다. 이 피복된 직물형 구조가 환자 아래에 놓여 환자의 등에 부드럽게 부착되고, 또 다른 하나가 환자의 가슴에 부드럽게 부착된다. 지금까지 볼루스와 같은 시스템에 의해 치료되었던 암 병변(cancer-lesion)들 모두는, 이러한

새롭고 신규한 방법에 의해 더 좋게 그리고 더 안전하게 다루어질 수 있다. 본 예에서의 병변들은 대장암 일차 종양으로부터의 간 전이이다. 이처럼 매우 일반적인 암은, 간과 피부 사이의 지방 층으로 인해, 치료함에 있어 가장 문제가 되는 것 중의 하나이다.

[0114] 피복된 직물형 폴리아미드 구조들은 양쪽 모두 파워 서플라이(power supply)에 연결된다. 환자는, 252kJ 에너지를 (한 시간 동안) 제공하는, 70W로 깊숙히 고온으로 가열된다(13.56 MHz이고, 사인파 전류이며, 용량성 결합인, RF 전류가 환자를 통해 흐른다). 환자는 이러한 치료를 잘 받아드렸고, 이후 삶의 질의 개선을 보고했다. 이 치료는 5주까지 일주일에 두 번 반복된다.

[0115] 실시예2: 폐암 치료(Lung-cancer treatment)

[0116] 도 1에서와 동일한 구성이 폐암의 치료를 위해 사용되었다. 온열 치료는 보완적인 방법이고, 따라서 종래의 암 치료와 함께 적용되었다. 주어진 폐암의 경우에, 젬사이타빈(Gemzitabine)을 사용한 일반적 화학요법이 적용되었다.

[0117] 이 추가적인 온열 치료는 일반적인 화학요법을 크게 지원하여 환자의 수명 기대치를 연장시켰다.

[0118] 실시예3: 담낭 및 간내의 담즙 경로 암의 치료(Treatment of gall-bladder and intrahepatic bile-path Cancer)

[0119] 또 다른 응용이 동일한 구성에 의해 적용되고, RF 전류(4000㎠, 13.56MHz, 60W)가 전극들 사이의 환자를 통해 흐른다. 치료되는 영역은 담당 및 간내의 담즙 경로이다. 환자가 전극-조직에 의해 가열되고, 이 경우 의류나 섬유 형태 또는 한편의 직물 형태인 전극들이 전자기 에너지 전달을 행하고, 환자의 몸의 만곡에 적절하게 정합되어 부드럽게 부착된다. 가요성 에너지 전달 수단, 즉, 금속망이나 피복된 매개체가 타겟 영역을 약 40℃까지 가열한다.

[0120] 치료 섹션의 지속시간은 양쪽 경우에서 모두 한 시간이다.

[0121] 실시예4: 류머티스성 관절염의 치료(Treatment of rheumatoid arthritis)

[0122] 류머티스성 관절염을 앓고 있는 환자들이 있다. 전극들이 (환자를 통해서가 아니라) 이들을 통한 전류의 직접적 흐름에 의해 전도성으로 가열된다. 가열된 전극들은, 접합부 위에 놓여 지는 경우, 신체 부위를 가열한다. 온열 치료가 2달 동안 하루에 한 시간씩 일 주일에 3번 행해졌다. 인가된 에너지는 10W-20W, 50Hz AC 주파수이며, 10cm×10cm 둥근 사각형 전극들이 대칭적으로 정렬되었다. 환자는 심지어 첫 번째 치료 이후에 주관적으로 좋은 반응을 보고했고, 아울러 치료 과정 이후 삶의 질이 상당히 개선되었음을 보고했다.

[0123] 실시예5: 천식 치료(Asthma treatment)

[0124] 폴리아미드 섬유로 구성된 1,100㎠의 직물형 구조가 팔라듐 층에 의해 활성화되고, 무전해 코팅을 통해 먼저 니켈 붕소 화합물 층으로 피복되며, 이후 은 층이 또한 무전해 코팅을 통해 도포된다.

[0125] 다공성이며, 가요성이고, 피복된 폴리아미드 직물 형태의 전자기 에너지 전달 수단이 온열 구성에서 사용된다. 이 피복된 직물형 구조가 환자 아래에 놓여 환자의 등에 부드럽게 부착되고, 또 다른 하나가 환자의 가슴에, 즉 환자의 폐엽(lung-lobes) 위에 전체 영역을 부드럽게 덮으면서, 부드럽게 부착된다.

[0126] 피복된 직물형 폴리아미즈 구조들 양쪽 모두가 파워 서플라이에 연결된다. 환자는, 350kJ 에너지를 (한 시간 동안) 제공하는, 150W로 깊숙히 고온으로 가열된다(13.56 MHz이고, 사인파 전류이며, 용량성 결합인, RF 전류가 환자를 통해 흐른다). 천식을 앓고 있는 환자는 이러한 치료를 잘 받아드렸고, 이후에, 필요한 스테로이드 약물의 뚜렷한 그리고 극격한 감소를 보고했다. (규칙적인 사용은, 산발적인 때때로의 필요에 따른 사용으로 감소되었다.) 이 치료는 2주까지 일주일에 두 번 반복된다.

[0127] 실시예6: 셀룰라이트 처리(Cellulite treatment)

[0128] 셀룰라이트 처리는 깊은 가열을 사용하고 아울러 재구성 온열 설비를 사용한다. 이러한 타입의 가열은 많은 상업적 디바이스들에서 이용가능하지만(예를 들어 http://www.cellulitetreatment.md/), 본 명세서의 RF 주파수 활성화를 갖는 이러한 새로운 전극들은 효과적인 깊은 가열을 행하고, 넓은 영역(실제로, 이것은 환자의 형상에 맞추어 제작될 수 있음)을 가지며, 평탄하지 않은 피부 표면에 맞게 확실히 부드럽고 가요성이다. 이 예에서 제시되는 전극은 환자의 상지(upper-limb) 상에 (최대 사타구니(groin) 영역까지) 10cm×10cm의 둥그스름한 사각형이 마주 보도록 배치되었고, 30분 동안 35W가 인가되었다. 셀룰라이트 표면이 더 부드럽게 되었다. 이 절차는

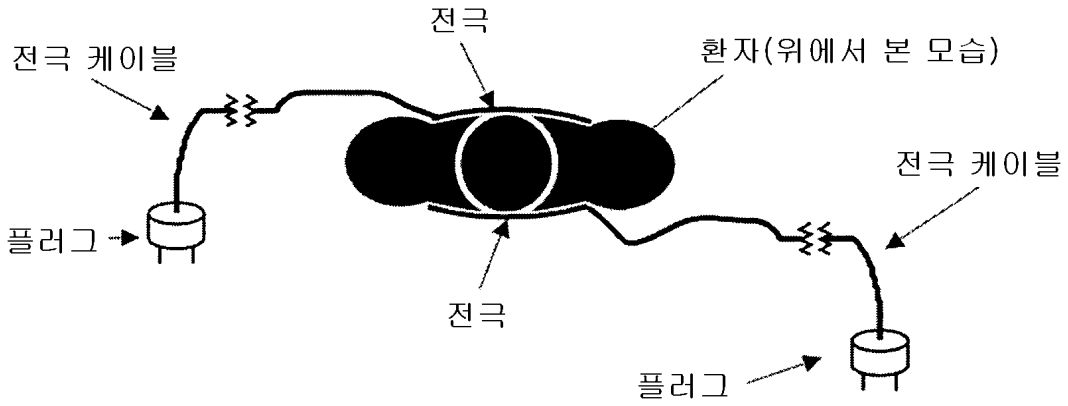
2주 동안 일 주일에 3번 반복되었고, 그리고 그 결과는 셀룰라이트 구조를 만족스럽게 감소시켰다.

[0129] 실시예7: 지방 제거(Fat reduction)

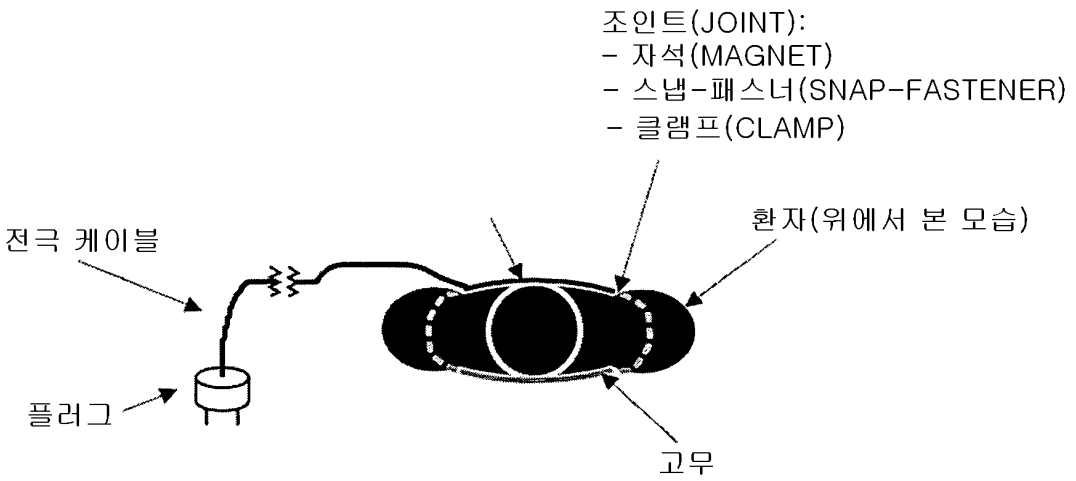
[0130] 셀룰라이트 처리와 마찬가지로, 이것도 또한 상업적으로 시장에서 많이 입수 가능하지만(예를 들어, http://medspa.squarespace.com/physician-to-physician/post/317088), 본 명세서의 이러한 새로운 전극들은 새로운 기능을 제공한다. 이 전극 및 치료는 예 6에서와 동일하고, 단지 치료가 일 주일 동안 매일 반복된다. 결과는 만족스러웠고, 사지(limb)의 곡절도(circumflex)가 4%만큼 줄었다.

도면

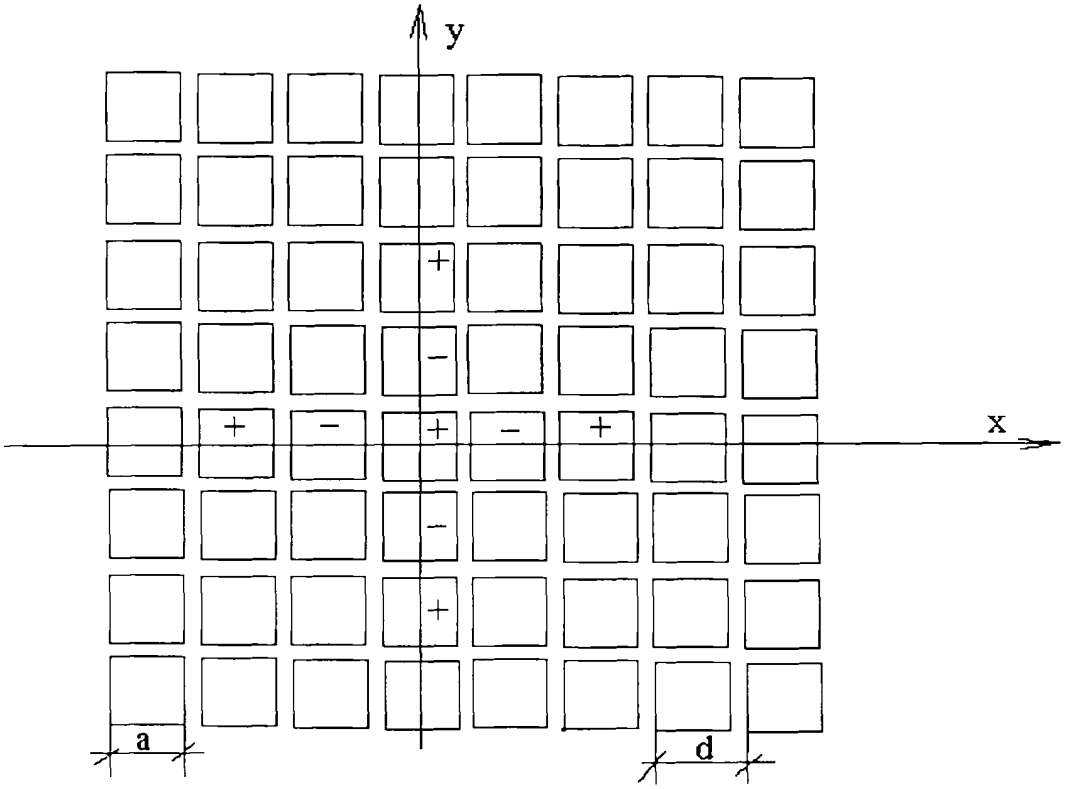
도면1



도면2



도면3



도면4

