



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) Int. Cl.	(45) 공고일자	2007년04월11일
A61B 18/14 (2006.01)	(11) 등록번호	10-0706155
A61B 18/12 (2006.01)	(24) 등록일자	2007년04월04일

(21) 출원번호	10-2004-7012078	(65) 공개번호	10-2004-0093706
(22) 출원일자	2004년08월05일	(43) 공개일자	2004년11월08일
심사청구일자	2004년11월24일		
번역문 제출일자	2004년08월05일		
(86) 국제출원번호	PCT/US2003/003507	(87) 국제공개번호	WO 2003/065916
국제출원일자	2003년02월05일	국제공개일자	2003년08월14일

(30) 우선권주장 10/072,610 2002년02월06일 미국(US)

(73) 특허권자 씨메이취, 인크.
 미합중국, 94545-2991 캘리포니아, 헤이워드, 인더스트리얼 블리바드 25881

(72) 발명자 스티븐로저
 미국 95014 캘리포니아주 쿠퍼티노 팔로 비스타 로드 10418

 레빈슨미첼
 미국 94588 캘리포니아주 플레즌튼 스파이글라스 코트 7924

 웨버브라이언
 미국 94550 캘리포니아주 리버모어 타호 드라이브 2612

(74) 대리인 주성민
 안국찬

(56) 선행기술조사문헌 wo 00 53113 a
 ep 1158919 a us 5948011 a
 us 6228078 b1

* 심사관에 의하여 인용된 문헌

심사관 : 이형근

전체 청구항 수 : 총 37 항

(54) 조직의 R F 치료용 핸드피스

(57) 요약

핸드피스는 핸드피스 조립체를 가지며, 핸드피스 하우징을 포함한다. 인서트는 핸드피스 하우징에 분리 가능하게 연결된다. 인서트는 도전성 부분과 유전체를 구비한 RF 상호 교환 가능한 전극을 포함한다. 냉각은 피부 적용에 적합한 전극을 통한 관주(irrigation)에 의하여 이루어진다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.
삭제

청구항 2.
삭제

청구항 3.
삭제

청구항 4.
삭제

청구항 5.
삭제

청구항 6.
삭제

청구항 7.
삭제

청구항 8.
삭제

청구항 9.
삭제

청구항 10.
삭제

청구항 11.
삭제

청구항 12.
삭제

청구항 13.
삭제

청구항 14.
삭제

청구항 15.

삭제

청구항 16.

삭제

청구항 17.

삭제

청구항 18.

삭제

청구항 19.

삭제

청구항 20.

삭제

청구항 21.

삭제

청구항 22.

삭제

청구항 23.

삭제

청구항 24.

삭제

청구항 25.

삭제

청구항 26.

삭제

청구항 27.

삭제

청구항 28.

삭제

청구항 29.

삭제

청구항 30.

삭제

청구항 31.

삭제

청구항 32.

삭제

청구항 33.

삭제

청구항 34.

삭제

청구항 35.

삭제

청구항 36.

삭제

청구항 37.

삭제

청구항 38.

삭제

청구항 39.

삭제

청구항 40.

삭제

청구항 41.

삭제

청구항 42.

삭제

청구항 43.

삭제

청구항 44.

삭제

청구항 45.

삭제

청구항 46.

삭제

청구항 47.

삭제

청구항 48.

삭제

청구항 49.

삭제

청구항 50.

삭제

청구항 51.

삭제

청구항 52.

삭제

청구항 53.

삭제

청구항 54.

삭제

청구항 55.

삭제

청구항 56.

삭제

청구항 57.

삭제

청구항 58.

삭제

청구항 59.

삭제

청구항 60.

삭제

청구항 61.

삭제

청구항 62.

삭제

청구항 63.

삭제

청구항 64.

삭제

청구항 65.

삭제

청구항 66.

삭제

청구항 67.

삭제

청구항 68.

삭제

청구항 69.

삭제

청구항 70.

삭제

청구항 71.

삭제

청구항 72.

삭제

청구항 73.

삭제

청구항 74.

삭제

청구항 75.

삭제

청구항 76.

삭제

청구항 77.

삭제

청구항 78.

삭제

청구항 79.

삭제

청구항 80.

삭제

청구항 81.

삭제

청구항 82.

삭제

청구항 83.

삭제

청구항 84.

삭제

청구항 85.

삭제

청구항 86.

삭제

청구항 87.

삭제

청구항 88.

삭제

청구항 89.

삭제

청구항 90.

삭제

청구항 91.

삭제

청구항 92.

삭제

청구항 93.

삭제

청구항 94.

삭제

청구항 95.

삭제

청구항 96.

삭제

청구항 97.

삭제

청구항 98.

삭제

청구항 99.

삭제

청구항 100.

핸드피스가 핸드피스 하우징, 핸드피스 하우징에 제거 가능하게 연결되도록 구성된 전극 조립체, 및 전극 조립체에 기계적으로 연결된 유체 전달 부재를 포함하고, 전극 조립체가 고주파 에너지에 의해 피부 표면의 하부 조직을 비침투식으로 치료하기 위해 고주파 에너지를 조직과 전기 용량적으로 연결하도록 구성되고, 유체 전달 부재가 전극 조립체에 냉각 유체 매체를 전달하도록 구성되는, 핸드피스를 이용하는 장치이며,

전극 조립체와 기계적으로 연결되도록 구성되고, 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클, 전극 조립체가 피부 표면에 대해 이동되는 횡수, 또는 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수 중 하나 이상을 저장하도록 구성된 비휘발성 메모리를 포함하는 장치.

청구항 101.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체에 의해 전달된 전류의 양을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 102.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체에 의해 전달 가능한 최대 허용 전압을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 103.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체의 에너지 전달 지속 시간을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 104.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 목표 온도까지 전극 조립체의 온도를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 105.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체의 최대 발사 횡수를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 106.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체의 히스토리를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 107.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재로부터 전극 조립체로 전달된 냉각 유체 매체의 제어 가능한 전달 속도를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 108.

삭제

청구항 109.

삭제

청구항 110.

삭제

청구항 111.

삭제

청구항 112.

삭제

청구항 113.

삭제

청구항 114.

삭제

청구항 115.

삭제

청구항 116.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클 및 전극 조립체가 피부 표면에 대해 이동되는 횡수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 117.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 118.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체가 피부 표면에 대하여 이동되는 횡수 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 119.

제100항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클, 전극 조립체가 피부 표면에 대해 이동되는 횡수, 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역을 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 120.

고주파 에너지를 이용하여 피부 표면 하부의 조직을 비침투식으로 치료하는 장치이며,

핸드피스 하우징과,

핸드피스 하우징에 제거 가능하게 연결된 전극 조립체와,

전극 조립체에 기계적으로 연결된 유체 전달 부재와,

전극 조립체에 기계적으로 연결된 비휘발성 메모리를 포함하고,

상기 전극 조립체는 유전체 부분과 상기 유전체 부분 상에 배치된 도전성 부분을 포함하고, 상기 도전성 부분은 고주파 에너지를 조직에 전달하도록 구성되고, 상기 유전체 부분은 비침투식 조직 치료를 수행하기 위해 조직과 전기 용량적으로 연결하는 유전체 부분을 통해 전도체 부분으로부터 고주파 에너지가 전송되도록 도전성 부분 및 피부 표면 사이에 배열되고,

상기 유체 전달 부재는 냉각 유체 매체를 전극 조립체로 전달하도록 구성되고,

상기 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클, 전극 조립체가 피부 표면에 대하여 이동되는 횟수, 또는 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수 중 하나 이상을 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 121.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체에 의해 전달된 전류의 양을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 122.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체에 의해 전달 가능한 최대 허용 전압을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 123.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체의 에너지 전달 지속 시간을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 124.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 목표 온도에 대한 전극 조립체의 온도를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 125.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체의 최대 발사 횟수를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 126.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체 이용의 히스토리를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 127.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재에서 전극 조립체로 냉각 유체 매체의 제어 가능한 전달 속도를 저장하도록 추가로 구성된 장치.

청구항 128.

삭제

청구항 129.

삭제

청구항 130.

삭제

청구항 131.

삭제

청구항 132.

삭제

청구항 133.

삭제

청구항 134.

삭제

청구항 135.

제120항에 있어서, 고주파 에너지를 전극 조립체로 공급하는 전극 조립체와 전기적으로 연결되는 고주파 발생기를 더 포함하는 장치.

청구항 136.

삭제

청구항 137.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클 및 전극 조립체가 피부 표면에 대하여 이동되는 횟수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 138.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 139.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체가 피부 표면에 대해 이동되는 횟수 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 140.

제120항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클, 전극 조립체가 피부 표면에 대해 이동되는 횡수, 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역을 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 141.

고주파 에너지로 피부 표면 하부의 조직을 비침투식으로 치료하기 위해 핸드피스 하우징을 이용하는 장치이며,

핸드피스 하우징에 제거 가능하게 연결되도록 구성된 전극 조립체와,

전극 조립체에 기계적으로 연결된 유체 전달 부재와,

전극 조립체에 기계적으로 연결된 비휘발성 메모리를 포함하고,

상기 전극 조립체는 유전체 부분과 상기 유전체 부분 상에 배치된 도전성 부분을 포함하고, 상기 도전성 부분은 고주파 에너지를 조직에 전달하도록 구성되고, 상기 유전체 부분은 비침투식 조직 치료를 수행하기 위해 조직과 전기 용량적으로 연결하는 유전체 부분을 통해 전도체 부분으로부터 고주파 에너지가 전송되도록 도전성 부분 및 피부 표면 사이에 배열되고,

상기 유체 전달 부재는 냉각 유체 매체를 전극 조립체로 전달하도록 구성되고,

상기 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클, 전극 조립체가 피부 표면에 대하여 이동되는 횡수, 또는 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수 중 하나 이상을 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 142.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체에 의해 전달된 전류의 양을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 143.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체에 의해 전달 가능한 최대 허용 전압을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 144.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체의 에너지 전달 지속 시간을 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 145.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 목표 온도에 대한 전극 조립체의 온도를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 146.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체의 최대 발사 횡수를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 147.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체 이용의 히스토리를 저장하도록 추가로 구성되는 장치.

청구항 148.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재에서 전극 조립체로 냉각 유체 매체의 제어 가능한 전달 속도를 저장하도록 추가로 구성된 장치.

청구항 149.

삭제

청구항 150.

삭제

청구항 151.

삭제

청구항 152.

삭제

청구항 153.

삭제

청구항 154.

삭제

청구항 155.

삭제

청구항 156.

삭제

청구항 157.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클 및 전극 조립체가 피부 표면에 대하여 이동되는 횟수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 158.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 159.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 전극 조립체가 피부 표면에 대해 이동되는 횟수 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역의 수를 저장하도록 구성되는 장치.

청구항 160.

제141항에 있어서, 비휘발성 메모리는 유체 전달 부재를 제어하기 위한 듀티 사이클, 전극 조립체가 피부 표면에 대해 이동되는 횡수, 및 전극 조립체에 의해 치료되는 영역을 수를 저장하도록 구성되는 장치.

명세서

기술분야

본 발명은 조직을 치료하기 위한 핸드피스에 관한 것으로서, 특히 피부 및 하부 조직을 치료하기 위한 RF 전극 핸드피스에 관한 것이다.

배경기술

인체 피부는 2개의 요소들, 표피 및 하부 진피로 구성된다. 각질층을 갖는 표피는 환경에 대한 생물학적 장벽(biological barrier)으로 작용한다. 표피의 바닥층에, 멜라닌세포라 불리는 색소 형성 세포가 존재한다. 이 세포들은 피부색의 주요 결정인자이다.

하부 진피는 피부의 주요 구조적인 지지체를 제공한다. 하부 진피는 주로 콜라겐으로 불리는 세포밖 단백질로 이루어진다. 콜라겐은 섬유모세포 및 3개의 폴리펩타이드 체인들을 갖는 삼중 나선으로서의 합성물에 의하여 생성되며, 폴리펩타이드 체인들은 열 불안정 및 열 안정 화학 결합으로 연결된다. 콜라겐 함유 조직이 가열되면, 이 단백질 매트릭스(matrix)의 물리적 특성들 내의 변질이 특히 온도에서 일어난다. 콜라겐 수축의 구조적인 변이는 특정 "수축(shrinkage)" 온도에서 일어난다. 열에 의한 콜라겐 매트릭스의 수축 및 재형성은 본 기술을 위한 기초이다.

콜라겐 가교 결합은 분자내 (공유 결합 또는 수소 결합) 또는 분자간 (공유 결합 또는 이온 결합)이다. 분자내 수소 가교 결합의 열분해는 분해 경우와 이완 경우(수소 결합의 재형성) 사이의 균형에 의하여 만들어지는 스칼라 과정(scalar process)이다. 이 과정을 발생시키기 위하여 외부의 힘이 요구되지 않는다. 그 결과로서, 분자간 응력은 분자내 수소 결합의 열분해에 의하여 생성된다. 본질적으로, 분자의 삼차 구조의 수축은 수축의 초기 분자간 벡터를 생성한다.

매트릭스 내의 콜라겐 원섬유(fibril)는 다양한 공간 배향을 나타낸다. 원섬유를 흩뜨리도록 모든 벡터의 힘이 작용하면 매트릭스는 길어진다. 원섬유를 단축시키도록 모든 외부 벡터의 힘이 작용한다면, 매트릭스의 수축은 용이해진다. 분자내 수소 결합의 열 파괴 및 분자간 가교 결합의 기계적 분해는 이전에 존재하는 구성을 복구하는 이완 경우에 의하여도 영향을 받는다. 그러나, 콜라겐 원섬유의 길이 증가 또는 수축 후에 가교 결합이 재형성된다면 분자 길이의 영구적인 변화가 일어날 것이다. 외부의 기계적인 힘의 연속적인 인가는 원섬유의 길이 증가 또는 수축 후의 가교 결합 형성의 가능성을 증가시킬 것이다.

수소 결합 분해는 에너지의 한계치(threshold of energy)를 요구하는 양자 역학적 경우이다. 요구된 (분자내) 수소 결합 분해량은 콜라겐 원섬유 내의 결합된 이온 또는 공유 분자간 결합 강도에 대응한다. 이 한계치가 도달될 때까지 콜라겐 원섬유의 제4 구조체 내에 거의 또는 전혀 변화가 발생하지 않을 것이다. 분자간 응력이 충분할 때, 이온 결합 또는 공유 결합의 분해가 발생할 것이다. 전형적으로, 이온 결합 및 공유 결합의 분자간 분해는 길어진 또는 수축된 원섬유 내의 극성 및 비극성 영역의 재정렬로부터의 단속적 효과(ratcheting effect)와 함께 발생할 것이다.

콜라겐 결합의 분해는 또한 보다 낮은 온도에서 그러나 보다 낮은 속도로 발생한다. 낮은 수준의 열분해는 분자 길이 면에서의 순수한 변화가 없이 결합이 수정되는 이완 현상과 자주 관련된다. 원섬유를 기계적으로 분해하는 외력은 이완 현상의 가능성을 줄일 것이며 또한 표면 절제의 잠재력을 줄이는 반면에 낮은 온도에서 콜라겐 매트릭스를 늘이거나 수축시키는 수단을 제공한다.

연조직(soft tissue) 리모델링은 세포 및 분자 수준에서 일어나는 생물물리학적 현상이다. 분자 수축 또는 콜라겐의 부분 변성(denaturization)은 에너지원의 적용을 포함하며, 이는 삼중 나선의 열 불안정 결합을 분해함으로써 분자의 길이 방향 축을 불안정하게 한다. 그 결과로서, 응력이 생성되어 매트릭스의 분자간 결합을 파괴한다. 세포 수축이 상처 치유 결과에 의하여 제공되는 바와 같이 상처 내로의 섬유모 세포의 이동 및 증식을 위한 지연기를 필요로 하는데 반하여 이는 본질적으로 즉각적인 중간 세포의 공정이다. 보다 진화된 동물 중에서, 상처에 대한 상처 치유 반응은 후에 흉터 조직의 침착을 일으키는 초기의 염증성 과정을 포함한다.

초기의 염증성 반응은 세포 파편을 처리하는 백혈구에 의한 침윤으로 이루어진다. 72시간 후에, 상처난 부위에서 섬유모세포의 증식이 일어난다. 이들 세포들은 수축 근육섬유모세포로 분화하며, 이들은 세포 연조직 수축의 근원이다. 세포 수축에 뒤이어, 콜라겐은 팽팽해진 연조직 구조 내의 정적 지지 매트릭스로서 하부에 놓여진다. 이 초기 흉터 매트릭스의 증착 및 후속 리모델링은 미용 목적을 위한 연조직의 일관성 및 모양을 변경시키는 수단을 제공한다.

이전의 논의에 비추어, 치료하기에 적합한 다수의 피부과학적인 방법들이 있으며, 이 방법들은 열 에너지를 피부 및 하부 조직에 전달하여 콜라겐의 수축을 야기하고 및/또는 상처 치유 반응을 일으킨다. 이러한 방법들은 피부 리모델링/재표면화(resurfacing), 주름 제거 그리고 피지샘, 모낭 지방 조직 및 거미 정맥(spider veins)의 치료를 포함한다. 열 에너지를 피부 및 하부 조직에 전달하는 현재 유용한 기술은 고주파(RF; radio frequency), 광학(레이저) 및 다른 형태의 전자기 에너지를 포함한다. 그러나 이 기술들은 치료의 유효성을 제한하며 및/또는 치료를 대체로 방해하는 다수의 기술적인 제한과 임상학적 논쟁들을 갖는다. 이들 논쟁들은 다음을 포함한다. i) 조직의 넓은 영역을 가로지르는 균일한 열 효과 달성; ii) 선택된 표적 조직에 대한 열 효과의 깊이 조절 및 표적 그리고 비표적 조직에 대한 열 손상 방지; iii) 화상, 적열 물질과 같은 역 조직 효과의 감소; iv) 패치워크(patchwork) 형태의 전달 에너지/치료의 실습을 보다 연속적인 치료의 전달로 대체(예를 들어, 활주 또는 페인팅 동작에 의하여); v) 피부 표면의 도달하기 어려운 영역으로의 접근 개선; vi) 진행 시간 및 완전한 치료를 위하여 요구되는 환자 방문 횟수의 감소. 본 명세서에서 설명되는 바와 같이, 본 발명은 이들 제한들 및 다른 제한들을 해결하기 위한 장치를 제공한다.

피부를 치료하기 위한 현재 유용한 RF 기술의 하나의 주요한 단점은 에지 효과(edge effect) 현상이다. 일반적으로, RF 에너지가 조직과 접촉하는 상태에 있는 전극을 통하여 조직으로 가해지거나 또는 전달될 때, 전류 패턴은 전극의 에지, 특히 날카로운 에지 주변에 집중된다. 이 효과는 일반적으로 에지 효과로 알려져 있다. 원형 디스크 전극의 경우, 이 효과는 원형 디스크의 주변 근처에서의 더욱 높은 전류 밀도 및 중심에서의 비교적 낮은 전류 밀도로서 나타난다. 사각형 전극에 대하여, 일반적으로 전체 주변 근처에 높은 전류 밀도가 존재하며 날카로운 에지가 있는 경우 모서리들에 더욱 높은 전류 밀도가 나타난다.

에지 효과는 여러 가지 이유들로 피부 치료에 문제점을 야기한다. 먼저, 이 효과들은 전극 표면 상에서 비균일한 열 효과를 낳는다. 피부의 다양한 치료에서, 비교적 넓은 표면적 상에서, 특히 피부과 치료를 위하여 균일한 열 효과를 갖는 것이 중요하다. 이 경우 넓은 영역은 수 평방 밀리미터 또는 수 평방 센티미터와 비슷하다. 조직을 절단하기 위한 전기수술 분야에서, 전형적으로 조직을 절단 또는 응고시키기 위하여 그 지점에서 열점(hot spot)을 얻기 위한 목적을 갖고 설계된 포인트형 어플리케이터(applicator)가 있다. 그러나, 넓은 표면적 상에 상당히 완전한 열 효과를 생성하는데 있어서 이 포인트 구조는 바람직하지 않다. 열점들 없이 피부 및 하부 조직에 균일한 열 에너지를 전달하기 위하여 필요로 하는 것은 전극 설계이다.

피부/조직 치료 과정에서 냉각이 가열과 조합될 때, 균일한 열 효과는 특히 중요하다. 이하에서 설명되는 바와 같이, 불균일한 열 패턴은 피부의 냉각을 어렵게 하며 따라서 최종 치료 과정도 마찬가지로 어렵게 한다. RF 에너지로 피부를 가열할 때, 전극 표면에서의 조직이 가장 따뜻한 경향이 있으며, 조직 안으로 더 깊이 이동시 온도가 감소된다. 이 온도 구배를 극복하고 전극으로부터 떨어진 정해진 거리에서 열 효과를 생성하기 위한 하나의 시도는 전극과 접촉 상태에 있는 피부층들을 냉각하는 것이다. 그러나, 비균일 가열 패턴이 있다면 피부의 냉각은 어렵다. 만일 피부가 충분히 냉각되어 정사각형 또는 직사각형 전극의 모서리들에서 또는 원형 디스크 전극의 주변에서 화상이 일어나지 않는다면, 아마 중심 내에서 과도 냉각이 있을 것이며 전극의 중심 아래에서 어떠한 상당한 열 효과(예를 들어, 조직 가열)가 없을 것이다. 반대로, 냉각 효과가 전극의 중심에서 양호한 열 효과가 있는 지점까지 감소된다면, 아마 전극의 에지와 접촉 상태에 있는 조직을 보호하기에 충분한 냉각이 이루어지지 않을 것이다. 이들 제한들의 결과로서, 표준 전극의 전형적 인가에서 피부 표면 상의 비균일 치료 및/또는 화상의 영역이 항상 존재한다. 따라서 가열 패턴의 균일성이 매우 중요하다. 콜라겐-함유 층들이 가열되어 피부의 강화를 위한 콜라겐 수축 응답을 발생시키는 경우에 피부를 치료하는 적용에서 이는 특히 중요하다. 이러한 적용 및 관련된 적용을 위하여, 콜라겐 수축 및 최종 피부 강화 효과가 비균일하다면, 의학적으로 바람직하지 않은 결과가 발생할 수 있다.

미용 적용을 위한 개선된 RF 핸드피스에 대한 필요성이 존재한다.

발명의 상세한 설명

따라서, 본 발명의 목적은 표적 조직 부위로의 에너지의 실질적으로 균일한 전달을 제공하는 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 다른 목적은 RF 전극의 적어도 일부분이 피부 표면과 접촉 상태에 있을 때 피부 표면에 전기용량적으로 연결된 적어도 하나의 RF 전극을 포함하는 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 또 다른 목적은 피부 표면 및 다른 비표적 조직에 대한 열 손상을 방지 또는 최소화하는 반면에 선택된 깊이에서 조직 내에 균일한 열 효과를 제공하는 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 목적은 에지 효과 및 피부 표면에 부착된 RF 전극의 열점들을 감소 또는 제거하도록 구성된 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 다른 목적은 RF 전극에 냉각 유체 매체의 분무 전달을 제공하도록 구성된 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 또 다른 목적은 RF 전극의 배면을 증발 냉각시키고 RF 전극의 전면에 인접한 피부 표면을 전도 냉각시키도록 구성된 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 목적은 중력 방향에 대한 RF 전극의 전면의 실질적으로 임의의 배향에서 냉각 유체 매체를 RF 전극의 배면에 제거 가능하게 전달하도록 구성된 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 다른 목적은 도전성 부분 및 유전체 부분을 갖는 RF 전극을 포함하는 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 또 다른 목적은 중력 방향에 대한 RF 전극의 전면의 임의의 배향으로 RF 핸드피스의 전극 조립체의 중량에 의하여 생성되는 중력 영향을 제거(zero out)하는 힘 센서를 포함하는 RF 핸드피스를 제공하는 것이다.

본 발명의 이들 목적 및 다른 목적들은 핸드피스 조립체를 갖는 핸드피스에서 성취된다. 핸드피스 조립체는 핸드피스 하우징 및 냉각 유체 매체 밸브 부재를 포함한다. 전극 조립체는 핸드피스 하우징에 연결된다. 전극 조립체는 적어도 하나의 RF 전극을 가지며, RF 전극의 적어도 일부분이 피부 표면과 접촉 상태에 있을 때 이 RF 전극은 피부 표면에 전기 용량적으로 연결된다.

본 발명의 다른 실시예에서, 핸드피스 조립체는 유입구 및 유출구를 갖는 냉각 유체 매체 밸브 부재와, 핸드피스 하우징을 포함한다. 전극 조립체는 핸드피스 하우징에 제거 가능하게 연결된다. 전극 조립체는 전면 및 배면을 구비한 적어도 하나의 RF 전극을 갖는다. RF 전극의 적어도 일부분이 피부 표면과 접촉 상태에 있을 때 RF 전극은 피부 표면에 전기 용량적으로 연결된다.

본 발명의 다른 실시예에서, 핸드피스는 핸드피스 하우징을 갖는 핸드피스 조립체를 포함한다. 인서트(insert)는 핸드피스 하우징 내에 적어도 부분적으로 위치할 수 있다. RF 전극은 인서트에 연결된다. RF 전극은 핸드피스 하우징을 향하는 배면 및 반대편의 전면을 갖는다. 냉각 유체 매체 분배 조립체는 핸드피스 하우징 및 인서트에 연결된다.

본 발명의 다른 실시예에서, 핸드피스는 핸드피스 하우징을 갖는 핸드피스 조립체를 포함한다. 인서트는 핸드피스 하우징에 분리 가능하게 연결된다. 인서트는 도전성 부분과 유전체를 갖는 RF 전극을 포함한다.

본 발명의 다른 실시예에서, 핸드피스는 핸드피스 하우징을 구비하는 핸드피스 조립체를 갖는다. 인서트는 핸드피스 하우징에 분리 가능하게 연결된다. RF 전극은 인서트 내에 위치하며, RF 전극은 연성 회로(flex circuit)를 포함한다.

본 발명의 다른 실시예에서, 핸드피스는 핸드피스 하우징을 갖는 핸드피스 조립체를 포함한다. 인서트는 핸드피스 하우징에 분리 가능하게 연결된다. 인서트는 연성 회로와, 도전성 부분 및 유전체를 갖는 RF 전극을 포함한다.

실시예

이제 도1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예는 핸드피스 조립체(12)를 갖는 핸드피스(10)이다. 핸드피스 조립체(12)는 핸드피스 하우징(14)과 냉각 유체 매체 밸브 부재(16)를 포함한다. 전극 조립체(18)는 핸드피스 하우징(14)에 연결된다. 전극 조립체(18)는 적어도 하나의 RF 전극(20)을 가지며, RF 전극(20)의 적어도 일부분이 피부 표면과 접촉 상태에 있을 때 RF 전극은 피부 표면에 전기 용량적으로 연결된다. 본 발명의 범위를 제한함이 없이 RF 전극(20)은 0.010 내지 1.0 mm 범위의 두께를 가질 수 있다.

핸드피스(10)는 피부 표면 및 다른 비표적 조직에 대한 열 손상을 방지 또는 최소화하는 반면에 선택된 깊이에서 조직 내에 보다 균일한 열 효과를 제공한다. 핸드피스(10)는 RF 발생기에 연결된다. RF 전극(20)은 1극 또는 2극 모드에서 작동할 수 있다. 핸드피스(10)는 에지 효과 및 열점을 감소 또는 바람직하게는 제거하도록 구성된다. 결과는 역효과와 치료 시간 면에서의 제거/감소를 갖는 개선된 미용 결과/임상 결과이다.

유체 전달 부재(22)는 냉각 유체 매체 밸브 부재(16)에 연결된다. 유체 전달 부재(22)와 냉각 유체 매체 밸브 부재(16)는 총괄적으로 냉각 유체 매체 분배 조립체를 형성한다. 유체 전달 부재(22)는 RF 전극(20)으로의 냉각 유체 매체의 분무 전달을 제공하도록 구성된다. 분무 전달은 연무 또는 미세 스프레이이다. 냉각 유체 매체가 RF 전극(20)의 표면과 충돌할 때 냉각 유체 매체의 액체에서 기체로의 상변이가 일어난다. 액체에서 기체로의 변이는 냉각을 발생시킨다. 냉각 유체 매체가 RF 전극(20)에 충돌하기 전의 변이는 효과적인 것이 아닐 것이다.

일 실시예에서, 냉각 유체 매체는 미국 뉴저지주 모리스타운 소재의 하이웰(Honeywell)로부터 상업적으로 입수가 가능한 극저온 스프레이이다. 적절한 극저온 스프레이의 구체적인 예는 미국 뉴욕 11101 롱아일랜드 시티 38-18 33 스트리트 소재의 레프론, 인크(Refron, Inc.)로부터 입수 가능한 R134A₂이다. 극저온 냉각 유체 매체의 이용은 다수의 다른 형태의 피부 치료를 위한 알고리즘들을 이용하기 위한 능력을 제공한다. 예를 들어, 원하는 조직으로의 RF 에너지의 전달 이전 또는 이후 극저온 냉각 유체 매체는 수 밀리초 동안 인가될 수 있다. 이는 제한되지는 않지만 압축 기체 캐니스터(canister)를 포함하는 한계 공급부(cryogen supply)에 연결된 냉각 유체 매체 밸브 부재(16)의 이용에 의하여 이루어진다. 다양한 실시예에서, 냉각 유체 매체 밸브 부재(16)는 컴퓨터 제어 시스템에 연결될 수 있으며 및/또는 발판(foot) 스위치 또는 유사한 장치로 치료자에 의하여 수동으로 제어된다.

극저온 냉각 유체 매체의 스프레이 또는 분무 제공의 주요 이점은 신속한 온-오프 제어(on and off control)를 실행할 유용성이다. 극저온 냉각 유체 매체는 냉각 공정의 보다 정밀한 일시적인 제어를 허용한다. 이는 냉각제가 분사되고 증발 상태에 있을 때에만 냉각이 일어나기 때문이며, 증발 상태에 있음은 매우 급속한 짧은 수명의 현상이다. 따라서 극저온 냉각 유체 매체가 정지된 후 냉각은 급격하게 정지된다. 전체 효과는 극저온 냉각 유체 매체의 매우 정밀한 시간 온-오프 제어를 부여하는 것이다.

이제 도2를 참고하면, 유체 전달 부재(22)는 핸드피스 하우징(14) 또는 전극 조립체(18) 내에 위치할 수 있다. 유체 전달 부재(22)는 냉각 유체 매체를 RF 전극(20)의 배면(24)으로 제어 가능하게 전달하고 그리고 배면(24)을 원하는 온도로 유지하도록 구성된다. 냉각 유체 매체는 RF 전극(20)을 증발 냉각시키며 RF 전극(20)의 전면(26)의 온도를 실질적으로 균일하게 유지한다. 전면(26)은 피부에 대하여 충분히 유연하고 순응적이나, 피부 표면에 대하여 눌러졌을 때 양호한 열 결합을 제공하도록 충분한 강도 및/또는 구조를 갖는다.

RF 전극(20)은 그 후 RF 전극(20)의 전면(26)에 인접한 피부 표면을 전도 냉각한다. 적합한 유체 매체는 R134A 및 프레온과 같은 다양한 냉각제를 포함한다. 유체 전달 부재(22)는 중력 방향에 대한 전면(26)의 실질적으로 임의의 배향에서 냉각 유체 매체를 배면(24)에 제어 가능하게 전달하도록 구성된다. 유체 전달 부재(22)의 기하학적 형상과 위치결정은 배면(24) 상에 냉각 유체 매체의 실질적으로 균일한 분배를 제공하도록 선택된다. 냉각 유체 매체의 전달은 작은 방울들 또는 미세 연무의 분사, 배면(24) 범람(flooding) 및 그와 유사한 것에 의한 것일 수 있다. 냉각은 냉각 유체 매체의 대기와의 경계면에서 발생하며, 이는 증발이 발생하는 곳이다. 배면(24) 상에 두꺼운 유체 층이 있다면, 치료된 피부로부터 제거된 열은 열 저항이 증가되면서 냉각 유체 매체의 두꺼운 층을 통과할 필요가 있을 것이다. 냉각 속도를 최대화하기 위하여 냉각 유체 매체의 매우 얇은 층을 퍼지게 하는 것이 바람직하다. RF 전극(20)이 수평이 아니고 냉각 유체 매체의 두꺼운 층이 있다면 또는 배면(24) 상에 냉각 유체 매체의 큰 방울들이 있다면, 냉각 유체 매체는 RF 전극(20)의 표면을 흘러내릴 수 있으며 에지 또는 모서리에서 고일 수 있어 균일하지 않은 냉각을 야기한다. 따라서 미세 분사로 냉각 유체 매체의 얇은 층을 퍼지게 하는 것이 바람직하다.

다양한 실시예들에서, 도3에 도시된 바와 같이 RF 전극(20)은 도전성 부분(28) 및 유전체 부분(30)을 갖는다. 도전성 부분(28)은 구리, 금, 은, 알루미늄 및 기타 다른 종류의 것일 수 있으나, 이에 제한되지는 않는다. 유전체 부분(30)은 제한되지 않지만, 폴리이미드 및 기타 다른 종류의 것을 포함하는 다양한 다른 재료로 제조될 수 있다. 다른 유전체 재료는 실리콘, 사파이어, 다이아몬드, 지르코늄-인성강화 알루미늄(ZTA), 알루미늄 및 기타 다른 종류의 것을 포함하나, 이에 제한되지는 않는다. 유전체 부분(30)은 도전성 부분(28)의 적어도 일부분 또는 그 외주연 전체의 둘레에 위치될 수 있다. 유전체 부분(30)에 적합한 재료들은, 제한되지는 않지만 테프론(등록상표)과 기타 다른 종류의 것, 실리콘 질화물, 폴리실란, 폴리실

라제인, 폴리이미드, 캡톤 및 다른 폴리머, 안테나(antenna) 유전체 및 본 기술 분야에서 잘 알려진 다른 유전체 재료를 포함한다. 다른 실시예에서, RF 전극(20)은, 제한되지는 않지만, 금-도금 구리, 구리-폴리이미드, 실리콘/실리콘-질화물 및 기타 다른 종류의 것을 포함하는 합성 재료로 이루어진다.

유전체 부분(30)은 RF 전극(20)을 통한 전기 전류의 흐름에 대한 증가된 임피던스를 생성한다. 증가된 임피던스는 전류를 도전성 부분(28)을 통하여 직선으로 하강하는 경로를 따라 피부 표면으로 이동하게 한다. RF 전극(20)의 에지 밖으로 흐르는 전류의 집중에 의하여 야기되는 전기장 에지 효과가 감소된다.

유전체 부분(30)은 RF 전극(20)을 통하여 보다 균일한 임피던스를 발생시키며, 보다 균일한 전류가 도전성 부분(28)을 통하여 흐르게 한다. 최종 효과는 RF 전극(20)의 에지들 주변의 에지 효과를 최소화하거나 또는 제거한다.

일 실시예에서, 도전성 부분(28)은 일례로서, 그러나 제한 없이 약 0.0254mm(0.001")의 두께를 갖는 기판일 수 있는 유전체 부분(30)에 부착된다. 이 실시예는 전자 산업 분야에서 상업적으로 유용한 표준 연성 회로 기판 재료와 유사하다. 본 실시예에서, 유전체 부분(30)은 조직, 피부와 접촉 상태에 있으며, 도전성 부분(28)은 피부로부터 분리된다. 제한되지는 않지만 스퍼터링, 전기 증착, 화학 기상 증착, 플라즈마 증착 및 본 기술 분야에서 알려진 다른 증착 기술을 포함하는 다양한 기술을 이용하여 유전체 부분(30) 상에 도전성 부분(28)을 성장시킴으로서 유전체 부분(30)의 두께는 감소될 수 있다. 부가적으로, 도전성 부분(28) 상에 유전체 부분(30)을 증착하기 위하여 이들 동일한 공정들이 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 유전체 부분(30)은 도전성 부분(28) 상에서 성장할 수 있는 산화물 층이다. 폴리머와 같은 많은 다른 유전체들과 비교하여 산화물 층은 낮은 열 저항을 가지며 피부의 냉각 효율을 향상시킨다.

유체 전달 부재(22)는 유입구(32)와 유출구(34)를 갖는다. 유출구(34)는 유입구(32)의 횡단면적보다 작은 횡단면적을 가질 수 있다. 일 실시예에서, 유체 전달 부재(22)는 노즐(36)이다.

냉각 유체 매체 밸브 부재(16)는 냉각 유체 매체의 펄스화된 전달을 제공하도록 구성될 수 있다. 냉각 유체 매체의 전달을 펄스화하는 것은 냉각 유체 매체 인가 속도를 제어하기 위한 간단한 방법이다. 일 실시예에서, 냉각 유체 매체 밸브 부재(16)는 솔레노이드 밸브이다. 적합한 솔레노이드 밸브의 예가 미국 뉴저지주 웨스트 칼드웰 소재의 엔-리서치 코퍼레이션(N-Research Corporation)에 의하여 제조된 솔레노이드 핀치 밸브이다. 유체가 가압된다면, 그 후 밸브의 개방은 유체 흐름을 초래한다. 유체가 일정한 압력에서 유지된다면, 유속은 일정하며 간단한 개폐 솔레노이드 밸브가 이용될 수 있으며, 유효 유속은 펄스 듀티 사이클(pulse duty cycle)에 의하여 결정된다. 100%에 근접한 높은 듀티 사이클은 냉각 효율을 증가시키는 반면에 0%에 근접한 낮은 듀티 사이클은 냉각 효율을 감소시킨다. 듀티 사이클은 설정된 주파수에서 짧은 기간 동안에 밸브를 온 상태로 함으로써 얻어질 수 있다. 개방 시간의 기간은 1 내지 50 밀리초 또는 그 이상일 수 있다. 펄스의 주파수는 1 내지 50 Hz 또는 더 빠를 수 있다.

대안적으로, 냉각 유체 매체 유속은 계량 밸브 또는 연동 펌프(peristaltic pump)와 같은 속도 제어 가능한 펌프에 의하여 제어될 수 있다. 펄스화의 하나의 이점은 간단한 전자 및 제어 알고리즘을 이용하여 제어하기 쉽다는 것이다.

전극 조립체(18)는 충분히 밀봉되며 따라서 냉각 유체 매체는 배면(24)으로부터 RF 전극(20)의 전면과 접촉 상태에 있는 피부 표면으로 누출되지 않는다. 이는 피부 표면을 통한 균일한 에너지 전달을 제공하는 데 도움을 준다. 일 실시예에서, 전극 조립체(18), 특히 RF 전극(20)은 배면(24)에서 수집된 냉각 유체 매체를 담아서 모으기 위하여 배면(24)에 저장조를 생성하는 기하학적 형상을 갖는다. 배면(24)은 이 저장조를 형성하기 위하여 "호스피탈 코너(hospital corners)"와 함께 형성될 수 있다. 임의적으로, 전극 조립체(18)는 배출구(vent)를 포함하며, 이 배출구는 증발된 냉각 유체 매체를 전극 조립체(18)로부터 새어나가게 한다. 이는 배면(24)에서의 냉각 유체 매체 수집의 기회를 감소시킨다. 이는 냉각 유체 매체가 증기 형태로 배면(24)으로 전달될 때 일어날 수 있으며, 그 후 배면(24)의 냉각에 의하여 증기는 액체로 응축된다.

배출구(38)는 압력이 전극 조립체(18) 내에서 축적되는 것을 방지한다. 배출구(38)는 대기 또는 분출 라인으로 구멍이 난 압력 릴리프 밸브일 수 있다. 냉각 유체 매체가 RF 전극(20)과 접촉 상태로 되고 증발될 때, 얻어진 기체는 전극 조립체(18)의 내부를 가압한다. 이는 RF 전극(20)을 부분적으로 부풀게 하고 전면(26)으로부터 물러나게 한다. 팽창된 RF 전극(20)은 피부와의 열 접촉을 향상시킬 수 있으며, 또한 피부 표면에 대한 RF 전극(20)의 어느 정도의 일치율을 가져올 수 있다. 전자 컨트롤러가 제공될 수 있다. 프로그램된 압력이 도달될 때, 전자 컨트롤러는 신호를 전송하여 배출구(38)를 개방한다.

다양한 도선들(40; leads)이 RF 전극(20)에 연결된다. 하나 또는 그 이상의 열 센서들(42)이 RF 전극에 연결된다. 적합한 열 센서(42)는 열전쌍(thermocouple), 서미스터, 적외선 광 에미터 및 열 감응 다이오드를 포함하나, 이에 제한되지는 않는다. 일 실시예에서, 열 센서(42)는 RF 전극(20)의 각 모서리에 위치한다. 피부 표면의 충분한 열 데이터를 얻기 위하여 충분한 수의 열 센서(42)가 제공된다. 열 센서(42)는 RF 전극(20)으로부터 전기적으로 절연되어 있다.

열 센서(42)는 온도를 측정하며 치료 동안 RF 전극(20) 및/또는 조직의 온도를 모니터링하기 위하여 피드백을 제공할 수 있다. 열 센서(42)는 서미스터, 열전쌍, 열 감응 다이오드, 커패시터, 인덕터 또는 온도 측정을 위한 다른 장치일 수 있다. 바람직하게는, 치료의 제어를 용이하게 하기 위하여 열 센서(42)는 RF 전극(20)에 연결된 RF 발생기의 마이크로프로세서에 전자 피드백을 제공한다. .

열 센서(42)로부터의 측정값은 냉각 유체 매체의 적용의 속도를 제어하는 것을 도와주는 데 이용될 수 있다. 예를 들어, 온도가 목표 온도 이하로 떨어지고 그 후 천천히 내려가거나 멈출 때까지 냉각 유체 매체가 빠른 유속으로 RF 전극(20)으로 공급되도록 냉각 제어 알고리즘이 이용될 수 있다. PID 또는 비례-미분-적분 알고리즘이 이용되어 RF 전극(20) 온도를 설정된 값으로 정밀하게 제어할 수 있다.

온도 센서(42)는 조직으로부터 떨어져 RF 전극(20)의 배면(24) 상에 위치하고 놓여질 수 있다. 이러한 구성은 RF 전극(20)의 온도 조절을 위해 바람직하고 이상적이다. 대안적으로, 열 센서(42)는 조직과 직접 접촉 상태에 있는 RF 전극(20)의 전면(26) 상에 위치될 수 있다. 본 실시예는 조직 온도를 모니터링하기에 보다 적합할 수 있다. 치료된 조직의 온도 프로파일을 계산하기 위하여 온도 센서(42)와 함께 알고리즘들이 이용될 수 있다. 피부의 온도 프로파일을 나타내기 위하여 열 센서(42)가 이용될 수 있으며, 그 후 피부 조직층이 한계 온도 아래에서 유지되고 열 손상을 방지하는 반면에 적절한 양의 가열 및 냉각제가 전달되어 원하는 상승된 깊은 조직 온도를 이루는 것을 확실하게 하기 위하여 이 프로파일은 제어 목적을 처리하기 위해 이용된다. 치료자가 주어진 형태의 치료를 위해 이상적/평균 프로파일의 경계 내에 머물러 있음을 확인하기 위하여 치료자는 측정된 온도 프로파일을 이용할 수 있다. 열 센서(42)는 추가적인 목적을 위하여 이용될 수 있다. 열 센서(42)의 온도가 모니터링될 때, RF 전극(20)이 피부 표면과 접촉 상태에 있을 때를 감지하는 것이 가능하다. 이는 피부 접촉이 이루어질 때의 온도 내의 직접 변화를 감지하거나 피부와의 접촉에 의하여 영향을 받는 온도의 변화 속도를 검사함으로써 이루어질 수 있다. 유사하게, 하나 이상의 열 센서(42)가 있다면, 열 센서(42)는 RF 전극(20)의 일부분이 들려졌는지 또는 피부와의 접촉에서 벗어났는지를 감지하기 위하여 이용될 수 있다. 접촉 영역이 변한다면 피부로 전달된 전류 밀도(단위 면적당 암페어)가 변화할 수 있기 때문에 이는 중요할 수 있다. 특히, RF 전극(20)의 표면 일부가 피부와 접촉 상태에 있지 않다면, 얻어진 전류 밀도는 예상한 것보다 높다.

이제 도4를 참고하면, 힘 센서(44) 또한 전극 조립체(18)에 연결된다. 힘 센서(44)는 치료자를 통해 전극 조립체(18)에 의하여 부착된 피부 표면에 대하여 가해진 힘의 양을 감지한다. 힘 센서(44)는 중력의 방향에 대한 RF 전극(20)의 전면(26)의 임의의 배향으로의 전극 조립체(18)의 중량의 중력 영향을 제거한다. 부가적으로, 힘 센서(44)는 RF 전극(20)이 피부 표면과 접촉 상태에 있을 때의 표시를 제공한다. 힘 센서(44)는 또한 RF 전극(20)에 의하여 접촉된 피부 표면에 가해진 힘이 (i) 최소 한계치 미만 또는 (ii) 최대 한계치 초과임을 표시하는 신호를 제공한다.

힘 센서와 관련하여 작동 버튼(46)이 이용된다. RF 전극(20) 작동 바로 전에 치료자는 피부의 표면에서 조금 떨어진 위치에서 핸드피스(10)를 잡는다. 핸드피스(10)의 방향은 중력의 각도에 대하여 임의의 각도일 수 있다. 핸드피스(10)를 잡기 위하여, 치료자는 힘 센서(44)를 0점 조정하는 작동 버튼(46)을 눌러 0(zero)을 읽을 수 있도록 힘 센서를 설정할 수 있다. 이는 특별한 치료 배향에서 중력에 의한 힘을 상쇄(cancel)한다. 이 방법은 중력의 방향에 대한 핸드피스(10)의 각도에 관계없이 피부 표면에 대한 RF 전극(20)의 일관된 힘 인가를 허용한다.

RF 전극(20)은 연성 회로(flex circuit)일 수 있으며, 이는 트레이스 구성 요소들을 포함한다. 부가적으로, 열 센서(42) 및 힘 센서(44)는 연성 회로의 부분일 수 있다. 또한 연성 회로는 RF 전극(20)의 일부를 형성하는 유전체를 포함할 수 있다.

전극 조립체(18)는 핸드피스 하우징(12) 내에 제거 가능하게 위치할 수 있다. 일 실시예에서, 전극 조립체(18)는 핸드피스 하우징(12)의 길이 방향 축을 따라서 활주 가능하게 이동할 수 있다. 전극 조립체(18)는 핸드피스 하우징(12) 내에 회전 가능하게 장착될 수 있다. 부가적으로, RF 전극(20)은 전극 조립체(18) 내에 회전 가능하게 위치할 수 있다. 전극 조립체(18)는 1회용 또는 내구성 인서트(52)로서 핸드피스 하우징(12)에 제거 가능하게 연결될 수 있다(도5 참조). 본 개시의 목적을 위하여, 전극 조립체(18)는 인서트(52)와 동일하다. 핸드피스 하우징(12)에 제거 가능하게 장착되면, 인서트(52)는 힘 센서(44)를 통하여 핸드피스 하우징(12)에 연결될 수 있다. 힘 센서(44)는 압축력 및 인장력을 측정할 수 있는 종류일 수 있다. 다른 실시예들에서, 힘 센서(44)는 압축력만을 또는 인장력만을 측정한다.

인서트(52)에는 스프링(48)에 의해 탄성 하중이 가해져 있을 수 있다. 일 실시예에서, 스프링(48)은 RF 전극(20)을 핸드피스 하우징(12)을 향하여 편(bias)시킨다. 이는 힘 센서(44)에 미리 하중을 가하고 힘 센서(44)에 대해 인서트(52)가 가압된 상태를 유지한다. 예비 하중력은 피부 표면으로의 RF 전극(20)의 인가 직전에 작동 버튼(46)이 가압될 때 0이 된다.

덮개(shroud; 50)가 임의적으로 핸드피스(10)에 연결된다. 덮개(50)는, 잘못된 힘 판독을 야기할 수 있는, 이용 중에 이용자가 인서트(52)를 만지는 것을 방지하는 역할을 한다.

비휘발성 메모리(54)가 인서트(52) 내에 포함될 수 있다. 부가적으로, 비휘발성 메모리는 핸드피스 하우징(12) 내에 포함될 수 있다. 비휘발성 메모리(54)는 EPROM 및 그와 유사한 것일 수 있다. 부가적으로, 제한되지는 않지만, 핸드피스 모델 번호, 버전, 핸드피스 소프트웨어 버전, 핸드피스(10)가 전달한 RF 적용 횟수, 만료 데이터 및 제조 데이터와 같은 핸드피스(10) 정보를 저장하기 위한 목적을 위하여 제2 비휘발성 메모리(56)가 핸드피스 하우징(12) 내에 포함될 수 있다. 핸드피스 하우징(12)은 또한 제한되지는 않지만 열 센서(42), 힘 센서(44), 유체 압력 게이지, 스위치, 버튼 및 기타 유사한 것들을 포함하는 핸드피스 하우징(12) 또는 인서트(52) 상의 다양한 센서들로부터 데이터를 얻고 분석하기 위한 목적으로 마이크로프로세서(58)를 포함할 수 있다. 마이크로프로세서(58)는 또한 제한되지는 않지만, 광, LED, 밸브, 펌프 또는 다른 전자 구성 요소들을 포함하는 핸드피스(10) 상의 구성 요소들을 제어할 수 있다. 마이크로프로세서(58)는 또한 RF 발생기의 마이크로프로세서로 데이터를 전달할 수 있다.

비휘발성 메모리(54)는 핸드피스(10) 및 그의 관련된 시스템의 제어와 작동을 용이하게 할 수 있는 다양한 데이터를 저장할 수 있으며, 이 시스템은 제한되지는 않지만, (i) RF 전극(20)에 의하여 전달된 전류의 양 제어, (ii) 유체 전달 부재(22)의 듀티 사이클 제어, (iii) RF 전극(20)의 에너지 전달 지속 시간 제어, (iv) 목표 온도에 대한 RF 전극(20)의 온도 제어, (v) RF 전극(20)의 최대 점호수 제공, (vi) RF 전극(20)에 의하여 전달 가능한 최대 허용 전압 제공, (vii) RF 전극(20) 이용의 이력 제공, (viii) RF 전극(20)의 배면(24)으로의 냉각 유체 매체의 전달을 위하여 유체 전달 부재(22)에 제어 가능한 듀티 사이클 제공, (ix) 유체 전달 부재(22)로부터 RF 전극(20)의 배면(24)으로 전달된 냉각 유체 매체의 제어 가능한 전달 속도 및 그와 유사한 것들을 포함한다.

제한되지는 않지만 콜라겐 함유 조직, 상피, 진피 및 지방 조직을 포함한 피하 조직층을 포함하는 조직을 변화시키기 위하여 열 에너지를 전달하는 데 핸드피스(10)가 이용될 수 있다. 조직의 변화는 조직의 물리적 특성, 조직의 구조 또는 조직의 물리적 성질 변화를 포함한다. 변화는 충분한 에너지를 전달함으로써 이루어질 수 있어 콜라겐 수축 및/또는 새로운 또는 초기 콜라겐의 증착을 포함한 상처 치료 반응을 야기한다.

제한되지는 않지만, (i) 진피 리모델링 및 팽팽함, (ii) 주름 감소, (iii) 탄력 섬유증 감소, (iv) 피지샘 제거/비활성화, (v) 모낭 제거, (vi) 지방 조직 리모델링/제거, (vii) 거미 정맥 제거 및 그와 유사한 것들을 포함하는, 피부 및 하부 조직의 다수의 치료를 수행하기 위하여 핸드피스(10)가 이용될 수 있다.

다양한 실시예들에서, 핸드피스(10)는, 제한되지는 않지만 (i) 조직으로 에너지의 전달이 시작되기 전의 예냉(pre-cooling), (ii) 냉각과 관련한 온(on) 단계 또는 에너지 전달 단계, 및 (iii) 조직으로의 에너지 전달이 멈춘 이후의 후냉(post cooling)을 포함하는 다양한 치료 과정에 이용될 수 있다.

표적 조직의 표면층을 예냉하기 위하여 핸드피스(10)가 이용될 수 있으며, 따라서 RF 전극(20)이 피부와 접촉 상태에 있을 때 또는 RF 에너지원이 온 상태로 될 때, 표적 조직의 표면층은 이미 냉각된다. RF 에너지원이 온 상태로 될 때 그렇지 않으면 조직으로의 RF의 전달이 시작될 때, 조직의 가열로 끝나며, 냉각된 조직은 열 손상을 포함한 열 영향으로부터 보호된다. 냉각되지 않은 조직은 치료 온도까지 상승할 것이며 원하는 치료 효과로 끝난다.

예냉은 조직 내로 아래로 전달되는 냉각의 열 효과를 위한 시간을 부여한다. 특히, 예냉은 선택 가능한 깊이에서 최소한의 원하는 온도가 이루어지면서 원하는 조직 깊이 열 프로파일의 달성을 허용한다. 예냉의 양 또는 지속 시간은 치료되지 않은 조직의 보호된 영역의 깊이를 선택하는 데 이용될 수 있다. 예냉의 보다 긴 지속 시간은 보다 깊은 보호된 영역을 생성하며, 따라서 치료 영역의 시작을 위한 조직 내의 레벨이 깊어진다. 그 반대는 예냉의 보다 짧은 기간에 대하여 그러하다. RF 전극(20)의 전면의 온도는 또한 온도 프로파일에 영향을 미친다. 전면(26)의 온도가 낮을수록 냉각은 더 빠르고 깊어지며, 그 반대도 또한 같다.

조직으로의 외부 에너지 전달이 멈출지라도, 보다 깊은 층으로 전달된 열이 상방으로 전도되거나 더 많은 표면층들을 치료 또는 손상 온도까지 가열하는 것을 방지 및/또는 감소시키기 때문에 후냉이 중요할 수 있다. 이러한 현상과 관련된 열 현상을 방지하기 위하여, RF 에너지의 인가가 정지된 후 소정 시간 동안 치료 표면의 냉각을 유지하는 것이 바람직할 수 있다. 다양한 실시예에서, 다양한 양의 후냉이 실시간 냉각 및/또는 예냉과 조합될 수 있다.

다양한 실시예들에서, 핸드피스(10)는 그 수가 변화하는 펄스 온-오프식 냉각 순서들 내에서 이용될 수 있으며 알고리즘들이 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 치료 알고리즘은 극저온 냉각 유체 매체의 분사의 시작에 의해 그리고 조직 내로의 뒤이은 RF 에너지의 짧은 펄스에 의해 조직의 예냉을 제공한다. 본 실시예에서, 극저온 냉각 유체 매체의 분사는 RF 에너지가 전달되는 동안 계속될 것이며, 또한 그 이후에, 예를 들어 약 수 밀리초 후에 곧 중지된다. 이 치료 순서 및 다른 치료 순서는 다시 반복될 수 있다. 따라서 다양한 실시예에서, 치료 순서는 약 수십 밀리초 정도의 냉각 및 가열 지속 시간을 가지고 냉각 온, 가열, 냉각 오프, 냉각 온, 가열, 냉각 오프의 펄스화된 순서를 포함할 수 있다. 이들 실시예에서, 피부 조직의 표면이 냉각될 때마다 피부 표면으로부터 열이 제거된다. 극저온 냉각 유체 매체 분사 기간 및 분사 사이의 간격은 수십 밀리초 범위 내에 있을 수 있으며, 이는 표면 냉각을 허용하는 반면에 보다 깊은 표적 조직 내로의 원하는 열 효과를 더욱 전달한다.

다양한 실시예에서, 치료의 종류에 따라 치료 영역 또한 열 영향 영역이라 불리는 치료를 위한 표적 조직 영역은 10밀리미터 깊이만큼 내려간 피부의 표면 밑에서 약 10 μ m 떨어진 깊이로 조직될 수 있다. 극저온 수축을 포함한 치료를 위하여, 표피 및 표피 밑에 놓여진 피부의 진피의 표면층을 100 μ m 내지 2밀리미터의 냉각된 깊이 범위까지 냉각하는 것이 바람직할 수 있다. 원하는 깊이에서 원하는 조직 효과를 만들기 위하여 다른 치료 알고리즘은 다른 양의 예냉, 가열 및 후냉 단계들을 통합할 수 있다.

온 오프 시간에서 냉각 및 가열의 다양한 듀티 사이클이 치료의 종류에 따라 이용된다. 본 기술 분야에서 공지된 전자 제어 시스템에 의하여 냉각 및 가열 듀티 사이클은 제어될 수 있으며 동적으로 변화될 수 있다. 특히, 냉각 유체 매체 밸브 부재 (16) 및 RF 전원을 제어하기 위하여 제어 시스템이 이용될 수 있다.

산업상 이용 가능성

본 발명의 바람직한 실시예의 위의 설명은 실례와 설명의 목적을 위하여 제공되었다. 이는 발명을 개시된 정밀한 형태로 철저하게 규명하거나 제한하도록 의도된 것은 아니다. 명백하게, 많은 변형과 변화들이 당해 기술 분야의 숙련자들에게는 명확할 것이다. 본 발명의 범주가 하기의 청구의 범위 및 그들의 등가물에 의하여 한정된다는 것이 의도되었다.

도면의 간단한 설명

도1은 본 발명의 핸드피스의 일 실시예의 횡단면도이다.

도2는 도1의 인서트 조립체의 분해도이다.

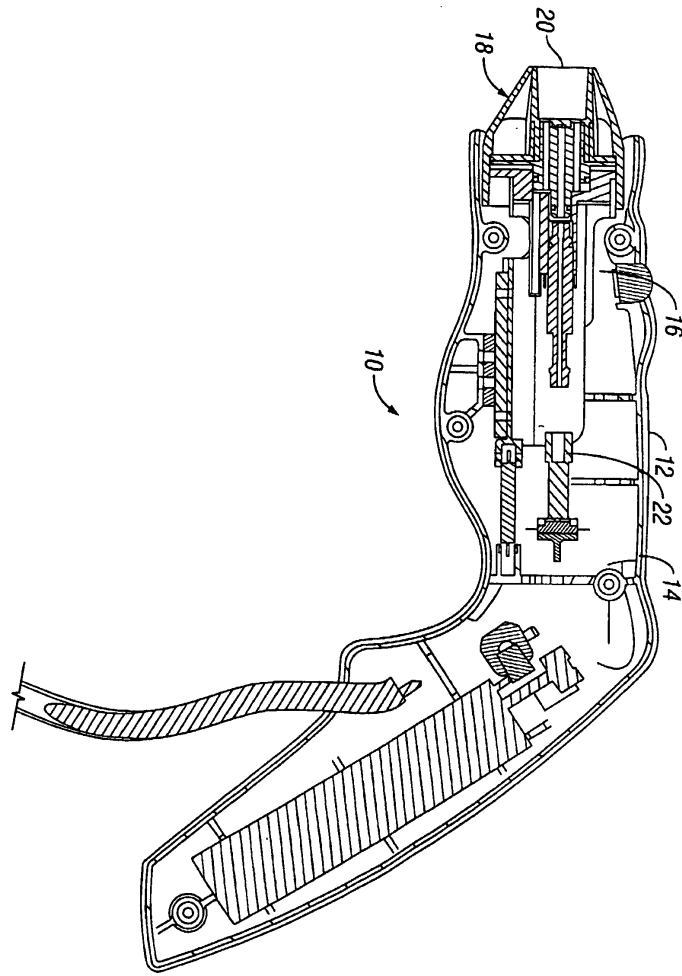
도3은 본 발명의 RF 전극의 일 실시예의 상세도이다.

도4는 도1의 핸드피스 하우징의 일부분의 다른 횡단면도이다.

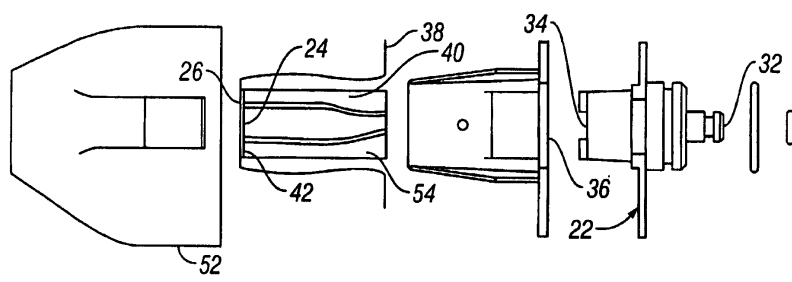
도5는 도1의 인서트의 횡단면도이다.

도면

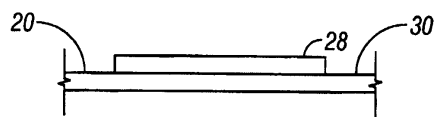
도면1



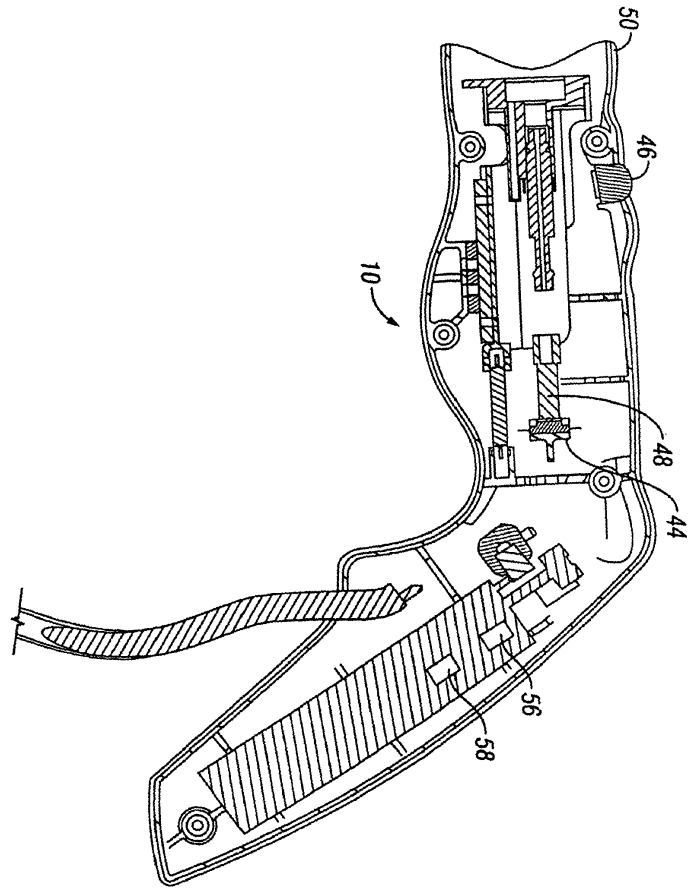
도면2



도면3



도면4



도면5

