

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구  
국제사무국

(43) 국제공개일  
2020년 7월 9일 (09.07.2020)



(10) 국제공개번호  
WO 2020/141746 A1

- (51) 국제특허분류:  
A61N 1/36 (2006.01) A61B 18/12 (2006.01)  
A61N 1/05 (2006.01) A61B 5/053 (2006.01)  
A61B 18/14 (2006.01) A61B 18/00 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2019/017315
- (22) 국제출원일: 2019년 12월 9일 (09.12.2019)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:  
10-2018-0173463 2018년 12월 31일 (31.12.2018)KR
- (71) 출원인: 주식회사 루트로닉 (LUTRONIC CORPORATION) [KR/KR]; 10534 경기도 고양시 덕양구 소원로 219, Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: 곽광천 (KO, Kwang Chon); 10893 경기도 파주시 미래로 535, 316-1701, Gyeonggi-do (KR).
- (74) 대리인: 인비전 특허법인 (ENVISION PATENT & LAW FIRM); 06193 서울특별시 강남구 테헤란로 70길 16, 8층, Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,

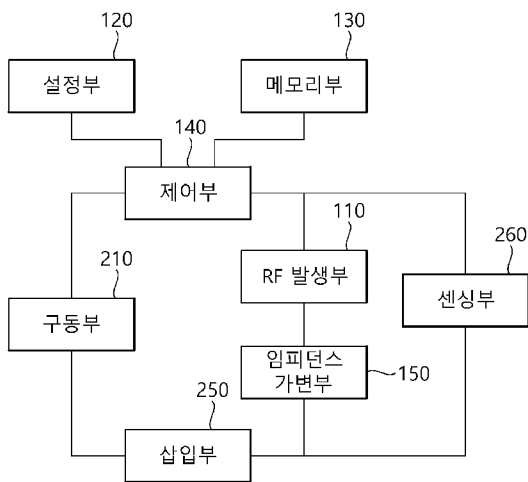
CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:  
— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

(54) Title: RF TREATMENT DEVICE, MEDICAL RF DEVICE, AND CONTROL METHODS THEREFOR

(54) 발명의 명칭: RF 치료장치, 의료용 RF 장치 및 이들의 제어 방법



- 110 ... RF generation unit
- 120 ... Setting unit
- 130 ... Memory unit
- 140 ... Control unit
- 150 ... Variable impedance unit
- 210 ... Driving unit
- 250 ... Insertion unit
- 260 ... Sensing unit

(57) Abstract: The present invention relates to an RF treatment device, a medical RF device, and control methods therefor. Specifically, provided are an RF treatment device, a medical RF device, and control methods therefor, the RF treatment device comprising: an RF generation unit for generating RF energy; a plurality of RF electrodes connected to the RF generation unit through an RF circuit and selectively inserted into body tissue to transmit RF energy to the body tissue; and a sensing unit for sensing a loss of the RF energy transmitted to the body tissue due to the impedance characteristics of the body tissue.

(57) 요약서: 본 발명은 RF 치료장치, 의료용 RF 장치 및 이들의 제어방법에 관한 것으로, RF 에너지를 발생시키는 RF 발생부, 상기 RF 발생부와 RF 회로를 통해 연결되며 체내 조직에 선택적으로 삽입되어 상기 체내 조직에 상기 RF 에너지를 전달하는 복수의 RF 전극 및 상기 체내 조직의 임피던스 특성에 기인한 상기 체내 조직으로 전달되는 RF 에너지의 손실을 감지하는 센싱부를 포함하는 RF 치료장치, 의료용 RF 장치 및 이들의 제어방법을 제공한다.



WO 2020/141746 A1

## 명세서

### 발명의 명칭: RF 치료장치, 의료용 RF 장치 및 이들의 제어 방법 기술분야

- [1] 본 발명은 RF 치료장치, 의료용 RF 장치 및 이들의 제어방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 환자의 조직 정보를 고려하여 최적의 치료를 수행할 수 있는 RF 치료장치, 의료용 RF 장치 및 이의 제어방법에 관한 것이다.

#### 배경기술

- [2] RF 에너지를 이용하여 조직을 치료하는 방식은 조직의 외부 표면에 RF 에너지를 전달하여 조직을 치료하는 접촉 치료 방식과, RF 전극의 일부 또는 전부를 조직 내부에 삽입하여 RF 에너지를 전달하는 침습 치료 방식으로 구분될 수 있다. 이 중 침습 치료 방식은 주로 니들 또는 카테터 등과 세경의 삽입부를 갖는 치료장치를 이용하며, 조직 내부의 타겟 위치까지 삽입한 후 조직 내부에 RF 에너지를 전달하는 방식으로 치료를 진행한다.
- [3] 이러한 RF 치료 방식은 체내 기관의 병변을 절개하거나 지혈하는 등의 수술적 치료에 주로 이용되어 있다. 최근에는 피부에 니들 형태의 전극을 삽입하여 RF 에너지를 전달함으로써 주름 제거, 흉터 제거, 여드름 치료와 같은 피부 병변 치료의 용도로 사용되고 있으며, 이러한 기술은 공개특허공보 10-2011-0000790호에도 개시되어 있다.
- [4] RF 치료 방식은 전극을 통해 조직으로 RF 전류를 흐르게 하면, 조직을 통해 흐르는 전기 에너지가 열 에너지로 변환되어 조직에 에너지를 전달하는 원리를 이용한다. 다만, 동일한 출력의 RF 에너지를 전달하는 경우에도 조직의 임피던스 특성에 따라 전달되는 에너지가 상이하다. 이러한 문제 때문에, 동일한 조건에서 치료를 진행하는 경우에도 충분한 에너지가 전달되지 못하여 최적의 치료를 진행하는 것이 곤란한 단점이 있었다.

#### 발명의 상세한 설명

##### 기술적 과제

- [5] 본 발명은, RF 에너지를 전달하여 조직을 치료함에 있어, 조직의 임피던스 특성을 고려하여 조직의 특성을 판단하고, 이에 근거하여 적합한 RF 에너지를 전달함으로써 충분한 치료 효과를 볼수 있는 RF 치료장치, 의료용 RF 장치 및 이들의 제어방법을 제공하기 위함이다.

##### 과제 해결 수단

- [6] 상기한 본 발명의 목적을 달성하기 위해, 본 발명은, RF 에너지를 발생시키는 RF 발생부, 상기 RF 발생부와 RF 회로를 통해 연결되며 체내 조직에 선택적으로 삽입되어 상기 체내 조직에 상기 RF 에너지를 전달하는 복수의 RF 전극, 상기 체내 조직의 임피던스 특성에 기인한 상기 체내 조직으로 전달되는 RF 에너지의 손실을 감지하는 센싱부, 상기 RF 회로 상에 구비되어 임피던스 값이 가변

가능하게 구성되는 임피던스 가변부, 및 상기 센싱부에서 검출된 정보에 근거하여 상기 체내 조직으로 전달되는 RF 에너지의 손실을 감소시키도록 상기 임피던스 가변부를 제어하는 제어부를 포함하는 RF 치료장치를 제공한다.

- [7] 이때, RF 전극은 체내의 지방층까지 삽입되어 RF 에너지를 전달하며, 상기 센싱부는 상기 지방층의 임피던스 특성에 기인한 RF 에너지의 손실을 감지한다.
- [8] 그리고, 센싱부는 상기 RF 발생부에서 전달하는 전력값과, 상기 RF 전극을 통해 전달되는 전압 및 전류 값을 측정하여, 상기 조직의 임피던스 특성에 따른 RF 에너지의 손실량을 감지한다. 구체적으로, 센싱부는 상기 RF 발생부에서 발생하는 RF 에너지의 전력값과 상기 측정된 전압 및 전류 값에 의해 연산되는 RF 에너지의 전력값에 근거하여 상기 RF 에너지의 손실량을 감지할 수 있다.
- [9] 그리고, 제어부는 상기 조직으로 전달되는 RF 에너지가 증가하거나, 상기 측정된 전류 및 전압의 위상차가 감소하도록 상기 임피던스 가변부를 제어한다. 임피던스 가변부는 상기 RF 회로 상에 직렬로 연결되는 가변 캐피시터를 포함하여 구성될 수 있다. 제어부는, 가변 캐피시터의 캐피턴스가 증가하는 방향 및 감소하는 방향으로 제어하면서 센싱부를 통해 상기 RF 에너지의 손실량의 변화를 판단한 후, RF 에너지의 손실량이 감소하는 방향으로 상기 가변 캐피시터를 조절하도록 제어할 수 있다.
- [10] 나아가, 제어부는, 사용자의 설정에 근거하여, 상기 RF 전극이 진피층에 삽입되어 RF 에너지를 전달하는 제1 치료 모드 또는 상기 RF 전극이 지방층에 삽입되어 RF 에너지를 전달하는 제2 치료 모드를 수행하도록 제어하며, 임피던스 가변부는 상기 제2 치료 모드로 설정된 경우에 동작하도록 제어될 수 있다.
- [11] 또한, 제어부는 상기 임피던스 가변부를 조절하기 위해 상기 체내 조직으로 RF 에너지를 전달하는 조정 모드 및 상기 조정된 임피던스 가변부를 이용하여 상기 체내 조직으로 RF를 전달하는 치료 모드를 수행하도록 제어하며, 상기 조정 모드에서 상기 RF 발생부를 통해 제공되는 RF 에너지는 상기 치료 모드에서 제공되는 RF 에너지보다 작게 제어될 수 있다.
- [12] 한편, 상기한 본 발명의 목적은, RF 전극을 체내 조직에 삽입하는 단계, RF 발생부로부터 RF 회로를 따라 RF 전극으로 제공되는 RF 에너지를 상기 체내 조직에 전달하는 단계, 상기 RF 에너지가 상기 체내 조직에 전달되는 동안 상기 체내 조직의 임피던스 특성에 기인한 RF 에너지의 손실을 감지하는 단계, 상기 RF 에너지의 손실을 감소시키도록 상기 RF 회로 상에 구비된 임피던스 가변부의 임피던스를 조절하는 단계, 및 상기 임피던스가 조절된 RF 회로를 통해 상기 RF 전극으로 RF 에너지를 제공하여 상기 체내 조직에 RF 에너지를 전달하는 단계를 포함하는 RF 장치의 제어방법 또는 RF 장치를 이용한 치료 방법에 의해서도 달성될 수 있다.
- [13] 또한, 상기한 본 발명의 목적은, 체내 조직에 선택적으로 삽입되게 구성되며 상기 RF 발생부에서 발생하는 RF 에너지를 체내 조직에 전달하는 복수의 RF

전극, 상기 체내 조직에 RF 에너지가 전달되는 동안 RF 파라미터를 측정하고, 측정된 RF 파라미터에 근거하여 상기 체내 조직의 임피던스 관련 정보를 검출하는 센싱부, 및, 상기 센싱부에서 검출된 정보와 기 저장된 기준 데이터를 비교하여 환자의 조직 특성을 판단하는 판단부를 포함하는 의료용 RF 장치에 의해서도 달성될 수 있다. 이때, 복수의 RF 전극은 피부 조직 내 콜라겐이 배치된 조직층에 삽입되어 환자의 조직 특성을 판단할 수 있다.

- [14] 그리고, 센싱부에서 측정하는 RF 파라미터는, 상기 RF 발생부에서 전달하는 전력값, 상기 RF 전극을 통해 상기 체내 조직에 인가되는 전압 및 전류 값 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 구체적으로, 센싱부는 상기 측정된 RF 파라미터를 이용하여 상기 체내 조직의 임피던스 특성에 의해 발생하는 RF 전압과 RF 전류의 위상차에 상응하는 값을 검출하고, 판단부는 상기 센싱부에서 검출된 값에 근거하여 환자의 조직 특성을 판단할 수 있다. 이때, 센싱부는 상기 RF 발생부에서 전달하는 전력값과 상기 측정된 전압 및 전류값에 의해 연산되는 RF 에너지의 전력값을 이용하여, 상기 위상차에 상응하는 값을 도출할 수 있다.
- [15] 판단부는 상기 센싱부에서 검출된 정보와 상기 기준 데이터를 비교하여 상기 조직의 노화 진행 정도를 판단한다. 구체적으로, 판단부는 상기 위상차가 클수록 상기 측정된 조직이 더 노화가 진행된 것으로 판단할 수 있다.
- [16] 상기한 본 발명의 목적은, 조직의 특성을 검출하기 위한 측정용 RF 에너지 및 조직을 치료하기 위한 치료용 RF 에너지를 발생시키는 RF 발생부, 체내 조직에 선택적으로 삽입되게 구성되며 상기 RF 발생부에서 발생하는 상기 측정용 RF 에너지 및 상기 치료용 RF 에너지를 체내 조직에 전달하는 복수의 RF 전극, 상기 체내 조직에 상기 측정용 RF 에너지 및 상기 치료용 RF 에너지가 전달되는 동안 RF 파라미터를 측정하고, 측정된 RF 파라미터에 근거하여 상기 체내 조직의 임피던스 관련 정보를 검출하는 센싱부, 상기 측정용 RF 에너지가 전달되는 동안 검출된 상기 임피던스 관련 정보를 기 저장된 기준 데이터와 비교하여 환자의 조직 특성을 판단하는 판단부 및 상기 RF 회로 상에 구비되며, 상기 치료용 RF 에너지가 전달되는 동안 검출된 상기 임피던스 관련 정보에 따라 상기 체내 조직으로 전달되는 에너지 손실이 감소되도록 제어되는 임피던스 가변부;를 포함하는 의료용 RF 장치에 의해서도 달성될 수 있다.
- [17] 또한, 본 발명의 목적은, RF 전극을 환자의 체내 조직에 삽입하는 단계, RF 발생부로부터 발생하는 RF 에너지를 상기 RF 전극을 통해 상기 체내 조직에 전달하는 단계, 상기 체내 조직에 RF 에너지가 전달되는 동안 RF 파라미터를 측정하고 측정된 RF 파라미터에 근거하여 상기 체내 조직의 임피던스 관련 정보를 검출하는 단계, 및, 상기 검출된 정보와 기 저장된 기준 데이터를 비교하여 환자의 조직 특성을 판단하는 단계를 포함하는 RF를 이용한 조직 검사 방법에 의해서도 달성될 수 있다.

### 발명의 효과

- [18] 본 발명에 의할 경우, 조직의 임피던스 특성에 의해 조직으로 전달되는 RF 에너지의 손실을 감소시킬 수 있으므로, 다양한 조직 특성에도 불구하고 충분한 에너지를 전달할 수 있어 치료 효과를 향상시킬 수 있다.
- [19] 또한, 사용자의 시술 경험이 부족한 경우에도, 치료 장치에서 자체적으로 조직 특성을 센싱하여 최적의 RF 에너지를 전달하므로, 축적된 노하우 없이도 적합한 치료를 하는 것이 가능하다.
- [20] 나아가, 본 발명에 의할 경우 전달되는 RF 파라미터 값에 근거하여 조직의 특성을 판단함으로써 환자의 조직 정보를 수치화하여 지속적으로 모니터링하는 것이 가능하며, 치료시 이를 고려하여 치료 파라미터를 선택하여 최적 치료를 진행하는 것이 가능하다.

### 도면의 간단한 설명

- [21] 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 도시한 사시도,  
 [22] 도 2는 도 1의 의료용 RF 장치의 핸드피스를 도시한 사시도,  
 [23] 도 3은 도 1의 의료용 RF 장치의 주요 제어 계통을 도시한 블록도,  
 [24] 도 4는 종래의 RF 치료 장치를 이용하여 조직을 치료할 때 형성되는 RF 회로를 개략적으로 회로도,  
 [25] 도 5는 소정의 위상차를 갖는 전압과 전류에 의한 전력을 도시한 그래프,  
 [26] 도 6은 도 1의 RF 치료장치의 RF 회로를 개략적으로 도시한 회로도,  
 [27] 도 7은 도 3의 임피던스 가변부의 일 예를 도시한 사시도,  
 [28] 도 8은 RF 치료 장치의 제1 치료 모드에 따른 치료 모습을 도시한 도면,  
 [29] 도 9는 RF 치료 장치의 제2 치료 모드에 따른 치료 모습을 도시한 도면,  
 [30] 도 10은 도 1의 RF 치료장치의 제어방법을 도시한 순서도,  
 [31] 도 11은 도 10의 조정 단계를 상세하게 도시한 순서도,  
 [32] 도 12는 제2 실시예에 따른 RF 검사장치의 주요 제어 계통을 도시한 블록도,  
 [33] 도 13은 조직의 상태에 따른 전압-전류의 위상차를 도시한 그래프,  
 [34] 도 14는 도 12의 RF 검사 장치의 제어방법을 도시한 순서도,  
 [35] 도 15는 제3 실시예에 따른 의료용 RF 장치의 핸드피스 단부를 도시한 정면도,  
 [36] 도 16는 제4 실시예에 따른 의료용 RF 장치의 제어방법의 일 예를 도시한 순서도이고,  
 [37] 도 17은 제5 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 도시한 사시도이다.

### 발명의 실시를 위한 형태

- [38] 이하에서는 도면을 참조하여, 본 발명의 실시예에 따른 의료용 RF 장치 및 이의 제어방법에 대해 구체적으로 설명한다. 아래의 설명에서 각 구성요소의 위치 관계는 원칙적으로 도면을 기준으로 설명한다. 그리고, 도면은 설명의 편의를 위해 발명의 구조를 단순화하거나 필요할 경우 과장하여 표시될 수 있다. 따라서, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니며 이 이외에도 각종 장치를 부가하거나, 변경 또는 생략하여 실시할 수 있음은 물론이다.

- [39] 이하에서, '의료용 RF 장치'라 함은 의료용 목적으로 RF 에너지를 이용하는 모든 장치를 포함한다. 의료용 RF 장치는 조직을 치료하기 위한 RF 치료장치 및 조직의 특성을 검사하기 위한 RF 검사장치를 포함할 수 있으며, 이 이외에도 의료용 목적으로 RF 에너지를 이용하는 다양한 장치를 포함할 수 있다.
- [40] 이하에서, 'RF 치료장치'라 함은 사람을 포함하여 포유류를 치료하기 위한 모든 장치를 포함한다. 치료장치는 병변 또는 조직의 상태를 개선하기 위한 목적으로 RF 에너지를 전달하여 치료하는 다양한 장치를 포함할 수 있다. 아래 실시예에서는 피부 병변을 치료하기 위한 장치를 중심으로 설명하나, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니며 체내 기관 병변을 수술적으로 치료하는 장치를 비롯하여, 다양한 환부에 RF 에너지를 전달하여 사용되는 다양한 장치에 적용될 수 있음을 밝혀둔다.
- [41] 이하에서, 'RF 검사장치'라 함은 사람을 포함하여 포유류의 조직의 특성(예를 들어, 조직의 건강 상태, 콜라겐 함유량, 수분 함유량 등)을 검사하기 위한 모든 장치를 포함한다. RF 검사장치는 RF 펄스를 이용하여 조직의 특성을 검사하는 다양한 장치를 포함하며, 치료 장치와 마찬가지로 피부 조직 이외에도 체내 기관의 다양한 조직의 특성을 검사하는데 사용되는 다양한 검사 장치에 적용될 수 있음을 밝혀둔다.
- [42] 이하에서, '조직'이라 함은 인간을 포함하는 동물의 다양한 신체 기관을 구성하는 세포의 집합을 의미하며, 피부 조직을 비롯하여, 체내의 다양한 기관을 구성하는 다양한 조직을 포함한다.
- [43] 이하에서, '삽입부'라 함은 치료장치 중 조직의 내부로 삽입되는 구성을 의미한다. 니들, 마이크로 니들, 카테터와 같이 단부가 뾰족하고 가늘고 긴 구조로 구성되어 조직의 표면을 관통하여 조직 내부까지 삽입되는 다양한 구성을 포함한다.
- [44] 나아가, 이하에서 RF 회로는 주요한 구성 및 주요한 영향인자를 중심으로 단순화하여 도시하고 설명한다. 따라서, 도시된 내용 또는 언급된 구성 이외에도 다양한 회로 소자가 RF 회로 상에 더 포함될 수 있다. 다만, 상대적으로 영향이 미미하거나 대조군 사이에서 유사한 영향을 미치는 요소들은 설명을 생략하거나, 이에 의한 영향은 없는 것으로 가정하고 설명한다.
- [45] 이하에서는, 도 1을 참조하여 본 발명의 제1 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 설명한다. 도 1은 본 발명의 제1 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 도시한 사시도이고, 도 2는 도 1의 의료용 RF 장치의 핸드피스를 도시한 사시도이다.
- [46] 도 1에 도시된 바와 같이, 본 실시예에 따른 의료용 RF 장치는 RF 치료장치로 구성된다. 이러한 RF 치료장치(1)는 본체(100), 사용자가 쥐고 치료를 진행할 수 있는 핸드피스(200)를 포함한다.
- [47] 본체(100)의 내부에는 RF 발생부(RF generator)(110)가 구비된다. RF 발생부(110)는 치료에 사용되는 RF 에너지를 발생시킨다. RF 발생부(110)는 환자의 체질, 치료 목적, 치료 부위 등에 따라 다양한 파라미터(예를 들어, 출력,

펄스 지속시간, 펄스 간격, 주파수 등)를 갖는 RF 에너지를 발생시킬 수 있다. 본 실시예의 RF 발생부에서 발생하는 RF 에너지는 주로 조직을 치료하기 위한 목적으로 이용된다. 다만, 조직 치료 목적 이외에도 조직 또는 회로의 특성을 감지하기 위한 용도로 이용될 수 있으며, 이에 대해서는 아래에서 구체적으로 설명한다.

- [48] 본체(100)의 외면에는 각종 스위치(101) 및 표시부(102)가 구비된다. 스위치(101)는 전원의 온/오프를 비롯하여 치료장치의 동작을 조절하기 위한 구성이며, 표시부(102)는 디스플레이 장치로 구성되어 치료장치의 동작 내용을 비롯한 각종 정보를 표시한다. 이러한 표시부(102)는 터치 스크린으로 구성되어 각종 정보를 디스플레이 함과 동시에 사용자가 표시부(102)를 통해 직접 치료 내용을 설정할 수 있도록 구성될 수 있다.
- [49] 핸드피스(200)는 연결부(300)에 의해 본체에 연결된다. 연결부(300)는 핸드피스(200)의 각종 장치가 동작하는데 필요한 전원, 제어신호 등을 본체(100)로부터 전달할 수 있도록 구성된다. 예를 들어, 본체(100)의 RF 발생부(110)에서 발생하는 RF 에너지는 연결부(300)를 통해 핸드피스(200) 측으로 전달된다. 이러한 연결부(300)는 각종 신호선, 전원선 등을 포함하는 케이블로 구성되거나, 사용자의 조작에 의해 용이하게 절곡될 수 있는 절곡 구조로 구성될 수 있다.
- [50] 한편, 핸드피스(200)는 치료 위치에 배치되어 치료를 수행하는 구성으로, 사용자가 손에 쥐고 사용할 수 있는 형태로 구성된다. 핸드피스(200)는 침습 치료를 수행하기 위해 조직 내부에 선택적으로 삽입되는 삽입부(250), 상기 삽입부를 이동시키기 위한 구동부(210), 그리고 삽입부 및 구동부의 동작 내용을 조작하는 위한 핸드피스의 조작부(230)를 포함한다.
- [51] 구체적으로, 도 2에 도시된 바와 같이, 핸드피스(200)의 몸체(201)를 구성하는 하우징 외면에는 핸드피스 조작부(230) 및 핸드피스 표시부(220)가 구비된다. 핸드피스 조작부(230)는 핸드피스의 온/오프를 조작하거나, 삽입부(250)의 삽입 깊이를 조절하거나, 삽입부(250)를 통해 전달되는 에너지의 크기 등을 조절할 수 있도록 구성된다. 핸드피스의 표시부(220)는 치료 중 필요한 각종 정보를 사용자에게 표시한다. 따라서, 사용자는 핸드피스(200)를 손에 쥐 상태에서 조작부(230)를 조작하여 치료를 진행함과 동시에, 표시부(220)를 통해 치료 내용을 확인할 수 있다.
- [52] 핸드피스(200)의 내부에는 구동부(210)가 구비된다. 구동부(210)는 삽입부(250)가 조직 내측으로 선택적으로 삽입되고 조직으로부터 인출되도록 상기 삽입부를 이동시키는 구성이다. 이러한 구동부(210)는 솔레노이드, 유/공압 실린더 등의 다양한 리니어 액추에이터, 리니어 모터 등을 이용하여 구성할 수 있다. 일 예로서, 본 실시예의 구동부는 일단에 구비된 출력단(211)을 길이 방향으로 선형 이동시킨다. 출력단(211)의 단부에는 삽입부(250)에 해당하는 복수개의 니들이 배치되며, 출력단이 선형 이동함에 따라 삽입부가 핸드피스의

일단(치료 위치와 접하는 일단)으로 출몰할 수 있다.

- [53] 삽입부(250)는, 전술한 바와 같이, 조직 표면을 관통하여 조직 내부까지 삽입되는 구성이다. 본 실시예의 삽입부(250)는 조직 삽입이 용이한 마이크로 니들로 구성되나, 이 이외에도 단수의 니들 구조, 카테터 등과 같은 다양한 구조로 구성될 수 있다. 본 실시예의 마이크로 니들은 수 내지 수천  $\mu\text{m}$  범위의 직경을 갖는 니들일 수 있으며, 바람직하게는 10 내지 1000 $\mu\text{m}$  범위의 직경을 갖는 니들을 이용할 수 있다.
- [54] 복수의 마이크로 니들로 구성되는 삽입부(250)의 단부에는 각각 RF 전극(251)이 형성된다. RF 전극(251)은 전술한 RF 회로에 의해 RF 발생부(110)와 연결되며, RF 발생부에서 생성된 RF 에너지는 RF 회로를 따라 RF 전극(251)으로 제공된다. 따라서, RF 전극(251)은 조직에 삽입된 상태에서 조직 내측으로 RF 에너지를 전달한다. 이때, 삽입부(250)는 길이 방향을 따라 전도성 경로가 형성되고, 단부를 제외한 외면은 절연성 물질로 커버된다. 따라서, RF 전극(251)을 형성하는 삽입부 단부를 통해서만 RF 에너지가 될 수 있다.
- [55] 본 실시예의 삽입부는 핸드피스 단부에 착탈 가능한 팁 모듈(202)로 구성되며, 치료 후 팁 모듈을 교체하여 사용할 수 있도록 구성된다. 팁 모듈(202)은 복수개의 마이크로 니들을 포함하여 구성되며, 핸드피스 몸체 일단의 리세스부(240)에 착탈 가능하게 설치된다. 팁 모듈(202)의 후면에는 전술한 출력단(211)이 위치하며, 출력단(211)이 전진/후퇴에 따라 팁 모듈에 수용된 복수의 마이크로 니들이 전진/후퇴한다. 또한, 팁 모듈이 리세스부(240)에 설치되면, 팁 모듈의 마이크로 니들은 핸드피스 내의 RF 회로와 전기적으로 연결되어, 마이크로 니들의 RF 전극(251)을 통해 조직 내측으로 RF 에너지를 전달할 수 있다.
- [56] 이러한 핸드피스 및 팁 모듈의 세부적인 구성은 한국 등록특허공보 제10-1300123호 등 개시된 구성을 참조하여 다양하게 실시할 수 있다.
- [57] 도 3은 도 1의 의료용 RF 장치의 주요 제어 계통을 도시한 블록도이다. 이하에서는, 도 3을 참조하여, 본 실시예에 따른 의료용 RF 장치의 제어 구조에 대해 보다 구체적으로 설명한다.
- [58] 제어부(140)는 본체(100) 및 핸드피스(200)의 각종 구성요소의 동작을 제어하는 구성이다. 도 3에 도시된 바와 같이, 제어부(140)는 구동부(210)의 동작을 제어하여, 삽입부(250)를 조직 내부로 삽입시키거나, 조직으로부터 인출하거나, 삽입부(250)의 삽입 깊이를 조절할 수 있다. 또한, 제어부(140)는 RF 발생부(110)를 제어하여, RF 펄스의 온/오프 동작 및 RF 펄스의 파라미터를 조절할 수 있다. 이에 의해, RF 치료장치(1)는 조직 내측으로 마이크로 니들을 삽입한 후, 적절한 파라미터를 갖는 RF 펄스를 제공할 수 있다.
- [59] 설정부(120)는 사용자가 치료 모드 및 치료 내용을 설정하기 위한 구성이다. 제어부(140)는, 설정부(120)를 통해 설정된 내용에 근거하여, 치료 동작을 수행하도록 각종 구성요소를 제어한다. 설정부(120)는 전술한 표시부 및/또는

스위치로 구성될 수 있다. 따라서, 표시부(102)를 통해 다양한 설정 옵션이 표시되면, 사용자는 표시부를 터치하거나 스위치를 조작하여 옵션을 선택함으로써 설정이 이루어진다.

- [60] 또한, RF 치료장치(1)는 각종 데이터들이 저장된 메모리부(130)를 더 포함한다. 제어부(140)는 RF 치료장치를 제어함에 있어 필요한 정보를 메모리부에 저장하거나, 메모리부(130)에 저장된 데이터를 불러와서 제어에 활용할 수 있다.
- [61] 나아가, RF 치료장치는 센싱부(260) 및 임피던스 가변부(150)를 더 포함한다. 여기서, 센싱부(260)는, RF 에너지가 체내 조직으로 전달되는 동안, RF 회로를 따라 전달되는 RF 에너지의 다양한 파라미터를 측정한다. 따라서, 체내 조직으로 전달되는 RF 에너지의 전달 특성, 체내 조직의 임피던스 특성 등 다양한 정보를 획득할 수 있다. 임피던스 가변부(150)는 RF 회로 상에 구비되며, 임피던스를 가변할 수 있는 회로 소자로 구성된다. 제어부(140)는 센싱부(260)에서 측정되는 정보에 근거하여, 임피던스 가변부(150)를 제어한다.
- [62] 이하에서는 도면을 참조하여 전술한 센싱부(260)와 임피던스 가변부(150)의 구성을 보다 구체적으로 설명한다.
- [63] 도 4는 종래의 RF 치료 장치를 이용한 조직 치료시, RF 치료 장치와 조직에 형성되는 RF 회로를 개략적으로 도시한 회로도이다. 도 4에 도시된 바와 같이, RF 발생부(110)에서 발생하는 RF 에너지는 RF 회로를 따라 RF 전극으로 제공되며, 이에 의해 체내 조직으로 RF 에너지가 전달된다. 이때, 체내 조직은 저항 성분(R)을 포함하므로, RF 에너지는 조직을 통과하면서 열 에너지로 변환되며 이에 의해 체내 조직으로 에너지가 전달된다.
- [64] 다만, 체내 조직의 임피던스는 저항 성분(R) 이외에도 캐패시턴스 성분(C)을 포함할 수 있다. 이러한 캐패시턴스 성분(C)은, RF 발생부와 캐패시턴스 성분(C)에 의해 조직 내부에 형성되는 전계 사이에 반복적인 전력 교환을 야기하며, RF 에너지가 열 에너지와 같은 비전기적 에너지로 변환되는 것을 저해한다. 따라서, RF 발생부에서 동일한 RF 에너지를 제공하더라도, 조직의 임피던스 특성에 따라 체내 조직에 전달되는 RF 에너지의 양은 상이할 수 있다.
- [65] 도 5는 소정의 위상차를 갖는 전압과 전류에 의한 전력을 도시한 그래프이다. 구체적으로, 체내 조직의 임피던스 특성 중 캐패시턴스 성분(C)은 전압(v)과 전류(i)간의 위상차를 야기한다. 이때, 실제 조직에 전달되는 전력(p)은 전압과 전류의 곱에 의해 결정되는데, 도 5와 같이 전압(v)과 전류(i)의 위상차가 존재하면, 전압과 전류의 위상이 같은 경우와 비교하여, 체내 조직으로 전달되는 전력(p)이 감소한다.
- [66] 여기서, 체내 조직의 임피던스 특성(Z)은 조직의 구성에 따라 상이하게 나타나는데, 지방층 조직은 다른 조직에 비해 캐패시턴스 성분(C)이 큰 특성을 갖는다. 이는 지방층 조직의 수분 함유량이 상대적으로 적고 지방 조직의 유전체적 특성에 기인한 것으로 예상된다. 따라서, 지방층 조직을 대상으로 RF 치료를 진행하는 경우, 타 조직을 치료할 때와 비교하여, 체내 조직으로

전달되는 에너지의 손실이 크다. 이로 인해, 지방층 치료 시 필요한 강도로 치료가 이루어지지 못하는 경우가 종종 발생한다.

- [67] 따라서, 본 실시예에 따른 RF 치료장치(1)는 센싱부(260)를 이용하여 RF 에너지 전달되는 동안 RF 에너지의 전달 특성을 감지하고, 임피던스 가변부(150)를 이용하여 전술한 RF 에너지의 손실을 감소시키도록 구성된다.
- [68] 도 6은 도 1의 RF 치료장치의 RF 회로를 개략적으로 도시한 회로도이다. 도 6에 도시된 바와 같이, RF 발생부(110)에서 발생된 RF 에너지는 RF 회로를 통해 RF 전극(251)으로 전달된다. 도 6에서는, 2개의 RF 전극이 도시되어 있으나 이는 설명의 편의를 위해 등가 회로로 표시한 것으로, 실질적으로는 복수의 RF 전극을 통해 RF 에너지를 전달한다. 또한, 도 6에서는, RF 발생부(110) 및 RF 전극(251)이 직렬로 연결된 것으로 도시되어 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, RF 발생부와 RF 전극은 적어도 하나의 이차 코일 구조를 매개로 연결될 수 있다.
- [69] 센싱부(260)는 RF 회로에 연결되는 복수의 센서로 구성되며, RF 회로를 통해 전달되는 RF 에너지의 다양한 파라미터를 측정한다. 예를 들어, 센싱부(260)는, 상기 파라미터로서, RF 발생부(110)에서 전달되는 전력값( $p_1$ ), RF 전극을 통해 조직에 인가되는 전압값( $v$ ), RF 전극을 통해 조직에 경유하여 흐르는 전류값( $i$ ) 중 적어도 하나를 측정한다. 여기서, RF 발생부에서 전달되는 전력값( $p_1$ )은 RF 발생부 양단에서 측정되는 전력값일 수 있고, 또는 이차 코일 구조를 구비하는 경우 이차 코일을 통해 RF 전극측으로 전달되는 전력값일 수 있다. 센싱부(260)는 측정된 파라미터에 근거하여 체내 조직의 임피던스 특성을 판단하고, 체내 조직에 전달되는 RF 에너지의 손실량을 감지할 수 있다.
- [70] 구체적으로, 센싱부(260)는, 소정의 샘플링 주기로, RF 발생부(110)에서 전달되는 전력값( $p_1$ )을 실시간으로 측정한다. 그리고, 측정된 전력값을 적분함으로써, 주기당 RF 발생부(110)에서 RF 전극(251)으로 전달되는 RF 에너지( $E_1$ )를 측정한다. 이와 동시에, 센싱부(260)는, 소정의 샘플링 주기로, RF 전극(251)을 통해 체내 조직에 인가되는 전압값( $v$ ) 및 전류값( $i$ )을 실시간으로 측정하고, 측정된 값을 곱하여 조직으로 전달되는 전력값을 연산( $p_2$ )한다. 그리고 연산된 전력값을 적분하여 주기당 체내 조직에 전달되는 RF 에너지 값( $E_2$ )을 연산할 수 있다. 여기서,  $p_1$  및  $E_1$ 은 RF 회로를 통해 실제로 조직에 전달하고자 하는 전력 및 에너지 값이고,  $p_2$  및  $E_2$ 는 조직의 임피던스 특성에 의해 실제로 조직에 전달되는(흡수되는) 전력 및 에너지 값이다.
- [71] 이러한 과정을 통해, 센싱부(260)는 RF 발생부에서 제공되는 RF 에너지(측정된 전력에 의해 획득되는 값)( $E_1$ )와 실제로 조직에 전달된 RF 에너지(연산된 전력값에 의해 획득되는 값)( $E_2$ )를 이용하여 조직의 임피던스 특성을 판단한다. 구체적으로, RF 발생부에서 제공되는 RF 에너지양과 조직으로 전달되는 RF 에너지양의 비율을 통해 역률(power factor) 구하고, 이를 토대로 조직의 임피던스 중 캐패시터 성분(C) 및 이로 인한 전압-전류의 위상차를 판단할 수 있다. 그리고, 실제 조직으로 전달된 RF 에너지( $E_2$ )는 RF 발생부에서 제공되는

RF 에너지(E1) 보다 작게 나타나는데, 이러한 차이가 조직의 캐패시턴스 성분으로 인한 에너지 손실로 판단될 수 있다.

- [72] 이처럼, 센싱부(260)를 통해 조직의 임피던스 특성 및 이로 인한 에너지 손실이 감지되면, 제어부(140)는 센싱부(260)에서 감지된 결과를 고려하여 임피던스 가변부(150)를 제어한다. 이때, 조직의 캐패시턴스 성분(C)에 의한 전압-전류간의 위상차가 RF 에너지 손실을 야기하므로, 제어부(140)는 상기 위상차를 감소시키는 방향으로 임피던스 가변부(150)를 제어한다. 또는, 상기 RF 에너지의 손실이 감소하는 방향, 즉 조직으로 전달되는 에너지의 양(E2)이 증가하는 방향으로, 임피던스 가변부(150)를 제어할 수 있다.
- [73] 임피던스 가변부(150)는 임피던스가 가변되는 회로 소자를 적어도 하나 이상 포함하여 구성된다. 일 예로, 임피던스 가변부(150)는 RF 회로에 직렬로 연결되는 가변 캐패시터를 포함한다. 이때, 임피던스 가변부(150)의 동작은 RF 에너지를 전달하는 RF 회로의 임피던스를 조절할 수 있고, 이로 인해 조직의 임피던스 특성에 의한 위상차 또는 에너지 손실을 보상할 수 있다.
- [74] 도 7은 도 3의 임피던스 가변부의 일 예를 도시한 사시도이다. 도 7에 도시된 바와 같이, 임피던스 가변부(150)는 대향되는 두 개의 극판(151, 152)으로 구성되며, 일측 극판(151)이 회전 가능하게 구비된다. 따라서, 일측 극판(151)을 회전시켜 타측 극판(152)과 대향되는 면적을 조절함에 따라 캐패시턴스 값을 선형적으로 변화시키는 것이 가능하다.
- [75] 제어부(140)는 임피던스 가변부의 캐패시턴스가 증가하는 방향 및 감소하는 방향으로 상기 일측 극판을 각각 회전시키고, 상기 과정 동안 센싱부(260)는 캐패시턴스 변화에 따른 RF 에너지의 파라미터의 변화를 측정한다. 제어부(140)는 센싱부(260)에서 감지된 결과에 따라, 상기 위상차가 감소시키고, 에너지 손실을 감소시키는 임피던스 가변부의 조절 방향 및 조절량을 결정하고, 이에 근거하여 임피던스 가변부(150)의 임피던스를 조정한다.
- [76] 도 7에서는 가변 캐패시터를 이용한 임피던스 가변부를 구성하나, 이 이외에도 다양한 회로 소자를 이용하여 임피던스 가변부를 구성할 수 있다. 예를 들어, 극판 간격이 가변되거나 스위치 방식으로 캐패시턴스가 조절되는 다양한 가변 캐패시터를 적용할 수 있다. 또한, 가변 저항을 비롯하여 다양한 소자들의 조합으로 임피던스 가변부를 구성하는 것도 가능하다.
- [77] 도 8은 도 1의 RF 치료 장치의 제1 치료 모드에 따른 치료 모습을 도시한 도면이고, 도 9는 도 1의 RF 치료 장치의 제2 치료 모드에 따른 치료 모습을 도시한 도면이다. 본 실시예에 따른 RF 치료장치(1)는 적어도 2개의 치료 모드를 포함한다. 여기서, 제1 치료 모드는 흉터 치료, 여드름 치료, 피부 탄력 개선 등의 치료를 위한 모드로, 도 8에 도시된 바와 같이 RF 전극(251)이 진피층에 위치하도록 삽입되어, 상기 진피층(dermal layer)으로 RF 에너지를 전달한다. 그리고, 제2 치료 모드는 지방 제거, 미세 윤곽 성형, 피부 탄력 개선 등의 치료를 위한 모드로, 도 9에 도시된 바와 같이 RF 전극은 진피층의 하층에 배치된

지방층 조직(fat layer)에 위치하게 삽입되어, 지방층 조직에 RF 에너지를 전달한다.

- [78] 사용자가 설정부(120)를 통해 치료 모드를 선택하면, 제어부(140)는 설정된 치료 모드에 근거하여 각종 구성요소를 제어한다. 예를 들어, 제1 치료 모드로 설정되면, 제어부(140)는 RF 전극이 진피층 깊이에 상응하는 제1 깊이로 삽입되도록 구동부(210)를 제어한다. 그리고, 진피층 치료에 적합한 제1 파라미터를 갖는 RF 에너지를 제공하도록 RF 발생부(110)를 제어한다. 그리고, 제2 치료 모드로 설정되면, 제어부(140)는 RF 전극이 지방층 조직 깊이에 상응하는 제2 깊이로 삽입되도록 구동부(210)를 제어한다. 그리고, 지방층 치료에 적합한 제2 파라미터를 갖는 RF 에너지를 제공하도록 RF 발생부(110)를 제어한다. 나아가, 제어부(140)는 치료 중 센싱부(260)에서 검출되는 RF 파라미터 정보를 이용하여, 이에 상응하는 제어를 수행할 수 있다.
- [79] 구체적으로, 제1 치료 모드로 설정된 경우, 제어부(140)는 치료 중 센싱부(260)에서 검출되는 정보에 근거하여, RF 발생부(110)에서 제공되는 RF 에너지의 파라미터를 조절할 수 있다(제1 제어). 센싱부(260)를 통해 조직에 인가되는 전압 및 전류를 실시간으로 측정하는 것이 가능하며, 이에 의해 조직의 저항값 그리고 저항값 변화에 따른 상태 변화를 모니터링하는 것이 가능하다. 조직의 위치 및 특성에 따라 저항값이 상이하고, 이로 인해 해당 조직이 목표한 상태 변화에 도달하는 시간이 상이하므로, 제어부(140)는 RF 발생부(110)를 제어하여 RF 에너지의 출력 전력 및 펄스 폭 등을 제어할 수 있다.
- [80] 또한, 제2 치료 모드로 설정된 경우, 제어부(140)는 치료 중 센싱부(260)에서 검출되는 정보에 근거하여, 조직으로 전달되는 에너지의 손실을 감소시킬 수 있도록 임피던스 가변부(150)를 제어한다. 진피층의 임피던스는 캐패시턴스 성분이 미소하여 에너지 손실에 큰 영향을 미치지 않는 반면, 지방층 조직의 임피던스는 캐패시턴스 성분이 상대적으로 크기 때문에 치료 시 조직으로 전달되는 에너지의 손실이 크다. 따라서, 제어부(140)는 제2 치료 모드로 설정된 경우, 선택적으로 조직의 임피던스 특성을 고려하여 임피던스 가변부(150)를 제어한다. 이에 의해, 제2 치료 모드 중 발생하는 에너지 손실을 감소시킬 수 있다(제2 제어).
- [81] 전술한 제1 제어는 조직의 임피던스 특성 중 저항 성분을 고려하여 RF 발생부에서 전달되는 출력을 조절하는 것이고, 제2 제어는 조직의 임피던스 특성 중 캐패시턴스 성분을 고려하여 가변 임피던스의 캐패시턴스를 조절하는 점에서 차이가 있다. 위에서는, 제1 치료 모드에서는 제1 제어를 수행하고, 제2 치료 모드에서는 제2 제어를 수행하는 것으로 설명하였으나, 필요시 제1 치료 모드에서도 제1 제어와 제2 제어가 모두 수행될 수 있고, 제2 치료 모드에서도 제1 제어 및 제2 제어가 모두 수행될 수 있다.
- [82] 도 10은 도 1의 RF 치료장치의 제어방법을 도시한 순서도이고, 도 11은 도 10의 조정 단계를 상세하게 도시한 순서도이다. 이하에서는 도 9 및 도 10을 참조하여

본 실시예에 따른 치료장치의 제어방법을 구체적으로 설명한다.

- [83] 치료를 진행하기에 앞서, 사용자는 설정부(120)를 통해 치료 내용을 설정하는 단계를 진행한다(S10). 본 단계에서 사용자는 치료 위치, 치료 병변 및 환자의 상태를 고려하여, 치료 모드 및 각종 파라미터를 설정한다. 이때, 사용자는 제1 치료 모드와 제2 치료 모드 중 어느 하나를 선택하는 것이 가능하며, 이하에서는 일 예로서, 제2 치료 모드를 중심으로 설명한다.
- [84] 우선, 전술한 바와 같이, 지방층의 조직 특성을 고려하여 RF 회로의 임피던스를 조정하는 조정 단계를 수행한다(S20). 우선, 사용자는 핸드피스(200)를 제1 위치에 위치시킨다. 여기서, 제1 위치는 조정 단계를 수행하기 위한 별도의 테스트 위치일 수 있으며, 또는 첫 번째 치료 위치일 수 있다. 제어부(140)는 사용자의 조작에 따라 구동부를 동작시켜 복수의 RF 전극(251)을 환자의 지방층으로 삽입한다(S21). 그리고, RF 발생부(110)를 제어하여, RF 전극을 통해 체내 지방층 조직으로 RF 에너지를 전달한다(S22). 본 단계에서, 조직으로 전달되는 RF 에너지는 조직의 건조화(desiccation)가 발생하지 않도록, 후술할 치료 단계에서 전달되는 RF 에너지 보다 낮은 출력으로 제공되거나, 짧은 펄스폭을 갖도록 구성된다. RF 에너지가 일정 수준 이상 조직에 인가되면 조직의 건조화가 진행되면서 임피던스의 변화가 급격하게 발생하기 때문에, 임피던스를 이용하여 조직의 특성을 판단하는 것이 곤란하기 때문이다.
- [85] 한편, 센싱부(260)는 본 단계에서 RF 에너지가 전달되는 동안, RF 회로를 따라 전달되는 RF 에너지의 다양한 파라미터를 측정한다(S23). 일 예로, 센싱부(260)는 RF 발생부(110)에서 전달하는 출력값( $p_1$ ), RF 전극(251)을 통해 전달되는 전압 및 전류값( $v, i$ )을 측정할 수 있다. 그리고, 전술한 바와 같이, 측정된 출력값( $p_1$ )과, 측정된 전압-전류값에 의해 연산되는 출력값( $p_2$ )을 비교하여, 조직의 임피던스 특성 및 이에 의한 에너지 손실을 감지한다(S24). 그리고, 제어부(140)는 이에 근거하여 임피던스 가변부(150)의 가변 캐패시터를 제어한다(S25). 이때, 센싱부(260)는 가변 캐패시터의 캐패시턴스 변화에 따른 RF 회로의 에너지 손실을 지속적으로 측정한다. 구체적으로, 제어부(140)는 가변 캐패시터의 캐패시턴스를 증가시키면서 센싱부를 통해 RF 에너지의 손실을 감지하고(제1 단계), 이후, 반대로 캐패시턴스를 감소시키면서 RF 에너지의 손실을 감지한다(제2 단계). 그리고, 제어부는 상기 제1, 2 단계를 통해 감지된 결과를 통해, RF 에너지의 손실이 감소하도록 가변 캐패시터를 조절한다. 이러한 단계를 통해, 치료 중 지방층의 조직 특성에 의해 야기되는 전압-전류의 위상차 및 에너지 전달 손실이 감소되도록 RF 회로를 조정한다.
- [86] RF 회로에 대한 임피던스 조정이 수행되면, 치료 단계를 수행한다(S30). 사용자는 핸드피스(200)의 위치를 제2 위치로 변경한다. 제어부(140)는 사용자의 조직에 의해 구동부(210)를 동작시켜 RF 전극을 지방층 조직까지 삽입하고, RF 전극을 통해 치료용 RF 에너지를 조직에 인가한다. 상기 조정 단계를 통해 조직의 캐패시턴스 특성을 보상하도록 RF 회로의 조정을 수행하였는 바, 본

- 치료 단계에서는 원하는 만큼의 에너지를 조직으로 전달하며 치료를 수행할 수 있다.
- [87] 나아가, 본 치료 단계에서, 센싱부(260)는 치료 중 조직의 임피던스 값(저항값)을 검출하고, 이에 근거하여 RF 발생부(110)에서 발생하는 RF 에너지의 출력을 조절하도록 수행하는 것도 가능하다(전술한 제1 제어 참조).
- [88] 대안적인 실시예로서, 본 치료 단계에서 전술한 제1 제어를 수행하는 것도 가능하다. 즉, 치료 중 센싱부는 조직의 저항값을 측정하고, 이를 반영하여 RF 발생부의 출력을 제어할 수 있다. 이러한 RF 발생부의 출력 제어는 제2 위치에서 센싱된 결과를 토대로 제2 위치에서 즉시 반영될 수 있고, 또는 제2 위치에서 센싱된 결과를 토대로 제3 위치 치료시 반영하여 제어하는 것도 가능하다.
- [89] 전술한 단계에 의해 제2 위치에 대한 치료가 완료되면, 사용자는 다시 핸드피스의 위치를 제3, 제4 치료 위치로 변경하면서, 각각의 위치에서 치료 단계를 수행한다.
- [90] 다만, 전술한 실시예에서 제1 위치는 조정 단계가 수행되는 테스트 위치이며, 치료는 제2 위치에서부터 진행되는 것으로 설명하고 있으나, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니다. 조정 단계를 통해 제1 위치에 RF 에너지가 충분히 전달되는 경우, 제1 위치의 치료가 동시에 이루어질 수 있다. 또한, 제1 위치에서 조정 단계를 수행한 후, 조정된 RF 회로를 통해 치료용 RF 에너지를 전달함으로써 제1 위치에 대한 치료를 수행하는 것도 가능하다.
- [91] 또한, 전술한 실시예에서는, 치료 단계에서 제1 제어를 수행하는 것으로 설명하였으나, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니며, 조정 단계에서 제1 제어 및 제2 제어를 모두 수행하는 것도 가능하다.
- [92] 이하에서는 도면을 참조하여, 본 발명의 제2 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 설명한다. 제2 실시예에 따른 의료용 RF 장치는 RF를 이용한 조직 검사 장치(이하에서는, RF 검사장치라 함)이다. 본 실시예에 따른 RF 검사장치(1001)는 RF 에너지를 이용하여 조직의 상태 또는 특성을 측정하는 장치로, 전술한 실시예의 RF 치료장치와 구분된다. 다만, RF 검사장치 또한 RF 에너지를 조직에 전달하고, RF 에너지가 전달되는 동안 측정되는 RF 파라미터 값을 이용하여 조직의 상태 또는 특성을 측정하는 점에서, 전술한 실시예의 RF 치료 장치와 유사한 구성요소들로 구성된다.
- [93] 따라서, 본 실시예에 따른 RF 검사장치(1001)를 설명함에 있어, 전술한 실시예와 유사한 구성 요소에 대해서는 동일한 명칭을 부여하여 설명하되, 각 구성의 공통된 기술적 특징은 중복을 피하기 위해 전술한 실시예에 대한 설명으로 대체한다. 다만, 이하에서 설명하는 RF 검사장치는 하나의 실시예로서, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니며, 이외에도 다양하게 변형 실시 가능함을 밝혀둔다.
- [94] 본 실시예에 따른 RF 검사장치(1001)는 본체(1100), 핸드피스(1200) 및 본체와 핸드피스를 연결하는 연결부(1300)를 포함하여 구성된다(도 1 및 도 2 참조).

그리고, 본체의 내부에는 RF 펄스를 발생시키는 RF 발생부(RF generator)(1110)가 구비되며, 본체의 외면에는 스위치(1101) 및 표시부(디스플레이)(1102)가 구비되어 검사장치의 동작을 조절하거나 각종 정보를 사용자에게 표시할 수 있다.

- [95] 그리고, 핸드피스(1200)는 피검 대상인 조직과 인접한 위치에서 조직의 특성을 측정한다. 본 실시예에 따른 핸드피스(1200)는 전술한 실시예와 마찬가지로, 삽입부(1250), 구동부(1210) 및 삽입부와 구동부를 조작하기 위한 조작부(1220)를 포함하여 구성된다. 삽입부(1250)는 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이 마이크로 니들을 포함하는 팁 모듈 구조로 구성되며, RF 발생부와 연결되어 조직 특성 검사에 이용되는 측정용 RF 에너지를 전달한다. 그리고, 구동부(1210)는 조직 검사를 위해 삽입부(1250)가 조직 내측으로 삽입될 수 있도록 삽입부(1250)를 진퇴시킨다.
- [96] 다만, 본체와 핸드피스의 기계적인 구조, 구동 방식 및 RF 에너지 전달 계통 등은 전술한 제1 실시예에의 RF 치료장치와 유사하므로 구체적인 설명은 생략한다.
- [97] 도 12는 본 발명의 제2 실시예에 따른 RF 검사장치의 주요 제어 계통을 도시한 블록도이다. 이하에서는 도 12 참조하여, 본 실시예에 따른 RF 검사장치의 제어 구조에 대해 보다 구체적으로 설명한다.
- [98] 제어부(1140)는 전술한 실시예와 마찬가지로 본체 및 핸드피스의 각종 구성요소의 동작을 제어하는 구성이다. 따라서, 제어부(1140)는 구동부(1210)를 제어하여 삽입부(1250)를 조직 내부에 삽입시키고, RF 발생부(1110)를 제어하여 검사시 필요한 RF 에너지를 발생시킨다.
- [99] 설정부(1120)는 사용자가 검사 내용을 설정할 수 있다. 구성이다. 사용자는 설정부(1120)를 통해 검사 패턴, 검사 회수 등을 설정할 수 있고, 제어부(1140)는 설정된 내용에 근거하여 검사 동작을 수행하도록 각종 구성을 제어한다. 메모리부(1130)는 검사에 이용하기 위한 각종 데이터가 저장된다. 따라서, 제어부(1140)는 필요한 정보를 메모리부(1130)에 저장하거나, 메모리부(1130)에 저장된 데이터를 참조하여 각 구성 요소를 제어할 수 있다.
- [100] 센싱부(1260)는 검사 중 조직으로 전달되는 RF 에너지의 다양한 파라미터를 측정한다. 센싱부(1260)는 측정된 파라미터 값을 이용하여 체내 조직의 임피던스와 관련된 정보를 검출할 수 있다.
- [101] 판단부(1160)는 센싱부(1260)에서 검출된 정보에 근거하여 환자의 조직 특성을 판단하는 구성이다. 도 12에서, 판단부(1140)는 제어부(1140) 또는 센싱부(1260)와 구분되는 별도의 구성으로 도시되어 있으나, 판단부는 제어부의 서브 구성요소로 구비되는 것도 가능하고, 센싱부의 서브 구성요소로 구비되는 것도 가능하다.
- [102] 앞서, 전술한 실시예의 도 4 및 도 5에서 설명한 바와 같이, 조직의 임피던스 성분은 저항성 성분과 캐패시턴스 성분을 동시에 포함할 수 있으며, 캐패시턴스

- 성분의 크기에 따라 조직으로 인가되는 전류와 전압 사이에 위상차가 발생한다.
- [103] 도 13은 조직의 상태에 따른 전압-전류의 위상차를 도시한 그래프이다. 복수의 환자군을 대상으로 피부 조직에 대해 실험을 진행한 결과, 동일한 출력의 RF 에너지를 동일한 조직(예를 들어, 진피층)에 인가하더라도 환자에 따라 조직에 인가되는 전압과 전류의 위상차가 상이한 것을 확인하였다. 특히, 환자의 연령이 낮을수록 조직에 인가되는 전압과 전류 사이의 위상차가 낮게 나타났으며, 유사한 연령대에서도 피부 조직 상태가 양호할수록 상기 위상차가 낮은 경향을 나타냈다. 구체적으로, 피부 조직 상태의 양호도(예를 들어, 노화 정도)와 해당 조직에 인가되는 전압-전류 사이의 위상차는 도 13에 도시된 것과 같이 상관 관계를 갖는다. 이러한 상관 관계는 조직의 수분 함유 특성과 콜라겐 조직의 지방 세포 분포 특성에 기인한 판단된다. 즉, 수분을 많이 함유하고 있고 지방 세포를 적게 함유하고 있는 조직일수록, 조직 내에 캐패시터로 기능하기 어려운 환경이 형성되어 캐패시턴스 성분이 낮아지고, 이로 인해 인가되는 전압과 전류 사이의 위상차가 적게 나타나는 것으로 해석된다. 반면, 조직 노화의 대표적인 특성이 탈수(dehydration)인 점을 고려할 때, 노화가 진행된 피부일수록 동일한 조건에서 위상차가 크게 발생하는 것으로 판단할 수 있다. 따라서, 본 실시예에 따른 RF 검사장치는 측정용 RF 에너지 인가시 측정된 파라미터 값에 근거하여, 조직의 특성을 판단하는 것이 가능하다.
- [104] 구체적으로, 제어부(1140)는 구동부(1210)를 구동하여, 삽입부(1250)를 피검 대상이 되는 조직 내측으로 삽입하고, RF 발생부(1110)를 구동하여 측정용 RF 에너지를 RF 전극을 통해 조직 내측으로 전달하려 검사를 진행한다. 이때, 검사를 위해 전달되는 측정용 RF 에너지는 조직의 건조화(desiccation)가 발생하지 않도록, 치료시 제공되는 RF 에너지보다 낮은 출력을 갖거나 짧은 펄스폭을 갖도록 구성된다. RF 에너지가 일정 수준 이상 조직에 인가되면 조직의 건조화가 진행되면서 임피던스의 변화가 급격하게 발생하기 때문에, 임피던스를 이용하여 조직의 특성을 판단하는 것이 곤란하기 때문이다.
- [105] 한편, 측정용 RF 에너지가 조직에 전달되는 동안, 센싱부(1260)는 RF 파라미터를 측정하고, 표시값(indication value)을 획득한다. 여기서, 표시값은 상기 위상차와 연관된 값으로 이에 의해 조직의 특성을 표시할 수 있는 다양한 값을 의미한다. 이러한 표시값은 측정된 RF 파라미터를 이용하여 연산될 수 있다.
- [106] 일 예로, 전술한 실시예와 마찬가지로, 센싱부(1260)는 RF 발생부에서 제공되는 전력값( $p_1$ )과, RF 전극을 통해 조직으로 인가되는 전압값( $v$ )과 전류값( $i$ )을 측정한다. 그리고, 측정된 전압값과 전류값을 연산하여 획득된 전력값( $p_2$ )과, 측정된 전력값( $p_1$ )을 이용하여, 역률(power factor)에 해당하는 값을 얻을 수 있다. 역률은 전압 및 전류간의 위상차( $\theta$ )의 코사인 값으로, 이를 표시값으로 이용할 수 있다. 다만, 이 이외에도, RF 파라미터를 이용하여 도출 가능하며 위상차와 함수 관계를 갖는 다양한 값들을 표시값으로 이용할 수 있다.

- [107] 판단부(1140)는 센싱부(1260)에서 획득된 역률값을 이용하여 조직의 특성을 판단한다. 본 실시예의 메모리부(1130)는, 각 표시값에 해당하는 피부 조직의 상태 정보를 포함하는 기준 데이터를 저장하고 있다. 따라서, 판단부(1140)는 획득된 역률과 메모리부(1130)에 저장되어 있는 기준 데이터와 비교하여 조직의 특성을 등급화한다. 등급화 방식은 조직의 건강 상태를 점수화하거나, 연령별 평균 위상차 데이터와 비교하여 조직 연령을 산출하는 등 다양한 방식으로 이루어질 수 있다. 그리고, 판단부(1140)에서 판단한 결과는 표시부(1102)를 통해 표시되며, 사용자는 표시부를 통해 조직의 상태를 확인할 수 있다.
- [108] 전술한 조직 특성 검사는 한 명의 환자에 대해 한 번의 측정 결과로 조직의 특성을 판단하는 것도 가능하고, 복수의 위치에서 각각 검사를 수행한 후 해당 결과들을 토대로 조직의 특성을 판단하는 것도 가능하다.
- [109] 도 14는 도 12의 RF 검사 장치의 제어방법을 도시한 순서도이다. 이하에서는, 도 14를 참조하여 본 실시예에 따른 검사장치의 제어방법을 구체적으로 설명한다.
- [110] 검사를 진행하기에 앞서, 사용자는 설정부(1120)를 통해 검사 내용을 설정하는 단계를 진행한다(S110). 본 단계를 통해 사용자는 환자의 특성을 고려하여 검사 회수 또는 측정용 RF 에너지의 출력 등을 설정할 수 있다.
- [111] 설정 단계가 이루어지면, 사용자는 핸드피스(1200)를 피검 대상이 되는 조직 표면에 위치시킨다(S120). 본 실시예에 따른 검사 방법은 복수의 위치에 각각 삽입부를 삽입시켜 검사를 진행하며, 본 단계에서는 최초 검사 위치인 제1 검사 위치에 핸드피스를 위치시킨다.
- [112] 핸드피스(1200)가 제1 검사 위치에 위치하면, 사용자의 조작에 의해 제어부(1140)는 삽입부를 조직 내측에 삽입시키고, RF 전극(1251)을 통해 체내 조직으로 제1 측정용 RF 에너지를 전달한다(S130). 삽입부는 제1 측정용 RF 에너지가 전달된 후, 조직으로부터 인출되도록 제어될 수 있다.
- [113] 한편, 센싱부(1260)는 제1 측정용 RF 에너지가 전달되는 동안 RF 회로의 파라미터를 측정한다(S140). 그리고, 센싱부(1260)는 측정된 파라미터에 근거하여, 조직을 통과하는 전압 및 전류의 위상차에 상응하는 표시값을 연산한다(S150). 여기서, 표시값은 상기 위상차와 함수관계에 있는 다양한 값일 수 있으며, 일 예로서, 조직으로 흡수되는 RF 에너지의 역률값일 수 있다. 구체적으로, RF 발생부에서 제공되는 전력값( $p_1$ )과, 센싱부에서 측정된 전압값( $v$ ) 및 전류값( $i$ )을 측정한다. 그리고, 상기 측정된 전력값( $p_1$ )과 상기 측정된 전압값( $v$ ) 및 전류값( $i$ )으로부터 연산된 전력값( $p_2$ )의 비율로 역률을 계산할 수 있다.
- [114] 상기 단계에 통해 표시값이 획득되면, 판단부(1140)는 이를 메모리부(1130)에 저장된 기준 데이터와 비교하여 조직의 특성을 판단한다(S160). 이때, 위상차가 작을수록, 다른 표현으로 표시값에 해당하는 역률이 클수록 조직의 상태가 양호한 것으로 판단할 수 있다. 그리고, 판단된 조직 상태 결과를 표시부(1102)를

통해 사용자에게 표시할 수 있다.

- [115] 제1 위치에 대한 조직의 특성 검사가 완료되면, 검사 위치를 제2 위치로 변경하고, 제2 위치에 대한 검사를 진행한다(S170). 그리고, 전술한 S130 내지 S160을 반복하여 수행한다. 다만, 도 14에서는 하나의 위치마다 조직 특성을 판단하는 것으로 도시하고 있으나, 복수의 위치에서 조직 특성 검사를 수행하는 경우 각각의 위치에서 표시값을 획득하고, 모든 검사 위치에서 획득된 표시값을 종합적으로 고려하여 환자의 조직 특성을 판단하여 표시하는 것도 가능하다.
- [116] 도 15는 본 발명의 제3 실시예에 따른 의료용 RF 장치의 핸드피스 단부를 도시한 정면도이다. 이하에서는, 도 15를 참조하여, 본 발명의 제3 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 설명한다.
- [117] 본 실시예에 따른 의료용 RF 장치는 RF 검사장치로 구성된다. 다만, 전술한 제2 실시예의 RF 검사장치는 RF 전극을 조직 내측에 삽입한 상태에서 측정용 RF 에너지를 인가하는 구성인 것에 비해, 본 실시예에 따른 RF 검사장치는 피검 대상이 되는 조직의 표면에 RF 전극을 접촉한 상태에서 측정용 RF 에너지를 인가하여 조직의 특성을 검사한다. 캐패시턴스 성분은 주로 조직의 표면보다는 조직 내측의 환경에 의해 영향을 받는 점을 고려할 때 제2 실시예와 같은 침습 방식의 검사가 보다 정확한 결과를 얻을 수 있으나, 검사의 편의성 및 환자의 통증을 고려하여 본 실시예와 같은 접촉 방식으로 검사하도록 RF 검사장치를 구성할 수 있다.
- [118] 이 경우, 제2 실시예에 따른 RF 검사장치와 비교하여, 핸드피스가 별도의 삽입부 및 구동부를 구비하지 않고, 대신에 핸드피스(1200) 단부에 조직 표면과 접촉하는 전극부(1270)를 구비한다. 그리고, 전극부(1270)를 통해 측정용 RF 에너지를 조직 표면으로 인가하고, 이 때의 RF 파라미터를 측정하여 조직의 특성을 검사할 수 있다.
- [119] 이하에서는, 도 16을 참조하여, 본 발명의 제4 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 설명한다.
- [120] 전술한 제1 실시예 및 제2 실시예에서는 RF 치료장치 및 RF 검사장치가 각각 별도의 장치로 구성되는 예를 설명하였다. 다만, 제1 실시예에 따른 RF 치료장치 및 제2 RF 검사장치는 구성요소가 상호 유사하므로, 본 실시예에 따른 의료용 RF 장치는 제1 실시예의 RF 치료장치 및 제2 실시예의 RF 검사장치를 하나의 장치로 구성하여 검사 및 치료를 모두 수행할 수 있도록 구성된다.
- [121] 구체적으로, 본 실시예에 따른 RF 치료장치(본 실시예는 검사 및 치료가 모두 가능한 장치이나, 치료의 사전 단계로서 검사를 진행하도록 사용될 수 있어 RF 치료장치라 함)는 전술한 제2 실시예의 RF 검사장치와 상응하는 구조로 구성할 수 있다(도 1, 도 2 및 도 12 참조). 그리고, 사용자는 설정부(1120)를 통해 검사 모드 및 치료 모드를 선택할 수 있도록 구성된다. 따라서, 사용자가 설정부(1120)를 통해 치료 모드를 선택하는 경우, 설정부(1120), 메모리부(1130), 제어부(1140), RF 발생부(1110), 삽입부(1250), 구동부(1210) 및 센싱부(1260)

등의 주요 구성요소는 제1 실시예에서 설명한 바와 같이 동작하도록 구성할 수 있다. 그리고, 사용자가 설정부(1120)를 통해 검사 모드를 선택하는 경우 각 주요 구성요소는 제2 실시예에서 설명한 바와 같이 동작하도록 구성하는 것이 가능하다. 다만, 각 구성요소의 구조 및 동작 내용에 대해서는 제1 실시예 및 제2 실시예에서 상세하게 설명하였으므로, 중복을 피하기 위해 구체적인 설명은 제1, 제2 실시예에 대한 설명으로 대체한다.

- [122] 도 16는 본 발명의 제4 실시예에 따른 의료용 RF 장치의 제어방법의 일 예를 도시한 순서도이다. 본 실시예에 의할 경우, 하나의 장치를 이용하여 조직의 특성 검사를 수행하는 것도 가능하고, 조직의 병변 치료를 수행하는 것도 가능하다. 바람직하게는, 도 16에 도시된 바와 같이, 치료의 사전 단계로서 조직의 특성을 검사한 후, 이에 근거하여 조직의 병변을 치료하도록 사용할 수 있다.
- [123] 이 경우, 우선 사용자는 설정부를 통해 검사 모드를 선택한다(S210). 그리고, 본 실시예에 따른 RF 치료장치를 이용하여 조직의 특성을 검사하는 단계를 수행한다(S220). 이때, 조직의 특성을 검사하는 단계, 조직에 측정용 RF 에너지를 전달하는 방식으로 수행되며, 구체적으로는 도 14의 S110 내지 S170의 단계를 거쳐 수행될 수 있다. 이를 통해, 검사 단계가 완료되면 사용자는 설정부를 통해 치료 모드를 선택한다(S230). 그리고, RF 치료장치를 이용하여 조직 병변을 치료하는 단계를 수행한다(S240). 이때, 조직 병변을 치료하는 단계는 치료용 RF 에너지를 전달하는 방식으로 수행되며, 치료 모드에 따라(제1 실시예 참조) 조정 단계를 선택적으로 포함하여 수행할 수 있다. 이러한 치료 단계는, 구체적으로, 도 10 및 도 11의 각 단계를 거쳐 수행될 수 있다. 다만, 도 10, 도 11 및 도 14에 도시된 단계에 대한 설명은 앞서 제1 실시예 및 제2 실시예의 설명으로 대체한다.
- [124] 이에 의할 경우, 조직의 치료의 사전 단계로서 조직의 특성 검사를 수행하는바, 측정된 조직의 특성 결과를 조직의 치료에 반영하여 제어할 수 있다.
- [125] 도 17은 본 발명의 제5 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 도시한 사시도이다. 이하에서는, 도 17을 참조하여 본 발명의 제5 실시예에 따른 의료용 RF 장치를 설명한다.
- [126] 전술한 제4 실시예에서는 RF 검사장치와 RF 치료장치를 하나의 장치로 구성하면서, 하나의 핸드피스를 이용하여 조직의 검사 및 조직의 치료를 진행할 수 있도록 구성하였다. 이에 비해, 본 실시예에 따른 의료용 RF 장치는 제4 실시예와 마찬가지로 RF 검사장치와 RF 치료장치를 하나의 장치로 구성하되, 조직의 검사 단계에서 사용되는 검사 핸드피스(1200)와 조직의 치료 단계에서 사용되는 치료 핸드피스(200)를 별도로 구비하도록 구성할 수 있다. 검사 단계 및 치료 단계 중 어느 하나만을 진행하는 경우, 또는 검사와 치료시 사용되는 팁 모듈의 종류 또는 구동부의 구조가 상이한 경우 본 실시예와 같이 용도에 따라 핸드피스를 별도로 구비하는 것이 유리할 수 있다. 이때, 검사용

핸드피스(1200)는 제2 실시예와 같이 침습형 전극을 갖도록 구성되는 것도 가능하고, 제3 실시예와 같이 접촉형 전극을 갖도록 구성되는 것도 가능하다.

[127] 여기서, 사용자가 설정부를 통해 검사 모드로 설정하는 경우, 제어부 및 RF 발생부와 같은 본체의 구성요소가 검사 핸드피스와 전기적/신호적으로 연결되고, 치료 모드로 설정하는 경우에는 치료 핸드피스와 전기적/신호적으로 연결되도록 구성하여 각각 검사 및 치료를 진행하는 것이 가능하다.

[128] 이상, 본 발명의 일 실시예에 대해 상세하게 기술하였으나, 본 발명이 상기 실시예에 한정되는 것은 아니다. 본 발명이 속하는 기술 분야에 대해 통상의 지식을 가진 사람이라면, 첨부된 청구범위에 정의된 본 발명의 기술적 특징의 범위를 벗어나지 않으면서 본 발명을 여러 가지로 변형 또는 변경하여 실시할 수 있음은 밝혀둔다.

## 청구범위

- [청구항 1] RF 에너지를 발생시키는 RF 발생부;  
 상기 RF 발생부와 RF 회로를 통해 연결되며, 체내 조직에 선택적으로 삽입되어 상기 체내 조직에 상기 RF 에너지를 전달하는 복수의 RF 전극;  
 상기 체내 조직의 임피던스 특성에 기인한 상기 체내 조직으로 전달되는 RF 에너지의 손실을 감지하는 센싱부;  
 상기 RF 회로 상에 구비되며, 임피던스 값이 가변 가능하게 구성되는 임피던스 가변부; 및  
 상기 센싱부에서 검출된 정보에 근거하여, 상기 체내 조직으로 전달되는 RF 에너지의 손실을 감소시키도록 상기 임피던스 가변부를 제어하는 제어부;를 포함하는 RF 치료장치.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,  
 상기 RF 전극은 체내의 지방층까지 삽입되어 RF 에너지를 전달하며,  
 상기 센싱부는 상기 지방층의 임피던스 특성에 기인한 RF 에너지의 손실을 감지하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,  
 상기 센싱부는 상기 RF 발생부에서 전달하는 전력값과, 상기 RF 전극을 통해 전달되는 전압 및 전류 값을 측정하여, 상기 조직의 임피던스 특성에 따른 RF 에너지의 손실량을 감지하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.
- [청구항 4] 제3항에 있어서,  
 상기 센싱부는 상기 RF 발생부에서 발생하는 RF 에너지의 전력값과 상기 측정된 전압 및 전류 값에 의해 연산되는 RF 에너지의 전력값에 근거하여 상기 RF 에너지의 손실량을 감지하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.
- [청구항 5] 제3항에 있어서,  
 상기 제어부는 상기 조직으로 전달되는 RF 에너지가 증가하거나, 상기 측정된 전류 및 전압의 위상차가 감소하도록 상기 임피던스 가변부를 제어하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.
- [청구항 6] 제5항에 있어서,  
 상기 임피던스 가변부는 상기 RF 회로 상에 직렬로 연결되는 가변 캐패시터로 구성되는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.
- [청구항 7] 제6항에 있어서,  
 상기 가변 캐패시터의 캐패시턴스가 증가하는 방향 및 감소하는 방향으로 제어하면서 상기 센싱부를 통해 상기 RF 에너지의 손실량의 변화를 판단한 후, RF 에너지의 손실량이 감소하는 방향으로 상기 가변 캐패시터를 조절하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.
- [청구항 8] 제1항에 있어서,  
 상기 제어부는, 사용자의 설정에 근거하여, 상기 RF 전극이 진피층에

삽입되어 RF 에너지를 전달하는 제1 치료 모드 또는 상기 RF 전극이 지방층에 삽입되어 RF 에너지를 전달하는 제2 치료 모드를 수행하도록 제어하며,

상기 임피던스가 변부는 상기 제2 치료 모드로 설정된 경우에 동작하도록 제어되는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.

[청구항 9]

제1항에 있어서,

상기 제어부는 상기 임피던스가 변부를 조절하기 위해 상기 체내 조직으로 RF 에너지를 전달하는 조정 모드 및 상기 조정된 임피던스가 변부를 이용하여 상기 체내 조직으로 RF를 전달하는 치료 모드를 수행하도록 제어하며,

상기 조정 모드에서 상기 RF 발생부를 통해 제공되는 RF 에너지는 상기 치료 모드에서 제공되는 RF 에너지보다 작게 제어되는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치.

[청구항 10]

RF 전극을 체내 조직에 삽입하는 단계;

RF 발생부로부터 RF 회로를 따라 RF 전극으로 제공되는 RF 에너지를 상기 체내 조직에 전달하는 단계;

상기 RF 에너지가 상기 체내 조직에 전달되는 동안 상기 체내 조직의 임피던스 특성에 기인한 RF 에너지의 손실을 감지하는 단계;

상기 RF 에너지의 손실을 감소시키도록 상기 RF 회로 상에 구비된 임피던스가 변부의 임피던스를 조절하는 단계; 및

상기 임피던스가 조절된 RF 회로를 통해 상기 RF 전극으로 RF 에너지를 제공하여, 상기 체내 조직에 RF 에너지를 전달하는 단계;를 포함하는 RF 장치의 제어방법.

[청구항 11]

제10항에 있어서,

상기 RF 전극을 삽입하는 단계는 체내 지방층에 상기 RF 전극의 단부를 삽입하며, 상기 RF 에너지의 손실을 감지하는 단계는 상기 지방층의 임피던스 특성에 따른 RF 에너지의 손실을 감지하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치의 제어방법.

[청구항 12]

제10항에 있어서,

상기 RF 에너지의 손실을 감지하는 단계는, 상기 RF 발생부에서 전달하는 전력값과 상기 RF 전극을 통해 전달되는 전압 및 전류값을 측정하여, 상기 RF 에너지의 손실량을 감지하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치의 제어방법.

[청구항 13]

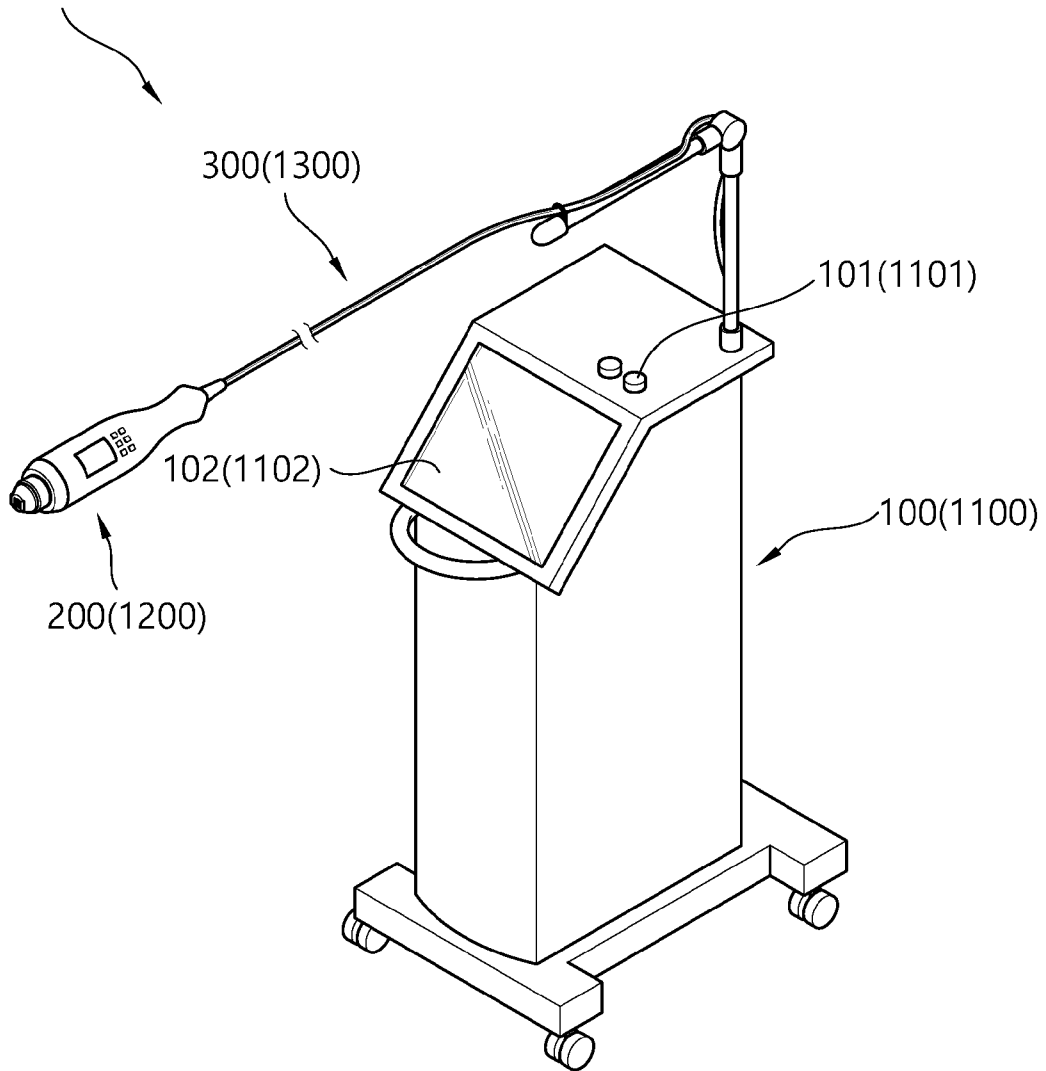
제12항에 있어서,

상기 RF 에너지의 손실을 감지하는 단계는, 상기 RF 발생부에서 전달하는 전력값과 상기 측정된 전압 및 전류값을 연산하여 얻어진 전력값을 비교하여 상기 RF 에너지의 손실량을 감지하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치의 제어방법.

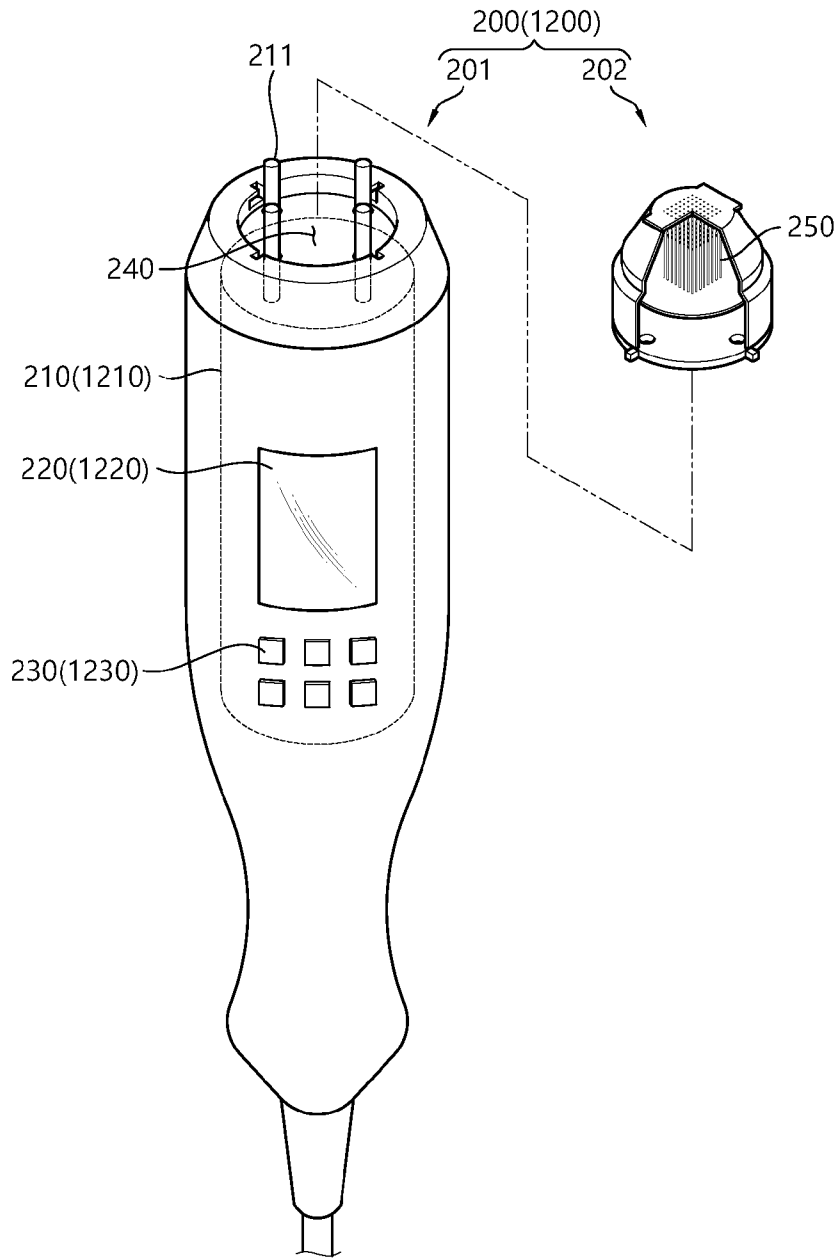
- [청구항 14] 제12항에 있어서,  
상기 RF 회로의 임피던스를 조절하는 단계는, 상기 조직으로 전달되는 RF 에너지가 증가하거나, 상기 측정된 전류 및 전압의 위상차가 감소하도록 상기 임피던스 가변부를 제어하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치의 제어방법.
- [청구항 15] 제14항에 있어서,  
상기 임피던스 가변부는 상기 RF 회로 상에 직렬로 연결되는 가변 캐패시터로 구성되는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치의 제어방법.
- [청구항 16] 제15항에 있어서, 상기 RF 회로의 임피던스를 조절하는 단계는, 상기 가변 캐패시터의 캐패시턴스가 증가하는 방향으로 임피던스를 조절하여 상기 RF 에너지의 손실을 감지하는 제1 단계, 상기 가변 캐패시터의 캐패시턴스가 감소하는 방향으로 임피던스를 조절하여 상기 RF 에너지의 손실을 감지하는 제2 단계, 그리고, 상기 제1 단계 및 상기 제2 단계에서 감지된 결과에 근거하여 상기 RF 에너지의 손실이 감소하는 방향으로 상기 가변 캐패시터의 캐패시턴스를 조절하는 제3 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치의 제어방법.
- [청구항 17] 제10항에 있어서,  
상기 RF 전극이 진피층에 삽입되어 RF 에너지를 전달하는 제1 치료 모드와 상기 RF 전극이 지방층에 삽입되어 RF 에너지를 전달하는 제2 치료 모드 중 치료 모드를 설정하는 단계를 더 포함하고,  
상기 제2 모드가 선택되는 경우 상기 RF 회로의 임피던스를 조절하는 단계를 수행하는 것을 특징으로 하는 RF 치료장치의 제어방법.
- [청구항 18] RF 전극을 지방층 조직에 삽입하는 단계;  
RF 발생부로부터 RF 회로를 따라 RF 전극으로 제공되는 RF 에너지를 상기 지방층 조직에 전달하는 단계;  
상기 RF 에너지가 상기 지방층 조직에 전달되는 동안 상기 지방층 조직의 캐패시턴스 특성에 기인한 RF 에너지의 손실을 감지하는 단계;  
상기 지방층 조직에 전달되는 상기 RF 에너지의 손실을 감소시키도록 상기 RF 회로 상에 구비되는 임피던스 가변부를 조절하는 단계; 및  
상기 임피던스가 조절된 RF 회로를 통해 RF 전극으로 RF 에너지를 제공하여, 상기 체내 조직을 치료하는 단계;를 포함하는 RF 치료장치를 이용한 치료 방법.
- [청구항 19] 제18항에 있어서,  
상기 치료 방법은 상기 지방층 제거, 미세 윤곽 성형, 피부 탄력 개선 중 적어도 하나의 치료 목적으로 상기 지방층 조직을 치료하는 것을 특징으로 하는 치료 방법.

[도1]

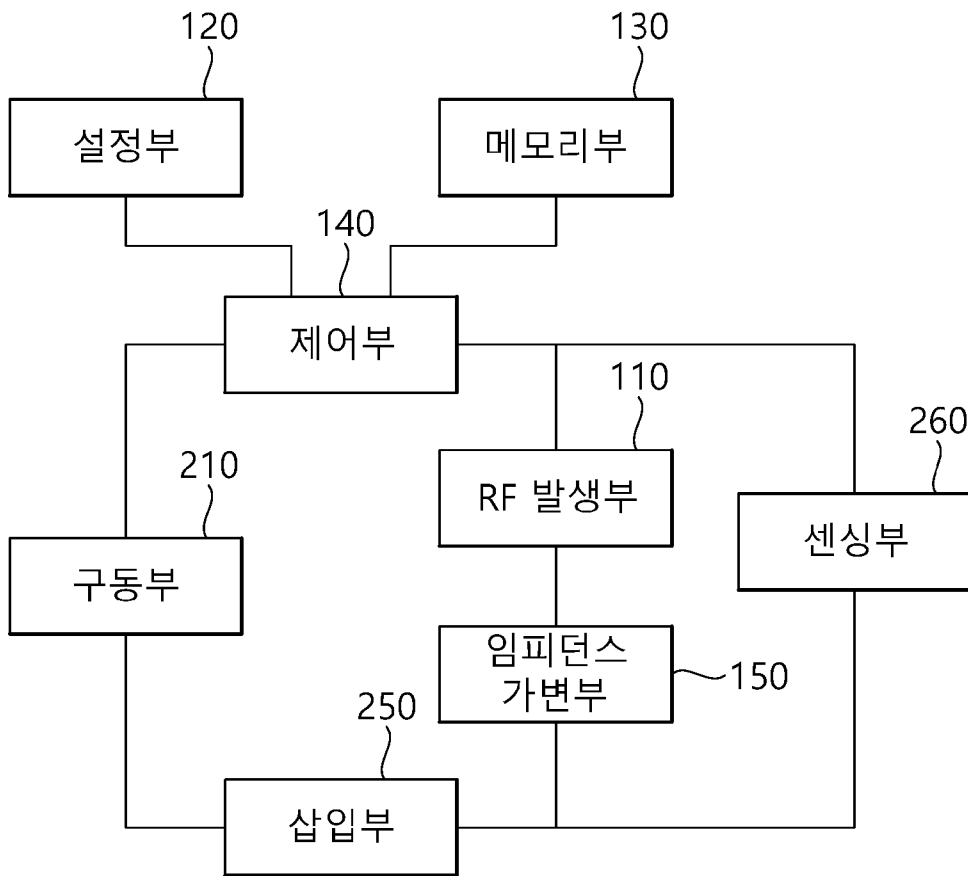
1(1001)



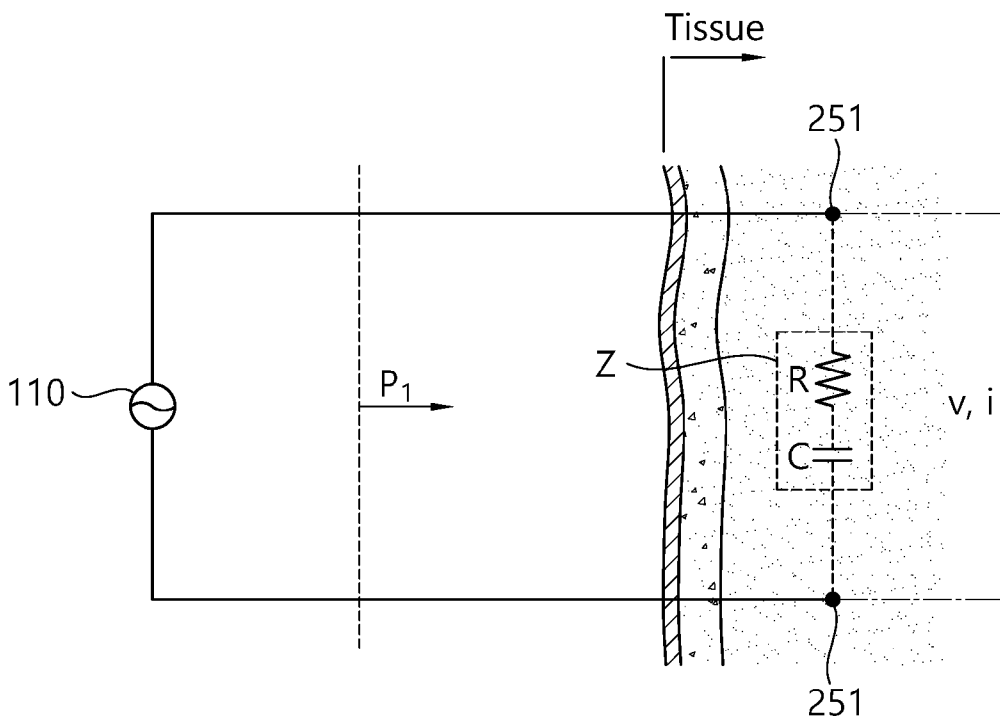
[도2]



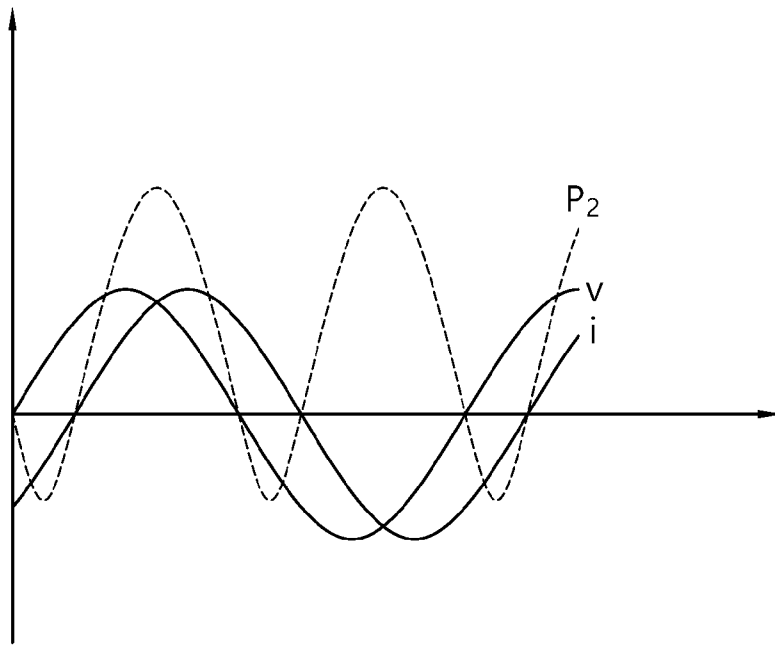
[도3]



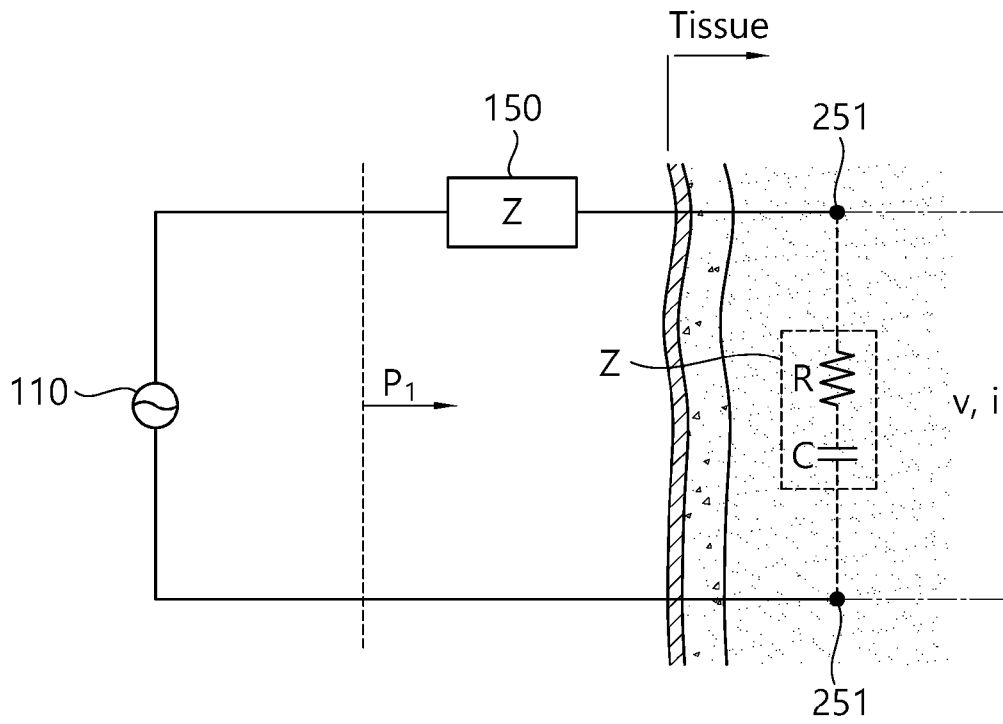
[도4]



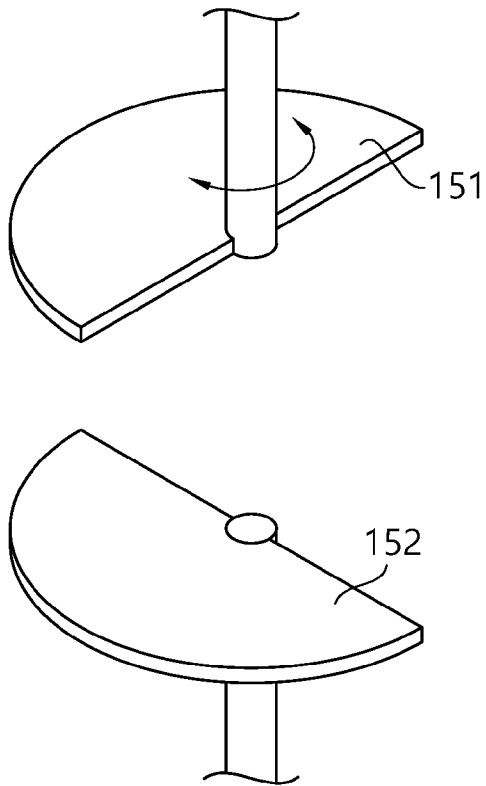
[도5]



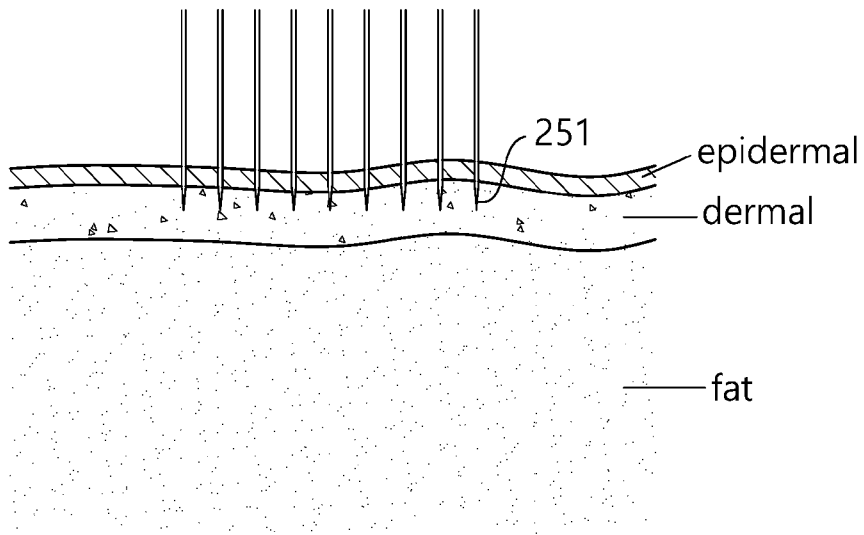
[도6]



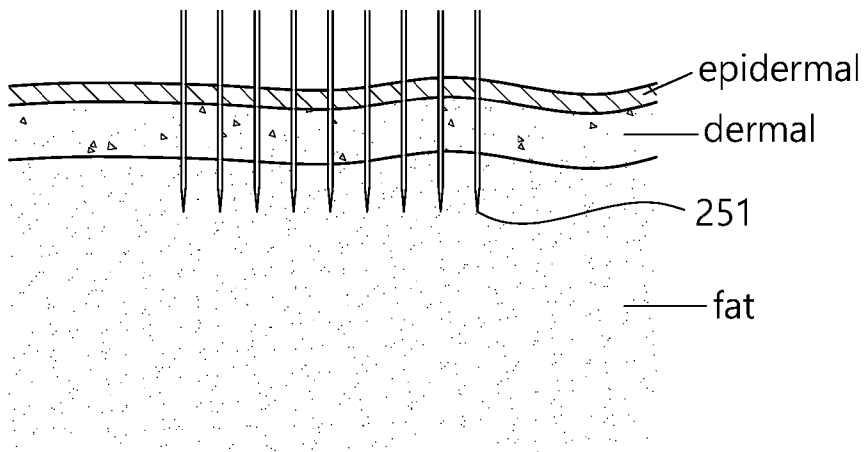
[도7]



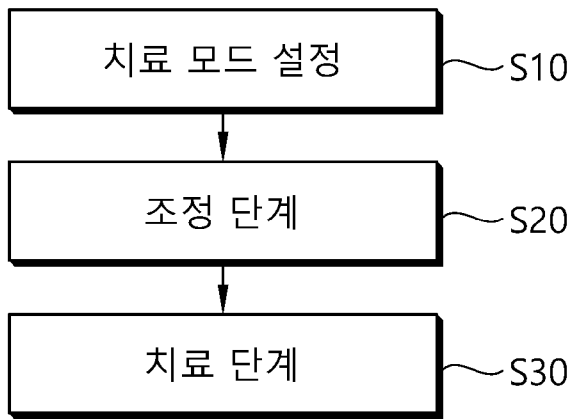
[도8]



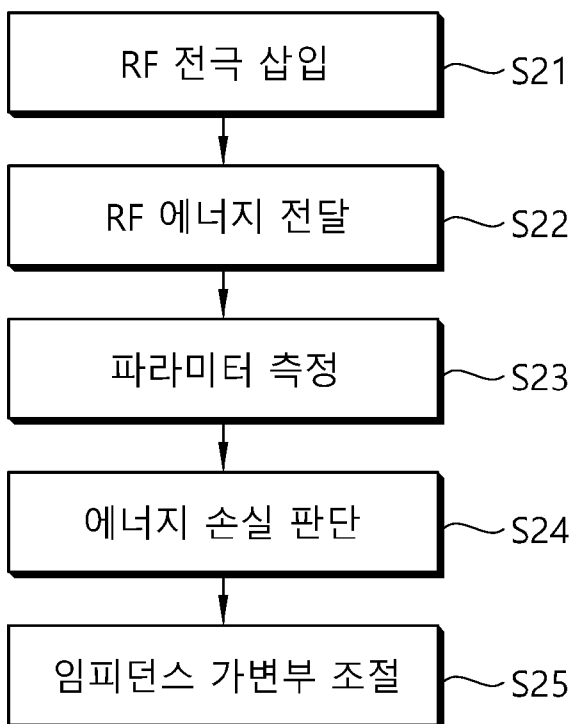
[도9]



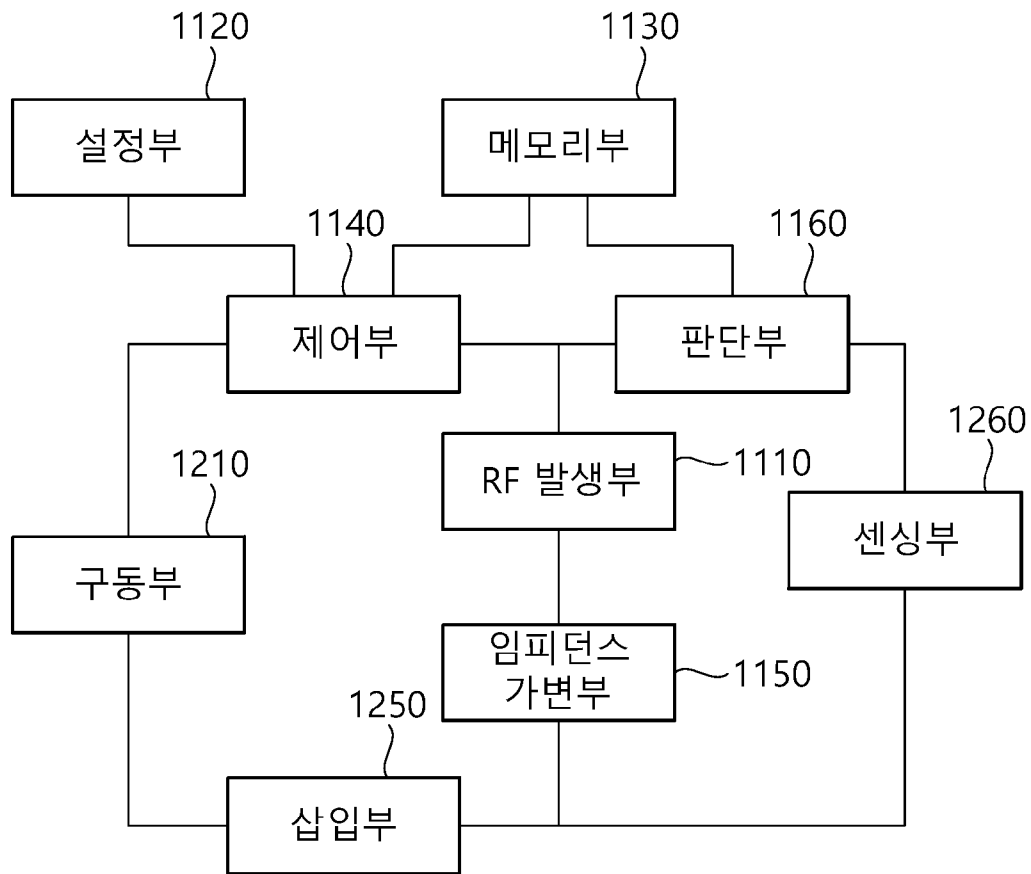
[도10]



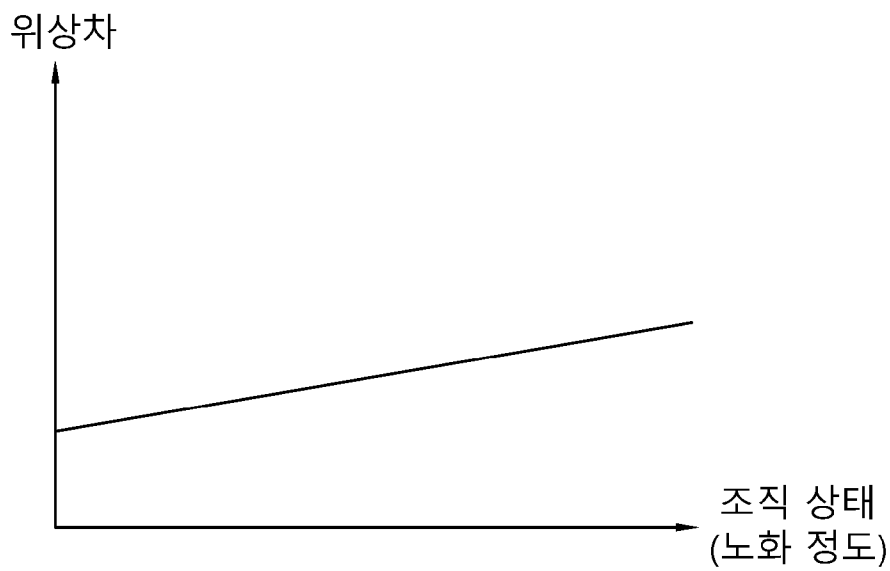
[도11]



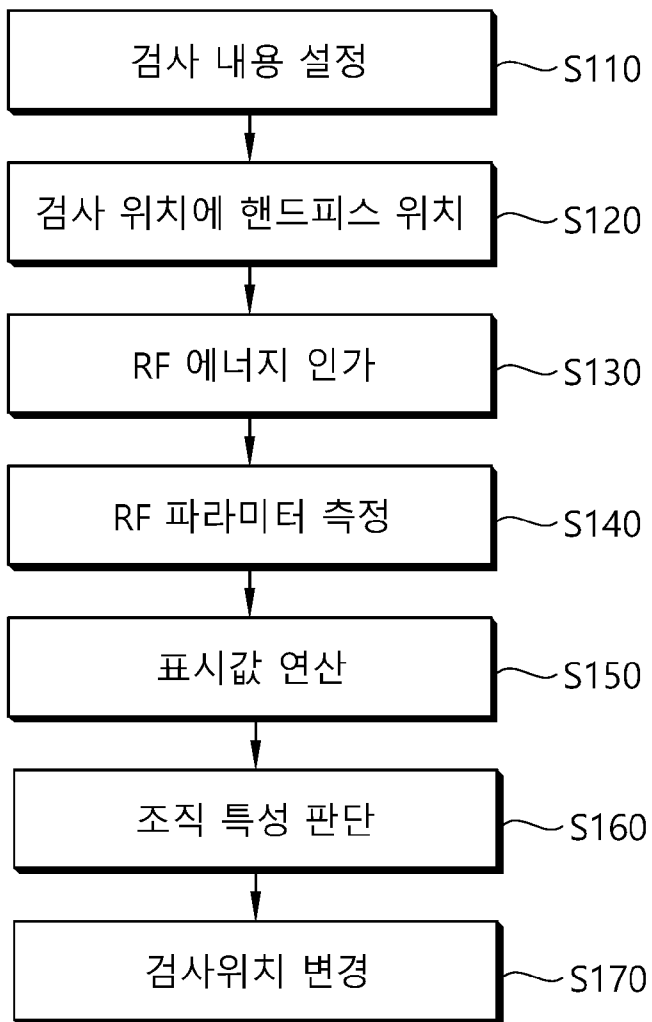
[도12]



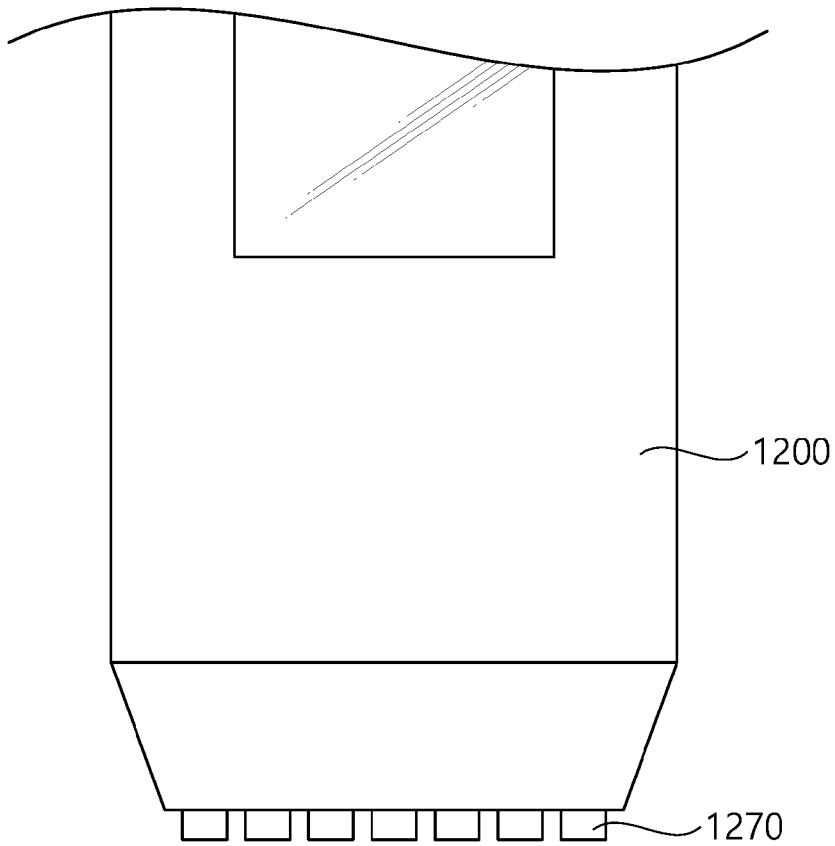
[도13]



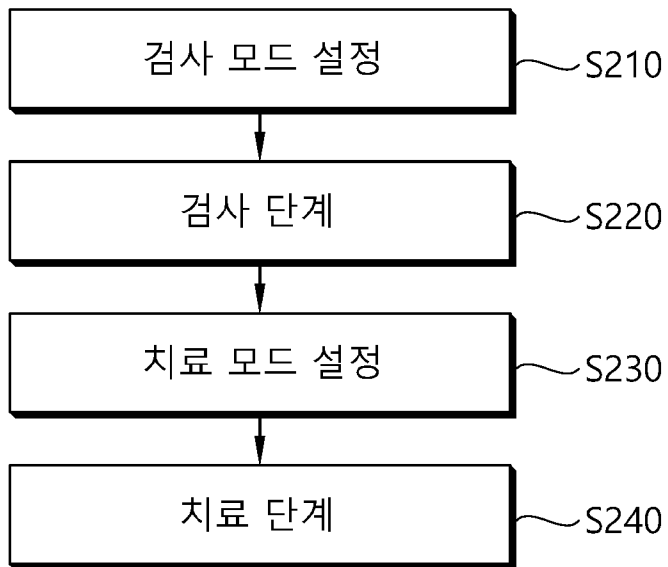
[도14]



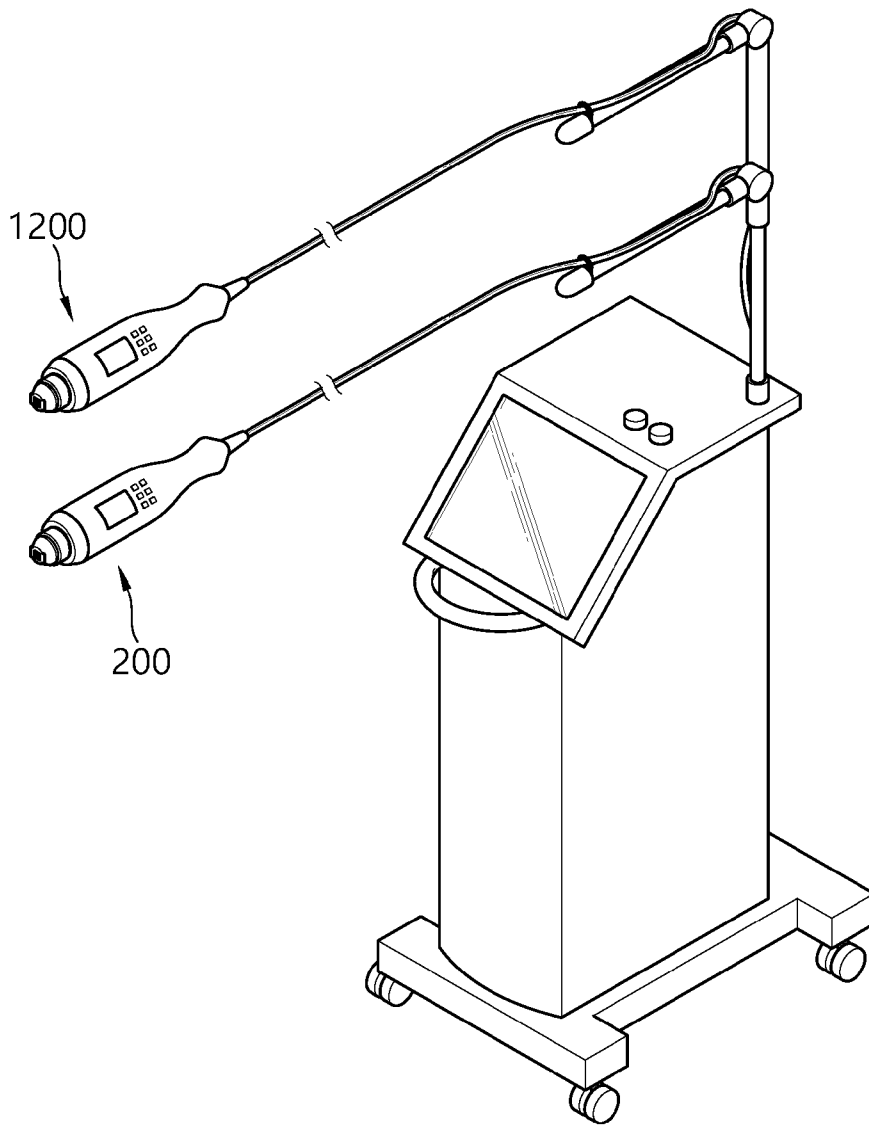
[도15]



[도16]



[도17]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2019/017315

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

*A61N 1/36(2006.01)i, A61N 1/05(2006.01)i, A61B 18/14(2006.01)i, A61B 18/12(2006.01)i, A61B 5/053(2006.01)i, A61B 18/00(2006.01)i*

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N 1/36; A61B 18/00; A61F 2/00; A61M 37/00; A61N 1/18; A61N 1/28; A61N 1/40; A61N 1/05; A61B 18/14; A61B 18/12; A61B 5/053

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean utility models and applications for utility models: IPC as above

Japanese utility models and applications for utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: RF(radio frequency) treatment device, generator, electrode, sensor, impedance, variable capacitor, dermal layer, fat layer, control mode, treatment mode

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-2018-0111202 A (LUTRONIC CORPORATION) 11 October 2018 See paragraphs [0032]-[0132]; figures 1-14.	1-19
Y	KR 10-2018-0010806 A (LUTRONIC CORPORATION) 31 January 2018 See paragraphs [0019]-[0068]; figures 1-14.	1-19
Y	KR 10-2018-0111203 A (LUTRONIC CORPORATION) 11 October 2018 See paragraphs [0034]-[0038], [0048]-[0060], [0113]-[0122]; figures 1-4, 13, 14.	1-19
A	KR 10-2013-0049991 A (GWANGJU INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 15 May 2013 See the entire document.	1-19
A	KR 10-2012-0040727 A (POLLOGEN LTD.) 27 April 2012 See the entire document.	1-19



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family


Date of the actual completion of the international search

13 MARCH 2020 (13.03.2020)

Date of mailing of the international search report

13 MARCH 2020 (13.03.2020)

Name and mailing address of the ISA/KR

 Korean Intellectual Property Office  
Government Complex Daejeon Building 4, 189, Cheongsa-ro, Seo-gu,  
Daejeon, 35208, Republic of Korea  
Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No.

**PCT/KR2019/017315**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2018-0111202 A	11/10/2018	KR 10-2019-0035663 A WO 2018-182187 A1	03/04/2019 04/10/2018
KR 10-2018-0010806 A	31/01/2018	WO 2018-016929 A1	25/01/2018
KR 10-2018-0111203 A	11/10/2018	KR 10-2019-0112253 A WO 2018-182188 A1	04/10/2019 04/10/2018
KR 10-2013-0049991 A	15/05/2013	KR 10-1304423 B1	05/09/2013
KR 10-2012-0040727 A	27/04/2012	AU 2010-280361 A1 AU 2010-280361 B2 CA 2769836 A1 CN 102573699 A EP 2461765 A1 EP 2461765 A4 EP 2461765 B1 EP 3488815 A1 JP 2013-500817 A US 2012-0150266 A1 US 2017-0143958 A1 US 9596920 B2 WO 2011-016019 A1	10/02/2011 08/10/2015 10/02/2011 11/07/2012 13/06/2012 28/09/2016 07/11/2018 29/05/2019 10/01/2013 14/06/2012 25/05/2017 21/03/2017 10/02/2011

**A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))**

A61N 1/36(2006.01)i, A61N 1/05(2006.01)i, A61B 18/14(2006.01)i, A61B 18/12(2006.01)i, A61B 5/053(2006.01)i, A61B 18/00(2006.01)i

**B. 조사된 분야**

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61N 1/36; A61B 18/00; A61F 2/00; A61M 37/00; A61N 1/18; A61N 1/28; A61N 1/40; A61N 1/05; A61B 18/14; A61B 18/12; A61B 5/053

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC  
일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: RF 치료장치(radio frequency treatment device), 발생부(generator), 전극(electrode), 센싱부(sensor), 임피던스(impedance), 가변 캐패시터(variable capacitor), 진피층(dermal layer), 지방층(fat layer), 조정모드(control mode), 치료모드(treatment mode)

**C. 관련 문헌**

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	KR 10-2018-0111202 A (주식회사 루트로닉) 2018.10.11 단락 [0032]-[0132]; 도면 1-14 참조.	1-19
Y	KR 10-2018-0010806 A (주식회사 루트로닉) 2018.01.31 단락 [0019]-[0068]; 도면 1-14 참조.	1-19
Y	KR 10-2018-0111203 A (주식회사 루트로닉) 2018.10.11 단락 [0034]-[0038], [0048]-[0060], [0113]-[0122]; 도면 1-4, 13, 14 참조.	1-19
A	KR 10-2013-0049991 A (광주과학기술원) 2013.05.15 전체 문서 참조.	1-19
A	KR 10-2012-0040727 A (폴로젠 리미티드) 2012.04.27 전체 문서 참조.	1-19

추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

\* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“D” 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일

2020년 03월 13일 (13.03.2020)

국제조사보고서 발송일

2020년 03월 13일 (13.03.2020)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



대한민국 특허청  
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,  
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

한인호

전화번호 +82-42-481-3362



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2018-0111202 A	2018/10/11	KR 10-2019-0035663 A WO 2018-182187 A1	2019/04/03 2018/10/04
KR 10-2018-0010806 A	2018/01/31	WO 2018-016929 A1	2018/01/25
KR 10-2018-0111203 A	2018/10/11	KR 10-2019-0112253 A WO 2018-182188 A1	2019/10/04 2018/10/04
KR 10-2013-0049991 A	2013/05/15	KR 10-1304423 B1	2013/09/05
KR 10-2012-0040727 A	2012/04/27	AU 2010-280361 A1 AU 2010-280361 B2 CA 2769836 A1 CN 102573699 A EP 2461765 A1 EP 2461765 A4 EP 2461765 B1 EP 3488815 A1 JP 2013-500817 A US 2012-0150266 A1 US 2017-0143958 A1 US 9596920 B2 WO 2011-016019 A1	2011/02/10 2015/10/08 2011/02/10 2012/07/11 2012/06/13 2016/09/28 2018/11/07 2019/05/29 2013/01/10 2012/06/14 2017/05/25 2017/03/21 2011/02/10