

명세서

발명의 명칭: 경혈 자극 장치 및 이를 이용한 경혈 자극 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 경혈 자극 장치 및 이를 이용한 경혈 자극 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 한방이나 수기계 치료 등에 활용하는 피부나 근육에 나타나는 중요한 반응점인 경혈에 자극을 제공함으로써, 경락의 흐름을 원활하게 하여 해당 경혈과 관련된 증상을 완화시키거나 질병 치료를 돕는 경혈 자극 장치 및 이를 이용하여 경혈을 자극하는 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 한의학의 전통적인 침술 치료는 침습성 금속침으로 경혈을 찔러 경락의 흐름을 풀어줌으로써, 질병을 치료하는 방법이다.
- [3] 최근에는 전통적인 침술 치료의 효과를 향상시키기 위하여 전침치료와 온침치료가 사용되고 있다.
- [4] 전침 치료는 전통적인 침술 치료와 전기 자극기를 결합한 치료 방법이다. 전침 치료는 피부에 금속침을 시술한 후, 금속침에 전기적 자극을 전달하기 위한 클립을 침병에 결합하여 해당 경혈에 전기 자극을 가하는 치료 방법이다.
- [5] 종래의 한국 등록특허공보 제10-1405060호에는, 침체의 상부를 이루는 침병이 원구체를 이루며 전기가 통하는 침부, 침체 표면에 코팅된 절연층에 대하여 기재되어 있다.
- [6] 하지만, 이러한 전침 치료는 클립을 금속침에 결합하여 사용해야 하므로 시술이 불편하다. 또한, 금속침 상부에 결합된 클립의 무게로 인하여 피부에 침습된 금속침이 휘어져 침 끝의 방향이 변경될 수 있다는 단점이 있다. 특히, 금속침에 펄스파 형태로 자극 신호가 전달되어 신호의 크기는 설정할 수 있으나, 신호 인가 시간이 짧아 치료에 요구되는 적절한 자극량을 제공하기 힘들다는 문제점이 있다.
- [7] 온침 침료는 전통적인 침술 치료와 쑥뜸을 결합 치료 방법이다. 질병의 증후에 따라 치료 효과를 높이기 위해, 온침 치료는 피부에 금속침을 시술한 후 찔러진 침병(鍼柄: 침의 손잡이)에 쑥뜸 기둥을 꽂아 뜸을 뜨는 치료 방법이다. 이러한 온침 치료는 시술이 불편하고 화상 위험이 있다.
- [8] 종래의 한국 등록특허공보 제10-2046051호에는, 침병 내부에 침체를 감싸는 뜸봉을 저장하기 위한 공간이 형성되고, 침체는 침병 외부로 노출되고, 외부에서 공급되는 전류의 전기자극 신호를 피부로 전달하는 침침부와, 침병 내부에 배치되고 전류에 의해 발열되어 뜸봉을 점화시키는 침신부로 형성되는 전기 온침에 대하여 기재되어 있다.
- [9] 이러한 전기 온침은 뜸봉의 무게에 의해 침이 휘는 문제가 있다. 또한, 인체의 열용량이 크기 때문에, 전기 온침은 쑥뜸으로부터 금속침을 통해 인체에

전달되는 열량이 낮아 치료 효과가 낮다는 문제점이 있다.

- [10] 한편, 일반적인 전기 자극기는 통증 완화, 재활 치료, 근육 운동 등의 목적으로 인체의 근육이나 신경에 전기 자극을 가하는 의료기기이다. 전기 자극은 전류의 세기, 파형, 주파수 등을 변경할 수 있다.
- [11] 종래의 한국 등록특허공보 제10-1669181호에는, 전기자극 신호를 발생하는 전기신호 발생기, 전기신호 발생기에서 발생된 전기자극 신호를 전극을 통해 사용자에게 제공하는 전극부, 및 전기신호 발생기 및 전극부를 결합하는 결합수단을 포함하되, 전극부는 전기신호 발생기 및 전극부 간의 전기적인 연결을 이루기 위한 한 쌍의 환형 접점을 포함하는 TENS 장치에 대하여 기재되어 있다.
- [12] 위와 같은 기존의 일반 전기 자극기는 경혈 위치가 포함된 피부에 부착하여 사용하는 경우, 피부의 넓은 범위를 자극하므로 경혈이 위치한 심부의 국소 부위 자극이 어렵다는 문제점이 있었다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [13] 상술한 배경기술의 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명은 금속침이 휘어져 경혈 이외의 부위를 자극하는 문제를 방지하여 정확한 경혈 위치에 자극을 제공하는 경혈 자극 장치 및 이를 이용한 경혈 자극 방법을 제공함에 그 목적이 있다.
- [14] 또한, 본 발명은 치료 및 증상 완화에 요구되는 적절한 자극량을 제공하는 경혈 자극 장치 및 이를 이용한 경혈 자극 방법을 제공함에 그 목적이 있다.
- [15] 또한, 본 발명은 경혈이 위치한 심부의 국소 부위 자극을 제공하는 경혈 자극 장치 및 이를 이용한 경혈 자극 방법을 제공함에 그 목적이 있다.

과제 해결 수단

- [16] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 경혈 자극 장치는, 대상체의 경혈과 경혈 주변 부분을 포함하는 경혈 부위를 전기적으로 자극하는 경혈 자극 장치로서, 전원을 공급하는 전원 공급부; 상기 대상체의 피부에 인가하는 전기적인 자극 신호를 생성하는 제어부; 및 상기 전원 공급부로부터 전원을 공급받아 상기 자극 신호를 상기 경혈 부위에 공급하는 2 이상의 전극들을 구비하고, 상기 전극들은 상호 전기적으로 절연된 상태로 배치되며 상기 대상체의 피부에 전기적으로 접촉되는 전기 자극부;를 포함한다.
- [17] 바람직하게, 상기 전기 자극부는, 상기 전극들을 전기적으로 연결하는 배선이 형성된 배선층; 상기 배선층 하부에 배치되어 상기 경혈 부위의 피부에 탈부착되는 점착제를 구비하는 점착층;을 구비하고, 상기 전극들은 상기 점착층의 하면으로 노출된다.
- [18] 바람직하게, 상기 전기 자극부는, 상기 대상체에 탈부착되고, 상기 경혈 부위와 전기적으로 접촉하는 2 이상의 접촉단자들을 구비하는 바디부; 상기 바디부에

결합되며, 상기 전극들을 구비하는 마운팅부;를 포함하고, 상기 바디부와 상기 마운팅부가 결합된 상태에서, 상기 전극들이 상기 접촉단자들과 전기적으로 연결된다.

- [19] 바람직하게, 상기 마운팅부는, 상기 바디부에 끼움 결합된다.
- [20] 바람직하게, 상기 마운팅부는, 상기 바디부와 자기력에 의해 위치가 정렬되어 결합된다.
- [21] 바람직하게, 상기 전기 자극부는, 상기 접촉단자를 경혈 부위의 피부에 밀착 고정시키는 고정부;를 더 포함한다.
- [22] 바람직하게, 상기 고정부는, 탄성 재질의 밴드 형태 또는 벨트 형태로 이루어진다.
- [23] 바람직하게, 상기 전기 자극부는, 상기 경혈 부위에 상기 자극 신호를 공급하도록, 상기 전극들 중 선택된 2개 전극의 중심 사이의 거리가 5mm ~ 30mm이다.
- [24] 바람직하게, 상기 전기 자극부는, 3개 이상의 전극들을 구비하고, 상기 제어부는, 상기 전극들 중 선택된 2개 전극으로 이루어지는 전극쌍에 상기 자극 신호를 인가한다.
- [25] 바람직하게, 상기 제어부는, 상기 전극쌍 각각에 교번하여 상기 자극 신호를 인가한다.
- [26] 바람직하게, 상기 대상체의 생체신호를 측정하는 생체신호 측정부;를 더 포함하고, 상기 제어부는, 상기 생체신호 측정부로부터 측정된 생체신호로부터 생체레벨을 계산하고, 계산된 생체레벨과 기 설정된 목표 생체레벨을 비교하여 상기 자극 신호를 생성한다.
- [27] 바람직하게, 상기 생체신호 측정부는, 상기 경혈 자극 장치 내부에 구비되어, 상기 전기 자극부가 배치된 위치의 피부로부터 생체신호를 측정하는 제1 생체신호 측정부;를 포함하고, 상기 제어부는, 상기 경혈 자극 장치 내부에 구비되는 제1 제어부이다.
- [28] 바람직하게, 상기 생체신호 측정부는, 상기 경혈 자극 장치 내부에 구비되는 제1 생체신호 측정부로 이루어지고, 상기 경혈 자극 장치 내부에 구비되어 상기 제1 생체신호 측정부로부터 측정된 생체신호를 송신하고 상기 자극 신호를 수신하는 자극 장치 통신부; 및 상기 자극 장치 통신부로부터 상기 생체신호를 수신하고 상기 자극 신호를 송신하는 단말 통신부와, 상기 단말 통신부에서 수신된 생체신호에 따라 상기 자극 신호를 생성하는 제2 제어부를 포함하는 사용자 단말;을 더 포함한다.
- [29] 바람직하게, 상기 경혈 자극 장치와 이격하여 구비되며, 상기 생체신호 측정부를 이루는 제2 생체신호 측정부와, 상기 제2 생체신호 측정부로부터 측정된 생체신호를 송신하는 수집기 통신부를 포함하는 생체정보 수집기; 상기 수집기 통신부로부터 생체신호를 수신하고, 상기 자극 신호를 상기 자극 장치 통신부로 송신하는 단말 통신부와, 상기 단말 통신부에서 수신된 생체신호에

따라 상기 자극 신호를 생성하는 제2 제어부를 포함하는 사용자 단말; 및 상기 경혈 자극 장치 내부에 구비되어 상기 자극 신호를 수신하는 자극 장치 통신부; 를 더 포함한다.

- [30] 바람직하게, 상기 전기 자극부는, 3개 이상의 전극들을 구비하고, 상기 제어부는, 상기 전극들 중 선택된 2개 전극으로 이루어지는 각각의 전극쌍에 교번하여 상기 자극 신호를 인가하고, 상기 자극 신호가 인가된 각각의 전극쌍에 따른 생체신호로부터 생체레벨을 계산한 뒤, 상기 생체레벨 중 상대적으로 우수한 생체레벨을 갖는 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 상기 기준 전극쌍에 상기 자극 신호를 인가한다.
- [31] 바람직하게, 상기 전기 자극부는, 3개 이상의 전극들을 구비하고, 상기 제어부는, 상기 전극들 각각의 생체 전위를 측정하고, 상기 생체 전위로부터 상기 전극들 각각의 생체 전위 유사도를 계산한 뒤, 상기 생체 전위 유사도가 상대적으로 높은 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 상기 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [32] 바람직하게, 상기 경혈 부위의 피부 온도를 측정하는 온도 센서부; 를 더 포함하고, 상기 제어부는, 상기 온도 센서부에서 측정된 온도가 설정 온도에 도달하면 상기 자극 신호 공급을 중지하도록 제어한다.
- [33] 바람직하게, 상기 경혈 부위의 피부 온도를 측정하는 온도 센서부; 및 상기 경혈 부위의 심부의 온도를 상승시키도록 상기 전원 공급부로부터 전원을 공급받는 가열부; 를 더 포함하고, 상기 제어부는, 상기 온도 센서부로부터 측정된 온도가 설정 온도에 도달하면 상기 가열부로 공급되는 전원을 차단하도록 제어한다.
- [34] 바람직하게, 상기 가열부는, 상기 전극들과 이격된 상태로 상기 경혈 부위의 피부 표면과 평행하게 배치되어, 상기 심부에 와전류를 형성하여 가열하는 유도코일이다.
- [35] 바람직하게, 상기 가열부는, 상기 전극들 사이에 배치되어, 상기 심부에 광에너지를 조사하는 LED이다.
- [36] 상술한 과제를 해결하기 위한 본 발명의 다른 측면인 경혈 자극 방법은, 상술한 경혈 자극 장치를 이용한 경혈 자극 방법으로서, 상기 경혈 자극 장치를 상기 대상체의 예상되는 경혈 부위에 배치하는 단계; 상기 전극들 중 선택된 2개 전극으로 이루어지는 각각의 전극쌍에 교번하여 상기 자극 신호를 인가하는 단계; 상기 자극 신호가 인가된 각각의 전극쌍에 따른 생체신호로부터 생체레벨을 계산하는 단계; 상기 생체레벨 중 상대적으로 우수한 생체레벨을 갖는 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하는 단계; 상기 기준 전극쌍에 상기 자극 신호를 인가하는 단계; 를 포함한다.
- [37] 바람직하게, 상기 경혈 자극 장치를 상기 대상체의 예상되는 경혈 부위에 배치하는 단계; 상기 전극들 각각의 생체 전위를 측정하는 단계; 상기 생체 전위로부터 상기 전극들 각각의 생체 전위 유사도를 계산하는 단계; 상기 생체

전위 유사도가 상대적으로 높은 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하는 단계; 상기 기준 전극쌍에 상기 자극 신호를 인가하는 단계; 를 포함한다.

발명의 효과

- [38] 본 발명의 경혈 자극 장치 및 경혈 자극 방법에 의하면, 본 발명은 정확한 경혈 부위에 자극을 제공하여 치료 및 증상 완화에 요구되는 적절한 자극량을 제공할 수 있다.
- [39] 또한, 본 발명은 점착층을 구비함으로써, 경혈 부위의 피부에 용이하게 탈부착할 수 있다.
- [40] 또한, 본 발명은 전기 자극부를 바디부와 마운팅부로 구비함으로써, 마운팅부에 구비되는 전극을 보호할 수 있고, 바디부와 마운팅부가 끼움 결합 또는 자기력에 의해 결합됨으로써 쉽게 탈부착할 수 있다.
- [41] 또한, 본 발명은 고정부를 더 포함함으로써, 전기 자극부를 피부에 밀착 고정시킬 수 있다.
- [42] 또한, 본 발명은 각각의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가함으로써, 경혈 뿐만 아니라 경혈 주변부까지 자극을 제공할 수 있다.
- [43] 또한, 본 발명은 생체신호 측정부를 더 포함함으로써, 측정된 생체신호로부터 계산된 생체레벨과 목표 생체레벨을 비교하여 자극 신호를 제어하고, 이로부터 현재 생체 상태에 적절한 자극 신호를 제공할 수 있다.
- [44] 또한, 본 발명은 각각의 전극쌍 중 가장 높은 생체레벨을 갖는 전극쌍에 자극 신호를 인가함으로써, 생체레벨을 향상시키는 정확한 경혈 부위에 자극을 제공할 수 있다.
- [45] 또한, 본 발명은 전극 각각의 생체 전위 유사도로부터 경혈의 위치를 파악하여 정확한 경혈 위치에 자극을 제공함으로써, 국소부위의 경혈을 효과적으로 자극할 수 있다.
- [46] 또한, 본 발명은 온도 센서부를 더 포함하여 경혈 부위의 피부 온도에 따라 자극 신호의 공급을 제어하여 피부 화상 및 손상을 방지할 수 있다.
- [47] 또한, 본 발명은 가열부를 더 포함함으로써, 경혈 부위의 심부의 온도를 상승시켜 자극 효과 및 생체레벨을 향상시킬 수 있고, 측정 온도에 따라 가열부로 공급되는 전원을 차단하여 피부 화상 및 손상을 방지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [48] 도 1은 본 발명의 경혈 자극 장치를 나타내는 구성도.
- [49] 도 2는 본 발명을 구성하는 전기 자극부의 첫번째 구조를 나타내는 단면도.
- [50] 도 3은 본 발명을 구성하는 전기 자극부의 두번째 구조를 나타내는 단면도.
- [51] 도 4는 본 발명을 구성하는 바디부를 나타내는 평면도.
- [52] 도 5는 본 발명을 구성하는 전기 자극부의 세번째 구조를 나타내는 조립 단면도.
- [53] 도 6은 본 발명을 구성하는 전기 자극부의 세번째 구조를 나타내는 단면도.

- [54] 도 7은 본 발명의 벨트 형상의 고정부를 나타내는 평면도.
- [55] 도 8은 본 발명의 벨트 형상 고정부를 착용한 상태를 나타내는 사시도.
- [56] 도 9는 본 발명의 탄성 재질의 밴드 형상의 고정부를 이용하여 전기 자극부를 고정한 상태를 나타내는 측면도.
- [57] 도 10은 본 발명의 첫번째 전극 배치 방법을 나타내는 도면.
- [58] 도 11은 본 발명의 두번째 전극 배치 방법을 나타내는 도면.
- [59] 도 12는 본 발명의 세번째 전극 배치 방법을 나타내는 도면.
- [60] 도 13은 본 발명의 네번째 전극 배치 방법을 나타내는 도면.
- [61] 도 14는 본 발명의 다섯번째 전극 배치 방법을 나타내는 도면.
- [62] 도 15는 본 발명의 여섯번째 전극 배치 방법을 나타내는 도면.
- [63] 도 16은 본 발명의 여섯번째 전극 배치 방법에서 실험에 의한 각 전극의 생체 전위 유사도를 나타낸 도면.
- [64] 도 17은 대상체의 족삼리 혈의 위치를 나타낸 도면.
- [65] 도 18은 본 발명의 첫번째 경혈 자극 방법을 나타내는 도면.
- [66] 도 19는 본 발명의 두번째 경혈 자극 방법을 나타내는 도면.
- [67] 도 20은 대상체의 신문혈의 위치를 나타낸 도면.
- [68] 도 21은 대상체의 신문혈에 전기 자극부를 배치한 상태를 나타내는 도면.
- [69] 도 22는 대상체의 정중신경의 위치를 나타낸 도면.
- [70] <도면의 주요부분에 대한 부호의 설명>
- [71] 100 : 경혈 자극 장치
- [72] 110 : 전원 공급부
- [73] 120 : 제어부
- [74] 130 : 전기 자극부
- [75] 140 : 제1 생체신호 측정부
- [76] 150 : 온도 센서부
- [77] 160 : 가열부
- [78] 170 : 자극 장치 통신부
- [79] 800 : 알람부
- [80] 900 : 저장부
- [81] 200 : 사용자 단말
- [82] 210 : 단말 통신부
- [83] 220 : 제2 제어부
- [84] 230 : 알람부
- [85] 240 : 저장부
- [86] 300 : 생체정보 수집기
- [87] 310 : 제2 생체신호 측정부
- [88] 320 : 수집기 통신부

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [89] 이하에서는 본 발명의 실시예를 도면을 참고하여 구체적으로 설명한다. 본 발명의 경혈 자극 장치는 제1 내지 제3 실시예로 구분할 수 있다. 각 실시예의 구성요소는 기본적으로 동일하나, 일부 구성에 있어 차이가 있다.
- [90] 본 발명의 경혈 자극 장치는 경혈과 경혈 주변 부분을 포함하는 경혈 부위에 자극을 제공한다. 경혈은 한방이나 수기계 치료 등에 활용되는 것으로, 피부나 근육에 나타나는 중요한 반응점이다. 일반적으로 경혈 자극이라 함은 대상체의 슬관절 이하에 있는 경혈 또는 경혈 주변의 신경을 자극하는 것의 의미한다. 경혈 부위를 자극함으로써, 경락의 흐름을 원활하게 하여 해당 경혈 부위와 관련된 증상을 완화시키거나 질병 치료를 돕는다. 즉, 본 발명의 경혈 자극 장치는, 대상체의 경혈 부위를 전기적으로 자극하는 장치이다. 여기서 대상체는 사람을 포함하는 동물을 의미한다.
- [91]
- [92] 제1 실시예에 의한 경혈 자극 장치는, 도 1에 도시한 바와 같이 전원 공급부(110), 제어부, 전기 자극부(130), 제1 생체신호 측정부(140), 온도 센서부(150) 및 가열부(160)로 이루어진다.
- [93] 전원 공급부(110)는 외부 전원과 연결되거나, 내부 전원을 구비한다. 전원 공급부(110)의 내부 전원은 배터리로 구성될 수 있다. 배터리는 충전 가능하여 다회용으로 사용 가능하다. 또한, 전원 공급부(110)는 전기 자극부(130)와 탈부착되도록 구성될 수 있다. 전원 공급부(110)는 전기 자극부(130), 제1 생체신호 측정부(140), 온도 센서부(150), 가열부(160)에 필요 시 전원을 공급한다.
- [94] 제어부는 경혈 자극 장치 내부에 구비되는 제1 제어부(120)를 포함한다.
- [95] 제1 제어부(120)는 대상체의 피부에 인가하는 전기적인 자극 신호를 생성한다. 제1 제어부(120)는 생성한 자극 신호를 전기 자극부(130)로 인가한다.
- [96] 제1 제어부(120)는 경혈 자극 장치(100) 내에 구비된다. 제1 제어부(120)는 경혈 자극 장치(100) 내부에서 측정된 신호를 수집하고, 수집한 신호를 처리하여 자극 신호를 생성한 뒤, 자극 신호를 전기 자극부(130)로 인가하여 전기 자극부(130)를 제어한다.
- [97] 전기 자극부(130)는 제1 제어부(120)에서 생성한 자극 신호를 경혈 부위에 공급한다. 전기 자극부(130)는 2 이상의 전극들을 구비한다. 전극들은 상호 전기적으로 절연된 상태로 배치되며 대상체의 피부에 전기적으로 접촉된다.
- [98] 본 발명을 구성하는 전기 자극부(130)는 구조에 따라 3가지 구조로 구분될 수 있다.
- [99] 먼저, 첫번째 구조의 전기 자극부(130a)는, 도 2에 도시한 바와 같이, 전극(131a), 베이스층(132a), 배선층(133a), 점착층(134a)으로 이루어진다.
- [100] 전극(131a)은 복수개 구비되며, 제1 제어부(120)에서 생성한 자극 신호를 경혈

부위에 공급한다.

- [101] 베이스층(132a)은 전기 자극부(130a)의 형상을 결정하는 층으로, 하부에 복수의 전극(131a)들이 절연 상태로 배치된다.
- [102] 배선층(133a)은 상기 베이스층(132a) 하부에 배치된 상기 전극(131a)들을 전기적으로 연결하는 배선이 형성되는 층으로, 각각의 전극(131a)들에 배선이 연결되게 형성된다.
- [103] 점착층(134a)은 배선층(133a) 하부에 배치되며, 경혈 부위의 피부에 탈부착되는 점착제로 이루어진다. 이때 전극(131a)들이 점착층(134a)의 하면으로 노출된다. 이로써, 전극(131a)들이 피부에 밀착되어, 전극(131a)들은 경혈 부위에 자극 신호를 더욱 효과적으로 공급할 수 있다. 점착층(134a)은 점착제에 의해 피부에 탈부착되므로, 전기 자극부(130a)를 신체 어느 부위에나 간편하게 고정시킬 수 있다.
- [104] 두번째 구조의 전기 자극부(130b)는, 도 3, 도 4에 도시한 바와 같이, 바디부(135b)와 마운팅부(136b)로 이루어진다.
- [105] 바디부(135b)는 대상체의 피부에 탈부착된다. 바디부(135b)는 경혈 부위와 전기적으로 접촉하는 2 이상의 접촉단자(139b)를 구비한다. 접촉단자(139b)는 피부와 밀착된다.
- [106] 마운팅부(136b)는 바디부(135b)에 끼움 결합되며, 하부에 전극(131b)들이 노출되게 구비한다. 이때, 바디부(135b)는 마운팅부(136b)의 측면 및 상면 테두리의 일부를 감싸도록 형성되는 것이 바람직하다. 이로써, 마운팅부(136b)는 바디부(135b)에 끼움 결합될 수 있다. 도면에 도시하지는 않았지만, 바디부가 마운팅부에 끼움 결합되도록 형성될 수도 있다.
- [107] 바디부(135b)와 마운팅부(136b)가 결합된 상태에서, 전극(131b)들과 접촉단자(139b)들은 전기적으로 연결되게 배치된다.
- [108] 이로써, 사용자는 바디부(135b)가 대상체의 피부에 밀착된 상태에서 마운팅부(136b)를 간편하게 탈부착할 수 있다. 또한, 전극(131b)들의 노출 부분이 바디부(135b)에 의해 보호되어 전극(131b)들의 오염을 방지하면서도, 접촉단자에 의해 피부와 전기적으로 연결된다.
- [109] 세번째 구조의 전기 자극부(130c)는, 도 5, 도 6에 도시한 바와 같이, 바디부(135c), 마운팅부(136c) 및 자석(137c)으로 이루어진다.
- [110] 바디부(135c)는 대상체의 피부에 탈부착된다. 바디부(135c)는 경혈 부위와 전기적으로 접촉하는 2 이상의 접촉단자(139c)를 구비한다. 접촉단자(139c)는 피부와 밀착된다. 바디부(135c)는 상부에 자석(137c)을 구비한다.
- [111] 마운팅부(136c)는 하부에 전극(131c)들이 노출되게 구비한다. 바디부(135c)와 마운팅부(136c)가 결합된 상태에서, 노출된 전극(131c)과 접촉단자(139c)들은 전기적으로 연결되게 배치된다.
- [112] 마운팅부(136c)는 바디부(135c)의 자석(137c)과 대응되는 위치에 자석 부착부(137c-1)를 배치한다. 자석 부착부(137c-1)는 금속과 같이 자기력에 의해

자석과 인력을 형성하는 물질로 이루어진다. 이에 바디부(135c)와 마운팅부(136c)는 자기력에 의해 결합되며, 자기력에 의해 위치가 정렬될 수 있다.

- [113] 도면에 도시하지는 않았지만, 마운팅부와 바디부 모두에 자석을 구비할 수 있다. 또한, 마운팅부에 자석 부착부를 구비하고, 바디부에 자석을 구비할 수도 있다.
- [114] 또한, 도면에 도시하지는 않았지만, 바디부와 마운팅부의 결합력을 향상하기 위해 바디부의 테두리에 돌출부를 형성하여 마운팅부의 미끄러짐을 방지할 수도 있다.
- [115] 자석(137c)과 자석 부착부(137c-1)는 바디부(135c)와 마운팅부(136c)가 접촉되는 표면에 배치되는 것이 바람직하며, 바디부(135c) 또는 마운팅부(136c)의 내부에 배치될 수도 있다.
- [116] 두번째, 세번째 구조의 전기 자극부(130b, 130c)는, 고정부를 더 포함할 수 있다.
- [117] 고정부는 접촉단자(139b, 139c)를 경혈 부위의 피부에 밀착된 상태로 고정시키기 위한 구성이다. 고정부는 벨트 형태 또는 탄성 재질의 밴드 형태로 이루어질 수 있다.
- [118] 도 7에 도시한 바와 같이, 벨트 형태의 고정부(138b)는, 전기 자극부(130b)d의 양측으로 벨트가 형성된다. 이에 일반적인 시계줄과 같이, 양측 벨트의 양단부가 연결되어 고정된다. 이러한 고정부(138b)는, 도 8에 도시한 바와 같이, 손목의 둘레를 감싸 전기 자극부(130b)를 손목에 고정시킬 수 있다. 또한, 손목 이외에도 팔목, 발목, 다리 등 둘레를 감싸 고정할 수 있는 신체 부위에 전기 자극부를 고정시킬 수 있다.
- [119] 도 9에 도시한 바와 같이, 탄성 재질의 밴드 형태 고정부(138c)는, 전기 자극부(130c)가 피부에 접촉된 상태에서 탄성력을 이용하여 전기 자극부(130c)를 피부에 가압한다. 이로써, 전기 자극부(130c)의 접촉단자와 피부의 밀착력을 향상시킨다.
- [120] 탄성 재질의 밴드 형태 고정부(138c)는, 손목, 팔목, 발목, 다리, 발, 손등, 머리 등 밴드로 고정할 수 있는 다양한 신체 부위에 전기 자극부를 고정시킬 수 있다.
- [121] 전기 자극부(130)는 2 이상의 전극들을 다양하게 배치하여 구비할 수 있으며, 3 이상의 전극들을 구비하는 것이 더욱 바람직하다. 아래는 전극들의 다양한 배치 방법에 대하여 설명한다.
- [122] 도 10에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130d)는 전극(131d)들이 도면 상의 상, 하, 좌, 우에 하나씩 배치된다. 이때, 전극(131d)들 중 선택된 2개의 전극 각각에 양극(131d-1)과 음극(131d-2)이 인가되어 전기 자극부(130d)가 장착된 경혈 부위에 전기 자극을 제공할 수 있다.
- [123] 양극(131d-1)과 음극(131d-2)은 제1 제어부(120)의 스위칭부(121)에 의해 선택된다. 스위칭부(121)는 복수의 전극들(131d) 중 2개의 전극을 선택하고, 그 중 하나의 전극(131d)에 양극(131d-1)을 인가시키고, 다른 하나의 전극(131d)에

음극(131d-2)을 인가시키도록 제어한다. 양극(131d-1)과 음극(131d-2)은 스위칭부(121)의 제어에 따라 가변 가능하다. 이로써, 선택되는 양극(131d-1)과 음극(131d-2)의 위치에 따라 전기 자극을 제공하는 경혈 부위의 위치를 조절할 수 있다.

- [124] 도 11에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130e)는 전극(131e)들이 도면 상의 중앙에 하나 배치되고, 중앙의 전극으로부터 상, 하, 좌, 우에 하나씩 배치된다. 이때, 전극(131e)들 중 선택된 2개의 전극 각각에 양극(131e-1)과 음극(131e-2)이 인가되어 전기 자극부(130e)가 장착된 경혈 부위에 전기 자극을 제공할 수 있다.
- [125] 양극(131e-1)과 음극(131e-2)은 스위칭부의 제어에 따라 가변 가능하다. 이로써, 선택되는 양극(131e-1)과 음극(131e-2)의 위치에 따라 전기 자극을 제공하는 경혈 부위의 위치를 조절할 수 있다.
- [126] 도 12에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130f)는 전극(131f)들이 가상의 사각형 내부에 행렬을 맞추어 배치된다. 구체적으로, 전극(131f)들은 3행 6열로 배치될 수 있다. 이때, 전극(131f)들 중 선택된 2개의 전극 각각에 양극(131f-1)과 음극(131f-2)이 인가되어 전기 자극부(130f)가 장착된 경혈 부위에 전기 자극을 제공할 수 있다.
- [127] 양극(131f-1)과 음극(131f-2)은 스위칭부의 제어에 따라 가변 가능하다. 이로써, 선택되는 양극(131f-1)과 음극(131f-2)의 위치에 따라 전기 자극을 제공하는 경혈 부위의 위치를 조절할 수 있다.
- [128] 도 13에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130g)는 전극(131g)들이 가상의 십자형상 내부에 배치된다. 구체적으로, 전극(131g)들은 중앙에 4개의 전극을 2행 2열로 배치되고, 중앙의 4개 전극으로부터 상, 하, 좌, 우로 연장되는 영역에 각각 2개의 전극이 추가 배치될 수 있다. 이때, 전극(131g)들 중 선택된 2개의 전극 각각에 양극(131g-1)과 음극(131g-2)이 인가되어 전기 자극부(130g)가 장착된 경혈 부위에 전기 자극을 제공할 수 있다.
- [129] 양극(131g-1)과 음극(131g-2)은 스위칭부의 제어에 따라 가변 가능하다. 이로써, 선택되는 양극(131g-1)과 음극(131g-2)의 위치에 따라 전기 자극을 제공하는 경혈 부위의 위치를 조절할 수 있다.
- [130] 도 14에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130h)는 전극(131h)들이 일렬로 배치된다. 이때, 전극(131h)들 중 선택된 2개의 전극 각각에 양극(131h-1)과 음극(131h-2)이 인가되어 전기 자극부(130h)가 장착된 경혈 부위에 전기 자극을 제공할 수 있다.
- [131] 양극(131h-1)과 음극(131h-2)은 스위칭부의 제어에 따라 가변 가능하다. 이로써, 선택되는 양극(131h-1)과 음극(131h-2)의 위치에 따라 전기 자극을 제공하는 경혈 부위의 위치를 조절할 수 있다.
- [132] 도 15에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130i)는 전극(131i)들이 가상의 마름모형상 내부에 배치된다. 구체적으로, 전극(131i)들은 가상의 마름모의 가로, 세로 대각선에 각각 5개의 전극(131i)이 배치될 수 있다. 이때, 전극(131i)들 중 선택된

- 2개의 전극 각각에 양극(131i-1)과 음극(131i-2)이 인가되어 전기 자극부(130i)가 장착된 경혈 부위에 전기 자극을 제공할 수 있다.
- [133] 양극(131i-1)과 음극(131i-2)은 스위칭부의 제어에 따라 가변 가능하다. 이로써, 선택되는 양극(131i-1)과 음극(131i-2)의 위치에 따라 전기 자극을 제공하는 경혈 부위의 위치를 조절할 수 있다.
- [134] 상술한 바와 같은 전극 배치에서 양극과 음극이 인가되는 선택된 2개의 전극 사이의 거리는 5mm ~ 30mm 인 것이 바람직하다. 양극과 음극 사이의 거리가 너무 가까우면, 두 전극이 하나의 전극으로 인식되기 쉽고, 양극과 음극 사이의 거리가 너무 멀면, 두 전극 사이의 임피던스와 전극 밖 조직의 임피던스의 차이가 작아져 두 전극 사이로 자극 신호가 인가되지 못하는 문제가 있다.
- [135] 본원발명의 전기 자극부(130)는 경혈 부위에 전기 자극을 제공하는 것으로, 양극이 인가되는 전극과 음극이 인가되는 전극이 하나의 전기 자극부에 배치되고, 전원이 인가되는 양극과 음극의 위치를 스위칭부를 통해 선택적으로 결정할 수 있다.
- [136] 이때, 제1 제어부(120)는 양극, 음극에 인가할 자극 신호의 빈도, 강도, 횟수, 세기, 양극 및 음극의 위치 등을 대상체의 증상 및 질병에 따라 결정할 수 있다.
- [137] 이에 비하여, 종래의 전기 자극기는 피부에 전기 자극을 제공하는 것으로, 양극이 인가되는 전기 자극기와 음극이 인가되는 전기 자극기가 별개로 구성되며, 양극과 음극 사이의 거리를 100mm 이상으로 배치하여야만 하는 특징이 있었다.
- [138] 제1 생체신호 측정부(140)는 대상체의 생체신호를 측정한다. 생체신호는 대상체의 EEG, EMG, EOG, 심박, 체온 등을 포함할 수 있다. 측정된 생체신호는 제1 제어부(120)로 수집된다.
- [139] 제1 생체신호 측정부(140)는 경혈 자극 장치(100)에 구비되어, 경혈 자극 장치(100)가 장착된 위치의 피부로부터 생체신호를 측정한다. 예컨대, 경혈 자극 장치가 손목에 장착되면, 손목으로부터 심박, 체온 등을 측정할 수 있다.
- [140] 온도 센서부(150)는 대상체의 경혈 부위의 피부 온도를 측정한다. 측정된 피부 온도는 제1 제어부(120)로 수집된다.
- [141] 가열부(160)는 도 2에 도시한 바와 같이, 대상체에 열을 제공하여, 경혈 부위의 심부 온도를 상승시킨다. 이때, 가열부(160)는 전원 공급부(110)로부터 전원을 공급받는다. 가열부(160)는 유도 코일 또는 LED로 구성될 수 있다.
- [142] 먼저, 가열부(160)가 유도 코일로 구성된 경우, 유도 코일은 전극(131a)들과 이격된 상태로 경혈 부위의 피부 표면과 평행하게 배치되어, 대상체의 경혈 부위의 심부에 와전류를 형성하여 가열한다.
- [143] 다음으로, 가열부(160)가 LED로 구성된 경우, LED는 전극(131a)들 사이에 배치되어, 대상체의 경혈 부위의 심부에 광에너지를 조사하여 가열한다.
- [144] 이하에서는 도 15에 도시한 전기 자극부(130i)의 전극(131i) 배치를 참고하여, 제1 제어부(120)의 제어 방법에 대하여 설명한다.

- [145] 제어 방법 1) 제1 제어부(120)는 전극(131i)들 중 선택된 2개 전극으로 이루어지는 전극쌍인 양극(131i-1) 및 음극(131i-2)에 자극 신호를 인가한다.
- [146] 제어 방법 2) 제1 제어부(120)는 복수의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가한다. 여기서 전극쌍이란, 스위칭부의 선택에 따라 결정된 양극과 음극을 의미한다. 이때, 양극과 음극 각각의 위치는 가변되어 다양한 전극쌍을 구성할 수 있다.
- [147] 이로써, 전기 자극부(130i)는 경혈과 경혈 주변 부분을 자극할 수 있다. 또한, 사용자가 전기 자극부(130i)의 중앙과 경혈의 위치를 정확하게 일치시키지 못하더라도, 전기 자극부(130i)가 경혈 부위를 자극시킬 수 있다.
- [148] 제어 방법 3) 제1 제어부(120)는 제1 생체신호 측정부(140)로부터 측정된 생체신호를 수집하여 생체레벨을 계산한다. 제1 제어부(120)는 계산된 생체레벨과 기 설정된 목표 생체레벨을 비교하여 적절한 자극 신호를 생성한다.
- [149] 예컨대, 생체레벨이 높을수록 대상체가 안정된 상태이며, 전기 자극부가 위치한 경혈 부위 자극 시 생체레벨이 높아진다고 가정한다. 계산된 생체레벨이 목표 생체레벨보다 낮은 경우, 제1 제어부(120)는 생체레벨을 높이기 위한 자극 신호를 생성하여 전기 자극부(130i)에 인가하고, 계산된 생체레벨이 목표 생체레벨과 같거나 높은 경우, 전기 자극부(130i)로의 자극 신호 공급을 중단한다.
- [150] 제어 방법 4) 제1 제어부(120)는 복수의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가하고, 제1 생체신호 측정부(140)로부터 측정된 생체신호를 수집한 뒤, 각각의 전극쌍에 따른 각각의 생체레벨을 계산한다. 제1 제어부(120)는 각각의 생체레벨 중 상대적으로 우수한 생체레벨을 갖는 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [151] 생체레벨은 경혈에 가까운 위치에 자극을 제공할수록 우수한 생체레벨로 계산된다. 즉, 기준 전극쌍은 다른 전극쌍과 비교하여 경혈과 가장 가까운 위치에 자극을 제공한다. 제1 제어부(120)는 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가함으로써, 경혈 부위를 정확하게 자극할 수 있고, 경혈 자극 효과를 향상시킬 수 있다.
- [152] 제어 방법 5) 제1 제어부(120)는 전극(131i)들 각각의 생체 전위를 측정하고, 측정된 생체 전위로부터 전극(131i) 각각의 생체 전위 유사도를 계산한다. 제1 제어부(120)는 계산된 생체 전위 유사도가 상대적으로 높은 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [153] 생체 전위 유사도는 경혈과 가까운 위치일수록 높게 계산된다. 즉, 기준 전극쌍은 다른 전극쌍과 비교하여 경혈과 가장 가까운 위치에 자극을 제공할 수 있다.
- [154] 도 16을 참고하면, 생체 전위 유사도가 가장 높은 A전극과 두번째로 높은 B전극 사이에 경혈이 위치한다고 예측할 수 있다. 이에 제1 제어부(120)는 A전극과 B전극을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를

인가한다. 이로써, 경혈 부위를 정확하게 자극할 수 있고, 경혈 자극 효과를 향상시킬 수 있다.

[155] 구체적인 예로, 족삼리 혈위 주변의 전위차 비교 실험 데이터를 참고한다.

[156] 대상체는 5인으로, 1년 이내 수술 경험이 없고, 1달 이내 약물 복용 경험이 없으며, 급속에 대한 질병 또는 알러지가 없는 20대 또는 30대의 건강한 남성이다. 도 17에 도시한 바와 같이, 족삼리 혈(C)은 무릎 아래의 바깥쪽 부분이다.

[157] 경혈 자극 장치로는, 바이오 스캔(bioscan, 한국, TASFO)과 금 전극(Gold electrode, 한국, KIOM)을 이용하며, 족삼리 혈(A)에 배치한다.

[158] 전극의 배치는 도 15에 도시한 바와 같이, 족삼리 혈(ST36)을 중심으로 방사형 배치되며, 전체적으로 가상의 마름모 형상 내부에 배치된다.

[159] 위와 같은 상태에서 30분 동안 생체 전위를 측정한다.

[160] 제1 제어부는 측정된 생체 전위로부터 전극들 각각의 생체 전위 유사도(Similarity)를 계산하며, 생체 전위 유사도를 계산하는 수학적식은 다음과 같다.

[161] [수식1]

$$S(A,B) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Delta_{Ai} * \Delta_{Bi}, \quad A * B = \begin{cases} 1 : A \text{ and } B \text{ has same sign} \\ 0 : A \text{ and } B \text{ has different sign} \end{cases}$$

[162] 위 수학적식에 의해 계산된 각 전극의 생체 전위 유사도는 도 16에 도시한 바와 같이 나타나며, 생체 전위 유사도가 1에 근접할수록 주변 전극과의 전도도가 높다. 이로부터 제1 제어부는 생체 전위 유사도가 높은 A전극(0.94)과 B전극(0.84) 사이에 경혈이 존재함을 판단하여 A전극과 B전극을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.

[163] 이로써, 경혈 부위에 정확하게 자극 신호를 제공할 수 있으며, 경혈 자극 효과를 향상시킬 수 있다.

[164] 제어 방법 6) 제1 제어부(120)는 온도 센서부로부터 측정된 피부 온도가 설정 온도에 도달하면 자극 신호 공급을 중지하도록 제어한다. 이로써, 자극 신호 공급에 따라 피부 온도가 과열되어 발생하는 화상피해를 방지할 수 있다.

[165] 제어 방법 7) 제1 제어부(120)는 온도 센서부로부터 측정된 피부 온도가 설정 온도에 도달하면 가열부로 공급되는 전원을 차단하도록 제어한다. 이는 가열부로 전원을 공급하여 경혈 부위의 심부의 온도가 과도하게 상승하여, 경혈 부위의 심부 및 피부 온도가 과열되어 발생하는 화상피해를 방지할 수 있다.

[166] 상술한 바와 같이, 제1 제어부(120)는 대상체의 신체 상황에 따라 전기 자극부(130), 가열부(160)를 제어할 수 있다.

[167]

[168] 제2 실시예에 의한 경혈 자극 장치는, 도 1에 도시한 바와 같이, 제1 실시예와 비교하여 자극 장치 통신부(170)와 사용자 단말(200)을 더 포함한다는 점에서

차이가 있다. 이하에서는 제1 실시예와 차이를 갖는 구성요소에 대하여 구체적으로 설명한다.

- [169] 자극 장치 통신부(170)는 경혈 자극 장치(100) 내부에 구비된다. 자극 장치 통신부(170)는 정보 및 신호를 사용자 단말(200)과 통신하기 위한 수단이다. 자극 장치 통신부(170)는 제1 생체신호 측정부(140)로부터 측정된 생체신호를 사용자 단말(200)에 송신하고, 사용자 단말(200)로부터 자극 신호를 수신한다. 수신된 자극 신호는 전기 자극부(130)로 인가된다.
- [170] 사용자 단말(200)은 사용자가 조작 가능하고, 경혈 자극 장치(100)와 통신하는 수단으로, 도 1에 도시한 바와 같이, 단말 통신부(210), 제2 제어부(220), 알람부(230) 및 저장부(240)로 이루어진다.
- [171] 단말 통신부(210)는 자극 장치 통신부(170)와 유선 또는 무선으로 통신한다. 단말 통신부(210)는 자극 장치 통신부(170)로부터 생체신호를 수신하고, 자극 장치 통신부(170)로 자극 신호를 송신한다.
- [172] 제2 제어부(220)는 단말 통신부(210)에서 수신한 생체신호에 따라 자극 신호를 생성할 수 있다. 또한, 제2 제어부(220)는 알람부(230)의 작동 여부를 제어하는 알람부 작동 신호를 생성할 수 있다. 제2 제어부(220)는 제1 제어부(120)와 함께 제어부에 포함된다.
- [173] 알람부(230)는 사용자에게 의해 설정된 알람 시각에 따라 알람을 제공한다. 또한, 알람부(230)는 제2 제어부(220)에서 생성된 알람부 작동 신호에 따라 알람을 제공할 수 있다. 제공되는 알람은 소리 자극, 밝기 자극, 촉각 자극 등의 감각 자극일 수 있다.
- [174] 저장부(240)는 단말 통신부(210)에서 수신한 생체신호, 제2 제어부(220)에서 생성한 자극 신호와 알람부 작동 신호 등의 데이터를 저장한다. 이로써, 저장부(240)는 해당 대상체의 과거 이력을 저장할 수 있다. 이는, 대상체가 경혈 자극 장치를 재사용하는 경우, 제2 제어부(220)는 저장부(240)에 저장된 해당 대상체의 과거 이력을 참고하여 자극 신호 및 알람부 작동 신호를 생성할 수 있다.
- [175] 구체적으로, 경혈 자극 장치(100)의 제1 생체신호 측정부(140)에서 측정된 생체신호와 온도 센서부(150)에서 측정된 피부 온도는 자극 장치 통신부(170)를 통해 사용자 단말(200)의 제2 제어부(220)로 송신된다. 제2 제어부(220)는 송신된 신호를 참고하여 자극 신호, 가열부 작동 신호, 알람부 작동 신호 등을 생성한다. 자극 신호는 단말 통신부(210)를 통해 경혈 자극 장치(100)의 전기 자극부(130)로 인가된다. 가열부 작동 신호는 단말 통신부(210)를 통해 경혈 자극 장치(100)의 가열부(160)로 인가된다. 알람부 작동 신호는 사용자 단말(200)의 알람부(230)로 인가된다.
- [176] 이하에서는 도 15에 도시한 전기 자극부(130i)의 전극(131i) 배치를 참고하여, 제2 제어부(220)의 제어 방법에 대하여 설명한다.
- [177] 제어 방법 1) 제2 제어부(220)는 전극(131i)들 중 선택된 2개 전극으로

- 이루어지는 전극쌍인 양극(131i-1) 및 음극(131i-2)에 자극 신호를 인가한다.
- [178] 제어 방법 2) 제2 제어부(220)는 복수의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가한다. 여기서 전극쌍이란, 스위칭부의 선택에 따라 결정된 양극과 음극을 의미한다. 이때, 양극과 음극 각각의 위치는 가변되어 다양한 전극쌍을 구성할 수 있다.
- [179] 이로써, 전기 자극부(130i)는 경혈과 경혈 주변 부분을 자극할 수 있다. 또한, 사용자가 전기 자극부(130i)의 중앙과 경혈의 위치를 정확하게 일치시키지 못하더라도, 전기 자극부(130i)가 경혈 부위를 자극시킬 수 있다.
- [180] 제어 방법 3) 제2 제어부(220)는 제1 생체신호 측정부(140)로부터 측정된 생체신호를 수집하여 생체레벨을 계산한다. 제2 제어부(220)는 계산된 생체레벨과 기 설정된 목표 생체레벨을 비교하여 적절한 자극 신호를 생성한다.
- [181] 예컨대, 생체레벨이 높을수록 대상체가 안정된 상태이며, 전기 자극부가 위치한 경혈 부위 자극 시 생체레벨이 높아진다고 가정한다. 계산된 생체레벨이 목표 생체레벨보다 낮은 경우, 제2 제어부(220)는 생체레벨을 높이기 위한 자극 신호를 생성하여 전기 자극부(130i)에 인가하고, 계산된 생체레벨이 목표 생체레벨과 같거나 높은 경우, 전기 자극부(130i)로의 자극 신호 공급을 중단한다.
- [182] 제어 방법 4) 제2 제어부(220)는 복수의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가하고, 제1 생체신호 측정부(140)로부터 측정된 생체신호를 수집한 뒤, 각각의 전극쌍에 따른 각각의 생체레벨을 계산한다. 제2 제어부(220)는 각각의 생체레벨 중 상대적으로 우수한 생체레벨을 갖는 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [183] 생체레벨은 경혈에 가까운 위치에 자극을 제공할수록 우수한 생체레벨로 계산된다. 즉, 기준 전극쌍은 다른 전극쌍과 비교하여 경혈과 가장 가까운 위치에 자극을 제공한다. 제2 제어부(220)는 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가함으로써, 경혈 부위를 정확하게 자극할 수 있고, 경혈 자극 효과를 향상시킬 수 있다.
- [184] 제어 방법 5) 제2 제어부(220)는 전극(131i)들 각각의 생체 전위를 측정하고, 측정된 생체 전위로부터 전극(131i) 각각의 생체 전위 유사도를 계산한다. 제2 제어부(220)는 계산된 생체 전위 유사도가 상대적으로 높은 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [185] 생체 전위 유사도는 경혈과 가까운 위치일수록 높게 계산된다. 즉, 기준 전극쌍은 다른 전극쌍과 비교하여 경혈과 가장 가까운 위치에 자극을 제공할 수 있다.
- [186] 도 16을 참고하면, 생체 전위 유사도가 가장 높은 A전극과 두번째로 높은 B전극 사이에 경혈이 위치한다고 예측할 수 있다. 이에 제2 제어부(220)는 A전극과 B전극을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다. 이로써, 경혈 부위를 정확하게 자극할 수 있고, 경혈 자극 효과를

향상시킬 수 있다.

- [187] 제어 방법 6) 제2 제어부(220)는 온도 센서부로부터 측정된 피부 온도가 설정 온도에 도달하면 자극 신호 공급을 중지하도록 제어한다. 이로써, 자극 신호 공급에 따라 피부 온도가 과열되어 발생하는 화상피해를 방지할 수 있다.
- [188] 제어 방법 7) 제2 제어부(220)는 온도 센서부로부터 측정된 피부 온도가 설정 온도에 도달하면 가열부로 공급되는 전원을 차단하도록 제어한다. 이는 가열부로 전원을 공급하여 경혈 부위의 심부의 온도가 과도하게 상승하여, 경혈 부위의 심부 및 피부 온도가 과열되어 발생하는 화상피해를 방지할 수 있다.
- [189] 상술한 바와 같이, 제2 제어부(220)는 대상체의 신체 상황에 따라 전기 자극부(130), 가열부(160)를 제어할 수 있다.
- [190] 제2 실시예에 의한 경혈 자극 장치는, 제어부가 제1 제어부(120)와 제2 제어부(220)를 포함하며, 제1 제어부(120)를 선택적으로 구비할 수 있다.
- [191] 제2 실시예에 의한 경혈 자극 장치가 제1 제어부(120)와 제2 제어부(220)를 구비하는 경우, 상술한 제2 제어부(220)의 제어 방법 일부를 제2 제어부(220)가 처리하고, 나머지 일부를 제1 제어부(12)가 처리할 수 있다.
- [192] 제2 실시예에 의한 경혈 자극 장치가 제1 제어부(120)를 구비하지 않는 경우, 상술한 제2 제어부(220)의 제어 방법을 모두 제2 제어부(220)에서 처리한다.
- [193] 한편, 사용자 단말(200)은 수집된 생체신호 및 피부 온도 등의 생체정보를 사용자에게 표시할 수 있다. 또한, 사용자 단말(200)은 자극 신호 생성을 위한 정보를 사용자에게 직접 입력받을 수 있다.
- [194]
- [195] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치는, 도 1에 도시한 바와 같이, 제2 실시예와 비교하여 생체정보 수집기(300)를 더 포함한다는 점에서 차이가 있다. 이하에서는 제2 실시예와 차이를 갖는 구성요소에 대하여 구체적으로 설명한다.
- [196] 생체정보 수집기(300)는 경혈 자극 장치(100)와 이격하여 구비되며, 제2 생체신호 측정부(310)와 수집기 통신부(320)로 이루어진다.
- [197] 제2 생체신호 측정부(310)는 경혈 자극 장치(100)와 이격된 위치로부터 대상체의 생체신호를 측정한다. 예컨대, 경혈 자극 장치(100)를 손목에 장착하고, 생체신호 수집기를 이마에 장착하는 경우, 손목에 위치한 제1 생체신호 측정부(140)는 맥박을 측정하고, 이마에 위치한 제2 생체신호 측정부(310)는 뇌파를 측정할 수 있다. 이때, 경혈 자극 장치(100)는 손목에 자극을 제공한다. 제2 생체신호 측정부(310)는 제1 생체신호 측정부(140)와 함께 생체신호 측정부에 포함된다.
- [198] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치는, 생체신호가 측정되는 위치, 경혈 자극 장치(100)가 장착되는 위치 및 생체신호 수집기(300)가 장착되는 위치에 따라 제1 생체신호 측정부(140)를 선택적으로 구비할 수 있다.
- [199] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치가 제1 생체신호 측정부(140)를 구비하는 경우, 자극을 제공하는 신체 부위로부터 생체신호를 측정할 수 있다. 예컨대,

경혈 자극 장치(100)가 손목에 장착되는 경우, 제1 생체신호 측정부(140)는 손목으로부터 맥박, 체온 등을 측정하고, 전기 자극부(130)는 손목에 자극을 제공한다.

- [200] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치가 제1 생체신호 측정부를 구비하지 않는 경우, 자극을 제공하는 신체 부위와 이격된 위치의 신체 부위로부터 생체신호를 측정할 수 있다. 예컨대, 경혈 자극 장치(100)가 손목에 장착되고, 생체신호 수집기(300)가 이마에 장착되는 경우, 제2 생체신호 측정부(310)는 이마로부터 뇌파를 측정하고, 전기 자극부(130)는 손목에 자극을 제공한다.
- [201] 수집기 통신부(320)는 단말 통신부(210)와 유선 또는 무선으로 통신한다. 수집기 통신부(320)는 제2 생체신호 측정부(310)로부터 측정된 생체신호를 사용자 단말(200)의 단말 통신부(210)로 송신한다.
- [202] 단말 통신부(210)는 자극 장치 통신부(170)와 수집기 통신부(320)와 통신한다.
- [203] 이하에서는 도 15에 도시한 전기 자극부(130i)의 전극(131i) 배치를 참고하여, 제2 제어부(220)의 제어 방법에 대하여 설명한다.
- [204] 제어 방법 1) 제2 제어부(220)는 전극(131i)들 중 선택된 2개 전극으로 이루어지는 전극쌍인 양극(131i-1) 및 음극(131i-2)에 자극 신호를 인가한다.
- [205] 제어 방법 2) 제2 제어부(220)는 복수의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가한다. 여기서 전극쌍이란, 스위칭부의 선택에 따라 결정된 양극과 음극을 의미한다. 이때, 양극과 음극 각각의 위치는 가변되어 다양한 전극쌍을 구성할 수 있다.
- [206] 이로써, 전기 자극부(130i)는 경혈과 경혈 주변 부분을 자극할 수 있다. 또한, 사용자가 전기 자극부(130i)의 중앙과 경혈의 위치를 정확하게 일치시키지 못하더라도, 전기 자극부(130i)가 경혈 부위를 자극시킬 수 있다.
- [207] 제어 방법 3) 제2 제어부(220)는 제1 생체신호 측정부(140)와 제2 생체신호 측정부(310) 중 적어도 하나로부터 측정된 생체신호를 수집하여 생체레벨을 계산한다. 제2 제어부(220)는 계산된 생체레벨과 기 설정된 목표 생체레벨을 비교하여 적절한 자극 신호를 생성한다.
- [208] 예컨대, 생체레벨이 높을수록 대상체가 안정된 상태이며, 전기 자극부가 위치한 경혈 부위 자극 시 생체레벨이 높아진다고 가정한다. 계산된 생체레벨이 목표 생체레벨보다 낮은 경우, 제2 제어부(220)는 생체레벨을 높이기 위한 자극 신호를 생성하여 전기 자극부(130i)에 인가하고, 계산된 생체레벨이 목표 생체레벨과 같거나 높은 경우, 전기 자극부(130i)로의 자극 신호 공급을 중단한다.
- [209] 제어 방법 4) 제2 제어부(220)는 복수의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가하고, 제1 생체신호 측정부(140)와 제2 생체신호 측정부(310) 중 적어도 하나로부터 측정된 생체신호를 수집한 뒤, 각각의 전극쌍에 따른 각각의 생체레벨을 계산한다. 제2 제어부(220)는 각각의 생체레벨 중 상대적으로 우수한 생체레벨을 갖는 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극

신호를 인가한다.

- [210] 생체레벨은 경혈에 가까운 위치에 자극을 제공할수록 우수한 생체레벨로 계산된다. 즉, 기준 전극쌍은 다른 전극쌍과 비교하여 경혈과 가장 가까운 위치에 자극을 제공한다. 제2 제어부(220)는 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가함으로써, 경혈 부위를 정확하게 자극할 수 있고, 경혈 자극 효과를 향상시킬 수 있다.
- [211] 제어 방법 5) 제2 제어부(220)는 전극(131i)들 각각의 생체 전위를 측정하고, 측정된 생체 전위로부터 전극(131i) 각각의 생체 전위 유사도를 계산한다. 제2 제어부(220)는 계산된 생체 전위 유사도가 상대적으로 높은 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [212] 생체 전위 유사도는 경혈과 가까운 위치일수록 높게 계산된다. 즉, 기준 전극쌍은 다른 전극쌍과 비교하여 경혈과 가장 가까운 위치에 자극을 제공할 수 있다.
- [213] 도 16을 참고하면, 생체 전위 유사도가 가장 높은 A전극과 두번째로 높은 B전극 사이에 경혈이 위치한다고 예측할 수 있다. 이에 제2 제어부(220)는 A전극과 B전극을 기준 전극쌍으로 설정하고, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다. 이로써, 경혈 부위를 정확하게 자극할 수 있고, 경혈 자극 효과를 향상시킬 수 있다.
- [214] 제어 방법 6) 제2 제어부(220)는 온도 센서부로부터 측정된 피부 온도가 설정 온도에 도달하면 자극 신호 공급을 중지하도록 제어한다. 이로써, 자극 신호 공급에 따라 피부 온도가 과열되어 발생하는 화상피해를 방지할 수 있다.
- [215] 제어 방법 7) 제2 제어부(220)는 온도 센서부로부터 측정된 피부 온도가 설정 온도에 도달하면 가열부로 공급되는 전원을 차단하도록 제어한다. 이는 가열부로 전원을 공급하여 경혈 부위의 심부의 온도가 과도하게 상승하여, 경혈 부위의 심부 및 피부 온도가 과열되어 발생하는 화상피해를 방지할 수 있다.
- [216] 상술한 바와 같이, 제2 제어부(220)는 대상체의 신체 상황에 따라 전기 자극부(130), 가열부(160)를 제어할 수 있다.
- [217] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치는, 제어부가 제1 제어부(120)와 제2 제어부(220)를 포함하며, 제1 제어부(120)와 제2 제어부(220)를 선택적으로 구비할 수 있다.
- [218] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치가 제1 제어부(120)와 제2 제어부(220)를 구비하는 경우, 상술한 제2 제어부(220)의 제어 방법 일부를 제2 제어부(220)가 처리하고, 나머지 일부를 제1 제어부(120)가 처리할 수 있다.
- [219] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치가 제1 제어부(120)만 구비하는 경우, 상술한 제2 제어부(220)의 제어 방법을 모두 제1 제어부(120)에서 처리한다.
- [220] 제3 실시예에 의한 경혈 자극 장치가 제2 제어부(220)만 구비하는 경우, 상술한 제2 제어부(220)의 제어 방법을 모두 제2 제어부(220)에서 처리한다.
- [221]

- [222] 이하에서는 본 발명의 경혈 자극 장치를 이용한 경혈 자극 방법에 대하여 두가지로 구분하여 설명한다. 본 발명의 경혈 자극 방법은 상술한 제1 내지 제3 실시예의 경혈 자극 장치를 이용할 수 있다.
- [223] 첫번째 경혈 자극 방법은 도 18에 도시한 바와 같이, 아래의 단계를 포함한다.
- [224] 경혈 자극 장치 배치 단계(S11)는, 대상체의 자극하고자 하는 경혈 부위에 경혈 자극 장치를 배치한다. 구체적으로, 대상체의 경혈이라고 예상되는 부위에 경혈 자극 장치를 배치한다.
- [225] 자극 신호 교번 인가 단계(S12)는, 전극들 중 선택된 2개 전극으로 이루어지는 각각의 전극쌍에 교번하여 자극 신호를 인가한다.
- [226] 생체레벨 계산 단계(S13)는, 자극 신호가 인가된 각각의 전극쌍에 따라 측정된 생체신호로부터 각각의 전극쌍에 해당하는 각각의 생체레벨을 계산한다.
- [227] 기준 전극쌍 설정 단계(S14)는, 계산된 각각의 생체레벨 중 상대적으로 우수한 생체레벨을 갖는 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정한다.
- [228] 기준 전극쌍에 자극 신호 인가 단계(S15)는, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [229] 두번째 경혈 자극 방법은 도 19에 도시한 바와 같이, 아래의 단계를 포함한다.
- [230] 경혈 자극 장치 배치 단계(S21)는, 대상체의 자극하고자 하는 경혈 부위에 경혈 자극 장치를 배치한다. 구체적으로, 대상체의 경혈이라고 예상되는 부위에 경혈 자극 장치를 배치한다.
- [231] 생체 전위 측정 단계(S22)는, 경혈 자극 장치에 구비된 전극들 각각의 생체 전위를 측정한다.
- [232] 생체 전위 유사도 계산 단계(S23)는, 측정된 생체 전위로부터 전극들 각각의 생체 전위 유사도를 계산한다.
- [233] 기준 전극쌍 설정 단계(S24)는, 계산된 생체 전위 유사도가 상대적으로 높은 2개의 전극으로 이루어진 전극쌍을 기준 전극쌍으로 설정한다.
- [234] 기준 전극쌍에 자극 신호 인가 단계(S25)는, 기준 전극쌍에 자극 신호를 인가한다.
- [235]
- [236] 이하에서는 본 발명의 경혈 자극 장치를 이용한 수면 관리 장치에 대하여 구체적으로 설명한다. 본 발명의 수면 관리 장치는, 상술한 경혈 자극 장치의 제어 방법을 공유하며, 수면을 관리하기 위한 제어 방법을 더 포함한다. 또한, 설명의 편의를 위하여 상술한 제1 제어부(120)와 제2 제어부(220)를 총칭하여 제어부라 하고, 상술한 제1 생체신호 측정부(140)와 제2 생체신호 측정부(310)를 총칭하여 생체신호 측정부라 한다.
- [237] 제어부는 생체신호 측정부로부터 수집한 생체신호에 따라 대상체를 목적하는 수면 단계로 유도하는 자극 신호를 생성한다. 구체적으로 제어부는 생체신호로부터 대상체의 수면 단계를 판단하고, 판단된 수면 단계에 따라 전극들에 인가되는 자극 신호의 인가 여부, 자극 빈도, 자극 세기 및 자극 횟수

등을 제어한다. 제어부는 대상체를 목적하는 수면 단계로 유도하는 경혈 부위에 배치된 전극들에 자극 신호를 인가할 수 있다.

- [238] 이하에서는 수면 단계에 따른 제어부의 다양한 수면 관리 제어 방법에 대하여 설명한다.
- [239] 설명의 편의를 위하여, 대상체의 수면 단계를 각성 단계, 얇은 수면 단계, 깊은 수면 단계로 구분한다. 각성 단계는 대상체가 깨어 있는 상태이고, 얇은 수면 단계는 수면에 진입하거나 꿈을 꾸는 수면 상태이고, 깊은 수면 단계는 얇은 수면 단계보다 깊은 수면 상태이다.
- [240] 1) 제어부는 대상체의 수면 단계가 각성 단계인 경우, 대상체의 수면을 유도하는 경혈 부위를 자극하도록, 해당 경혈 부위에 배치된 전극들에 자극 신호를 인가한다.
- [241] 이로써, 수면을 시작하는 대상체 또는 수면 중 각성한 대상체를 수면으로 유도할 수 있으며, 대상체의 불면증 치료에도 효과가 있다.
- [242] 2) 제어부는 대상체의 수면 단계가 얇은 수면 단계인 경우, 대상체를 깊은 수면 단계로 유도하는 경혈 부위를 자극하도록, 해당 경혈 부위에 배치된 전극들에 자극 신호를 인가한다.
- [243] 이로써, 얇은 수면을 지속하여 숙면을 취하지 못하는 대상체를 깊은 수면으로 유도하여 대상체가 숙면을 취하게 할 수 있다.
- [244] 3) 제어부는 설정된 알람 시각 이전의 소정 시간 동안 대상체의 수면 단계가 깊은 수면 단계로 전환되는 것을 방지하도록, 자극 신호를 생성할 수 있다. 구체적으로, 제어부는 얇은 수면 단계를 유지하는 자극 신호를 대상체에 인가하거나, 자극 신호 공급을 중지하여 대상체의 얇은 수면 단계를 유지시킬 수 있다. 또한, 설정된 알람 시각 이전의 소정 시간 동안 대상체가 깊은 수면 단계인 경우, 제어부는 얇은 수면 단계로 유도하는 자극 신호를 대상체에 인가할 수 있다.
- [245] 일반적으로 얇은 수면 단계에서 기상하는 경우에 개운하게 기상할 수 있으므로, 설정된 알람 시각 이전에 대상체를 얇은 수면 단계로 유도하면, 대상체의 개운한 기상을 도울 수 있다.
- [246] 4) 제어부는 수면 단계가 수면 이상 상태에 도달하는 경우, 대상체를 각성 단계로 유도하도록 전기 자극부를 제어하거나, 알람부를 작동시킨다.
- [247] 예컨대, 대상체를 각성 단계로 유도하는 경혈 부위에 자극 신호를 인가하거나, 알람 경보를 작동시킨다.
- [248] 수면 이상 상태는, 생체신호가 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 벗어난 상태이다. 여기서 기준값이란 대상체가 안정된 상태에서의 생체신호값으로, 기준값으로부터 일정 범위 벗어나면 불안정한 상태가 된다. 예컨대, 수면 이상 상태는 대상체가 악몽을 꾸거나 가위에 눌리는 등의 불안정한 상태이다.
- [249] 구체적으로 수면 이상 상태는 수집되는 생체신호에서 특정 주파수 대역의 진폭이나 패턴이 기준값으로부터 사전에 결정된 범위를 벗어나는 상태로,

뇌파를 예로 들면, 얇은 수면 단계에서 특정 주파수 대역(알파파 또는 델타파)의 진폭이 기준값으로부터 비정상적으로 커지는 경우를 수면 이상 상태로 판단할 수 있다.

[250] 대상체를 수면 이상 상태에서 각성 단계로 유도함으로써, 대상체가 불안정한 상태인 경우에 대상체를 각성시켜 악몽이나 가위 눌림으로부터 벗어나게 할 수 있다.

[251] 5) 제어부는 알람 시각 이후, 대상체가 수면 단계로 판단되는 경우, 대상체를 각성 단계로 유도하는 경혈 부위에 자극 신호를 인가하거나, 알람부를 작동시킨다. 이로써, 알람 이후에 다시 수면 단계에 진입한 대상체를 각성시켜 대상체의 과도한 늦잠을 방지할 수 있다.

[252]

[253] 수면 관리 장치는 대상체를 수면 단계로 유도하기 위해 신문혈, 정중신경 등을 자극할 수 있다.

[254] 신문혈(D)은 도 20에 도시한 바와 같이, 손바닥 측면의 손목 중앙에서 새끼손가락 방향의 오목한 부분이다. 신문혈(D)은 기분을 관장하며, 신문혈(D)을 자극하면 신경쇠약, 심통, 정신분열증, 심장마비, 건망증, 불면증 등에 효과가 있다. 이로부터 도 21에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130)가 신문혈(D)에 위치하도록 수면 관리 장치를 손목에 장착하면, 수면 단계에 따라 신문혈(D)을 자극하여 스트레스 완화 및 불면증 치료 효과를 얻을 수 있다.

[255] 정중신경(E)은 도 22에 도시한 바와 같이, 위팔에서부터 손목굴을 통해 손까지 이어지는 팔의 말초 신경 중 하나이다. 정중신경(E) 내의 C-Fiber를 자극하면 부교감신경을 활성화시켜 스트레스를 완화시킬 수 있다. 이로부터 도 8에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130b)가 정중신경(E)에 위치하도록 수면 관리 장치를 손목에 장착하면, 수면 단계에 따라 정중신경(E)을 자극하여 대상체의 스트레스를 완화시켜 수면을 조절할 수 있다.

[256]

[257] 이하에서는 본 발명의 수면 관리 장치를 이용한 수면 관리 방법에 대하여 단계적으로 설명한다.

[258] 먼저, 생체신호 측정 단계는, 대상체의 예상되는 경혈 부위에 수면 관리 장치를 배치하고, 생체신호 측정부로부터 대상체의 생체신호를 측정한다.

[259] 수면 단계 판단 단계는, 측정된 생체신호로부터 대상체의 수면 단계를 판단한다.

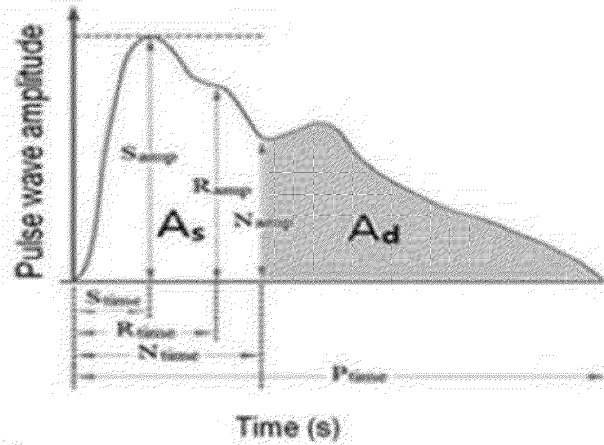
[260] 자극 신호 생성 단계는, 판단된 수면 단계에 따라 적절한 자극 신호를 생성한다. 이때, 자극 신호는 자극 신호의 인가 여부, 자극 빈도, 자극 세기 및 자극 횟수 등을 고려하여 생성된다.

[261] 자극 신호 인가 단계는, 생성된 자극 신호를 경혈 부위에 배치된 전극들에 인가한다. 이로써, 대상체의 경혈 부위에 자극을 제공할 수 있다.

[262]

- [263] 이하에서는 본 발명의 경혈 자극 장치를 이용한 혈압 조절 장치에 대하여 구체적으로 설명한다. 본 발명의 혈압 조절 장치는, 상술한 경혈 자극 장치의 제어 방법을 공유하며, 혈압 조절을 위한 제어 방법을 더 포함한다. 또한, 설명의 편의를 위하여 상술한 제1 제어부(120)와 제2 제어부(220)를 총칭하여 제어부라 하고, 상술한 제1 생체신호 측정부(140)와 제2 생체신호 측정부(310)를 총칭하여 생체신호 측정부라 한다
- [264] 제어부는 생체신호 측정부로부터 수집한 생체신호에 따라 대상체의 혈압을 조절하는 자극 신호를 생성한다. 구체적으로 제어부는 생체신호로부터 대상체의 스트레스 지수 또는 자율 신경계 상태 지수를 계산하고, 계산된 스트레스 지수 또는 자율 신경계 상태 지수에 따라 전극들에 인가되는 자극신호의 인가 여부, 자극 빈도, 자극 세기 및 자극 횟수 등을 제어한다. 제어부는 대상체의 혈압 강하 또는 스트레스 완화를 유도하는 경혈 부위에 배치된 전극들에 자극 신호를 인가할 수 있다.
- [265] 생체신호 측정부는 대상체의 생체신호를 측정하며, 혈압 조절을 위한 생체신호를 측정한다.
- [266] 생체신호 측정부에서 측정되는 생체신호는, 혈압, R-R interval, 뇌파(EEG), 심박, 심전도(ECG), PPG(광용적맥파, Photoplethysmogram), SpO₂(산소포화도, Peripheral Capillary Oxygen Saturation), EOG, 체온 중 적어도 하나를 포함하는 것이 바람직하다.
- [267] 이하에서는 생체신호 측정부로부터 측정된 생체신호를 이용하여 혈압을 조절하기 위한 제어부의 제어 방법에 대하여 설명한다.
- [268] 1) 혈압 측정에 따른 혈압 조절
- [269] 제어부는 생체신호 측정부로부터 혈압을 측정한다. 측정된 혈압이 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 벗어나면, 대상체의 혈압을 조절하는 경혈 부위를 자극하는 전극들에 자극 신호를 인가한다. 측정된 혈압이 설정된 기준값으로부터 일정 범위 이내로 돌아오면, 자극 신호의 공급을 중단시킨다.
- [270] 2) PPG(광용적맥파, Photoplethysmogram)를 이용하여 추정된 혈압에 따른 혈압 조절
- [271] PPG(광용적맥파, Photoplethysmogram)는 빛을 이용하여 맥파를 측정하는 것으로, 아래 표 1은 시간에 따른 PPG(광용적맥파, Photoplethysmogram)의 펄스와 진폭을 나타낸 그래프이다. 아래의 표 1에서, S_{amp}는 수축 피크 진폭, R_{amp}는 반사 피크 진폭, N_{amp}는 노치 피크 진폭, S_{time}은 수축 피크 시간, R_{time}은 반사 피크 시간, N_{time}은 노치 진폭 시간, P_{time}은 전체 시간이며, A_s는 N_{time}의 이전의 수축기 영역이고, A_d는 N_{time} 이후의 확장기 영역으로 정의된다.

[272] [표1]



[273] PPG의 펄스파로부터 수집된 파라미터를 이용하여 혈압을 계산하는 식은 아래 수학적식과 같다.

[274] [수식2]

$$SBP = \frac{1 + \frac{N_{amp}}{S_{amp}}}{\frac{S_{amp}}{N_{amp}}} A_s$$

$$DBP = \frac{1 + \frac{N_{amp}}{S_{amp}}}{\frac{S_{amp}}{N_{amp}}} A_d$$

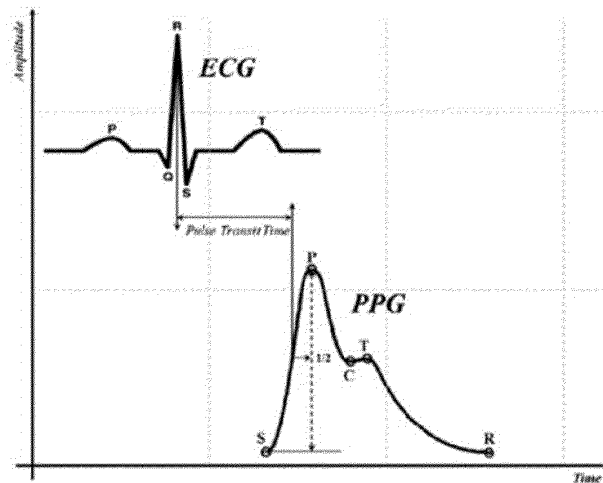
[275] 위 수학적식 2에서 SBP(systolic blood pressure)는 수축기 혈압이고, DBP(diastolic blood pressure)는 확장기 혈압을 나타낸다. 위 수학적식 2에 PPG의 펄스파로부터 수집된 파라미터 값을 대입하여 SBP(수축기 혈압)와 DBP(확장기 혈압) 값을 계산하여 혈압을 추정할 수 있으며, SBP와 DBP를 대상체의 혈압을 추정할 수 있는 혈압 추정 지수로 정의한다.

[276] 따라서 제어부는 생체신호 측정부로부터 측정된 PPG(광용적맥파)로부터 S_{amp} (수축 피크 진폭), N_{amp} (노치 피크 진폭), A_s (수축기 영역), A_d (확장기 영역)을 포함하는 파라미터를 추출한다. 추출된 파라미터를 수학적식 2에 대입하여 혈압 추정 지수인 SBP(수축기 혈압)과 DBP(확장기 혈압)을 산출한다. 산출된 혈압 추정 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 벗어나면, 대상체의 혈압을 조절하는 경혈 부위를 자극하는 전극들에 자극 신호를 인가한다. 혈압 추정 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위 이내에 도달하면, 자극 신호의 공급을

중단시킨다.

- [277] 3) ECG 및 PPG(광용적맥파, Photoplethysmogram)를 이용하여 추정된 혈압에 따른 혈압 조절
- [278] 심장이 수축하면서 박출된 혈액은 대동맥을 통해 말초혈관까지 전달된다. 아래 표 2는 시간에 따른 ECG(심전도, Electrocardiogram)와 PPG(광용적맥파, Photoplethysmogram)의 진폭을 나타낸 그래프이다. 아래 표 2를 참고하면, 심장이 수축할 때 ECG(심전도, Electrocardiogram)는 R 포인트의 진폭을 갖고, PPG는 P포인트의 진폭을 갖게 된다. PTT 신호는 심장에서 박출된 혈액이 말초혈관에 도달하기까지 걸리는 시간을 나타내는 것으로, 이는 말초혈관의 혈액량이 최대가 되는 시점이 아니라 유입되는 시점까지의 시간이다. 이로부터 PTT는 ECG의 R 포인트 시점부터 PPG의 S 포인트와 P 포인트의 중간값을 갖는 시점까지의 시간으로 정의된다.

[279] [표2]



- [280] 혈압이 높아지면 PTT가 감소하는 특성이 있으므로, PTT를 이용하여 혈압을 계산하는 수학적식은 아래와 같다.

[281] [수식3]

$$SBP = m_s \frac{1}{PTT} + q_s$$

$$DBP = m_d \frac{1}{PTT} + q_d$$

- [282] 위 수학적식 3에서 SBP(systolic blood pressure)는 수축기 혈압이고, DBP(diastolic blood pressure)는 확장기 혈압이며, m_s , q_s , m_d , q_d 는 계수이다. 위 수학적식 3에 PTT 값을 대입하여 SBP(수축기 혈압)와 DBP(확장기 혈압) 값을 계산하여 혈압을 추정할 수 있으며, SBP와 DBP를 대상체의 혈압을 추정할 수 있는 혈압 추정 지수로 정의한다.

- [283] 따라서 제어부는 ECG의 R 포인트인 시점과, PPG(광용적맥파)의 S 포인트와 P 포인트의 중간값을 갖는 시점으로부터 두 시점 사이의 거리인 PTT를 추출한다. 추출된 PTT를 수학식 3에 대입하여 혈압 추정 지수인 SBP(수축기 혈압)과 DBP(확장기 혈압)을 산출한다. 산출된 혈압 추정 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 벗어나면, 대상체의 혈압을 조절하는 경혈 부위를 자극하는 전극들에 자극 신호를 인가한다. 혈압 추정 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위 이내에 도달하면, 자극 신호의 공급을 중단시킨다.
- [284] 4) 스트레스를 이용하여 예측되는 혈압 변동 예측 지수에 따른 혈압 조절
- [285] 스트레스가 증가하면 부신에서 스트레스 관련 호르몬인 코르티솔의 분비가 증가된다. 코르티솔 분비의 증가는 혈압 상승의 원인이 된다. 이때, 코르티솔의 분비량은 R-R interval을 이용하여 예측할 수 있으므로, R-R interval 값과 스트레스 지수를 연동하여 R-R interval 값으로부터 스트레스 증가를 예측할 수 있다. 스트레스 증가는 혈압 상승 요인이므로, 스트레스 지수가 높아지면 혈압이 높아질 것이라고 예측할 수 있다.
- [286] 제어부는 생체신호 측정부로부터 측정된 R-R interval 값을 스트레스와 연동하여, 혈압의 변동을 예측할 수 있는 혈압 변동 예측 지수인 스트레스 지수를 산출한다. 산출된 혈압 변동 예측 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 벗어나면, 대상체의 혈압을 조절하는 경혈 부위를 자극하는 전극들에 자극 신호를 인가한다. 혈압 변동 예측 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위 이내에 도달하면, 자극 신호의 공급을 중단시킨다.
- [287] 또한, 생체신호 측정부가 R-R interval 값을 실시간으로 측정하는 도중, 내, 외부 요인에 의한 갑작스런 스트레스 상황이 유발되는 경우, 제어부는 돌발적인 혈압 변동을 모니터링하고, 대상체의 혈압에 변동이 발생한 경우, 대상체의 혈압을 조절하는 경혈 부위를 자극하여 대상체를 적절한 혈압으로 조절시킨다.
- [288] 5) 뇌파 및 심박을 이용하여 예측되는 혈압 변동 예측 지수에 따른 혈압 조절
- [289] 뇌파와 교감/부교감 신경의 상관관계에 대하여, 뇌파의 세타파(6Hz ~ 8Hz)는 부교감 신경의 활동성과 관련이 있으며, 알파파(8Hz ~ 10Hz)는 교감 신경의 활동성과 관련이 있다.
- [290] 심박과 교감/부교감 신경의 상관관계에 대하여, 심박변이도(HRV, Heart Rate Variability)의 HF(고주파, High, frequency)는 부교감 신경 활동성을 반영하고, LF(저주파, Low frequency)는 교감 신경의 활동성을 반영한다.
- [291] 이로부터, 뇌파의 세타파 증가는 심박변이도의 HF 증가와 상관성이 있고, 뇌파의 알파파 증가는 심박변이도의 LF 감소와 상관성이 있다.
- [292] 이에 뇌파와 심박변이도(HRV)를 측정하여 교감/부교감 신경을 포함하는 자율신경계 반응을 파악할 수 있다. 자율신경계 중 부교감 신경이 활성화되면 심박수에 영향을 미쳐 혈압이 높아진다고 추정할 수 있다. 이로써, 뇌파와 심박을 통해 교감/부교감 신경의 활동성을 예측할 수 있고, 이로부터 스트레스 지수 및 자율신경계 상태 지수를 산출하여 혈압 상승을 예측할 수 있다.

- [293] 제어부는 생체신호 측정부로부터 측정된 뇌파로부터 알파파와 세타파의 증감량을 추출하고, 생체신호 측정부로부터 측정된 심박의 심박변이도(HRV)로부터 부교감 신경 활동성을 반영하는 HF와 교감 신경 활동성을 반영하는 LF의 증감량을 추출한다. 추출된 알파파와 세타파 증감량 및 HF와 LF 증감량으로부터 혈압 변동을 예측할 수 있는 혈압 변동 예측 지수인 스트레스 지수 또는 자율신경계 상태 지수를 산출한다. 산출된 혈압 변동 예측 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 벗어나면, 대상체의 혈압을 조절하는 경혈 부위를 자극하는 전극들에 자극 신호를 인가한다. 혈압 변동 예측 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위 이내에 도달하면, 자극 신호의 공급을 중단시킨다.
- [294] 혈압 추정 지수는 혈압 외 생체신호로부터 혈압을 추정할 수 있는 지수로, SBP(수축기 혈압) 및 DBP(확장기 혈압) 등이 있고, 혈압 변동 예측 지수는 혈압 외 생체신호로부터 혈압의 변동을 예측할 수 있는 지표로 사용되는 지수로, 스트레스 지수, 자율신경계 상태 지수 등이 있다.
- [295] 상술한 혈압 측정, 혈압 추정 및 혈압 변동 예측 방법 이외에 다양한 생체신호로부터 혈압을 추정하거나 혈압의 변동을 예측하는 방법을 이용하여 혈압을 조절할 수 있다.
- [296] 또한, 상술한 제어 방법 설명에서 기준값이란 정상 혈압을 갖는 대상체의 정상 혈압 범위의 중간값으로, 기준값으로부터 일정 범위를 벗어나면 고혈압 또는 저혈압 상태가 된다. 이때, 비정상적인 상태는 대상체의 스트레스가 높거나, 대상체의 혈압이 정상 범위를 벗어난 고혈압 또는 저혈압인 상태이다.
- [297] 예컨대, 고혈압 환자의 경우, 측정된 혈압이 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 초과하면, 혈압이 높아진 것이므로, 제어부는 혈압 강하 또는 스트레스 완화시키는 경혈 부위를 자극하여 혈압을 강하시킨다. 또한, 고혈압 환자의 혈압 추정 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위를 초과하면, 혈압이 높아질 것이라고 예측되므로, 제어부는 혈압 강하 또는 스트레스 완화시키는 경혈 부위를 자극하여 혈압이 높아지는 것을 예방할 수 있다.
- [298] 혈압을 강하하거나 스트레스를 완화시키기 위해서는 신문혈 또는 정중신경을 자극할 수 있다.
- [299] 신문혈(D)은 도 20에 도시한 바와 같이, 손바닥 측면의 손목 중앙에서 새끼손가락 방향의 오목한 부분이다. 신문혈(D)은 기분을 관장하며, 신문혈(D)을 자극하면 신경쇠약, 심통, 정신분열증, 심장마비, 건망증, 불면증 등에 효과가 있다. 이로부터 도 21에 도시한 바와 같이, 전기 자극부(130)가 신문혈(D)에 위치하도록 혈압 조절 장치를 손목에 장착하면, 측정된 혈압 또는 혈압 추정 지수에 따라 신문혈(B)을 자극하여 혈압을 조절할 수 있다.
- [300] 정중신경(E)은 도 22에 도시한 바와 같이, 위팔에서부터 손목굴을 통해 손까지 이어지는 팔의 말초 신경 중 하나이다. 정중신경(E) 내의 C-Fiber를 자극하면 부교감신경을 활성화시켜 스트레스를 완화시킬 수 있다. 이로부터 도 8에

도시한 바와 같이, 전기 자극부(130b)가 정중신경(E)에 위치하도록 혈압 조절 장치를 손목에 장착하면, 측정된 혈압 또는 혈압 추정 지수에 따라 손목을 지나는 정중신경(E)을 자극하여 혈압을 조절할 수 있다.

- [301] 이로써, 대상체의 혈압을 측정하거나 대상체의 생체신호로부터 스트레스 지수, 자율 신경계 지수, 수축기 혈압, 확장기 혈압 중 적어도 하나인 혈압 추정 지수를 산출함으로써, 스트레스를 완화시키고, 고혈압 환자의 혈압을 강하시킬 수 있다. 특히, 혈압 추정 지수는 혈압이 높아지는 것을 예측할 수 있어, 혈압이 높아지는 것을 미리 예방할 수 있다.
- [302]
- [303] 이하에서는 본 발명의 혈압 조절 장치를 이용한 혈압 조절 방법에 대하여 세가지로 구분하여 단계적으로 설명한다.
- [304] 첫번째 혈압 조절 방법은 아래의 단계를 포함한다.
- [305] 먼저, 생체신호 측정 단계는, 대상체의 자극하고자 하는 경혈 부위, 즉 예상되는 경혈 부위에 혈압 조절 장치를 배치한 상태에서 생체신호 측정부로부터 대상체의 혈압을 포함한 생체신호를 측정한다.
- [306] 자극 신호 생성 단계는, 대상체의 혈압에 따라 자극 신호를 생성한다.
- [307] 자극 신호 인가 단계는, 생성된 자극 신호를 경혈 부위를 자극하는 전극들에 인가한다.
- [308] 자극 신호 인가로부터 일정 시간 이후에, 대상체의 혈압을 다시 측정하여 혈압이 설정된 기준값으로부터 일정 범위 내에 있는지를 판단하여, 범위 내에 도달하면 자극 신호 인가를 중단하고, 범위를 벗어나면 자극 신호 인가를 계속할 수 있다.
- [309] 두번째 혈압 조절 방법은 아래의 단계를 포함한다.
- [310] 생체신호 측정 단계는, 대상체의 자극하고자 하는 경혈 부위, 즉 예상되는 경혈 부위에 혈압 조절 장치를 배치한 상태에서 생체신호 측정부로부터 대상체의 생체신호를 측정한다.
- [311] 혈압 추정 지수 산출 단계는, 생체신호로부터 대상체의 혈압 추정 지수를 산출한다.
- [312] 자극 신호 생성 단계는, 대상체의 혈압 추정 지수에 따라 자극 신호를 생성한다.
- [313] 자극 신호 인가 단계는, 생성된 자극 신호를 경혈 부위를 자극하는 전극들에 인가한다.
- [314] 자극 신호 인가로부터 일정 시간 이후에, 대상체의 생체신호를 다시 측정하여 혈압 추정 지수를 산출하고, 혈압 추정 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위 내에 있는지를 판단하여, 범위 내에 도달하면 자극 신호 인가를 중단하고, 범위를 벗어나면 자극 신호 인가를 계속할 수 있다.
- [315] 세번째 혈압 조절 방법은 아래의 단계를 포함한다.
- [316] 생체신호 측정 단계는, 대상체의 자극하고자 하는 경혈 부위, 즉 예상되는 경혈 부위에 혈압 조절 장치를 배치한 상태에서 생체신호 측정부로부터 대상체의

생체신호를 측정한다.

- [317] 혈압 변동 예측 지수 산출 단계는, 생체신호로부터 대상체의 혈압 변동 예측 지수를 산출한다.
- [318] 자극 신호 생성 단계는, 대상체의 혈압 변동 예측 지수에 따라 자극 신호를 생성한다.
- [319] 자극 신호 인가 단계는, 생성된 자극 신호를 경혈 부위를 자극하는 전극들에 인가한다.
- [320] 자극 신호 인가로부터 일정 시간 이후에, 대상체의 생체신호를 다시 측정하여 혈압 변동 예측 지수를 산출하고, 혈압 변동 예측 지수가 설정된 기준값으로부터 일정 범위 내에 있는지를 판단하여, 범위 내에 도달하면 자극 신호 인가를 중단하고, 범위를 벗어나면 자극 신호 인가를 계속할 수 있다.
- [321] 이상에서는 본 발명의 구체적인 실시예를 도면을 중심으로 설명하였으나, 본 발명의 권리범위는 특히 청구 범위에 기재된 기술적 사상을 중심으로 그 변형물 또는 균등물에까지 미침은 자명하다 할 것이다.

산업상 이용가능성

- [322] 본 발명은 한방이나 수기계 치료 등에 활용하는 피부나 근육에 나타나는 중요한 반응점인 경혈에 자극을 제공함으로써, 경락의 흐름을 원활하게 하여 해당 경혈과 관련된 증상을 완화시키거나 질병 치료를 돕는 경혈 자극 장치 및 이를 이용하여 경혈 자극 방법을 제공한다.