



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년03월08일
(11) 등록번호 10-1835461
(24) 등록일자 2018년02월28일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/4824 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7025033
(22) 출원일자(국제) 2016년03월29일
심사청구일자 2016년09월09일
(85) 번역문제출일자 2016년09월09일
(65) 공개번호 10-2017-0049463
(43) 공개일자 2017년05월10일
(86) 국제출원번호 PCT/JP2016/060077
(87) 국제공개번호 WO 2017/056532
국제공개일자 2017년04월06일
(30) 우선권주장
JP-P-2015-196228 2015년10월01일 일본(JP)
(56) 선행기술조사문헌
JP2007130034 A
JP2013523274 A
JP2005176937 A
W02008129702 A1
- (73) 특허권자
가부시키가이샤 오사치
일본국 나가노켄 오카야시 오사치코하기 2쵸메 9
반 11고
(72) 발명자
시마즈 히데아키
일본 도쿄도 세타가야쿠 고토쿠지 1쵸메 14반 1
고
시라카와 후토시
일본 야마나시켄 오쓰키시 고마하시 1쵸메 7반 1
1고
야구치 야스유키
일본 나가노켄 오카야시 오사치 고타기 2쵸메 2반
17고
(74) 대리인
유미특허법인

전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 김의태

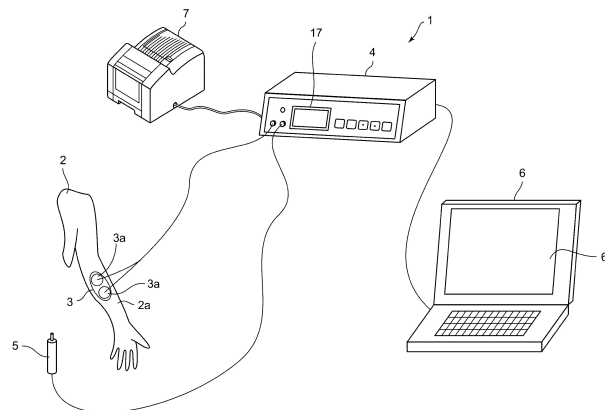
(54) 발명의 명칭 통증 측정 장치

(57) 요약

본 발명은 측정된 통증 정도를 다른 피측정자의 통증 정도와의 비교 또는 병명 진단에 이용하는 것을 목적으로 한다.

통증 측정 장치(1)는, 피측정자(2)에 장착되는 전극(3a)과, 전극(3a)으로 공급되는 자극 전류를 생성하는 자극 전류 생성 수단을 포함하고 있다. 그리고, 전극(3a)으로부터 피측정자(2)에게 부여되는 자극 전류에 기초하여, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증을 측정한다. 자극 전류에 기초를 두는 값의 로그값 또는 대수적 수치로 되는 통증의 계측값과, 피측정자(2)가 선택한 VAS 또는 표정 척도의 값의 관계를 표시하는 수단을 가지는 것이다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

피측정자에 장착되는 전극과, 상기 전극으로 공급되는 자극 전류를 생성하는 자극 전류 생성 수단을 포함하고, 상기 전극으로부터 상기 피측정자에게 부여되는 상기 자극 전류에 기초하여, 상기 피측정자가 느끼고 있는 통증을 측정하는 인체용 통증 측정 장치에 있어서,

상기 자극 전류에 기초를 두는 값의 로그값 또는 대수적(對數的) 수치로 되는 통증의 계측값과, 상기 피측정자가 선택한 VAS(Visual Analogue Scale) 또는 표정 척도(face scale)의 값의 관계를 표시하는 수단을 가지는,

통증 측정 장치.

청구항 2

피측정자에 장착되는 전극과, 상기 전극으로 공급되는 자극 전류를 생성하는 자극 전류 생성 수단을 포함하고, 상기 전극으로부터 상기 피측정자에게 부여되는 상기 자극 전류에 기초하여, 상기 피측정자가 느끼고 있는 통증을 측정하는 인체용 통증 측정 장치에 있어서,

상기 피측정자가 느끼고 있는 통증에 대응하는 자극 전류의 값으로 되는 통증 대응 전류값의 로그값 또는 대수적 수치와, 상기 피측정자가 선택한 VAS 또는 표정 척도의 값의 관계를 표시하는 수단을 가지는,

통증 측정 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 표시하는 수단은, 상기 측정된 통증의 계측값을 로그값 또는 대수적 수치에 의해 표시하는, 통증 측정 장치.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 표시하는 수단은, 상기 통증 대응 전류값을 로그값 또는 대수적 수치에 의해 표시하는, 통증 측정 장치.

청구항 5

제1항 또는 제3항에 있어서,

상기 측정된 통증의 계측값과, 상기 VAS 또는 표정 척도의 값의 관계를 시계열적으로 비교하는 수단, 및 상기 비교의 결과에 따라 상기 피측정자의 통증의 요인을 분류하고, 또는 통증의 원인을 특정하는 수단을 가지는, 통증 측정 장치.

청구항 6

제2항 또는 제4항에 있어서,

상기 통증 대응 전류값과, 상기 VAS 또는 표정 척도의 값의 관계를 시계열적으로 비교하는 수단, 및 상기 비교의 결과에 따라 상기 피측정자의 통증의 요인을 분류하고, 또는 통증의 원인을 특정하는 수단을 가지는, 통증 측정 장치.

청구항 7

제5항에 있어서,

상기 통증의 요인을 분류하고, 또는 통증의 원인을 특정하는 수단은, 분류 또는 특정 대상으로서, 침해 수용성 동통(疼痛), 심인성 동통, 신경장애성 동통 중 어느 하나 또는 복수를 가지는, 통증 측정 장치.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 통증의 요인을 분류하고, 또는 통증의 원인을 특정하는 수단은, 분류 또는 특정 대상으로서, 침해 수용성 동통(疼痛), 심인성 동통, 신경장애성 동통 중 어느 하나 또는 복수를 가지는, 통증 측정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은, 통증 측정 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 피측정자가 느끼고 있는 통증을 객관적으로 측정하기 위한 통증 측정 장치가 본원 출원인에 의해 제안되어 있다 (예를 들면, 특허 문헌 1 참조). 이 특허 문헌 1에 개시된 통증 측정 장치는, 피측정자에게 전극을 장착시키고, 그 전극으로부터 피측정자에게 부여되는 자극 전류에 기초하여, 피측정자가 느끼고 있는 통증의 정도를 정량적으로 평가할 수 있는 구성으로 되어 있다. 즉, 특허 문헌 1에 개시된 통증 측정 장치는, 피측정자가 느끼고 있는 통증과 같은 정도의 강도로 느끼는 전기 자극의 크기(자극 전류의 전류값)를 측정함으로써, 피측정자가 느끼고 있는 통증의 정도를 정량적으로 평가할 수 있는 구성으로 되어 있다. 또한, 이 통증 측정 장치에서는, 피측정자에게 부여되는 자극 전류로서, 피측정자가 통증을 느끼지 않는 주파수 특성을 가지는 자극 전류가 사용되고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0003] (특허문헌 0001) 특허 문헌 1 : 일본특허 제3808492호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 전술한 통증 측정 장치는, 피측정자가 느끼고 있는 통증의 정도를 정량적으로 평가할 수 있는 구성이지만, 측정된 통증의 크기는, 장치가 가지는 독자적인 통증 지표로서 수치화되어 표시되어 있을 뿐이다. 이에 따르면, 한 명의 피측정자에 대하여, 과거의 통증 정도의 기록과 비교하는 등의 이용에 머무르고, 다른 피측정자와의 통증 정도의 비교나 병명 진단에 이용하는 것은 불가능하다.

[0005] 본 발명은, 이와 같은 배경 하에 행해진 것으로서, 이하의 2가지 중 어느 하나가 가능해지는 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다. 즉, 측정된 통증 정도를 다른 피측정자의 통증 정도와의 비교 또는 병명 진단에 이용할 수 있는 통증 측정 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명은, 피측정자에게 장착되는 전극과, 전극에 공급되는 자극 전류를 생성하는 자극 전류 생성 수단을 포함하고, 전극으로부터 피측정자에게 부여되는 자극 전류에 기초하여, 피측정자가 느끼고 있는 통증을 측정하는 인체용 통증 측정 장치에 있어서, 자극 전류에 기초를 두는 값의 로그값(對數値) 또는 대수적(對數的) 수치로 되는 통증의 계측값과, 피측정자가 선택한 VAS(Visual Analogue Scale) 또는 표정 척도(face scale)의 값의 관계를 표시하는 수단을 가지는 것이다.

[0007] 또는, 본 발명은, 피측정자에게 장착되는 전극과, 전극에 공급되는 자극 전류를 생성하는 자극 전류 생성 수단을 포함하고, 전극으로부터 피측정자에게 부여되는 자극 전류에 기초하여, 피측정자가 느끼고 있는 통증을 측정

하는 인체용 통증 측정 장치에 있어서, 피측정자가 느끼고 있는 통증에 대응하는 자극 전류의 값으로 되는 통증 대응 전류값의 로그값 또는 대수적 수치와, 피측정자가 선택한 VAS 또는 표정 척도의 값의 관계를 표시하는 수단을 가지는 것이다.

[0008] 전술한 통증 측정 장치에 있어서, 표시하는 수단은, 측정한 통증의 계측값 또는 통증 대응 전류값을 로그값 또는 대수적 수치로 표시할 수 있다.

[0009] 전술한 통증 측정 장치에 있어서, 측정한 통증의 계측값 또는 통증 대응 전류값과, VAS 또는 표정 척도의 값의 관계를 시계열적으로 비교하는 수단과, 비교의 결과에 따라 피측정자의 통증의 요인을 분류하고, 또는 통증의 원인을 특정하는 수단을 가질 수 있다. 이 때, 통증의 요인을 분류하고, 또는 통증의 원인을 특정하는 수단은, 분류 또는 특정 대상으로서, 침해 수용성 동통(疼痛), 심인성 동통, 신경장애성 동통 중 어느 하나 또는 복수를 가질 수 있다.

발명의 효과

[0010] 본 발명에 의하면, 측정된 통증 정도를 다른 피측정자의 통증 정도와의 비교 또는 병명 진단에 이용할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은, 본 발명의 실시 형태 1에 관한 통증 측정 장치의 구성을 나타낸 사시도이다.
- 도 2는, 도 1에 나타난 통증 측정 장치의 본체부 및 그 주변 기기의 개략적인 구성을 나타낸 블록도이다.
- 도 3은, 도 1에 나타난 퍼스널 컴퓨터의 화면 표시의 일례를 나타낸 도면이다.
- 도 4는, 도 1에 나타난 전극으로부터 피측정자에게 부여되는 자극 전류의 각 주파수 성분마다 자극의 강도를 나타낸 파워 스펙트럼의 피크값을 나타낸 그래프이다.
- 도 5는, 도 1에 나타난 전극으로부터 피측정자에게 부여되는 자극 전류의 각 주파수 성분마다 자극의 강도를 나타낸 파워 스펙트럼의 실제의 변화를 설명하기 위한 그래프이다.
- 도 6은, 도 1에 나타난 통증 측정 장치에서의 통증의 측정 방법의 고안을 설명하기 위한 그래프이다.
- 도 7은, 도 1에 나타난 통증 측정 장치에서의 통증의 측정 순서를 나타낸 플로차트이다.
- 도 8은, 피측정자가 VAS를 선택하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9는, VAS와 통증 계측값의 대응 관계를 나타낸 도면이다.
- 도 10은, 피측정자가 통증을 느끼는 자극 전류의 전류값인 통증 발생 전류값 및 최소 감지 전류값의 측정 결과를 나타낸 그래프이며, (A)는 본 발명의 실시 형태에 관한 자극 전류를 피측정자에게 부여했을 때의 측정 결과를 나타내고, (B)는 종래의 직사각형파로 이루어지는 자극 전류를 피측정자에게 부여했을 때의 측정 결과를 나타낸다.
- 도 11은, 본 발명의 실시 형태에 관한 자극 전류 및 종래의 직사각형파로 이루어지는 자극 전류가, A δ 선유(線維) 및 A β 선유에 각각 부여하는 자극의 강도를 설명하기 위한 모식적인 그래프이다.
- 도 12는, 본 발명의 다른 형태에 관한 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값을 나타낸 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 이하, 본 발명을 실시하기 위한 최선의 형태를 도면을 참조하여 설명한다.
- [0013] (통증 측정 장치의 개략적인 구성)
- [0014] 도 1은, 본 발명의 실시 형태 1에 관한 통증 측정 장치(1)의 구성을 나타낸 사시도이다. 도 2는, 도 1에 나타난 통증 측정 장치(1)의 본체부(4) 및 그 주변 기기의 개략적인 구성을 나타낸 블록도이다. 도 3은, 도 1에 나타난 퍼스널 컴퓨터(6)의 화면 표시의 일례를 나타낸 도면이다.
- [0015] 본 형태에 관한 통증 측정 장치(1)는, 병이나 부상 등의 원인으로, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증을 객관적으로 측정하기 위한 장치이다. 즉, 본 형태의 통증 측정 장치(1)는, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증을 정량적으로 평가하기 위한 장치이다. 이 통증 측정 장치(1)는, 도 1에 나타난 바와 같이, 피측정자(2)의 상완부(上腕

部)(2a)의 내측에 장착되는 전극 밴드(3)와, 전극 밴드(3)에 소정의 자극 전류를 공급하는 본체부(4)와, 통증을 측정할 때 피측정자(2)가 조작하는 핸드 스위치(5)와, 본체부(4)에 대하여 소정의 동작 신호를 출력하거나, 통증의 측정 결과를 표시하는 퍼스널 컴퓨터(PC)(6)와, 통증의 측정 결과를 인쇄 용지 등에 인쇄하여 출력하는 프린터(7)를 포함하고 있다. 전극 밴드(3), 핸드 스위치(5), PC(6) 및 프린터(7)는, 소정의 케이블에 의해, 본체부(4)에 접속되어 있다. 그리고, PC(6)를 접속하지 않도록 해도 된다.

[0016] 그리고, 본 형태에서는, 피측정자(2)의 상완부(2a)의 내측에 전극 밴드(3)가 장착되어 있지만, 전극 밴드(3)의 장착 위치는, 근육의 양 및 땀샘이 적고, 또한 장착이 용이한 개소(箇所)이면, 상완부(2a)의 내측 이외여도 된다. 예를 들면, 전극 밴드(3)의 장착 위치는 발뒤꿈치여도 된다. 이와 같이, 근육의 양이 적은 개소에 전극 밴드(3)를 장착함으로써, 근육의 단속적(斷續的) 또는 연속적인 수축을 방지할 수 있다. 전극 밴드(3)에는, 2개의 전극(3a, 3a)이 설치되어 있고, 자극 전류는 전극(3a)에 공급된다.

[0017] 본체부(4)는, 도 2에 나타난 바와 같이, MPU(Micro Processing Unit)(9)와, 승압 트랜스(10)와, 전압 제어 회로(11)와, 출력 제어 회로(12)와, 보호 회로(13)와, 전류 검출 회로(14)와, 외부 RAM(15)과, 불휘발성 메모리(16)와, 화상 표시 수단(17)과, 표시 수단 드라이버(18)와, 어드레스 디코더(19)와, I/F(인터페이스) 회로(20)를 포함하고 있다.

[0018] MPU(9)는, 도시하지 않은 ROM, RAM, 타이머 및 출력 인터페이스를 내부에 포함하고 있다. MPU(9)의 내부의 ROM에는, 전극(3a)에 공급되는 자극 전류의 전류값으로부터 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 산출하거나, 피측정자(2)가 선택한 VAS 또는 표정 척도의 값과 통증 계측값의 관계로부터 통증의 요인을 분류하거나, 또는 통증의 원인을 특정하기 위한 처리를 행하는 프로그램이 미리 기억되어 있다. 그리고, MPU(9)에, I/F 회로(20)를 통하여 PC(6)로부터 동작 신호가 입력되면, MPU(9)는, 외부 RAM(15)의 일시 기억 기능을 이용하면서 내부의 ROM에 기억된 프로그램에 따라 PC(6)로부터의 동작 신호를 처리하고, 소정의 알고리즘을 실행한다. 또한, 소정의 알고리즘을 실행함으로써, MPU(9)는 승압 트랜스(10), 전압 제어 회로(11), 출력 제어 회로(12)에 구동 신호를 각각 공급한다.

[0019] 승압 트랜스(10)는, MPU(9)로부터의 구동 신호에 따라, 도시하지 않은 직류 전원으로부터의 전압을 승압한다. 보다 구체적으로는, 승압 트랜스(10)는, 타이머를 사용한 MPU(9)로부터의 사각형 파형의 구동 신호에 의해 트랜지스터를 구동하여, 직류 전원으로부터의 전압을 승압한다. 예를 들면, 승압 트랜스(10)는, 직류 전원에 의해 인가되는 12V의 전압을 100V~120V로 승압한다. 전압 제어 회로(11)는, MPU(9)로부터의 구동 신호에 따라, 승압 트랜스(10)로부터 출력된 직류 전압 출력을 조정한다. 또한, 도 2에 나타난 바와 같이, 전압 제어 회로(11)에서의 전압값을 검출하기 위한 검출 신호가 전압 제어 회로(11)로부터 출력되어, MPU(9)에 입력된다. MPU(9)에 입력된 검출 신호에 기초하여, 규정값 이상의 전압이 출력 제어 회로(12)로부터 출력되지 않도록 제어된다.

[0020] 출력 제어 회로(12)는, 전압 제어 회로(11)로부터 출력된 정류 전압을 PWM(Pulse Width Modulation)에 의해 제어하기 위한 PWM 제어 회로이다. 이 출력 제어 회로(12)는, MPU(9)로부터의 구동 신호에 따라, 예를 들면, 5V~100V 범위의 펄스형의 전압을 출력한다. 보호 회로(13)는, 소정값 이상의 전류가 출력 제어 회로(12)로부터 피측정자(2)에 장착된 전극(3a)으로 공급되는 것을 방지하는 리미터 회로(limiter circuit)이다. 도 2에 나타난 바와 같이, 이 보호 회로(13)로부터 전류 제한값을 검출하기 위한 검출 신호가 출력되어, MPU(9)에 입력된다.

[0021] 전류 검출 회로(14)는, 보호 회로(13)로부터 전극(3a)을 거쳐 피측정자(2)에게 부여되는 전류의 실효값을 검출하기 위한 회로이다. 본 형태의 전류 검출 회로(14)는, 예를 들면, 저항이나 연산 증폭기(operational amplifier)에 의해 구성되는 것이다. 도 2에 나타난 바와 같이, 전극(3a)에 공급되는 자극 전류[즉, 피측정자(2)에게 부여되는 자극 전류]의 전류값을 검출하기 위한 검출 신호가 전류 검출 회로(14)로부터 출력되어, MPU(9)에 입력된다. 본 형태에서는, 출력 제어 회로(12)로부터 전극(3a)으로 공급되는 자극 전류[즉, 피측정자(2)에게 부여되는 자극 전류]의 파형은, 50Hz 주기의 펄스 파형으로 되어 있다.

[0022] 이와 같이, 본 형태에서는, MPU(9), 직류 전원(도시하지 않음), 승압 트랜스(10), 전압 제어 회로(11), 출력 제어 회로(12), 보호 회로(13) 및 전류 검출 회로(14)에 의하여, 전극(3a)에 공급되는 자극 전류를 생성하는 자극 전류 생성 수단이 구성되어 있다.

[0023] 외부 RAM(15)은, 전술한 바와 같이, MPU(9)가 소정의 알고리즘을 실행하기 위한 메모리이다. 이 외부 RAM(15)은, MPU(9) 내부의 RAM의 용량이 충분하면, 설치할 필요는 없다. 불휘발성 메모리(16)는, 출력 제어 회로(12)로부터 출력되는 전압의 상승 속도[즉, 전극(3a)에 공급되는 자극 전류의 증가도]나, 전류 검출 회로(14)에 공급되는 전압의 제한값 등의 소정의 설정값, 또는 과거의 소정 횟수의 통증의 측정 데이터가 기억된 메모

리이다.

- [0024] 화상 표시 수단(17)은, 전압 제어 회로(11)에서의 전압값이나 전극(3a)에 공급되는 자극 전류의 전류값을 본체 부(4)의 외부에 표시하는 액정 표시 장치 등의 표시 장치이다(도 1 참조). 이 화상 표시 수단(17)에는, MPU(9)로부터 출력되어 표시 수단 드라이버(18)에서 처리된 화상 데이터가 표시된다.
- [0025] 어드레스 디코더(19)는, 외부 RAM(15)이나 표시 수단 드라이버(18)와, MPU(9) 사이에서 신호를 교환하기 위한 논리 회로이다. 또한, I/F 회로(20)는, MPU(9)와 PC(6) 사이에서 신호의 교환을 하거나, MPU(9)로부터 프린터(7)로 신호를 공급하기 위한 회로이다.
- [0026] 핸드 스위치(5)는, 피측정자(2)가 전극(3a)으로의 자극 전류의 공급을 정지하거나 자극 전류의 공급을 개시하기 위한 것이다. 또한, PC(6)는, 도 1에 나타난 바와 같이, 통증 측정 장치(1)에서의 통증의 측정 결과를 표시하기 위한 표시부(6a)를 포함하고 있다. 이 표시부(6a)는, 예를 들면, 액정 표시 장치이다. 또한, 표시부(6a)에는, 예를 들면, 통증 측정 장치(1)에서의 측정 결과가 도 3과 같이 표시된다. 도 3에 나타난 표시부(6a)의 표시 내용에 대해서는 후술한다.
- [0027] (자극 전류의 특성)
- [0028] 도 4는, 도 1에 나타난 전극(3a)으로부터 피측정자(2)에게 부여되는 자극 전류의 각 주파수 성분마다 자극의 강도를 나타낸 파워 스펙트럼의 피크값을 나타낸 그래프이다. 도 5는, 도 1에 나타난 전극(3a)으로부터 피측정자(2)에 부여되는 자극 전류의 각 주파수 성분마다 자극의 강도를 나타낸 파워 스펙트럼의 실제의 변화를 설명하기 위한 그래프이다.
- [0029] 본원 출원인은, 어떠한 자극 전류이면, 통증을 동반하지 않는 전기 자극에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 광범위하게 측정할 수 있는지를 장기간 연구해 왔다. 그 연구의 결과, 통증을 동반하지 않는 전기 자극에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 광범위하고 정확하게 측정할 수 있는 자극 전류가 소정의 특성을 갖는 것이 판명되었다. 그리고, 본 형태의 통증 측정 장치(1)에서는, 이 특유의 성질을 가지는 자극 전류를 발생시키기로 하였다. 이하, 통증을 동반하지 않는 전기 자극에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 광범위하고 정확하게 측정할 수 있는 자극 전류[즉, 본 형태에 있어서, 전극(3a)으로부터 피측정자(2)에게 부여되는 자극 전류]의 특성에 대하여 설명한다.
- [0030] 통증을 동반하지 않는 전기 자극에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 광범위하게 측정할 수 있는 자극 전류(즉, 본 형태의 자극 전류)의 각 주파수 성분마다 자극의 강도를 나타낸 파워 스펙트럼(구체적으로는, 자극 전류의 펄스파의 각 주파수 성분마다 자극의 강도를 나타낸 파워 스펙트럼)은, 50Hz의 정수(整數)배의 주파수마다 피크값을 가지고, 이외의 주파수에서는, 피크값을 갖지 않는 특수한 패턴을 나타낸다. 즉, 도 5에 모식적으로 나타난 바와 같이, 본 형태에서의 자극 전류의 파워 스펙트럼은, 50Hz, 100Hz, 150Hz ...와 같이, 50Hz마다 피크값을 가지고, 이외의 주파수에서는, 피크값을 갖지 않는다. 그리고, 자극 전류의 파워 스펙트럼은 각 주파수에 의하여, 도 5에 나타난 바와 같이 증감한다.
- [0031] 도 4에는, 본 형태의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값만을 점으로 나타내고 있다(그래프 G1, G2 참조). 또한, 도 4에는, 참고로서, 종래부터 본원 출원인이 통증 측정 장치에 사용했던 직사각형의 펄스파로 이루어지는 자극 전류(이하, 종래의 자극 전류로 표기함)의 파워 스펙트럼의 피크값만을 나타내고 있다(그래프 G3, G4 참조). 여기서는, 종래의 자극 전류의 펄스파로서, 50Hz주기의 펄스파를 사용하고 있다. 본원 출원인의 연구 결과, 우연히도, 종래의 자극 전류의 파워 스펙트럼도 본 형태의 자극 전류의 파워 스펙트럼과 마찬가지로, 50Hz의 정수배의 주파수마다 피크값을 가지고, 이외의 주파수에서는, 피크값을 갖지 않는 특수한 패턴을 나타내는 것을 알았다. 도 4에서는, 본 형태의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값과 구별하기 위해, 종래의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값 사이를 실선으로 연결한 상태가 도시되어 있다. 그리고, 도 4에서는, 가로축이 주파수(단위 Hz)이며, 세로축이 자극의 강도[단위 dB(데시벨)]이다. 또한, 도 4는, 세로축에 더하여, 가로축도 로그 눈금으로 된 양쪽 로그의 그래프이다.
- [0032] 여기서, 도 4에 나타난 파워 스펙트럼의 피크값을 가지는 본 형태의 자극 전류 및 종래의 자극 전류의 전류값은 동등하게 되어 있다. 또한, 각 자극 전류의 전류값의 증감에 비례하여, 도 4에 나타난 파워 스펙트럼의 각 피크값(즉, 각 주파수 성분마다의 자극의 강도)은 증감한다.
- [0033] 도 4에는, 본 형태의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값의 추이를 나타낸 그래프로서, 그래프 G1과 그래프 G2의 2개의 그래프가 나타나 있다.

- [0034] 그래프 G1과 그래프 G2의 차는, 측정 시의 자극 전류의 불균일 등에 의해 생기고 있다. 마찬가지로, 도 4에는, 종래의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값의 추이를 나타낸 그래프로서, 그래프 G3과 그래프 G4의 2개의 그래프가 표시되어 있고, 그래프 G3과 그래프 G4의 차도, 측정 시의 자극 전류의 불균일 등에 의해 생기고 있다.
- [0035] 도 4로부터 알 수 있는 바와 같이, 그래프 G1, 그래프 G2와 그래프 G3, 그래프 G4에서는, 변화의 패턴이 크게 상이하다. 그래프 G1, 그래프 G2로부터 알 수 있는 바와 같이, 본 형태의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값은, 50Hz에서 500Hz의 범위에서 대략 동등하게 되어 있다. 특히, 그래프 G1에서는, 50Hz에서 1050Hz의 범위에서, 본 형태의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값이 대략 동등하게 되어 있다. 또한, 본 형태의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값은, 50Hz에서 2000Hz의 범위에서 최대로 되어 있다. 보다 구체적으로는, 그래프 G1에서는, 1050Hz 부근의 파워 스펙트럼의 피크값이 최대로 되고, 그래프 G2에서는, 150Hz 부근의 파워 스펙트럼의 피크값이 최대로 되어 있다. 이에 대하여, 그래프 G3, 그래프 G4로부터 알 수 있는 바와 같이, 종래의 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값은, 100Hz 이상의 주파수에서는 감소하고 있다. 특히, 500Hz 이상의 주파수에서는 급격하게 감소하고 있다.
- [0036] 여기서, 단순한 정현파(正弦波)의 자극 전류(일정한 주파수 성분만을 가지는 자극 전류)를 피측정자(2)에게 부여한 경우에는, 도 4에 나타낸 바와 같이, 순간적인 예민한 통증이나 압력, 온도의 전달에 관여하는 A δ 선유를 효율적으로 자극하는 것은, 250Hz의 주파수 성분을 가지는 자극 전류이며, 접촉이나 압력의 전달에 관여하고, 통증의 전달에 관여하지 않는 A β 선유를 효율적으로 자극하는 것은, 2000Hz의 주파수 성분을 가지는 자극 전류인 것이 종래부터 알려져 있다. 또한, 단순한 정현파의 자극 전류를 피측정자(2)에게 부여한 경우에는, 지속적인 둔한 통증의 전달에 관여하는 C 선유를 효율적으로 자극하는 것은, 5Hz의 주파수 성분을 가지는 자극 전류인 것이 종래부터 알려져 있다.
- [0037] 본 형태의 자극 전류 및 종래의 자극 전류에는, A δ 선유를 효율적으로 자극하는 250Hz의 주파수 성분과 A β 선유를 효율적으로 자극하는 2000Hz의 주파수 성분이 포함되어 있다. 또한, 본 형태의 자극 전류 및 종래의 자극 전류에는, C 선유를 효율적으로 자극하는 5Hz의 주파수 성분이 전혀 포함되어 있지 않거나, 또는 250Hz나 2000Hz의 주파수 성분과 비교하면 무시할 수 있을 정도의 근소한(예를 들면, 250Hz나 2000Hz의 주파수 성분의 1000분의 1 이하의) 5Hz의 주파수 성분이 포함되어 있다.
- [0038] 그리고, A δ 선유로의 자극에 관여하는 것은, 자극 전류의 파워 스펙트럼의 50Hz에서 500Hz까지의 적분값이며, A β 선유로의 자극에 관여하는 것은, 자극 전류의 파워 스펙트럼의 50Hz에서 3000Hz 범위까지의 적분값이라고 생각되고 있다.
- [0039] (통증의 측정 방법)
- [0040] 도 6은, 도 1에 나타낸 통증 측정 장치(1)에서의 통증의 측정 방법의 고안을 설명하기 위한 그래프이다. 도 7은, 도 1에 나타낸 통증 측정 장치(1)에서의 통증의 측정 순서를 나타낸 플로차트이다.
- [0041] 이하, 통증 측정 장치(1)에서의 통증의 측정 방법을 설명한다.
- [0042] 본 형태에서는, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증을 측정하기 위해(즉, 통증을 정량적으로 평가하기 위해), 크기가 상이한 2개의 자극 전류의 전류값이 측정된다. 도 6에 나타낸 바와 같이, 하나는, 피측정자(2)에게 부여되는 자극 전류의 전류값을 0에서부터 서서히 증가시켰을 때, 피측정자(2)가 최초로 전기 자극을 느꼈을 때의 자극 전류의 전류값(즉, 감지 역치; 이하, 이 전류값을 「최소 감지 전류값」이라고 함)이며, 다른 하나는, 자극 전류의 전류값을 더 증가시켰을 때 피측정자(2)가 병 등을 원인으로 느끼고 있는 통증의 감각과 같은 정도의 감각을 부여하는 자극 전류의 전류값(이하, 이 전류값을 「통증 대응 전류값」이라고 함)이다.
- [0043] 최소 감지 전류값은, 통증을 정량적으로 평가하기 위한 기준값으로 된다. 즉, 최소 감지 전류값으로 통증 대응 전류값을 나눈 값을 통증 지수로 정의하고, 이 통증 지수에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증을 정량적으로 평가한다. 통증(10)의 요인이 동일하더라도, 통증을 느끼는 방식은 사람마다 각각 다르기 때문에, 통증 지수로 통증을 평가함으로써, 통증을 느끼는 방식에 대한 개인자의 영향을 억제한 정량적인 통증의 평가가 가능해진다.
- [0044] 또한, 본 형태에서는, 하기 식에 의해 정의되는 통증도(痛症度)로부터 산출되는 통증 계측값에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증을 평가하고, 통증 계측값과 VAS의 대응 관계에 기초하여, 통증의 요인을 분류하거나, 통증의 원인을 특정한다. 여기서, 통증 계측값의 역할은, 통증도의 수치를 0에서 100의 범위로 하여, 동일하게 0에서 100에 대응하는 VAS의 값에 적합시키는 것이다. 또한, 통증 멈춤의 투약 등에 의하여, 최소 감지 전류값

이 상승했을 때, 극단적인 수치 변동을 쉽게 일어나지 않도록 하는 것이다. 그리고, VAS의 값은, 0에서 10 또는 0에서 20 정도 있지만, 여기서는 0에서 100을 채용한다.

- [0045] 통증 지수를
- [0046] $(\text{통증 지수}) = (\text{통증 대응 전류값}) / (\text{최소 감지 전류값})$
- [0047] 으로 정의한다. 이어서, 통증도를
- [0048] $(\text{통증도}) = ((\text{통증 대응 전류값}) - (\text{최소 감지 전류값}) / (\text{최소 감지 전류값}) \times 100$
- [0049] 으로 정의한다.
- [0050] 여기서, 통증도를 사용한 통증 계측값 1의 식은, 이하에 나타내는 2개의 식 중 어느 하나를 적용한다.
- [0051] $(\text{통증 계측값 1}) = \text{Loge}29.046(\text{통증도}) - 111.6$
- [0052] $(\text{통증 계측값 1}) = \text{Loge}38((\text{통증도}) + 100) - 175$
- [0053] 또는, 통증 지수를 사용한 통증 계측값 2의 식은, 이하에 나타내는 식을 적용한다.
- [0054] $(\text{통증 계측값 2}) = 100 \times \text{Log}_{10}(\text{통증 지수})$
- [0055] 또는, 통증 계측값 3으로서, 이하에 나타내는 식을 적용해도 된다. 이하의 식에 의하면, 로그는 사용하고 있지 않지만 대수적 수치를 산출할 수 있다.
- [0056] $(\text{통증 계측값 3}) = ((\text{통증 지수}) - 1) / (\text{통증 지수}) \times 100$
- [0057] 통증 측정 장치(1)에서의 통증의 측정 순서는, 예를 들면, 도 7에 나타난 플로차트와 같이 된다. 즉, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증을 측정할 때는, 먼저, 전극 패드(3)를 피측정자(2)에 장착한다(스텝 S1). 그 후, 피측정자(2)에게 부여되는 자극 전류의 전류값을 0으로부터 서서히 증가시킨다. 그리고, 피측정자(2)는, 최초로 전기 자극을 느꼈을 때, 손에 가지고 있는 핸드 스위치(5)의 스위치를 누른다. 핸드 스위치(5)의 스위치를 누름으로써 자극 전류가 멈추고, 그 때의 전류값이 최소 감지 전류값으로서 MPU(9)에 기억된다(스텝 S2). 그리고, 이 때 자극 전류를 멈추지 않고, 그 값만을 MPU(9)에 기억시키도록 해도 된다.
- [0058] 그 후, 자극 전류의 전류값을 더 증가시켜, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 감각과 같은 정도의 강도로 느끼는 상이한 종류의 전기 자극(통증을 동반하지 않는 전기 자극)을 느꼈을 때, 피측정자(2)는, 손에 가지고 있는 핸드 스위치(5)의 스위치를 누른다. 핸드 스위치(5)의 스위치를 누름으로써 자극 전류가 멈추고, 그 때의 전류값이 통증 대응 전류값으로서 MPU(9)에 기억된다(스텝 S3). MPU(9)에서는, 기억한 통증 대응 전류값을 동일하게 기억한 최소 감지 전류값으로 나눔으로써, 통증 지수를 산출한다(스텝 S4). 이어서, MPU(9)는, 상기한 통증도의 산출식에 따라 통증도를 산출한다(스텝 S5). 또한, MPU(9)는, 상기한 통증 계측값 1의 산출식에 따라 통증 계측값을 산출한다(스텝 S6). 또는, 상기한 통증도의 산출식 대신에, 상기한 통증 지수의 산출식에 따라 통증 지수를 산출하고(스텝 S4), 산출한 통증 지수로부터 통증 계측값 2 또는 통증 계측값 3을 산출해도 된다(스텝 S6).
- [0059] 그 후, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 감각에 대응한 VAS의 값이 입력되어 MPU(9)에 기억된다(스텝 S7). 피측정자(2)가 VAS의 값을 선택하는 방법은, 도 8에 나타난 바와 같이, VAS의 수치 또는 표정 척도가 인쇄된 지면이나 VAS의 수치 또는 표정 척도가 표시된 화면을 피측정자(2)에게 제시하고, 피측정자(2) 자신에게, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도에 따른 VAS의 수치 또는 표정 척도를 손가락으로 지시하는 것(12)으로 선택한다. 그리고, VAS의 수치 또는 표정 척도를 PC(6)의 표시부(6a)에 표시하도록 해도 된다. 또한, VAS의 값의 입력의 스텝은, 도 7의 예에서는, 스텝(S7)으로서 설명하지만, 피측정자(2)에 의한 VAS의 값의 선택이 종료되어 있으면, VAS의 값의 입력은, 도 7에 나타난 플로차트의 시작부터 종료까지 어느 타이밍에서 행해도 된다.
- [0060] 다음에, VAS의 값과 통증 계측값의 데이터에 대하여 소정 횟수의 과거의 데이터가 있는 경우에는(스텝 S8에서 Yes), MPU(9)는, 통증의 요인의 분류 처리를 실시한다(스텝 S9). 한편, VAS의 값과 통증 계측값의 데이터에 대하여 소정 횟수의 과거의 데이터가 없는 경우에는(스텝 S8에서 No), 처리는, 스텝(S10)으로 진행한다.
- [0061] 스텝 S10에서는, 스텝 S2에서 측정된 최소 감지 전류값, 스텝 S3에서 측정된 통증 대응 전류값, 스텝 S4에서 산출된 통증 지수, 스텝 S6에서 산출된 통증 계측값, 스텝 S7에서 입력된 VAS값, 스텝 S8에서 Yes인 경우에는 스텝 S9에서 실시된 통증의 요인의 분류 결과가, PC(6)의 표시부(6a)에 표시된다. 또한, 상기한 각종 측정 결과가 프린터(7)에서 인쇄 용지에 인쇄되거나, PC(6)에 측정 결과의 데이터가 보존되고(스텝 S11), 통증의 측정이 종

료된다.

- [0062] 여기서, 스텝 S9의 통증의 요인의 분류 처리에 대하여 도 9를 참조하면서 설명한다. 그리고, 이 처리는, 통증의 원인을 특정하는 처리이기도 하다. 통증의 요인은, (1) 침해 수용성 동통, (2) 심인성 동통, (3) 신경장애성 동통으로 크게 분류된다. 침해 수용성 동통은, 통증을 느끼는 침해 수용기가 자극되어 일어나는 급성 통증이다. 심인성 동통은, 심리적인 요인에 영향을 받는 통증이다. 신경장애성 동통은, 말초 신경이나 중추 신경의 장애 등에 기인하는 만성적인 통증이다.
- [0063] 도 9의 예에서는, 과거 6회의 통증의 측정 데이터가 불휘발성 메모리(16)에 기억되어 있다. 예를 들면, 과거 6회의 통증의 측정 데이터가 도 9에 실선으로 나타낸 경과 d1과 같은 상황이 되는 경우에는, 객관적 데이터라고 할 수 있는 가로축의 통증의 계측값의 감소율과 비교하여 주관적이라고 할 수 있는 세로축의 VAS 값의 감소율은 작다.
- [0064] 이로부터, 실제의 통증의 감소에 비하여, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 감소는 적은 것을 알 수 있다. 따라서, 경과 d1은, 전술한 (2)에 해당하는 심인성 동통으로서 특정되어 분류된다. 마찬가지로, 과거 6회의 통증의 측정 데이터가 도 9에 일점쇄선으로 나타낸 경과 d2와 같은 상황이 되는 경우에는, 객관적 데이터라고 할 수 있는 가로축의 통증의 계측값의 감소율과 비교하여 주관적이라고 할 수 있는 세로축의 VAS 값의 감소율은 크다. 이로부터, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 감소에 비하여, 실제의 통증의 감소는 적은 것을 알 수 있다. 따라서, 경과 d2도 전술한 (2)에 해당하는 심인성 동통으로 분류된다. 또한, 과거 6회의 통증의 측정 데이터가 도 9에 파선(破線)으로 나타낸 경과 d3과 같은 상황이 되는 경우에는, 가로축의 통증의 계측값의 감소율과 세로축의 VAS 값의 감소율이 대략 같다. 이로부터, 심리적인 요인은 비교적 작다고 판단할 수 있으므로, 전술한 (1)에 해당하는 침해 수용성 동통으로 분류된다. 그 외에, 도시는 생략하지만, 통증 계측값과 VAS 값의 양쪽이 모두 시간의 경과에 따라 감소하지 않고, 만성적인 통증의 계속을 나타내는 경우에는, 전술한 (3)에 해당하는 신경장애성 동통으로 분류된다.
- [0065] 그리고, 최소 감지 전류값, 통증 대응 전류값, 통증 지수, VAS 및 통증 계측값은, 예를 들면, 도 3에 나타낸 바와 같이, 표시부(6a)에 표시된다. 즉, 최소 감지 전류값, 통증 대응 전류값 및 통증 지수는, 표시부(6a)에 있어서, 측정 데이터 표시 영역(a1) 및 측정 결과 표시 영역(a2)에 표시된다. VAS 및 통증 계측값은, 표시부(6a)에 있어서, 측정 데이터 표시 영역(a2 및 a7)에 표시된다. 그 외에, 표시부(6a)에 있어서, 측정 데이터 표시 영역(a6a)에는, 표정 척도가 표시되고, 측정 데이터 표시 영역(a6b)에는, VAS가 표시된다. 예를 들면, 피측정자에 대하여, 측정 데이터 표시 영역(a6a)에 표시되어 있는 표정 척도의 통증에 대응한 위치를 지시받는 것에 의해, 측정 데이터 표시 영역(a6b)에 표시되어 있는 VAS의 값을 결정할 수 있다.
- [0066] 도 3에 나타낸 표시예에서는, 측정 데이터 표시 영역(a1)에는, 「Minimum」 표시 아래에 최소 감지 전류값의 3회 측정값 및 그 평균값이 표시되어 있다. 또한, 측정 데이터 표시 영역(a1)에는, 「Pain」 표시 아래에 통증 대응 전류값의 3회 측정값(도 3의 표시예에서는 1회만 측정을 실시) 및 그 평균값이 표시되어 있다. 또한, 측정 데이터 표시 영역(a1)에는, 「Pain Ratio」 표시 우측 옆에 통증 지수가 표시되어 있다. 이 측정 데이터 표시 영역(a1)에 표시된 통증 지수는, 통증 대응 전류의 평균값을 최소 감지 전류의 평균값으로 나눈 값이다. 또한, 통증 대응 전류값 표시의 우측 옆에는, 최소 감지 전류의 평균값과 통증 대응 전류의 평균값이 누적 막대 그래프(stacked bar chart)로 표시되어 있다. 도 3에서는, 흑색으로 나타낸 부분이 최소 감지 전류의 평균값이며, 백색으로 나타낸 부분이 통증 대응 전류의 평균값이다.
- [0067] 또한, 도 3에 나타낸 표시예에서는, 측정 결과 표시 영역(a2)에는, 6명의 피측정자(2)의 통증의 측정 결과가 표시되어 있다. 구체적으로는, 측정 결과 표시 영역(a2)에는, 「Min Ave」 표시 아래에, 각 피측정자(2)의 최소 감지 전류값의 평균값이 표시되고, 「Pain Ave」 표시 아래에, 각 피측정자(2)의 통증 대응 전류값의 평균값이 표시되어 있다. 또한, 「Pain Ratio」 표시 아래에는, 각 피측정자(2)의 통증 지수가 표시되고, 왼쪽 끝에는, 각 측정자(2)의 최소 감지 전류의 평균값과 통증 대응 전류의 평균값이 누적 막대 그래프로 표시되어 있다. 도 3에서는, 흑색으로 나타낸 부분이 최소 감지 전류의 평균값이며, 백색으로 나타낸 부분이 통증 대응 전류의 평균값이다. 또한, 측정 결과 표시 영역(a2)에는, 「VAS」 표시 아래에, 각 피측정자(2)의 VAS 값이 표시되어 있다. 또한, 「통증 계측값」 표시 아래에는, 각 피측정자(2)의 통증 계측값이 표시되어 있다. 전술한 표시는, 1명의 피측정자(2)에 대한 과거 6회의 통증의 측정 결과이어도 된다. 또한, 측정 결과 표시 영역(a2)의 VAS 값 및 통증 계측값이 한 명의 피측정자(2)에 대한 과거 6회의 측정 결과인 경우 등과 같이, 도 7의 플로차트의 스텝 S8이 Yes로 되는 경우에는, 측정 결과 표시 영역(a2)의 하부의 「분류」 표시의 옆으로 「침해 수용성 동통」 등의 분류 결과가 표시된다.

- [0068] 그리고, 표시부(6a)에서는, 피측정자 데이터 표시 영역($\alpha 3$)에, 피측정자(2)의 성별, 연령 등의 각종 정보가 표시되고, 그래프 타입 표시 영역($\alpha 4$)에, 측정 데이터 표시 영역($\alpha 1$) 및 측정 결과 표시 영역($\alpha 2$)에 표시되는 그래프의 타입이 표시되고, 그래프 스케일 표시 영역($\alpha 5$)에, 측정 데이터 표시 영역($\alpha 1$) 및 측정 결과 표시 영역($\alpha 2$)에 표시되는 그래프의 스케일이 표시되어 있다.
- [0069] (자극 전류가 피측정자에게 주는 통증)
- [0070] 도 10은, 피측정자(2)가 통증을 느끼는 자극 전류의 전류값인 통증 발생 전류값 및 최소 감지 전류값의 측정 결과를 나타낸 그래프이며, (A)는 본 발명의 실시 형태에 관한 자극 전류를 피측정자(2)에게 부여했을 때의 측정 결과를 나타내고, (B)는 종래의 직사각형파로 이루어지는 자극 전류를 피측정자(2)에게 부여했을 때의 측정 결과를 나타낸다.
- [0071] 8명의 피측정자(2)에 대하여 본 형태의 자극 전류를 부여했을 때, 도 10의 (A)에 나타낸 바와 같이, 최소 감지 전류값은, $3.36 \pm 0.76 \text{mA}$ 였다. 또한, 자극 전류의 전류값을, 통증 측정 장치(1)의 상한값으로 되는 약 33mA까지 증가시켰으나, 자극 전류에 의해 피측정자(2)가 통증을 느끼는 일은 없었다. 그리고, 피측정자(2)는, 자극 전류에 의해 통증을 느끼지는 않았지만, 통증과 같은 정도의 강도로 느끼는 상이한 종류의 자극(즉, 통증을 동반하지 않는 자극)을 느끼고 있어, 이 자극의 크기로부터 통증의 정량적인 평가가 가능했다.
- [0072] 이에 대하여, 8명의 피측정자(2)에 대하여 종래의 직사각형파로 이루어지는 자극 전류를 부여했을 때는, 도 10의 (B)에 나타낸 바와 같이, 최소 감지 전류값은, $0.79 \pm 0.24 \text{mA}$ 였다. 또한, 자극 전류를 증가시키면, 피측정자(2)는 자극 전류에 의해 통증을 느끼고, 이 피측정자(2)가 통증을 느끼는 자극 전류의 전류값인 통증 발생 전류값은, $6.66 \pm 3.03 \text{mA}$ 였다.
- [0073] (본 형태의 주된 효과)
- [0074] 본 형태의 통증 측정 장치(1)에서는, 파워 스펙트럼의 피크값이 도 4의 그래프 G1, G2로 나타낸 바와 같이 주어지는 자극 전류가 전극(3a)으로부터 피측정자(2)에게 부여된다. 그러므로, 도 10의 (A)을 사용하여 설명한 바와 같이, 피측정자(2)가 자극 전류에 의해 새로운 통증을 느끼지 않고, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 측정이 가능하게 된다. 이 측정값은 종래에 비하여, 보다 객관적인 것이다.
- [0075] 이러한 본 형태의 효과를 도 11을 사용하여 더욱 상세하게 설명한다. 도 11은, 본 발명의 실시 형태에 관한 자극 전류 및 종래의 직사각형파로 이루어지는 자극 전류가, A δ 선유 및 A β 선유에 각각 부여하는 자극의 강도를 설명하기 위한 모식적인 그래프이다.
- [0076] 전술한 바와 같이, A δ 선유로의 자극에 관여하는 것은, 파워 스펙트럼의 50Hz에서 500Hz까지의 적분값이며, A β 선유로의 자극에 관여하는 것은, 파워 스펙트럼의 50Hz에서 3000Hz까지의 적분값이라고 생각되고 있다. 따라서, 여기서는, 파워 스펙트럼의 50Hz에서 500Hz까지의 적분값을, A δ 선유로의 자극에 관여하는 자극 강도의 총계값으로 정의한다. 또한, 파워 스펙트럼의 피크값의 50Hz에서 3000Hz까지의 적분값을, A β 선유로의 자극에 관여하는 자극 강도의 총계값으로 정의한다.
- [0077] 또한, A δ 선유의 자극 강도의 총계값으로서, 피측정자(2)가 자극을 느끼는 최소값(이하, 이 값을 「A δ 선유의 감지 역치」라고 하고, 도 11에도 이와 같이 표기함)은, A β 선유의 자극 강도의 총계값으로서, 피측정자(2)가 자극을 느끼는 최소값(이하, 이 값을 「A β 선유의 감지 역치」라고 하고, 도 11에도 이와 같이 표기함)의 약 3분의 1인 것이 알려져 있다. 또한, A δ 선유의 자극 강도의 총계값으로서, 피측정자(2)가 통증을 느끼는 최소값(이하, 이 값을 「A δ 선유의 동통 역치」라고 하고, 도 11에도 이와 동일하게 표기함)은, A δ 선유의 감지 역치의 약 5배인 것이 알려져 있다. 이상으로부터, 도 11에서는, 세로축을 자극 강도의 총계값으로 하고, 또한 A δ 선유의 감지 역치, A β 선유의 감지 역치 및 A δ 선유의 동통 역치의 비율을 세로축의 값으로서 표시하고 있다. 도 11의 세로축에서는, A δ 선유의 감지 역치의 크기를 「1」로 하고 있으므로, A β 선유의 감지 역치의 크기는 「3」, A δ 선유의 동통 역치는 「5」로 된다. 그리고, A β 선유는 통증의 전달에 관여하지 않기 때문에, 이론상은, A β 선유의 동통 역치는 존재하지 않는다고 생각된다.
- [0078] 본 형태의 자극 전류의 특성을 나타낸 도 4의 그래프 G1 또는 그래프 G2로부터, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비를 산출하면, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비는 약 1:6이었다. 한편, 종래의 자극 전류의 특성을 나타낸 도 4의 그래프 G3 또는 그래프 G4로부터, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비를 산출하면, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비는 약 1:2였다. 그리고, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과

A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비는, A δ 선유로의 자극과 관련된 파워 스펙트럼의 피크값의 50Hz에서 500Hz 범위에서의 총계값과, A β 선유로의 자극과 관련된 파워 스펙트럼의 피크값의 50Hz에서 3000Hz 범위에서의 총계값의 비와 같아진다.

[0079] 이 A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비, 및 전술한 자극 전류가 피측정자(2)에게 부여하는 통증의 측정 결과 (도 10에 나타난 측정 결과)로부터, 본 형태의 자극 전류를 사용한 경우에는, 자극 전류를 크게 하고 있어도, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비는 항상 1:6이기 때문에, A β 선유가 최초로 전기 자극을 감지한다(즉, 최소 감지 전류값의 측정 시에는 A β 선유가 관여함)고 생각된다. 한편, 종래의 자극 전류를 사용한 경우에는, 자극 전류를 크게 하고 있어도, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비는 항상 1:2이기 때문에, A δ 선유가 최초로 전기 자극을 감지한다(즉, 최소 감지 전류값의 측정 시에는 A δ 선유가 관여함)고 생각된다.

[0080] 즉, 본 형태의 자극 전류를 사용한 경우, 자극 전류의 전류값을 0에서부터 점차로 증가시켰을 때에는, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 A δ 선유의 감지 역치에 도달하기 전에, A β 선유의 자극 강도의 총계값이 A β 선유의 감지 역치에 도달한다. 환언하면, 본 형태의 자극 전류는, A δ 선유보다 먼저 A β 선유를 자극한다. 또한, 본 형태의 자극 전류에서는, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비가 약 1:6이기 때문에, 도 11에 나타난 바와 같이, A β 선유의 자극 강도의 총계값이 A β 선유의 감지 역치에 도달할(즉, A β 선유의 자극 강도의 총계값이 B점의 위치로 됨) 때, A δ 선유의 자극 강도의 총계값은 「0.5」이며, A δ 선유의 감지 역치에는 도달하지 않는다(즉, A점의 위치로 됨).

[0081] 한편, 종래의 자극 전류를 사용한 경우, 자극 전류의 전류값을 0에서부터 점차로 증가시켰을 때에는, A β 선유의 자극 강도의 총계값이 A β 선유의 감지 역치에 도달하기 전에, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 A δ 선유의 감지 역치에 도달한다. 또한, 종래의 자극 전류에서는, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비가 약 1:2이기 때문에, 도 11에 나타난 바와 같이, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 A δ 선유의 감지 역치에 도달할(즉, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 C점의 위치로 됨) 때, A β 선유의 자극 강도의 총계값은 「2」이며, A β 선유의 감지 역치에는 도달하지 않는다(즉, D점의 위치로 됨).

[0082] 그리고, 도 11에서는, A점과 B점을 실선으로 연결하고, C점과 D점을 2점쇄선으로 연결하고 있지만, 이것은, 그 래프를 보기 쉽게 하기 위한 편의상의 직선이며, 이들의 직선은 특별히 의미를 갖지 않는다.

[0083] 여기서, 자극 전류의 전류값을 더 증가시킨 경우를 고려한다. 자극 전류를 증가시키면, 자극 강도의 총계값이 상승한다. 그리고, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 A δ 선유의 동통 역치에 도달하면 피측정자(2)는, 자극 전류에 의해 새로운 통증을 느낀다. 그러므로, 그 이상의 전류값의 자극 전류를 부여하는 것은, 피측정자(2)에게 가혹하며, 자극 전류에 의해 피측정자(2)가 새로운 통증을 느끼기 시작한 이후에는, 통증의 측정을 계속할 수는 없다. 즉, 피측정자(2)가 전기 자극을 느끼기 시작한 다음, 전기 자극에 의한 통증을 느낄 때까지 통증 측정 장치(1)에 의한 통증의 측정이 가능해진다. 바꾸어 말하면, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 E점에 도달할 때까지(자극 강도의 총계값이 「5」가 될 때까지)가, 통증을 동반하지 않는 자극 전류에 의한 피측정자(2)의 통증의 측정 가능 범위로 된다.

[0084] 본 형태의 자극 전류를 사용한 경우, 최소 감지 전류값은, A β 선유가 최초로 전기 자극을 감지했을 때, 즉 A β 선유의 자극 강도의 총계값이 B점에 도달했을 때의 자극 전류의 값이다. 이 때, A δ 선유의 자극 강도의 총계값은, 전술한 바와 같이, 0.5이며, A점의 위치로 되므로, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 A점으로부터 E점의 범위에 있으면, 통증을 동반하지 않는 자극 전류에 의한 통증의 측정이 가능해진다. 즉, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 0.5에서 5의 범위이면 통증의 측정이 가능하며, 통증을 동반하지 않는 자극 전류로서, 최소 감지 전류값의 10배의 전류값의 자극 전류를 피측정자(2)에게 부여하는 것이 가능하게 된다. 그리고, 이 통증의 측정 가능 범위에 대응하는 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 범위는 3에서 30으로 된다.

[0085] 이에 대하여, 종래의 자극 전류를 사용한 경우, 최소 감지 전류값은, A δ 선유가 최초로 전기 자극을 감지했을 때, 즉 A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 C점에 도달했을 때의 자극 전류의 값이다. 따라서, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 C점에서 E점의 범위에 있으면, 통증을 동반하지 않는 자극 전류에 의한 통증의 측정이 가능해진다. 즉, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 1에서 5의 범위에 있을 때만 통증의 측정이 가능하며, 통증을 동반하지 않는 자극 전류로서, 최소 감지 전류값의 5배의 전류값의 자극 전류밖에 피측정자(2)에게 부여할 수 없다. 그리고, 이 통증의 측정 가능 범위에 대응하는 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 범위는 2에서 10으로 된다.

[0086] 이와 같이, 종래의 자극 전류를 사용한 경우에는, 최소 감지 전류값의 5배의 전류값의 자극 전류밖에 피측정자

(2)에게 부여할 수 없었던 것에 대하여, 본 형태의 자극 전류를 사용한 경우에는, 최소 감지 전류값의 10배의 전류값의 자극 전류를 통증을 주지 않고 피측정자(2)에게 부여할 수 있다. 즉, 본 형태의 자극 전류를 사용한 경우에는, 통증을 동반하지 않는 자극 전류에 의해 피측정자(2)의 통증을 측정할 수 있는 범위는, 종래의 자극 전류로 사용한 경우의 2배가 되고, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 광범위하게 측정하는 것이 가능해진다. 또한, 본 형태의 자극 전류를 사용한 경우에는, 통증을 동반하지 않는 자극 전류에 의해 통증의 정도를 광범위하게 측정할 수 있으므로, 도 10의 (A)을 사용하여 설명한 바와 같이, 자극 전류의 전류값을, 통증 측정 장치(1)의 상한값으로 되는 약 33mA까지 증가시켜도, 자극 전류에 의해 피측정자(2)가 통증을 느끼지는 않는다. 즉, A δ 선유의 자극 강도의 총계값이 A δ 선유의 동통 역치에 도달하기 전에, 통증과 같은 정도의 강도로 느끼는 상이한 종류의 자극(즉, 통증을 동반하지 않는 자극)에 의해 피측정자(2)의 통증의 정량적인 평가를 종료할 수 있어, 자극 전류에 의해 피측정자(2)가 새로운 통증을 느끼는 일은 없다.

[0087] 이상과 같이, 본 형태의 자극 전류를 사용한 경우, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비(즉, A δ 선유로의 자극과 관련된 파워 스펙트럼의 피크값의 50Hz에서 500Hz 범위에서의 총계값과 A β 선유로의 자극과 관련된 파워 스펙트럼의 피크값의 50Hz에서 3000Hz 범위에서의 총계값의 비)는 약 1:6으로 되어 있고, 자극 전류의 전류값을 0에서부터 점차로 증가시켰을 때, A δ 선유보다 먼저 A β 선유를 자극 전류가 자극한다. 그러므로, 통증을 동반하지 않는 전기 자극에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 광범위하게 측정하는 것이 가능해진다.

[0088] 또한, 본 형태의 자극 전류에는, A δ 선유를 효율적으로 자극하는 250Hz의 주파수 성분과 A β 선유를 효율적으로 자극하는 2000Hz의 주파수 성분이 포함되어 있다. 그러므로, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증에 보다 가까운 감각의 상이한 종류의 전기 자극에 의해 통증을 측정하는 것이 가능해진다. 즉, 통증의 전달에 관여하는 A δ 선유를 효율적으로 자극하는 250Hz의 주파수 성분을 포함하지 않는 자극 전류를 피측정자(2)에게 부여하면, 보다 광범위하게, 통증을 동반하지 않는 상이한 종류의 전기 자극을 피측정자(2)에게 부여하는 것도 가능해진다. 그러나, 통증의 전달에 관여하는 A δ 선유를 효율적으로 자극하는 250Hz의 주파수 성분을 전혀 포함하지 않으면, 통증과는 전혀 상이한 감각의 자극과 피측정자(2)가 느끼고 있는 실제의 통증을 비교하게 되어, 통증의 적절한 평가가 곤란해진다. 이에 대하여, 본 형태와 같이, 250Hz의 주파수 성분과 2000Hz의 주파수 성분을 자극 전류에 포함시킨 경우에는, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증에 보다 가까운 감각의 상이한 종류의 전기 자극에 의해 통증을 측정하는 것이 가능해진다.

[0089] 그리고, 본 형태의 통증 측정 장치(1)에서는, 자극 전류에, 지속적인 둔한 통증의 전달에 관여하는 C 선유를 자극하는 5Hz의 주파수 성분이 포함되어 있지 않다. 그러므로, 이 통증 측정 장치에서는, C 선유의 자극에 기인하는 지속적인 둔한 통증을 피측정자는 느끼지 않는다.

[0090] 또한, 본 형태의 자극 전류에서는, 파워 스펙트럼의 피크값은, 적어도 50Hz에서 500Hz 사이에서 대략 같고, 또한 50Hz에서 2000Hz 사이에서 최대로 되어 있다. 그러므로, 자극 전류의 파형의 생성이 용이하게 된다.

[0091] 또한, 본 형태와 같이, VAS 또는 표정 척도와 통증 계측값의 관계를 이용함으로써, 다음의 내용이 가능해진다. 즉, 각각의 통증 측정 장치(1)의 통증의 측정 결과를 VAS라는 일반적인 값에 대응시킴으로써, 복수의 피측정자(2) 사이에서의 통증의 측정 결과의 비교를 행하는 것이 가능하게 된다. 또한, 피측정자(2)의 실제의 통증의 측정 결과와 피측정자(2)가 선택한 VAS의 값의 대응 관계를 해석함으로써, 통증의 요인의 분류 또는 통증의 원인의 특징을 행할 수 있고, 이로써, 병명 진단을 행할 수 있다.

[0092] (다른 실시 형태)

[0093] 전술한 형태는, 본 발명의 바람직한 형태의 일례이지만, 이에 한정되지 않고 본 발명의 요지를 변경시키지 않는 범위에서 여러 가지 변형이 가능하다.

[0094] 전술한 실시 형태에서는, VAS나 표정 척도를 이용하였으나 다른 주관적인 통증 표시 수단을 채용해도 된다. 또한, 통증 계측값 대신에 통증 대응 전류값을 상용로그 또는 자연수 로그 등으로 표시한 수치를 사용해도 된다.

[0095] 즉, 도 9의 X축에 이 값을 사용해도 된다.

[0096] 전술한 실시 형태의 자극 전류에서는, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비는 약 1:6이다. 그러나, 도 11로부터 알 수 있는 바와 같이, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비가 1:3 이상이면, 즉 A β 선유의 자극 강도의 총계값을 A δ 선유의 자극 강도의 총계값으로 나눈 값이 3 이상이면, 자극 전류의 전류값을 0에서부터 점차로 증가시켰을 때, A δ 선유보다 먼저 A β 선유를 자

극할 수 있어, 통증에 비해 통증을 광범위하게 측정하는 것이 가능해진다.

- [0097] 또한, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비가 1:12보다 커지면, 즉 A β 선유의 자극 강도의 총계값을 A δ 선유의 자극 강도의 총계값으로 나눈 값이 12보다 커지면, 통증의 전달에 관여하지 않는 A β 선유로의 자극이 상대적으로 강해져, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증에 보다 가까운 감각의 상이한 종류의 전기 자극에 의해 통증을 측정하는 것이 어려워진다. 그러므로, 통증에 보다 가까운 감각의 상이한 종류의 전기 자극에 의해 통증을 측정하기 위해서는, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값과의 비가 1:12 이하로 되는 것이 바람직하다.
- [0098] 이와 같이, A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값과의 비를 1:3으로부터 1:12의 범위로 함으로써, 통증을 동반하지 않는 전기 자극에 의해, 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증의 정도를 광범위하게 측정하는 것이 가능해진다. 또한, 통증을 동반하지 않고, 또한 피측정자(2)가 느끼고 있는 통증에 보다 가까운 감각의 상이한 종류의 전기 자극에 의해 통증을 측정하는 것이 가능해진다.
- [0099] 또한, 전술한 효과를 가지는 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값의 추이는, 도 4에 나타난 그래프 G1나 그래프 G2에는 한정되지 않는다. 자극 전류의 전류값을 0에서부터 점차로 증가시켰을 때, A δ 선유보다 먼저 A β 선유를 자극하거나, 또는 A δ 선유의 자극 강도의 총계값과 A β 선유의 자극 강도의 총계값의 비가 1:3으로부터 1:12의 범위라는 조건을 만족시키는 것이면, 자극 전류의 파워 스펙트럼의 피크값은, 도 12의 (A)에 나타난 그래프 G3나 도 12의 (B)에 나타난 그래프 G4와 같이 추이해도 된다.
- [0100] 즉, 도 12의 (A)에 나타난 바와 같이, 파워 스펙트럼의 피크값은, 파워 스펙트럼의 피크값 사이를 연결한 곡선의 극대값이 250Hz 근방 및 2000Hz 근방에 나타나도록 추이해도 된다. 이 경우, 도 12의 (A)의 실선으로 나타난 바와 같이, 250Hz 근방 및 2000Hz 근방의 극대값이 같고, 또한 이 극대값이 파워 스펙트럼의 피크값의 최대값으로 되도록, 파워 스펙트럼의 피크값이 추이를 해도 되고, 도 12의 (A)의 파선(破線)으로 나타난 바와 같이, 250Hz 근방의 극대값이 파워 스펙트럼의 피크값의 최대값으로 되어도 된다. 또한, 도 12의 (A)의 2점쇄선으로 나타난 바와 같이, 2000Hz 근방의 극대값이 파워 스펙트럼의 피크값의 최대값으로 되어도 된다.
- [0101] 또한, 도 12의 (B)의 실선으로 나타난 바와 같이, 파워 스펙트럼의 피크값은, 250Hz 근방으로부터 2000Hz 근방을 향해 점차로 증가하고, 또한, 그 후에 점차로 감소하도록 추이해도 되고, 도 12의 (B)의 파선으로 나타난 바와 같이, 파워 스펙트럼의 피크값은, 250Hz 근방으로부터 주파수가 커짐에 따라 점차로 감소하도록 추이해도 된다.
- [0102] 그리고, 도 12의 (A), 도 12의 (B)에 나타난 바와 같이, 자극 전류는, 50Hz에서 3000Hz 범위의 주파수 성분만을 가지는 것이 바람직하다. 50Hz 이하의 주파수 성분 및 3000Hz 이상의 주파수 성분은, A δ 선유 및 A β 선유의 자극에 관여하지 않는다. 그러므로, 자극 전류가 50Hz에서 3000Hz 범위의 주파수 성분만을 가지는 경우에는, 작은 자극 전류로 효율적으로 A δ 선유 및 A β 선유를 자극할 수 있다.
- [0103] 전술한 형태에서는, 자극 전류에 250Hz의 주파수 성분과 2000Hz의 주파수 성분이 더 포함되어 있다. 이 외에도 예를 들면, 자극 전류에 250Hz의 주파수 성분은 포함하지 않지만 250Hz 근방의 주파수 성분을 포함하도록 함으로써, A δ 선유를 자극해도 된다. 마찬가지로, 자극 전류에 2000Hz의 주파수 성분은 포함하지 않지만 2000Hz 근방의 주파수 성분을 포함하도록 함으로써, A β 선유를 자극해도 된다.
- [0104] 또한, 통증의 요인이나 원인을 (1) 침해 수용성 동통, (2) 심인성 동통, (3) 신경장애성 동통의 3가지로 분류하거나 특정하였지만, (1)의 침해 수용성 동통과, 그 외로 분류하거나, (2)의 심인성 동통과 그 외로 분류하거나, (1)의 침해 수용성 동통과 (3)의 신경장애성 동통과, 그 외의 3가지로 분류하는 등, 전술한 (1), (2), (3) 중 어느 하나 또는 복수를 포함하는 것으로 분류하거나, 특정하도록 해도 된다.

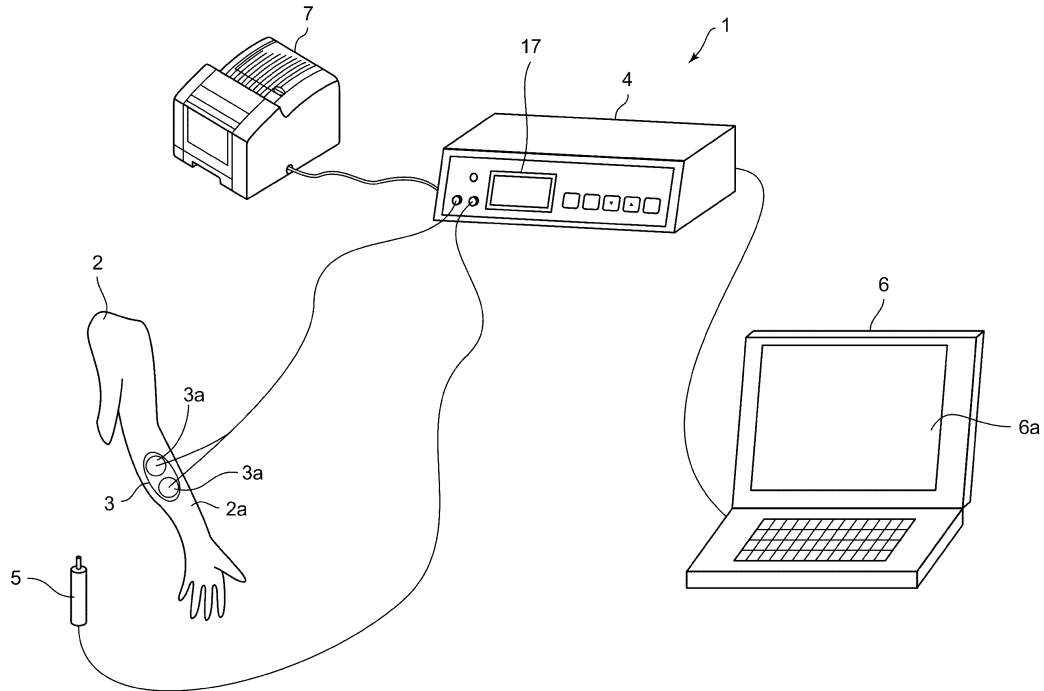
부호의 설명

- [0105] 1 : 통증 측정 장치
2 : 피측정자
3 : 전극 밴드
3a : 전극
6 : PC(표시하는 수단의 일부),

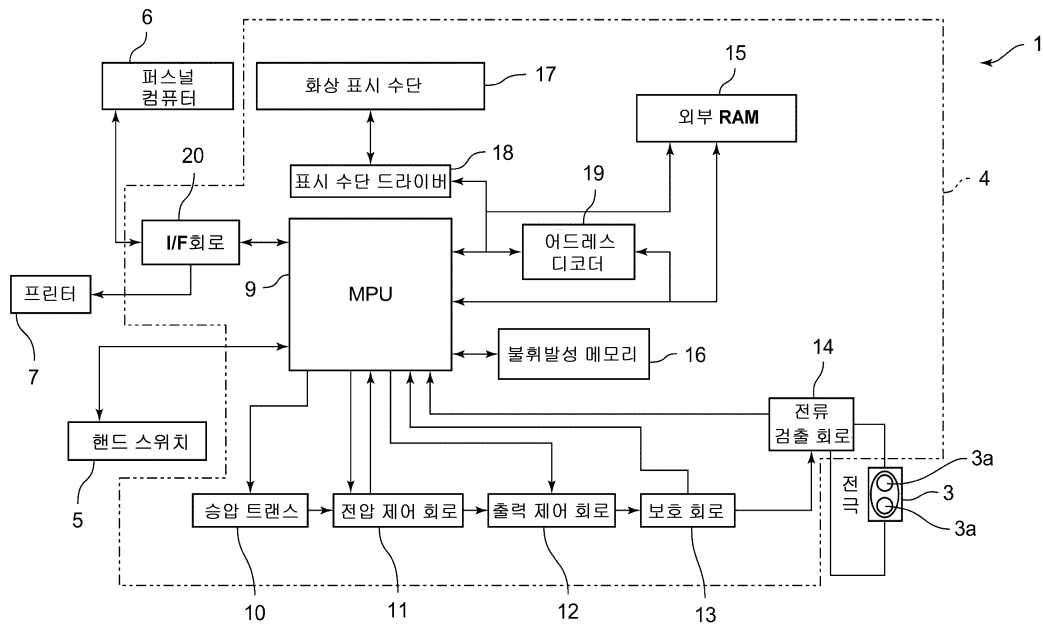
- 9 : MPU(자극 전류 생성 수단의 일부, 표시하는 수단의 일부, 비교하는 수단, 분류하는 수단)
 10 : 승압 트랜스(자극 전류 생성 수단의 일부)
 11 : 전압 제어 회로(자극 전류 생성 수단의 일부)
 12 : 출력 제어 회로(자극 전류 생성 수단의 일부)
 13 : 보호 회로(자극 전류 생성 수단의 일부)
 14 : 전류 검출 회로(자극 전류 생성 수단의 일부)

도면

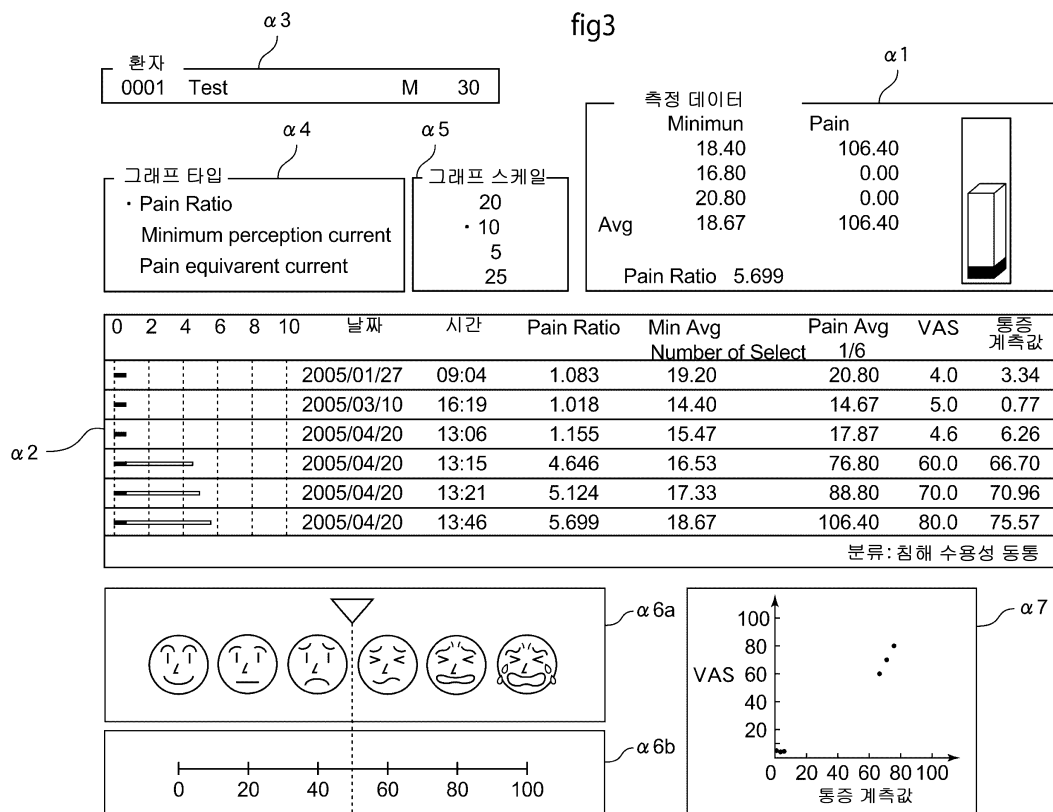
도면1



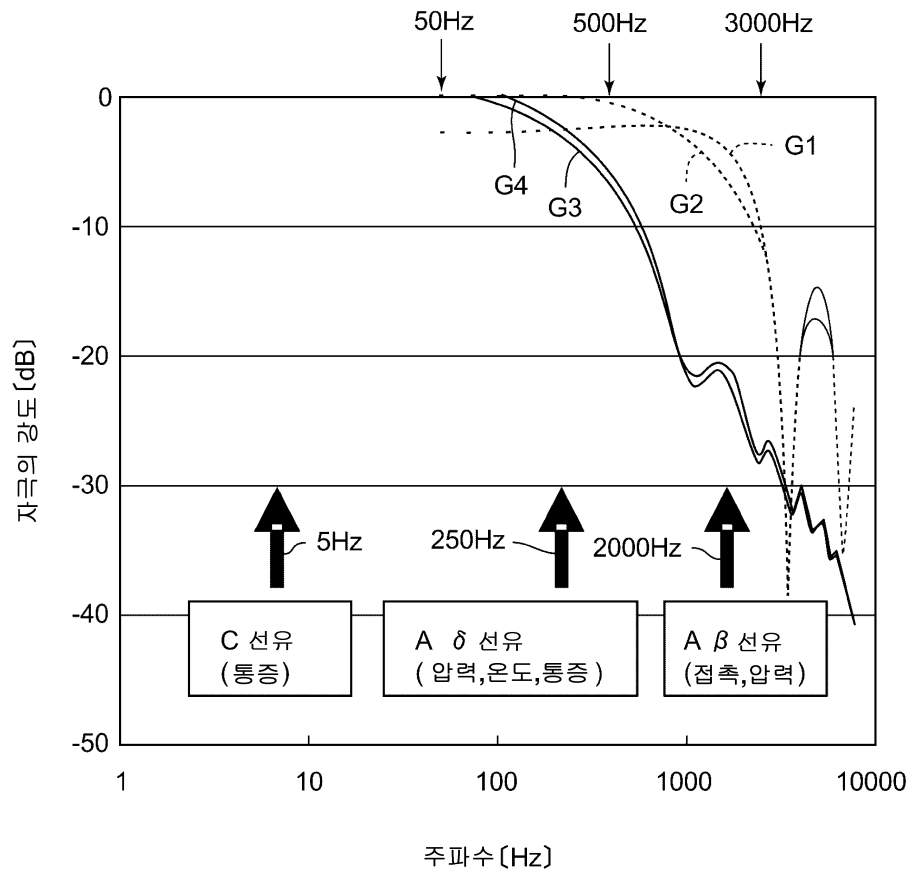
도면2



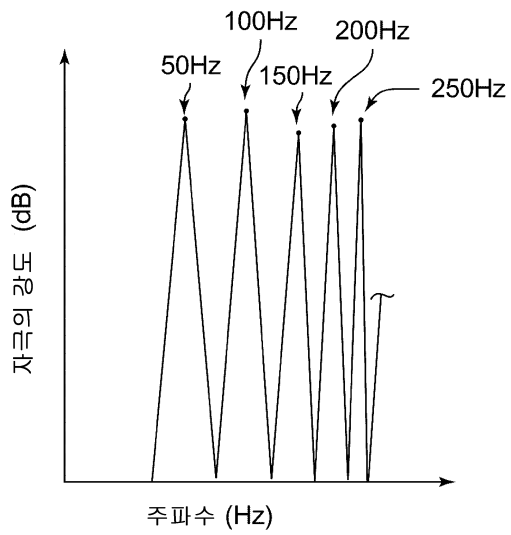
도면3



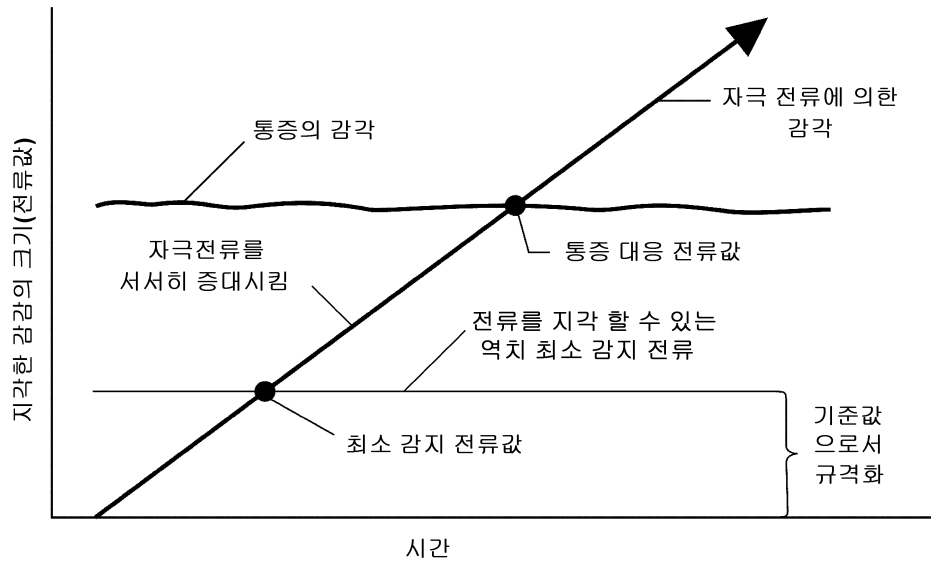
도면4



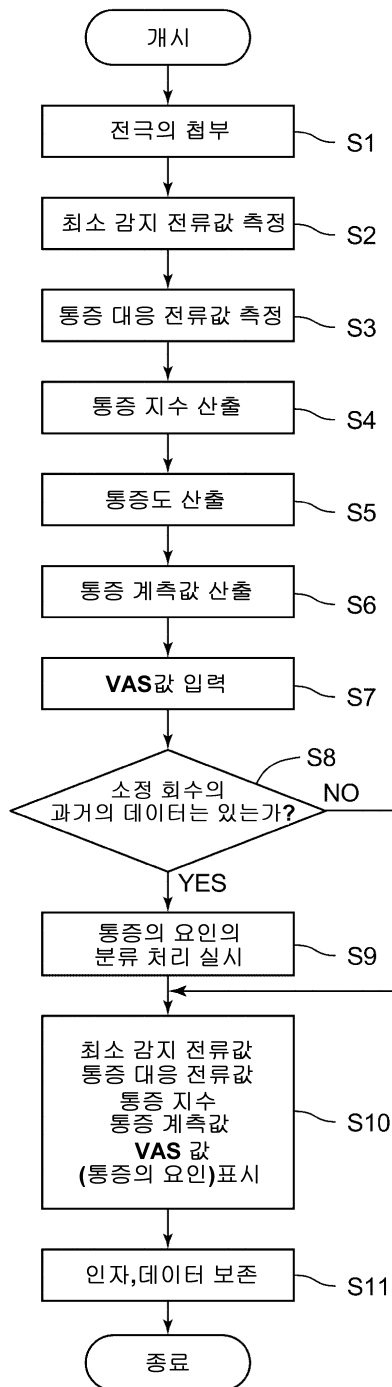
도면5



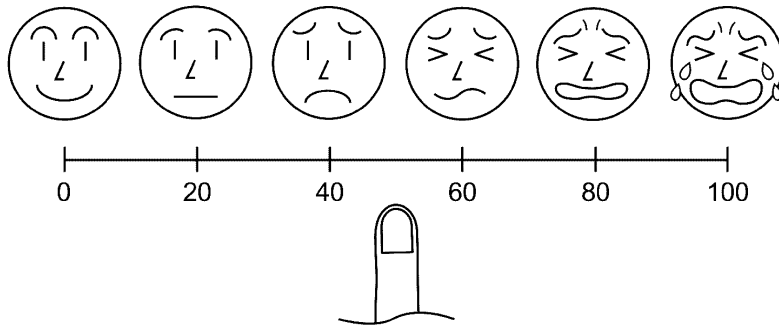
도면6



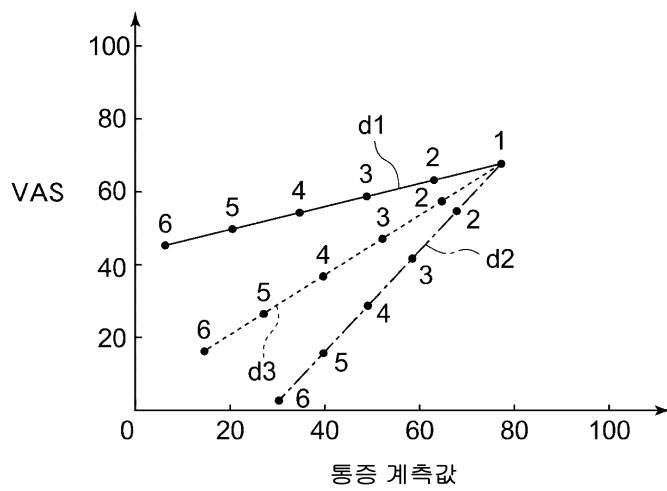
도면7



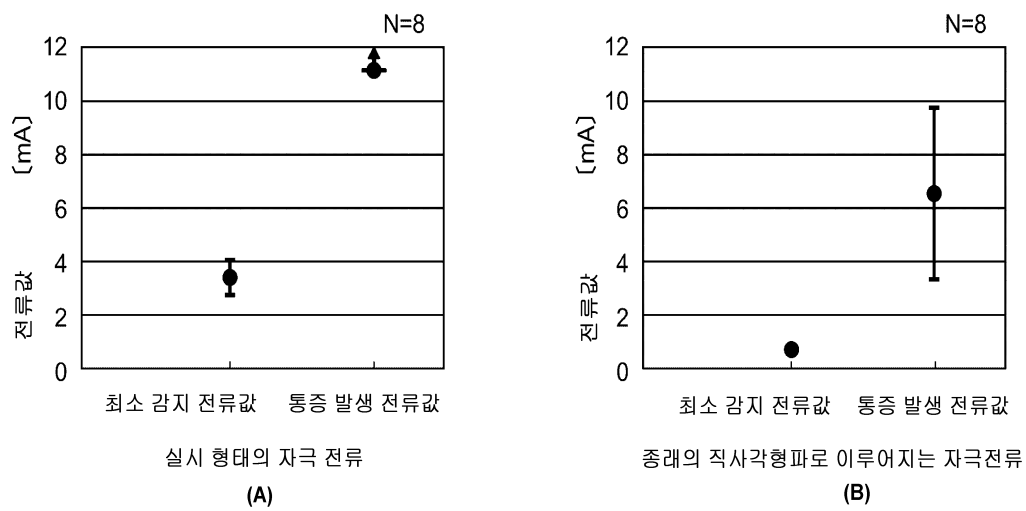
도면8



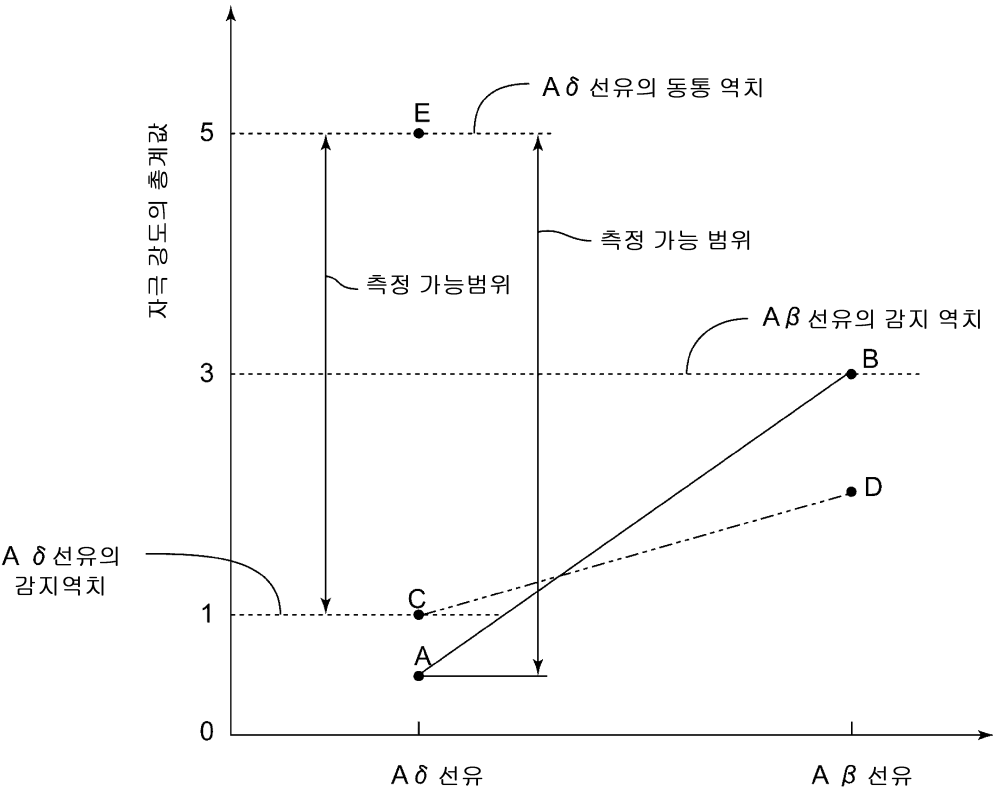
도면9



도면10

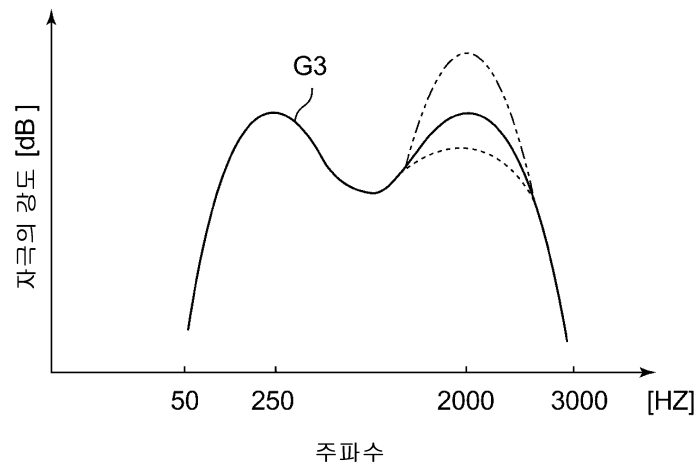


도면11

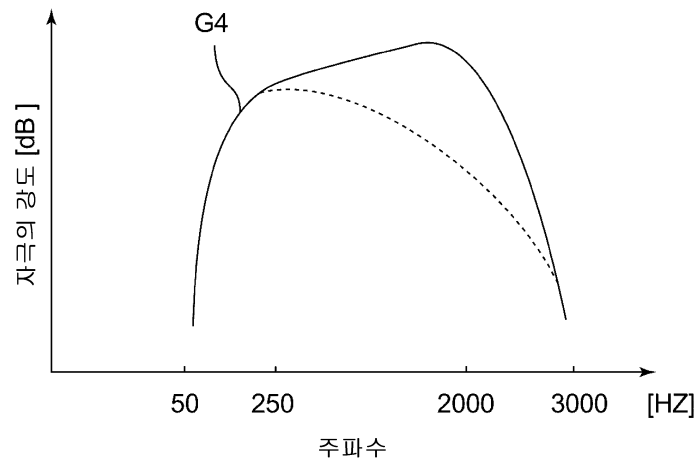


도면12

(A)



(B)



专利名称(译)	疼痛测量装置		
公开(公告)号	KR101835461B1	公开(公告)日	2018-03-08
申请号	KR1020167025033	申请日	2016-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	OSACHI		
申请(专利权)人(译)	可否让这个小沙包吧		
当前申请(专利权)人(译)	可否让这个小沙包吧		
[标]发明人	SHIMAZU HIDEAKI 시마즈히데아키 SHIRAKAWA FUTOSHI 시라카와후토시 YAGUCHI YASUYUKI 야구치야스유키		
发明人	시마즈히데아키 시라카와후토시 야구치야스유키		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/4824 A61B5/053 A61N1/36014 G16H40/63 G16H50/20 A61B5/0478 A61B10/00 A61N1/36021		
代理人(译)	专利法的优美		
优先权	2015196228 2015-10-01 JP		
其他公开文献	KR1020170049463A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

这是通过使用疼痛程度来完成的，该疼痛程度是测量本发明以与不同患者的疼痛程度或疾病诊断的名称进行比较。包括电极（3a）和产生提供给电极（3a）的刺激电流的刺激电流产生装置。关于电极（3a），疼痛测量装置（1）安装在患者（2）上。并且基于从电极（3a）给予患者（2）的刺激电流来测量患者（2）感觉到的疼痛。它具有疼痛的测量值，包括记录值或代表刺激电流基础的值的代数数字，以及表达患者（2）选择的VAS值或手势绝对值的关系的方法温标。

