



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0008784
(43) 공개일자 2020년01월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A01K 15/02 (2006.01) A01K 29/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A01K 15/027 (2013.01)
A01K 29/005 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0082886
(22) 출원일자 2018년07월17일
심사청구일자 2018년07월17일

(71) 출원인
연세대학교 원주산학협력단
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1
(72) 발명자
김지현
강원도 원주시 단관공원길111, 112동 103호
이정근
강원도 원주시 연세대길1 연세대학교 청연학사 1717
황중석
경북포항시 남구 대잠동 행복길 11번길 18-2
(74) 대리인
특허법인이지, 송병준

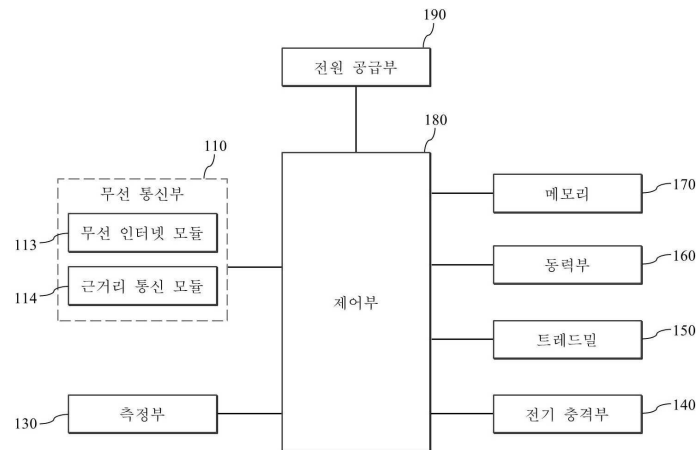
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 동물 용 운동기구 및 그것의 제어 방법

(57) 요약

본 발명은, 동물을 운동시킬 때 정확한 운동량을 측정하고 그에 대한 결과를 알려줄 수 있는 기구 및 그 기구를 제어하기 위한 방법에 관한 것이다. 구체적으로 본 발명은 동물의 운동량을 수치화시키기 위한 운동기구에 있어서, 트레드밀, 상기 트레드밀을 동작시키기 위한 동력을 제공하기 위한 동력부, 상기 트레드밀의 일단에 구비되는 전기충격부, 및 상기 트레드밀의 속도를 조절하도록 상기 동력부를 제어하는 제어부를 포함하는, 동물 용 운동기구에 관한 것이다.

대표도 - 도1



명세서

청구범위

청구항 1

동물의 운동량을 수치화시키기 위한 운동기구에 있어서,
트레드밀;
상기 트레드밀을 동작시키기 위한 동력을 제공하기 위한 동력부;
상기 트레드밀의 일단에 구비되는 전기충격부; 및
상기 트레드밀의 속도를 조절하도록 상기 동력부를 제어하는 제어부를 포함하는,
동물 용 운동기구.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 동물의 생체신호를 측정하기 위한 측정부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,
동물 용 운동기구.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
상기 측정부를 통하여 측정되는 결과에 기초하여, 상기 트레드밀의 속도를 조절하도록 제어하는 것을 특징으로 하는,
동물 용 운동기구.

청구항 4

제 2 항에 있어서,
상기 생체신호는, EEG(electroencephalogram), EMG(electromyography) 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는,
동물 용 운동기구.

청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 제어부는,
상기 생체신호에 기초하여 상기 동물의 피로도를 판단하는 것을 특징으로 하는,
동물 용 운동기구.

청구항 6

제 5 항에 있어서,
상기 제어부는, 상기 판단한 피로도에 기초하여 상기 트레드밀의 속도를 제어하는 것을 특징으로 하는,
동물 용 운동기구.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 판단한 피로도가 소정 기준 이상이라고 판단되면, 상기 트레드밀의 속도가 감소하도록 제어하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구.

청구항 8

제 3 항에 있어서,

상기 측정부는, 상기 동물의 뇌파 활성도를 측정하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 측정된 뇌파 활성도에 기초하여, 상기 트레드밀의 속도를 조절하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 측정된 뇌파 활성도가 소정 조건 이하라고 판단되면, 상기 트레드밀의 속도를 향상시키도록 제어하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 전기충격부는, 상기 트레드밀의 후방에 배치되고,

상기 동물이 상기 트레드밀에서 밀려나 상기 전기충격부 상에 위치할 경우, 상기 동물에게 전기 충격을 가하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 전기충격부는,

적어도 두 개의 도전막대를 포함하고,

상기 적어도 두 개의 도전막대 간의 전압차이로 전기 충격을 가하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구.

청구항 13

트레드밀에서 운동하는 동물의 운동량을 수치화시키기 위한 운동기구에 있어서,

상기 동물의 생체신호를 측정하는 단계;

상기 측정되는 생체신호에 기초하여 상기 트레드밀의 속도를 제어하는 단계를 포함하는,

동물 용 운동기구의 제어 방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 동물이 트레드밀에서 밀려나면, 상기 밀려난 동물에 전기충격이 가해지도록 제어하는 단계;를 더 포함하는,

동물 용 운동기구의 제어 방법.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 생체신호는, EEG(electroencephalogram), EMG(electromyography) 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구의 제어 방법.

청구항 16

제 13 항에 있어서,

상기 생체신호에 기초하여 상기 동물의 피로도를 판단하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구의 제어 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서, 상기 속도를 제어하는 단계는,

상기 판단한 피로도에 기초하여 상기 트레드밀의 속도를 제어하는 것을 특징으로 하는,

동물 용 운동기구의 제어 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 실험용 쥐와 같은 작은 동물을 운동시킬 수 있는 운동기구에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 작은 동물의 정확한 운동량을 측정할 수 있도록 운동량을 제어할 수 있는 운동기구에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 쥐의 유전자는 인간과 85%이상이 동일하고 수명이 짧아 실험동물로 많이 사용되며, 국내의 경우 실험동물의 약 80%이상이 쥐이다. 쥐를 이용한 실험을 위해서는 쥐에게 약물을 투여하거나 운동을 시키며 시간이 경과함에 따라 상태를 관찰하게 된다. 이때 운동을 시킬 경우 실험군 간에 총 운동량을 동일하게 해주어야 정확한 비교 및 분석이 가능하다.

[0004] 일반적으로, 위와 같은 쥐의 운동을 수치화시키기 위하여, 쥐가 운동하는 시간을 측정하고, 운동한 시간에 비례하도록 정량화시키는 방법에 그쳤다. 쥐가 달리는 속도는 고려되지 않은 채로 운동하는 시간만이 측정되어 운동량을 수치화하였기 때문에, 정확하게 쥐가 운동을 수행한 양을 측정한다고 보기는 어렵다.

[0005] 더 나아가, 쥐를 운동시키려고 하더라도 쥐가 운동을 하지 않으려 하는 경우도 많아, 측정 결과를 사용 못하게 되는 경우 역시 다반사이다.

[0006] 이에 따라, 실험용 쥐 등 작은 동물들이 운동할 수 있도록 강제할 수 있으면서도, 동시에 운동하는 양을 정확하게 정량화시킬 수 있는 방법 및/또는 장치에 대한 연구가 요구되는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 전술한 문제 및 다른 문제를 해결하는 것을 목적으로 한다. 또 다른 목적은 동물을 강제적으로, 그리

고 효과적으로 운동시킬 수 있는 동물 용 운동기구를 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

[0009] 본 발명에서 이루고자 하는 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 또는 다른 목적을 달성하기 위해 본 발명의 일 측면에 따르면, 동물의 운동량을 수치화시키기 위한 운동기구에 있어서, 트레드밀; 상기 트레드밀을 동작시키기 위한 동력을 제공하기 위한 동력부; 상기 트레드밀의 일단에 구비되는 전기충격부; 및 상기 트레드밀의 속도를 조절하도록 상기 동력부를 제어하는 제어부를 포함하는, 동물 용 운동기구 를 제공한다.

[0011] 이때, 상기 동물의 생체신호를 측정하기 위한 측정부를 더 포함할 수 있다.

[0012] 그리고, 상기 측정부를 통하여 측정되는 결과에 기초하여, 상기 트레드밀의 속도를 조절하도록 제어할 수 있을 것이다.

[0013] 이때, 상기 생체신호는, EEG(electroencephalogram), EMG(electromyography) 중 적어도 하나일 수 있다.

[0014] 그리고 상기 제어부는, 상기 생체신호에 기초하여 상기 동물의 피로도를 판단할 수 있다.

[0015] 그리고, 상기 제어부는, 상기 판단한 피로도에 기초하여 상기 트레드밀의 속도를 제어할 수 있을 것이다.

[0016] 구체적으로 상기 제어부는, 상기 판단한 피로도가 소정 기준 이상이라고 판단되면, 상기 트레드밀의 속도가 감소하도록 제어할 수 있다.

[0017] 또한, 상기 측정부는, 상기 동물의 뇌파 활성도를 측정할 수 있다.

[0018] 이때 제어부는 상기 측정된 뇌파 활성도에 기초하여, 상기 트레드밀의 속도를 조절할 수 있을 것이다.

[0019] 그리고, 상기 제어부는, 상기 측정된 뇌파 활성도가 소정 조건 이하라고 판단되면, 상기 트레드밀의 속도를 향상시키도록 제어할 수 있을 것이다.

[0020] 그리고, 상기 전기충격부는, 상기 트레드밀의 후방에 배치되고, 상기 동물이 상기 트레드밀에서 밀려나 상기 전기충격부 상에 위치할 경우, 상기 동물에게 전기 충격을 가할 수 있을 것이다.

[0021] 상기 전기충격부는, 적어도 두 개의 도전막대를 포함하고, 상기 적어도 두 개의 도전막대 간의 전압차이로 전기 충격을 가할 수 있다.

[0022] 상기 또는 다른 목적을 달성하기 위해 본 발명의 다른 측면에 따르면, 트레드밀에서 운동하는 동물의 운동량을 수치화시키기 위한 운동기구에 있어서, 상기 동물의 생체신호를 측정하는 단계; 상기 측정되는 생체신호에 기초하여 상기 트레드밀의 속도를 제어하는 단계를 포함할 수 있다.

[0023] 이때, 상기 동물이 트레드밀에서 밀려나면, 상기 밀려난 동물에 전기충격이 가해지도록 제어하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0024] 마찬가지로, 이때 상기 생체신호는, EEG(electroencephalogram), EMG(electromyography) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0025] 그리고, 상기 생체신호에 기초하여 상기 동물의 피로도를 판단하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0026] 여기서 상기 속도를 제어하는 단계는, 상기 판단한 피로도에 기초하여 상기 트레드밀의 속도를 제어할 수 있을 것이다.

발명의 효과

[0028] 본 발명에 따른 동물 용 운동기구의 효과에 대해 설명하면 다음과 같다.

[0029] 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 의하면, 간편하고 체계적으로 실험용 쥐 등의 작은 동물들을 운동시킬 수 있다는 장점이 있다.

[0030] 또한, 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 의하면, 작은 동물들을 운동시키는 것에 있어서, 운동시킨 정도를 정확하게 수치화시켜서 데이터 베이스에 저장할 수 있다는 장점이 있다.

[0031] 본 발명의 적용 가능성의 추가적인 범위는 이하의 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다. 그러나 본 발명의 사상 및 범위 내에서 다양한 변경 및 수정은 당업자에게 명확하게 이해될 수 있으므로, 상세한 설명 및 본 발명의 바람직한 실시 예와 같은 특정 실시 예는 단지 예시로 주어진 것으로 이해되어야 한다.

도면의 간단한 설명

- [0033] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 블록도를 도시하는 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 사시도를 도시하는 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 평면도를 도시하는 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 전기 충격부(140)의 구조를 도시하는 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 있어서, EEG 측정 장치(즉 뇌파 감지 센서)의 전극 부착 위치를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일실시예에 따라 EMG 신호의 처리 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 일실시예에 따라 관리 단말기(200)와 연결되는 개념도를 도시하는 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 일실시예에 따라, 관리하기 위한 동물 별로 체중 및 목표 운동량을 입력하기 위한 관리 단말기(200)의 화면을 도시한다.
- 도 9 및 도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 통계 그래프를 도시하는 도면이다.
- 도 11은 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 제어 순서도를 도시하는 도면이다.
- 도 12는 본 발명의 일실시예에 따라 동물의 EEG를 측정하기 위한 무선 연결 개념도를 도시하는 도면이다.
- 도 13은 본 발명의 일실시예에 따라 동물의 EEG를 측정하기 위한 유선 연결 개념도를 도시하는 도면이다.
- 도 14는 본 발명의 일실시예에 따른 동물(실험용 쥐)에 EEG 신호 측정을 위한 전극을 부착한 이미지를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 명세서에 개시된 실시 예를 상세히 설명하되, 도면 부호에 관계없이 동일하거나 유사한 구성요소는 동일한 참조 번호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 이하의 설명에서 사용되는 구성요소에 대한 접미사 "모듈" 및 "부"는 명세서 작성의 용이함만이 고려되어 부여되거나 혼용되는 것으로서, 그 자체로 서로 구별되는 의미 또는 역할을 갖는 것은 아니다. 또한, 본 명세서에 개시된 실시 예를 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 명세서에 개시된 실시 예의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 첨부된 도면은 본 명세서에 개시된 실시 예를 쉽게 이해할 수 있도록 하기 위한 것일 뿐, 첨부된 도면에 의해 본 명세서에 개시된 기술적 사상이 제한되지 않으며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0035] 제1, 제2 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.

[0036] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다.

[0037] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[0038] 본 출원에서, "포함한다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부

품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

- [0040] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 블록도를 도시하는 도면이다.
- [0041] 상기 동물 용 운동기구(100)은 무선 통신부(110), 동력부(160), 트레드밀(150, Treadmill), 전기 충격부(140), 메모리(170), 제어부(180) 및 전원 공급부(190) 등을 포함할 수 있다. 도 1에 도시된 구성요소들은 동물 용 운동기구(100)를 구현하는데 있어서 필수적인 것은 아니어서, 본 명세서 상에서 설명되는 동물 용 운동기구(100)는 위에서 열거된 구성요소들 보다 많거나, 또는 적은 구성요소들을 가질 수 있다.
- [0042] 보다 구체적으로, 상기 구성요소들 중 무선 통신부(110)는, 동물 용 운동기구(100)와 관리 단말기 사이 또는 동물 용 운동기구(100)과 외부서버 사이의 무선 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 모듈을 포함할 수 있다. 또한, 상기 무선 통신부(110)는, 동물 용 운동기구(100)을 하나 이상의 네트워크에 연결하는 하나 이상의 모듈을 포함할 수 있다.
- [0043] 이러한 무선 통신부(110)는, 무선 인터넷 모듈(113), 근거리 통신 모듈(114) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0044] 또한, 메모리(170)는 동물 용 운동기구(100)의 다양한 기능을 지원하는 데이터를 저장한다. 응용 프로그램은, 메모리(170)에 저장되고, 동물 용 운동기구(100) 상에 설치되어, 제어부(180)에 의하여 상기 동물 용 운동기구(100)의 동작(또는 기능)을 수행하도록 구동될 수 있다.
- [0045] 제어부(180)는 상기 응용 프로그램과 관련된 동작 외에도, 통상적으로 동물 용 운동기구(100)의 전반적인 동작을 제어한다. 제어부(180)는 위에서 살펴본 구성요소들을 통해 입력 또는 출력되는 신호, 데이터, 정보 등을 처리하거나 메모리(170)에 저장된 응용 프로그램을 구동함으로써, 사용자에게 적절한 정보 또는 기능을 제공 또는 처리할 수 있다.
- [0046] 또한, 제어부(180)는 메모리(170)에 저장된 응용 프로그램을 구동하기 위하여, 도 1와 함께 살펴본 구성요소들 중 적어도 일부를 제어할 수 있다. 나아가, 제어부(180)는 상기 응용 프로그램의 구동을 위하여, 동물 용 운동기구(100)에 포함된 구성요소들 중 적어도 둘 이상을 서로 조합하여 동작시킬 수 있다.
- [0047] 전원공급부(190)는 제어부(180)의 제어 하에서, 외부의 전원, 내부의 전원을 인가 받아 동물 용 운동기구(100)에 포함된 각 구성요소들에 전원을 공급한다. 이러한 전원공급부(190)는 배터리를 포함하며, 상기 배터리는 내장형 배터리 또는 교체가능한 형태의 배터리가 될 수 있다.
- [0048] 상기 각 구성요소들 중 적어도 일부는, 이하에서 설명되는 다양한 실시 예들에 따른 동물 용 운동기구(100)의 동작, 제어, 또는 제어방법을 구현하기 위하여 서로 협력하여 동작할 수 있다. 또한, 상기 동물 용 운동기구(100)의 동작, 제어, 또는 제어방법은 상기 메모리(170)에 저장된 적어도 하나의 응용 프로그램의 구동에 의하여 동물 용 운동기구(100) 상에서 구현될 수 있다.
- [0049] 트레드밀(150)에서 동물은 걷거나 뛰는 형태로 운동 수행이 가능하다. 그리고 상기 트레드밀(150)은 동력부(160)로부터 제공되는 동력을 통하여, 능동적으로 움직일 수 있다. 여기서 능동적이란, 동물에 의해서 제공되는 외력에 의해서 움직이는 것이 아니라, 동물에 의해서 외력이 제공되지 않아도 스스로 움직일 수 있다는 것을 말한다.
- [0050] 전기 충격부(140)는, 상기 동물에게 전기적인 충격을 제공해 줄 수 있다.
- [0051] 그리고, 측정부(130)는, 상기 동물의 생체 신호를 측정하여 제어부(180)에게 전달할 수 있다. 이때 생체 신호는 EEG(electroencephalogram), EMG(electromyography) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0052] 이하, 도면을 참조하여 보다 구체적으로 설명한다.
- [0053] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 사시도를 도시하는 도면이다.
- [0054] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 평면도를 도시하는 도면이다.
- [0056] 이하, 도 2 및 도 3을 함께 참조하여 설명한다. 도시된 도면에서 동물 용 운동기구(100)는 본체(210)를 포함할

수 있으며, 본체(210) 상에는 도 1에서 상술한 블록도에서의 구성에 따른 부품들이 본체(210) 내부에 실장되어 있을 수 있다.

[0058] 도시된 도면에서와 같이 트레드밀(150-1 ~ 150-4)은, 동물(201)이 걷거나 뛸 수 있는 구조를 제공해 준다. 또한, 이러한 트레드밀(150-1 ~ 150-4)은 복수 개가 병렬로 설치되어, 복수 마리의 동물(201)이 동시에 운동을 수행할 수도 있을 것이다.

[0060] 복수 개의 트레드밀(150-1 ~ 150-4)이 병렬로 배치되어 있는 경우, 각 트레드밀(150-1 ~ 150-4)에서 운동하는 동물(201)이 서로 옆 트레드밀(150-1 ~ 150-4)로 이동하지 못하도록 칸막이(203)가 설치되어 있을 수도 있다.

[0062] 또한, 상술한 바와 같이, 트레드밀(150-1 ~ 150-4)의 일단에는 전기 충격부(140)가 구비될 수 있다. 보다 구체적으로 상기 전기 충격부(140)는, 트레드밀(150-1 ~ 150-4)에서 밀려난 동물(201)이 전기 충격을 받을 수 있는 위치에 구비될 수 있을 것이다. 따라서, 상기 전기 충격부(140)는 상기 트레드밀(150-1 ~ 150-4) 후방에 배치되어 있을 수 있다. 여기서 후방이란, 운동을 하는 동물(201)이 바라보는 위치에서 뒤 방향을 의미할 것이다.

[0064] 이하, 도 4를 참조하여, 전기 충격부(140)의 구조에 대하여 보다 상세하게 설명한다.

[0065] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 전기 충격부(140)의 구조를 도시하는 도면이다.

[0067] 도 4에 도시된 바와 같이, 전기 충격부(140)는, 복수 개의 도전 막대(140-1 ~ 140-3)를 구비할 수 있다. 이때, 복수 개의 도전 막대(140-1 ~ 140-3)들 간에 서로 전압 차이가 있을 수 있다. 만약 동물(201)이 상기 복수 개의 도전 막대(140-1 ~ 140-3) 중에서 적어도 두 개 이상에 접촉되는 경우, 위 전압 차이에 의해서 동물(201)의 신체로 전류가 흘러 전기 충격을 줄 수 있을 것이다.

[0069] 즉, 상기 복수 개의 도전 막대(140-1 ~ 140-3)는 특정 전압 소스로부터 + 전극, - 전극이 번갈아가면서 연결되어 위와 같은 전압 차이를 발생시킬 수 있을 것이다.

[0071] 한편 본 발명에서는 위와 같이 운동을 수행하는 동물(201)들로부터 측정부(130)를 통하여 생체 신호를 측정하고, (1) 측정된 결과를 사용자에게 효과적으로 보여주거나 (2) 측정된 결과를 통하여 상기 트레드밀(150-1 ~ 150-4)의 속도를 제어하도록 제안한다.

[0073] 본 발명에서는 동물(201)을 단순히 운동시키는 것이 아니라, 복수 개의 동물을 일정한 운동 강도로 일률적으로 운동을 시키거나, 운동시킨 정도를 정확하게 수치화시킬 수 있도록 제안하는 것이다.

[0075] 만약, 어떠한 동물(201)은 천천히 걸어가고, 다른 동물(201)은 뛰어난다면, 동일한 시간을 운동한다고 해도 두 동물의 운동하는 양이 동일하지 못할 것이다. 그렇기 때문에, 본 발명의 일실시예에서는 만약 어떠한 동물(201)의 운동이 부족하다고 판단되는 경우, 해당 동물(201)이 효과적으로 운동할 수 있도록 제어하도록 제안하는 것이다.

[0077] 이를 위해서 본 발명에서는, 운동하는 동물(201)들의 생체 신호를 측정하도록 제안한다. 본 발명의 일실시예에 따른 생체 신호는, EEG(electroencephalogram), EMG(electromyography) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

- [0079] 뇌파(腦波, 영어: brainwave) 또는 뇌전도(腦電圖, 영어: electroencephalography, EEG)는 신경계에서 뇌신경 사이에 신호가 전달될 때 생기는 전기의 흐름이다. 심신의 상태에 따라 각각 다르게 나타나며 뇌의 활동 상황을 측정하는 가장 중요한 지표이다.
- [0081] 뇌의 전기적 활동에 대한 신경생리학적 측정방법으로 두피에 부착한 전극을 통해 기록한다. 경우에 따라 전극을 피질에 부착하기도 한다. 이 장치는 뇌 손상, 뇌전증 또는 여러 질환을 평가하는 거나, 법률적으로 뇌사를 진단하는 데 사용한다. 뇌전도는 다른 종류의 뇌영상화 시스템과 함께 사용할 수 있다.
- [0083] 특히, 본 발명에서는, 동물(201)의 뇌에 침습적으로 EEG를 측정하여, 보다 정확한 뇌파를 측정할 수 있을 것이다.
- [0085] 결국 본 발명에서 제어부(180)는 상기 측정부(130)를 통하여 측정된 EEG 신호를 기초로, 뇌파의 활성 정도를 판단하고, 충분하게 활성화되어 있지 않은 경우 제대로 운동을 하고 있지 않다고 판단하는 것이다. 그리고 제대로 운동하고 있지 않은 경우, 제어부(180)는 동력부(160)를 제어하여 현재 움직이고 있는 트레드밀(150)의 속도를 높이도록 제어할 수 있다.
- [0087] 특히, EEG의 경우 뇌의 어느 위치에서 측정하는지에 따라 그 활성도가 의미하는 것이 다를 수 있다. 예를 들어, 운동과 관련되는 활성도를 측정하기 위해서는 특정 위치, 수면과 관련되는 활성도 측정하기 위해서는 다른 위치에서 측정될 수 있다.
- [0089] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 있어서, EEG 측정 장치(즉 뇌파 감지 센서)의 전극 부착 위치를 설명하기 위한 도면이다.
- [0091] (a) 전극 위치를 얻는 데 사용된 쥐 머리 그림과 (b) 좌표계와 EEG 미니 캡 다이어그램이다. (a)의 빨간 점들은 표식을 나타내며, (b)의 R1, R2 및 R3(빨간색 글자)에 해당한다. 또한 (a)의 녹색 표시는 32개의 전극 위치를 나타내며 (b)의 나머지 1~32 숫자(파란색으로 표시)에 해당한다.
- [0093] 동물(201)의 두뇌에 전극을 부착하여 뇌파 데이터를 측정하게 되며, 이때 뇌파를 측정하기 위한 전극 부착 위치 또는 침습 위치는 도 5에 도시한 바와 같이 1 ~ 31개의 전극을 선택적으로 결정할 수 있다.
- [0098] 동물(201)이 트레드밀(150) 상에서 운동을 부족하게 하는 경우는, 상기 EEG 신호에 기초하여 제어할 수 있지만, 너무 과하게 운동하는 경우나 너무 피로도가 누적되어 있는 경우에는 상기 EEG 신호로는 확인하기 어려울 수 있다.
- [0100] 따라서, 본 발명에서는, 피로도가 높은지 혹은 과하게 운동하는지 여부를 EMG 신호로 판단하도록 제안한다.
- [0102] 근전도검사(영어: electromyography, EMG)는 골격근에서 발생하는 전기적인 신호를 측정하고 기록하는 기술이다. EMG는 근전도검사기(electromyograph)라는 장치를 통해 측정한다. 근전도검사기는 근육 세포가 전기

적으로 혹은 신경적으로 활성화될 때 발생하는 전기적인 포텐셜을 감지한다. 이 신호는 의학적인 비정상 혹은 활성 정도 등의 측정이나 인간 혹은 동물의 행동에 대한 바이오메카닉스 분석에 활용될 수 있다.

- [0104] 즉, 두뇌에서 어떠한 근육을 움직이기 위하여 신호를 보내는 경우, 그 신호에 대응하는 근육이 움직이면서 EMG 신호로 측정되는 것이다. 결국 실질적으로 해당 근육이 움직이는 것을 감지할 수 있는 신호라고 볼 수 있다.
- [0106] EMG 신호의 경우, 단순히 측정된 로우(raw) 신호(도 6의 601)로는 정확한 결과를 확인할 수 없다. 왜냐하면 신호 자체뿐만 아니라 노이즈가 함께 포함되어 있기 때문이다.
- [0108] 도 6은 본 발명의 일실시예에 따라 EMG 신호의 처리 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0109] 도 6에서 도시된 도면에서와 같이, 로우 신호(601)는 필터링(602, filtration), 정류(603, rectification), 스무딩(604, smoothing) 및 실효 출력치 계산(605, RMS, root mean square) 과정 중 필요한 과정을 거칠 수 있다. 위 과정은 필수적인 과정은 아니기 때문에,
- [0111] RMS란, 항상 균일하게 증폭이 되는 출력을 크기로 표시한 것으로, 실효 출력 또는 정격 출력이라고 부르기도 한다.
- [0113] 특히, 본 발명에서는 복수 개의 근육 각각에서 EMG 신호를 측정하고, 그 측정된 결과를 비교하여 근육의 피로도를 판단하기로 한다.
- [0115] 걷거나 뛰는 경우, 수십에서 수백개의 근육이 사용된다. 예를 들어서 사람의 경우 허벅지 근육과 종아리 근육이 모두 걷거나 뛸 때 사용될 수 있다. 큰 근육인 경우뿐만 아니라, 신체 전체의 균형을 맞추기 위하여 사용되는 자잘한 근육 역시 걷거나 뛸 때 사용된다.
- [0117] 동물이나 사람은 일정한 패턴으로 걷기 때문에, 걷거나 뛸 때 사용되는 근육의 순서뿐만 아니라 타이밍 역시 일정하다. 예를 들어, 제 1 ~ 제 5 근육이 걷는데 사용된다고 할 때, 5 → 1 → 2 → 4 → 3 근육 순서로 사용된다고 가정한다. 일반적인 걸음걸이와 뛸박질에서는 위와 같은 순서를 따라 근육을 사용하는데, 근육이 피로해지거나 제대로 걷지 못하는 경우 위 순서가 달라지는 경우가 있다.
- [0119] 이에 따라서, 본 발명의 일실시예에서는 EMG 신호에 기초하여 근육이 사용되는 순서를 결정하고, 그 사용되는 순서가 뒤바뀌는 경우 해당 동물(201)의 피로도가 누적되어 있다고 판단할 수 있을 것이다.
- [0121] 이를 위해서 본 발명에서는 복수 개의 근육 각각으로부터 EMG 신호를 측정하고, 이를 기초로 사용하는 순서가 뒤바뀌는지 판단하는 것이다.
- [0122] 이를 위해서 제어부(180)는 측정된 EMG 신호 상에서 특징점을 판단할 수 있다. 특징점이란, 근육이 사용되는 것을 나타내는 EMG 신호 상의 위치를 의미할 수 있으며, 근육 사용에 의해서 EMG 신호가 최대가 되는 지점을 의미할 수도 있을 것이다.
- [0123] 도 6에 도시된 로우 신호(601)가 최종 처리 완료된 605 신호 EMG 신호 상에서, 최대 피크 지점(606-1, 606-2, 606-3)이 상술한 특징점일 수 있을 것이다.
- [0124] 특징점은 최대 피크 지점 뿐만 아니라, 근육의 활용을 나타낼 수 있는 지점이라면 그래프 상의 다른 지점이 특징점으로 사용될 수 있을 것이다.

- [0126] 더 나아가, 단순히 근육 간의 순서를 판단할뿐만 아니라, 근육을 사용하는 간격의 크기도 고려해 볼 수 있다.
- [0128] 예를 들어서 걷는 동작을 할 때 제 1 근육 사용 후 0.1초 정도 이후에 제 2 근육이 사용된다고 가정한다. 하지만 근육 피로도가 높은 경우 제 1 근육 사용 후 제 2 근육이 사용되기 까지 1초 이상이 걸릴 수 있다. 즉, 제 1 및 제 2 근육이 사용되는 순서가 바뀐 것은 아니지만, 근육 사용 간에 간격이 비정상적일 경우에 근육 피로도가 높다고 판단할 수 있는 것이다.
- [0130] 위와 같은 방식에 의해서 근육의 피로도가 판단이 되는 경우, 제어부(180)는 트레드밀(150)의 속도를 낮추도록 상기 동력부(160)를 제어할 수 있을 것이다.
- [0132] 이와 같이, 제어부(180)에 의해서 트레드밀(150)의 속도가 높아지거나 낮아지는 경우, 동물(201)은 적절한 운동량으로 운동을 지속할 수 있어서 운동한 정도를 수치화시키기에 적합할 수 있을 것이다.
- [0134] 특히, 트레드밀(150)로부터 밀려난 동물(201)은 상술한 전기 충격부(140)에 의해서 전기 충격을 받기 때문에, 트레드밀(150) 자체의 속도 제어 만으로도 동물(201)의 운동량을 효과적으로 제어할 수 있다는 효과가 존재한다.
- [0136] 더 나아가, 본 발명의 일실시예에서는 정량화 된 운동기구로 얼마나 쥐가 좋아졌나는 확인하기 위해서 EMG(근육의 전기적 신호)나 EEG(뇌파의 전기적 신호)를 측정하면서 실시간 확인 하는 것에 있다.
- [0138] 예를 들면 주의 운동을 담당하는 부위의 오른쪽 뇌손상을 가하고 시간이 어느 정도 지나면 (약 1~2달) 왼쪽 앞 발과 뒷다리를 사용하지 못하기때문에 근위축이 일어난다. 이때 정량화된 트레드밀로 운동을(저속→고속) 시키면 위축되었던 근육이 활성화 되게 된다. 이렇게 활성화 되었다는 것에 대하여, 아래와 같이 EMG 및/또는 EEG 신호의 측정을 통하여 확인할 수 있도록 하는 것이다.
- [0140] 1) EMG
- [0141] 근육의 활성도를 EMG 신호의 진폭값으로 체크가 가능하다. 운동 전과 운동 후 실시간 비교가 가능할 뿐만 아니라, 기간(예를 들면, 2주나 2달 등)을 두고 그 효과를 비교할 수도 있다.
- [0143] 2) EEG
- [0144] 뇌의 활성도를 실시간으로 체크 가능하다.
- [0145] 다친 뇌는 뇌가소성(Brain plasticity) 재조직화가 일어나면서 이전 기능을 회복하게 된다. 뇌의 가소성이 일어나려면 다친부분인 오른쪽뇌가 활성화된 상태를 오랫동안 지속시켜야 한다. 즉, 손상된 뇌의 부위에 회복 작용이 일어나기 위해서는, 트레드밀 등을 통하여 운동을 시켜 뇌 손상부위를 지속적으로 활성화시켜야 한다는 것을 의미한다.
- [0146] 반대로 말하면, 뇌의 활성도가 충분하게 유지되지 못한 상태에서의 운동은 별 의미 없다는 것을 말한다.
- [0147] 이를 위해서 본 발명에서는, EEG 모니터를 확인하여 쥐의 뇌의 활성도가 충분하지 못한 경우 뇌의 활성이 충분하게 이루어질 수 있도록 트레드밀의 속도에 변화를 주면 됩니다.
- [0148] 예를 들어, 운동강도가 1부터 10까지 있는 쥐의 10분 운동이면 매 1분마다 2→4→6→5→3→6→8→4→2→1 이런 식의 강도의 변화를 주면서 다양한 자극으로 다친 뇌가 활성화 됩니다.

- [0150] 가소성(plasticity)이란, 고체에 외력을 가하여 변형을 일으켰을 때에 외력을 제거한 후에도 그로 인해 생긴 비틀어짐이 그대로 남는 현상을 말한다. 특히 신경계 연구에서는 기억, 학습 등 뇌기능의 유연한 적응능력을 '뇌의 가소성'으로 표현하는 경우가 많다.
- [0151] 이것은 기억, 학습에 있어서 비교적 짧은 기간의 사이에 가해진 자극에 의해 뇌 내에 장기적인 변화가 일어나, 자극이 제거된 후에도 그 변화가 지속되는 것으로 생각하기 때문이다.
- [0153] 이 가소성 변화가 일어나는 부위는 신경세포간의 접합부인 시냅스이며, 적당한 자극을 가하면 그 이후 시냅스에서 신호전달의 효율이 장기적으로 변화되는 현상이 해마, 대뇌피질, 소뇌 등의 시냅스에서 나타나고 있다.
- [0155] 한편, 위와 같이 정량화되어 측정된 데이터는, 적절하게 가공되고 통계 작업이 이루어져 사용자에게 편리하게 제공 되어질 수 있다. 이러한 실시예에 대해서 도 7 내지 도 10을 참조하여 설명한다.
- [0157] 도 7은 본 발명의 일실시예에 따라 관리 단말기(200)와 연결되는 개념도를 도시하는 도면이다.
- [0158] 상술한 무선 통신부(110)를 통하여 제어부(180)는 측정된 운동량(또는 측정된 데이터 자체)을 관리 단말기(200)에게 송신할 수 있다. 이를 토대로 관리 단말기(200)는 복수 개의 트레드밀(150)을 직접 관리할 수 있을뿐만 아니라, 복수 개의 트레드밀(150)로부터 측정된 데이터를 한 눈에 손쉽게 확인할 수 있다.
- [0160] 도 8은 본 발명의 일실시예에 따라, 관리하기 위한 동물 별로 체중 및 목표 운동량을 입력하기 위한 관리 단말기(200)의 화면을 도시한다.
- [0161] 도시된 설정 화면을 참조하면, 복수 개의 트레드밀(150-1 ~ 150-4) 각각에 대한 설정을 별도로 입력하여, 하나의 관리 단말기(200)를 이용하여 간편하게 관리할 수 있다는 장점이 존재한다.
- [0163] 도 9 및 도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 통계 그래프를 도시하는 도면이다.
- [0164] 도 9에 도시된 도면에 따르면, 전체 목표 운동량 중에서 현재까지 수행한 운동량 그래프를 출력한다. 그리고 도 10은 주당 수행 운동량을 기록하여 그래프로 출력하고 있다.
- [0166] 이와 같이, 하나의 관리 단말기(200)를 통하여 복수 개의 트레드밀(150-1 ~ 150-4)을 직접 관리할 수 있을 뿐만 아니라, 복수 개의 트레드밀(150-1 ~ 150-4)로부터 측정되는 데이터를 한 눈에 통계 및 그래프로 출력할 수 있다는 장점이 존재한다.
- [0169] 도 11은 본 발명의 일실시예에 따른 동물 용 운동기구(100)의 제어 순서도를 도시하는 도면이다.
- [0171] 도 11을 참조하면, S1101 단계에서 제어부(180)는 트레드밀(150)이 움직이도록 제어한다. 이에 따라 동물(201)은 트레드밀(150)을 따라 걷거나 뛸 수 있을 것이다.
- [0172] S1102 단계에서 제어부(180)는, 상기 동물(201)의 생체 신호를 측정할 수 있다. 상술한 바와 같이 이때 측정되는 신호는, EEG 또는 EMG를 포함할 수 있을 것이다.
- [0173] S1103 단계에서 제어부(180)는, 상기 S1102 단계에서 측정된 생체 신호에 기초하여 상기 트레드밀(150)의 속도를 낮추거나 높이도록 제어할 수 있을 것이다. 상술한 바와 같이, EEG 신호에 의해서 뇌활성도가 충분하지 못하는 경우 속도를 높이도록 제어할 수 있으며, EMG 신호에 의해서 근육의 피로도가 너무 높을 경우에는 속도를 낮

추도록 제어할 수 있을 것이다.

[0174] S1104 단계에서 제어부(180)는 만약 동물(201)이 트레드밀(150)에서 밀려나는 경우에 전기 충격을 가하도록 상기 전기 충격부(140)를 제어할 수 있다.

[0176] 도 12는 본 발명의 일실시예에 따라 동물의 EEG를 측정하기 위한 무선 연결 개념도를 도시하는 도면이다.

[0177] 도 13은 본 발명의 일실시예에 따라 동물의 EEG를 측정하기 위한 유선 연결 개념도를 도시하는 도면이다.

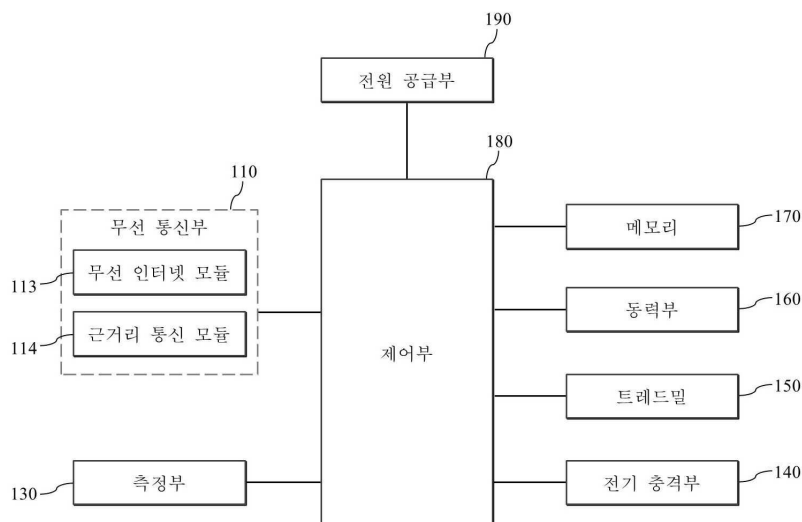
[0178] 도시된 바와 같이, 실험용 쥐 등으로부터 EEG 신호를 측정하기 위해서는, 무선/유선 모두 가능하지만, 보다 정확한 실험 결과를 얻기 위해서는 유선 측정이 더 바람직할 것이다.

[0179] 도 14는 본 발명의 일실시예에 따른 동물(실험용 쥐)에 EEG 신호 측정을 위한 전극을 부착한 이미지를 도시한다.

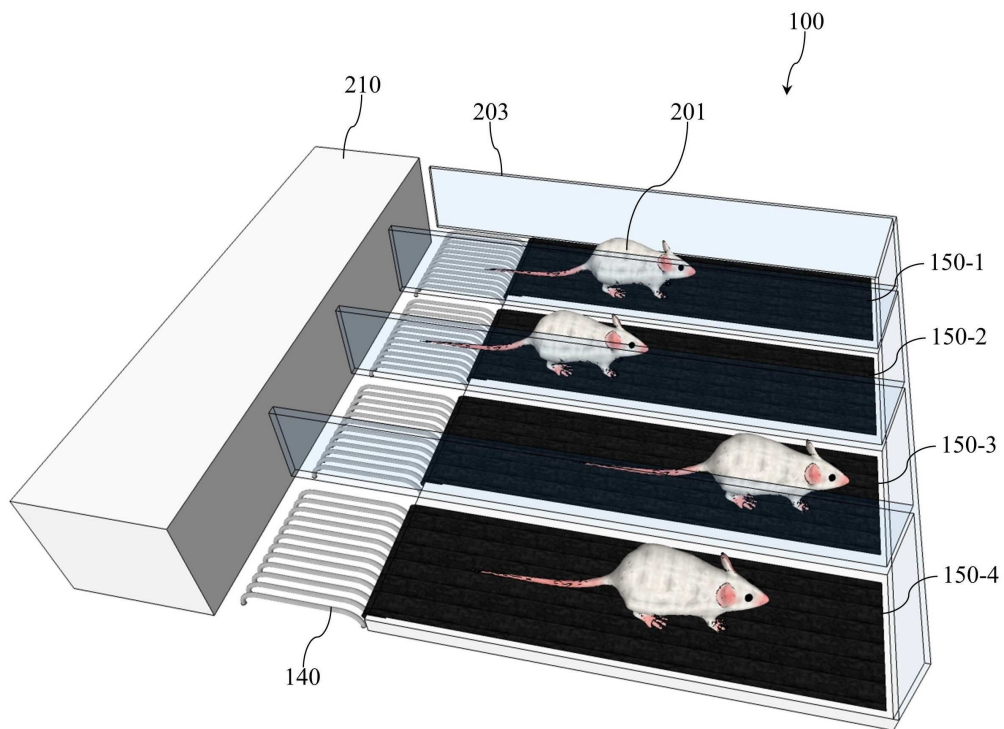
[0181] 이상으로 본 발명에 따른 동물용 운동기구 및 그것을 제어하기 위한 방법의 실시예를 실시하였으나 이는 적어도 하나의 실시예로서 설명되는 것이며, 이에 의하여 본 발명의 기술적 사상과 그 구성 및 작용이 제한되지는 아니하는 것으로, 본 발명의 기술적 사상의 범위가 도면 또는 도면을 참조한 설명에 의해 한정 / 제한되지는 아니하는 것이다. 또한 본 발명에서 제시된 발명의 개념과 실시예가 본 발명의 동일 목적을 수행하기 위하여 다른 구조로 수정하거나 설계하기 위한 기초로써 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자에 의해 사용되어 질 수 있을 것인데, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자에 의한 수정 또는 변경된 등가 구조는 특허청구범위에서 기술되는 본 발명의 기술적 범위에 구속되는 것으로서, 특허청구범위에서 기술한 발명의 사상이나 범위를 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 변화, 치환 및 변경이 가능한 것이다.

도면

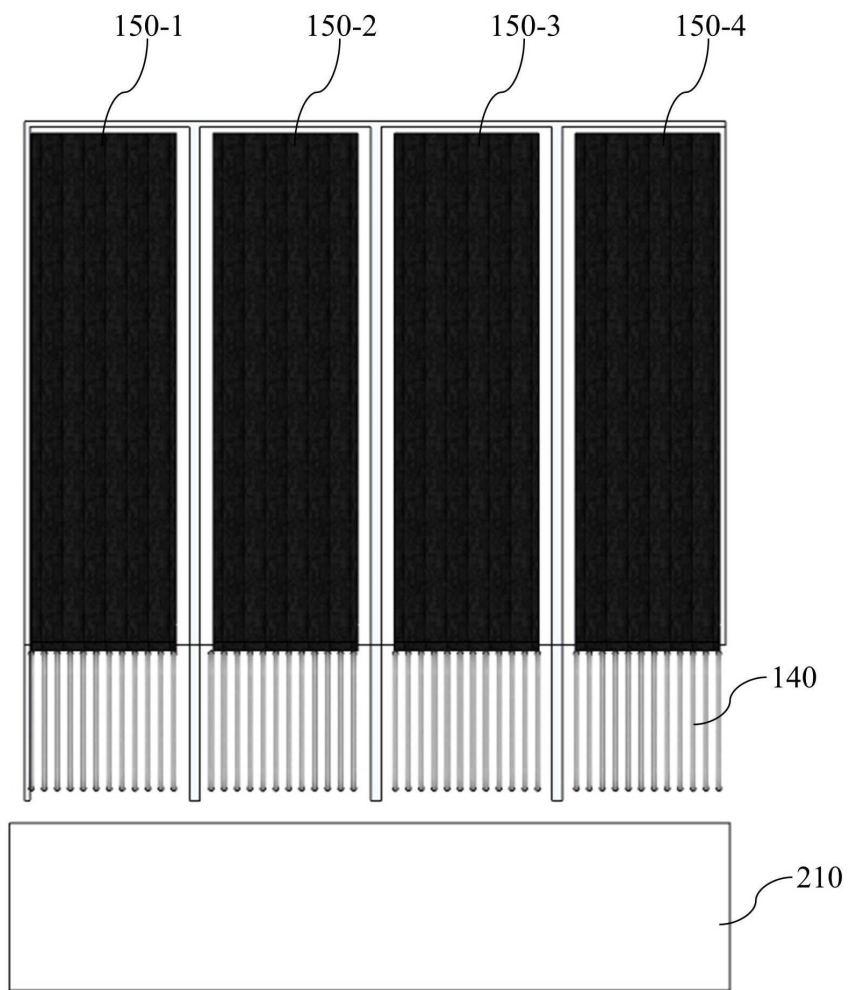
도면1



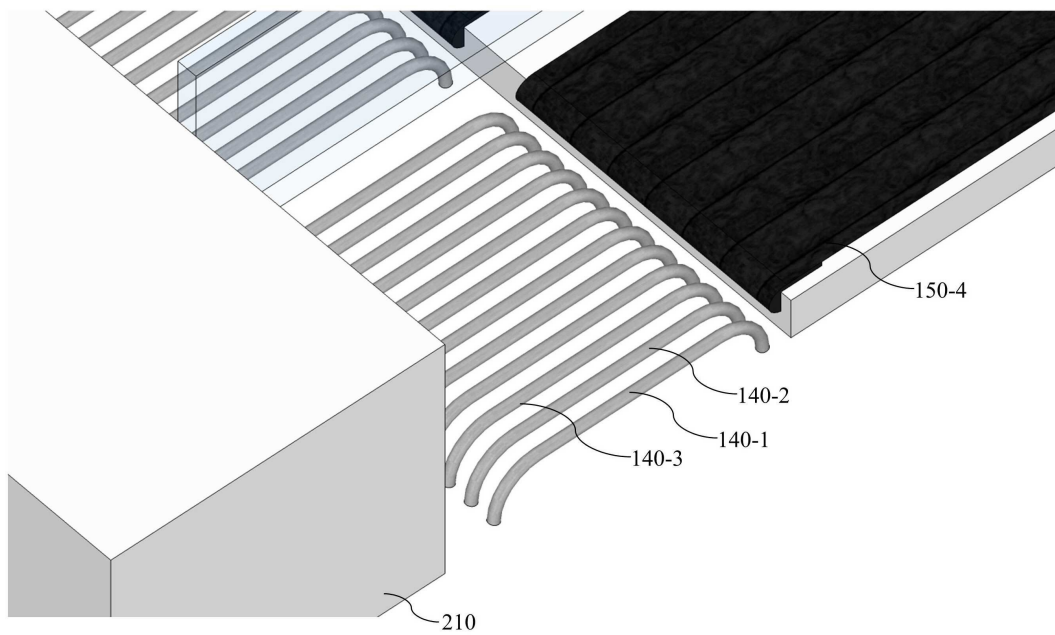
도면2



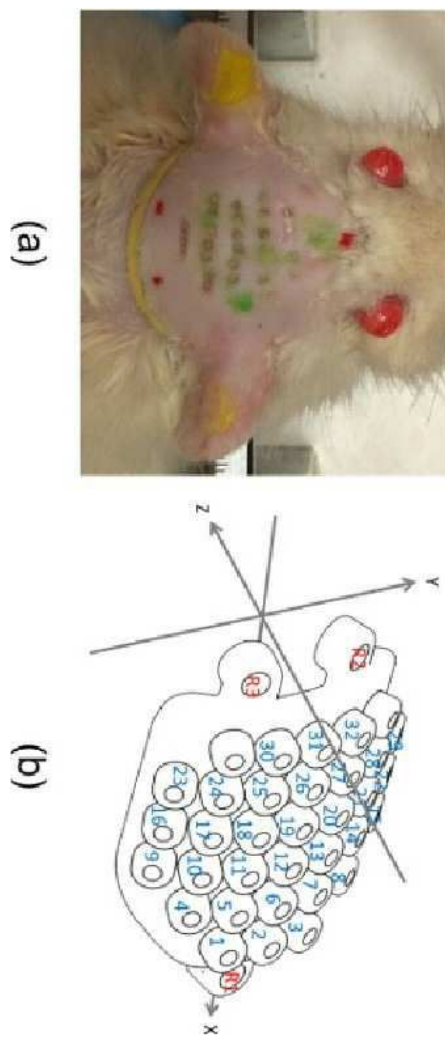
도면3



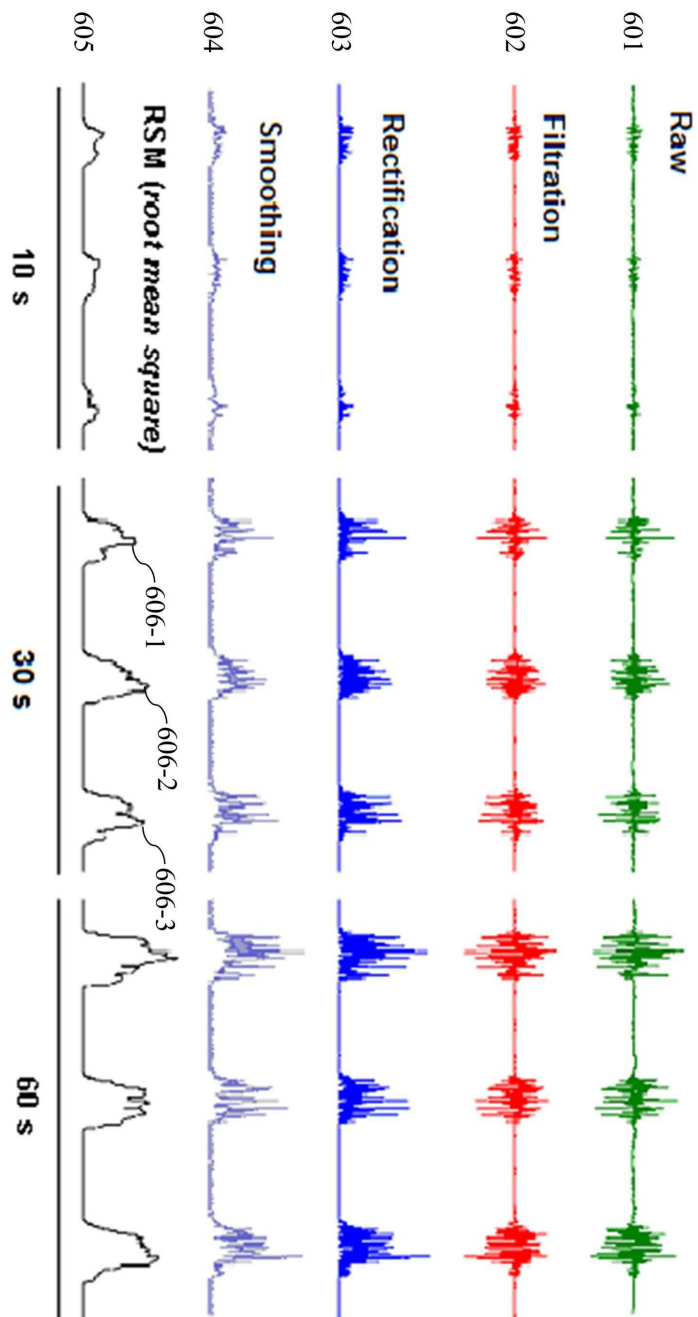
도면4



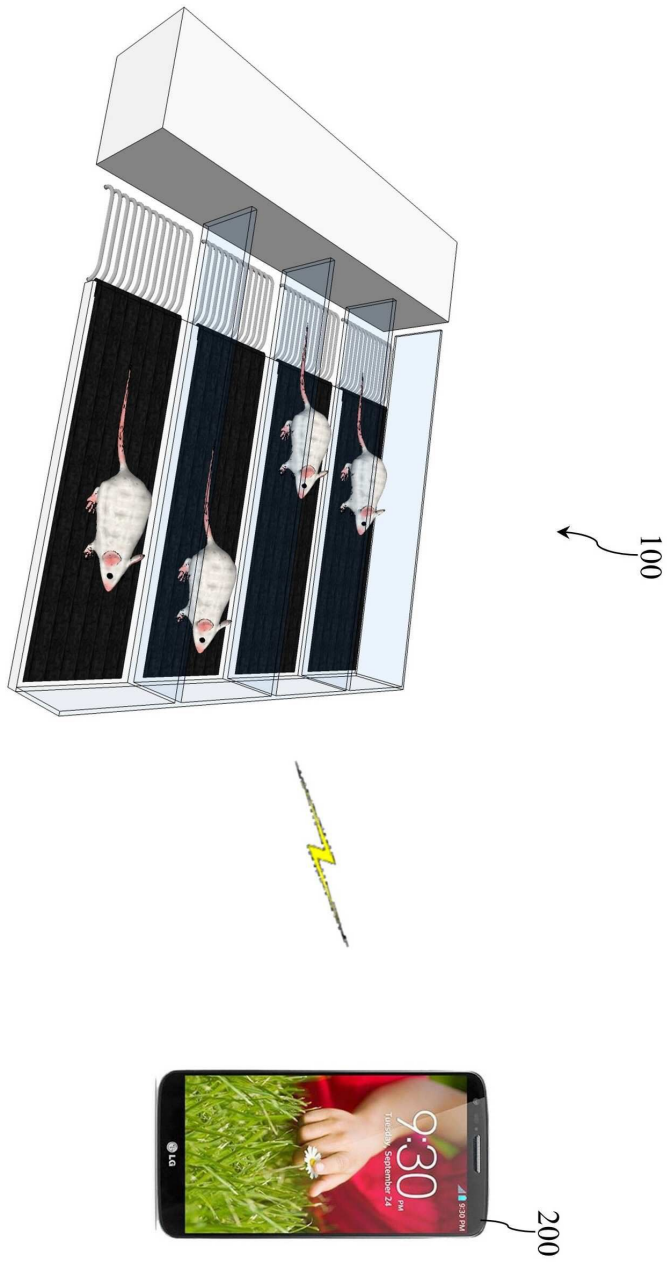
도면5



도면6



도면7



도면8

200

영양 정보 화면

1번 트레이드밀

몸무게:

g

목표 양:

cal

2번 트레이드밀

몸무게:

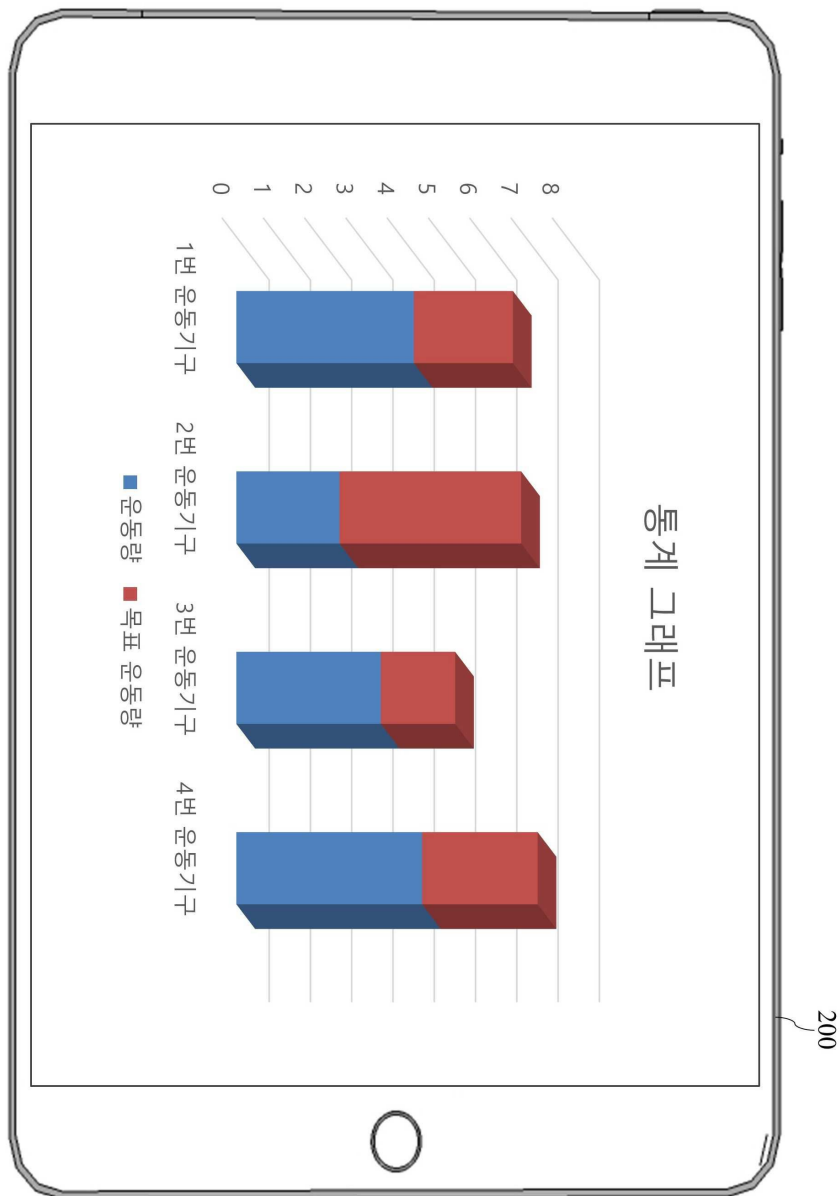
g

목표 양:

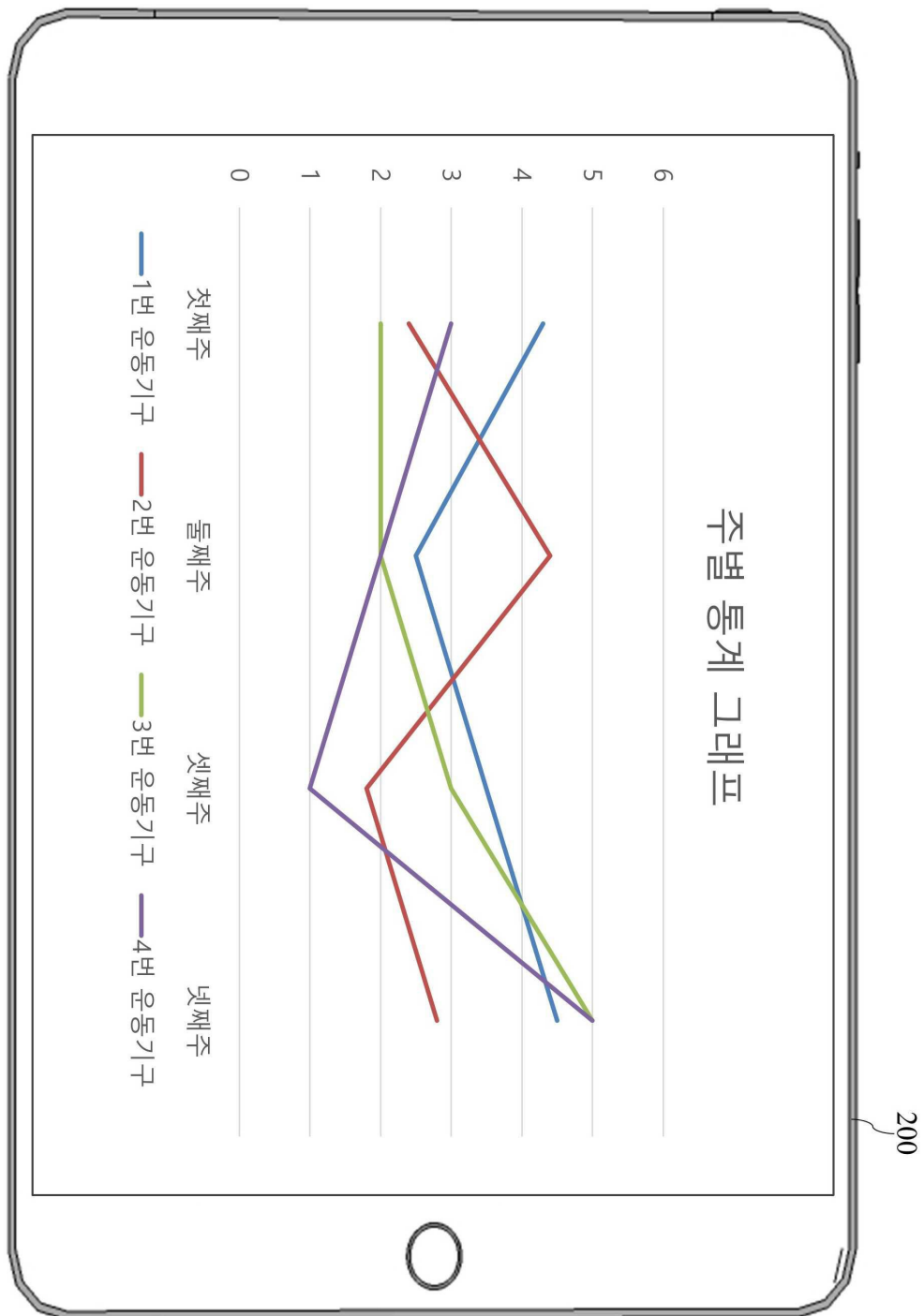
cal

...

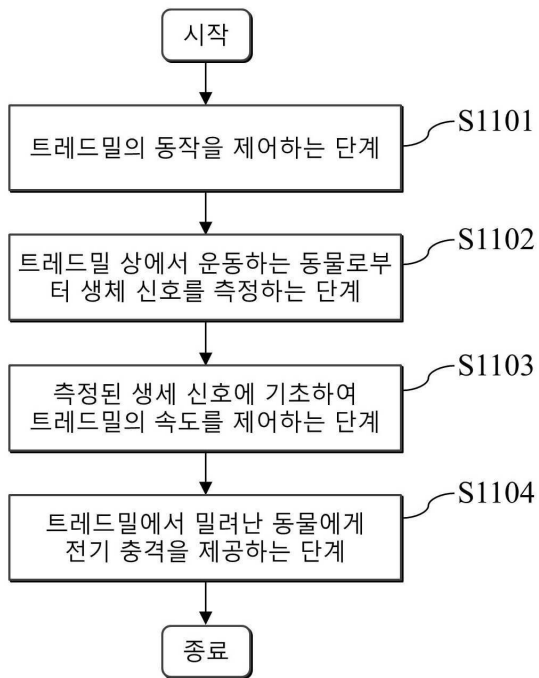
도면9



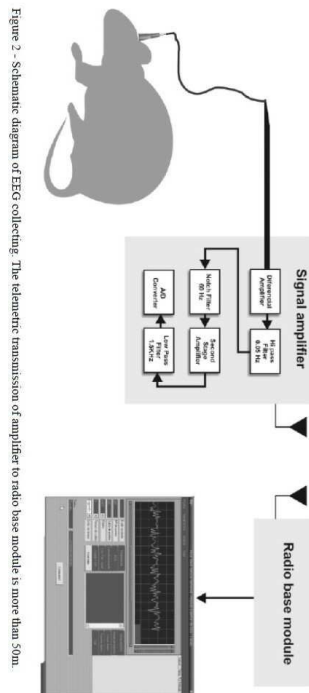
도면10



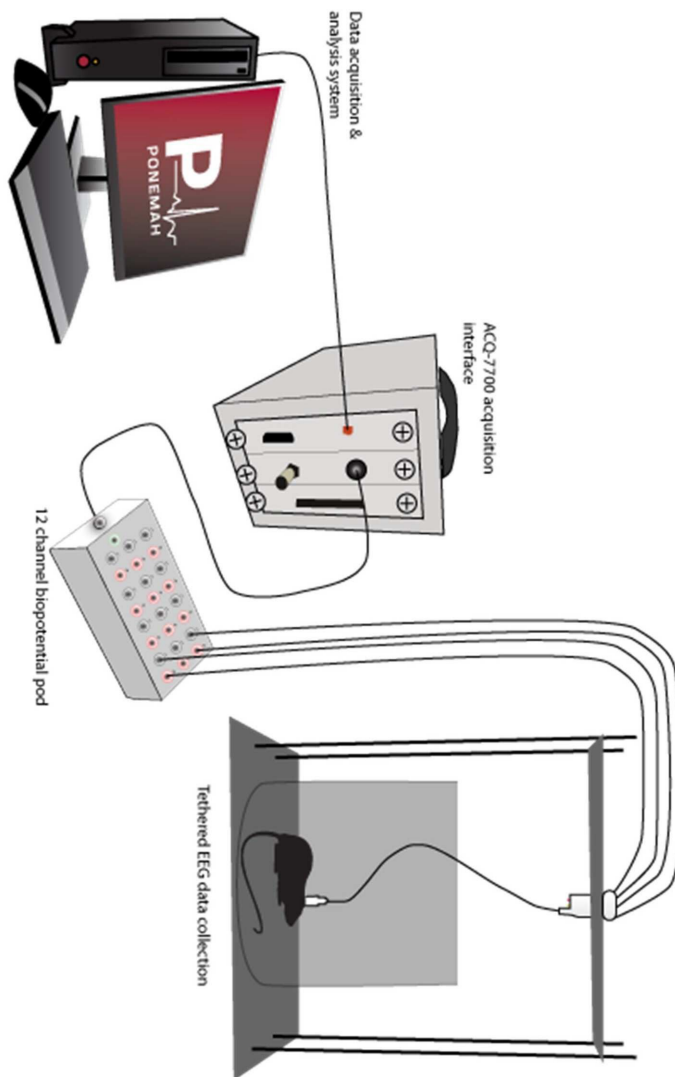
도면11



도면12



도면13



도면14

