



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0031936
(43) 공개일자 2019년03월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61H 1/02 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
A61H 3/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61H 1/0262 (2013.01)
A61B 5/112 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0120223
(22) 출원일자 2017년09월19일
심사청구일자 2017년09월19일

(71) 출원인
연세대학교 원주산학협력단
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1
(72) 발명자
유승현
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1 연세대학교원주
캠퍼스 백운관 233호
차영주
강원도 원주시 흥업면 연세대길 1 연세대학교원주
캠퍼스 백운관 233호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인이지, 송병준

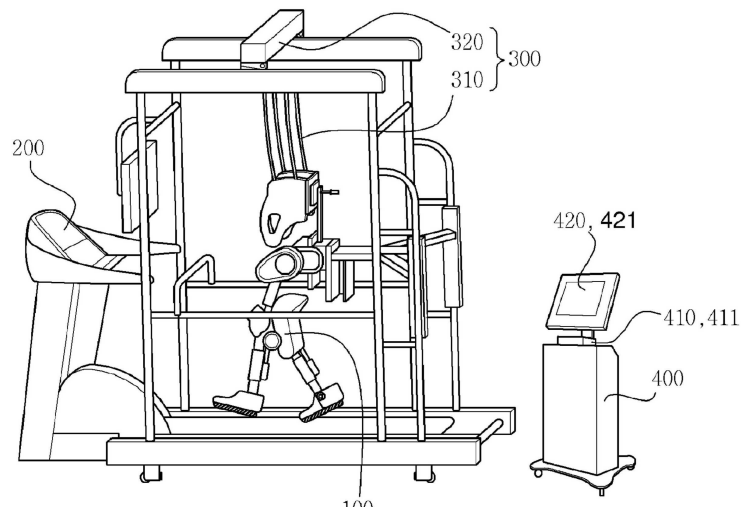
전체 청구항 수 : 총 14 항

(54) 발명의 명칭 랜덤 에러 신호를 이용한 재활 운동 기구 및 이를 제어하는 제어 방법

(57) 요약

본 발명은, 환자의 재활 운동을 보조해 주기 위한 재활 운동 기구에 관한 것이다. 구체적으로 본 발명은, 재활 운동 기구에 있어서, 환자에 착용되어 상기 환자의 움직임에 따라 함께 움직일 수 있는 관절 구조로 형성되는 골격 프레임, 상기 골격 프레임의 관절 구조의 움직임에 동력을 전달하기 위한 동력부, 및 상기 동력부의 동작을 제어하기 위한 제어부를 포함하는, 재활 운동 기구에 관한 것이다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61H 1/0229 (2013.01)

A61H 3/008 (2013.01)

A61H 2201/164 (2013.01)

A61H 2201/50 (2013.01)

A61H 2230/625 (2013.01)

(72) 발명자

박지호

강원도 원주시 흥업면 연세대길 1 연세대학교원주
캠퍼스 백운관 233호

황중석

강원도 원주시 흥업면 연세대길 1 연세대학교원주
캠퍼스 백운관 233호

김건

강원도 원주시 흥업면 연세대길 1 연세대학교원주
캠퍼스 백운관 233호

정도희

강원도 원주시 흥업면 연세대길 1 연세대학교원주
캠퍼스 백운관 233호

명세서

청구범위

청구항 1

재활 운동 기구에 있어서,
환자에 착용되어 상기 환자의 움직임에 따라 함께 움직일 수 있는 관절 구조로 형성되는 골격 프레임;
상기 골격 프레임의 관절 구조의 움직임에 동력을 전달하기 위한 동력부; 및
상기 동력부의 동작을 제어하기 위한 제어부를 포함하는,
재활 운동 기구.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 제어부는,
상기 환자의 움직임을 무관하게 랜덤한 형태의 동력을 제공하도록 상기 동력부를 제어하는 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 3

제 1 항에 있어서,
상기 제어부는,
상기 환자의 움직임을 보조해 주기 위한 동력을 제공하도록 상기 동력부를 제어하는 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
상기 관절 구조의 움직임을 센싱하기 위한 센싱부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 제어부는,
상기 센싱부의 센싱 결과에 기초하여 상기 환자의 움직임이 감지될 경우, 상기 환자의 움직임과 동일한 방향으로의 동력을 제공하도록 상기 동력부를 제어하는,
재활 운동 기구.

청구항 6

제 1 항에 있어서, 상기 제어부는,
상기 환자의 움직임을 방해하기 위한 동력을 제공하도록 상기 동력부를 제어하는 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 7

제 6 항에 있어서,
상기 관절 구조의 움직임을 센싱하기 위한 센싱부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 8

제 7 항에 있어서, 상기 제어부는,
상기 센싱부의 센싱 결과에 기초하여 상기 환자의 움직임이 감지될 경우, 상기 환자의 움직임과 반대 방향으로
의 동력을 제공하도록 상기 동력부를 제어하는,
재활 운동 기구.

청구항 9

제 1 항에 있어서,
상기 재활 운동 기구는, 환자(골반)에 착용되는 형태로 구비되어, 상기 환자의 보행운동이 보조되도록 하는 보
행보조기인 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 10

제 1 항에 있어서,
상기 동력부는, 상기 관절 구조에 회전 동력을 전달하기 위한 모터인 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 11

제 1 항에 있어서,
상기 동력부는, 상기 관절 구조에 슬라이딩 동력을 전달하기 위한 액추에이터인 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구.

청구항 12

환자에 착용되어 상기 환자의 움직임에 따라 함께 움직일 수 있는 관절 구조로 형성되는 재활 운동 기구의 제어
방법에 있어서,
상기 관절 구조의 움직임을 센싱하는 단계;
상기 골격 프레임의 관절 구조의 움직임에 동력을 전달하는 단계; 및
상기 센싱 결과에 기초하여, 상기 환자의 움직임을 방해하는 형태의 동력을 제공하도록 상기 동력을 제어하는
단계를 포함하는,
재활 운동 기구의 제어 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,
상기 동력을 제어하는 단계는,
상기 환자의 움직임과는 무관하게 랜덤한 방향으로의 동력을 제공하는 것을 특징으로 하는,
재활 운동 기구의 제어 방법.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 재활 운동 기구는, 환자(골반)에 착용되는 형태로 구비되어, 상기 환자의 보행운동이 보조되도록 하는 보행보조기인 것을 특징으로 하는,

재활 운동 기구의 제어 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 재활 운동 기구 및 이를 제어하는 방법에 관한 것으로, 구체적으로 재활 운동을 하는 환자의 움직임에 랜덤한 움직임을 인가하여 재활 훈련을 보다 집중적일 수 있도록 보조해주는 재활 훈련 기구에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 보행 훈련 장치는 하반신 마비 증세가 있는 환자 또는 다리 관절과 근육에 이상이 있어 정상적인 보행이 곤란한 환자들의 재활을 위한 장치이다. 이러한 보행훈련은 마비 환자 또는 보행 장애 환자들에게 잔존 감각을 활용하여 독립 보행에 필요한 능력을 습득시키기 위하여 수행되는데, 자율적 보행을 위해서는 여러 분야의 전문가들의 포괄적 도움이 필요하며, 특히 치료사의 상당한 수고를 요구하게 된다.

[0003] 따라서 마비환자 또는 보행 장애자들에게 보행에 필요한 능력을 익히게 하기 위하여 자연스러운 보행리듬을 제공할 수 있는 보행 훈련 장치나 시스템에 대한 연구가 진행되고 있다.

[0004] 종래의 보행 훈련 장치를 살펴보면, 실제 보행과 유사하게 환자의 하지를 움직일 수 있는 동력을 제공할뿐이다. 즉, 환자는 보행 훈련 장치를 착용한 상태에서 근육에 아무런 힘을 주지 않더라도, 실제 보행과 유사한 움직임을 수행할 수 있다.

[0005] 하지만, 이와 같은 움직임이 있다고 하더라도, 효과적인 재활 훈련이 된다고 볼 수는 없다. 왜냐하면, 보행 훈련 장치에 의해서 강제적으로 움직임이 이루어진다고 하더라도, 이러한 움직임에 적응해버린 신체는 근육에 대해서 자발적으로 제어를 하지 않기 때문이다.

[0006] 이에 따라서, 효과적인 재활 훈련을 할 수 있는 재활 운동 기구에 대한 연구가 요구되는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 전술한 문제 및 다른 문제를 해결하는 것을 목적으로 한다. 또 다른 목적은 환자가 재활훈련을 하는 동안 지속적으로 근육에 집중할 수 있는 시스템을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

[0008] 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

[0009] 상기 또는 다른 목적을 달성하기 위해 본 발명의 일 측면에 따르면, 재활 운동 기구에 있어서, 환자에 착용되어 상기 환자의 움직임에 따라 함께 움직일 수 있는 관절 구조로 형성되는 골격 프레임; 상기 골격 프레임의 관절 구조의 움직임에 동력을 전달하기 위한 동력부; 및 상기 동력부의 동작을 제어하기 위한 제어부를 포함하는, 재활 운동 기구 를 제공한다.

발명의 효과

[0010] 본 발명에 따른 재활 훈련 기구 및 그것의 제어 방법의 효과에 대해 설명하면 다음과 같다.

[0011] 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 의하면, 재활 훈련을 수행하는 도중 지속적으로 근육에 집중을 하여 효과적인 재활 훈련을 수행할 수 있다는 장점이 있다.

[0012] 또한, 본 발명의 실시 예들 중 적어도 하나에 의하면, 재활 훈련을 하는 동안 지속적으로 근육을 제어하기 위한 노력을 수행할 수 있다는 장점이 있다.

[0013] 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

[0014] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 재활 운동 기구 중 하나인 보행훈련용 로봇의 본 발명의 일실시예를 도시한 개략도이다.

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 재활 훈련 기구의 블록도를 도시하는 도면이다.

도 3은 본 발명의 일실시예에 따라, '균일 에러'를 주는 일예시를 도시하는 도면이다.

도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 진폭의 세기가 변경됨에 따라 달라지는 랜덤 에러의 예시를 도시하는 도면이다. 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 지속 시간이 변경됨에 따라 달라지는 랜덤 에러의 예시를 도시하는 도면이다. 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 힘의 방향 변수가 변경됨에 따라 달라지는 랜덤 에러의 예시를 도시하는 도면이다.

도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 랜덤 에러 복합 형태의 일예시를 도시하는 도면이다.

도 8은 본 발명의 일실시예에 따라, 도 3에서의 고관절 각도 그래프(제 1 그래프, 301)에 랜덤 에러를 적용한 예시를 도시하는 그래프이다.

도 9는 상술한 실시예에서의 재활 운동 기구의 제어 방법의 순서도를 도시하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015] 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.

[0016] 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.

[0017] 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.

[0018] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.

[0019] 본 출원에서, "포함한다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 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.

[0020] 뇌나 척추 등이 손상된 환자는, 자신의 의지대로 근육을 움직일 수 없다. 따라서, 팔(상지)이나 다리(하지) 등을 다시 원래 상태로 회복하기 위해서는, 지속적인 재활 훈련을 수행해야 한다. 이러한 훈련은 보통 재활 훈련 보조자가 환자의 팔이나 다리 운동을 강제적으로 움직이게 도와주는 방식으로 이루어 지게 된다. 하지만, 이렇게 재활 훈련 보조자에 의해서 이루어지는 운동은, 수 많은 인력을 필요로 할뿐만 아니라, 재활 훈련 보조자의

수가 환자의 수에 비해 지나치게 적은 것이 문제가 된다.

- [0021] 이를 위해서, 다양한 형태의 재활 운동 기구가 개발되었으며, 이러한 재활 운동 기구는 환자의 상하지에 착용되는 형태로 구비되어, 환자의 상하지를 다양한 방식으로 움직일 수 있도록 동력을 제공하여 준다. 이러한 재활 운동 기구는 대표적으로 이하에서 후술하는 보행훈련용 로봇이 존재한다.
- [0022] 본 발명의 일실시예에 따른 재활 운동 기구는 환자에 착용되어 상기 환자의 움직임에 따라 함께 움직일 수 있는 관절 구조로 형성되는 골격 프레임, 상기 골격 프레임의 관절 구조의 움직임에 동력을 전달하기 위한 동력부, 및 상기 동력부의 동작을 제어하기 위한 제어부를 포함할 수 있다. 이하, 재활 운동 기구의 대표적인 예시인 보행훈련용 로봇을 기초로 설명한다.
- [0023] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 재활 운동 기구 중 하나인 보행훈련용 로봇의 본 발명의 일실시예를 도시한 개략도이다. 도 1에서의 상기 재활 운동 기구는, 환자(골반)에 착용되는 형태로 구비되어, 상기 환자의 보행운동이 보조되도록 하는 보행보조기로 구비된다.
- [0024] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 재활 훈련 기구의 블록도를 도시하는 도면이다. 이하 도 1 및 도 2를 함께 참조하여 설명한다.
- [0025] 본 발명에 따른 보행훈련용 로봇은, 도 1에 도시된 바와 같이 크게 보행보조로봇(100), 트레드밀(200), 하중견인기(300), 컨트롤러(400)로 이루어지며, 상기 트레드밀(200)은 상기 보행보조로봇(100)을 착용한 상태로 훈련 중인 보행훈련자의 보행속도에 대응되는 속도로 구동되고, 상기 하중견인기(300)는 보행훈련자의 무게를 지정견인량으로 상향지지한다.
- [0026] 상기 컨트롤러(400)는 상기 보행보조로봇(100), 트레드밀(200), 하중견인기(300)의 구동에 필요한 정보나 명령을 입력받아 상기 보행보조로봇(100), 트레드밀(200), 하중견인기(300)의 구동상태를 제어하고 선택적으로 저장하며, 상기 보행보조로봇(100), 트레드밀(200), 하중견인기(300)의 구동중에 생성되는 정보를 출력하고 선택적으로 저장한다.
- [0027] 상기 보행보조로봇(100)은 보행훈련자(환자)의 각 관절 구조에 대응되는 관절 구조로 형성되는 골격 프레임을 구비하여 보행훈련이 필요한 보행훈련자의 다리에 착용되며, 상기 보행보조로봇(100)의 각 관절 구조의 위치와 각도, 각 관절 구조 사이에 형성되는 분절의 길이를 조정가능한 구조를 가지며, 고관절, 슬관절, 족관절 중에서 적어도 하나의 관절 구조를 선택적으로 구비할 수도 있고, 한쪽 다리에만 착용될 수도 있으며, 보행훈련자의 필요에 따라 보행훈련자의 양다리에 전부 착용될 수도 있다.
- [0028] 상기 보행보조로봇(100)의 구조 및 작동원리에 대해서는 인체의 다리에 대응되는 관절 구조를 구비하여 특정한 패턴으로 구동되는 로봇을 제작하는 당업계의 공지기술내용을 따르는 바 그 상세한 설명을 생략하기로 한다.
- [0029] 상기 컨트롤러(400)는 크게 입력부(410), 정보저장장치(190), 제어부(180), 모니터부(420) 및 동력부(230) 중 필요한 구성을 포함하도록 이루어진다.
- [0030] 상기 컨트롤러의 입력부(410)는 상기 컨트롤러(400)의 제어부(180)나 정보저장장치(190)로부터, 또는 서로 다른 장소(예를 들어 서로 다른 병원이나 물리치료실)에 설치된 다수의 컨트롤러(400) 상호간에 정보의 전송이 가능하도록 하는 네트워크 통신망에 연결되는 통신단자를 구비하여 다른 컨트롤러(400)나 네트워크 서버로부터 보행훈련자의 신체사이즈, 보행훈련자의 훈련에 필요한 각 관절부의 속도와 각도, 회전력에 대한 정보나 명령을 전달받거나, 상기 컨트롤러(400)에 수치 등을 입력가능한 단말기를 구비하여 사용자로부터 정보나 명령을 직접 입력받는다.
- [0031] 상기 컨트롤러의 입력부(410)는, 상기 컨트롤러(400)의 정보저장장치(190), 제어부(180), 모니터부(420)와 함께 케이싱되어 정위치에 설치된 상태를 유지하면서 상기 컨트롤러(400)의 정보저장장치(190)나 제어부(180)로 정보나 명령을 직접 입력가능한 입력단자를 제공하는 입력부(411)의 본체와, 상기 입력부(411)의 본체로부터 이격된 임의의 지점에서 상기 컨트롤러(400)의 정보저장장치(190)나 제어부(180)로 무선으로 정보나 명령을 전송가능한 리모콘에 구비된 무선 입력부(미도시)로 이루어진다.
- [0032] 제어부(180)는, 전반적인 제어를 담당한다. 예를 들어서, 입력부(410)를 통해 입력받은 명령을 필요한 구성에 전달해주거나, 정보저장장치(190)에 저장시킬 수 있다. 또한, 제어부(180)는 동력부(230)를 제어하는 명령을 전달하여, 상기 골격 프레임(210)의 움직임을 제어하기 위한 동력을 제공하거나, 후술할 렌덤한 형태의 동력을 전달할 수 있다.

- [0033] 상기 컨트롤러(400)의 정보저장장치(190)는 상기 입력부(410)나 제어부(180)를 통해 입력받은 정보나 명령, 상기 보행보조로봇(100), 트레드밀(200), 하중견인기(300)의 구동과정에서 생성되는 정보를 선택적으로 분류하여 저장하며, 상기 컨트롤러(400)의 제어부(180)는 상기 입력부(410)를 통해 입력받거나 상기 컨트롤러의 정보저장장치(190)로부터 전달 받은 정보나 명령에 따라 상기 보행보조로봇(100), 동력부(230), 트레드밀(200), 하중견인기(300)의 구동상태를 제어한다.
- [0034] 상기 컨트롤러의 모니터부(420)는 상기 입력부(410)를 통해 입력된 정보나 명령, 상기 제어부(180)에서 제어중인 상기 정보저장장치(190), 보행보조로봇(100), 트레드밀(200), 하중견인기(300)의 구동상태, 보행훈련 중에 상기 정보저장장치(190)에 저장되는 정보나 명령, 상기 정보저장장치(190), 보행보조로봇(100), 트레드밀(200), 하중견인기(300)로부터 전달받은 정보를 수치나 그래프로 디스플레이한다.
- [0035] 상기 컨트롤러의 모니터부(420) 또한, 상기 컨트롤러의 입력부(410)와 마찬가지로, 상기 컨트롤러(400)의 정보저장장치, 제어부(180), 입력부의 본체(411)와 함께 케이싱되어 정위치에 설치된 상태를 유지하게 되는 모니터부의 본체(421)와, 상기 모니터부의 본체(421)로부터 이격된 임의의 지점에서 상기 컨트롤러의 입력부(410), 정보저장장치(190)나 제어부(180)로부터 정보나 명령을 무선으로 전송받아 표시하는 상기 리모콘의 무선모니터부로 이루어진다.
- [0036] 상기 리모콘을 이용하여 상기 컨트롤러(400)의 본체로부터 이격된 위치에서도 상기 보행보조로봇(100)의 구동에 필요한 명령을 실시간으로 입력할 수 있어, 치료사가 보행훈련자의 보행상태를 다양한 위치에서 상세하게 살피면서 상기 보행보조로봇(100)을 컨트롤하여 보행훈련을 보다 효율적으로 수행할 수 있다.
- [0037] 상기와 같은 구성에 의해 본 발명에 따른 보행훈련용 로봇이 운용됨에 있어서, 상기 하중견인기(300)가, 보행훈련자의 몸체에 하부가 착용되는 하네스(310)와, 상기 컨트롤러(400)의 제어부(180)에 의해 상기 하네스(310)의 상하길이 조정하는 구동수단을 구비한 하네스구동장치(320)와, 상기 하네스(310)에 걸리는 하중을 상기 컨트롤러(400)의 제어부(180)로 전송하는 하중센서로 이루어진 구조를 가짐으로써, 자신의 자중 전체를 다리에 부담시킨 상태로 보행훈련을 수행하기 어려운 보행훈련자를 항상 일정한 양으로 견인할 수 있다.
- [0038] 동력부(230)는, 상기 골격 프레임(201)에 동력을 전달할 수 있다. 이때 전달되는 동력은 골격 프레임(201)의 전체적인 움직임을 위한 동력일 수 있다. 예를 들어, 골격 프레임(201)을 형성하고 있는 관절 구조에서, 관절의 움직임에 관한 동력일 수 있다. 즉, 관절을 중심으로 프레임이 회동하는 움직임일 수 있을 것이다. 상기 동력부(230)의 일예시로, 상기 관절 구조에 회전 동력을 전달하기 위한 모터일 수 있다. 동력부(230)의 다른 예시로는, 상기 관절 구조에 슬라이딩 동력을 전달하기 위한 액추에이터일 수 있다. 동력부(230)가 이러한 모터나 액추에이터의 구조에 한정되지는 않을 것이다.
- [0040] 도 9는 상술한 실시예에서의 재활 운동 기구의 제어 방법의 순서도를 도시하는 도면이다.
- [0041] S901 단계에서 재활 운동 기구는, 관절 구조의 움직임을 센싱할 수 있다. 이어서 S902 단계에서는 골격 프레임의 관절 구조에 동력을 전달할 수 있다.
- [0042] S903 단계에서 재활 운동 기구는, 환자의 움직임을 방해하는 형태의 동력을 제공한다. 이때 제공되는 동력은 상술한 세 가지 모드에 따라 서로 다른 형태로 전달 될 수도 있을 것이다.
- [0044] 이하에서는 재활 운동 기구의 동력부의 동작을 설명하기 위하여 마찬가지로 보행훈련용 로봇을 통하여 보행 훈련하는 과정을 통하여 설명하나, 이러한 보행훈련용 로봇에 한정되는 것이 아님은 자명할 것이다.
- [0045] 일반적으로, 뇌 손상 정도나 척추 손상 정도에 따라서 사람마다 근육 마비의 정도가 제각각일 것이다. 뿐만 아니라, 동일한 사람이라고 하더라도 재활훈련이 진행됨에 따라서 점차 근육의 마비 정도가 개선될 수 있을 것이다. 이에 따라서, 본 발명에서는, 근육 마비 정도에 따라서 다음과 같이 재활 운동 기구의 동작 모드로 구분하도록 제안하고 있다.
- [0046] 1) 수동 모드(passive mode)
- [0047] 수동 모드는, 재활 훈련자(환자)의 마비 정도가 매우 심할때 사용할 수 있는 모드이다. 재활 운동 기구는 동력부를 통한 동력의 전달을 통하여, 재활 훈련자가 근육을 거의 제어하지 못한다고 하더라도 강제로 움직이게 보조해준다. 즉, 상기 제어부(180)는, 상기 환자의 움직임을 보조해 주기 위한 동력을 제공하도록 상기 동력부

(230)를 제어할 수 있다.

[0048] 또한, 상기 환자의 움직임을 보조해 주기 위해서는, 환자의 현지 움직임을 감지할 필요성이 존재한다. 이에 따라, 본 발명의 일실시예에 따른 재활 운동 기구는, 상기 관절 구조의 움직임을 센싱하기 위한 센싱부(미도시)를 더 포함할 수 있을 것이다. 이하에서 설명되는 모드들에서도, 센싱부가 포함될 수 있음은 자명하다. 이 경우 제어부(180)는, 상기 센싱부의 센싱 결과에 기초하여 상기 환자의 움직임이 감지될 경우, 상기 환자의 움직임과 동일한 방향으로의 동력을 제공하도록 상기 동력부를 제어하여, 환자의 움직임을 보조해 줄 수 있을 것이다.

[0050] 2) 균일 에러 모드(constant error mode)

[0051] 균일 에러 모드는, 재활 훈련자가 어느 정도 근육을 제어할 수 있는 상태에서 사용될 수 있는 모드이다. 재활 훈련자가 동력부(230)로부터 골격 프레임(201)에 전달되는 동력이 없다고 하더라도, 스스로 골격 프레임(201)을 움직일 수 있다. 즉, 재활 훈련자가 어느 정도 근육을 제어할 수는 있지만, 근육의 힘을 키우기 위하여 재활 훈련이 요구되는 상태라고 볼 수 있다.

[0052] 이와 같은 경우, 단순히 보행하는 동작만으로도 재활이 될 수도 있지만, 보다 효율적인 운동을 위해서 근육이 작용하는 반대의 방향으로 저항을 줄 필요성이 존재한다. 이를 위한 저항을 '균일 에러'라고 호칭하고, 이렇게 동작하는 모드를 '균일 에러 모드'라고 부르기로 한다.

[0053] 제어부(180)는 근육이 작용하는 방향의 반대 방향(환자의 움직임을 방해하기 위한 방향)으로 동력을 제공할 수 있다. 구체적으로 어떠한 방향으로 어떠한 힘을 줄지에 대해서 도 3을 참조하여 설명한다.

[0054] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따라, '균일 에러'를 주는 일예시를 도시하는 도면이다.

[0055] 본 발명의 일실시예에 따르면, 근육을 방해하는 방향으로 '일정한 힘'을 줄 수도 있지만, 변위(이동거리, 고관절의 회전 각도)에 비례하는 힘을 줄 수도 있다.

[0056] 도 3에서 제 1 그래프(301)는, 재활 훈련 시 시간에 따른 환자의 고관절 각도(환자 기준으로 전후방으로 회전하는 각도)의 변화를 도시하는 도면이다. 즉, y축은 중심을 기준으로 고관절의 전후방 각도(전방이면 양수, 후방이면 음수)를 나타내는 축이며, x축은 재활 훈련을 시작한 시점에서의 시간(단위 [s])을 나타내는 축이다. 제 1 그래프(301)는 환자의 왼쪽 또는 오른쪽 중 어느 하나에 대한 각도만을 나타내고 있으나, 다른 각도도 동일한 그래프 개형을 보일 것이다.

[0057] 제 1 그래프(301)를 참조하면, 고관절은 한 걸음 주기 당 전방으로 약 10° 가량 회전하였다가 다시 후방으로 -10° 가량 회전하고 있다. 그리고, 위와 같은 움직임이 재활훈련 내내 비슷한 개형으로 반복될 수 있을 것이다.

[0058] 본 발명에서는, 회전 변위가 가장 큰 지점에서 가장 큰 저항(방해하는 힘)을 갖고, 중심점에 가까울 수록 가장 작은 저항을 갖도록 제안한다. 왜냐하면, 그러한 저항이 실제 사람이 걸을 때 중력에 의해서 받는 저항과 가장 유사하기 때문이다. 즉 사람이 다리를 올리는 만큼 고관절을 회전시키는 힘이 커지기 때문이다.

[0059] 따라서, 도 3에서 도시된 바에서와 같이, 저항하는 힘(303)의 크기는 10° 부근에서 가장 크고, 0° 부근에서 가장 작게(0에 가깝게) 설정될 수 있을 것이다. 이를 위해서 본 발명의 일실시예에서는, 아래 수학적 1에서와 같이 힘의 크기를 결정하도록 제안한다.

수학적 1

$$F_{resistance} = K \times |\theta|$$

[0061] $F_{resistance}$ 는 저항하는 힘의 크기를 의미하고, K는 상수(단위: N/deg)이고, θ 는 제 1 그래프(301)에서 나타나는 고관절의 전후방 각을 의미한다.

[0062] K의 값은 저항하는 힘의 세기를 조절하기 위한 상수로서, 크기가 커 질수록 더 숙련된 재활 훈련자에게 적용하고, 크기가 작아질 수록 더 마비가 심한 재활 훈련자에게 적용 가능할 것이다. 즉, K의 값을 조절함으로써, 훈

련의 난이도를 결정할 수 있을 것이다.

[0063] 이어서, 랜덤 에러 모드에 대해서 설명한다.

[0064] 3) 랜덤 에러 모드(Random error mode)

[0065] 균일 에러 모드에서는, 환자의 운동 방향과 반대 방향으로 작용하는 저항 힘만을 인가하였다. 하지만, 이렇게 특정 방향으로 인가되는 힘은, 훈련자가 예측하기 쉽다는 것으로 이해될 수 있고, 즉 환자가 적응하기 쉽다고 결론낼 수 있다. 환자가 재활 훈련을 하면서 적응을 한다는 것은, 아무래도 재활 훈련에 집중하는 것이 어렵다는 것이다.

[0066] 따라서, 본 발명에서는, 일정한 방향으로의 저항이 아니라, 환자의 운동 방향(움직이는 방향)과 무관하게 저항하는 힘(랜덤한 형태의 동력)을 인가하도록 제안하고, 이러한 힘을 '랜덤 에러(Random error)'라고 표현하기로 한다. 즉, 제어부는 환자의 움직임과는 무관하게 랜덤한 형태의 동력을 제공하도록 상기 동력부를 제어할 수 있을 것이다.

[0067] 본 발명의 일실시예에서는 랜덤 에러의 발생(generation) 방식으로, 진폭의 세기(Amplitude) 조정, 지속 시간(duration) 및 힘의 방향(force vector)을 랜덤으로 결정하고, 이를 조합하여 랜덤한 에러 신호를 발생시키도록 제안한다. 즉, 1) 진폭의 세기 변수(variable), 2) 지속 시간 변수, 3) 힘의 방향 변수(일예로, 0일때 음, 1일때 양)를 설정하고, 설정된 변수들에 랜덤값을 할당하여 랜덤 신호를 생성할 수 있을 것이다. 이러한 예시에 대해서 이하 도면을 참조하여 살펴본다.

[0068] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 진폭의 세기가 변경됨에 따라 달라지는 랜덤 에러의 예시를 도시하는 도면이다. 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 지속 시간이 변경됨에 따라 달라지는 랜덤 에러의 예시를 도시하는 도면이다. 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 힘의 방향 변수가 변경됨에 따라 달라지는 랜덤 에러의 예시를 도시하는 도면이다. 도시된 도면에서 x축은 시간, y축은 가해지는 error의 세기를 나타낼 수 있을 것이며, (+) 방향은 운동 방향과 같은 방향, (-) 방향은 운동 방향과 반대 방향일 수 있다.

[0069] 도 4 (a) 및 (b)를 참조하면, 진폭의 세기 변수(h)가 h_1 이나 h_2 등으로 변할 경우, 가해지는 랜덤 에러의 세기가 작아지거나 커질 수 있을 것이다. 도 5 (a) 및 (b)를 참조하면, 지속 시간 변수(d)가 d_1 이나 d_2 등으로 변할 경우, 랜덤 에러가 가해지는 시간이 작아지거나 커질 수 있을 것이다. 도 6 (a) 및 (b)를 참조하면, 지속 시간 변수(d)가 d_1 이나 d_2 등으로 변할 경우, 랜덤 에러가 가해지는 시간이 작아지거나 커질 수 있을 것이다.

[0070] 도 4 내지 도 6에 의해서 생성된 랜덤 에러들은 직사각 형태(구형과 형태)로 한정될 수도 있지만, 이러한 직사각 형태의 랜덤 에러들을 조합하여 복합 랜덤을 형성할 수 있을 것이다.

[0071] 도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 랜덤 에러 복합 형태의 일예시를 도시하는 도면이다.

[0072] 도 4 내지 도 6에서 상술한 바에서와 같이 진폭의 세기 변수, 지속시간 변수나 힘의 방향이 달라지는 에러를 형성시키고 조합하여 도 7에서와 같이 랜덤한 형태의 에러를 형성시킬 수 있을 것이다.

[0073] 더 나아가, 본 발명에서는, 정현파 형태의 에러까지 조합할 수도 있을 것이다. 정현파 형태의 에러가 인가될 경우, 환자는 마치 진동이 인가되는 것과 같이 느낄 수 있을 것이다. 정현파 형태의 에러의 경우, 정현파 신호의 진폭값, 주기(또는 주파수) 값의 조정을 통하여 랜덤한 형태의 에러를 발생시킬 수 있을뿐만 아니라, 이러한 정현파 형태의 에러가 상술한 도 4 내지 도 6에서 형성된 에러와 조합되어 복합적인 형태의 에러가 형성될 수 있음은 자명할 것이다.

[0074] 도 8은 본 발명의 일실시예에 따라, 도 3에서의 고관절 각도 그래프(제 1 그래프, 301)에 랜덤 에러를 적용한 예시를 도시하는 그래프이다.

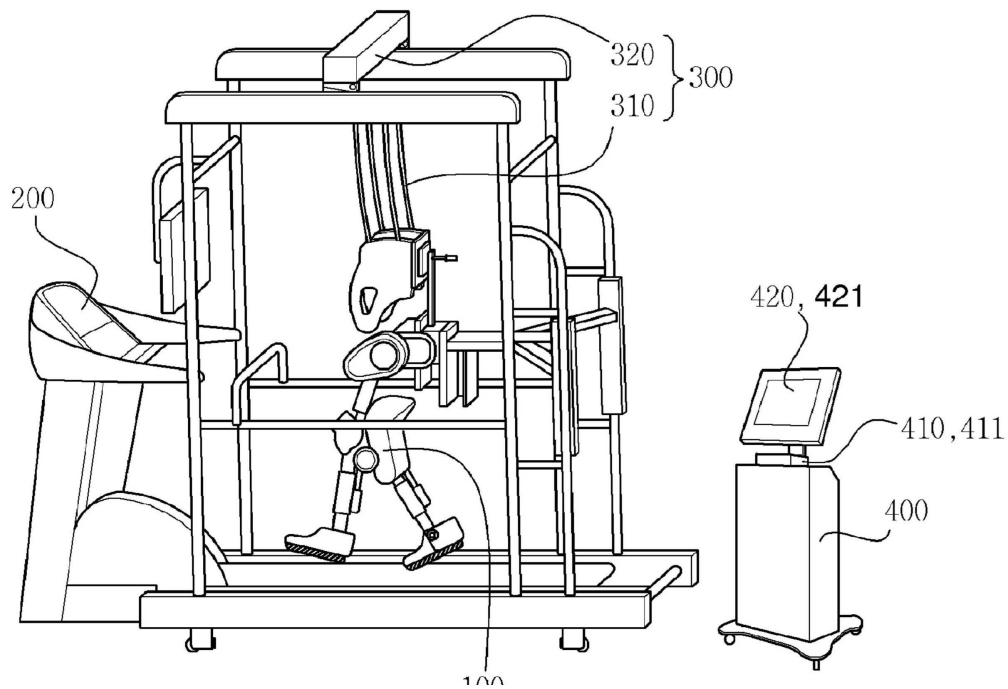
[0075] 한 번의 걸음 주기에 세 번의 랜덤 에러(801-1, 801-2, 801-3)가 적용되었다. 재활 훈련자는, 재활 훈련을 하는 동안 발생하는 랜덤 에러에 의해서 지속적으로 근육에 집중을 함으로써, 효과적인 재활 훈련을 수행할 수 있을 것이다.

[0077] 이상으로 본 발명에 따른 제어 방법 및 이를 이용한 재활 훈련 기구의 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 것

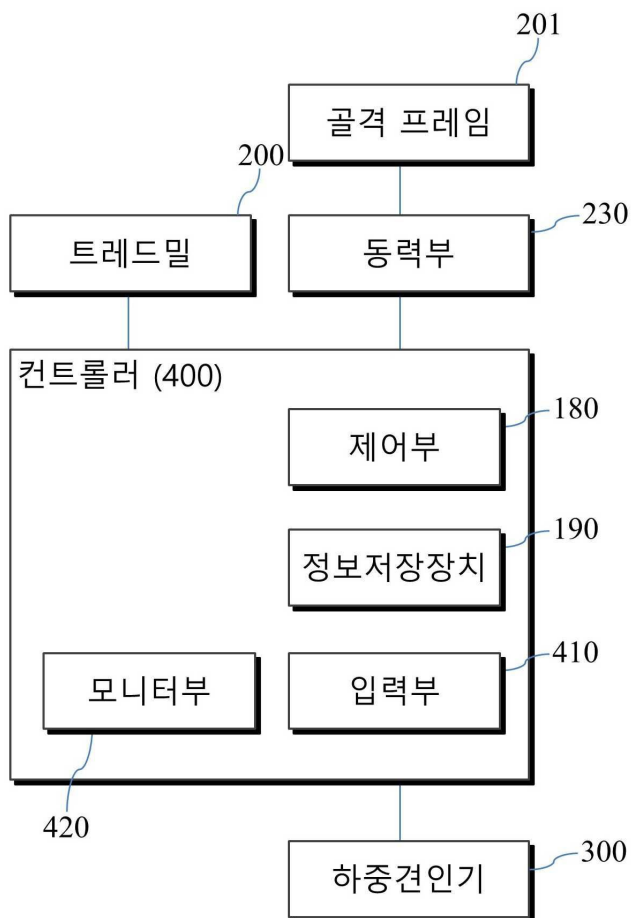
이다. 또한 본 발명에서 제시된 발명의 개념과 실시예가 본 발명의 동일 목적을 수행하기 위하여 다른 구조로 수정하거나 설계하기 위한 기초로써 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자에 의해 사용되어질 수 있을 것인데, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자에 의한 수정 또는 변경된 등가 구조는 특허청구범위에서 기술되는 본 발명의 기술적 범위에 구속되는 것으로서, 특허청구범위에서 기술한 발명의 사상이나 범위를 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 변화, 치환 및 변경이 가능한 것이다.

도면

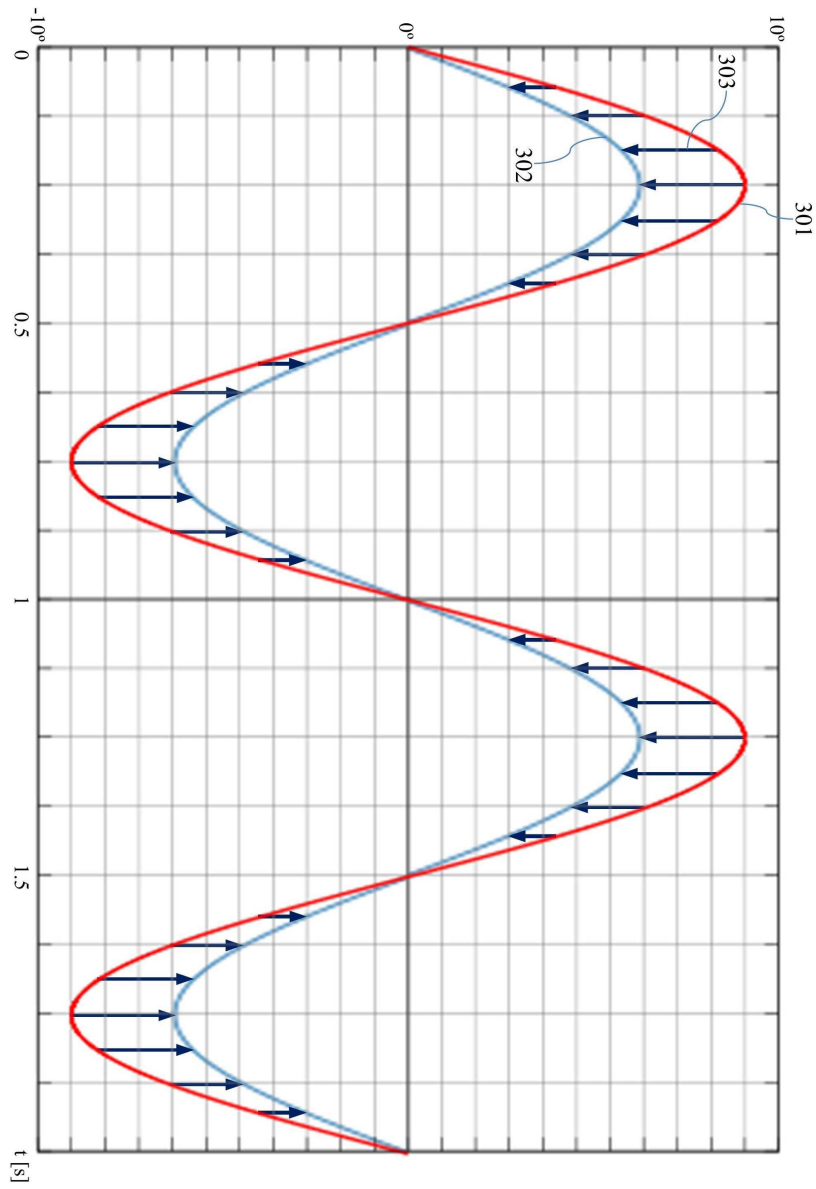
도면1



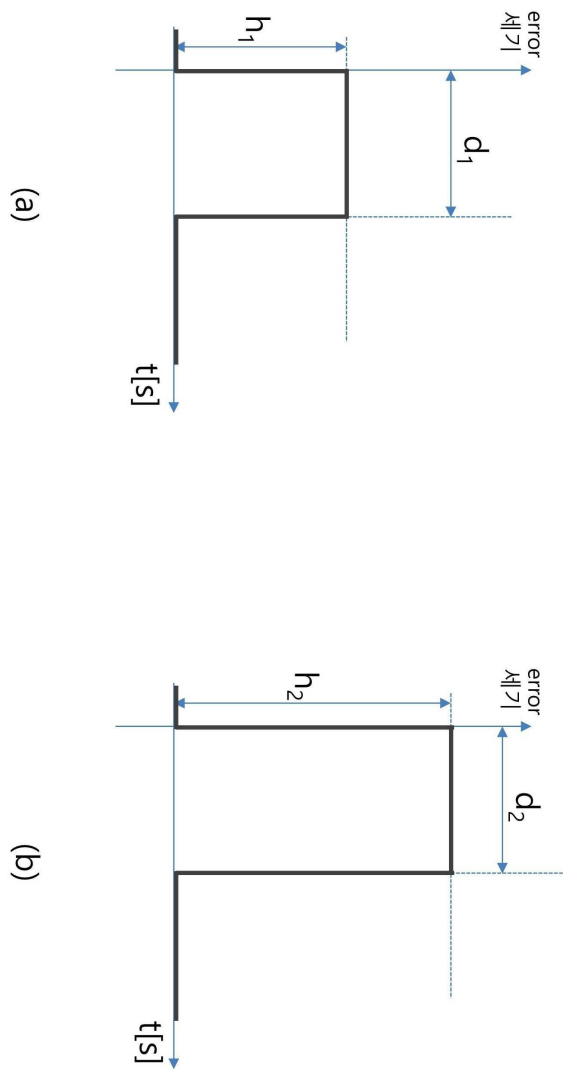
도면2



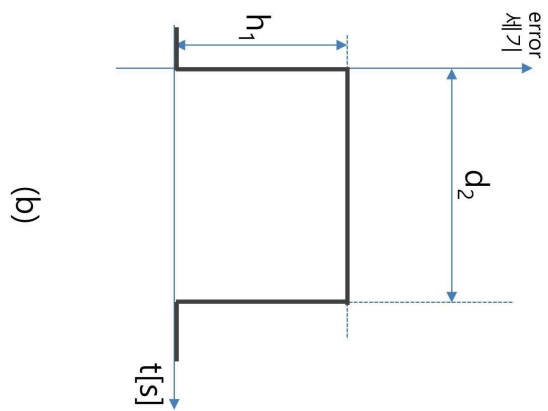
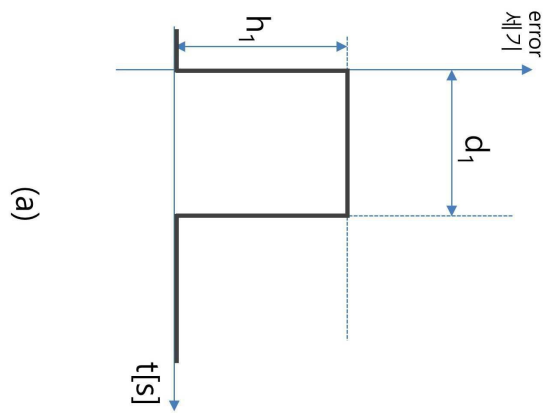
도면3



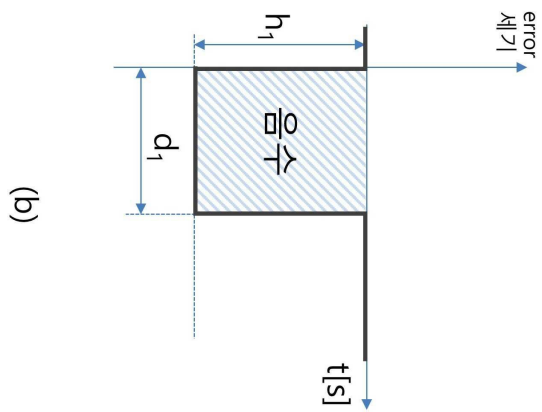
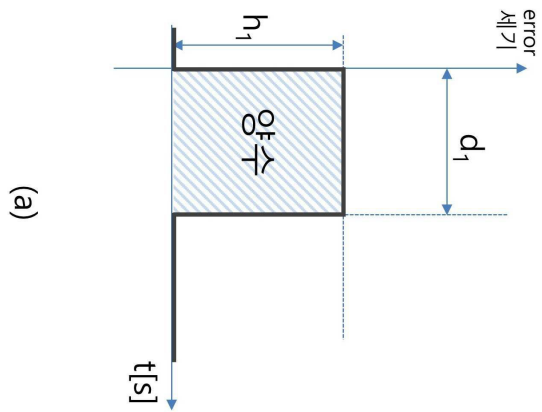
도면4



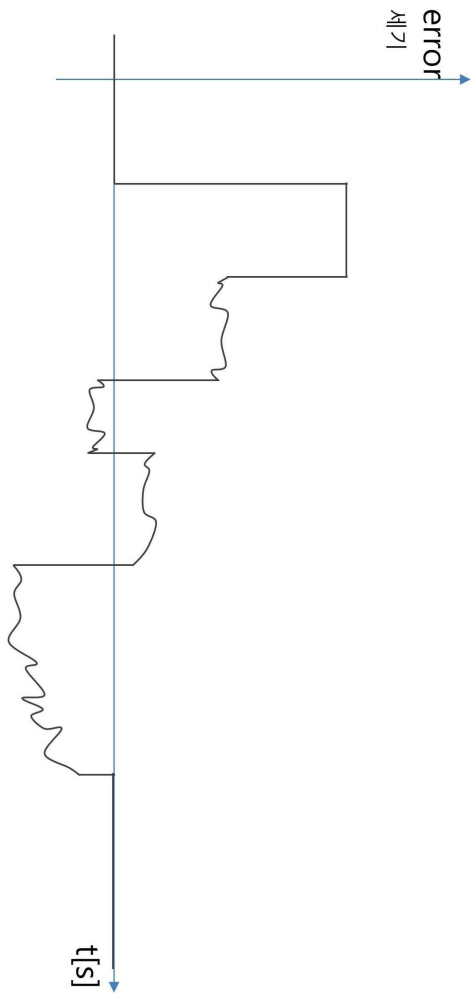
도면5



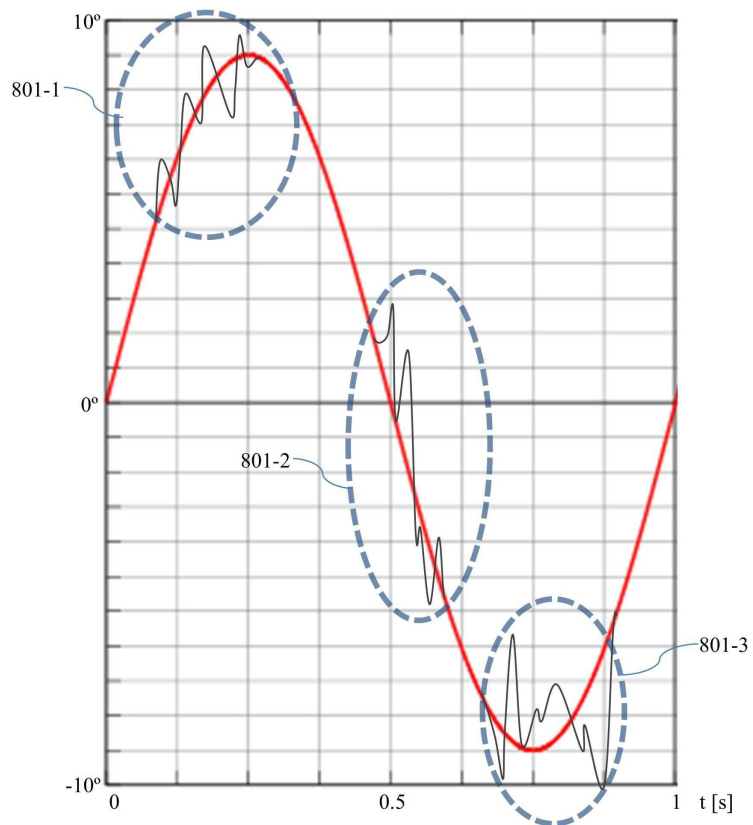
도면6



도면7



도면8



도면9

