(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0067248
(43) 공개일자 2023년05월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61H 1/02 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61H 1/0274 (2022.01)
A61H 1/0277 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-0153129
(22) 출원일자 2021년11월09일
심사청구일자 2021년11월09일

(71) 출원인
대한민국(국립재활원장)
서울특별시 강북구 삼각산로 58 (수유동)
에이치로보틱스 주식회사
인천광역시 연수구 갯벌로 129, 4층 402호(송도동, 산업기술연구집적센터)
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(72) 발명자
강상훈
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
황성일
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인남촌

전체 청구항 수 : 총 13 항

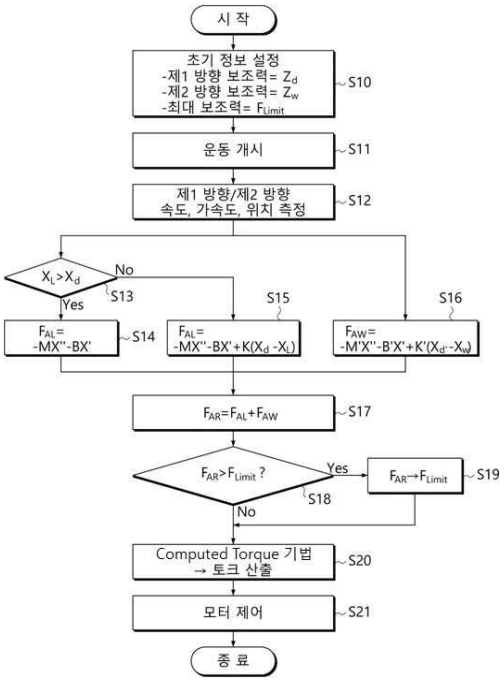
(54) 발명의 명칭 **환자 맞춤형 보조력 제공이 가능한 재활 운동 시스템**

(57) 요 약

본 발명은 재활 운동 장치에 관한 것으로서, 손이 거치되는 파지부와, 상기 파지부에 거치되는 상지를 적어도 한 방향으로 운동시키는 상기 운동부를 갖는 재활 운동 장치와, 상기 파지부의 현재 위치를 측정하는 위치 측정부와, 상기 파지부의 속도 및 가속도를 측정하는 속도 측정부와, 기 설정된 목표 위치, 상기 위치 측정부에

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도6



의해 측정된 상기 현재 위치, 및 상기 속도 측정부에 의해 측정된 현재 속도 및 현재 가속도에 기초하여 상기 파지부에 인가될 보조력을 산출하는 보조력 산출부와, 상기 보조력 산출부에 의해 산출된 상기 보조력이 상기 파지부에 인가되도록 상기 상지 운동부를 제어하는 제어부를 포함하며; 상기 보조력 산출부는 상기 현재 위치가 상기 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 상기 목표 위치 및 상기 현재 위치를 보조력 산출에 반영하지 않는 것을 특징으로 한다. 이에 따라, 환자의 자력 또는 외력에 의해 상지에 대한 재활 운동하면서도 환자의 운동 상태에 따라 보조력의 조절이 가능하게 된다.

(52) CPC특허분류
A61H 1/0281 (2013.01)
A61H 1/0285 (2022.01)
A61H 2201/1215 (2013.01)
A61H 2201/1671 (2013.01)
A61H 2201/5007 (2013.01)
A61H 2201/5064 (2013.01)
A61H 2201/5079 (2013.01)
A61H 2201/5097 (2013.01)

(72) 발명자
권순철
서울시 강북구 삼각산로 58

구익모
인천광역시 부평구 동수로 120번길 11,103동 104호 (부개동, 한국아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1465032272
과제번호	NRCTR-EX20005
부처명	보건복지부
과제관리(전문)기관명	국립재활원
연구사업명	국립재활원재활연구개발용역사업(R&D)
연구과제명	평면 운동이 가능한 상지재활로봇의 개발 및 고도화 중개연구
기 여 율	1/1
과제수행기관명	에이치로보틱스 주식회사
연구기간	2021.01.01 ~ 2021.11.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

손이 거치되는 파지부와, 상기 파지부에 거치되는 상지를 적어도 한 방향으로 운동시키는 상기 운동부를 갖는 재활 운동 장치와,

상기 파지부의 현재 위치를 측정하는 위치 측정부와,

상기 파지부의 속도 및 가속도를 측정하는 속도 측정부와,

기 설정된 목표 위치, 상기 위치 측정부에 의해 측정된 상기 현재 위치, 및 상기 속도 측정부에 의해 측정된 현재 속도 및 현재 가속도에 기초하여 상기 파지부에 인가될 보조력을 산출하는 보조력 산출부와,

상기 보조력 산출부에 의해 산출된 상기 보조력이 상기 파지부에 인가되도록 상기 상지 운동부를 제어하는 제어부를 포함하며;

상기 보조력 산출부는 상기 현재 위치가 상기 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 상기 목표 위치 및 상기 현재 위치를 보조력 산출에 반영하지 않는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 속도 측정부는

제1 방향으로의 제1 방향 현재 속도 및 제1 방향 현재 가속도와, 적어도 하나의 제2 방향으로의 제2 방향 현재 속도 및 상기 제2 방향 현재 가속도를 측정하며;

상기 위치 측정부는

상기 제1 방향으로의 제1 방향 현재 위치와, 상기 제2 방향으로의 제2 방향 현재 위치를 측정하고;

상기 제1 방향은 상기 파지부의 초기 위치로부터 상기 목표 위치로의 직선 방향이고;

상기 목표 위치는 최종 목표 위치까지 상기 제1 방향으로 복수개 설정되며;

각각의 상기 목표 위치는 시간에 함수로 설정되어 해당 시간 내에 해당 목표 위치에 도달하였는지 여부에 따라 상기 현재 위치가 상기 목표 위치를 초과하여 이동하였는지 여부가 인식 가능한 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 보조력 산출부는

상기 목표 위치, 상기 제1 방향 현재 위치, 상기 제1 방향 현재 속도, 및 상기 제1 방향 현재 가속도에 기초하여 상기 제1 방향으로의 제1 방향 보조력을 산출하되, 상기 제1 방향 현재 위치가 상기 목표 위치의 상기 제1 방향으로의 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 상기 제1 방향 목표 위치 및 상기 제1 방향 현재 위치를 상기 보조력 산출에 반영하지 않는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 보조력 산출부는 상기 제1 방향 보조력을 수학식

$F_{AL} = -MX'' - BX' + K(X_d - X_L)$

(F_{AL}은 상기 제1 방향 보조력이고, X"는 상기 제1 방향 가속도이고, X'는 상기 제1 방향 속도이고, X_d는 상기 제1 방향 목표 위치이고, X_L은 상기 제1 방향 현재 위치이고, M, B, K는 기 설정된 값이다)

에 의해 산출하며;

상기 제1 방향 현재 위치가 상기 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, K값을 '0'으로 하는 것을 특징으로 하는 재활 운동 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 보조력 산출부는 상기 제2 방향 보조력을 수학식

$F_{AW} = -M'X" - B'X' + K'(X_{d'} - X_W)$

(F_{AW}은 상기 제2 방향 보조력이고, X"는 상기 제2 방향 가속도이고, X'는 상기 제2 방향 속도이고, $X_{d'}$는 상기 제2 방향 목표 위치이고, X_W은 상기 제2 방향 현재 위치이고, M', B', K'는 기 설정된 값이다)

에 의해 산출하는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 속도 측정부는

제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 현재 각속도 및 제1 방향 현재 각가속도와, 적어도 하나의 제2 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제2 방향 현재 각속도 및 상기 제2 방향 현재 각가속도를 상기 현재 속도 및 상기 현재 가속도로 측정하고;

상기 위치 측정부는

상기 제1 방향을 축으로 하는 회전 각도에 대한 제1 방향 현재 위치와, 상기 제2 방향을 축으로 하는 회전 각도에 대한 제2 방향 현재 위치를 상기 현재 위치로 측정하고;

상기 제1 방향을 축으로 하는 회전은 상기 파지부의 초기 위치로부터 상기 목표 위치로의 회전이고;

상기 목표 위치는 최종 목표 위치까지 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전 방향에 복수개 설정되며;

각각의 상기 목표 위치는 시간에 함수로 설정되어 해당 시간 내에 해당 목표 위치에 도달하였는지 여부에 따라 상기 현재 위치가 상기 목표 위치를 초과하여 이동하였는지 여부가 인식 가능한 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 보조력 산출부는

상기 목표 위치, 상기 제1 방향 현재 위치, 상기 제1 방향 현재 각속도, 및 상기 제1 방향 현재 각가속도에 기초하여 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 보조력을 산출하되, 상기 제1 방향 현재 위치가 상기 목표 위치의 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 상기 제1 방향 목표 위치 및 상기 제1 방향 현재 위치를 상기 보조력 산출에 반영하지 않는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 보조력 산출부는 상기 제1 방향 보조력을 수학식

$\tau_{AL} = -M\Theta'' - B\Theta' + K(\Theta_d - \Theta_L)$

(τ_{AL}은 상기 제1 방향 보조력이고, Θ''는 상기 제1 방향 각가속도이고, Θ'는 상기 제1 방향 각속도이고, Θ_d는 상기 제1 방향 목표 위치이고, Θ_L은 상기 제1 방향 현재 위치이고, M, B, K는 기 설정된 값이다)

에 의해 산출하며;

상기 제1 방향 현재 위치가 상기 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, K값을 '0'으로 하는 것을 특징으로 하는 재활 운동 장치.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 보조력 산출부는 상기 제2 방향 보조력을 수학식

$\tau_{AW} = -M'\Theta'' - B'\Theta' + K'(\Theta_{d'} - \Theta_W)$

(τ_{AW}은 상기 제2 방향 보조력이고, Θ''는 상기 제2 방향 가속도이고, Θ'는 상기 제2 방향 속도이고, $\Theta_{d'}$는 상기 제2 방향 목표 위치이고, Θ_W은 상기 제2 방향 현재 위치이고, M', B', K'는 기 설정된 값이다)

에 의해 산출하는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 10

제1항 내지 제9항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어부는

상기 보조력 산출부에 의해 산출된 상기 보조력을 Computed Torque 기법에 적용하여 상기 상지 운동부에 인가될 토크를 산출하여, 상기 상지 운동부를 제어하는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 제어부는 상기 제1 방향 보조력 또는 상기 제2 방향 보조력이 기 등록된 최대 보조력을 초과하는 경우, 상기 최대 보조력이 파지부에 인가되도록 상기 상지 운동부를 제어하는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 12

제4항 또는 제5항에 있어서,

상기 목표 위치가 상기 현재 위치를 초과하지 않은 상태에서 K값은 상기 목표 위치와 상기 현재 위치 간의 편차에 비례하여 가변되는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

청구항 13

제8항 또는 제9항에 있어서,

상기 목표 위치가 상기 현재 위치를 초과하지 않은 상태에서 K'값은 상기 목표 위치와 상기 현재 위치 간의 편차에 비례하여 가변되는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 재활 운동 시스템에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 환자의 자력 또는 외력에 의해 상지에 대한 재활 운동하면서도 환자의 운동 상태에 따라 보조력의 조절이 가능한 재활 운동 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 일반적으로, 인체의 각 관절 부위는 관절 부위와 인접한 부위들이 관절 부위를 기준으로 회전 가능한 구조를 가진다.

[0003] 상지의 어깨나 팔꿈치 관절에 장애가 발생한 환자의 경우, 손으로 운동 기구를 파지한 상태에서 정해진 궤적을 따라 움직이는 재활 운동 장치가 사용되고 있다.

[0004] 재활 운동 장치에 있어, 환자의 상태에 따라 보조력을 제공하는 어시스트(Assist) 기술이 탑재된 재활 운동 시스템이 적용되고 있다. 예를 들어, 어시스트(Assist) 기술은 사용자의 상태에 따라 재활 운동 장치에 운동 부하를 인가하는 상태에서, 정해진 궤적을 환자가 추종하지 못하는 경우 추가적인 보조력을 환자의 운동 방향으로 가하는 방법이 사용되고 있다.

[0005] 그런데, 기존의 재활 운동 시스템에서는 환자가 설정된 궤적을 따라 운동할 때, 환자가 재활 운동 장치에 설정된 속도보다 빠르게 운동할 수 있는 능력이 있는 경우에도 정해진 궤적을 따라 움직여야 하는 단점이 있다.

[0006] 즉, 재활 운동 장치에 5초에 10cm 전진하는 것으로 설정된 상태라고 가정할 때, 환자의 상태가 호전되어 5초에 10cm 이상 전진하는 것이 가능하더라도, 정해진 10cm로 움직이도록 보조하게 되어, 환자가 느끼기에 뒤로 당기는 것과 같은 힘을 느끼게 되어, 환자의 운동 능력을 정확히 파악하는데 문제가 있을 뿐만 아니라, 환자가 운동에 흥미가 떨어지고, 집중력이 흐려져 효율적인 치료가 어려운 단점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 국내등록특허공보 제10-1471805호

(특허문헌 0002) 국내등록특허공보 제10-1163903호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상기와 같은 점을 감안하여 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은 환자의 자력 또는 외력에 의해 상지에 대한 재활 운동하면서도 환자의 운동 상태에 따라 보조력의 조절이 가능한 재활 운동 시스템을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기 목적은 본 발명에 따라, 손이 거치되는 파지부와, 상기 파지부에 거치되는 상지를 적어도 한 방향으로 운동시키는 상기 운동부를 갖는 재활 운동 장치와, 상기 파지부의 현재 위치를 측정하는 위치 측정부와, 상기 파지부의 속도 및 가속도를 측정하는 속도 측정부와, 기 설정된 목표 위치, 상기 위치 측정부에 의해 측정된 상기 현재 위치, 및 상기 속도 측정부에 의해 측정된 현재 속도 및 현재 가속도에 기초하여 상기 파지부에 인가될 보조력을 산출하는 보조력 산출부와, 상기 보조력 산출부에 의해 산출된 상기 보조력이 상기 파지부에 인가되도록 상기 상지 운동부를 제어하는 제어부를 포함하며; 상기 보조력 산출부는 상기 현재 위치가 상기 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 상기 목표 위치 및 상기 현재 위치를 보조력 산출에 반영하지 않는 것을 특징으로 하는 재활 운동 시스템에 의해서 달성된다.

[0010] 여기서, 상기 속도 측정부는 제1 방향으로의 제1 방향 현재 속도 및 제1 방향 현재 가속도와, 적어도 하나의 제2 방향으로의 제2 방향 현재 속도 및 상기 제2 방향 현재 가속도를 측정하며; 상기 위치 측정부는 상기 제1 방향으로의 제1 방향 현재 위치와, 상기 제2 방향으로의 제2 방향 현재 위치를 측정하고; 상기 제1 방향은 상기 파지부의 초기 위치로부터 상기 목표 위치로의 직선 방향이고; 상기 목표 위치는 최종 목표 위치까지 상기 제1 방향으로 복수개 설정되며; 각각의 상기 목표 위치는 시간에 함수로 설정되어 해당 시간 내에 해당 목표 위치에 도달하였는지 여부에 따라 상기 현재 위치가 상기 목표 위치를 초과하여 이동하였는지 여부가 인식 가능할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 보조력 산출부는 상기 목표 위치, 상기 제1 방향 현재 위치, 상기 제1 방향 현재 속도, 및 상기 제1 방향 현재 가속도에 기초하여 상기 제1 방향으로의 제1 방향 보조력을 산출하되, 상기 제1 방향 현재 위치가 상

기 목표 위치의 상기 제1 방향으로의 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 상기 제1 방향 목표 위치 및 상기 제1 방향 현재 위치를 상기 보조력 산출에 반영하지 않을 수 있다.

[0012] 그리고, 상기 보조력 산출부는 상기 제1 방향 보조력을 수학식 $F_{AL} = -MX'' - BX' + K(X_d - X_L)$ (F_{AL}은 상기 제1 방향 보조력이고, X"는 상기 제1 방향 가속도이고, X'는 상기 제1 방향 속도이고, X_d는 상기 제1 방향 목표 위치이고, X_L은 상기 제1 방향 현재 위치이고, M, B, K는 기 설정된 값이다)에 의해 산출하며; 상기 제1 방향 현재 위치가 상기 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, K값을 '0'으로 할 수 있다.

[0013] 그리고, 상기 보조력 산출부는 상기 제2 방향 보조력을 수학식 $F_{AW} = -M'X'' - B'X' + K'(X_{d'} - X_W)$ (F_{AW}은 상기 제2 방향 보조력이고, X"는 상기 제2 방향 가속도이고, X'는 상기 제2 방향 속도이고, $X_{d'}$는 상기 제2 방향 목표 위치이고, X_W은 상기 제2 방향 현재 위치이고, M', B', K'는 기 설정된 값이다)에 의해 산출할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 속도 측정부는 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 현재 각속도 및 제1 방향 현재 각가속도와, 적어도 하나의 제2 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제2 방향 현재 각속도 및 상기 제2 방향 현재 각가속도를 상기 현재 속도 및 상기 현재 가속도로 측정하고; 상기 위치 측정부는 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전 각도에 대한 제1 방향 현재 위치와, 상기 제2 방향을 축으로 하는 회전 각도에 대한 제2 방향 현재 위치를 상기 현재 위치로 측정하고; 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전은 상기 파지부의 초기 위치로부터 상기 목표 위치로의 회전이고; 상기 목표 위치는 최종 목표 위치까지 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전 방향에 복수개 설정되며; 각각의 상기 목표 위치는 시간에 함수로 설정되어 해당 시간 내에 해당 목표 위치에 도달하였는지 여부에 따라 상기 현재 위치가 상기 목표 위치를 초과하여 이동하였는지 여부가 인식 가능할 수 있다.

[0015] 그리고, 상기 보조력 산출부는 상기 목표 위치, 상기 제1 방향 현재 위치, 상기 제1 방향 현재 각속도, 및 상기 제1 방향 현재 각가속도에 기초하여 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 보조력을 산출하되, 상기 제1 방향 현재 위치가 상기 목표 위치의 상기 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 상기 제1 방향 목표 위치 및 상기 제1 방향 현재 위치를 상기 보조력 산출에 반영하지 않을 수 있다.

[0016] 그리고, 상기 보조력 산출부는 상기 제1 방향 보조력을 수학식 $\tau_{AL} = -M\Theta'' - B\Theta' + K(\Theta_d - \Theta_L)$ (τ_{AL}은 상기 제1 방향 보조력이고, Θ"는 상기 제1 방향 각가속도이고, Θ'는 상기 제1 방향 각속도이고, Θ_d는 상기 제1 방향 목표 위치이고, Θ_L은 상기 제1 방향 현재 위치이고, M, B, K는 기 설정된 값이다)에 의해 산출하며; 상기 제1 방향 현재 위치가 상기 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, K값을 '0'으로 할 수 있다.

[0017] 그리고, 상기 보조력 산출부는 상기 제2 방향 보조력을 수학식 $\tau_{AW} = -M'\Theta'' - B'\Theta' + K'(\Theta_{d'} - \Theta_W)$ (τ_{AW}은 상기 제2 방향 보조력이고, Θ"는 상기 제2 방향 가속도이고, Θ'는 상기 제2 방향 속도이고, $\Theta_{d'}$는 상기 제2 방향 목표 위치이고, Θ_W은 상기 제2 방향 현재 위치이고, M', B', K'는 기 설정된 값이다)에 의해 산출할 수 있다.

[0018] 그리고, 상기 제어부는 상기 보조력 산출부에 의해 산출된 상기 보조력을 Computed Torque 기법에 적용하여 상기 상지 운동부에 인가될 토크를 산출하여, 상기 상지 운동부를 제어할 수 있다.

[0019] 또한, 상기 제어부는 상기 제1 방향 보조력 또는 상기 제2 방향 보조력이 기 등록된 최대 보조력을 초과하는 경우, 상기 최대 보조력이 파지부에 인가되도록 상기 상지 운동부를 제어할 수 있다.

[0020] 또한, 상기 목표 위치가 상기 현재 위치를 초과하지 않은 상태에서 K값은 상기 목표 위치와 상기 현재 위치 간의 편차에 비례하여 가변될 수 있다.

[0021] 또한, 상기 목표 위치가 상기 현재 위치를 초과하지 않은 상태에서 K'값은 상기 목표 위치와 상기 현재 위치 간의 편차에 비례하여 가변될 수 있다.

발명의 효과

[0022] 본 발명에 따르면, 환자의 자력 또는 외력에 의해 상지에 대한 재활 운동하면서도 환자의 운동 상태에 따라 보조력의 조절이 가능한 재활 운동 시스템이 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 구성을 나타낸 도면이고,

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 재활 운동 장치의 사시도이고,

도 3은 도 2의 손가락 운동부와 상지 운동부의 분해 사시도이고,

도 4는 도 2의 상지 운동부의 평면도이고,

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 제어 장치의 구성의 예를 나타낸 도면이고,

도 6은 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 제어 흐름도이고,

도 7은 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 제어 원리를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 제한되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술 분야의 통상의 기술자에게 본 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

[0025] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소 외에 하나 이상의 다른 구성요소의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다. 명세서 전체에 걸쳐 동일한 도면 부호는 동일한 구성 요소를 지칭하며, "및/또는"은 언급된 구성요소들의 각각 및 하나 이상의 모든 조합을 포함한다. 비록 "제1", "제2" 등이 다양한 구성요소들을 서술하기 위해서 사용되나, 이들 구성요소들은 이들 용어에 의해 제한되지 않음은 물론이다. 이들 용어들은 단지 하나의 구성요소를 다른 구성요소와 구별하기 위하여 사용하는 것이다. 따라서, 이하에서 언급되는 제1 구성요소는 본 발명의 기술적 사상 내에서 제2 구성요소일 수도 있음은 물론이다.

[0026] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 기술자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또한, 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.

[0027] 이하, 첨부 도면을 참조하여 본 발명에 대해 상세히 설명한다.

[0028] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 구성을 나타낸 도면이다.

[0029] 도 1을 참조하여 설명하면, 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템은 재활 운동 장치(1)와, 제어 장치(300)를 포함한다. 여기서, 재활 운동 장치(1)와 제어 장치(300)는 통신망(500)을 통해 연결되고, 제어 장치(300)의 제어에 따라 재활 운동 장치(1)를 이용한 재활 운동이 제어될 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 통신망(500)은 유선 통신망(500) 또는 유선 통신망(500) 등 다양한 형태로 마련될 수 있으며, 그 종류에 본 발명의 기술적 사상이 국한되지 않음은 물론이다.

[0030] 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 장치(1)는 사용자가 손으로 파지한 상태로 상지 또는 손가락에 대한 재활 운동을 수행할 수 있다.

[0031] 이하에서는 도 2 내지 도 4를 참조하여, 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 장치(1)의 예에 대해 상세히 설명한다.

[0032] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 재활 운동 장치(1)의 사시도이고, 도 3은 도 2의 파지부(10)와 상지 운동부(100)의 분해 사시도이다.

[0033] 본 발명의 실시예에 따른 파지부(10)는 사용자가 상지를 거치한 상태로, 사용자가 재활 운동을 위해 파지한다.

[0034] 본 발명의 실시예에 따른 파지부(10)는 착탈부(101)를 포함할 수 있다.

[0035] 착탈부(101)는, 도 3에 도시된 바와 같이, 파지부(10) 측에 마련되는 착탈구(103)와, 착탈구(103)에 착탈 가능하게 삽입 결합되는 착탈 로드(105)를 포함한다.

[0036] 착탈구(103)는 내부에 착탈 로드(105)가 삽입 결합되도록, 파지부(10)의 판면으로부터 일정 높이로 돌출 형성될 수 있다. 이에 따라, 사용자는 파지부(10)에 손을 놀려 놓은 상태에서 착탈구(103)를 손으로 파지한 상태로 재활 운동이 가능하게 된다.

[0037] 여기서, 착탈 로드(105)는 일정 길이의 봉 형상을 가지며, 착탈구(103)에 착탈 가능하게 삽입 결합된다.

[0038] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 파지부(10)는 상지의 전환이 거치되는 전환 거치대(151)를 포함할 수 있다.

[0039] 전완 거치대(151)는 파지부(10)의 일측에 마련되고, 전완을 부분적으로 둘러싸도록, 상측이 개방된 형상을 가진다.

[0040] 전완 거치대(151)에는 전완을 전완 거치대(151)에 고정하기 위한 전완 고정부(155)가 마련되어 있다. 여기서, 도시되어 있지 않지만, 전완 고정부(155)에는 벨크로 테이프에 의해 체결되는 밴드 또는 스트립이 마련될 수도 있다.

[0041] 한편, 상지 운동부(100)는 파지부(10)에 거치되는 상지를 운동시킨다. 본 발명의 실시예에서는 상지 운동부(100)가 파지부(10)에 거치되는 상지를 수평 방향으로 2축 운동시키는 것을 예로 한다.

[0042] 본 발명의 실시예에 따른 상지 운동부(100)는 한 쌍의 제1 암(111a,111b)과, 한 쌍의 제2 암(121a,121b)과, 제1 암 구동모터(131)와, 제2 암 구동모터(135)를 포함한다.

[0043] 한 쌍의 제1 암(111a,111b)은 각각 일정 길이의 바아 형상을 가지며, 각 제1 암(111a,111b)의 일단부가 피봇 핀(129)에 의해 피봇가능하게 연결되어, 피봇 핀(129)을 중심으로 상호 접근 및 이격한다.

[0044] 일측 제1 암(111a)의 타단부에는 착탈 로드(105)가 연결되고, 타측 제1 암(111b)의 타단부에는 제1 암 구동모터(131)가 연결된다.

[0045] 그리고, 일측 제1 암(111a)에는 그 길이방향을 따라 가이드 홈(115)이 형성되어 있다.

[0046] 한 쌍의 제2 암(121a,121b)은 각각 일정 길이의 바아 형상을 가지며, 각 제2 암(121a,121b)의 일단부가 피봇 핀(129)에 의해 피봇가능하게 연결되어, 피봇 핀(129)을 중심으로 상호 접근 및 이격한다.

[0047] 일측 제2 암(121a)은 일측 제1 암(111a)을 따라 이동가능하게 연결되고, 타측 제2 암(121b)의 타단부에는 제2 암 구동모터(135)가 연결된다.

[0048] 일측 제2 암(121a)의 타단부에는 일측 제1 암(111a)의 가이드 홈(115)을 따라 왕복이동하는 가이드(125)가 마련되어 있다.

[0049] 이러한 한 쌍의 제1 암(111a,111b)과 한 쌍의 제2 암(121a,121b)은 도 4에 도시된 바와 같이, 동일 평면을 따라 이동하도록 배치된다.

[0050] 제1 암 구동모터(131)는 타측 제1 암(111b)의 타단부에 연결되어, 한 쌍의 제1 암(111a,111b)을 선회시킨다.

[0051] 제2 암 구동모터(135)는 타측 제2 암(121b)의 타단부에 연결되어, 한 쌍의 제2 암(121a,121b)을 선회시킨다.

[0052] 제1 암 구동모터(131)와 제2 암 구동모터(135)는 한 쌍의 제1 암(111a,111b)과 한 쌍의 제2 암(121a,121b)이 동일 평면을 따라 이동하도록 상하방향으로 배치되며, 제2 암 구동모터(135)는 베이스 플레이트(141)에 의해 바닥에 안착된다.

[0053] 이러한 구성에 의하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 재활 운동 장치(1)를 이용하여 상지 운동을 하는 과정에 대해 설명하면 다음과 같다.

[0054] 파지부(10)가 착탈부(101)를 통해 상지 운동부(100)에 장착한 후, 상지의 전완을 전완 거치대(151)에 거치하며 고정시킨다. 이 때, 운동자는 손가락을 착탈구(103)에 직접 그립할 수도 있다.

[0055] 그리고, 제1 암 구동모터(131)와 제2 암 구동모터(135)를 정역 회전시키면, 제2 암(121a)의 가이드(125)가 제1 암(111a)의 가이드 홈(115)을 따라 왕복이동하여, 한 쌍의 제1 암(111a,111b)과 한 쌍의 제2 암(121a,121b)이 동일 평면을 따라 이동하며 상호 접근 및 이격한다.

[0056] 특히, 제1 암 구동모터(131)와 제2 암 구동모터(135)를 동일한 속도 및 서로 다른 속도로 조합하며 회전시킴으

로써, 착탈 로드(105)는 다양한 곡선 또는 직선 형태로 전후방향 및 좌우방향으로 이동하며, 전완 거치대(151)에 거치된 상지는 관절 각도가 변화되며 다양한 상지 운동을 할 수 있게 된다.

[0057] 이하에서는, 도 5를 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 제어 장치(300)에 대해 상세히 설명한다.

[0058] 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 제어 장치(300)는, 도 5에 도시된 바와 같이, 속도 측정부(310), 위치 측정부(320), 보조력 산출부(330) 및 제어부(340)를 포함할 수 있다.

[0059] 본 발명의 실시예에 따른 속도 측정부(310)는 재활 운동 장치(1)의 파지부(10)의 움직임에 따른 현재 속도 및 현재 가속도를 측정한다. 본 발명의 실시예에서는 속도 측정부(310)는 후술할 제1 엔코더(321) 및 제2 엔코더(321)의 감지 결과에 기초하여 측정되는 것을 예로 한다.

[0060] 즉, 제1 암 구동모터(131)에 설치되는 제1 엔코더(321)에 의해 측정된 제1 암 구동모터(131)의 회전 위치와, 제2 암 구동모터(135)에 설치되는 제2 엔코더(322)에 의해 측정된 제2 암 구동모터(135)의 회전 위치에 기초하여, 파지부(10의 수평 방향으로의 현재 위치가 측정 가능하게 된다.

[0061] 본 발명의 실시예에 따른 위치 측정부(320)는 파지부(10)의 현재 위치를 측정한다. 본 발명의 실시예에서는 도 2 내지 도 4에 도시된 바와 같이, 재활 운동 장치(1)가 수평 방향으로 2 자유도로 재활 운동을 수행하는 것을 예로 하는 바, 위치 측정부(320)는 파지부(10)의 수평 방향으로의 현재 위치를 측정하는 것을 예로 한다.

[0062] 본 발명의 실시예에 따른 보조력 산출부(330)는 기 설정된 목표 위치(P_1~P_n), 속도 측정부(310)에 의해 측정된 현재 속도 및 현재 가속도, 그리고 위치 측정부(320)에 의해 측정된 현재 위치에 기초하여, 파지부(10)에 인가될 보조력을 산출한다.

[0063] 그리고, 제어부(340)는 보조력 산출부(330)에 의해 산출된 보조력이 파지부(10)에 인가되도록 상지 운동부(100)를 제어함으로써, 환자가 파지부(10)에 손을 거치한 상태에서 재활 운동을 보조하게 된다.

[0064] 여기서, 본 발명의 실시예에서는 보조력 산출부(330)가 현재 위치가 목표 위치(P_1~P_n)를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 현재 속도와 현재 가속도를 보조력의 산출에 반영하지 않는 것을 예로 한다.

[0065] 이를 통해, 환자가 목표 위치(P_1~P_n)를 초과하여 이동하는 경우, 즉, 환자의 운동 능력이 설정 상태보다 높은 경우, 목표 위치(P_1~P_n)로 이동시키기 위해 뒤로 당겨지는 느낌의 힘이 현재 속도와 현재 가속도가 반영되지 않아 최소화됨으로써, 환자의 운동 능력에 맞춰 보조력을 인가할 수 있게 된다. 따라서, 환자는 자신의 운동 능력에 따라 재활 운동이 가능해져, 재활 운동에 흥미를 가지며 재활 운동의 효율을 높일 수 있게 된다.

[0066] 본 발명의 실시예에서는 파지부(10)의 제1 방향(D_1)과 제2 방향(D_2)으로의 운동이 독립적으로 제어되는 것을 예로 한다. 본 발명의 실시예에서는 파지부(10)가 수평 방향으로 2 자유도로 재활 운동을 보조하는 것을 예로 하는 바, 파지부(10)의 수평 방향으로의 제1 방향(D_1)과 제2 방향(D_2)으로의 운동이 독립적으로 제어되는 것을 예로 한다.

[0067] 이를 위해, 속도 측정부(310)는 제1 방향(D_1)으로의 제1 방향 현재 속도 및 제1 방향 현재 가속도와, 제2 방향(D2)으로의 제2 방향 현재 속도 및 제2 방향 현재 가속도를 측정하는 것을 예로 한다.

[0068] 마찬가지로, 위치 측정부(320)는 제1 방향(D_1)으로의 제1 방향 현재 위치(X_L)와, 제2 방향(D_2)으로의 제2 방향 현재 위치(X_W)를 측정하는 것을 예로 한다.

[0069] 본 발명의 실시예에서는 도 7에 도시된 바와 같이, 제1 방향(D_1)이 파지부(10)의 초기 위치(P_0)로부터 목표 위치(P_1~P_n)로의 직선 방향인 것을 예로 하며, 제2 방향(D_2)은 수평 방향으로 제1 방향(D_1)과 직교하는 방향인 것을 예로 한다.

[0070] 또한, 목표 위치(P_1~P_n)는 최종 목표 위치(P_n)까지의 직선 방향인 제1 방향(D_1)으로 복수개로 설정되며, 각각의 목표 위치(P_1~P_n)는 시간에 대한 함수로 설정되는 것을 예로 한다.

[0071] 예를 들어, 초기 위치로부터 각각의 목표 위치(P_1~P_n)로 이동하는 시간이 10초로 설정되는 경우, 10초 단위로 현재 위치와, 현재 속도 및 현재 가속도를 측정하고, 현재 위치, 현재 속도 및 현재 가속도, 그리고 목표 위치

(P_1~P_n)에 기반하여 보조력이 산출될 수 있다.

[0072] 본 발명의 실시예에서는 보조력 산출부(330)가, 목표 위치(P_1~P_n), 제1 방향 현재 위치(X_L), 제1 방향 현재 속도, 및 제1 방향 현재 가속도에 기초하여, 제1 방향(D_1)으로의 제1 방향 보조력(F_{AL})을 산출하는 것을 예로 한다.

[0073] 이 때, 보조력 산출부(330)는 앞서 설명한 바와 같이, 제1 방향 현재 위치(X_L)가 목표 위치(P_1~P_n)의 제1 방향(D1)으로의 제1 방향 목표 위치(X_d)를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 제1 방향 목표 위치 및 제1 방향 현재 위치를 제1 방향 보조력(F_{AL}) 산출에 반영하지 않는 것을 예로 한다.

[0074] 즉, 초기 위치(P_0)로부터 최종 목표 위치(P_n)까지의 직선 방향으로의 움직임에 있어, 목표 위치(P_1~P_n)를 초과하여 이동한 경우, 목표 위치(P_1~P_n)의 반대 방향으로의 보조력을 인가하지 않음으로써, 현재 위치에서 목표 위치(P_1~P_n)로 이동시키기 위한 보조력, 즉 후퇴시키기 위한 보조력이 인가되지 않아, 환자의 운동 능력에 맞춰 제어가 가능하게 된다.

[0075] 이하에서는, 도 6을 참조하여, 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 제어 과정에 대해 상세히 설명한다.

[0076] 먼저, 환자의 상태에 맞는 초기 정보가 설정된다(S10). 본 발명의 실시예에서는 초기 정보로 제1 방향 보조력(Z_d), 제2 방향 보조력(Z_w), 그리고 최대 보조력(F_{Limit})이 설정되는 것을 예로 한다.

[0077] 제1 방향 보조력(Z_d)은 제1 방향(D1)으로 인가되는 초기 보조력이고, 제2 방향 보조력(Z_w)은 제2 방향(D_2)으로 인가되는 초기 보조력이다. 제1 방향 보조력(Z_d)과 제2 방향 보조력(Z_w)은 환자의 운동 능력을 고려하여 설정될 수 있다.

[0078] 최대 보조력(F_{Limit})은 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 시스템의 제어 과정에서 인가될 수 있는 보조력의 최대값이다. 환자의 운동 능력이 다소 떨어지더라도 이를 보조하기 위한 보조력을 부족한 만큼 인가할 경우, 자칫 지나친 운동 부하를 제공하는 역효과가 발생할 수 있는 바, 환자의 운동 능력을 고려하여 인가되는 최대 보조력(F_{Limit})을 설정하는 것이 바람직하다.

[0079] 상기와 같이 초기 정보가 설정된 상태에서 재활 운동이 개시되면(S11), 앞서 설명한 바와 같이, 기 설정된 시간이 경과될 때 제1 방향(D_1) 및 제2 방향(D_2)으로의 현재 속도 및 현재 가속도, 즉, 제1 방향 현재 속도, 제1 방향 현재 가속도, 제2 방향 현재 속도, 제2 방향 현재 가속도가 각각 측정된다(S12).

[0080] 본 발명의 실시예에서는 현재 위치에서 제1 방향(D_1)으로의 제1 방향 보조력(F_{AL})과 제2 방향(D_2)으로의 제1 방향 보조력(F_{AW})은 독립적으로 산출되는 것을 예로 한다. 앞서 설명한 바와 같이, 제1 방향(D_1)이 목표 위치(P_1~P_n)로의 직선 방향이고, 환자는 제1 방향(D_1)으로 움직이는 운동을 재활 운동을 수행하는 것을 예로 한다.

[0081] 먼저, 제1 방향 현재 위치(X_L)가 제1 방향 목표 위치(X_d)를 초과하여 이동하였는지 여부가 판단된다(S13). 여기서, 제1 방향 현재 위치(X_L)가 제1 방향 목표 위치(X_d)를 초과한 것으로 인식되면, 앞서 설명한 바와 같이, 제1 방향 현재 위치 및 제1 방향 목표 위치가 제1 방향 보조력(F_{AW}) 산출에 반영되지 않는다.

[0082] 반면, 제1 방향 현재 위치(X_L)가 제1 방향 목표 위치(X_d)를 초과하지 않은 것으로 인식되면, 제1 방향 현재 위치(X_L), 제1 방향 목표 위치(X_d)가 제1 방향 현재 속도 및 제1 방향 현재 가속도와 함께 제1 방향 보조력(F_{AW}) 산출에 적용된다.

[0083] 본 발명의 실시예에서는 보조력 산출부(330)가 [수학식 1]을 통해 제1 방향 보조력을 산출하는 것을 예로 한다.

[0084] [수학식 1]

[0085] $F_{AL} = -MX'' - BX' + K(X_d - X_L)$

[0086] [수학식 1]에서 F_{AL}은 제1 방향 보조력이고, X"는 제1 방향 가속도이고, X'는 제1 방향 속도이고, X_d는 제1 방향

목표 위치이고, X_L은 제1 방향 현재 위치이고, M, B, K는 기 설정된 값이다.

[0087] 앞서 설명한 바와 같이, 제1 방향 현재 위치(X_L)가 제1 방향 목표 위치(X_d)를 초과한 것으로 인식되면, S14 단계에서와 같이, K값을 0으로 설정함으로써, 제1 방향 현재 위치(X_L), 제1 방향 목표 위치(X_d)가 제1 방향 보조력(F_{AL}) 산출에 적용되지 않도록 설정 가능하게 된다.

[0088] 반면, 제1 방향 현재 위치(X_L)가 제1 방향 목표 위치(X_d)를 초과하지 않은 것으로 인식되면, S15 단계에서와 같이, [수학식 1]을 통해 제1 방향 보조력(F_{AL})이 산출될 수 있다.

[0089] 한편, 본 발명의 실시예에서는 제2 방향 보조력(F_{AW})이 목표 위치(P_1~P_n)를 벗어나는 경우, 이를 목표 위치(P_1~P_n)로 이동시키기 위한 힘으로 산출될 수 있다.

[0090] 여기서, 본 발명의 실시예에서는 제2 방향 보조력(F_{AW})이 [수학식 2]를 통해 산출되는 것을 예로 한다.

[0091] [수학식 2]

[0092] $F_{AW} = -M'X'' - B'X' + K'(X_{d'} - X_W)$

[0093] 여기서, F_{AW}은 제2 방향 보조력이고, X''는 제2 방향 가속도이고, X'는 제2 방향 속도이고, $X_{d'}$는 제2 방향 목표 위치이고, X_W은 제2 방향 현재 위치이고, M', B', K'는 기 설정된 값이다.

[0094] 상기와 같이, 제1 방향 보조력(F_{AL})과 제2 방향 보조력(F_{AW})이 산출되는 경우, 파지부(10)에 인가될 최종 보조력(F_{AR})은 제1 방향 보조력(F_{AL})과 제2 방향 보조력(F_{AW})의 벡터 합으로 설정된다(S17).

[0095] 여기서, 본 발명의 실시예에서는 최종 보조력(F_{AR})이 S10 단계에서 설정된 최대 보조력(F_{Limit})보다 큰 경우(S18), 최대 보조력(F_{Limit})을 최종 보조력(F_{AR})으로 대체함으로써, 환자에게 갑자기 너무 큰 힘이 인가되는 것을 방지할 수 있게 된다.

[0096] 상기와 같이 최종 보조력(F_{AR})이 결정되면, 제어부(340)는 최종 보조력(F_{AR})의 인가를 위한 토크를 산출하게 되는데(S20), 이 때 제어부(340)는 제1 암 구동모터(131)와 제2 암 구동모터(135)에 인가될 토크를 각각 산출하게 되며, 산출된 토크에 따라 제1 암 구동모터(131) 및 제2 암 구동모터(135)를 각각 제어하게 된다(S21).

[0097] 여기서, 본 발명의 실시예에서는 제어부(340)가 보조력 산출부(330)에 의해 산출된 보조력을 Computed Torque 기법에 적용하여 상지 운동부(100)에 인가될 토크를 산출하여 상지 운동부(100)를 제어하는 것을 예로 한다.

[0098] 여기서, Computed Torque 기법은 기 공개된 "Robot Manipulators: Mathematics, Programming and Control(MIT Press, 1981)"에 개시되어 있는 기법으로, 마찰 등이 보상된 토크를 산출함으로써, 보다 정확한 토크의 인가가 가능하게 된다.

[0099] 한편, 전술한 실시예에서는 도 2 내지 도 4에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 로봇(1)이 수평 방향으로 2 자유도로 움직이는 것을 예로 하여 설명하였다. 이외에도 재활 운동 로봇(1)은 다 자유도로 움직이도록 구현 가능함은 물론이다.

[0100] 예를 들어, 수평 방향으로의 2 자유도의 직선 운동에 더하여, 수직 방향으로의 직선 운동이 가능한 형태로 구현될 수 있다. 즉, 3 방향으로의 직선 운동을 보조하여 재활 운동이 가능할 수 있다.

[0101] 이 때, 3 방향 중 어느 하나의 방향이 전술한 실시예에서 제1 방향으로 설정될 수 있고, 나머지 두 방향이 제2 방향으로 설명될 수 있다. 여기서, 제1 방향으로 설정된 방향은 상술한 제1 방향 보조력의 산출 과정이 적용되며, 제2 방향으로 설정된 두 방향은 제2 방향 보조력 산출 과정이 적용될 수 있다.

[0102] 또 다른 예로, 본 발명의 실시예에 따른 재활 운동 로봇(1)은 파지부(10)의 회전 운동을 보조하도록 구현될 수 있다. 예컨대, 적어도 일 방향을 축으로 하는 회전 운동을 보조하도록 구현될 수 있으며, 3축 방향으로의 회전을 보조하는 3 자유도로 구현될 수 있다.

[0103] 여기서, 적어도 2 이상의 방향을 축으로 하여 회전 운동을 보조하는 경우, 앞서 설명한 실시예의 직선 운동에서와 같이, 어느 일 방향을 축으로 하는 회전에 대해 제1 방향 보조력 산출이 적용될 수 있고, 다른 하나 또는 두

방향으로의 회전에 대해 제2 방향 보조력 산출이 적용될 수 있다.

[0104] 이를 위해, 속도 측정부(310)는 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대해 제1 방향 각속도 및 제2 방향 현재 각속도를 측정할 수 있다. 또한, 속도 측정부(310)는 제2 방향을 축으로 하는 회전에 대해 제2 방향 각속도 및 제2 방향 현재 각속도를 측정할 수 있다.

[0105] 그리고, 위치 측정부(320)는 제1 방향을 축으로 하는 회전 각도에 대한 제1 방향 현재 위치와, 제2 방향을 축으로 하는 회전 각도에 대한 제2 방향 현재 위치를 현재 위치로 측정할 수 있다.

[0106] 여기서, 제1 방향을 축으로 하는 회전은 파지부의 초기 위치로부터 목표 위치로의 회전이고, 목표 위치는 최종 목표 위치까지 제1 방향을 축으로 하는 회전 방향에 복수개 설정될 수 있다.

[0107] 이는 앞서 설명한 직선 운동에서 제1 방향으로의 직선 운동과 제2 방향으로의 직선 운동에 대해 동일한 방법으로 설정되는 것을 예로 한다.

[0108] 한편, 직선 운동에서와 동일하게, 각각의 목표 위치는 시간에 함수로 설정되어 해당 시간 내에 해당 목표 위치에 도달하였는지 여부에 따라 현재 위치가 목표 위치를 초과하여 이동하였는지 여부가 인식 가능하게 된다.

[0109] 그리고, 보조력 산출부(330)은 회전 운동에 대해서도, 목표 위치, 제1 방향 현재 위치, 제1 방향 현재 각속도, 및 제1 방향 현재 각가속도에 기초하여 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 보조력을 산출할 수 있다.

[0110] 이 때, 보조력 산출부(330)는 제1 방향 현재 위치가 목표 위치의 제1 방향을 축으로 하는 회전에 대한 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, 제1 방향 목표 위치 및 제1 방향 현재 위치를 보조력 산출에 반영하지 않게 된다.

[0111] 이를 통해, 회전 운동을 이용한 재활 운동에서도 앞서 설명한 직선 운동에서의 보조력 산출에서와 같이 동일한 효과가 제공 가능하게 된다.

[0112] 직선 운동과 동일하게, 보조력 산출부(330)는 [수학식 3]을 통해 제1 방향 보조력을 산출할 수 있다.

[0113] [수학식 3]

[0114] $\tau_{AL} = -M\Theta'' - B\Theta' + K(\Theta_d - \Theta_L)$

[0115] 여기서, τ_{AL}은 제1 방향 보조력이고, Θ''는 제1 방향 각가속도이고, Θ'는 제1 방향 각속도이고, Θ_d는 제1 방향 목표 위치, 즉 목표 각도이고, Θ_L은 제1 방향 현재 위치, 즉 현재 각도이고, M, B, K는 기 설정된 값이다.

[0116] 이 때, 보조력 산출부(330)는 제1 방향 현재 위치가 제1 방향 목표 위치를 초과하여 이동한 것으로 인식되는 경우, K값을 '0'으로 할 수 있다.

[0117] 동일한 방법으로, 보조력 산출부(330)는 제2 방향 보조력을 [수학식 4]를 통해 산출할 수 있다.

[0118] [수학식 4]

[0119] $\tau_{AW} = -M'\Theta'' - B'\Theta' + K'(\Theta_{d'} - \Theta_W)$

[0120] 여기서, τ_{AW}은 제2 방향 보조력이고, Θ''는 제2 방향 가속도이고, Θ'는 제2 방향 속도이고, $\Theta_{d'}$는 제2 방향 목표 위치이고, Θ_W은 제2 방향 현재 위치이고, M', B', K'는 기 설정된 값이다.

[0121] 전술한 실시예들에서, M, B, K, M', B', K'는 상수로 설정될 수 있다.

[0122] 다른 예로, K 값 및 K' 값은 목표 위치가 현재 위치를 초과하지 않은 상태에서 목표 위치와 상기 현재 위치 간의 편차에 비례하여 가변시킬 수 있다. 이를 통해, 현재 위치가 목표 위치를 추종하는 정도에 따라 더 큰 보조력을 인가할 수 있게 된다.

[0123] 이상, 첨부된 도면을 참조로 하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 기술자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로, 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 제한적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

[0124] 1: 재활 운동 장치

10: 파지부

100: 상지 운동부

101: 착탈부

111a,111b: 제1 암

115: 가이드 홈

121a,121b: 제2 암

125: 가이드

131: 제1 암 구동모터

135: 제2 암 구동모터

151: 전완 거치대

300: 제어 장치

310: 속도 측정부

320: 위치 측정부

321: 제1 엔코더

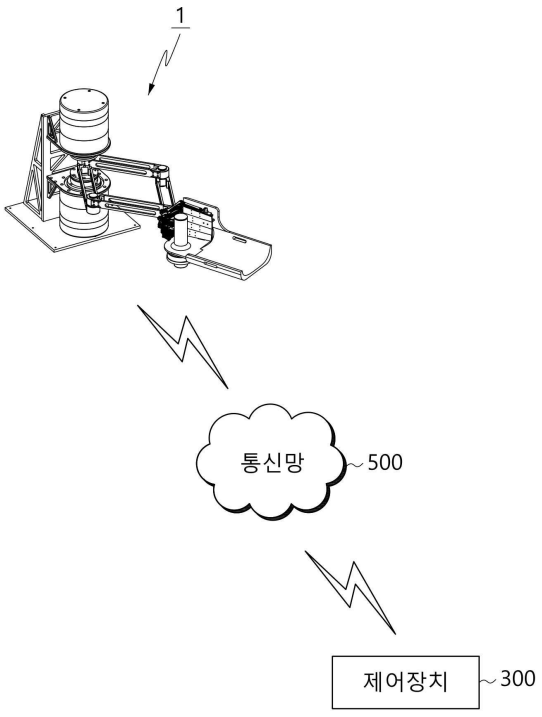
322: 제2 엔코더

330: 보조력 산출부

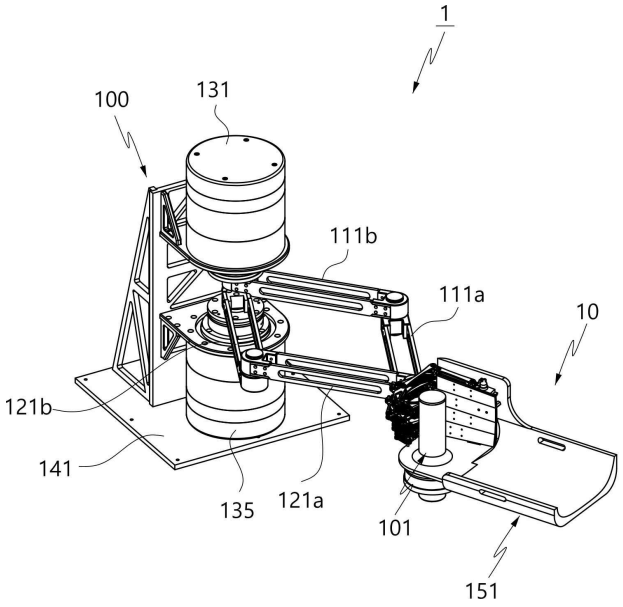
340: 제어부

도면

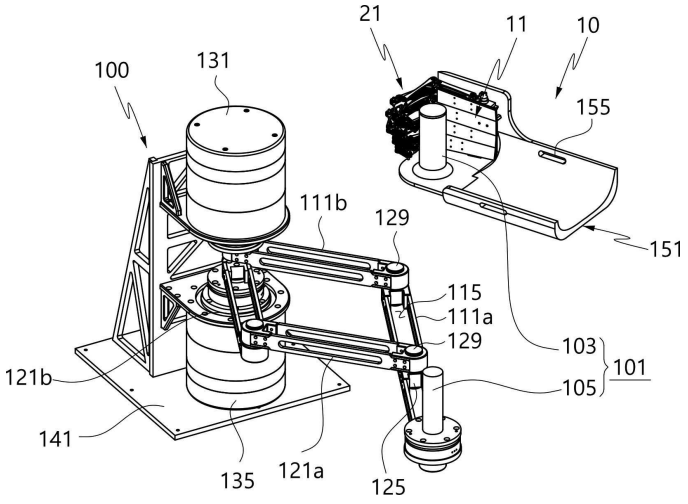
도면1



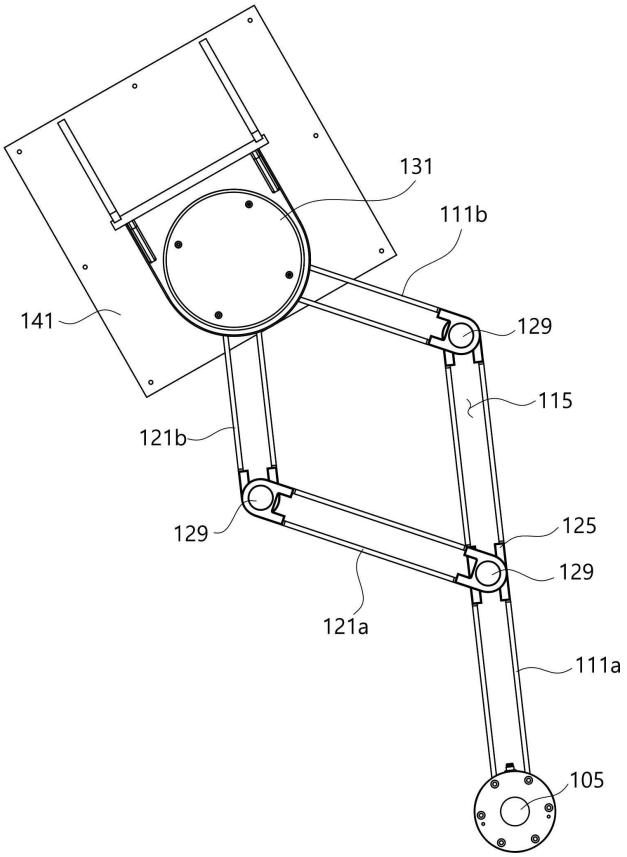
도면2


1
100
131
111b
111a
10
121b
141
135
121a
101
151

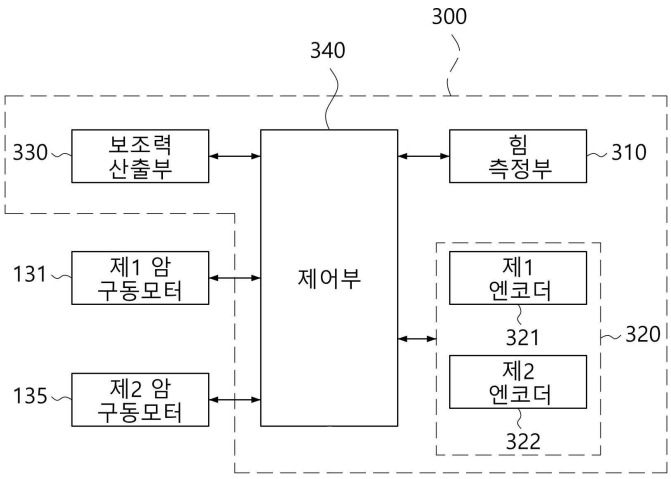
도면3


21
11
10
100
131
155
111b
129
151
115
111a
129
103
101
121b
105
141
135
121a
125

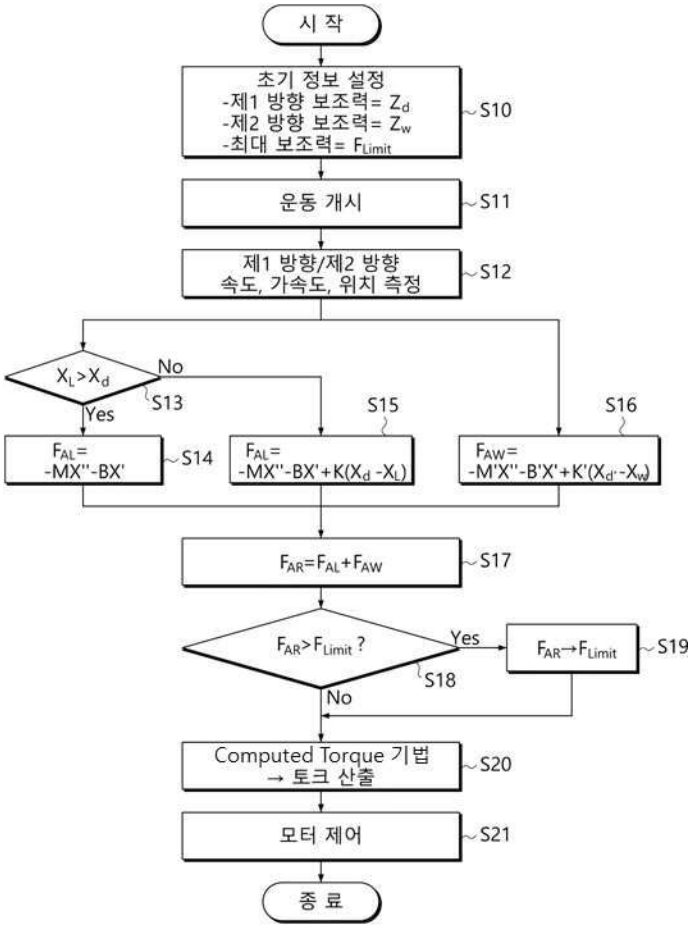
도면4


131
111b
141
129
115
121b
129
125
129
121a
111a
105

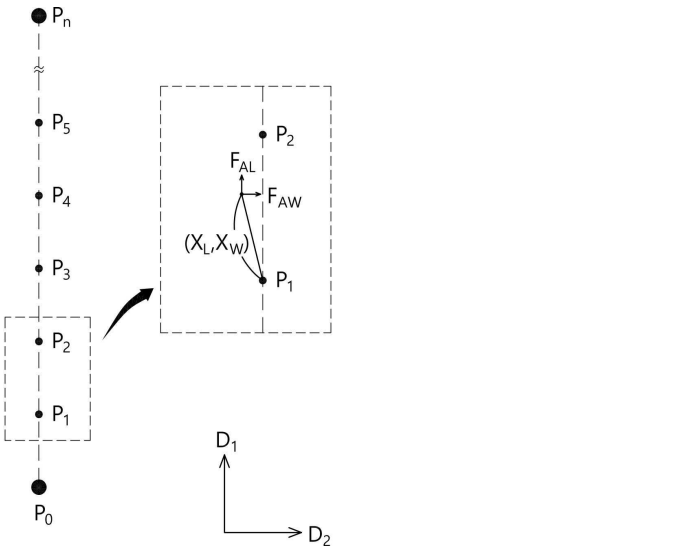
도면5


300
340
330
보조력
산출부
힘
측정부
310
131
제1 암
구동모터
제어부
제1
엔코더
321
320
135
제2 암
구동모터
제2
엔코더
322

도면6


시 작
초기 정보 설정
-제1 방향 보조력= Z_d
-제2 방향 보조력= Z_w
-최대 보조력= F_{Limit}
S10
운동 개시
S11
제1 방향/제2 방향
속도, 가속도, 위치 측정
S12
$X_L > X_d$
No
Yes
S13
S15
S16
F_{AL}= -MX''-BX'
S14
F_{AL}= -MX''-BX'+K(X_d -X_L)
F_{AW}= -M'X''-B'X'+K'($X_{d'}$-X_w)
F_{AR}=F_{AL}+F_{AW}
S17
F_{AR}>F_{Limit} ?
Yes
F_{AR}→F_{Limit}
S19
S18
No
Computed Torque 기법
→ 토크 산출
S20
모터 제어
S21
종 료

도면7


P_n
P_5
P_4
P_3
P_2
P_1
P_0
P_2
F_{AL}
F_{AW}
(X_L,X_W)
P_1
D_1
D_2