

K C I

요약 : 본 연구는 현재 산업용으로 널리 사용되고 있는 수직 다관절 6자유도 로봇을 의료 용 목적으로 적용하기 위해 수행하였다. 이미 산업용으로 제안되어 검증된 로봇을 사용한 다면 비용, 시간적인 면에서 상당한 잇점이 있다. 따라서 본 논문에서는 산업용으로 제안 된 로봇을 의료 목적으로 사용하여 연구하였다.

본 시스템은 뇌졸중 환자와 같이 한쪽 팔을 다친 사람들을 위해 제안하였다. 한쪽 팔이 비 정상이고 다른 팔이 정상인 환자를 대상으로 정상인 팔 의 움직 임 을 획 득하여 마비 되 거 나 정 상으로 움직 이 기 어 려 운 팔을 운동시 키 도록 마스터 -슬레 이 브 시 스템 을 구성 하였 다. 또한 팔꿈치 와 어 깨 의 기 구 학을 해석하기 위하여 기존의 인체에 관 한 연구 결과를 적용하였다. 또한 슬레이브 로봇에 힘 센서를 부착하여 환자의 재활 정도 를 측정 할 수 있도 록 하였으며, 위험 상황에 대비함으로써 슬레이브 로봇의 안전성을 높 였다. 이러한 시스템으로 인해 물리치료사의 도움 없이 환자 혼자 운동이 가 능하도록 시 스템을 구성하였다. 제안된 시스템과 제어 알고리즘은 실험과 시뮬레이션을 통하여 타당성 을 검증하였다.

K C I

Abstract : In this paper, a 6 degree- ofefreedom robot was Studied for medical purpose. In the past the robot used for industry ould be utilized for medical robot but in these days the robot used for Tehabilitation, welfare, and service. This system was proposed for a Stroke patient or a patient who can not use one arm. A master- slave system was construCted to exercise either paralysis or abnormal arm using normal arms movement. Study on the human body motion result was applied to caalculate a movement range of humans elbow and shoulder. In addition, a force- torque sensor is apphed to estimate the rehabilitation extent of the patient in the slave robot. Therefore, the stablity of the mhabihtation robot could be improved. By using the rehabiitation robot, the patient could exercise by himself without any assistan. In conclusion, the proposed system and contr0l algorithm were verified by computer simulation and system experiment.

K C I

Key words : Robot. Rehabilitation

KCS I

서 론

1 . 연구 배경

1995년 의료 보험 연합회와 2001년 건강보험 공단에서 조사 한 결과를 비교해보면 현대 사회로 가면서 정형외과적 질환 및 사고가 증가하고 있다는 것을 쉽게 알 수 있다. 또한 1998

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어 진 것임. (과제고유 번호 : 02- PJI- PGn- VNOI- SVO3- 0044) 통신저자 : 한창수, (罡5- 791) 경기도 안산시 사1동

한양대학교 기계공학과 제어공학실험실 Tel. 031) 400. 5247, Fax. 031) 4 () 6- 6242
E- n 罡 11. cshan@ hanVall切 ac. kr

년 통계청 자료에 따르면 우리나라에서 뇌혈관 질환으로 인한 사망이 가장 많은데 단일 질환으로서는 뇌졸중이 압도적으로 많은 것을 알 수 있다. 미국의 경우도 심질환과 암에 이어 뇌 졸중이 세번째 사인으로 지적되고 있다. 이러한 뇌졸중과 정형 외과적 질환의 경우 치료 후 재활 치료의 방법이 아주 중요하 며, 회복기간을 단축하기 위해서는 지속적인 연속운동과 다양 한 재활 훈련이 필요하다. 뇌졸중의 경우 발병 후의 급성기와 퇴원 후 가정에서의 재활 요법이 얼마나 효율적이냐에 따라 환자의 사회 생활 복귀에 상당한 영향을 미친다. 따라서 초기 의 체계적인 재활 치료가 중요한 것으로 밝혀져 있다 [13]. 정 형외과적 질환 중 어깨 관절의 경우 인체의 타 관절에 비해 안정성 (Stabihty) 면에서 취약한 관절이지만 운동성 (mobihty) 이

3 10

원주연 · 심형준 · 한창수

가장 큰 관절이다. 따라서 운동량이 많은 운동선수의 경우 매 우 흔하게 손상을 받을 수 있다. 어깨 관절 부위의 손상을 받은 모든 환자들은 수술적 치료의 여부와 관계없이 유사한 염 증기 (inflammation) 와 치유기 (repair or heahng) 를 거치게 된 다. 특히 수술 후에는 치유를 위해 보다 주의를 요하게 되므로 전문적인 재활 치료가 필요하다 「4, 5」

본 연구에서 제안한 시스템은 뇌졸중 환자와 같이 한쪽 팔 이 마비된 사람들의 재활을 돕기 위한 시스템이 다. 뇌졸중 환 자의 경우 몸의 반쪽이 마비되는 증상이 있다. 이와 같은 환자 의 정상운동이 가능한 팔의 움직임에 이용해 마비되거나 정상 적으로 움직이기 어려운 팔을 혼자서 운동할 수 있도록 마스 터- 슬레이브 시스템으로 구성하고, 사람 팔의 팔꿈치와 어깨의 기구학을 해석하기 위하여 기존의 인체에 대한 연구 결과를 적용하였다. 이로 인해 물리치료사의 도움 없이 환자 혼자 운 동이 가능하도록 하는 시스템을 구성하였다. 또한 로봇에 For- ce Torque Sensor를 부착하여 환자의 재활 정도를 측정할 수 있도록 하였으며, 시스템의 안전성을 높였다 [6] . 이러한 시스템' 은 앞으로 진행될 원격 진료 시 상당한 잇점이 있으며, 아직까 지 이러한 시스템에 대한 큰 연구 성과가 보고되어 있지 않다. 이와 같은 재활 시스템을 개발하여 환자가 집이나 병원이 아 닌 다른 장소에서 진료를 받고 재활 운동을 할 경우 환자 스 스스로 재활 운동이 가능하며, 원격 진료를 통해 의사에게 환자 의 재활 운동 결과를 전송해 줌으로써 시간과 공간의 제약으 로부터 벗어날 수 있는 장점이 있다. 또한 전문가의 소견에 따 르면 환자들의 경우 물리 치료사가 운동을 시

켜주는 것 보다 재활기기가 주어진 조건으로 운동시켜주는 것을 더 신뢰하는 성향을 갖는다고 한다. 환자들은 재활기기로 운동할 경우 주어 진 조건에 만족하는 정확한 궤적으로 운동을 시켜주지만 물리 치료사들이 재활 운동을 시켜줄 경우 정확한 궤적과 범위를 운동 시켜주는 것이 아니라 운동 할 수 있는 범위를 넘어서 운동시켜 주는 경우가 있다고 생각한다 고 한다. 이로 인해 많은 환자들이 물리치료사 보다 재활기기를 더 신뢰하는 성향을 갖는다. 따라서 제안된 시스템에서 로봇의 정확한 위치를 제어하는 것과 마스터 로봇의 기능을 하는 마우스로부터 데이터를 획득 하여 로봇을 구동하는데 제한된 구동 범위 안에 있는 것 인지를 판단하는 것이 가장 중요하다고 할 수 있다 [7, 8]. 이에 따라 본 논문에서는 마우스로부터 원하는 궤적을 입력받아 로봇의 구 동 범위 안에 있고, 사람 팔이 운동 할 수 있는 범위인지를 판단 한 후, 로봇을 구동하여 환자를 재활 하도록 개발하였다 [9, 10].

COM이 있다. CPM과 KIN· COM의 경우 2차원 평면에서만 운동이 가능하다. CPM은 특정 부위를 위한 재활 시스템이며, KIN· COM은 사람의 대부분의 관절을 운동시켜주고 힘을 측정하는 재활 시스템이다. CPM은 사용법이 간단하지만 한 관절에 대해서만 재활 운동을 시켜주는 단점이 있으며, KIN· COM의 경우 사용법이 복잡하여 현재 병원에서 잘 쓰이고 있지 않으며 서양인의 체형에 맞게 개발되어 동양인에게 적용할 경우 해부학적으로 신뢰하기 어려운 단점이 있다. 따라서 기본적으로 사람 팔의 기본적인 운동을 구현하며, 우리나라 사람의 체형 데이터를 이용하여 재활 시스템을 개발하였다. 비정상인 팔을 운동 시켜주는 부분은 로봇을 이용하였으며 실험은 팔의 기본적인 운동인 팔꿈치의 Flexion운동, 어깨의 Flexion, Extension, Abduction, Adduction, Horizontal abduction, Horizontal adduction, Internal rotation, External rotation운동을 설정하여 수행하였다.

실험 및 시뮬레이션은 팔의 운동 범위인 2차원 (로봇 기준 좌표계의 Y- Z Plane) 의 경우에 대해서 실시하였다. 이와 같은 실험을 통해 사람 팔의 기본적인 운동에 대해서 구현하였으며, 마스터 로봇 (마우스) 을 움직인 궤적을 따라 슬레이브 로봇이 비정상인 팔을 운동 시켜줄 수 있도록 시스템핑을 구성하였다. 또한 비정상인 팔이 정상인 팔의 궤적과 동일한 운동을 하게 하기 위해서 마스터- 슬레이브 시스템으로 구성하였으며, 안전성 확보를 위해 Force- TORque Sensor와 Limit Sensor를 사용하였다. Limit Sensor는 로봇의 구동 범위에 제한을 주었으며, Force- TORque Sensor는 환자의 반사적인 힘을 측정하여 위험 상황을 판단한 후 로봇이 긴급정지 되도록 제어하였다 [11, 12].

재활 시스템 구성

2. 연구 내용

본 연구에서는 사람 팔을 재활 하는데 있어 손목을 제외한 팔꿈치와 어깨부분의 재활을 목적으로 수행하였다. 비정상인 관절의 운동 범위를 증가시키기 위해서는 계속해서 비정상인 관절을 움직여 주며 운동 가능 범위를 확장 시켜 주는 것이 가장 중요하다 [4, 5]. 이와 같은 운동을 시켜주는 몇몇 재활기기가 서양에서 제안되었지만 많이 쓰이고 있지 않은 실정이다. 현재 제안된 재활 기기의 경우 대표적으로 CPM과 KIN·

본 시스템은 수직다관절 6축 로봇과 마스터 로봇을 대체한 마우스, 실험 기구 (C& R ARM D), PC, Robot Motor Driver, Force- TORque Sensor, Limit Sensor로 구성하였다. 로봇 구 동 시스템은 Robot, Robot Motor Driver, PC, 마우스로 구성 하였고, 재활을 위한 안전 관리 시스템은 로봇 시스템에 Force TORque sensor, Limit Sensor를 추

가하여 구성하였다. 이 령게 구성한 시스템을 이용하여 로봇의 안전성을 판단한 후 직접 환자에게 적용하도록 구성하였다.

로봇 시스템을 안전하게 구동하기 위해서 Force- Torque Sensor와 Limit Sensor를 사용하였다. Force. TORque Sensor 는 로봇의 끝단에 부착하여 환자의 팔에서 힘을 입력받아 위 힘 상황을 판단하도록 사용하였으며, LI 'mit Sensor는 로봇이 구동 범위를 넘어가는 경우를 대비하여 사용하였다. FOrCe- TORque Sensor는 단순한 안전장지로서의 기능뿐만 아니라 운동 중에 발생하는 힘을 측정하여 재활운동의 상태를 파악할 수 있는 가능성을 가지고 있다.

여 기서 사용된 Force- TOr (lue Sensor는 6축 센서로서 Fx, Fy, Fz와 Mx간비, Mz의 데이터를 획득 할 수 있다. 여기 서 사용한 Force- Torou e sensor의 사양은 APPENDIX에 나 의공학회지 : 제24권, 제4호. 2003

로봇을 이용한 상지 재활

31 1

MMC BO溯

= 寧결曷] 'F

-

뺨-

(" -

m 노汁 枷깃 '네

Fig. 1. Force- Torque Senso 「Cartesian Coord- nates

3애爛R

Fig. 2. Safety System flow chart

Table 1. Denavit- Hartenberg parameters for Robot

a i- 1

a: - 1

1 0 0 0 " 1

Z nJ 4 L汕 nb 尸 " " 尸戚

0 0 1니 0 1애

1 2 q乙 a a a 0 o

- 90 90 - 90

- 90

2 셋니 4 n勺 려O

l- 섯,

.. '식뜨. . '

:

긴 ,
W ,

Fig. 3. Robot Cartesian COO 「dinates

타내었다. 다음 그림은 Force- Torque Sensor의 Cartesian 좌 표계를 나타낸 것이다. 본 시스템을 이용하여 한쪽 팔이 비정상인 환자에게 적용하여 재활 운동을 할 경우 안전성 문제가 심각하게 고려된다. 따라서 Force Torque Sensor를 사용하여 환자의 반사적인 힘을 측정하여 설정한 힘과 모멘트 보다 더 큰 힘과 모멘트가 측정 될 경우 로봇이 자동으로 멈추도록 하였다.

임의의 힘 F가 FOrCe. Torque Sensor에 가해졌을 때 X, Y, Z축과 이루는 각이 α , β , γ 라면 X, Y, Z 방향의 힘과 모멘트의 성분은 다음과 같이 구할 수 있다.

단, 1: 원점에서 힘 (F) o1 가해진 위치까지의 최단 거리 d 「Force- Torque Sensor의 높이

이렇게 획득한 힘과 모멘트는 로봇의 기준 좌표계를 기준으로 변환하여 적용하였다. 변환한 값은 3장에서 로봇 기구학과 함께 계산하였다.

뇌졸중 환자나 손상이 심각한 환자의 경우 자신이 원하는 방향으로 힘을 낼 수 없다. 이러한 경우에는 Force- Torque Sensor의 기능이 무의미하다. 이와 같은 경우를 대비하기 위해 환자가 1차 안전 장치로 소프트웨어에서 로봇의 구동 범위 와 환자의 운동 가능 범위를 설정하여 제한을 주었다. 2차 안전 장치로는 환자가 위급 상황 버튼을 이용해 로봇을 강제로 정 지시킬 수 있도록 구성하였다. 다음은 재활을 위 한 안전 관 리 시스템의 데이터 흐름도이다.

로봇 기구학 해석

$$F_x = F \cos \alpha \rightarrow F \cos \beta \cos \gamma$$

$$F_y = F \sin \alpha \cos \beta$$

$$F_z = F \sin \alpha \sin \beta$$

$$M_x = F_y \times d + F_z \times r \quad M_y = F_x \times d + F_z \times r \quad M_z = F_x \times l + F_y \times r$$

(1)

본 절에서는 로봇의 정 기구학을 해석하였다 「13」 . 다음은 로 봇의 좌표계를 설정한 것이다.

Fig 3- 1을 이용하여 다음과 같이 Denavit- Hartenberg Parameters를 구하였다.

단 $a_x = 150$, $a_z = 350$, $a_r = 100$, $r = 350$, $l = 95$ (nTr傘 아다. Table 3: 1을 이용하여 전체 Transformation Matrix를 구 J. Biomed. Erg. Res; Vol. 24, NO. 4, 2003





원주연 · 심형준 · 한창수

다음과 같다.

2 면 31 하

T=

T

T

T

T

T

T

(2)

(3)

시씨시니 恥鞠鞠0 ylz yZz 鞠0

yl ~I2 乃。

se—

T

간I체 " - 때

여기서 각각의 항은 다음과 같이 표현된다.

夕1 1 4 1닉U 견0 r r' 윗

$yll = s, (嫩속c6 + qso) + c, (s23q야c6 + c23s5c6 - 5235456) ylZ = cs (s, q .$
 $cls23s4) - s6 (sl勾속 + c, (勿3c4이 + 이355)) yl3 = clc23cs - s5 (cls23c$ + sl$
物)

$Px = - 羈sl勾鞠 + cl (a, + c泌 (孔+ 羈cs)$

$+ 이勿 + 吻sas - 羈523山55) y2, = ce (cs (s, 습, q - cls4) + s, '2355) - s6 (c,$

$$\begin{aligned}
q + 51523\text{物}) \text{ 轍} &= cl (' q c6 + \$ 4c5s6) ' s, (s23s4s6 (s23 qc5 + c23s5)) y23 = \\
slc\text{躡}c5 - \text{鞠} (s, \text{勿}3c4 - cl s4) \\
Py &= 16cl\text{여여} + sl (a, + \text{令}코 \text{凸} + \text{羈}cs) \\
+ a3s23 + \text{肉}令 . 16s23c4s5) y3, &= c\text{躡} (c4cscs - 5456) - s23s5c6 \\
y32 &= sz (s3\text{勾}c6 + ss (s3qc5 + c3ss)) \\
+ cz (s3s5\text{鞠} - \text{이} (s4\text{吻} + q\text{이鞠})) \text{乃}3 &= ' \text{力}3\text{戚}5 - c23c4s5 \\
Pz &= c2 (a2 ' (14 + 16cs) s3 + c3 (a3 - \text{속}c4ss)) \\
- s2 (\text{이} (\text{令} + \text{俞}窈) + s3 (a3 ' 16c4ss))
\end{aligned}$$

Fig. 4. Robot & Force-Torque Sensor Cartesian Coordinates

To T:

$$\begin{aligned}
\text{綸}'y11 'y1Z ' \text{卅}' y21 \text{ 「乃}2) \text{卅}'y31 \text{ 「乃}2 ' \\
\text{綸}, \text{ } \gamma 12- : , , . , l3 \text{卅}. \text{ } \gamma 22- : l \text{」鞠} \\
(16)
\end{aligned}$$

0

$$\text{卅}'\text{鞠} - \text{ } \gamma 3l \text{」鞠} 0 0$$

$$\text{夕}1 \text{ } 1 \text{ } 1 \text{ } 1 \text{ } 1 \text{ } \text{目}'s \text{ } q\text{난} \text{ } 0 \text{ } 1 \text{ } 2 \text{ } <r' <1 \text{ } 1 \text{ } 1 \text{ } r <1$$

(13) (14)

이와 같은 Matrix를 이용하여 로봇의 기준 좌표계를 중심으로 힘과 모멘트를 구할 수 있다.

다음으로 앞에서 구한 정 기구학을 이용하여 역 기구학을 유도하면 다음과 같다.

(15)

위 식에서 sin과 cos함수를 표현할 때 sin戚1, cosol과 같이 표현하는 경우 전체 식이 복잡하여 본 논문에서는 다음과 같이 표현하였다.

$$\begin{aligned}
sl = \sin \text{尸}1. 52 = \sin 02, \text{鞠} = \sin 03, \text{勾} = \sin 04, s5 = \sin 05, \text{鞠} = \sin 06 \text{ } cl = \cos 61, c2 \\
= \cos 02. \text{이} = \cos \text{ " } 3, c4 = \cos 04, \text{叱} = \cos \text{尸}5, c6 = \cos \text{尸}6 \text{ } 523 = \sin (82 + \\
\text{야}) , c23 = \cos (02 + \text{ez})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\text{여기서 각 조인트 값 } 0, \square \text{ " } 6 \text{을 구하면 다음과 같다. } \text{ " } 1 = \text{Atan}2 (wy, wx) (17) \\
02 = \text{Atan}Z (시, KZ) - \text{Atan}Z (wz, \pm / K) + K\text{囊}, w\text{蝕} (18) \text{ " } 3 = \text{Atan}Z (a3, \\
14) - \text{Atan}Z (K, \pm VaW + l; - K) (19) \text{ " } 4 = A \text{ tan}2 (K8 . \text{』} K7) (20) 0. : \\
\text{Atan}Z (\pm 7K < + Ki - K;) (21) \text{ " } 6 = \text{Atan}2 (- K, 0 . Ko) (22)
\end{aligned}$$

단,

다음으로 로봇의 끝단에 Force-Torque Sensor를 붙여 로봇의 기준 좌표계를 기준으로 힘과 모멘트를 계산하는 방법은 다음과 같다.

Force-Torque Sensor는 26를 중심으로 4507/ 회전되어 있는 형태이다. Force-Torque sensor의 축을 7번 축으로 하고 위에서 구한 전체 Transformation Matrix에 적용하면 다음과 같다.

$$K, = \text{ㅍ} + \text{ㅍ} + \text{ㅍ} + a] - a\text{囊} - a], a\text{葦} - Za, (wxc, + w\beta l) KZ = a2 + a3c3 . \text{心}s3$$

$X3 = aZs_1 + s_3c_3$
 $X4 = clc23r13 + slc23r23 - s23r33$
 $X5 = c_3c23y13 + slc23y23 + 523733$
 $X6 = -s_3r23 + cl_3$
 $X7 = cls23r13 + sls23r23 + c23r33$
 $Ks = -sl_3y23 + cl_3r23$
 $瓜 = cl_3c23r11 + sl_3c23r21 - s23r31$
 의공학회지 : 제24권, 제4호, 2003



로봇을 이용한 상지 재활 시스템에 관한 연구 313

. ' ' ROboI Positi. n * ' '
 * * * R O bOI P Osit - On * * *

Ex per. ment Data SIm u la'] On D ala

Expenment Data

0 0 0 5 0 5 3 3 2 (ε ε] z

200 · 1 50 - 1 00 * 5 0 0 5 0

, . moml

1 00 20○

' ... 00W 測渺3 닛ε 戚

Fig. 5. Simulation & Experiment (triangle)

Fig. 6. Simulation & Experiment (circle)

$K10 = c_3, \text{勿}rlz + s_3, \text{이}鞠 - \text{勿}3r32 \text{이다.}$

위에서 구한 정 기구학과 역 기구학을 Matlab으로 시뮬레이션 결과와 실험 결과를 비교하였다. 실험은 삼각형과 원 궤적을 입력해 주고 로봇 각 축의 인코더 값을 받아 정 기구학을 이용해 로봇 끝단 궤적을 확인하는 방법을 사용하였다. 위의 그림에서 볼 때 원 궤적의 경우는 최대 2mm의 오차를 보이며, 삼각형 궤적의 경우는 최대 4mm의 오차를 보인다. 이러한 오차발생 요인은 각 축의 수렴 속도의 차이로 인해 발생하는 것으로 판단된다.

다. 이와 같은 결과로 볼 때 로봇 기구학은 정확하다고 할 수 있다.

실험 및 결과

Abduction, Horizontal Adduction, Internal Rotation, External Rotation의 운동을 표현해주는 궤적을 마우스로부터 획득하여 실험하였다. 여기서 어깨의 Abduction, Adduction, Horizontal Abduction, Horizontal Adduction운동의 경우 팔의 운동 범위가 Robot의 구동 범위안에 있지 않아 초기 위치를 변경해서 실험하였다. Abduction, Adduction의 경우 로봇의 기준 좌표계인 Z축을 중심으로 -90도 회전시켜 초기 위치를 설정하였고, Horizontal Abduction, Horizontal Adduction의 경우 로봇의 기준 좌표계인 Y축을 중심으로 -90도, Z축을 중심으로 -90도 회전시켜 초기 위치로 설정하였다. Abduction, Adduction, Horizontal Abduction, Horizontal Adduction은 주어진 궤적과 로봇의 궤적을 비교하였다. 이로 인해 모든 팔의 궤적을 로봇의 기준 좌표계를 중심으로 Y-Z평면에서 실시하였다.

이 장에서는 팔의 기본적인 운동인 팔꿈치의 Flexion, 어깨의 Flexion, Extension, Abduction, Adduction, Horizontal

1. 팔의 운동 범위

다 00 이 2

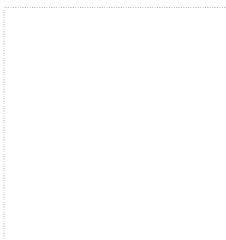
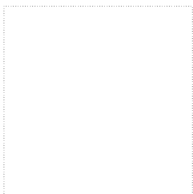
어깨와 팔꿈치의 Flexion 운동은 같은 평면에서의 운동

Fig. 7. Shoulder Flexion. Extension

Fig. 8. Shoulder Abduction. Adduction

Adduction

J. Biomed. Eng. Res: Vol. 24, NO. 4,





3 14

원주연 · 심형준 · 한창수

。 鱗毗魯

귀珊

, x, l* 發Z

W

! . 얹盤씨푼 - 砂Z 금

씨1

、 饜겨黍輻

F. . . 9. Shoulder Horizontal Abduction& Adduction

Fig. 10. Shoulder Internal& External Rotation

2. 실험 결과

다음은 팔꿈치와 어깨 관절의 궤적을 설정하여 각각 실험한 결과이다. R0bot의 구동 범위를 고려하여 각각의 궤적과 초기 위치를 설정하였다.

* * ' E lbOW F 8ex i。 n ' . .

. Expenmenl - S■ mujati。 n

0 50 00 恥' 1 1

' Dg - 50

Ylmoml

50 습00 1 50 200

O r 그 5 0 - ; 卜· 卜O 00 50 00 50 002 2 2 蠱갈 초니 4

사람의 전면을 기준으로 팔을 앞으로 들어올리는 운동을 말하며, Extension운동은 뒤로 들어올리는 운동을 의미한다. 어깨 에서 Flexion, Extension운동이 가능한 것과 달리 팔꿈치는 Flexion 운동만 가능하다. 다음으로 어깨 운동에서 Abduction, Adduction을 살펴보자. Abduction의 경우는 팔을 몸 바깥쪽으로 들어올리는 운동이며, Adduction의 경우는 몸 안쪽으로 들어올리는 운동을 말한다. 다음 그림은 어깨의 Flexion, EXten, sion, Ab七luction, Adduction운동을 나타내는 그림이다. 다음으로 어깨 운동의 Hohzontal Abduction, HOrizontal Adducti醐을 살펴보자. 팔을 수평하게 어깨 높이까지 들어 올린 후 움직이는 것을 말하며, 몸 앞쪽으로 운동하는 것을 HO」 rizontalAddtlction이라 하며 몸 뒤쪽으로 운동하는 것을 Ho- rizontal Abduction이라 한다. 마지막으로 어깨 운동의 Inter- nal Rotation, Extemai Rotation을 살펴보자. 팔을 어깨 높이 까지 들어 올린 후

팔꿈치를 90도 꺾어 팔을 몸 앞쪽으로 향하게 한 것을 기본적인 위치로 하여 아래쪽으로 운동하는 것을 Internal Rotation, 위쪽으로 운동하는 것을 External Rotation이라 한다. 다음 그림은 Horizontal Abduction, Horizontal Adduction, Internal Rotation, External Rotation을 나타낸다. 사람 팔의 평균 운동 범위를 정리해 표로 나타내면 다음과 같다 [14].

Fig. 11. Elbow Flexion (Comparison of Experiment & Simulation)

Tab. 2. Range of Arm movement

Joint: Shoulder

Shoulder

Motion Name

Flexion

Extension

Abduction

Adduction

Internal Rotation

External Rotation

Average range of motion (degrees)
 Flexion: 0 ~ 150
 Extension: 0 ~ 180
 Abduction: 60 ~ 180
 Adduction: -30 ~ 135
 Internal Rotation: 0 ~ 75
 External Rotation: 0 ~ 90

다음은 팔의 운동 범위의 궤적을 입력하여 각각 실험한 결과이다. 위 그림의 실험 데이터와 시뮬레이션을 로봇 구동 범위의 전체로 보면 큰 오차가 보이지 않는다. 따라서 오차가 큰 부분을 확대하여 (B)로 나타내었으며 팔꿈치의 Flexion운동에서 최대 4mm의 오차가 나타나며, 위의 실험 결과 그래프에 나타난 어깨 운동인 Flexion, Extension, Horizontal Abduction, Horizontal Adduction, Internal Rotation, External Rotation에서는 최대 3mm의 오차가 존재한다. 이것은 로봇의 각 축의 수렴속도 및 초기위치 설정에서 발생하는 오차로 인해 발생한다고 판단된다. 또한 어깨의 Abduction, Adduction, Horizontal Abduction, Horizontal Adduction운동의 경우 로봇의 구동 범위가 팔의 운동 범위를 포함하지 못해 다른 운동과 동일한 위치를 초기 위치로 설정하여 실험하지 못했다. 의공학회지 : 제24권, 제4호, 2003



로봇을 이용한 상지 재활 시스템에 관한 연구

315

* 'Shoulder Flexion'

"Shoulder Flexion"

5 00 ,

T- ExPe繭。 nt l

2 00

80 60 40 20 00 80 60 40 20 。 【E E-z

400 ,

O - 1 1! - 1- ! 1 ... 。 50

300 卜

K 「稿

00 00 0 00 00 00 2 1 1 2 3 r E-E- N

7

400 ·

ㅋ00 30 0

繭。

' 00

{ 』 0 1 00 y 【m m]

2古。

3占。

4」 石

3枋

.. 1 _ _ _ . 八

360

350

400

42 0

(A)

y陋 ml (B)

Fig. 12. Sho shoulder Flexion (Comparison of Experiment & simulation)

' ' ' S h。 Ulder E xtenB lon ' "

" ' S hOU ld e r E xtBnS * 10n " "

「각」 111

0 「

E xPe "m 。 nt S - m u lat ion

280 「

50 .

- , 『T를틈

xperim ent im ulallon

麗。 (嫩

I DO *

以

1 50 L

견`

튼 - 2. . . - 250 卜

b`

3. . I

300 E E ■汀- 310

楸`

豸`

320

b`

>`

350 卜

3] O

40囊Lo

300 _ 250200 . 1 50 . 1 00 _ 50 y 【m mJ

(A)

1有。

_ - 육- - 1 4 0

1늑

1 00

노 ... 珞

1 1 - 50

y! mmJ (B)

Fig. 13. Shoulder Extensjon (Comparjson of Experiment &Simulation)

50 55 60 65 仰

' ' ' S h. ulder] nte 「nal Rotatlon ' ' ' 卜Tf , T

|| 'ShOUld. 「InlernaI R. '히. On " '

200

- Experiment - Simulation

150

100

50

, 0

. 0

80

50

100

以

85

90

150

95

203

100

150 - 100 '50 0 SD I DO 150 ZOD y [mm]

(A)

60

70

80

90

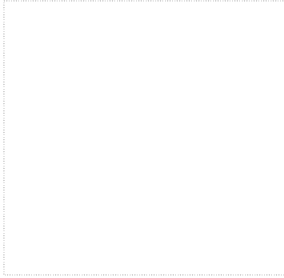
100

ylm m] (B)

Fig. 14. Shoulder Internal Rotation (Comparison of Experiment & Simulation)

J. Biomed. Eng. Res; VOL. 24, No. 4, 2003





316

원주연 · 심형준 · 한창수

· "S houlder E xternal ROlati。 n ' "

' * * S hO U lde r E X le rn. 】 ROlatiOn ' * *

200

. E xPenment . S - m ulat- 。 n

1 5Q

1 50 ,

최

1 45 른

- Expenment - S im u lat- 。 n

1 4D

1 00

1 35

50

1 3D

성輓

노

, 盼。 , 。

1 00

1 50

[125 1 20 1 15 1 10

1 00

20을00

1 5n

1 00

50 0 7]m m] (A)

50 I D0 1 50 POO

50

60

70

80

9 0

1 00

ylm m] (B)

Fig. 15. Shoulder External Rotation (Comparison of Experiment & Simulation)

" ' Sh. u. r Abduc' , 0 " " ' , t

- Expenment

* " Sh. ulderAbdUC. On '

500

Expe nm ent S lm ulailon

400

I BD

1 60

30D

1 4D

2 00

1 2D

1 00 。

00 80 【E E -z

【 EE」 z

1 00

60

200

40

300 }-

20

40.요.

a O O

2 0 0 1 0 0

0 1 00 y lm m]

200 30 0 400 500

320

34 0 36Q ylm m l

380

4DO

(A)

(B)

Fig. 16. Shoulder AbduCtion (Comparison of E× penment &Simulation)

" ' S ho u ㄴe r ^ dd U C[, On " ' '

' ' ' S h. ulder A dduCllon ' ' ' '

50

- Exp. nment - S] m ulat ion

, Exp. nment . SImubt. on

, , ' k

1 00

50 .

ㄴ

ㄴ

1 00

1 10

1 50

200

250

300

ㄴ· 1 20 E 시 _ 1 30

ee Eㄴ 」 "

1 40 ㄴ

ㄴ\



= 30 召X335

350 卜

400

400 350 = 300 → 2 50 → 200

1 50

150 . 1. D '5. 8 50

1 37 0 - 3 65 - 360 - 35 5

35 0

345

340

y 【m m】 (A)

ylm m】 (B)

Fig. 17. Shoulder Adduction (Comparison of Experiment & Simulation) 의 공학회지 ; 제24권, 제4호, 2003



로봇을 이용한 상지 재활 시스템에 관한 연구

" ' Sh. ulder H. rizontal ^ b d uc ti. n ' ' . . ' S hould er Ho riZ. nla l Abd uCI 【n ' "

317

1 50 1 00 「

- Expenment - S 'mulaJOn

각

石10 15 20 洲 【E ㅅ】 z

1 50 200 2 50 300 35 0 400 450 500 55 0

[
 l } } h o 50 。 50 on 50 00 50 001 1 1 1 2 2 3 【 E E] z
 ylm m] (A)
 ylm m] (B)

Fig. 18. Shoulder Horizontal Abduction (Comparison of Experiment & Simulation)

淑es rIz0 Ho ! Sho - . . . 「(20
 ~ 'Sho. ulder H. nZ. ntaI Adductnn " '
 20 00 80 60 40 20 on 2 2 1 1 1 1 1 【 EE-z
 - Expenment - S im u lat- On
 300 2 00 」 1 00 0 1 00 20 0 300 400 500 ylm m]
 (A)

H } } + } ■ } 테 0 00 00 00 00 00 00 00 。 00 00 7 6 5 4 3 2 1 1 2 【 E E]
 N

Fig. 19. Shoulder Horizontal Adduction (Comparison of Experiment & Simulation)

따라서 어깨의 Abduction, Adduction, HoriZontal Abduction, HorizontalAdduction운동의 경우 로봇의 기준 좌표계를 기준으로 Y- Z평면에서 팔 길이를 입력하여 주어진 궤적과 로봇의 데이터만 비교하는 것으로 대신하였다.

결론 및 고찰

본 논문에서는 로봇을 재활에 적용하여 연구하였다. 실험 결과 시뮬레이션 데이터와 실제 로봇의 구동 데이터에서 최대 4ITlrTI의 오차가 발생함을 알 수 있다. 이러한 오차는 로봇과 인체가 연결되는 부분에서 발생하는 것으로 상지의 운동 범위에 비해 아주 작은 오차로 판단된다. 본 연구에서는 마우스를 이용하여 정상인 팔의 데이터를 획득하여 CP炸1과 KmJ· COIW 과 같은 2차원에 대해서 적용하였다. 그러나 이것을 확장하여 3차원에서 사용할 수 있도록 힘 방향이 고려된 3차원 마스터

암을 개발해 팔 전체의 자유도를 표현 할 수 있도록 시스템을 구성할 수 있다. 또한 현재의 로봇으로는 팔 전체의 운동 범위를 표현해주기 어려운 단점이 있다. 따라서 보다 넓은 구동 범위를 나타내는 로봇으로 대체하여야 할 것으로 판단되었다. 또한, 재활운동 시스템으로써의 가능성을 보다 분명히 확인 할 수 있도록 임상실험에 적용할 필요성이 확인되었으며, 본 연구에서 제안한 시스템을 기본으로 하여 6자유도 마스터 로봇을 도입한다면 상지를 포함한 인체의 다양한 관절의 재활운동에 적용할 수 있는 인간 친화적인 재활 시스템으로 개발할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

1. Sivenius J. , Pyorala K. , Heinonen O. P. , Salonen I. T. , & Rikkinen P. , "The Subjective Perception of Intensity of Rehabilitation - J. Biomed. Eng. Res: Vol. 24, No. 4, 2003 318
원주연 · 심형준 · 한창수
2. 김문숙, "뇌졸중 환자의 주간 재활 간호 프로그램과 이용 효과에 대한 요구", 최신의학, 2000, 43권, 1호, pp. 42- 50 3. 안용팔, "뇌졸중환자의 재활", 대한의학협회지, 1981, 24 권, 2호, pp. 128- 134
4. 황지혜, "어깨손상의 비수술적 치료와 재활", 최신의학, 1999, 42권, 6호, pp. 17- 17
5. 태석기, "어깨 질환의 진단 및 치료", 대한 의사회지, 2000. 43권, 9호, pp. 831- 838
6. Boissy, P. , Bourbonnais, D. , Aubert, M. P. , Goyette, M. & Steel C. , "A Subjective Perception of Intensity of Rehabilitation for the Shoulder and Elbow Torques", IEEE- EMBC and CMBEC, 1995
7. Peter 5. Lum, Charles G. Burgar, Deborah E Kenney, H. F. Machiel Van der Loos, "Quantification of force abnormalities during passive and active assisted upper- limb reaching movements in post- Stroke hemiparesis", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 46, NO. 6, JUNE 1999
8. Inhyuk Cha and Changsoo Han, "The Robust Robot Controller Design by Using the Parameter Multiplier", Proceedings of the 2000 IEEE/ RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2000) Volume 1, IEEE Industrial Electronics Society/ IEEE Robotics and Automation Society/ Robotics Society of Japan, Kagawa University, Takamatsu, Japan, pp. 763- 768, October, 31 November 2000 9. C. W. Choi, H. S. Choi, C. S. Han, "Development of the pneumatic physiotherapy robot with a hybrid type", AROB 7th, 2002, vol. 1, pp. 467- 470 10. Kiyoshi Nagai, Isao Nakanishi, Hideo Hanafusa, Saeko Kawamura, Masaaki Makikawa, Noriyuki Tejima, "Development of a 8 DOF Robotic Orthosis for Assisting Human Upper Limb Rotation", International Conference on Robotics & Automation, May 1998 n. Rajiv V. Dubey, James A. Euler, Scott M. Babcock, "Real- Time Implementation of a Control Scheme for Seven Degrees of Freedom Redundant Manipulators", IEEE TRANSACTIONS ON ROBOTICS AND AUTOMATION, VOL. 7, NO. 5, OCTOBER, 1991
12. PAOLO ROCCO, GIANMARIO FERRETTI, GIANANTONIO MAGNANI, "Robust Force Control for Industrial Robots in Contact with Stiff Surfaces", Automatica, Vol. 33, NO. 12, pp. 2041- 2047, 1997 13. DINESH Manocha, John F. Canny, "Real Time Inverse Kinematics for General 6R Manipulators", IEEE International Conference on Robotics and Automation, May 1992
14. R. Fazel-Rezai, E. Shwedyk, S. Onyshko, J. E. Cooper, "POWER ANALYSIS

OF [IPPER LIrB MO V凡礪교Vr ', 18th Annual Intemational COnference of the
IEEE, Engineering in Medicine and Biology 50- ciety, AITlsterdam 1996
의공학회지 : 제24권, 제4호, 2003

K C I