

## 다 관절 재활운동을 위한 생체역학적 운동구현 시스템 개발

이용석<sup>1</sup>, 백춘석<sup>2</sup>, 장재호<sup>1</sup>, 심형준<sup>2</sup>, 한창수<sup>3</sup>, 한정수<sup>4</sup>

<sup>1</sup>한양대학교 정밀기계공학과, <sup>2</sup>한양대학교 메카트로닉스공학과,  
<sup>3</sup>한양대학교 기계정보경영학부, <sup>4</sup>한성대학교 기계시스템공학부  
(2004년 7월 19일 접수, 2004년 12월 20일 채택)

### Development of a Biomechanical Motion System for the Rehabilitation of Various Joints

Y. S. Lee<sup>1</sup>, C. S. Baek<sup>2</sup>, J. H. Jang<sup>1</sup>, H. J. Sim<sup>2</sup>, C. S. Han<sup>3</sup>, J. S. Han<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Dep. of Precision Mechanical Engineering, Hanyang Univ.,  
<sup>2</sup>Dep. of Mechatronics Engineering, Hanyang Univ.,  
<sup>3</sup>Dep. of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.  
<sup>4</sup>Dep. of Mechanical Engineering, Hansung Univ.  
(Received July 19, 2004. Accepted December 20, 2004)

**요약** : 기존의 재활운동 장치들은 상지 또는 하지의 특정한 관절에 대해서만 재활운동이 가능하게 개발되었다. 따라서 여러 관절을 재활시키고자 할 경우, 그에 맞는 다양한 종류의 재활기구 들이 필요하다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 본 연구에서는 각 관절에서 이루어지는 다양한 재활운동을 통합 구현하는 CMRS(CIM and Robotics Lab. Multi - joint Rehabilitation System)을 제안하였다. 이 시스템을 위해 인체의 상지 및 하지에 대한 기구학적 특성을 이용하여 각 관절의 회전 특성 및 좌표관계를 조사하였으며, 이와 같은 연구를 바탕으로 재활운동 기구 제작 시 알맞은 메커니즘을 제시하고, 다양한 재활 부위와 이를 재활 운동시키는 헤드부의 위치관계를 연구하였다. 시뮬레이션을 통하여 재활운동 시스템의 가능성을 판별하였고, 안정되고 편리한 위치 조정을 위한 베이스프레임을 개발하였다. 이를 고려하여 최종적으로 8개의 자유도를 가진 CMRS를 개발하였으며 다 관절을 하나의 시스템으로 재활 가능할 것이라 사료 된다.

**Abstract** : The existing rehabilitation systems were developed to exercise specific joints only. Therefore rehabilitating the various joints of human, various kinds of devices are need. To overcome these defects, this paper proposed the CMRS, an integrated system that performs various rehabilitation exercises. The characteristics of motion and the positions between human body and the system were investigated with the kinematics analysis of upper and lower limb of human body. We presented a proper mechanism to develop a rehabilitation device on the base of the study and studied the relative positions between head part and human joints. Through the simulations, the possibility of rehabilitation system was verified. And the base frame was also developed for convenient and stable position control. Finally, the CMRS was developed as an 8 degree of freedom mechanism. It is expected that the CMRS will be applied to the rehabilitations of various joints.

**Key words**: Various joints, Rehabilitation, CMRS(CIM and Robotics Lab. Multi - joint Rehabilitation System)

## 서 론

의학의 발달 및 생활환경이 개선되면서 인간의 수명이 연장됨에 따라 노인인구가 증가하고, 노인에게 많이 발병하는 뇌졸중이 증가하고 있다.[1] "미국의 경우 심질환과 암에 이어 뇌졸중이 세 번째 사인으로 나타나고 있다." [2] 또한, 삶의 질이 향상되면서 여가선용을 위한 스포츠 활동

이 증가하고 있으며, 스포츠 활동시 발생될 수 있는 갑작스러운 운동과잉에 의한 정형외과적 질환이 증가하고 있다. 이러한 뇌졸중이나 스포츠 활동으로 인해 발생하는 정형외과적 질환의 경우 재활치료를 위한 방법이 매우 중요하다. 회복기간을 단축하기 위해서 지속적인 운동과 다양한 재활 훈련이 필요하다[3][4][5]. 일반적인 치료방법은 물리치료사가 환자를 직접 치료하는 방법이 대부분이었으나, 현재는 다양한 기구 및 로봇에 의한 치료가 적용되고 있다. [6][7][8][9]

기존에 사용된 재활 장치를 살펴보면 D. Khalili는 두 개의 로봇 팔을 이용하여 무릎관절을 위한 CPM(Continuous-Passive Motion) 기구장치를 개발하여 재활 및 스포츠 손

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(과제번호: R01-2003-000-11635-0) 지원으로 수행되었음.

통신저자 : 이용석, (425-791) 경기도 안산시 사1동  
한양대학교 기계공학과 제어공학실험실  
Tel. 031-400-4062, Fax. 031-406-6242  
E-mail. pacheonhwang@hotmail.com

상을 위한 치료에 적용하였으며[7], P.S. Lum과 D.J. Reinkensmeyer은 손목을 위한 H-O-H 시스템(Hand-object-hand System)을 개발하여 양손에 물건을 쥐고 옮기는 방법을 이용하여 재활운동에 적용하였다[8]. 또한 T. Noritsugu는 2자유도의 공압 고무 인공근육기구를 이용한 치료로봇을 개발하여 상지재활에 이용하는 방법을 개발하였으며[9], D.J. Reinkensmeyer는 뇌 손상 후 상지 관절의 움직임에 대한 운동범위의 회복을 위하여 재활 및 운동 평가를 실험을 통해 분석하는 장치인 ARM(Assisted Rehabilitation and Measurement)를 개발 하였다[10]. 이외의 다수의 상지 및 하지를 위한 기구가 개발되었다[11][12][13].

위의 각 장치들은 상지 또는 하지의 특정한 관절에 대해서만 재활운동이 가능하게 개발되어 다른 관절을 재활하고자 할 경우, 물리치료사가 직접 치료하는 방법 및 또 다른 재활운동 시스템을 이용하여 재활시켜야 하는 단점이 발생한다. 본 논문은 이러한 단점을 보완하기 위하여 각 관절에서 이루어지는 다양한 재활운동을 하나의 시스템으로 통합하여 자동 위치 조정이 가능한 장치인 CMRS을 개발하였다.

따라서 본 논문에서 제안한 재활운동 시스템을 개발하기 위하여 인체의 상지 및 하지에 대한 기구학적 특성을 조사하여 각 관절의 회전 특성 및 좌표관계를 연구하였으며, 이러한 기구학적 특성을 이용하여 재활운동에 알맞은 메커니즘을 제시하고 다양한 재활 부위와 이를 운동시키는 헤드부의 위치관계를 조사하였다. 또한 헤드부의 기구학 해석을 통하여 다관절 재활에 필요한 기구를 설계하였으며, 시뮬레이션을 통하여 안정되고 편리한 위치 조정을 위한 베이스프레임을 제시하였다.

**인체 기구학적 해석 및 재활 기구 제시**

**1. 인체 기구학적 해석**

보철, 보조의학 장치 및 스포츠 손상 시 재활치료 장치, 물리치료 장치를 개발하는 데 있어서 인체의 기구학적 특성이 중요하게 다루어지고 있다[7]. 이에 따라 본 논문에서 제시한 다관절 재활 운동 장치의 설계 및 운동위치에 대한 기준을 위해 인체의 관절에 대한 기구학적 특성을 아래와 같이 조사하였다.

인체의 관절에 대한 기구학적 특성을 조사하기 위해 '그림 1'과 같이 치골(Pubis)을 중심으로 상지와 하지의 좌표 및 관절 사이의 길이를 나타내었다. 상지 관절의 어깨는 각각의 Z축으로 회전하는 3자유도로 구성되어 있으며, 팔꿈치는 Z축 방향으로 1자유도의 회전, 손목은 각 Z축으로 회전하는 3자유도로 구성된다. 또한 하지 관절 중 고관절은 3자유도, 무릎은 1자유도 발목은 3자유도로 구성되어 있다. 모든 자유도는 회전운동에 관한 자유도이며, 각 관절의 회전에 관한 축 및 각 관절 사이의 길이는 '표 1'과 '표 2'와 같이 표현하였다. 또한 '표 3'과 '표 4'에서 나타낸 D-H Table(Denavit - Hartenberg Table)을 이용하면 치골을 기준으로 각 관절의 변환행렬을 구할 수 있으며, 각 관절이 운동 시 기준위치(치골)에 대한 관절의 상대운동 위치를 구할 수 있다.

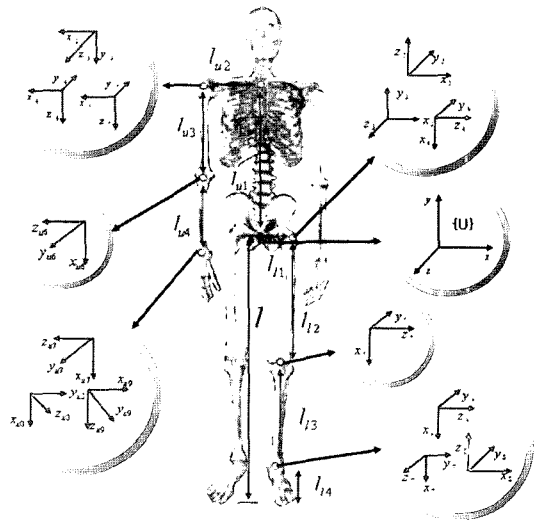


그림 1. 인체 기구학적 모델  
Fig. 1. Kinematics model of human body

표 1. 회전 축  
Table 1. Axis of the rotation

Joints	Degree of freedom	Axis of the rotation
Shoulder	3	$Z_{u3}, Z_{u4}, Z_{u5}$
Elbow	1	$Z_{u6}$
Wrist	3	$Z_{u7}, Z_{u8}, Z_{u9}$
Hip joint	3	$Z_{l2}, Z_{l3}, Z_{l4}$
Knee	1	$Z_{l5}$
Ankle	3	$Z_{l6}, Z_{l7}, Z_{l8}$

표 2. 체절들의 길이  
Table 2. Length of body segments

Variables	Segments
$l$	Ground ~ Pubis
$l_{u1}$	Pubis ~ Top of the Manubrium
$l_{u2}$	Distal Clavicle
$l_{u3}$	Distal Humerus
$l_{u4}$	Distal Radius
$l_{l1}$	Pubis ~ Hip joint
$l_{l2}$	Distal Femur
$l_{l3}$	Distal Tibia
$l_{l4}$	Ground ~ Ankle

표 3. 상지의 D-H Table

Table 3. D-H Table for Upper limb

$i$	$\alpha_{i-1}$	$a_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$
1	0	0	0	$\theta_1$
2	0	$l_{u1}$	0	$\theta_2$
3	0	$l_{u2}$	0	$\theta_3$
4	$-90^\circ$	0	0	$\theta_4$
5	$-90^\circ$	0	0	$\theta_5$
6	0	$l_{u3}$	0	$\theta_6$
7	0	$l_{u4}$	0	$\theta_7$
8	$-90^\circ$	0	0	$\theta_8$
9	$90^\circ$	0	0	$\theta_9$

표 4. 하지의 D-H Table

Table 4. D-H Table for Lower limb

$i$	$\alpha_{i-1}$	$a_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$
1	0	0	0	$\theta_1$
2	$-90^\circ$	$l_{l1}$	0	$\theta_2$
3	$90^\circ$	0	0	$\theta_3$
4	$-90^\circ$	0	0	$\theta_4$
5	0	$l_{l2}$	0	$\theta_5$
6	0	$l_{l3}$	0	$\theta_6$
7	$90^\circ$	0	0	$\theta_7$
8	$-90^\circ$	0	0	$\theta_8$

## 2. 재활기구 분석 및 기구제시

### 1) 헤드부의 기구학적 해석

재활운동장치는 재활 운동을 구현하는 헤드부(다른 장비에서는 dynamometer라 칭함)와 환자의 위치를 조정하는 의자부로 구분할 수 있다. 각 장치들은 운동에 따라 알맞은 위치로 조정되어지고, 각 장치들의 구동 시 환자나 치료사의 편리함을 고려하여야 하며, 또한 본 논문에서 제시한 하나의 재활 장치를 이용하여 다 관절을 재활할 수 있도록 고안되어야 한다. 이러한 설계 조건을 고려하여 '그림 2'와 같은 헤드부를 설계하였다.

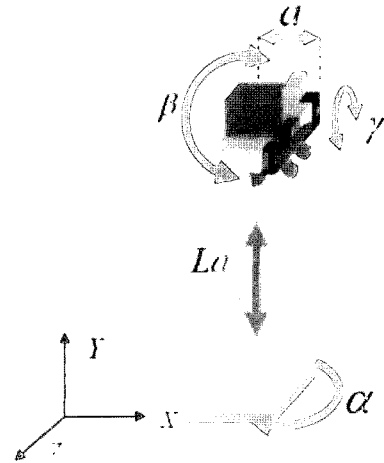


그림 2. 헤드부  
Fig. 2. Head part

'그림 2'는 재활 운동을 위한 자유도를 포함하는 전체 4 자유도 시스템이다. 하단 첫 번째 링크는  $a$ 와 같이 헤드부의 기준 프레임에서  $Y$ 축에 관한 회전을 갖고, 두 번째 링크는  $Y$ 축에 관한  $L_a$  만큼의 길이 조정이 가능하며, 링크 말단 부분은 재활 운동에 따라 회전 중심의 각을 조절할 수 있는  $\beta$ 의 회전이  $Z$ 축을 중심으로 이루어진다.  $\gamma$ 는 신체 구속 장치를 헤드부에 장치하여 관절 재활 운동을 시키는  $X$  축 방향의 회전이다. 다음과 같이 설계한 헤드부의 기구학적 해석을 통하여 D-H Table을 '표 5'와 같이 구하였으며, 각 프레임에 대한 Transformation matrix를 구하면 다음과 같다[15].

표 5. 헤드부의 D-H Table

Table 5. D-H Table for Head part

	$\alpha_{i-1}$	$a_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$
1	$-90^\circ$	0	0	$\theta_1$
2	0	0	$L_a$	$\theta_2$
3	$90^\circ$	0	0	$\theta_3$
4	$90^\circ$	0	0	$\theta_4$
5	0	0	$a$	0

여기서  $\theta_2 = 0$

$${}^0_1T = Rot(\hat{X}_0, -90^\circ) Rot(\hat{Z}_1, \theta_1) \quad (1)$$

$${}^1_2T = Trans(\hat{Z}_2, l_a) Rot(\hat{Z}_2, 90^\circ) \quad (2)$$

$${}^2_3T = Rot(\hat{X}_2, 90^\circ) Rot(\hat{Z}_3, \theta_3) \quad (3)$$

$${}^3_4T = Rot(\hat{X}_3, 90^\circ) Rot(\hat{Z}_4, \theta_4) \quad (4)$$

$${}^4_5T = Trans(\hat{Z}_5, a) \quad (5)$$

여기서  $l_a$ 는  $\hat{Z}_2$  축을 따라 이동된 거리를 말하며  $a$ 는  $\hat{Z}_5$  축을 따라 이동된 거리를 말한다.

2) 의자부의 기구학적 해석

의자부는 재활운동을 위해 환자를 원하는 위치로 조정 및 고정을 하는 역할을 한다. 기구학적 측면에서 보면 의자는 단순히 사용자의 위치만을 고려하므로 해석이 간단하여 생략하고, 사용자의 위치 및 관절에 대한 회전 위치만을 고려하였다.

시뮬레이션

1. 재활운동의 기구학적 해석

본 논문에서 제시한 재활기구의 재활 가능성에 대해 알아보기 위해 기존에 알려진 관절 재활운동 중 대표적인 몇 가지 운동에 대한 기구학적 해석을 다음과 같이 수행하였으며, 다음에서 얻어진 결과를 바탕으로 헤드부와 의자부의 베이스 프레임을 설계하였다.

1) 어깨관절의 외전/내전 운동

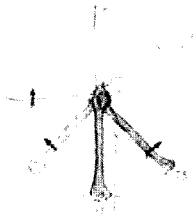


그림 3. 어깨 외전/내전  
Fig. 3. Shoulder Abduction/Adduction.

어깨 관절 운동 중 외전운동과 내전운동의 운동범위는 '그림 3'에서 보이는 것과 같이 외전운동은  $0^\circ \sim 180^\circ$  이고, 내전운동은  $0^\circ \sim -70^\circ$  이다.[15][16] 치골(Pubis)을 기준 좌표로 정하고 어깨까지의 위치 및 자세에 대해서 앞에서 구한 D-H Table을 이용하여 좌표변환 및 변환행렬을 구하면 다음과 같다.

$${}^0_1T = Rot(\hat{Z}_{u1}, 90^\circ) \tag{6}$$

$${}^1_2T = Trans(\hat{Z}_{u2}, l_{u1}) Rot(\hat{Z}_{u2}, 90^\circ) \tag{7}$$

$${}^2_3T = Trans(\hat{X}_{u2}, l_{u2}) Rot(\hat{Z}_{u3}, \theta_3) \tag{8}$$

$${}^3_4T = Rot(\hat{X}_{u3}, -90^\circ) Rot(\hat{Z}_{u4}, \theta_4) \tag{9}$$

$${}^0_4T = \begin{bmatrix} -\cos\theta_3 \cos\theta_4 & \cos\theta_3 \sin\theta_4 & -\sin\theta_3 & l_{u2} \\ -\sin\theta_3 \cos\theta_4 & \sin\theta_3 \sin\theta_4 & -\cos\theta_3 & 0 \\ -\sin\theta_4 & -\cos\theta_4 & 0 & l_{u1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{10}$$

여기서  $l_{u1}$ 은 Pubis과 Top of the Manubrium사이의 거리이며,  $\hat{Z}_{u2}$  축을 따라 이동한다.

또한,  $l_{u2}$ 은 Distal Clavicle의 길이이며,  $\hat{X}_{u2}$  축을 따라 이동한다.

같은 방법으로 무릎관절의 신전/굴곡운동, 발목관절의 전굴/배굴운동, 팔꿈치관절의 신전/굴곡운동을 좌표변환하였다.

2) 무릎관절의 신전/굴곡운동

$${}^0_1T = Rot(\hat{X}, 90^\circ) Rot(\hat{Z}_{11}, \theta_1) \tag{11}$$

$${}^1_2T = Trans(\hat{X}_{11}, l_{11}) Rot(\hat{Z}_{12}, \theta_2) \tag{12}$$

$${}^2_3T = Rot(\hat{X}_{12}, -90^\circ) Trans(\hat{Z}_{13}, \theta_3) \tag{13}$$

$${}^3_4T = Rot(\hat{X}_{13}, -90^\circ) Trans(\hat{Z}_{14}, \theta_4) \tag{14}$$

$${}^4_5T = Trans(\hat{X}_{14}, l_{12}) Rot(\hat{Z}_{15}, \theta_5) \tag{15}$$

여기서  $l_{11}$ 은 Pubis과 Hip joint사이의 거리를 나타내며,  $\hat{X}_{11}$  축을 따라 이동한다.

또한  $l_{12}$ 는 Distal Femur의 길이이며,  $\hat{X}_{14}$  축을 따라 이동한다.

3) 발목관절의 전굴/배굴운동

$${}^0_1T = Rot(\hat{X}, 90^\circ) Rot(\hat{Z}_{11}, \theta_1) \tag{16}$$

$${}^1_2T = Trans(\hat{X}_{11}, l_{11}) Rot(\hat{Z}_{12}, \theta_2) \tag{17}$$

$${}^2_3T = Rot(\hat{X}_{12}, -90^\circ) Trans(\hat{Z}_{13}, \theta_3) \tag{18}$$

$${}^3_4T = Rot(\hat{X}_{13}, -90^\circ) Trans(\hat{Z}_{14}, \theta_4) \tag{19}$$

$${}^4_5T = Trans(\hat{X}_{14}, l_{12}) Rot(\hat{Z}_{15}, \theta_5) \tag{20}$$

여기서  $l_{11}$ 은 Pubis과 Hip joint사이의 거리를 나타내며,  $\hat{X}_{11}$  축을 따라 이동한다.

또한  $l_{12}$ 는 Distal Femur의 길이이며,  $\hat{X}_{14}$  축을 따라 이동한다.

4) 팔꿈치관절의 신전/굴곡운동

$${}^0T = Rot(\hat{Z}_{u1}, 90^\circ) \tag{21}$$

$${}^1T = Trans(\hat{Z}_{u2}, l_{u1}) Rot(\hat{Z}_{u2}, 90^\circ) \tag{22}$$

$${}^2T = Trans(\hat{X}_{u2}, l_{u2}) Rot(\hat{Z}_{u3}, \theta_3) \tag{23}$$

$${}^3T = Rot(\hat{X}_{u3}, -90^\circ) Rot(\hat{Z}_{u4}, \theta_4) \tag{24}$$

$${}^4T = Rot(\hat{X}_{u4}, 90^\circ) Rot(\hat{Z}_{u5}, \theta_5) \tag{25}$$

여기서  $l_{u1}$  은 Pubis과 Top of the Manubrium사이의 거리이며,  $\hat{Z}_{u2}$  축을 따라 이동한다.

또한,  $l_{u2}$  은 Distal Clavicle의 길이이며,  $\hat{X}_{u2}$  축을 따라 이동한다.

2. 재활 운동의 시뮬레이션

본 논문에서 제시한 재활기구가 기존에 재활 기기 들이 수행하는 재활 운동이 가능한지를 알아보기 위해 앞에서 분석한 재활장치의 기구학적 해석과 재활운동 할 때 발생 되는 인체의 기구학적 해석을 가지고 다음과 같이 시뮬레이션을 하였다. 이 시뮬레이션을 위해 우선 신장 180[cm] 를 가진 인체를 선정 후 Drills, R. 과 R. Contini가 제안한 방법[17]에 의해 관절 사이의 길이를 구한 후 재활장치와 인체의 시뮬레이션을 실시하였다.

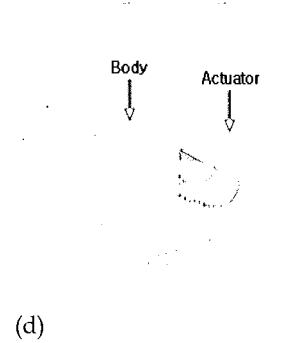
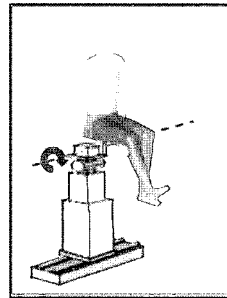
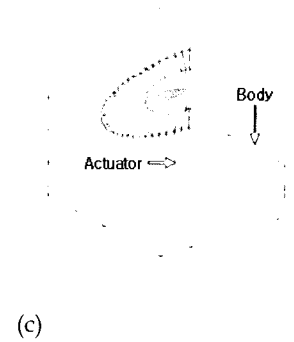
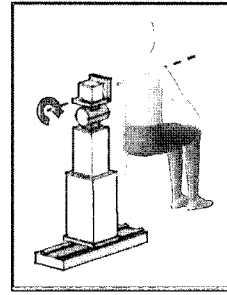
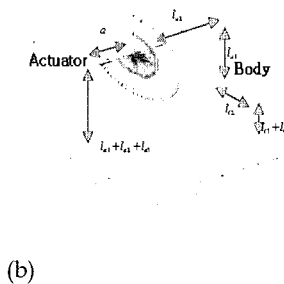
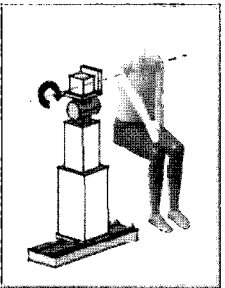
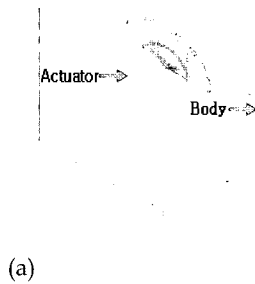
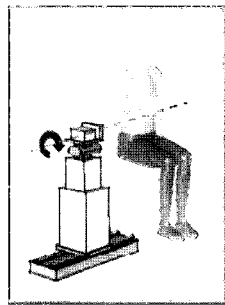


그림 4. 시뮬레이션 결과. (a) 팔꿈치 신전/굴곡, (b) 어깨 신전/굴곡, (c) 어깨 외전/내전, (d) 무릎 신전/굴곡  
 Fig. 4. Simulation Result. (a) Elbow Extension/Flexion, (b) Shoulder Extension/Flexion, (c) Shoulder Abduction/Adduction, (d) Knee Extension/Flexion.

‘그림 4(a)’에서 ‘그림 4(d)’까지는 각 재활운동 시 헤드부와 인체와의 상대적 위치와 시뮬레이션 결과를 나타낸 그림이다. 좌측에 있는 그림이 상대적 위치이며 이를 시뮬레이션 한 결과가 우측에 나타나 있다. 좌측의 그림들에서 실선은 헤드부에 부착된 actuator의 회전축을 나타내고 화살표로 회전방향을 표시해 주고 있다. ‘그림 4(a)’은 재활운동 중 팔꿈치관절의 신전/굴곡 운동을 하였을 경우 재활장치와 인체의 재활운동 궤적에 대해 나타내고 있다. 팔꿈치관절의 신전운동과 굴곡운동의 운동범위는 각각 0° ~ 145° (굴곡), 0° ~ -5° (신전)이다. 사람의 오른팔을 대상으로 실험하였으며, ‘그림 1’에서처럼 지면에서 축으로 증가하는 방향으로 높이를 나타내었고, Body 부분의 실선은 관절 사이의 길이를 나타내고, Actuator 부분의 실선은 헤드부의 높이를 나타내고 있다. 그래프의 안쪽 별표시로 된 원 궤적은 관절의 회전을 나타내고 있으며, 바깥쪽 별표시로 된 원 궤적은 팔의 운동 유도를 위한 헤드부에 장착된 구속기구의 회전을 나타내고 있다. 이와 유사한 방법으로 다른 관절 운동의 시뮬레이션을 실행하였다. ‘그림 4(b)’, ‘그림 4(c)’, ‘그림 4(d)’

3. 베이스프레임

위에서 얻은 시뮬레이션 결과를 바탕으로 신체와 접촉하여 재활 운동을 실행하는 헤드부와 재활 운동을 보조하는 의자부의 위치를 조정하는 베이스 프레임에 고안하였



다. 시뮬레이션에서 얻어진 결과 중 팔꿈치 신전/굴곡의 경우 몸을 기준으로 헤드부는 몸의 앞쪽 좌/우측에 위치할 수 있어야 하며, 어깨 신전/굴곡의 경우도 헤드부는 양 어깨와 같은 선상에 좌/우측에 위치하여야 한다. 또한 어깨 외전/내전의 경우 헤드부는 몸의 뒤쪽 좌/우측에 위치할 수 있어야 한다. 무릎의 신전/굴곡의 경우 헤드부는 몸의 앞쪽 좌/우측에 위치할 수 있어야 한다. 이를 고려하면 의자부(몸)를 중심으로 헤드부의 베이스 프레임이 회전하는 방식 '그림 5'과 T형 모양의 베이스 프레임 '그림 6'을 고려할 수 있다. '그림 5'은 의자부가 위치한 부분과 헤드부의 이동에 따라 얻어지는 공간이 있어, 공간의 활용이 용이하며, '그림 6'은 고정된 베이스 프레임을 가지고 있어서 '그림 5'에 비하여 공간의 활용이 적다. 그러나 '그림 5'은 베이스 프레임이 고정되지 않아 전체적인 시스템의 불안정성 및 진동을 유발할 우려가 있지만 '그림 6'은 한번 프레임을 설치하게 되면 프레임의 움직임이 없어 '그림 5'에 비해 보다 안정적이다. 또한 '그림 5'은 여러 관절 운동을 할 경우 헤드부가 위치한 베이스 프레임 자체를 회전하는 운동이 '그림 6'일 때 베이스 프레임을 제외한 헤드부만 회전시키는 것에 비해 불편함이 있다. 따라서 위의 두 가지 방식을 고려하였을 때 재활운동에서 중요하게 요구되어지는 편리함과 안정성 때문에 '그림 6'와 같은 방식의 베이스 프레임을 선택하였다.

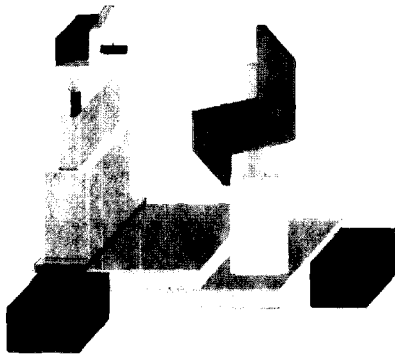


그림 5. 회전형  
Fig. 5. Rotational type

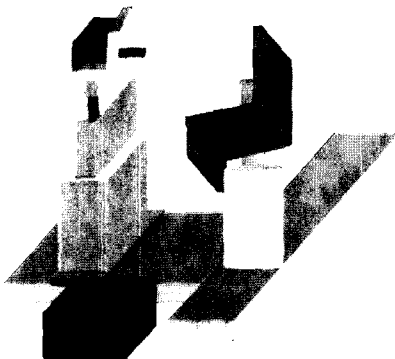


그림 6. T자형  
Fig. 6. T-shaped typ

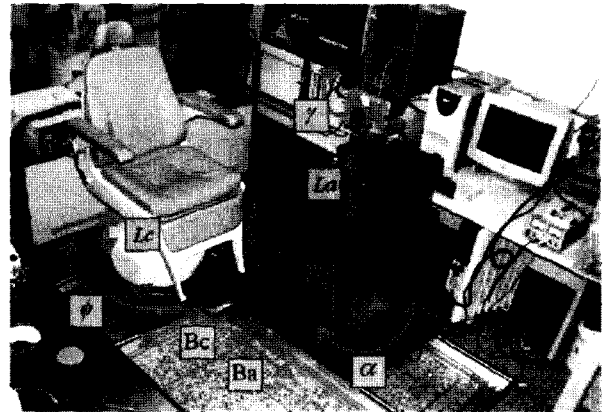


그림 7. CMRS  
Fig. 7. CMRS

### 결 과

앞서 소개한 인체모델링과 기구학적 검증 및 베이스프레임 설계를 토대로 다 관절 재활운동 구현 시스템인 CMRS를 '그림 7'과 같이 개발 하였으며 다음과 같은 특징이 있다.

베이스 프레임을 포함한 헤드부는 전체 5자유도 시스템이며, 베이스 프레임이  $Ba$ 와 같은 전후 움직임을 구현하고, 하단 첫 번째 링크는  $a$  와 같이 Y축에 관한 회전을 갖고, 두 번째 링크는 Y축에 관한  $L_a$ 만큼의 길이 조정이 가능하며,  $y$ 는 신체 구속장치를 이용하여 관절 재활운동을 시키는 X축 방향의 회전이다. 의자부와 의자부의 베이스 프레임은 전체 3자유도 시스템이며, 의자부의 베이스 프레임이  $Bc$ 와 같이 헤드부를 기준으로 좌우 움직임을 갖는다.  $\phi$ 는 Y축에 관한 의자의 회전을 나타내며,  $L_c$ 만큼의 길이 조정이 가능하다. 이러한 기구적 특징에 의해 다양한 관절 재활운동을 하나의 통합 시스템에서 구현 할 수 있다.

### 논 의

기존의 장치들은 상지 또는 하지의 특정한 관절에 대해서만 재활운동이 가능하게 개발되어 다른 관절을 재활하고자 할 경우, 물리치료사가 직접 치료하는 방법 및 또 다른 재활운동 시스템을 이용하여 재활시켜야 하는 단점을 가지고 있었다. 이러한 단점을 보완하기 위해 우리는 다양한 관절 운동을 하나의 통합시스템으로 구현하는 CMRS의 기구적 개발이 완료되었다. 그러나 개발된 시스템은 초기모델로 불필요하게 커다란 헤드부와 의자부를 가지고 있다. 이는 차후 연구를 통해 보완되어야 할 것이다. 우리가 개발한 이 시스템은 국내 여러 종류로 나누어진 재활 장비를 하나로 통합하는 시스템으로써 의의가 있으며, 이 시스템을 이용하여 다양한 재활 성과평가에 도움을 줄 것이라 생각된다.

**결 론**

우리는 다양한 관절 운동을 하나의 통합시스템으로 구현하는 CMRS를 개발하였다. 이 시스템을 설계하기 위해 인체모델링 및 기구학적 해석을 이용하여 다양한 관절 재활운동 들을 시뮬레이션 해 보았고, 실제 시스템을 개발하였다. 개발된 CMRS를 이용 기존에 재활장치 들이 수행하는 다양한 재활 모션을 구현 가능한 지에 대한 연구가 진행 중이고, 임상적 운동 평가와 프레임의 움직임에 대한 자동화 연구가 진행될 것이다.

**Nomenclature**

- $\hat{Z}_i$  : 구동 축
- $\hat{X}_i$  : link 방향에 따르는 축
- $a_{i-1}$  :  $\hat{Z}_{i-1}$  부터  $\hat{Z}_i$  축까지  $\hat{X}_{i-1}$  축을 따라 이루어진 거리
- $\alpha_{i-1}$  :  $\hat{Z}_{i-1}$  과  $\hat{Z}_i$  축이  $\hat{X}_{i-1}$  축에 대하여 이루는 각
- $\theta_i$  :  $\hat{X}_{i-1}$  과  $\hat{X}_i$  이  $\hat{Z}_i$  축에 대하여 이루는 각
- $d_i$  :  $\hat{X}_{i-1}$  축과  $\hat{X}_i$  이  $\hat{Z}_i$  축을 따라 이루어진 거리
- ${}^A_B T$  : A 프레임이 B 프레임으로 바뀌게 하는 변환행렬
- $Rot(\hat{Z}_i, \theta_i)$  :  $\hat{Z}_i$  축으로  $\theta_i$  만큼 회전
- $Trans(\hat{Z}_i, a)$  :  $\hat{Z}_i$  축으로  $a$  만큼 이동

**참 고 문 헌**

1. M. Meng, C. Chen, P.X. Liu, M. Rao, "E-service robot in home healthcare", IEEE international conference on intelligent robots and systems, Vol.2, pp.832-837, 2000
2. G. E. Gresham, P. W. Duncan, and W. B. Stason, "Post-stroke rehabilitation", U.S. Dept. Health and Human Servies, Agency for Health Care Policy and Reserch, Rockville, MD, AHCPR Publication No. 95-0662, 1995
3. 정현채, "운동제어의 재활치료의 적용", 한국특수체육학회지, 8권, 2호, pp. 35~43, 2000
4. 배성수, 김상수, 최재원, "동속성 운동에 관한 고찰", 대한물리치료학회지, 11권, 2호, pp. 103~209, 1999

5. 안종국, 김병성, "뇌졸중 환자의 기능평가에 대한 연구", 인제의학, 13권, 1호, pp. 83~96, 1992
6. 원주연, 심형준, 한창수, "로봇을 이용한 상지 재활 시스템에 관한 연구", 의공학회지, Vol. 24, No.4, pp. 309-318, 2003
7. D. Khalili, M. Zomlefer, "An intelligent robotic system for rehabilitation of joints and estimation of body segment parameters", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.35, No. 2, pp. 138-146, 1988
8. P.S. Lum, D.J. Reinkensmeyer, S.L. Lehman, "Robotic assist devices for bimanual physical therapy: preliminary experiments", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.1, No.3, pp. 185-191, 1993
9. T. Noritsugu, T. Tanaka, "Application of rubber artificial muscle manipulator as a rehabilitation robot", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol.2, N0.4, pp. 259-267, 1997
10. D.J. Reinkensmeyer, J.P.A. Dewald, W.Z. Rymer, "Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.7, No.1, pp. 1-11, 1999
11. H.I. Krebs, N. Hogan, M.L. Aisen, B.T. Volpe, "Robot-aided neurorehabilitation", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.6, No.1, pp. 75-87, 1998
12. K.P. Norton, S.S. Kohles, "Shoulder joint mechanics during concentric and eccentric rehabilitation exercise", Proceeding of the IEEE 27th Annual Northeast Bioengineering Conference, pp. 95-96. 2001
13. T. Sakaki, S. Okada, Y. Okajima, N. Tanaka, A. Kimura, S. Uchida, M. Taki, Y. Tomita, T. Horiuchi, "TEM: therapeutic exercise machine for hip and knee joints of spastic patients", International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 1-4, 1999
14. J.J. Craig, "Introduction to robotics mechanics and control", Second edition, pp. 40-82, Addison Wesley, 1989
15. W.E. Prentice, "Rehabilitation techniques in sports medicine", Vol.2, pp.72-78, Mosby
16. 변승남, 권영국, "새로운 생체역학개론", 청문각, pp.58-63,1999
17. D.A. Winter, "Biomechanics and motor control of human movement", Second edition, pp.51-52, John Wiley & Sons, Inc,1990