

여자유도를 이용한 상지 착용형 로봇의 메커니즘 설계

Redundant Design of Wearable Robot Mechanism for Upper Arm

이영수¹, 홍성준¹, 장혜연¹, 장재호¹, 한창수^{1,✉}, 한정수²
Young Su Lee¹, Sung Jun Hong¹, Hye Yeon Jang¹, Jae Ho Jang¹, Chang Su Han^{1,✉} and Jung Su Han²

¹ 한양대학교 기계공학과 (Department of Precision Engineering, Hanyang Univ.)
² 한성대학교 기계시스템공학과 (Department of Mechanical Systems Engineering, Hansung Univ.)
✉ Corresponding author: cshan@hanyang.ac.kr, Tel: 031-400-4062

Manuscript received: 2008.12.12 / Accepted: 2009.4.19

Recently, many researchers have tried to develop wearable robots for various fields such as medical and military purposes. We have been studying robotic exoskeletons to assist the motion of persons who have problems with their muscle function in daily activities and rehabilitation. The upper-limb motions (shoulder, elbow and wrist motion) are especially important for such persons to perform daily activities. Generally for shoulder motion 3DOF is needed to describe its motion(extension/flexion, abduction/adduction, internal/external rotation) but we have used a redundant actuator thus making a 4 DOF system. In this paper, we proposed the mechanism design of the exoskeleton which consists of 4-DOF for shoulder and 1-DOF for elbow robotic exoskeleton to assist upper-limb motion. Then we compared the new mechanism design and prototype mechanism design. Here we also analyze the proposed system kinematically to find out and to avoid the singular point. This research will ensure that the proposed wearable robot system make human's motion more powerfully and more easily.

Key Words: Exoskeleton (외골격), Wearable Robot (착용형 로봇), Kinematic Analysis(기구학 해석), Upper-limb(상지), Redundant Mechanism (여자유도 메커니즘)

기호설명

- J^+ = The pseudoinverse matrix of J [$n \times m$]
- $J^+ \dot{x}$ = The minimum norm solution [$n \times 1$]
- $\dot{\phi}$ = An arbitrary vector [$n \times 1$]
- $J^+ J$ = Projection matrix that projects z onto the null space of J
- I = Identity matrix [$n \times n$]
- $P_{x(\text{number})}$ = Each x position of each joint

1. 서론

최근 로봇에 대한 연구는 다양한 분야로 진행되고 있으며, 사람의 근력증강이나 근력을 보조하는 등 특수한 목적에 맞는 착용형 로봇의 개발이 가속화 되어 가고 있는 추세이다. 여기서 착용형 로봇이란, 사람에게 직접 외골격 형태의 로봇 기구를 입혀 인간의 행동을 보조하거나, 인간의 능력 이상의 기능을 수행 할 수 있도록 돕는 로봇을 말하며, 인간 로봇 일체형 시스템으로서 인간과 로봇의 협업으로 이루어진 통합시스템으로 볼 수 있다. 이러한 착용형 로봇은 생체 모방형 구조를 채택하고 인체의 골격 구조를 고려하여 설계한다. 또한 그 용도로 근력 재활, 근력 증폭, 근력 대체

의 용도로 나누어 볼 수 있으며, 하드웨어의 형태에 따라 지지형과 독립형으로 나누어 볼 수 있다. 또한 생체 동기 신호를 얻는 방법으로는 인체에 센서를 부착하여 생체신호를 얻는 방법과 로봇과 인간 사이에 발생하는 힘의 크기를 측정하는 방법이 있다. 마지막으로 구동부에 대해 전기 모터를 이용하거나 공·유압의 구동부로 나누어 볼 수 있다.

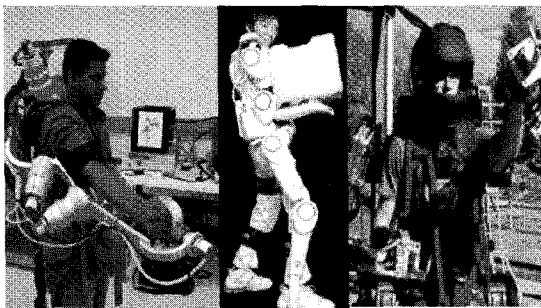


Fig. 1 Trend of Wearable Robot (MGA, HAL, SACOS)

군사용도로 사용하는 대표적인 연구로써 미국의 H. Kazerrooni 가 1990 년도부터 지속적인 연구를 통하여 BLEEX(Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) 가 개발되었으며, 특정한 환경에서 인간의 기계적인 힘을 증폭시켜 인간이 내기 불가능한 크기의 힘으로 인간의 힘을 증폭시켜주는 역할을 한다. 약자 보조용 로봇의 경우 Kawamoto. H. e 등의 일본 연구자들은 HAL (Hybrid Assist Leg)을 개발하였다. 이 로봇은 약자들이 안정된 보행 자세로 스스로 걷고 무거운 물건을 쉽게 들 수 있도록 보조하는 역할을 한다. 이 외에도 현재 미국, 일본, EU 국가를 중심으로 국, 의료, 재활 산업 등의 다양한 연구테마로 연구가 진행되고 있다.

또한 여자유도가 고려된 로봇을 살펴보면 직렬형 여자유도 로봇과 병렬형 여자유도 로봇, 병렬형 이동로봇 등 다양한 분야에 활용 가능한 로봇이 제작되어 있으며, 여러 산업현장에서 로봇이 많이 이용되고 있다. 특히 원자력 발전소나 우주, 심해 등 사람이 접근하기 어려운 극한상황에 그 이용이 더욱 절실히 요구되고 있다. 또한 작업환경에 따라 로봇의 기구학적 특이점, 관절한계, 주변환경등으로 인해 충돌을 회피해야 하는 경우에 여자유도를 고려한 설계가 주로 이용되고 있고, 최근 과잉여유(Hyper-redundant) 매니플레이터라는

연구 역시 진행되어, 작업공간의 제약이 많을 때 사용할 수 있도록 연구되어 있다. 하지만 본 연구에서 진행하고자 하는 상지의 착용형 로봇의 경우 어깨관절을 고려하여 3 자유도 이하의 로봇이 대부분인 실정이다. 3 자유도 이상의 로봇의 경우의 예를 살펴보면, 미국의 워싱턴대학에서 만든 외골격 MGA(Fig. 1)에는 어깨관절 3 자유도와 어깨뼈(Scapular)에 의한 상하운동(Elevation)까지 고려하여 총 4 자유도로 구성되어 있다. 또한 Balgrist Hospital 대학에서는 6 자유도로 재활용 외골격을 설계하였지만 Passive 구조의 구동부가 포함되어 있어 여자유도라고 볼 수 없는 실정이며, 어깨관절의 3 자유도에 대하여 3 자유도 이상의 착용형 로봇분야는 연구되지 않은 실정이다.

따라서 본 연구에서는 착용형 로봇 개발의 한 분야로서, 인간이 가지고 있는 관절의 자유도를 원활히 보조하며 로봇이 갖고 있는 기구학적 특이점을 회피하기 위하여 어깨관절에 대하여 4 자유도, 팔꿈치관절 1 자유도로 총 5 자유도 착용형 로봇을 연구하고, 외골격의 설계 및 기구학적 해석을 그 목표로 하여 진행하였다.

2. Previous Work

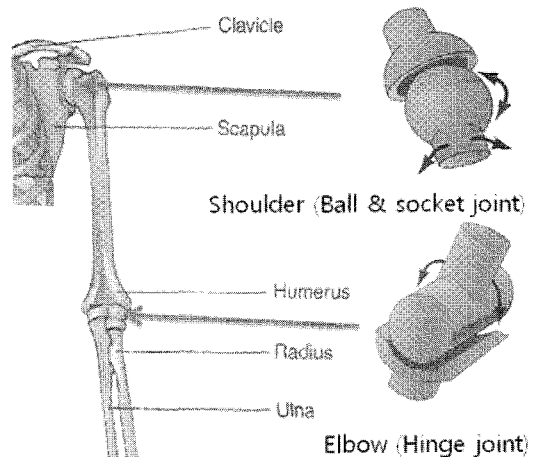


Fig. 2 Shoulder & Elbow Joint

어깨관절은 위팔뼈(Humerus)와 어깨뼈(Scapula)에 의해 연결되어 있으며 큰 가슴근(Pectoralis majormuscle), 넓은등근피판(Latissimus dorsiflap), 삼각근(Deltoid)등의 여러 근육들에 의해 어깨 관절의 신전/굴곡(extension/flexion), 외전/내전(abduction/

adduction), 내회전/외회전(internal/external rotation)이 이루어지며, 위팔뼈와 어깨뼈사이에는 볼-소켓 조인트(Ball-socket joint)의 형태로 구성되어 있으며, 설계시 볼-소켓 조인트의 형태로 가정하여 연구를 진행하였다. 또한 팔꿈치 관절은 요골(Radius)와 척골(Ulna), 위팔뼈(Humerus)로 이루어져 있으며 힌지 조인트(Hinge joint)로 가정하고 연구를 진행하였으며, 기존에 제작한 프로토 타입(Proto type)은 어깨 관절의 볼-소켓 조인트의 중심을 기준으로 3 자유도(DOF)로 구성하였으며, 팔꿈치는 1 자유도로 구성하였다. Fig. 3의 설계를 기초로 하여 Table 1의 D-H Table을 작성하여 어깨 구동부 말단부(end-effector)위치까지 정기구학을 계산하고 시스템의 제어를 위하여 일반적인 역기구학을 이용하여 말단부의 위치에 따른 각 구동부들의 각도를 식(1), (2), (3)과 같이 계산하였으며, 임의경로(Trajectory)를 생성하여 시스템의 기구학적인 해석을 진행하였다. 임의경로의 생성은 사람의 능동적 가동범위(ROM: Range Of Motion)을 고려하여 프로그램 동작시 인체의 작업공간(workspace)을 침범하지 않도록 구속(Constraint)하여 주었으며, 경로의 생성은 신전/굴곡 (Extension/Flexion), 수평 외전/내전 (horizontal abduction/adduction), 외전/내전 (abduction/adduction)의 순서로 진행하였다.

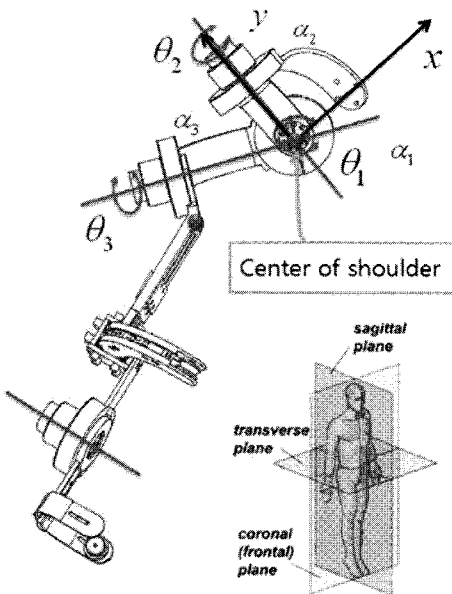


Fig. 3 D-H Link Frame assignment for the Exoskeleton of Proto-type

Table 1 D-H Table of Proto type

| | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|---|----------------|-----------|-------|--------------------------|
| 1 | α_B | a | 0 | θ_B |
| 2 | α_1 | a | 0 | $\theta_1 + \theta_{B1}$ |
| 3 | α_2 | b | 0 | $\theta_2 + \theta_{B2}$ |
| 4 | α_3 | b | 0 | $\theta_3 + \theta_{B3}$ |

임의 경로를 생성하였을 때 각 구동부들의 각도 변화는 Fig. 4와 같으며 경로를 따라 변화하는 각도를 살펴보면 특이점(singular point)이 발생하는 것을 확인 할 수 있다. 이러한 특이점을 제거하기 위하여 새로운 메커니즘에서는 여자유도(redundant) 구동부를 추가하여 특이점을 제거할 수 있도록 하는데 그 목표를 두었다.

$$\theta_1 = 2 \text{Atan} \frac{-n \pm \sqrt{n^2 - (b-d)^2 + m^2}}{b-d+m} \quad (1)$$

where,

$$m = \frac{\sqrt{2}}{2} (p_y - p_x) + (r_{11} - r_{21}) \left(\frac{\sqrt{2}}{2} g + f \right)$$

$$n = p_z - a - \sqrt{2} r_{31} \left(\frac{\sqrt{2}}{2} g + f \right)$$

$$\theta_2 = \text{Atan2} \left(\frac{\sqrt{2}}{2} s_1 (r_{13} - r_{23}) + c_1 r_{33}, \frac{\sqrt{2}}{2} (r_{13} + r_{23}) \right) \quad (2)$$

$$\theta_3 = \text{Atan2}(s_3, c_3)$$

where,

$$s_3 = -\frac{\sqrt{2}}{2} (s_1 s_2 + c_2) r_{13} + \frac{\sqrt{2}}{2} (c_1 s_2 - c_2) r_{23} - c_1 s_2 r_{33}$$

$$c_3 = \frac{\sqrt{2}}{2} c_1 (r_{13} - r_{23}) + s_1 r_{33} \quad (3)$$

3. Design of robot system

3.1 Human ROM & Link Design

어깨 관절의 중심을 기준으로한 구의 표면에 기구의 말단부(End-effector)가 위치할 수 있도록 하

여 어깨관절이 구 표면내의 전 범위를 작업공간 (Workspace)으로 설정하여, 어깨 관절의 신전/굴곡 (extension/flexion), 외전/내전(abduction/adduc-tion), 내회전/외회전(internal/ external rotation) 운동을 수행

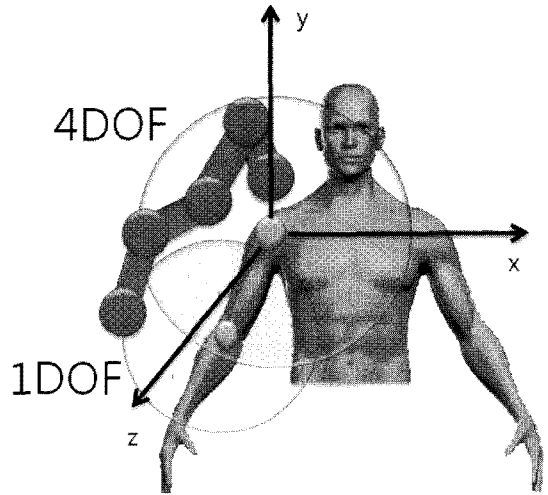


Fig. 5 Concept Design of Total Mechanism

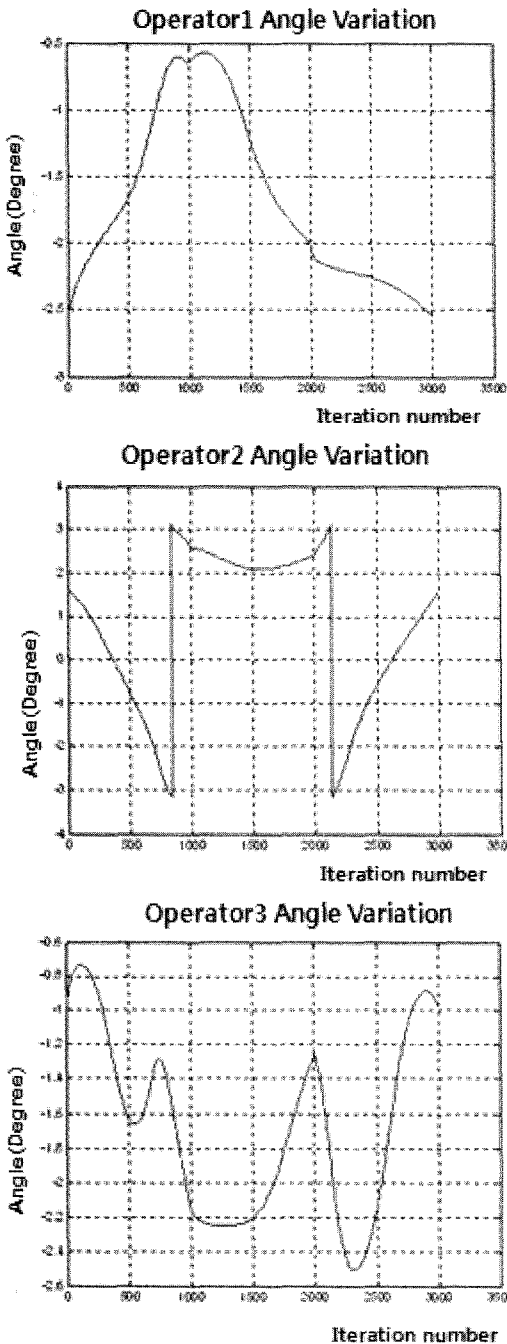


Fig. 4 Angle Variation(Proto-type)

할 수 있도록 하였다. 팔꿈치의 작업범위는 팔꿈치 관절의 내전/외전(pronation /supin-ation)은 배제하고, 신전/굴곡(extension/flexion) 운동만을 고려하여 하드웨어를 설계 하였다. 프로토타입에서 발생하였던 각 구동부 및 링크사이의 간섭문제를 해결하기 위하여 각 링크는 어깨 관절을 중심으로 한 구의 표면에 구동부의 크기만큼의 간격을 갖고 구에 접하도록 오프셋 되어 있다. 또한 어깨의 외골격 부위와 팔꿈치의 외골격 부위를 결합함에 있어 아래의 표와 같이 한국인 인체 치수 조사를 고려하여 링크의 길이를 조절할 수 있도록 미끄럼조인트(Sliding Joint)를 사용하여 길이를 조절할 수 있게 설계하였다.

Table 2 Upper arm of human dimension (Size Korea)

| <Unit:mm> | Sample | Mean | STDEV |
|------------------|--------|-------|-------|
| Arm Length | 382 | 567.6 | 22.6 |
| Shoulder width | 382 | 386.2 | 23.4 |
| Upper-arm length | 382 | 329.4 | 15 |
| Upper-arm girth | 382 | 308.6 | 24.6 |

3.2 Design of Elbow Part

팔꿈치 관절의 구동은 extension/flexion 의 1 자유도만을 고려하였으며, 보조기에 구동기를 부착하여 원활한 움직임과 착용성의 향상을 꾀하였다. 또한 팔꿈치의 pronation/supination 은 보조기 내에서 수동(passive)동작으로 정의하였다. 또한 팔꿈치 관절의 ROM(Range of Motion)을 고려하여 최대

ROM 에서 여유를 두어 0~120° 의 관절각을 가질 수 있도록 디자인하였다.

Table 3 Upper arm of human dimension

| Joint | Motion | Range of motion |
|-------------|-----------|-----------------|
| Elbow Joint | Flexion | 145°~0° |
| | Extension | 0°~145° |

3.3 Design of Shoulder Part

어깨 관절의 경우 앞서 이야기 한 것과 같이 어깨 관절의 중심축을 기준으로 하여 모든 범위내에 동작할 수 있도록 작업공간을 설정하였으며, 신전/굴곡(extension/flexion), 외전/내전(abduction/adduction), 내/외회전(internal/external rotation)의 3 자유도 동작을 수행 할 수 있도록 하였다. 기존의 프로토타입에서 발생한 특이점을 제거하기 위하여 1 자유도를 추가한 4 자유도로 여자유도 구동부를 추가하였다. 또한 각 링크들 사이에 오프셋(offset) 간격을 두고 구동부의 방향을 고려하여 배치함으로써 구동부사이의 간섭이 생기지 않도록 설계하였으며, 착용성 및 사람의 상지 관절의 ROM 을 고려하여 로봇과 인간의 인터페이스(Interface)부분 위치와 방위의 오차가 최소화 되도록 최적화(Optimization) 방법을 이용하여 각 회전축간의 각도를 정하였다.

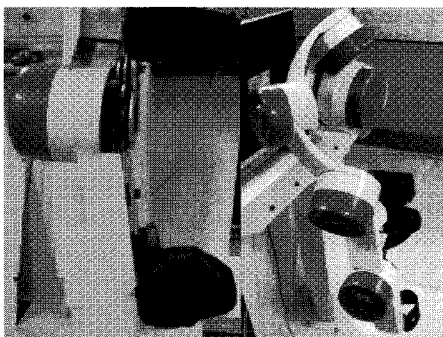


Fig. 6 Shoulder and Elbow Parts Mechanism

3.4 Design of Actuator

구동부의 크기와 중량을 최소화 하기 위하여 플랫모터를 사용하였으며, 토크를 향상 시키고 백래쉬를 최소화 하기 위하여 하모닉드라이브를 사용하였고, 중심축과 외경에 이중으로 베어링을 사용하여 하모닉드라이브의 구동축 편심의 영향을

최소화 할 수 있도록 디자인하였다. 또한 각 프레임들은 알루미늄으로 제작하여 중량을 최소화 하였다.

Table 4 The electronic specifications of the robot

| | |
|-------------------|--|
| Motor(DC) | 90W, 4670mNm(stall torque), 0.697 (speed/torque gradient) |
| | 50W, 822mNm(stall torque) 8.8(speed/torque gradient) |
| | |
| Harmonic Drive | CSD20-160 (160:1) |
| | CSD25-100 (100:1) |
| Encoder | HEDL 550 |
| Motor Driver | 4-Q-EC Amplifier(maxon) |
| Motion Controller | PCI-6722, PCI-6602, PCI-6281(NI) |

4. Kinematic Analysis

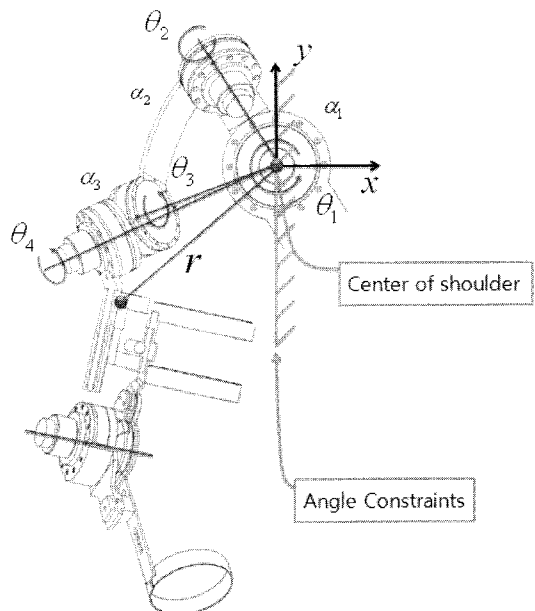


Fig. 7 D-H Link Frame assignment for the Exoskeleton

Table 5 D-H Table

| | α_{i-1} | a_{i-1} | d_i | θ_i |
|---|----------------|-----------|-------|--------------------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | $\theta_1 + \theta_{B1}$ |
| 2 | α_1 | 0 | 0 | $\theta_2 + \theta_{B2}$ |
| 3 | α_2 | 0 | 0 | $\theta_3 + \theta_{B3}$ |
| 4 | α_3 | 0 | d_4 | $\theta_4 + \theta_{B4}$ |

위의 요소들을 고려하여 설계한 착용형 로봇을 이용하여 D-H Table 을 작성하고, 말단부의 방위를 계산하기 위하여 기구학 해석을 실시하였다. 팔꿈치부위의 1 자유도에 대해서는 기구학적 해석을 제외하고 어깨부위에 대하여 말단부가 갖는 위치에 대한 각 구동부들의 각도를 산출하기 위하여 역기구학해석을 진행하였다. 어깨의 구동부는 여자유도 시스템으로 일반적인 역기구학(Inverse Kinematic)으로는 해결할 수 없다. 여자유도 시스템을 해석할 때에는 다양한 방법이 존재하지만 본 연구에서는 실시간 제어(Real-time control)를 고려하여 의사역행렬(Pseudo-inverse Kinematics)을 사용하여 해석하였다.

$$J^+ = J^T(JJ^T)^{-1} \tag{4}$$

$$\dot{\theta} = J^+ \dot{x} \tag{5}$$

$$\dot{\theta} = J^+ \dot{x} + (I - J^+ J) \dot{\phi} \tag{6}$$

여기서 \dot{x} 은 미소변위로 가정하고 0.001 이하로 설정하고 오차가 고려된 (6)식을 이용하여 오차값을 최소화 하였으며, 시뮬레이션을 통하여 프로토타입과 같은 로봇경로를 생성하고 특이점 발생여부를 비교하였다. 어깨 관절의 경우 어깨 조인트를 중심으로 한 구의 아래 1/8 면에 작업공간이 위치하며, 설정한 작업공간 내에서 원활한 동작으로 작동하는 것을 확인하였다.

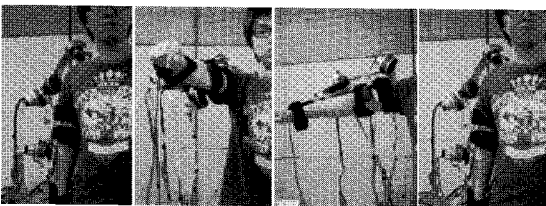


Fig. 8 Motion Experiment for Shoulder Parts

Fig. 9 와 Fig. 4 를 비교해 보면 기존의 프로토타입이 가지고 있었던 특이점들이 여자유도에 의해 제거된 것을 확인할 수 있다.

또한 로봇의 역기구학 해석시 각 구동부에 제한각도(angle constraints)를 설정해 주어 로봇이 동

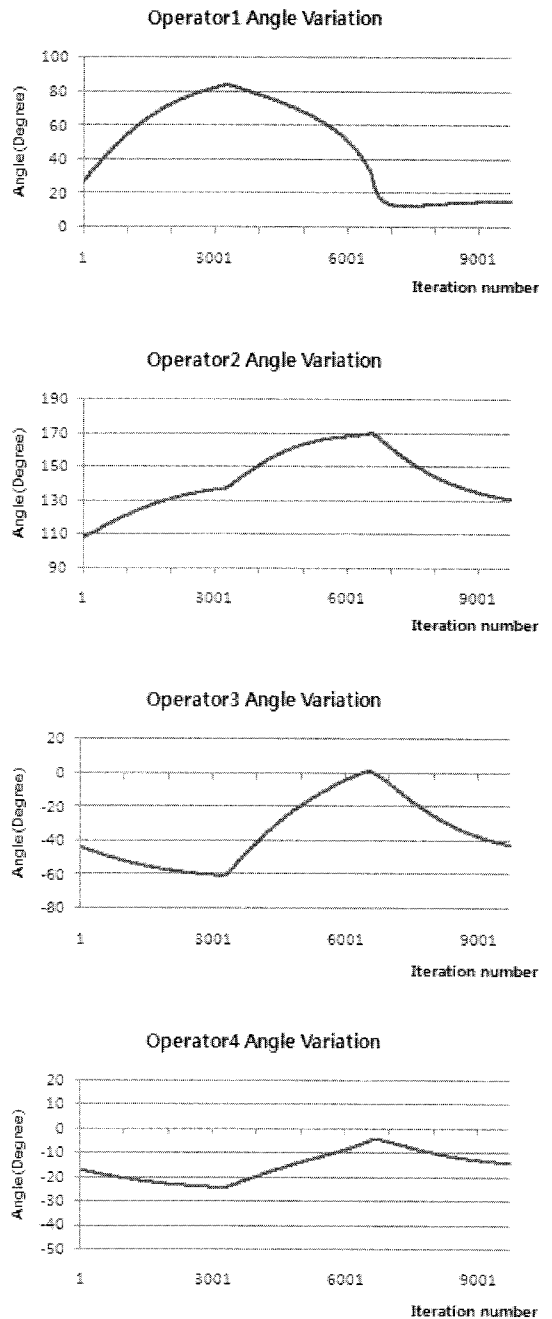


Fig. 9 Angle variation of shoulder part(X-axis : iteration number. Y-axis: angle(degree))

작할 때 인체의 작업공간을 침범하지 않도록 설정해 주었다. Fig. 7 에서 볼 때, 위치가 고정되어 있는 1 번 구동부의 구동각 $\theta_1 + \theta_{B1}$ 의 제한을 y 축을 기준으로 $0 < \theta_1 + \theta_{B1} < 180$ 의 범위로 설정

하였으며, 2 번 구동부는 3 번 구동부의 방위에 따라 $P_{x3} < 0$ 의 범위내에서 $\theta_2 + \theta_{B2}$ 의 각도를 제한하여 주었다. 3 번 구동부 역시 4 번의 방위에 따라 $P_{x4} < 0$ 의 범위 내에서 $\theta_3 + \theta_{B3}$ 각도값을 유지할 수 있도록 하였다. 또한 각 구동부들의 구동각이 범위를 벗어났을 경우, 범위를 벗어난 구동부들을 제외한 나머지 구동부들로만 역기구학과정을 수행하여 동작할 수 있도록 설정해 주었다.

5. 결론

본 연구는 인간의 상지 관절의 메커니즘을 모방하여, 어깨와 팔꿈치 관절의 거동을 보조할 수 있도록 여러 요소를 고려하여 설계하였다. 이는 기존의 다양한 외골격의 형태와는 다르게 요구되는 관절의 자유도 보다 기구학적인 해석을 통하여 각 구동부들의 구동각을 계산하였으며, 기존의 프로토타입에서 발생한 특이점을 제거하고, 인간의 작업공간을 침해하지 않도록 각도제한을 설정해 주었다. 또한 링크 및 구동부의 간섭을 방지할 수 있도록 설계하였으며, 일반적인 어깨관절 3 자유도인 착용형로봇의 연구와 달리 여자유도를 추가하여 4 자유도로 구성되어 착용자의 동작을 보다 부드럽고 원활하게 수행할 수 있도록 하였다.

향후 착용형 로봇의 가장 핵심적인 요소인 동작의도신호(Intent Signal)를 생성하기 위해 다양한 센싱기법을 도입하여 인간의 행위를 모방할 수 있도록 동작의도신호를 생성하며, 일반인의 근력을 보조해주는 역할 이외에 노약자 및 장애인에의 근력을 보조해 줄 수 있도록 로봇의 제어 알고리즘을 개발 할 것이다. 또한 EMG 센서를 사용하여 근력의 지원정도 및 근피로도의 정량화하여 제어 특성에 따른 근력지원 정도 및 근피로도의 정도를 최적화 할 수 있도록 진행할 것이다.

후 기

위 논문은 2009 년도 2 단계 두뇌한국 21 사업 및 2008 년 HYU 연구특성화사업으로부터 지원받아 연구되었음(HYU-2008-T).

참고문헌

1. Jang, H. Y., Han, C. S., Kim, T. S., Jang, J. H. and Han, J. S., "Development of Wearable Robot for

Elbow Motion Assistance of Elderly," Journal of Korean Society for Precision Engineering, Vol. 25, No. 3, pp. 141-146, 2008.

2. Ito, K. and Matsuno, F., "Application of reinforcement learning to hyper-redundant system Acquisition of locomotion pattern of snake like robot," The Pacific Asian Conference on Intelligent Systems, pp. 65-70, 2001.

3. Lee, Y. S., Jang, H. Y., Hong, S. J., Jang, J. H., Han, C. S. and Han, J. S., "Design of Wearable Robot Mechanism Simulating Shoulder Joint," Domestic Conference on KSME 08BE134, pp. 293-294, 2008.

4. Lee, H. D., Yu, S. N., Lee, S. H., Jang, J. H., Han, S. S. and Han, C. S., "Development of Command Signal Generating Method for Assistive Wearable Robot of the Human Upper Extremity," Journal of Institute of Control, Robotics and Systems Engineering(ICROS), Vol. 15, No. 2, pp. 176-183, 2009.

5. Peng, P., Lynch, K. M., Peshkin, M. A. and Colgate. J. E., "Human Interaction with Passive Assistive Robots," IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 264-268, 2005.

6. Kazerooni, H. and Mahoney, S. L., "Dynamics and Control of Robotic System Worn by Humans," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 2399-2405, 1991.

7. Kawamoto, H. and Sankai, Y., "Comfortable Power Assist Control Method for Walking Aid by HAL-3," IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 4, pp. 6-11, 2002.

8. Kazerooni, H., Racine, J., Huang, L. and Steger, R., "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)," Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 4353-4360, 2005.

9. Kazerooni, H., Steger, R. and Huang, L., "Hybrid Control of the Berkely Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)," The International Journal of Robotics Research, Vol. 25, No. 5-6, pp. 561-573, 2006.

10. Johnson, G. R., Carus, D. A., Parrini, G., Marchese, S. S., and Vallengi, R., "The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb," Proc. Instn. Mech. Engrs. Part H, Vol. 215, No. 3, pp. 275-284, 2001.

11. Perry, J. C. and Rosen, J., "Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton," The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, pp. 805-810, 2006.
12. Carignan, C. R., Naylor, M. P. and Roderick, S. N., "Controlling Shoulder Impedance in a Rehabilitation Arm Exoskeleton," IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 2453-2458, 2008.
13. Beyl, P., Van Damme, M., Van Ham, R., Versluys, R., Vanderborght, B. and Lefeber, D., "An Exoskeleton for Gait Rehabilitation : Prototype Design and Control Principle," IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 2037-2042, 2008.
14. Hollerbach, J. M., "Optimum kinematic design for a seven degree of freedom manipulator," 2nd International Symposium of Robotics Research, pp. 349-356, 1984.
15. Nef, T., Mihelj, M. and Riener, R., "ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy," Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 45, No. 9, pp. 887-900, 2007.