

# 상지 근력지원용 웨어러블 로봇을 위한 명령신호 생성 기법 개발

## Development of Command Signal Generating Method for Assistive Wearable Robot of the Human Upper Extremity

이 희 돈, 유 승 남, 이 승 훈, 장 재 호, 한 정 수, 한 창 수\*  
 (HeeDon Lee, Seung Nam Yu, SeungHoon Lee, JeaHo Jang, JungSoo Han, and ChangSoo Han)

**Abstract :** This paper proposes command signal generating method for a wearable robot using the force as the input signal. The basic concept of this system pursues the combination of the natural and sophisticated intelligence of human with the powerful motion capability of the robot. We define a task for the command signal generation to operate with the human body simultaneously, paying attention to comfort and ease of wear. In this study, we suggest a basic exoskeleton experimental system to evaluate a HRI(Human Robot Interface), selecting interfaces of arm braces on both wrists and a weight harness on the torso to connect the robot and human. We develop the HRI to provide a command for the robot motion. It connects between the human and the robot with the multi-axis load-cell, and it measures the relative force between the human and the robot. The control system calculates the trajectory of end-effector using this force signal. In this paper, we verify the performance of proposed system through the motion of elbow E/F(Extension/Flexion), the shoulder E/F and the shoulder Ab/Ad (Abduction/Adduction).

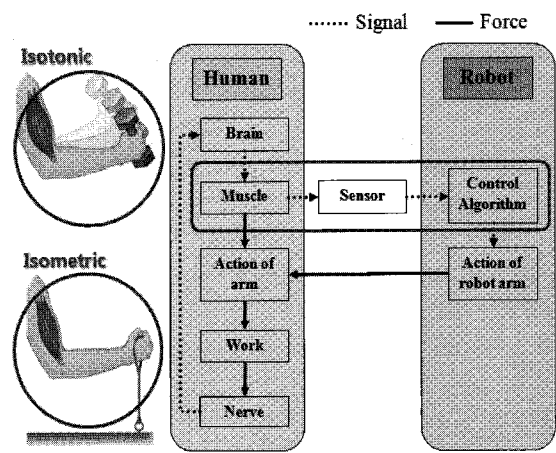
**Keywords :** command signal, exoskeleton, HRI (Human-Robot Interface), power assistive robot, wearable robot

### 1. 서론

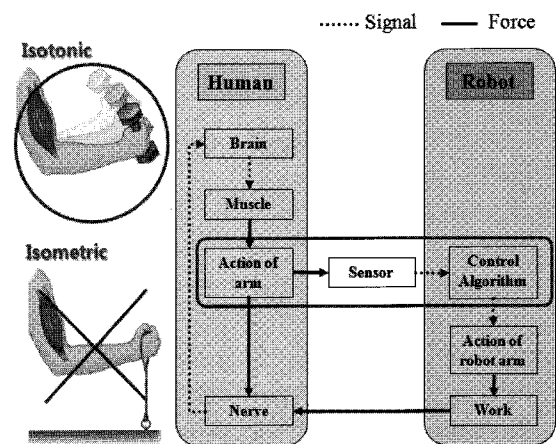
웨어러블 로봇(wearable robot)은 로봇의 인공지능부분의 자체 제어, 상황인식, 동작신호 생성을 사람이 담당하면서 다양한 환경에서 착용자의 힘을 보조하는 작업을 가능하게 하는 시스템이다[1]. 주로 웨어러블 로봇은 착용자로부터 동기신호를 입력 받아 근력을 증폭해주는 용도로 제안이 되고 있으며, 인체의 관절을 모방한 외골격 형태를 띠고 있다. 현재 전 세계적으로 군사적인 목적 이외에도, 산업, 의료, 재활 등의 목적으로 활발하게 연구되고 있다.

근력지원용 웨어러블 로봇은 근력지원 부위에 따라 크게 상지 시스템[2], 하지 시스템[3] 및 상하지 통합 시스템[4]과 같이 세 가지로 분류되며, 또한 착용자로부터 동기신호 획득 방법에 따라 생체신호[5,6], 힘 신호 입력방식[7] 또는 두 가지 신호를 혼합하여 사용하는 하이브리드(hybrid) 형태[8] 등으로 분류할 수 있다.

사람의 동작은 근육의 활성화에 따라 근육의 길이가 변하며 관절이 동작하는 근장성 운동(isotonic)과 관절이 동작하지 않지만 근육이 활성화되는 근척성 운동(isometric)으로 구분되며[9], 그림 1은 사용되는 센서의 종류에 따른 인간과 로봇의 동작 프로세스에 대하여 도식화한 것이다. 그림 1(a)는 생체신호를 입력으로 사용하는 시스템에 대하여 나타낸 것이며, 신호 측정을 위해 주로 EMG (Electromyography) 센서가 사용된다. EMG 센서는 근장성 운동과 근척성 운동에 대하여 모두 신호를 획득할 수 있다. 이는 사람 팔의 모든 운동에 대한 동작 의지를 획득할 수 있음을 의미하며, 로봇은 착용자



(a) 생체신호 사용.



(b) 힘 신호 사용.

\* 책임저자(Corresponding Author)  
 논문접수 : 2008. 6. 26., 채택확정 : 2008. 10. 09.  
 이희돈, 유승남, 이승훈, 한창수 : 한양대학교 기계공학과  
 (ich180@gmail.com/hymecer@gmail.com/hopezic@gmail.com/cshan@hanyang.ac.kr)  
 장재호 : 한양대학교, 한국생산기술연구원(jeaho6644@hotmail.com)  
 한정수 : 한성대학교 기계시스템공학과(jshajs@gmail.com)  
 ※ 이 논문은 2008년 HYU연구특성화사업으로 지원받아 연구되었음 (HYU-2008-T).

그림 1. 센서 종류에 의한 작업주체와 프로세스 구분.  
 Fig. 1. Classification of the process and the main operator with the used signal type.

가 근척성 운동 시 힘을 직접적으로 보조할 수 있다.

따라서 사람의 손으로 작업을 수행할 수 있으며 로봇은 착용자의 근력을 보조하며 동작이 가능하다는 장점을 가진다. 하지만 EMG와 같은 생체신호는 센서의 부착위치, 작업자의 근육 피로도에 따라 신호가 다르게 측정되며, 사람마다 개인차가 있다는 단점을 가진다[10].

그림 1(b)는 힘 신호를 동기신호로 사용할 때를 나타낸 것으로 힘 신호 측정을 위해 F/T (Force/Torque)센서를 사용한다. F/T 센서는 착용자의 상지 동작에 의해 발생한 착용자와 로봇 사이의 상대적인 힘을 측정하며, F/T 센서 사용 시 근장성 운동에 대한 착용자의 동작의도는 획득할 수 있지만 등척성 운동에 대한 동작의지는 획득할 수 없기 때문에 로봇은 착용자의 근척성 운동 시 직접적으로 근력을 보조할 수 없다. 따라서 작업은 로봇 말단부(end-effector)의 그리퍼(gripper)로 실행하게 된다. 하지만 웨어러블 로봇의 경우 로봇 작동 시 발생하는 위치, 속도, 힘에 대한 피드백(feedback)을 착용자가 즉각적으로 할 수 있기 때문에 다양한 작업환경에서 로봇의 힘을 사용하여 작은 힘으로 작업을 수행할 수 있다. 힘 신호를 명령신호로 사용하는 시스템은 생체신호를 사용하는 시스템보다 신호 측정이 용이하며 신뢰성이 있는 신호를 측정할 수 있다는 장점이 있다. 하지만 이러한 시스템들은 대부분 기저부가 고정되어 있어서 사용자의 이동성을 보장할 수가 없거나 고가의 센서와 전자 장비를 다수 적용하여 시스템이 고가라는 단점을 가진다.

본 논문에서는 인체 상지부의 근력지원을 목적으로 신뢰성이 있는 신호획득이 가능하며, 사용자가 손쉽게 장·탈착할 수 있도록 힘 센서를 사용하는 시스템을 제안하고, 착용자로부터 입력되는 힘의 크기와 방향을 사용하여 웨어러블 로봇의 동작을 위한 명령신호 생성기법을 제안한다.

**II. 근력지원용 웨어러블 로봇 시스템**

**1. 작업정의**

웨어러블 로봇은 많은 자유도를 가지는 인체에 외골격 형태로 부착되며, 사람 팔의 모든 동작 자유도를 측정하여 로봇의 명령신호를 생성하는 것은 현실적으로 많은 어려움이

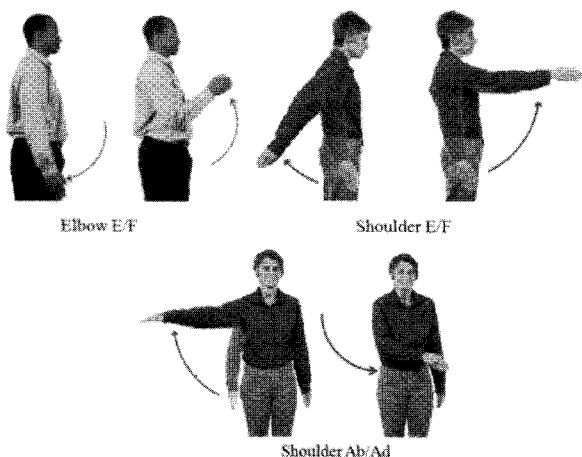


그림 2. 로봇으로 근력을 지원하는 동작.  
Fig. 2. The power assistive motions by the robot.

있다. 따라서 웨어러블 로봇은 시스템의 특성상 사용자의 목적에 특화된 작업정도가 필요하다[11].

웨어러블 로봇의 개발 목적으로는 착용자의 정밀작업을 지원하거나, 고중량물의 핸들링 시 근력을 지원하는 용도로 사용할 수 있다. 본 연구에서는 웨어러블 로봇을 사용한 고중량물 핸들링을 목적으로 하며, 따라서 착용자의 손목관절 3자유도를 제외한 4자유도 중 중량물의 핸들링에 큰 근력이 필요한 Shoulder E/F (Extension/Flexion), Shoulder Ab/Ad (Abduction/Adduction) 및 Elbow E/F 동작 자유도에 대하여 웨어러블 로봇이 추종하며 동작하기 위한 명령신호 생성을 목적으로 한다. Shoulder Horizontal Ab/Ad 동작은 사용자가 자유롭게 움직일 수 있는 관절 자유도만을 부여한다. 그림 2는 본 연구에서 고려한 인체 상지 동작을 구분한 것이다.

**2. 시스템 구성**

그림 3은 본 연구에서 사용하는 웨어러블 로봇의 구성을 나타낸 것이다. 웨어러블 로봇의 착용감 향상을 위해 인체 표준데이터를 기반으로 링크길기와 관절의 회전 범위를 결정하였으며, 로봇 외골격 링크의 길이는 착용자에 따라 세부 조절이 가능하다. 또한 앞서 언급한 것과 같이 착용의 편의성과 신뢰성 있는 신호의 획득을 위하여 힘 센서 기반의 시스템을 구축하고, 착용자와 로봇은 배변부와 손목부분만이 체결된다. 힘 신호 기반의 시스템으로 개발되었기 때문에 작업은 로봇의 그리퍼가 수행하며, 이때 로봇 작동을 위한 명령신호 생성을 위하여 인간의 동기신호는 손목부위의 인터페이스에 부착된 힘 센서에 의해서만 입력된다.

**III. 근력지원용 웨어러블 로봇의 명령신호 생성**

**1. 명령신호 생성개념**

착용자의 상지 동작 시 착용자와 로봇 사이의 상대적인 힘이 발생하게 되며, 손목 인터페이스에 부착된 힘 센서를 통해 발생하는 힘 신호를 측정할 수 있다. 이 신호는 착용자가 움직이는 동안에는 힘의 방향과 크기는 다르지만 착용자와 로봇 사이에서 연속적으로 발생하며, 3축 힘 센서를 사용하



그림 3. 근력지원용 웨어러블 로봇 시스템.  
Fig. 3. Power assistive wearable robot system.

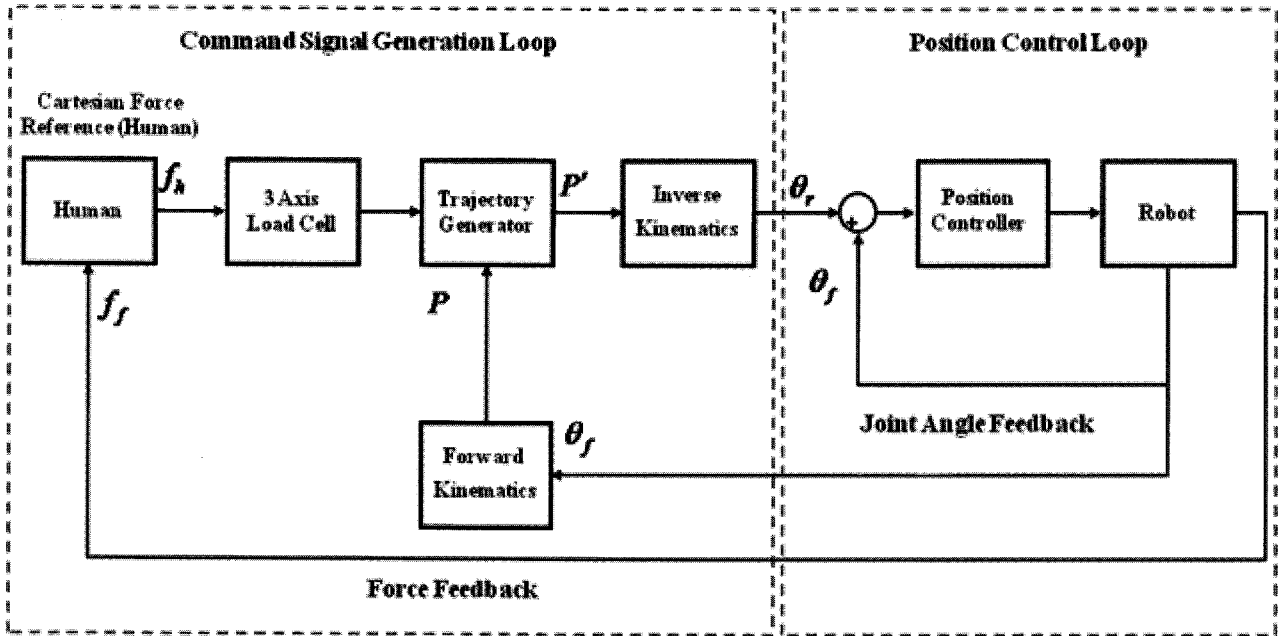


그림 4. 근력지원용 웨어러블 로봇의 명령신호 생성을 위한 블록다이어그램.  
 Fig. 4. The block diagram for the command signal generation of the power assistive wearable robot.

여 공간상의 착용자 상지 동작 시 착용자와 로봇 간에 발생한 상대적인 힘을 측정할 수 있다. 이 신호를 사용하여 3자유도를 갖는 웨어러블 로봇이 동작해 할 관절 각도를 생성하여 로봇의 명령신호로 사용한다.

그림 4는 웨어러블 로봇의 명령신호 및 동작 생성을 위해 설계된 블록다이어그램을 나타낸 것이다. 블록다이어그램에서 보는 것과 같이 착용자와 로봇 사이에서 발생된 힘은 3축 힘 센서에 의해 측정되고 크기와 방향을 가지는 벡터 형태로 나타낸다. 이 신호를 trajectory generator에서 현재 로봇 말단부의 위치와 입력되는 힘 신호를 기반으로 로봇 말단부가 움직여야 할 위치를 생성하며, 이때 로봇 말단부의 현재 위치는 각 관절에서 측정된 관절각도를 kinematics 해석을 통하여 계산된다. Trajectory generator에서 생성된 로봇이 움직여야 할 말단부의 위치정보는 inverse kinematics를 사용하여 로봇이 작동해야 할 각 관절의 명령신호를 생성한다. 생성된 명령신호는 위치제어를 사용하여 웨어러블 로봇의 말단부가 착용자의 상지 동작을 추종한다.

2. 명령신호 생성

앞서 언급한 것과 같이 근력지원용 웨어러블 로봇의 말단부가 움직여야 할 위치를 생성하기 위해서는 현재 로봇 말단부의 위치와 입력되는 힘 신호를 사용하게 된다. 그림 5는 이 개념을 도식화한 것이다.

힘 센서로 측정된 힘은 현재 로봇 말단부의 위치(\$P\$)에서의 크기와 방향을 가진 벡터(\$\bar{F}\$)로 표현할 수 있다. 이때 측정된 벡터의 방향은 착용자가 움직이려고 하는 목표점의 방향을 나타내며, 벡터의 크기는 착용자의 동작하고자 하는 의지의 강도로 가정하였다. 이 가정에 의해 로봇의 현재위치(\$P\$)에서 입력된 벡터 선상의 움직여야 할 점(\$P'\$)의 위치를 찾을 수 있다. \$P'\$의 위치 생성에 앞서 로봇의 현재위치 계산을 위하여 기구학적 해석을 하였고, 표 1은 이를 위한 D-H (Denavit-

Hartenberg) table이다.

D-H table에서 transformation matrix (T) 계산하고, 이를 통해 기준 좌표계에서의 로봇 말단부의 현재위치 및 자세에 대하여 나타내었다. 아래의 식 (1), (2)는 로봇이 이동해야 할 위치

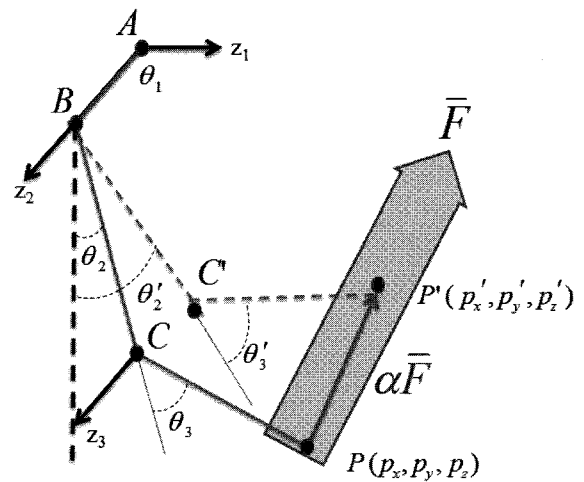


그림 5. 웨어러블 로봇 말단부의 움직여야 할 위치 계산.  
 Fig. 5. The calculation of the wearable robot end-effector.

표 1. 웨어러블 로봇의 D-H table.  
 Table 1. D-H table of the wearable robot.

Joint No.	$\alpha_{i-1}$	$a_{i-1}$	$d_i$	$\theta_i$
1	0	0	0	$\theta_1$
2	$-\frac{\pi}{2}$	0	$-L_1$	$\theta_2$
3	0	$L_2$	0	$\theta_3$

(P)을 계산하기 위한 식이다.

$$P' = \alpha \cdot T \cdot \bar{F} \quad (1)$$

$$\Delta P = (P' - P) \quad (2)$$

이 식에서  $\bar{F}$ 는 힘 센서로부터 측정된  $[f_x, f_y, f_z, 1]^T$  이며,  $\alpha$ 는 벡터  $\bar{F}$  상의 착용자가 동작할 위치로 예상되는  $P'$ 의 위치를 결정하기 위한 계수로서,  $\Delta P$ 의 크기와 밀접한 관계를 가지며 실험에 의해 구해진다.  $\alpha$ 의 크기가 작아지면  $\Delta P$ 가 작아지며, 이때 동일 거리를 이동하기 위해 생성해야 할 로봇의 경로 점이 많아진다. 따라서  $\alpha$ 의 크기가 작을수록 로봇은 정밀한 동작이 가능하지만 동일 위치로 이동하기 위해 경로생성기(trjectory generator)에서 더 많은 연산이 필요하다. 따라서  $\alpha$ 는 제어기의 연산속도와 샘플링시간(sampling time)과 밀접한 관련이 있다[12]. 이와 같은 방법으로 생성되는  $\Delta P$ 를 역기구학적 해석을 통하여 로봇이 동작해야 할 각

관절의 각도 명령을 생성하였다.

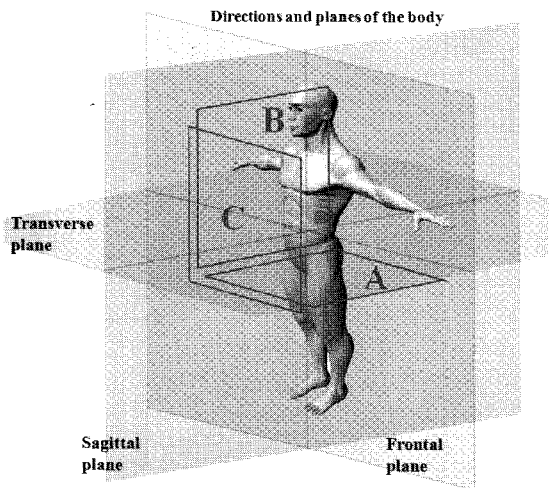
### 3. 명령신호 시뮬레이션

생성된 명령신호를 검증하기 위하여 착용자의 기본 동작 영역을 그림 6에서 보는 것과 같이 A, B, C로 설정하고, 본 연구를 통해 설계한 웨어러블 로봇을 해당 평면 및 동작 영역에 맞춰 경로를 생성하는 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션 결과 생성된 로봇의 명령신호는 착용자 상지의 관절 동작범위를 초과하지 않았으며, 또한 착용자의 상지 동작 경로를 방해하지 않는 경로를 생성할 수 있음을 볼 수 있다. 따라서 제안한 명령신호 생성 알고리즘은 본 연구에서 개발한 웨어러블 로봇에 적합함을 알 수 있다.

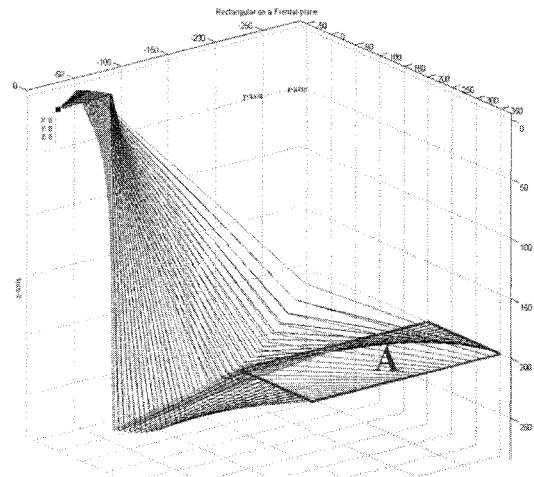
## IV. 근력지원용 웨어러블 로봇 실험

### 1. 추종성 실험

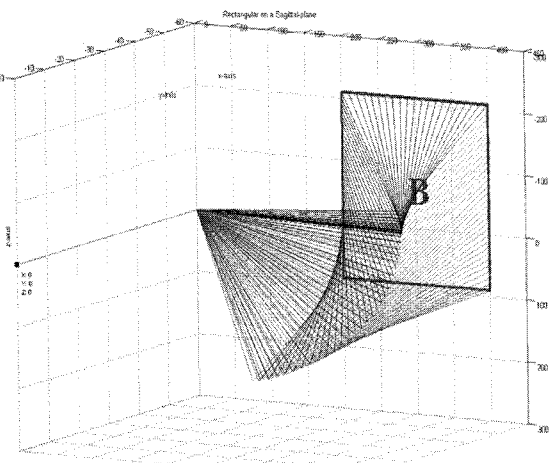
그림 7은 앞 절에서 제안한 웨어러블 로봇의 명령신호 생성 기법을 검증하기 위한 방법을 도식화한 것이다. 착용자가



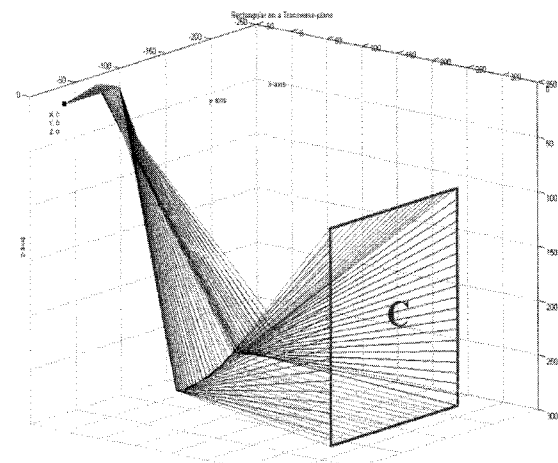
Directions and planes of the body.



(a) Frontal plane.



(b) Sagittal plane.



(c) Transverse plane.

그림 6. 근력지원용 웨어러블 로봇을 위해 생성된 명령신호의 시뮬레이션 결과.

Fig. 6. Simulation results of the generated command signal for the power assistive wearable robot.

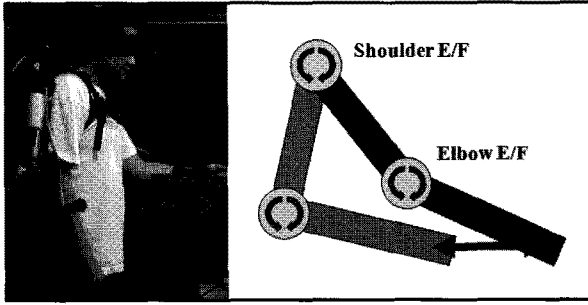


그림 7. 추종성능 실험.  
Fig. 7. Following capability experiment.

sagittal plane에서 직선 동작 시 본 연구에서 제안한 방법으로 생성된 명령신호에 의해 작동되는 웨어러블 로봇의 각 관절 각도와 착용자의 관절 각도를 비교하였다. 이때 착용자의 관절 각도 측정은 고니오미터(goniometer)를 사용하였다.

웨어러블 로봇의 명령신호는 입력 힘과  $\alpha$ 의 크기에 의해 결정되며, 따라서  $\alpha$ 를 변경하며 추종성능을 실험을 하였다.

그림 8은  $\alpha$ 의 크기에 따라 생성된 명령신호와 실제 착용자의 관절 관절각도를 비교한 것이다. 그림에서 보는 것과 같이  $\alpha$  값이 작아질수록 착용자와 웨어러블 로봇 사이의 관

절 각도 차이가 작아짐을 볼 수 있다. 하지만  $\alpha$ 의 크기를 작게 할수록 동일한 거리를 작동하기 위해 연산회수가 증가하기 때문에  $\alpha$ 의 설정에는 시스템의 연산속도를 고려하여야 한다. 또한 피크 점에서 착용자와 웨어러블 로봇 사이의 관절각도가 큰 차이를 보였다. 이는 본 연구에 제안한 웨어러블 로봇이 기저부와 말단부만을 착용자와 체결되기 때문에 발생한 것이다.

2. 근력지원 실험

본 연구에서 제안한 명령신호 생성기법으로 생성된 명령신호를 사용하는 웨어러블 로봇의 근력지원 효과를 실험하기 위하여 로봇의 말단부에 0Kg, 5Kg, 10Kg의 중량물을 장착한 후 Elbow E/F 동작을 위해 착용자가 필요한 힘의 크기를 측정하였다. 그림 9는 실험 결과를 나타낸 것이다.

표 2에서 5kg의 중량물을 핸들링 시 가장 큰 힘이 측정된 것은 착용자의 동작하고자 하는 의지의 강도가 강했기 때문이며, 실험자에 따라서 차이가 있음을 볼 수 있었다. 착용자로부터 입력되는 힘이 클 때 그림 5와 식 (2)에서와 설명한 것과 같이  $\Delta P$ 의 크기가 커지게 되며 이는 로봇이 동작하는 속도와 관련되어진다. 따라서 표 2의 실험에서 5kg 중량물 핸들링 시 웨어러블 로봇은 0kg과 10kg 중량물 핸들링 할 때 보다 빠르게 동작하였다.

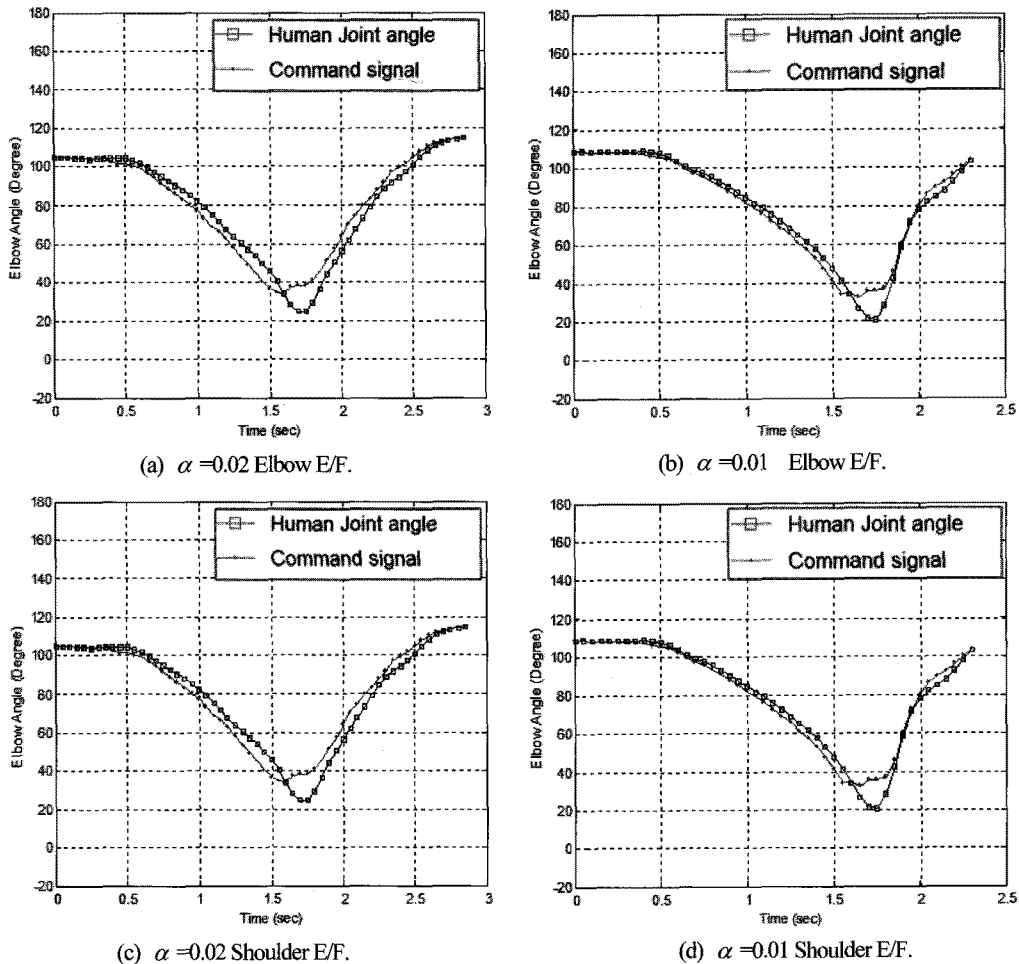


그림 8. 명령신호와 착용자의 관절 각도.  
Fig. 8. Joint angle of the human and the command signal.

표 2. 입력 힘의 크기.

Table 2. The magnitude of the force vector.

	Elbow Flexion	Elbow Extension
0Kg	13.07 [N]	14.92 [N]
5Kg	17.75 [N]	22.80 [N]
10Kg	14.86 [N]	18.50 [N]

실험 결과 본 연구에서 제안한 웨어러블 로봇의 명령신호 생성 기법 사용 시 0~10kg의 중량물을 핸들링하기 위하여 약 20N의 힘이 필요함을 볼 수 있었다. 따라서 중량물의 무게와 관계없이 착용자는 작은 힘을 사용하여 웨어러블 로봇을 작동할 수 있는 명령신호를 생성할 수 있음을 확인하였고, 고중량물 핸들링을 목적으로 할 때 힘 신호 기반의 시스템이 생체신호 기반 시스템보다 효과적임을 알 수 있다.

그림 10은 본 연구에서 개발한 명령신호생성 기법을 적용한 웨어러블 로봇 착용 후 20kg 중량물 실험을 한 것이다.

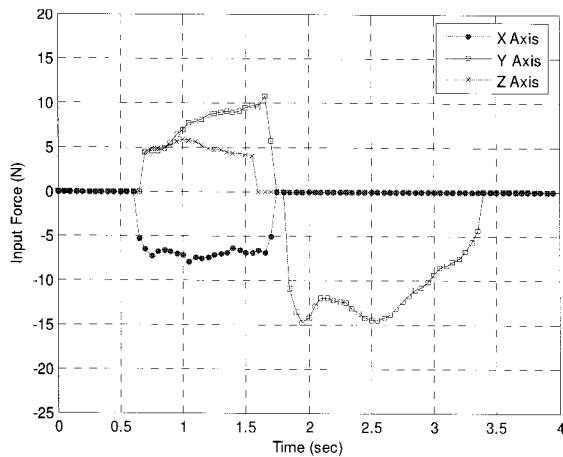
**V. 결론**

본 연구에서는 근력지원용 웨어러블 로봇 개발을 위한 명

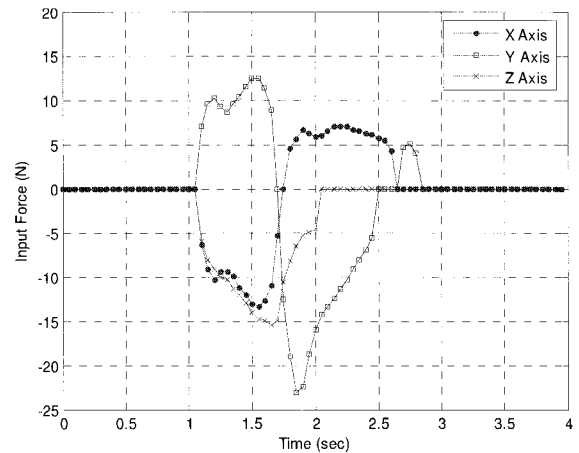
령신호 생성기법을 개발하였다. 힘 신호기반의 HRI를 사용하여 착용자 상지 동작 시 착용자와 로봇 사이에서 발생하는 힘을 측정하고, 이 신호를 사용하여 웨어러블 로봇의 말단부가 동작해야 할 위치를 계산할 수 있었다. 또한 역기구학 해석을 통해 로봇의 각 관절이 동작해야 할 각도 값을 계산함으로써 로봇의 각 관절의 명령신호를 생성할 수 있었다.

생성된 명령신호를 검증하기 위해 사람 팔이 직선의 경로를 따라 동작할 때 착용자와 로봇의 각 관절의 각도를 비교하였고, 이를 통해 우리가 제안한 명령신호 생성 기법을 통해 생성되는 로봇의 동작명령 신호는 효과적으로 착용자 상지의 동작을 추종함을 볼 수 있었다. 또한 웨어러블 로봇이 동작해야 할 말단부의 위치를 계산할 때  $\alpha$ 의 크기에 따라 위치 추종성능에 영향을 미침을 알 수 있었고,  $\alpha$ 가 작을수록 추종성능이 향상됨을 보였다.

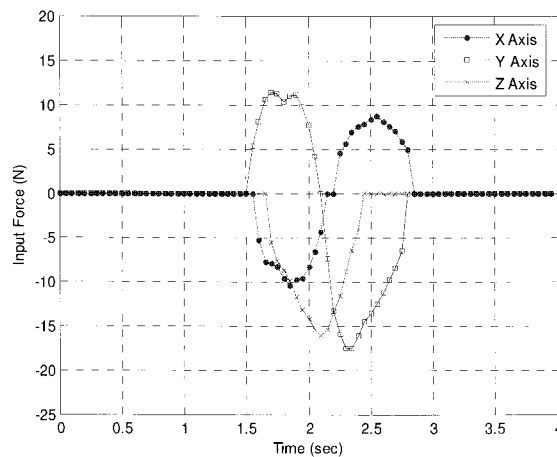
또한 근력지원 실험을 통하여 표 2에서와 같이 장착되는 중량물의 무게와 관계 없이 웨어러블 로봇을 작동하기 위해 착용자가 필요하는 힘이 일정함을 알 수 있었다. 이는 본 연구에서 개발한 근력지원용 웨어러블 로봇을 위한 명령신호 생성 기법을 통해 생성되는 명령신호는 착용자의 상지 동작을 추종하며, 고중량물을 핸들링에 적합함을 알 수 있다.



(a) 0kg Handling.



(b) 5kg Handling.



(c) 10kg Handling.

그림 9. 중량물 핸들링을 위해 필요한 힘.

Fig. 9. The necessary input force for the load handling.

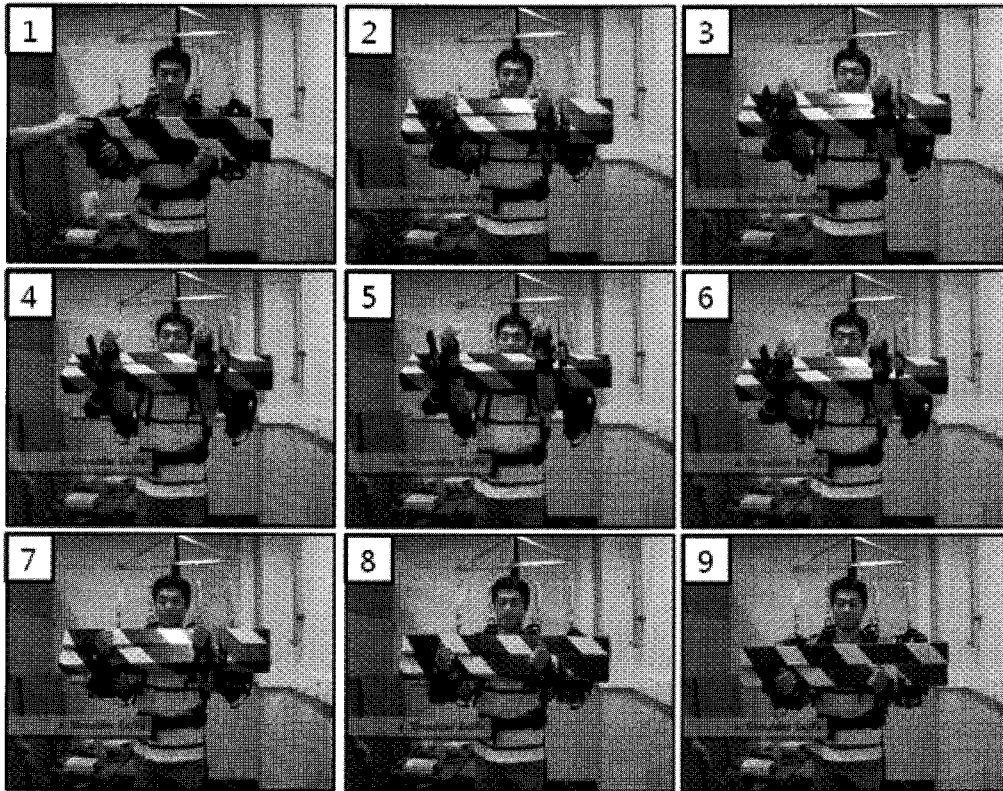


그림 10. 중량물 핸들링 실험 (Shoulder E/F 동작, 20 Kg).  
 Fig. 10. Load handling test (Motion of the shoulder E/F, 20 Kg).

#### 참고문헌

- [1] K. H. Low, X. Liu, and H. Yu, "Development of NTU Wearable Exoskeleton System for Assistive Technologies," *Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics & Automation*, vol.2, pp.1099-1106, Niagara Falls, Canada, July 2005
- [2] J. C. Perry and J. Rosen, "Design of a 7 Degree-of-Freedom Upper-Limb Powered Exoskeleton," *International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, pp.805-810, Pisa, Tuscany, Italy, Feb. 2006.
- [3] A. Chu, H. Kazerooni, and A. Zoss, "On the Biomimetic Design of the Berkely Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)," *Proceedings of the IEEE International Conference on Mechatronics & Automation*, pp.4345-4352, Barcelona, Spain, April 2005.
- [4] Y. Sankai, "Leading Edge of Cyernics: Robot Suit HAL," *Proceedings of SICE-ICASE International Joint Conference 2006*, Bexco, BuSan, Korea, pp. 1-2, Oct. 2006.
- [5] J. Rosen and J. C. Perry, "Upper Limb Powered Exoskeleton," *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 4, no. 3, pp. 529-548, March 2007.
- [6] K. Yamamoto, K. Hyodo, M. Ishii, and T. Matsuo, "Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor," *JSME International Journal, Series C*, vol. 45, no. 3, pp. 703-711, Oct. 2002.
- [7] H. Kazerooni, R. Steger, and L. Huang, "Hybrid Control of the Berkely Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX)," *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5-6, pp. 561-573, May-June 2006.
- [8] K. Kiguchi, M. H. Rahman, and T. Yamaguchi, "Adaptation Strategy for the 3DOF Exoskeleton for Upper-Limb Motion Assist," *International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, pp. 2296-2301, April, 2005.
- [9] G. A. Thibodeau and K. T. Patton, *Anatomy and Physiology*, Mosby, inc., pp. 326-328, 2003.
- [10] K. Kiguchi, M. H. Rahman, and K. Teramoto, "Development of a 3DOF mobile exoskeleton robot for human upper-limb motion assist," *Robotics and Autonomous systems*, vol. 56, issue 8, pp. 678-691, Nov. 2007.
- [11] J. A. Adams, "Critical Considerations for Human-Robot Interface Development," *2002 AAAI Fall Symposium: Human Robot Interaction Technical Report*, pp. 1-8, Nov. 2002.
- [12] H. Seki and S. Tadakuma "Minimum Jerk Control of Power Assisting Robot Based on Human Arm Behavior Characteristic," *International Conference on Systems: Man and Cybernetics*, Hague, Netherlands, pp. 722-727, Oct. 2004.



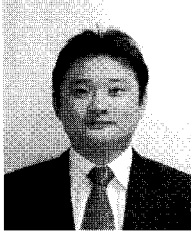
**이 희 돈**

1980년 7월 8일생. 2006년 대구가톨릭대학교 기계자동차공학부(공학사). 2008년 한양대학교 기계공학과(공학석사). 현재 한양대학교 기계공학과 박사과정 재학 중. 관심분야는 로봇 기구학과 생체공학 및 로봇제어.



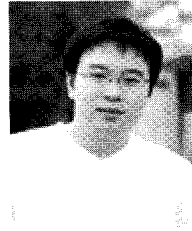
**유 승 남**

1978년 11월 11일생. 2004년 한양대학교 기계공학과(공학사). 2006년 한양대학교 정밀기계공학과(공학석사). 현재 한양대학교 기계공학과 박사과정 재학 중. 관심분야는 로봇 기구학과 생체공학 및 4축 보행로봇.



**이 승 훈**

1980년 1월 7일생. 2007년 한양대학교 기계공학부(공학사). 현재 한양대학교 기계공학과 석사과정 재학 중. 관심분야는 생체공학과 로봇 기구 최적설계.



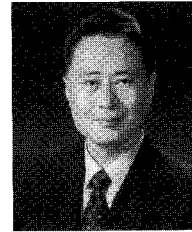
**장 재 호**

1976년 11월 2일생. 2001년 한양대학교 기계공학과(공학사). 2003년 한양대학교 메카트로닉스공학과(공학석사). 2008년 한양대학교 기계공학과(공학박사). 현재 한국생산기술연구원 선임연구원 재직 중. 관심분야는 로봇틱스와 생체역학.



**한 정 수**

1961년 5월 11일생. 1985년 한양대학교 건축공학과(공학사). 1987년 Biomedical Engineering, The University of IOWA, USA(공학석사), 1991년 Biomedical Engineering, The University of IOWA, USA(공학박사). 현재 한성대학교 기계시스템공학과 교수 재직 중. 관심분야는 생체역학과 재활공학.



**한 창 수**

1955년 5월 1일 생. 1983년 한양대학교 기계공학과(공학사). 1985년 Mechanical Engineering, The University of Texas at Austin, USA(공학석사). Mechanical Engineering, The University of Texas at Austin, USA(공학박사). 현재 한양대학교 기계공학과 교수 재직 중. 관심분야는 로봇틱스와 메카트로닉스.