

◆ 특집 ◆ 고령자 및 장애인을 위한 보조 기술

상지 근력 보조용 착용형 외골격 로봇의 수동성 기반 적응 제어와 최적화 기법

Passivity Based Adaptive Control and Its Optimization for Upper Limb Assist Exoskeleton Robot

압들마난칸¹, 지영훈², 미안아쉬팍알리², 한정수^{3,✉}, 한창수^{4,✉}
Abdul Manan Khan¹, Young Hoon Ji², Mian Ashfaq Ali², Jung Soo Han^{3,✉}, and Chang Soo Han^{4,✉}

1 한양대학교 기계설계공학과 (Department of Mechanical Design Engineering, Hanyang University)

2 한양대학교 메카트로닉스공학과 (Department of Mechatronics Engineering, Hanyang University)

3 한성대학교 기계시스템공학과 (Department of Mechanical systems Engineering, Hansung University)

4 한양대학교 로봇공학과 (Department of Robot Engineering, Hanyang University)

✉ Corresponding author: cshan@hanyang.ac.kr, Tel: +82-31-400-5247

jshanj@gmail.com, Tel: +82-2-760-4321

Manuscript received: 2015.8.7. / Revised: 2015.9.1. / Accepted: 2015.9.4.

The need for human body posture robots has led researchers to develop dexterous design of exoskeleton robots. Quantitative techniques to assess human motor function and generate commands for robots were required to be developed. In this paper, we present a passivity based adaptive control algorithm for upper limb assist exoskeleton. The proposed algorithm can adapt to different subject parameters and provide efficient response against the biomechanical variations caused by subject variations. Furthermore, we have employed the Particle Swarm Optimization technique to tune the controller gains. Efficacy of the proposed algorithm method is experimentally demonstrated using a seven degree of freedom upper limb assist exoskeleton robot. The proposed algorithm was found to estimate the desired motion and assist accordingly. This algorithm in conjunction with an upper limb assist exoskeleton robot may be very useful for elderly people to perform daily tasks.

KEYWORDS: Robot control (로봇 제어), Human robot interaction (인간 로봇 상호작용), Passivity based adaptive control (수동성 기반 적응 제어)

1. 서론

외골격 로봇은 신체의 역할이나 능력을 확장, 증강, 대체, 보완하기 위해 사용한다.¹ 이는 건강한

사람들뿐만 아니라 장애를 겪고 있는 사람들에게도 응용할 수 있다.² 외골격 로봇은 산업현장에서 의 요구와 설계적 요구들로 인해 여러 연구자들이 연구해왔다.³⁻⁷ 이 중에서 상지 외골격 로봇은 전신

외골격 로봇 분야의 일부분으로 활발히 연구되고 있는 분야 중 하나이다. 이와 관련된 여러 가지 연구들 중에서 비 생체역학 기반 신호를 사용하여 착용자의 원하는 동작 의도(DMI, Desired Motion Intention)를 추정하고 제어하는 방법에 관한 연구는 활발히 진행되고 있다.

착용형 로봇의 제어시스템은 착용자의 근력을 능동적으로 도울 수 있도록 설계되었다. 능동 보조의 핵심은 착용자의 DMI에 알맞은 궤적을 다른 외란에도 불구하고 잘 추종할 수 있어야 한다는 것이다. 이를 위해서 PD제어를 사용하는 방법,^{8,9} PID 제어를 사용한 방법,⁸⁻¹⁰ Computed Torque 제어와 같은 비선형 제어를 이용한 방법^{8,9} 등과 같은 제어 기법들이 여러 연구자들을 통해 제시된 바 있다. 하지만 비선형 요소들을 외란으로 처리하는 선형 제어 방법으로는 한계가 있었으며^{11,12} 건실 Computed Torque 제어나 수동성 기반 건실 Computed Torque제어가 포함된 단순한 형태의 Computed Torque 제어 기법들도 동역학 모델의 불확실성으로 인해 효과적으로 동작하지 못하였다.¹¹ 이러한 문제를 해결하기 위해 Fictious Gain¹³이나 fuzzy adaptation¹⁴ 개념이 포함된 제어 기술들이 제안되었다. 이러한 기술들은 산업용 로봇에서는 좋은 결과를 얻을 수 있었지만 사용자에게 따라 모델의 불확실성이 바뀌는 착용형 로봇에서는 그렇지 못하였다.¹³ 이를 해결하기 위해 역동역학 기반의 적응 제어 기법¹¹ 이 제안되었지만 이는 각 관절의 가속도 정보를 필요로 하며 이 때문에 외란에 취약해질 수 밖에 없었다.

이러한 문제들을 해결하기 위해 본 논문에서는 수동성 기반 적응 제어 기법을 사용하여 제어 하였다.¹⁵ 이를 사용하면 다양한 착용자에게 적응 가능한 근력 보조용 착용형 로봇 시스템을 만들 수 있다. 또한 시스템의 안정성을 확보하고 최적 제어 기법을 적용하기 위한 update law를 만들었다. 최적제어 기법은 제어기의 파라미터들을 정교하게 튜닝하지 않으면 사용할 수 없다. 일반적으로 이를 위해 유전자 알고리즘을 사용하곤 한다.¹⁶ 하지만 유전자 알고리즘은 전역 최적해를 보장해 주지 않기 때문에 본 연구에서는 입자 군집 최적화 기법(PSO, Particle Swarm Optimization)을 사용하였으며 근 둘레 측정 센서(MCRS, Muscle Circumference sensor)와 Load cell을 사용하여 사람과 로봇 사이의 상호 작용력을 구하였다.¹⁷ 이 힘으로부터 감쇠 최소 좌승법(DLS, Dampled Least Square)을 사용하여

원하는 동작 의도 궤적을 추출하였다. 이렇게 추출된 궤적은 수동성 기반 적응 제어 알고리즘을 사용하여 추종하였다. 또한 이로부터 최상의 제어 결과를 얻기 위해 PSO 기법을 사용하여 시스템의 이득을 조절하였다.

2. 상지 착용형 로봇을 위한 제어 설계

2.1 문제 공식화

상지 근력 보조용 외골격 로봇은 복잡한 로봇 구조를 가지고 있다. 이는 Lagrangian 방법을 사용하여 다음과 같이 모델링 할 수 있다.^{11,15}

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \tag{1}$$

여기서 $M(q)$, $C(q, \dot{q})$, $g(q)$ 는 각각 n자유도 로봇 관성행렬, 코리올리 행렬, 중력벡터이며 각각 $M(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $C(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^{n \times n}$, $g(q) \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ 이다. 또한 $q, \dot{q} \in \mathbb{R}^n$ 이며 각각 각 관절의 각도, 각속도를 나타낸다. 각 관절의 입력 토크는 τ 이며 앞서 설명한 벡터들과 동일하게 \mathbb{R}^n 에 속하는 벡터이다.

2.2 수동성 적응 제어 알고리즘

착용형 로봇을 제어하기 위해서는 착용자에게 따라 달라지는 동역학적 변수들에 맞게 적응 가능한 제어기를 설계해야 하며 이를 위해 수동성 기반 적응 제어기를 사용하였다. 이를 위한 제어 입력 τ 는 다음과 같다.

$$\tau = \hat{M}(q)a + \hat{C}(q, \dot{q})v + \hat{g}(q) - Kr \tag{2}$$

여기서 윗첨자 (^)는 추정된 값이며 $K \in \mathbb{R}^{n \times n}$ 인 양의 한정 대각 행렬이다. 또한 v , a , r 은 다음과 같다.

$$v = \dot{q}^d - \Lambda \tilde{q} \tag{3}$$

$$a = \dot{v} = \ddot{q}^d - \Lambda \dot{\tilde{q}} \tag{4}$$

$$r = \dot{q} - v = \dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \tag{5}$$

여기서 $\Lambda \in \mathbb{R}^{n \times n}$ 인 양의 한정 대각 행렬(Positive definite diagonal matrix)이며 윗첨자 (d)는 목표 값(desire value)을 의미한다. 또한 윗첨자 (~)는 에러 값을 의미하며, $\tilde{q} = q - q_d$ 이다. 식(3)과 (4)를 식(2)에 대입하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$\tau = Y(q, \dot{q}, a, v)\hat{\theta} - Kr \quad (6)$$

여기서 $Y(q, \dot{q}, a, v) \in \mathbb{R}^{n \times 5}$ 로 리그레서이며 $\hat{\theta} \in \mathbb{R}^5$ 로 n자유도 로봇의 매개변수 벡터이다. 리그레서와 매개변수벡터의 곱은 다음과 같이 정의할 수 있다.

$$Y(q, \dot{q}, a, v)\hat{\theta} = \hat{M}(q)a + \hat{C}(q, \dot{q})v + \hat{g}(q) \quad (7)$$

식(6)를 식(1)에 대입하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$M(q)\dot{r} + C(q, \dot{q})r + Kr = Y\hat{\theta} \quad (8)$$

윗 식에서 $\tilde{\theta} = \hat{\theta} - \theta$ 이다. 여기에 $\hat{\theta}$ 에 대한 update law와 Lyapunov 함수를 각각 식(9)와 (10)으로 정의하였다.

$$\dot{\hat{\theta}} = -\Gamma Y^T r \quad (9)$$

$$V = \frac{1}{2}r^T M(q)r + \tilde{q}^T \Lambda K \tilde{q} + \frac{1}{2}\tilde{\theta}^T \Gamma \tilde{\theta} \quad (10)$$

여기서 $\Gamma \in \mathbb{R}^{n \times n}$ 인 양의 한정 대각 행렬이며 $\hat{\theta}$ 의 수렴 속도를 나타낸다. \dot{V} 를 계산하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$\dot{V} = -\tilde{q}^T \Lambda^T K \Lambda \tilde{q} - \dot{\tilde{q}}^T K \dot{\tilde{q}} + \tilde{\theta}^T \{\Gamma \dot{\hat{\theta}} + Y^T r\} \quad (11)$$

위 식에 식(9)를 사용하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$\dot{V} = -\tilde{q}^T \Lambda^T K \Lambda \tilde{q} - \dot{\tilde{q}}^T K \dot{\tilde{q}} = -\tilde{q}^T Q \tilde{q} \leq 0 \quad (12)$$

여기서 Q 는 양의 한정 행렬이며 이는 Lyapunov 이론에 의해 안정된 페루프 시스템을 의미한다. Lyapunov 함수가 음의 한정 행렬이 아닌 음의 준 한정 행렬이라는 것에 주목하자. 따라서 매개변수 $\hat{\theta}$ 값이 수렴하더라도 이는 참값이 아닐 수 있다. 또 다른 문제는 수동성 기반 제어기의 튜닝 작업에 있다. 이 작업에서는 K 와 Λ 행렬을 조절해야 하며 이를 위해 PSO를 사용하였다.

2.3 입자 군집 최적화 기법(PSO)

앞서 제안한 제어기의 위치 제어 능력을 극대화하는 최적의 제어 이득을 찾기 위해 PSO 기법을 사용하였다. PSO는 새들이 무리를 지어 이동하

는 것과 같은 자연 무리들의 행동에서 영감을 얻은 최적화 기법이다. 이를 사용하면 지역 최적해에 머물지 않고 수동성 기반 적응 제어를 위한 전역 최적해를 찾을 수 있다. PSO의 입자는 탐사(exploration)와 개척(exploitation)을 통해 최적해를 찾아가며 다음 두 가지 능력을 필요로 한다.

(1) 입자 자체는 지역 최적해 (l_{best}) 를 기억할 수 있어야 한다.

(2) 전역이나 자신 근처의 이웃의 최적해와 같은 전역 최적해 (g_{best}) 에 대한 정보가 있어야 한다.

입자들은 전역 최적해로의 수렴을 위해 자신의 방향을 조절하며 입자의 다음 위치는 그들 자신의 현재 속도에 영향을 받는다. 예를 들면, 해를 찾는 공간 안에서의 입자 i의 위치를 $p_i(t)$ 라 하고 시간을 t 라고 하자. 특별한 언급이 없다면 t 는 이산 시간(discrete time)을 의미한다. 입자의 위치는 현재 입자의 속도에 의해 바뀌어 지며 현재 속도를 $v_i(t)$ 라 할 때 입자의 다음 위치는 다음과 같다.

$$p_i(t+1) = p_i(t) + v_i(t+1) \quad (13)$$

또한 M 을 관성 무게, α_1 과 α_2 를 가속도 계수, r_1 과 r_2 를 0과 1사이의 무작위 수라고 할 때 식(13)은 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$p_i(t) = Mv_i(t-1) + \alpha_1 r_1 (l_{best}(t) - p_i(t-1)) + \alpha_2 r_2 (g_{best}(t) - p_i(t-1)) \quad (14)$$

PSO 알고리즘을 사용하기 위해서 우선 주어진 시스템의 제어기 이득을 직관적으로 튜닝하였다. 그 다음 제어기에서 발생한 오차와 PSO알고리즘을 사용하여 비용함수를 최소화 하는 이득을 다시 구하였다. 여기서 사용되는 비용 함수는 IAE(Integral Absolute Error), ITSE(Integral Time-weighted Square Error), ISE(Integral Square Error)등 여러 종류가 존재하며 본 논문에서는 단순한 ISE 방법을 사용하였다. 이는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$J = \int_0^{\infty} \tilde{q}^2(t) dt \quad (15)$$

다양한 대상자에 의존적인 변수들이 주어질 때 최상의 결과를 얻기 위해서는 앞서 설명한 과정들을 반복적으로 수행해야만 한다. 즉, 착용자 개개인 마다 결과가 다르기 때문에 PSO 알고리즘에 대한 일반적인 결과를 제시하기는 어렵다.

3. 실험 평가

본 연구를 위해 사용한 상지 근력 보조용 착용형 로봇의 전반적인 모습은 Fig. 1에서 확인할 수 있다. 견관절과 주관절의 굴곡/신전 운동을 돕기 위해 모터를 사용하였다. 모터의 최고 토크는 45Nm(견관절), 25Nm(주관절)이며 착용자가 3 kg의 무게를 효과적으로 다룰 수 있도록 선정하였다. 모든 하드웨어는 LabVIEW 2012 FPGA 모듈을 사용하여 제어하였다.

또한 안전을 위해 몇 가지 장치들을 탑재하였다. 우선 기계적으로 견관절과 주관절이 인체 관절 구동범위를 넘어서 동작하는 것을 막을 수 있도록 설계하였다. 또한 빠르게 작동하거나 제어할 수 없는 동작이 발생할 경우 전원이 자동으로 차단되도록 프로그래밍 하였으며, 위험한 상황이나 착용자가 불편함을 느꼈을 때 전원을 차단할 수 있는 별도의 안전회로를 내장하였다.

실험을 위해 10명의 건강한 남성(25-30세)을 실험 대상으로 선정하였다(Table 1). 모든 대상자는 20분동안 장비에 익숙해지기 위해 요구한 제적을 반복해서 움직이는 훈련을 받았다.

3.1 초기상태와 시스템 매개변수

로봇과 착용자의 팔은 하나의 강체로 간주하였다. 착용자의 분절 무게나 무게 중심, 길이와 같은 상체에 대한 변수들은 착용자의 성별, 몸무게, 키, 나이를 통해 계산하였다.^{18,19} 로봇의 링크는 길이 조절이 가능하다. 본 연구에서는 상완 링크 길이 $l_1 = 0.36 \sim 0.40m$ 까지 조절하여 실험하였으며, 전완 링크 길이 $l_2 = 0.29 \sim 0.34m$ 로 조절하면서 실험하였다. 길이 변화로 인한 링크 무게의 변화는 없으며 로봇 상완 링크의 무게 $m_1 = 0.4kg$ 이며, 전완 링크의 무게 $m_2 = 0.4kg$ 이다. 초기 관절 각도와 속도 값은 0이다. 관절 각도는 일반 로봇공학에서 일반적으로 사용하는 2자유도 진자의 각도를 잡을 때 사용하는 방식으로 측정하였으며, 초기 자세에 해당하는 팔꿈치와 어깨의 각도가 0일 때의 자세는 팔을 아래로 쭉 내린 상태가 된다.

3.2 DMI 및 MCRS 센서 초기화

DMI를 추정하기 위해 MCRS²⁰ (Fig. 2)와 Load cell을 사용하였다. MCRS는 주관절의 토크를 추정하기 위해 사용하였으며 Load cell은 견관절의 토크를 측정하기 위해 사용하였다. MCRS는 근육의 물리적 단면적을 측정하여 근육 활성도를 추정한

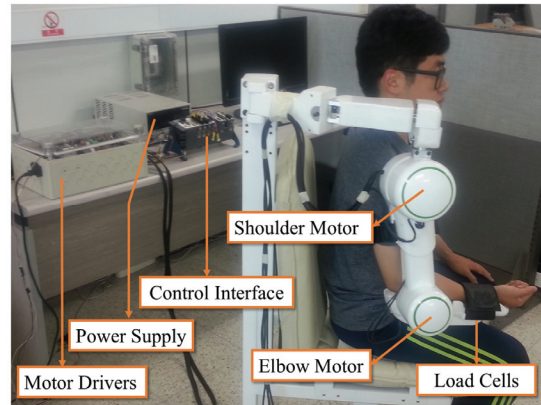


Fig. 1 Assist exoskeleton robot attached with subject, MCRS refers to muscle circumference sensor

Table 1 Subjects parameters used in experiment

Age	25 to 30
Gender	Male
Body weight	62 to 80
Height (m)	1.7 to 1.80

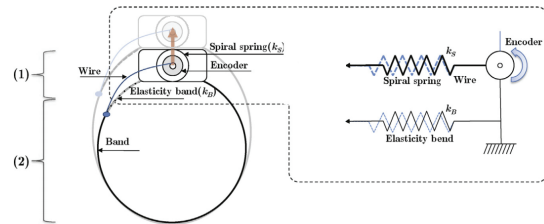


Fig. 2 Configuration of the muscle circumference sensor (MCRS) by muscle variation; (1) Measurement part (2) Fixed part²⁰

다.²⁰ 이 센서들과 DLS 알고리즘을 사용하여 DMI를 이끌어 내었다. DMI를 추정하기 전에 우선 MCRS 초기화가 필요하다.²¹

MCRS를 초기화 하기 위해서 로봇을 사용하는 대상자의 이두근에 MCRS를 착용시키고 무게를 들지 않은 상태, 1.0 kg, 2.5 kg 덤벨을 든 상태 총 3가지 경우에 대해서 굴곡/신전 운동을 수행하게 하였다. 이러한 동작 가운데 MCRS로부터 주관절 각도별 엔코더의 신호를 그래프로 그렸다(Fig. 3). Zero load 그래프는 착용자 자신의 신체 무게를 고려하지 않은 운동을 의미한다. 즉, 자신이 직접 힘을 내지 않고 외부에서 수동적으로 팔을 움직인 경우이다. 이에 비교하여, Self load 그래프는 착용자 자신이 아

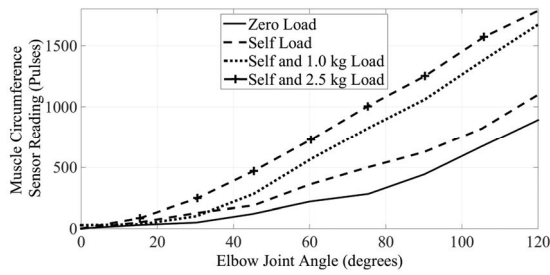


Fig. 3 MCRS encoder reading vs elbow joint for calibration

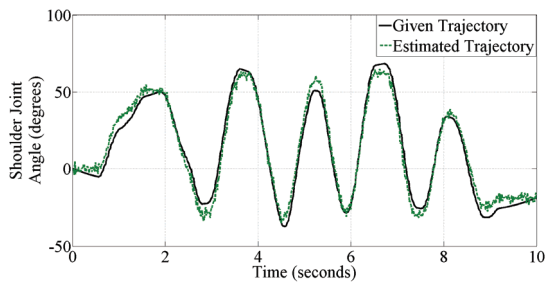


Fig. 4 DLS based shoulder joint angle estimation using MCS and force sensors

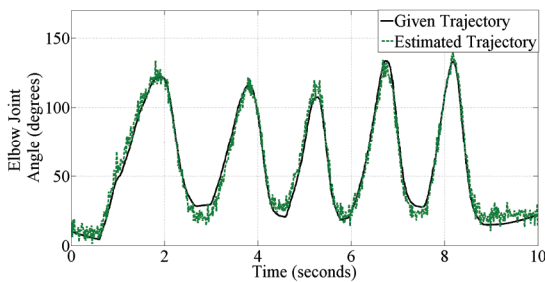


Fig. 5 DLS based elbow joint angle estimation using MCRS and force sensors

무것도 들지 않은 상태에서 직접 팔을 거동하여 얻은 그래프이다. 이와 비슷하게 1.0 kg, 2.0 kg 그래프도 MCRS로부터 얻은 값을 나타내고 있다. 이 실험으로부터 주관절의 토크를 이끌어 낼 수 있었다.²⁰

Figs. 4와 5는 DLS방법을 사용하여 만들어 낸 궤적이다. 궤적을 추정하는 동안 로봇에는 마찰보상과 중력 보상을 시행하여 단순한 질량 스프링 시스템으로 작동하도록 하였다. 부드러운 궤적 추적을 위해 그림에서 볼 수 있는 진동은 평균을 내었다.

3.3 수동성 기반 적응 제어 알고리즘 평가

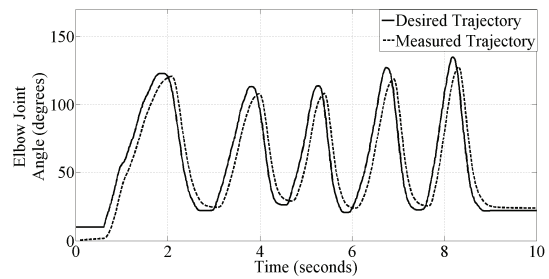


Fig. 6 Elbow joint angle vs time

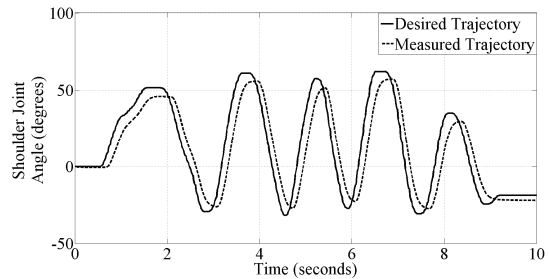


Fig. 7 Shoulder joint angle vs time

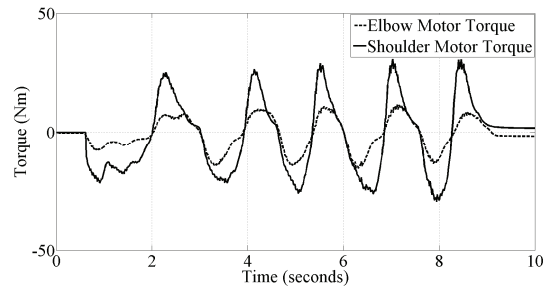


Fig. 8 τ for the trajectory

Fig. 6은 주관절의 궤적을 추종하기 위한 수동성 기반 적응 제어 결과이다. 그래프 상의 굵은 실선은 원하는 궤적을 나타내며 점선은 궤적을 추적하고 있는 로봇 관절 각도를 측정된 값이다. 원하는 궤적과 측정된 궤적 사이의 오차는 ± 10 도 정도로 착용형 로봇의 경우 수용할 만한 결과이다.²² Fig. 7은 건관절 궤적의 추적 결과를 나타내며 이에 대한 오차 또한 ± 10 도로 수용할 수 있는 결과이다. Fig. 8은 건관절과 주관절의 모터에 가해진 토크로 한계 범위 안에서 chattering 없는 제어 입력으로 작동하는 것을 확인할 수 있다. Fig. 9에서는 리그레서 함수 파라미터인 $\hat{\theta}$ 값이 수렴하는 것을 확인할 수 있다. 결과적으로 시스템은 주어진 궤적을 추종하였으며, 명령한 작업을 성공적으로 수행하였다.

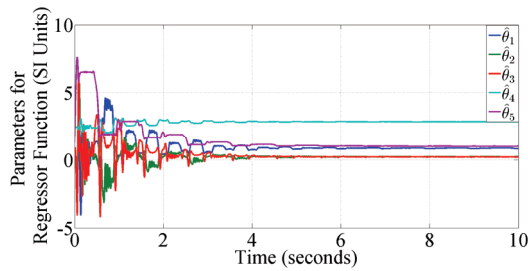


Fig. 9 $\hat{\theta}$ parameters convergence

4. 결론

본 논문은 착용자에 따라서 달라지는 생체역학적인 요소에 적응할 수 있는 상지 근력 지원용 착용형 로봇의 수동성 기반 적응 제어 알고리즘을 제시하였다. 제안된 알고리즘은 일련의 변화에 대해서 적응하였으며 주어진 작업에 대해 최상의 응답을 제공하도록 작동하였다. 이를 위한 이득을 튜닝하기 위해 PSO를 사용하였으며 제안된 방법들은 실험을 통해 그 효과를 확인하였다. 본 논문에서 제안된 방법들은 노약자나 반복작업으로 인해 부상의 위험이 있는 산업현장의 작업자들의 근력을 돕기 위한 상지 착용형 로봇에 사용할 수 있다.

후 기

본 논문은 산업통상자원부 및 한국산업기술평가기관리의 산업핵심기술개발사업(No. 10041827, 고속 실시간 제어를 위한 20KHz급 제어주기 및 이식성을 가지는 유연구조의 개발형 소프트웨어 로봇 제어기 기술개발) 및 2014년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업(No.2010-0020450)의 지원을 받아 수행된 연구임.

REFERENCES

1. Pons, J. L., "Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons," John Wiley & Sons, 2008.
2. Ispoint.org, "International Society for Prosthetics and Orthotics," <http://www.ispoint.org/events/ispo-world-congress-2013-0> (Accessed 10 September 2015)
3. Gupta, A. and O'Malley, M. K., "Design of a Haptic Arm Exoskeleton for Training and Rehabilitation," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 11, No. 3, pp. 280-289, 2006.
4. Kong, K. and Jeon, D., "Design and Control of an Exoskeleton for the Elderly and Patients," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 11, No. 4, pp. 428-432, 2006.
5. Dellon, B. and Matsuoka, Y., "Prosthetics, Exoskeletons, and Rehabilitation," IEEE Robotics and Automation Magazine, Vol. 14, No. 1, pp. 30, 2007.
6. Yang, C., Zhang, J., Chen, Y., Dong, Y., and Zhang, Y., "A Review of Exoskeleton-Type Systems and Their Key Technologies," Proc. of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science, Vol. 222, No. 8, pp. 1599-1612, 2008.
7. Bogue, R., "Robots to Aid the Disabled and the Elderly," Industrial Robot: An International Journal, Vol. 40, No. 6, pp. 519-524, 2013.
8. Babaiasl, M., Mahdioun, S. H., Jaryani, P., and Yazdani, M., "A Review of Technological and Clinical Aspects of Robot-Aided Rehabilitation of Upper-Extremity after Stroke," Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, DOI No. 10.3109/17483107.2014.1002539, 2015.
9. 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.
10. Yu, W. and Rosen, J., "A Novel Linear Pid Controller for an Upper Limb Exoskeleton," Proc. of the IEEE Conference on Decision and Control, 3548-3553, 2010.
11. Spong, M. W., Hutchinson, S., and Vidyasagar, M., "Robot Modeling and Control," Wiley New York, 2006.
12. Hill, J. and Fahimi, F., "Active Disturbance Rejection for Walking Bipedal Robots Using the Acceleration of the Upper Limbs," Robotica, Vol. 33, No. 2, pp. 264-281, 2015.
13. Guga, J., "Cyborg Tales: The Reinvention of the Human in the Information Age," in: Beyond Artificial Intelligence, Jan, R., Eva, Z., and Jozef K., (Eds.), Springer, pp. 45-62, 2015.
14. Jiang, X., Wang, Z., Zhang, C., and Yang, L., "Fuzzy Neural Network Control of the Rehabilitation Robotic Arm Driven by Pneumatic Muscles," Industrial Robot: An International Journal, Vol. 42, No. 1, pp. 36-43, 2015.

15. Siciliano, B., Sciavicco, L., Villani, L., and Oriolo, G., "Robotics: Modelling, Planning and Control," Springer Science & Business Media, 2009.
16. Vijay, M. and Jena, D., "Optimal GA Based SMC with Adaptive PID Sliding Surface for Robot Manipulator," Proc. of the International Conference on Industrial and Information Systems, pp. 1-6, 2014.
17. Arora, J., "Introduction to Optimum Design," Academic Press, 2004.
18. Winter, D. A., "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," John Wiley & Sons, 4th Ed., 2009.
19. Wicke, J. and Dumas, G. A., "A New Geometric-Based Model to Accurately Estimate Arm and Leg Inertial Estimates," Journal of Biomechanics, Vol. 47, No. 8, pp. 1869-1875, 2014.
20. Kim, W., Lee, H., Lim, D., Han, J., Shin, K., et al., C., "Development of a Muscle Circumference Sensor to Estimate Torque of the Human Elbow Joint," Sensors and Actuators A: Physical, Vol. 208, pp. 95-103, 2014.
21. Buss, S. R., "Introduction to Inverse Kinematics with Jacobian Transpose, Pseudoinverse and Damped Least Squares Methods," Journal of Robotics and Automation, Vol. 17, No. 16, pp. 1-19, 2004.
22. Riener, R., Lünenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G., et al., "Patient-Cooperative Strategies for Robot-Aided Treadmill Training: First Experimental Results," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 13, No. 3, pp. 380-394, 2005.