상지 외골격 로봇 제어를 위한 인체 팔 동작의 기구학 및 동역학적 분석 - 파트 1: 시스템 모델 및 기구학적 제한

Analysis on Kinematics and Dynamics of Human Arm Movement Toward Upper Limb Exoskeleton Robot Control Part 1: System Model and Kinematic Constraint

김 현 철, 이 춘 영*

(Hyunchul Kim¹ and Choon-Young Lee²)

¹University of California, Santa Cruz

²Kyungpook National University

Abstract: To achieve synchronized motion between a wearable robot and a human user, the redundancy must be resolved in the same manner by both systems. According to the seven DOF (Degrees of Freedom) human arm model composed of the shoulder, elbow, and wrist joints, positioning and orientating the wrist in space is a task requiring only six DOFs. Due to this redundancy, a given task can be completed by multiple arm configurations, and thus there exists no unique mathematical solution to the inverse kinematics. This paper presents analysis on the kinematic and dynamic aspect of the human arm movement and their effect on the redundancy resolution of the human arm based on a seven DOF manipulator model. The redundancy of the arm is expressed mathematically by defining the swivel angle. The final form of swivel angle can be represented as a linear combination of two different swivel angles achieved by optimizing different cost functions based on kinematic and dynamic criteria. The kinematic criterion is to maximize the projection of the longest principal axis of the manipulability ellipsoid for the human arm on the vector connecting the wrist and the virtual target on the head region. The dynamic criterion is to minimize the mechanical work done in the joint space for each two consecutive points along the task space trajectory. As a first step, the redundancy based on the kinematic criterion will be thoroughly studied based on the motion capture data analysis. Experimental results indicate that by using the proposed redundancy resolution criterion in the kinematic level, error between the predicted and the actual swivel angle acquired from the motor control system is less than five degrees.

Keywords: exoskeleton, redundancy, kinematics, dynamics

1. 서론

여유자유도를 갖는 인체의 팔 움직임을 연구하는 것은 게임, 컴퓨터 그래픽스 및 착용 형 로봇과 같은 많은 응용 분야에서 중요한 주제이다. 특히 최근에는 착용 형 로봇 시스템의 발전으로 인해 사람과 로봇이 직접적으로 상호작용하는 것이 가능하게 되었다[1,2]. 대용량의 힘과 모멘트를 요구하는 일반 로봇과 달리, 착용 형 외골격 로봇(wearable exoskeleton robot)은 사람의 동작을 강화하거나 보조하기 위해 직접 사람과 접촉하기 때문에 사람과 로봇 사이의 동작을 동기시켜 에너지 교환을 최소화할 수 있는 동작 메커니즘을 개발하는 것이 중요하다. 이를 위해서는 여유자유도를 갖는 신체구조로 인해 특정 작업을 다양한 자세로 해결할 수 있는 인간의 운동 메커니즘을 이해하고 정량화하는 것

이 필수적이다.

여유자유도 문제를 해결하기 위해 기구학적 혹은 동역학적 측면에서 많은 연구가 진행 되었는데 Donders' law에 기초한 자세 기반 모션 제어는 가장 오래된 기구학적 연구 결과 중 하나로서 단순하고 직관적인 시스템 식별(system identification)함수 모델을 갖는다[3]. 최근에는 인간-기계간 인터페이스(human-machine interface)에 적용가능하며 보다 복합적이고 구현가능 한 역기구학 해를 구하기 위해 사람의 운동 메커니즘을 생체 모방적인 방법으로 해석하고자 하는 시도가 이루어지고 있다[4,5]. 또한, 신경 회로망 및 확률 모델과 같은 기법 [6,7]을 사용하여 관절 각도의 의존성을 분석하고 모델링 한 연구도 수행되었다[5]. 동역학은 매니퓰레이터의 모션 결정에 있어 중요한 요소들 중 하나이기 때문에 동역학 원리에 기반 하여 여유 자유도를 해결하기 위해 최소-토크 변화 모델(minimum-torque-change model)과 같은 방식도 제안되었다[8]. 최근 Kang과 그 연구팀은 swivel angle로 대표되는 인간의 팔 동작 여유도가 매 순간 각 관절 토크에 의해 발생한 전체 일(work)의 양을 최소화하는 방향으로 구해진다는 동역학적 가설을 제안함으

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2012. 7. 16., 수정: 2012. 8. 29., 채택확정: 2012. 10. 8.

김현철: Univ. of California, Santa Cruz(hyunchul78@gmail.com)

이춘영: 경북대학교 기계공학부(cylee@knu.ac.kr)

※ 이 논문은 2011학년도 경북대학교 전임교원 연구년 교수 연구비에 의하여 연구되었음.

로써 제한된 범위 내에서 사람의 자연스런 팔 운동 메카니즘을 설명하였다[9]. 일반적으로 생체 모방에 필요한 여러 수학적 모델 및 함수들은 인체의 팔 움직임을 재현하기 위해 신경 회로망 모델과 같은 비선형적 시스템 식별 함수를 필요로 하는데 모든 운동 범위(workspace)에서 사람의 팔 운동 메카니즘을 설명하기 위해서는 광범위하고 불안정한 최적화 과정으로 인해 비실용적이다. 또한 기구학 및 동역학적 특성을 종합적으로 고려하는 최적화 기법의 경우 역시 어깨의 외전-내전과 같은 기본적인 팔 운동 메카니즘에 대해서만 제한적인 결합 모델들이 제시되고 있다[10].

본 연구에서는 앞에서 언급한 여러 방법들의 한계점들을 극복하고 보다 정확한 잉여 자유도 추정을 위해 기구학 방법(Part 1)과 동역학적인 제한조건을 선형적으로 결합(part 2)하여 사람 팔 동작의 잉여 자유도를 모델링하는 바이모달(bimodal) 방법을 정립하고자 하며 그 첫 번째 목표로 인간의 생물학적 특성을 고려하여 swivel angle을 추정하는 기구학적 모델을 다루고자 한다[11,12].

II. 시스템 모델 및 방법

본 절에서는 자연스러운 사람 팔 동작을 지지하는 로봇 시스템에 대하여 간략히 설명하고, 제한조건이 없는 팔뻗기(unconstrained reaching) 동작에 대한 잉여자유도를 분석한다. 이 때 제한 조건이 없는 팔뻗기 동작이란 목적 지점과 현재 팔 위치 사이에 장애물이 없으며 무의식적으로 손을 목적지에 위치시키는 동작을 말한다. 일반적으로 학습에 의한 임의의 팔 동작을 모델링하는 것은 극히 어렵기 때문에 본 논문에서는 고려되지 않으며 임의의 팔 동작으로 인해 발생한 인간과 로봇의 동작 불일치는 힘 토크 센서를 활용하여 보상하는 방법을 생각할 수 있다[13].

1. 인체 팔 지지를 위한 외골격 로봇의 기구학적 모델

일상 생활에서 사람의 팔 동작에 관한 연구를 바탕으로 (그림 1(a)) [1] 7개의 단축 회전 관절을 갖는 외골격 로봇 및 인체 팔 관절을 디자인 할 수 있다. 7자유도 모델은 인체 팔 동작범위의 약 98 % 이상을 재현할 수 있다고 알려져 있기 때문에 외골격 로봇 디자인의 기준으로 널리 알려

져 있다[1]. 이 중 세 개의 관절은 어깨의 내전-외전, 굴곡-신전, 내부-외부 회전을 담당한다. 한 개의 회전 관절이 팔꿈치에 위치하여 굴곡-신전을 구동한다. 마지막으로, 하박과 손은 세 개의 축으로 구성된 구형 관절로 연결되어 손목의 굴곡-신전, 회내-회외 및 요골-측골편향을 제공한다.

2. 인체 팔 모델: 잉여 자유도

7자유도 모델에서는 잉여 자유도로 인해 손의 위치와 방향정보만으로 팔의 자세를 정의할 수 없으며 팔꿈치의 위치 정보가 제공되어야 정확한 팔의 자세가 정의될 수 있다. 그림 2(a)에서 정의된 좌표계 프레임에 따라, 팔은 어깨(P_s), 팔꿈치(P_c), 및 손목(P_w) 위치를 꼭지점으로 하는 삼각형을 이룬다. 어깨와 손목은 구형 관절이므로 P_c 가 벡터($P_w - P_s$)를 중심으로 회전할 수 있으며 (그림 2(b)) 팔꿈치의 중심 P_c 에 위치한 지역좌표계 (그림 2(c))는 팔꿈치의 swivel angle, ϕ 를 측정하는 기준이 된다. 팔꿈치의 위치를 swivel angle을 이용하여 효율적으로 표현하기 위해 P_c 에 위치한 직교좌표계(orthonormal coordinate system) 벡터 $\vec{n}$, $\vec{u}$, 및 $\vec{v}$ 는 다음과 같이 구성 된다(그림 2(c)).

$$\vec{n} = \frac{(P_w - P_s)}{\|P_w - P_s\|}, \vec{u} = \frac{\vec{a} - (\vec{a} \cdot \vec{n})\vec{n}}{\|\vec{a} - (\vec{a} \cdot \vec{n})\vec{n}\|}, \vec{v} = \vec{n} \times \vec{u} \quad (1)$$

여기서 $\vec{a}$ 는 임의의 벡터로 선택할 수 있으며 본 논문에서는 Badler와 Torlani가 정의한 바와 같이 $\vec{a}$ 를 $-\vec{z}$ 로 사용한다[14]. 이 경우 $\phi = 0$ 일 때, 팔꿈치는 항상 가장 낮은 지점에 위치하게 되며 반지름 R 과 원의 중심점 P_c 는 그림 2(b)와 (c)의 기하학적 정보를 바탕으로 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$R = U \sin(\Omega), \quad P_c = P_s + U \cos(\Omega) \cdot \vec{n} \\ \cos(\Omega) = \frac{U^2 - L^2 - \|P_w - P_s\|^2}{-2L^2 \|P_w - P_s\|} \quad (2)$$

이 때 U 와 L 은 각각 상박과 하박의 길이를 의미한다 (그림 2(a)). 식 (1), (2)의 R 과 P_c 를 기반으로 팔꿈치의 위

그림 1. (a) 7자유도 외골격 로봇, (b) 시간 t_i 에서 주어진 손목위치에 대한 가상의 목표점 P_m . $V_D(t_i)$ 는 손목위치 $P_w(t_i)$ 와 P_m 사이에 형성된 가상의 최단경로.

Fig. 1. (a) The seven-DOF exoskeleton, (b) Virtual destination for the given wrist position at any time t_i . $V_D(t_i)$ means the virtual destination formed at any time t_i depending on the wrist position $P_w(t_i)$.

그림 2. (a) 좌표계 프레임 및 관절변수, (b) 어깨에서 손목을 연결하는 회전축에 의해 정의되는 잉여 자유도, (c) Swivel Angle ϕ 의 정의.

Fig. 2. (a) The global reference frame and joint angles, (b) The extra degree of freedom is defined by a rotation axis that extends from the shoulder to the wrist, (c) The definition of swivel angle.

치는 다음과 같이 ϕ 의 함수로 표현될 수 있다[15].

$$P_e = R[\cos(\phi)\vec{u} + \sin(\phi)\vec{v}] + P_e \quad (3)$$

P_e 가 식 (3) 과 같이 정의되면 7자유도 외골격 로봇 및 팔의 역기구학은 다음 두 개의 식을 풀어서 구할 수 있다:

$$T_1 T_2 T_3 T_4 T_5 T_6 T_7 g_{st} = g_d \quad (4)$$

$$T_1 T_2 P_{e_0} = P_e(\phi) \quad (5)$$

식 (4)에서 T_i 는 i 번째 관절 축에서의 이동과 회전을 g_{st} 는 지역적 도구 좌표계(local tool frame) 프레임과 전역 기준 좌표계(global base frame) 간의 이동과 회전을 정의하는 지수 좌표계 시스템(exponential coordinates system)에서의 4×4 동차 변환 행렬(homogeneous transformation matrix)을 나타낸다[16]. 인접한 두 개의 링크 사이의 상대적인 모션을 표현하는 Denavit-Hartenberg 방법과 달리, 식 (4)의 g_{st} 는 지역적 도구 좌표계에서 표현된 엔드 이펙터 좌표를 전역 기준 프레임에서의 좌표로 변환 시킨다. 따라서 지수 좌표계 시스템에서 T_i 는 전역 기준 프레임에서 표현된 i 번째 관절 축에 대하여 회전과 이동을 수행하게 된다. 지수 좌표계 시스템과 Denavit-Hartenberg 파라미터 방법 사이에 일대일 대응관계는 정의할 수 없으나[16], 식 (4)에서 최종적인 변환 행렬 g_d 는 두 좌표계 시스템 모두 동일한 형태를 갖는다. 식 (5)에서 P_{e_0} 는 팔꿈치의 초기 위치를 나타내며, $P_e(\phi)$ 는 식 (3)으로부터 구해진다.

3. 역기구학

식 (4)과 (5)는 다음에 설명될 두 개의 부분문제 중 하나의 형태로 분해할 수 있는데 각 부분문제들의 해를 정의하면 역기구학 해 역시 구할 수 있다.

3.1 부분문제 1

변환 행렬 $T(\theta)$ 가 주어졌을 때, 다음을 만족하는 θ 를 구하시오:

$$T(\theta)P_0 = P_d$$

이 문제의 해는 다음과 같다.

$$\theta = \text{atan2}[\vec{\omega}^T(\vec{u} \times \vec{v}), \vec{u}^T \vec{v}] \quad (6)$$

$$\vec{u} = (P_0 - P_r) - \vec{\omega} \vec{\omega}^T (P_0 - P_r) \quad (7)$$

$$\vec{v} = (P_d - P_r) - \vec{\omega} \vec{\omega}^T (P_d - P_r) \quad (8)$$

여기서 $\vec{\omega}$ 는 회전축의 방향, P_r 은 회전축이 정의된 지점을 나타내며, 자세한 유도과정은 [16]에 나타나 있다.

3.2 부분문제 2

전역 기준 좌표계 내의 두 회전축 i 와 j 가 교차하고 변환 행렬 $T_i(\theta_i)T_j(\theta_j)$ 가 주어졌을 때, 다음을 만족하는 θ_i 와 θ_j 를 구하시오:

$$T_i(\theta_i)T_j(\theta_j)P_0 = P_d$$

주어진 식은 가상의 위치 P_g 를 이용하여 다음의 두 식

으로 나누어 표현할 수 있다.

$$T_i(-\theta_i)P_d = P_g, \quad T_j(\theta_j)P_0 = P_g \quad (9)$$

위 두 식에서 P_g 는 다음과 같이 정의 될 수 있다[16].

$$P_g = \alpha \vec{\omega}_i + \beta \vec{\omega}_j \pm \sqrt{\gamma}(\vec{\omega}_i \times \vec{\omega}_j) + P_r \quad (10)$$

$$\alpha = \frac{(\vec{\omega}_i^T \vec{\omega}_j) \vec{\omega}_j^T (P_0 - P_r) - \vec{\omega}_i^T (P_d - P_r)}{(\vec{\omega}_i^T \vec{\omega}_j)^2 - 1} \quad (11)$$

$$\beta = \frac{(\vec{\omega}_i^T \vec{\omega}_j) \vec{\omega}_i^T (P_d - P_r) - \vec{\omega}_j^T (P_0 - P_r)}{(\vec{\omega}_i^T \vec{\omega}_j)^2 - 1} \quad (12)$$

$$\gamma = \frac{\| (P_0 - P_r) \|^2 - \alpha^2 - \beta^2 - 2\alpha\beta \vec{\omega}_i^T \vec{\omega}_j}{\| \vec{\omega}_i \times \vec{\omega}_j \|^2} \quad (13)$$

여기서 $\vec{\omega}_i$ 와 $\vec{\omega}_j$ 는 각각 T_i 와 T_j 의 회전축의 방향을 나타내며, P_r 은 두 회전축이 교차하는 점이다. 식 (10)의 실수해는 γ 에 따라 0, 1, 또는 2개가 존재하며, 실수해가 존재할 경우 식 (9)의 두 식은 부분문제 1을 이용하여 풀 수 있다. 자세한 유도과정은 [16]에 설명되어 있다.

3.3 역기구학 해

코사인법칙을 적용하면 관절각 θ_4 는 쉽게 구할 수 있다.

$$\theta_4 = \pi - (L^2 + U^2 - \|w - s\|^2) / (2LU) \quad (14)$$

식 (5)는 부분문제 2의 형태이므로 $P_0 = P_{e_0}$, $P_d = P_e(\phi)$ 로 설정하면, 식 (9)~(13)을 통해 θ_1 과 θ_2 를 구할 수 있다. 이 때 식 (5)는 두 개의 해를 가질 수 있지만 자연스러운 관절 범위를 고려하면 식 (10)에서 음의 부호를 사용하여야 한다.

손목 관절 축의 초기 위치인 P_{w_0} 는 고유치(eigenvalue)를 1로 가지는 T_5 , T_6 , 및 T_7 의 고유벡터(eigenvector)이므로, $T_5 T_6 T_7 P_{w_0} = P_{w_0}$ 이 된다. 따라서 식 (4)의 앞에 $(T_1 T_2)^{-1}$ 을 곱하고, 뒤에 $g_{st}^{-1} P_{w_0}$ 를 곱하면 다음의 식이 얻어진다.

$$T_3(T_4 P_{w_0}) = (T_1 T_2)^{-1} g_d g_{st}^{-1} P_{w_0} \quad (15)$$

위 식에서 $P_0 = (T_4 P_{w_0})$, $P_d = (T_1 T_2)^{-1} g_d g_{st}^{-1} P_{w_0}$ 로 치환하면 부분문제 1과 같은 형태가 되며 앞에서 θ_1 , θ_2 그리고 θ_4 를 이미 정의하였기 때문에 식 (15)로부터 θ_3 를 구할 수 있다. 다음으로 θ_5 와 θ_6 을 구하기 위해 식 (4) 양변의 앞에 $(T_1 T_2 T_3 T_4)^{-1}$ 을 곱하고, 뒤에 $g_{st}^{-1} P_7$ 를 곱한다. 이 때, P_7 을 고유치 1을 가지는 T_7 의 고유벡터 $P_7 = [1, 0, -U-L]^T$ 로 정하면 $T_7 P_7 = P_7$ 을 만족하는 식 (16)이 얻어지게 된다.

$$T_5 T_6 P_7 = (T_1 T_2 T_3 T_4)^{-1} g_d g_{st}^{-1} P_7 \quad (16)$$

위 식에서 $P_0 = P_7$, $P_d = (T_1 T_2 T_3 T_4)^{-1} g_d g_{st}^{-1} P_7$ 로 치환

할 경우 부분문제 2와 같은 형태가 된다. 마지막으로, 식 (4)의 앞에 $(T_1 T_2 T_3 T_4 T_5 T_6)^{-1} P_s$ 를 곱하고, 뒤에 $g_{st}^{-1} P_s$ 를 곱하면 식 (17)이 얻어진다.

$$T_7 P_s = (T_1 T_2 T_3 T_4 T_5 T_6)^{-1} g_d g_{st}^{-1} P_s \quad (17)$$

이 때 $P_0 = P_s$ 그리고 $P_d = (T_1 T_2 T_3 T_4 T_5 T_6)^{-1} g_d g_{st}^{-1} P_s$ 로 설정하면 부분문제 1의 방식으로 θ_7 을 구할 수 있다. 따라서 팔꿈치의 위치 $P_c(\phi)$ 가 주어지면 본 절의 내용을 바탕으로 역기구학 해를 구할 수 있다.

III. Swivel Angle 추정

사람의 뺨기 동작은 손목의 회전을 요구하지 않는 3 자유도 작업이다. 하지만 사람은 손목 관절의 회전을 배제하더라도 4 자유도의 팔 구조 (어깨 3 팔꿈치 1 자유도)로 인해 swivel angle로 정의되는 여유자유도를 갖게 된다. 따라서 조작자가 로봇의 엔드 이펙터를 움직일 때마다 조작자의 swivel angle을 추정하고 로봇에 적용하게 되면 조작자는 로봇의 움직임이 동기화 된 것으로 느낄 수 있다. 이 때 swivel angle의 추정이 정확하면 정확할수록 조작자와 로봇 간의 에너지 교환은 줄어들게 된다. 최종적인 추정기법은 기구학 및 동역학적 제한조건에 기반하여 각각의 swivel angle을 구하고, 상응하는 가중치를 부여하여 결합하는 개념을 사용하게 되지만 본 논문에서는 우선 기구학적 관점에서 ϕ_{kin} 을 구하는데 초점을 맞춘다.

1. 기구학적 제한조건에 기초한 Swivel Angle

일반적으로 산업용 로봇의 움직임은 특정 작업을 수행함에 있어 에너지 효율을 극대화 하거나 작업 시간을 최소화 하도록 최적화되어 있다. 이와는 달리 사람의 팔은 다른 생물학적인 목적을 위해 최적화 되어 있기 때문에 사람의 운동 메카니즘은 이와 같은 생물학적인 특성을 고려하여 모델링되어야 한다. 2005년 Stepniewska, Fang 그리고 Kaas는 깨어 있는 영장류의 대뇌 피질에 다양한 전기 자극 실험 (intracortical stimulation experiment)을 수행하였는데 원숭이의 앞다리 운동 능력을 담당하는 뇌의 일부분을 전기 자극한 결과 원숭이가 입을 연체로 손을 입 앞으로 가져가는 것을 확인 할 수 있었다[17,18]. 이 같은 사실은 같은 영장류인 사람 역시 음식을 입으로 가져가 생명을 유지하거나 감각기로 물체를 가져가는 것이 가장 중요한 생물학적인 기능이라는 추론을 가능케 한다. 이러한 실험결과들을 바탕으로 사람의 팔 운동에 대한 swivel angle을 정의하기 위해 다음과 같은 가설을 세워보았다.

가설: 자연스러운 혹은 무의식적인 뺨기나 잡기 동작 시 사람의 운동 조절 중추에 의해 선택되는 swivel angle은 감각 기관의 집합체(cluster)인 머리가 있는 영역으로 팔을 효율적으로 움직이기 위해 선택되어진다.

본 가설은 그림 1(b)에 나타난 것처럼 목표물을 향하여 팔이 움직이고 있는 상황일지라도 머리에 위치한 가상의 목표 P_m 을 향하여 언제나 손을 움직일 수 있는 가상의 경로 $V_D(T_i)$ 가 설정되어 있고 swivel angle은 이 움직임의 효율성을 최적화하도록 정의 된다는 것이다.

1.1 조작성 타원(Manipulability Ellipsoid)

위의 가설로부터 swivel angle 추정에 필요한 수학적 조건을 기구학적 관점에서 추론하기 위하여 조작성 타원의

개념을 이용할 수 있다. 각 관절의 속도가 $\sum_{i=1}^n \dot{\theta}_i^2 = 1$ 의 제

한 조건을 만족하는 경우 전역 직교 좌표계에서 엔드 이펙터의 속도는 타원의 형태가 되며 이를 조작성 타원이라고 한다[19]. 이러한 현상은 직교 좌표계에서 엔드 이펙터의 속도가 자코비언 (Jacobian) 행렬 J 에 의해 $\dot{P} = J\dot{\theta}$ 의 관계를 이루고 자코비언 행렬이 특정 방향으로 엔드 이펙터의 속도를 증폭시키기 때문이다. 사람의 손목 관절을 엔드 이펙터로 정의하면 그림 3(b)에 나타난 바와 같이 조작성 타원이 형성되게 되는데 타원을 구성하는 세 중심축의 방향과 크기는 각각 자코비언 행렬의 고유치 벡터와 고유치로 정의가 된다[19]. 이 때 조작성 타원의 최 장축 u_1 은

$\sum_{i=1}^n \dot{\theta}_i^2 = 1$ 제약 조건하에서 가장 효율적인 움직임을 보여

주는 방향이 된다. 조작성 타원의 개념을 바탕으로 효율적인 움직임을 정의하기 위해 머리 중심에 위치한 가상의 목표 P_m 을 설정하고 최단경로 벡터 $(P_m - P_w)$ 가 실시간으로 설정된다고 가정한다. 다음으로 조작성 타원의 최장축 u_1 을 $(P_m - P_w)$ 에 투영하면 P_m 방향으로의 최대 조작성 $u_1^T(P_m - P_w)$ 를 정의할 수 있으며 (그림 3(c),(d)) 이를 극대화 하도록 swivel angle을 설정함으로써 앞 절의 가설을 수식화 할 수 있다. 자세한 내용은 다음 절에 순차적으로 기술한다.

1.2 P_w 위치에서 정의된 조작성 타원의 특성

정리 3.1: P_w 에서 정의된 조작성 타원의 최 장축 u_1 은 P_w , P_e , 및 P_s 로 구성된 평면 S 위에 존재하며 그 길이 σ_1 은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \sigma_1 &= \sqrt{((L_{ws}^2 + L_{we}^2) + (L_{ws}^2 + L_{we}^2)c_1)/2} \\ c_1 &= \sqrt{1 - c_2}, \\ c_2 &= 4L_{we}^2 L_{ws}^2 \sin(\varphi)^2 / (L_{ws}^2 + L_{we}^2)^2 \\ (L_{ws} &= \|P_w - P_s\|, \quad L_{we} = \|P_w - P_e\|) \end{aligned} \quad (18)$$

증명: 그림 3(a)는 사람 오른팔의 주요 관절과 관련 좌표들을 나타내고 있다. 분석의 편의를 위해 P_s 에 원점을 갖는 새로운 좌표계를 정의한다. 이 좌표계에서 x 축은 $(P_w - P_s)/\|(P_w - P_s)\|$, z 축은 평면 S 및 x 와 직교하는 축 그리고 $y = z \times x$ 로 정의된다. 그러면 엔드 이펙터 속도 $\dot{P} = [\dot{x}_w, \dot{y}_w, \dot{z}_w]^T$ 와 관절 속도 $\dot{\theta}_{1234} = [\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2, \dot{\theta}_3, \dot{\theta}_4]^T$ 간의 관계는 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$\begin{aligned} \dot{P} &= J\dot{\theta}_{1234} = [J_1 \ J_2 \ J_3 \ J_4]\dot{\theta}_{1234}, \\ J_i &= \begin{cases} \omega_i' \times (P_w - P_s), i=1,2,3 \\ \omega_i' \times (P_w - P_e), i=4 \end{cases} \end{aligned} \quad (19)$$

이 때 ω_i' 는 i 번째 관절의 회전축 벡터를 의미한다. 그

그림 3. 여유 자유도 분석 (III 절).

Fig. 3. The analysis of extra degree of freedom (Section III).

림 3(a)에 나타난 바와 같이 $\mathbf{J}_4$ 를 표현하기 위해 새로운 변수 φ 를 사용하고 $\omega'_1 = \vec{x}$, $\omega'_2 = \vec{y}$, $\omega'_3 = \vec{z}$ 를 식 (19)에 적용하면 다음과 같이 정리될 수 있다.

$$\dot{\mathbf{P}} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & -L_{we} \sin(\varphi) \\ 0 & L_{ws} & L_{we} \cos(\varphi) \\ -L_{ws} & 0 & 0 \end{pmatrix} \dot{\theta}_{234} = \mathbf{J}_{234} \dot{\theta}_{234} \quad (20)$$

식 (20)에 관한 유도과정은 [11]에 상세히 설명되어 있다. 다음으로 식 (20)의 $\mathbf{J}_{234}$ 에 특이값 분해(singular value decomposition)기법을 적용하면 $\mathbf{J}_{234} = \mathbf{U}\mathbf{D}\mathbf{V}^T$ 로 분해 될 수 있다. 이 때 분해식을 구성하는 $\mathbf{U}$, $\mathbf{V}$ 그리고 $\mathbf{D}$ 는 각각 $\mathbf{U} = [u_1, u_2, u_3]$, $\mathbf{V} = [v_1, v_2, v_3]$ 그리고 $\mathbf{D} = \text{diag}[\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3]$ 를 의미한다. $\mathbf{U}$ 행렬의 u_i 는 조작성 타원의 세 축 방향을 $\mathbf{D}$ 행렬의 특이값 σ_i 는 세 축의 크기를 의미한다. 주목할 것은 u_i 와 σ_i 는 $\mathbf{J}_{234}^* \mathbf{J}_{234}$ 의 고유 벡터와 고유 값의 제공인이 된다는 것이다. 따라서 $(\mathbf{J}_{234}^* \mathbf{J}_{234} - \lambda \mathbf{I}) = 0$ 를 풀면 해당하는 고유 벡터 u_i 와 고유 값 $\sigma_i (= \sqrt{\lambda_i})$ 을 구할 수 있다. Sarrus의 규칙[20]에 따라 $(\mathbf{J}_{234}^* \mathbf{J}_{234} - \lambda \mathbf{I}) = 0$ 를 풀면 다음과 같은 고유 값들을 얻을 수 있다.

$$\lambda_{1,2} = \frac{(L_{ws}^2 + L_{we}^2) \pm (L_{ws}^2 + L_{we}^2)c_1}{2}, \quad \lambda_3 = L_{ws}^2, \quad (\lambda_1 > \lambda_2) \quad (21)$$

$$c_1 = \sqrt{1 - c_2},$$

$$c_2 = 4L_{we}^2 L_{ws}^2 \sin^2(\varphi) / (L_{ws}^2 + L_{we}^2)^2$$

이 때 $0 \leq c_1, c_2 \leq 1$ 이므로 $\lambda_{1,2}$ 는 복소수 값을 갖지 않는다. 다음으로 λ_1, λ_2 및 λ_3 간의 관계는 다음과 같이 정리될 수 있다.

case1: ($L_{ws} \geq L_{we}$)

$$\begin{aligned} \lambda_1 - \lambda_3 &= \frac{(L_{ws}^2 + L_{we}^2) + (L_{ws}^2 + L_{we}^2)c_1}{2} - L_{ws}^2 \\ &\geq \frac{(L_{ws}^2 - L_{we}^2) + (L_{ws}^2 + L_{we}^2)c_{\min 1}}{2} \\ &= \frac{(L_{ws}^2 - L_{we}^2) + (L_{ws}^2 + L_{we}^2)\sqrt{1 - c_{\max 2}}}{2} \\ &= \frac{(L_{ws}^2 - L_{we}^2) + \sqrt{(L_{ws}^2 - L_{we}^2)^2}}{2} = 0 \end{aligned} \quad (22)$$

식 (22)에서 $c_{\min 1}$ 과 $c_{\max 2}$ 는 각각 c_1 과 c_2 의 최소 최대 값을 나타내며 $c_{\max 2}$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$c_{\max 2} = \max \left(\frac{4L_{we}^2 L_{ws}^2 \sin^2(\varphi)}{(L_{ws}^2 + L_{we}^2)^2} \right) = \frac{4L_{we}^2 L_{ws}^2}{(L_{ws}^2 + L_{we}^2)^2}$$

case2: ($L_{ws} < L_{we}$)

$$\begin{aligned} \lambda_1 - \lambda_3 &= \frac{(L_{ws}^2 + L_{we}^2) + (L_{ws}^2 + L_{we}^2)c_1}{2} - L_{ws}^2 \\ &\geq \frac{(1 + c_{\min 1})(L_{ws}^2 + L_{we}^2)}{2} - L_{ws}^2 \\ &= \frac{(L_{we}^2 - L_{ws}^2)}{2} \geq 0 \end{aligned} \quad (23)$$

식 (23)은 $c_{\min 1} = \min[c_1] = 0$ 과 case 2의 조건인 $L_{ws} < L_{we}$ 을 이용하여 유도될 수 있다. 즉 P_w 의 위치 혹은 L_{ws} 의 길이에 상관없이 $\lambda_1 \geq \lambda_3$ 의 관계가 성립하므로 조작성 타원의 최 장축은 다음과 같이 정리될 수 있다.

$$\sigma_1 = \sqrt{\lambda_1} = \sqrt{((L_{ws}^2 + L_{we}^2) + (L_{ws}^2 + L_{we}^2)c_1)/2} \quad (24)$$

조작성 타원의 최장축이 가리키는 방향 벡터는 $(\mathbf{J}_{234}^* \mathbf{J}_{234})\mathbf{X} = \lambda \mathbf{X}$ 에 λ_1 을 대입하여 구할 수 있으며 고유 (방향) 벡터 $\mathbf{X} = [x \ y \ z]^T$ 의 방향은 다음과 같이 정의된다.

$$y = \frac{L_{we}^2 \sin^2(\varphi) - \lambda_1}{L_{we}^2 \cos(\varphi) \sin(\varphi)} x, \quad z = 0 \quad (25)$$

식 (25)에서 $\varphi = 0$ 일 경우 팔은 완전히 뻗어진 상태로 singular position에 해당하며 $\varphi = \pi/2$ 인 경우 상박과 하박이 완전히 중첩 된다. 즉 팔 관절의 구동 범위를 고려하여 $0 < \varphi < \pi/2$ 로 제약할 수 있으며 식 (25)의 분자 부분은 다음과 같이 정리될 수 있다.

$$\begin{aligned} &\lambda_1 - L_{we}^2 \sin^2(\varphi) \\ &= \frac{(L_{ws}^2 + L_{we}^2)(1 + c_1)}{2} - L_{we}^2 \sin^2(\varphi) \\ &= \frac{(L_{ws}^2 + L_{we}^2) \left(1 + \sqrt{1 - \frac{4L_{ws}^2 L_{we}^2 \sin^2(\varphi)}{(L_{ws}^2 + L_{we}^2)^2}} \right)}{2} - L_{we}^2 \sin^2(\varphi) \\ &\geq \frac{(L_{ws}^2 + L_{we}^2) + |L_{ws}^2 - L_{we}^2| - 2L_{we}^2 \sin^2(\varphi)}{2} \\ &= \frac{(L_{ws}^2 - L_{we}^2) + |L_{ws}^2 - L_{we}^2| + 2L_{we}^2 \cos^2(\varphi)}{2} \end{aligned}$$

$$\geq \frac{2L_{we}^2 \cos(\varphi)^2}{2} = L_{we}^2 \cos(\varphi)^2 \quad (26)$$

이를 식 (25)에 적용하면 $0 < \varphi < \pi/2$ 조건에서 식 (25)의 고유 벡터가 갖는 S 평면 상에서의 기울기는 아래와 같이 항상 0보다 작다는 것을 확인 할 수 있다.

$$-\frac{\lambda_1 - L_{we}^2 \sin(\varphi)^2}{L_{we}^2 \cos(\varphi) \sin(\varphi)} \leq -\frac{1}{\tan(\varphi)} < 0 \quad (27)$$

따라서 조작성 타원의 최장축 u_1 은 그림 3(b),(c) 같이 평면 S상에 몸통 방향으로 치우친 상태가 된다. ■

1.3 최적의 Swivel Angle

기구학적 측면에서 최적의 Swivel angle은 III-1.1 절의 마지막 부분에 언급한 바와 같이 P_m 방향으로의 조작성을 극대화하여야 하므로 다음과 같이 정의될 수 있다.

$$\phi = \arg \max_{\alpha, \beta \in [0, \pi/2]} [u_1^T (P_m - P_w)] \quad (28)$$

$$= \arg \max_{\alpha, \beta \in [0, \pi/2]} [\|u_1\| \|P_m - P_w\| \cos(\alpha) \cos(\beta)] \quad (29)$$

여기서 α 는 벡터 $(P_m - P_w)$ 와 평면 S가 이루는 각도이며, β 는 벡터 u_1 과 벡터 $(P_m - P_w)$ 를 평면 S에 투영한 벡터 $(P_x - P_w)$ 사이의 각도이다 (그림 3(c)). 이 때 벡터 u_1 을 벡터 $(P_m - P_w)/\|P_m - P_w\|$ 에 투영하면 $(P_m - P_w)$ 상에 $\|u_1\| \cos(\alpha) \cos(\beta)$ 의 크기를 갖게된다 (그림 3(c)). 동일 그림에서 $(P_s - P_w)$ 와 $(P_x - P_w)$ 사이의 각도를 γ 로 놓으면 $\cos(\beta)$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$\cos(\beta) = \cos(\pi/2 - \gamma - \psi) = \sin(\gamma + \psi) \quad (30)$$

$$= c_3 \sin(\gamma) + c_4 \cos(\gamma) \quad (31)$$

$$= \frac{c_3 \|P_x - P_c'\| + c_4 \|P_c' - P_w\|}{\|P_x - P_w\|} \quad (32)$$

$$= \frac{c_3 \left\| \vec{f} \cdot \frac{P_c - P_c'}{\|P_c - P_c'\|} \right\| + c_4 \|P_c' - P_w\|}{\|P_x - P_w\|} \quad (32)$$

$$= \frac{c_3 \left\| \vec{f} \right\| \cos(\eta) + c_4 \|P_c' - P_w\|}{\|P_x - P_w\|} \quad (33)$$

식 (30)에서 c_3 와 c_4 는 각각 $\cos(\psi)$ 와 $\sin(\psi)$ 를 의미하며 $(\gamma + \psi) \leq \pi/2$ 를 만족한다. 식 (31)의 P_c' 는 $(P_m - P_w)$ 를 벡터 $\vec{n}$ 으로 투영한 지점이며 식 (33)의 η 는 $\vec{f} = \vec{f} - (\vec{f} \cdot \vec{n})\vec{n}$ 와 $(P_c - P_c')$ 사이의 각을 의미 한다[그림 3(c)]. 그림 3(c)에서 $\cos(\alpha) = \|P_x - P_w\|/\|P_m - P_w\|$ 임을 쉽게 알 수 있으므로 $\cos(\alpha) \cos(\beta)$ 는 다음과 같이 정의된다.

$$\begin{aligned} \cos(\alpha) \cos(\beta) &= \frac{c_3 \left\| \vec{f} \right\| \cos(\eta) + c_4 \|P_c' - P_w\|}{\|P_m - P_w\|} \\ &= c_5 \cos(\eta) + c_6 \end{aligned} \quad (34)$$

여기서 c_5 와 c_6 는 각각 $c_3 \|\vec{f}\|/\|P_m - P_w\|$ 그리고 $c_4 \|P_c' - P_w\|/\|P_m - P_w\|$ 를 의미한다. 최종적으로 식 (34)를 식 (29)에 대입하면 ϕ 에 대한 다음 식을 얻을 수 있다.

$$\phi = \arg \max_{\alpha, \beta \in [0, \pi/2]} [\|u_1\| \|P_m - P_w\| (c_5 \cos(\eta) + c_6)] \quad (35)$$

식 (35)에 의하면 $\eta = 0$ 인 조건에서 ϕ 는 최대가 되며 이는 $\vec{f}$ 와 $(P_c - P_c')$ 가 그림 3(d)와 같이 평행이 됨을 의미한다. 이 때 α 역시 0이 되고 평면 S는 P_m , P_s 그리고 P_w 와 동일 평면상에 존재하게 된다. 이러한 조건하에서 $(P_c(\phi) - P_c')$ 이 $\vec{f}$ 와 평행하다는 것을 이용하면 P_m , P_s 및 P_w 의 위치가 주어졌을 때, Swivel angle은 다음과 같은 과정을 통해 계산되게 된다[그림 3(d)].

$$\begin{aligned} \vec{f} &= P_w - P_m, \\ \vec{f} &= \vec{f} - (\vec{f} \cdot \vec{n})\vec{n} \end{aligned} \quad (36)$$

$$\phi_{kin} = \arctan 2(\vec{n} \cdot (\vec{f}' \times \vec{u}), \vec{f}' \cdot \vec{u}) \quad (37)$$

식 (37)을 이용하면 $P_c(\phi)$ 를 실시간으로 정의할 수 있고 II-3 절의 역기구학 풀이를 통해 각 관절의 값을 구할 수 있다. 추정된 ϕ_{kin} 의 정확도는 다음 절에서 실험을 통해 알 수 있다. 다만 제안된 방법은 팔을 완전히 뻗은 상태(singular position)에서 swivel angle 추정이 불가능하기 때문에 실용적인 관점에서 이를 극복할 방법이 필요하다. 본 논문에서는 작업 공간의 한계 영역에 보호 구역(guard region)을 설정하고 이 영역에 엔드 이펙터가 위치했을 때는 현재 위치에서 가장 가까운 보호구역 밖의 지점 정보를 이용하여 swivel angle 추정을 수행하는 것을 제안한다.

IV. 실험 프로토콜 및 결과

1. 실험장치 셋업 및 프로토콜

사람 팔의 기구학적 데이터는 3미터 거리에서 밀리미터 단위의 정확도와 240Hz 샘플링 주파수를 제공하는 Phasespace 사의 모션 캡처 시스템을 사용하여 획득하였다. 각 관절의 동작을 기록하기 위해, 능동 LED 마커를 어깨, 팔꿈치, 손목 및 가슴에 그림 4(d)와 같이 부착하였다. 각 관절의 위치 정보를 알게 되면 실제 swivel angle을 측정할 수 있기 때문에 손목의 위치만으로 추정된 swivel angle 값과 동시에 비교할 수 있다.

10명의 오른 손잡이 실험자들(7명의 남성과 3명의 여성으로 구성되었고)이 본 실험에 참가하였으며 각 실험자는 그림 4(a)에 나타난 9개의 목표로 팔을 뻗은 동작을 아래와 같은 순서로 5회 반복 수행하였다. 이 때 실험자의 팔이 목표에 닿았을 때 팔이 완전히 퍼져 singular position이 되지 않도록 좌석의 위치를 조절하였다.

$$O \rightarrow A \rightarrow B \rightarrow C \rightarrow D \rightarrow E \rightarrow F \rightarrow G \rightarrow H \quad (5\text{회 반복})$$

또한 실험자들은 3가지 서로 다른 몸의 자세(그림 4(c)의 A, B, 및 C)에서 각 시퀀스를 5회 반복하였다. 자세 A에서

그림 4. (a)와 (b)는 실험세트의 타겟 위치와 규격을 나타낸다. 책상 맨 위와 받침 사이의 거리 = 501.65 mm, 책상 받침부터 바닥까지의 거리 = 736.6 mm. (c) 세 종류의 상체 방향 설정 (A, B 그리고 C). (d) 마커 위치: 어깨 (쇄골관절), 팔꿈치, 손목, 손등 (검지 중지 손등 뼈 사이) 그리고 상하 흉골. (e) P_{ch} 와 P_m 위치.

Fig. 4. (a) and (b) shows the target locations and dimensions while subjects sitting on the experimental setup. Height of table-top to top-of-shelf = 501.65 mm, Height of table-top from ground = 736.6 mm. (c) body orientation required for three different tasks (A,B and C). (d) Positions of LED markers: Shoulder (Acromioclavicular joint), Elbow (Lateral edge of the Ulna), Wrist (Medial & Lateral edge of the distal end of the radius & ulna), Palm (between 2 & 3 metacarples) and Torso (Upper & lower sternum). (e) P_m location with respect to the P_{ch} .

는 실험자의 가슴 중심이 목표위치의 중앙에, 자세 B에서는 목표위치의 맨 왼쪽에 정렬되었고 자세 C에서는 실험자의 몸통이 반시계방향으로 45도 회전되어 있다. 이러한 설정은 오른팔 작업 공간 전 영역에서 Swivel Angle 추정을 성능을 시험하기 위해서이다.

2. 목표 위치 (P_m) 최적값 추정

실험자들 간의 서로 다른 신체계수를 보상하기 위해 각

실험자별로 목표점(P_m)의 위치를 최적화하였다. 본 실험에서는 7자유도 모델에 포함되지 않은 몸통의 회전을 최소화하도록 실험자에게 지시하였기 때문에 P_m 의 위치는 $P_m(t) = P_{ch}(t) + P_0$ 로 근사화될 수 있다. 여기서, P_0 는 그림 4(e)에 표시한 전역 좌표계를 기준으로 P_{ch} 으로부터의 오프셋이 되며 최적의 P_0 는 식 (37)에 의해 추정된 Swivel Angle $\phi(t)_{kin}$ 와 측정된 관절 위치에 기반하여 계산한 값 $\phi(t)_{act}$ 의 차이가 최소화 되도록 선택하였다.

$$\arg \max_{y,z \in U_s} \iint \left(\int_{t_x}^{t_x+T} |\phi(t)_{act} - \phi(t, P_0(y,z))_{kin}| dt \right) dz dy \quad (38)$$

여기서 U_s 는 인체의 좌우를 수직방향으로 이등분하는 정중면(sagittal plane)상의 (y,z) 좌표계 집합을 의미하며 이상적인 경우 P_m , P_0 그리고 $P_{ch}(t)$ 의 x 좌표는 동일하므로 식 (38)에 영향을 미치지 않는다. 식 (38)의 최적화를 위해 실험에서 얻은 데이터의 20%를 사용하여 P_0 를 피팅(fitting)하였고 그 값을 표 1의 첫 번째 열에 나타내었다. 이 값을 적용하면 가슴 위치 P_{ch} 대비 P_m 이 얼굴 영역에 위치함을 알 수 있다.

V. 결과

모션 캡처 시스템으로부터 얻은 실험 대상자의 기구학적 자료를 바탕으로 측정된 swivel angle과 추정된 swivel angle간의 절대적인 차이 $e(t) = |\phi(t)_{act} - \phi(t, P_0(x,z))_{kin}|$ 를 정의하고 그 결과를 표 1에 요약하였다. 표에 나타난 바와 같이 그 차이는 최소 1.35도에서 최대 6.76도였으며 평균 5도 이하의 오차를 보이고 있다. 또한 그림 5에서는 임의의 두 참가자로부터 측정된 swivel angle과 추정된 swivel angle을 직접적으로 비교하였다. 그림 5에 나타난 반복적인 패턴은 동일한 시퀀스를 다섯 번 반복하였기 때문에 발생한 것이다. 유형 A의 실험에서는 정중면의 맨 왼쪽에 위치한 목표위치로 실험자의 오른손이 움직일 때 몸통을 다소 좌측으로 회전 하는 경우가 발생하였다. 본 논문에서 사용한 7 자유도 모델은 기본적으로 몸통의 회전을 포함하지 않으므로 유형 A에 대해 추정 성능이 다소 저하되었다.

표 1. 정량적인 Swivel angle 추정 성능 비교.

Table 1. Estimation error.

Subject	$P_0(mm)$ (x_{opt}, z_{opt})	Mean of Absolute Error $ \phi(t)_{act} - \phi(t, P_0(y,z))_{kin} $		
		(Type A)	(Type B)	(Type C)
		kin	kin	kin
1	(-160,280)	1.84°	3.55°	4.40°
2	(-140,320)	2.20°	3.89°	2.60°
3	(-70,290)	1.35°	1.71°	3.440°
4	(-140,330)	3.288°	3.49°	2.45°
5	(-60,220)	3.50°	6.12°	5.03°
6	(-100,270)	3.72°	3.34°	1.90°
7	(-160,170)	6.76°	4.62°	3.52°
8	(-150,300)	6.49°	4.68°	4.64°
9	(-80,250)	4.33°	6.14°	2.52°
10	(-100,310)	6.03°	5.84°	2.51°

그림 5. 임의의 두 참가자로부터 측정된 swivel angle과 추정된 swivel angle간의 직접적인 비교. 가로 3 행은 각각 그림 4(C)에 명시된 A, B 그리고 C 타입 실험을 나타낸다. 2 열은 각각 두 참가자로부터의 자료를 의미한다.

Fig. 5. Comparison between estimated swivel and measured swivel angle for two subjects.

VI. 결론 및 논의

본 논문에서는 기구학 및 동역학적 제한조건에 따라 생성된 Swivel Angle값을 선형적으로 가중합하기 위한 첫 단계로서 기구학적 측면에서 swivel angle을 추정하는 방법을 제안하고 그 정확도를 평가하였다. 제안된 방법은 인간의 생물학적인 특성을 고려하여 조작성 타원을 정의하고 매 순간 머리 방향으로 조작성이 극대화 될 수 있도록 swivel angle 을 추정한다. 제안된 방법은 일상적인 뺑기 동작에 대해 낮은 연산량을 갖는 closed form 형태를 가지며 그림 4의 실험 결과에서도 알 수 있듯이 그 정확도는 평균 5도 이하의 오차를 갖는다. 제안된 추정 방법을 착용형 로봇에 적용할 경우 로봇은 일상적인 뺑기 움직임에 대해 사용자와 동일 수준의 Swivel Angle을 가지게 되므로 보다 동기화된 움직임을 보이게 되며 이는 로봇의 손목 위치에 기반한 역장(force field) 혹은 haptic 환경을 생성하는데 응용될 수 있다. 이 때 사용자의 다양한 신체 크기에 로봇을 최적화하기 위한 기구학적 연구가 병행되어야 한다. 또한, 물리적인 인간 기계 상호작용을 위한 신경계의 측정센서 및 여유도 해결을 위한 최적제어 기법의 활용도 고려할 수 있다 [21,22].

참고문헌

- [1] J. C. Perry, J. Rosen, and S. Burns, "Upper-limb powered exoskeleton design," *Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 408-417, 2007.
- [2] A. Zoss, H. Kazerooni, and A. Chu, "On the mechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex)," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Alberta, Canada, July 2005.
- [3] C. Gielen, E. J. Vrijenhoek, T. Flash, and S. Neggers, "Review of models for the generation of multi-joint movements in 3-d," *Advances in experimental medicine and biology, Progress in Motor Control*, vol. 629, pp. 523-550, 2009.
- [4] T. Asfour and R. Dillmann, "Human-like motion of a humanoid robot arm based on a closed-form solution of the inverse kinematics problem," *Proc. of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, vol. 2, pp. 27-31, Oct. 2003.
- [5] P. K. Artemiadis, P. T. Katsiaris, and K. J. Kyriakopoulos, "A biomimetic approach to inverse kinematics for a redundant robot arm," *Autonomous Robots*, vol. 29, no. 3-4, pp. 293-308, 2010.
- [6] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Fourth edition. Reading, MA: Prentice Hall, 2002.
- [7] D. Kriesel, *A Brief Introduction to Neural Networks*. <http://www.dkriesel.com>, 2007.
- [8] P. Lee, S. Wei, J. Zhao, and N. I. Badler, "Strength guided motion," *Computer Graphics*, vol. 24, no. 4, pp. 253-262, 1990.
- [9] T. Kang, J. He, and S. I. H. Tillery, "Determining natural arm configuration along a reaching trajectory," *Exp Brain Res*, vol. 167, no. 3, pp. 352-361, 2005.
- [10] M. A. Admiraal, M. J. Kusters, and S. C. Gielen, "Modeling kinematics and dynamics of human arm movements," *Motor Control*, vol. 8, no. 3, pp. 312-338, 2004.
- [11] H. Kim, L. M. Miller, and J. Rosen, "Redundancy resolution of a human arm for controlling a seven dof wearable robotic system," *Proc. of the IEEE EMBC*, Boston, USA, Aug./Sep. 2011.
- [12] H. Kim, Z. Li, D. Milutinovic, and J. Rosen, "Resolving the redundancy of a seven dof wearable robotic system based on kinematic and dynamic constraint," *The Proceedings of 2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Saint Paul, Minnesota, USA, May 2012.
- [13] L. M. Miller and J. Rosen, "Comparison of multi-sensor admittance control in joint space and task space for a seven degree of freedom upper limb exoskeleton," *Proc. of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp.

- 70-75, 2010.
- [14] N. I. Badler and D. Tolani, "Real-time inverse kinematics of the human arm," *Presence*, vol. 5, no. 4, pp. 393-401, 1996.
 - [15] D. Tolani, A. Goswami, and N. I. Badler, "Real-time inverse kinematics techniques for anthropomorphic limbs," *Graphical Models and Image Processing*, vol. 62, no. 5, pp. 353-388, Sep. 2000.
 - [16] R. M. Murray, Z. Li, and S. S. Sastry, *A Mathematical Introduction to Robotic Manipulation*. CRC Press, 1994.
 - [17] R. Dum and P. Strick, *Motor Areas in the frontal Lobe: The Anatomical Substrate for the Central Control of Movement*, In *Motor Cortex in Voluntary Movements*. CRC press, 2005.
 - [18] M. S. A. Graziano, C. S. R. Taylor, and T. Moore, "Complex movements evoked by micro stimulation of precentral cortex," *Neuron*, vol. 30, no. 30;34(5), pp. 841-851, 2002.
 - [19] A. A. Maciejewski, "Dealing wit the ill-conditioned equations of motion for articulated figures," *IEEE Computer Graphics and Applications*, pp. 63-71, 1990.
 - [20] D. C. Lay, *Linear Algebra and Its Applications*, 3rd., edition. Addison Wesley, 2005.
 - [21] Y.-M. Kim and B.-K. Kim, "Redundancy reolution for free-floating manipulators using kinematic optimal control approach," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 8, pp. 790-798, 2011.
 - [22] H. Han and J. Kim, "Prediction of the upper limb motion based on a geometrical muscle changes for physical human machine interaction," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 16, no. 10, pp. 927-932, 2010.

김 현 철

2003년 서강대학교 전자공학과 졸업.
 2005년 서강대학교 전자공학과 대학원
 석사. 2012년 University of California,
 Santa Cruz, Electrical Engineering 박사.
 2012년 3월~현재 Atromax. Inc. 관심분
 야는 외골격 로봇, 지능제어, 메카트로
 닉스.

이 춘 영

1996년 한양대전자공학과 졸업. 1998
 년 한국과학기술원 대학원석사. 2003
 년 한국과학기술원박사. 2005년 2월~
 현재 경북대학교 기계공학부 교수. 관
 심분야는 지능제어 및 메카트로닉스.