

상지 외골격 로봇 제어를 위한 인체 팔 동작의 기구학 및 동역학적 분석 - 파트 2: 제한조건의 선형 결합

Analysis on the Kinematics and Dynamics of Human Arm Movement Toward Upper Limb Exoskeleton Robot Control Part 2: Combination of Kinematic and Dynamic Constraints

김 현 철, 이 춘 영*
(Hyunchul Kim¹ and Choon-Young Lee^{2*})

¹Electrical Engineering, University of California, Santa Cruz

²School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University

Abstract: The redundancy resolution of the seven DOF (Degree of Freedom) upper limb exoskeleton is key to the synchronous motion between a robot and a human user. According to the seven DOF human arm model, positioning and orientating the wrist can be completed by multiple arm configurations that results in the non-unique solution to the inverse kinematics. This paper presents analysis on the kinematic and dynamic aspect of the human arm movement and its effect on the redundancy resolution of the seven DOF human arm 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 two 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 of 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 of two consecutive points along the task space trajectory. The contribution of each criterion on the redundancy was verified by the post processing of experimental data collected with a motion capture system. Results indicate that the bimodal redundancy resolution approach improved the accuracy of the predicted swivel angle. Statistical testing of the dynamic constraint contribution shows that under moderate speeds and no load, the dynamic component of the human arm is not dominant, and it is enough to resolve the redundancy without dynamic constraint for the realtime application.

Keywords: exoskeleton, redundancy, kinematics, dynamics

I. 서론

Part 1[1]에서 소개했던 바와 같이 인체 팔 동작의 여유 자유도를 해결하는 것은 착용 형 로봇 연구 및 컴퓨터 그래픽 분야에 있어서 매우 중요한 주제이다. 특히 사용자의 신체적 능력을 강화하거나 외부의 위협으로부터 사용자를 보호하기 위해 직접 착용하는 외골격 로봇(wearable exoskeleton robot)의 경우 사용자와 로봇 간의 에너지 교환(energy exchange)을 최소화함으로써 작업능률을 향상시키는 것이 가장 중요한 제어 목표 중의 하나이다. 따라서 이를 만족시키기는 로봇 제어 모델을 구현하기 위해서는 여유 자유도를 갖는 인간의 팔 운동 모델을 이해하고 정량화하는 과정이 선행되어야 한다.

7자유도를 갖는 사람의 팔 운동 모델의 여유자유도 문제

를 해결하기 위해 신경 회로망(neural network), ARX (Auto-Regressive Exogenous) 모델, 및 확률 모델과 같은 시스템 관별(system identification) 기법[2,3], 기구학적인 방법[4] 및 최소-토크 변화 모델(minimum-torque-change model) [5,6]와 같은 동역학적인 접근 방법이 적용되고 있다.

본 논문에서는 Part 1[1]에서 이미 소개했던 기구학적 접근 방식과 최소-토크 변화 모델(minimum-torque-change model) [6] 기반의 동역학적인 방식이 선형 결합된 바이모달(bimodal) 여유자유도 해결 기법을 이용하여 swivel angle로 대표되는 팔 운동의 여유 자유도를 수학적으로 모델링하는 기법을 소개한다. 기구학적인 수준에서 구해진 swivel angle은 동역학적 제약조건 기반의 swivel angle과 선형적으로 결합될 수 있으며 결합 시 각각의 swivel angle에 적용되는 가중치는 실험을 통해 최적화 될 수 있다.

제안된 바이모달 기반 여유도 해결 기법의 타당성을 검증하기 위해 다수의 실험참가자들로부터 얻은 모션 캡처 데이터를 면밀히 분석하였으며 기구학 및 동역학적인 제한 조건의 상대적인 중요도를 설명하기 위한 심도 있는 통계 분석을 수행하였다.

* Corresponding Author

Manuscript received December 15, 2013 / revised April 25, 2014 / accepted May 23, 2014

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

이춘영: 경북대학교(cylee@knu.ac.kr)

* 본 논문은 2012학년도 경북대학교 학술연구비 및 일반연구자지원사업(NRF-2011-0023437)에서 지원하여 연구하였다.

II. 시스템 모델 및 방법

본 절에서는 swivel angle 추정을 위해 필요한 7자유도 기반의 인체 팔 모델과 part I[1]에서 유도한 기구학적 제약 조건 기반의 swivel angle 추정 모델에 대해 간략히 설명하고 동역학적인 제약 조건 기반의 swivel angle 추정 기법에 대해 소개한다. 기구학적 제약 조건 및 시스템 모델에 대한 보다 상세한 내용은 part I[1]의 II장과 III장에 상세히 기술되어 있다.

1. 인체 팔 모델: 여유 자유도

7자유도 모델에서는 여유 자유도로 인해 손의 위치와 방향정보만으로 팔의 자세를 정의할 수 없으며 팔꿈치의 위치 정보가 제공되어야 정확한 팔의 자세가 정의될 수 있다. 그림 1(a)에서 정의된 좌표계 프레임에 따라, 팔은 어깨(P_s), 팔꿈치(P_c), 및 손목(P_w) 위치를 꼭짓점으로 하는 삼각형을 이루고 있으며 팔꿈치 P_c 가 벡터 $(P_w - P_s)$ 를 중심축으로 회전할 수 있다(그림 1(b)). 이 때 팔꿈치 원의 중심 P_c 에 위치한 지역좌표계(그림 1(c))는 팔꿈치의 회전 정도를 나타내는 swivel angle 즉 ϕ 를 측정하는 기준이 되며 이 각도를 이용하여 팔꿈치의 위치를 swivel angle의 상대적 회전 정도로 효율적으로 정의할 수 있다. P_c 에 위치한 직교좌표계(orthonormal coordinate system) 벡터 \vec{n} , \vec{u} , 및 \vec{v} 는 다음과 같이 구성된다(그림 1(c)).

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

여기서 \vec{a} 는 임의의 벡터로 선택할 수 있으며 본 논문에서는 Badler와 Torlani가 정의한 바와 같이 그림 1(a)의 (x, y, z) 좌표계 중 $-z$ 를 \vec{a} 로 사용한다[7]. 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.

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

여기서 U 와 L (그림 1(a))은 각각 상박과 하박의 길이를 의미하며 식 (1), (2)의 R 과 P_c 를 기반으로 팔꿈치의 위치 P_c 는 다음과 같이 ϕ 의 함수로 표현될 수 있다[1].

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

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

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

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

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

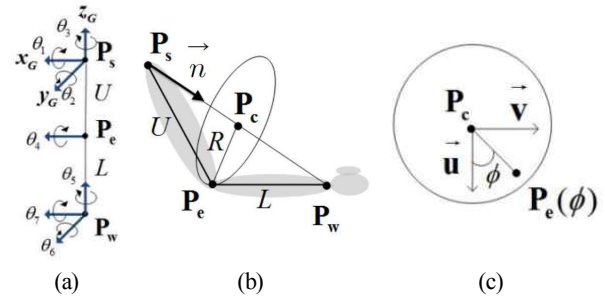


그림 1. (a) 좌표계 프레임 및 관절변수, (b) 어깨에서 손목을 연결하는 회전축에 의해 정의되는 여유 자유도, (c) Swivel Angle ϕ 의 정의.

Fig. 1. (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.

지수 좌표계 시스템(exponential coordinates system)에서의 4×4 동차 변환 행렬(homogeneous transformation matrix)을 나타낸다[8]. 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[8], 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, $P_c(\phi)$ 는 식 (3)으로부터 구해진다.

2. 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. Part I[1]에서는 다음과 같은 생물학적인 가설을 바탕으로 효율적인 팔 움직임을 조작성 타원의 개념을 이용하여 기구학적 제약 조건을 수학적으로 유도하였다.

가설: 자연스러운 팔 뻗기 동작의 수행 시 사람의 운동 조절 중추에 의해 선택되는 swivel angle은 감각 기관의 집합체(cluster)인 머리가 있는 영역으로 팔을 효율적으로 움직이기 위해 선택되어진다.

본 가설은 머리에 위치한 가상의 목표 P_m 을 향하여 언제든지 손을 움직일 수 있는 가상의 직선 최단 경로가 정의되어 있을 때 swivel angle은 이 움직임의 효율성을 최적화 하도록 정의 된다는 것이다.

머리 중심에 위치한 가상의 목표 P_m 과 손과 가상 목표 사이의 최단경로 벡터 $(P_m - P_w)$ 를 정의하면 Swivel angle은 다음과 같은 과정을 통해 계산되게 된다.

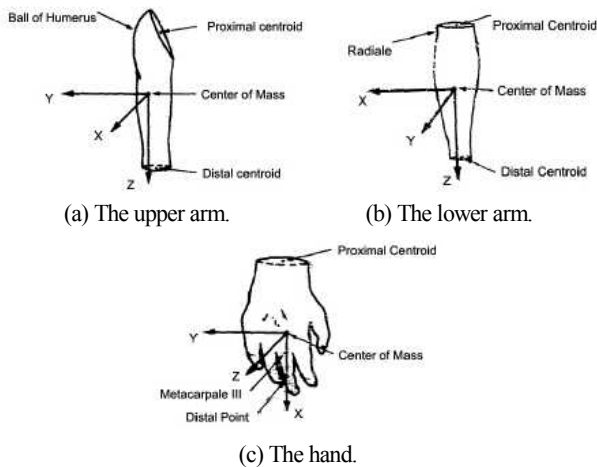


그림 2. 오른팔 각 세그먼트에 대한 관성 모멘트 주축.
Fig. 2. The principal axes of moment of inertia for right arm segments.

$$\vec{f} = P_w - P_m, \quad \vec{f}' = \vec{f} - (\vec{f} \cdot \vec{n})\vec{n} \quad (6)$$

$$\phi_{kin} = \arctan 2(\vec{n} \cdot (\vec{f}' \times \vec{u}), \vec{f}' \cdot \vec{u}) \quad (7)$$

식 (7)을 이용하면 swivel angle 의 함수로 정의되는 팔꿈치의 위치 $P_c(\phi)$ 를 실시간으로 정의할 수 있고 part 1[1]의 II. 3절의 역기구학 풀이를 통해 각 관절의 값을 순차적으로 구할 수 있다.

3. 동역학적 제한조건에 기초한 Swivel Angle

순전히 기구학적 제한조건에 기초하여 추정된 Swivel angle이 좋은 추정성능을 보일지라도, 매니플레이터의 동역학적 특성이 동작 중인 팔 관절에 영향을 주는 것은 분명한 사실이다. 따라서 사람의 팔 동작에 미치는 동역학적 영향을 Swivel angle 추정에 결합하면, 더욱 향상된 추정 값을 얻을 수 있을 뿐만 아니라 사람 팔 동작에서의 여유도 해결에 대한 동역학적 효과도 검증할 수 있을 것이다.

최근 3차원 역기구학 문제의 해를 구하기 위해 매 순간 각 관절 토크에 의해 수행된 전체 일의 크기를 최소화하는 기법이 제안되었는데[6] 이런 동역학적 기준은 어깨의 내전/외전, 굴곡/신전, 내부/외부 회전 및 팔꿈치의 굴곡/신전 등과 같은 사람 팔의 기본적인 동작에 관한 관절 공간에서의 경로를 예측하는 데 만족할 만한 결과를 제공하고 있다. 따라서 본 논문에서는 [6]에서 제안한 동역학적 제약 조건과 기구학적으로 추정된 Swivel Angle을 선형적으로 결합하는 방식을 적용하고자 한다. 하지만 추정 성능을 향상시키기 위해 다른 유형의 동역학적 기준이 추가로 고려될 수 있으며 선형 결합 이외에 보다 발전된 비선형적 결합 방식이 고려될 수 있다. 이는 추후 보다 심도 있는 연구를 통해 개선 될 수 있다.

팔 뻗기 동작의 동역학적 특성을 분석하기 위해 Kane's method [10]에 의해 동역학 식을 생성하는 Autolev 패키지 [9]를 이용하였다. 또한 자유 공간상에서 팔 뻗기 동작 수행 시 손목의 움직임은 무시할 수 있다고 가정하였으며 손목 관절은 초기 위치로 고정하였다.

표 1. 각 팔 세그먼트에 대한 질량 중심 (몸 중심부에 가까운 끝단으로부터 측정한 세그먼트 길이에 대한 비율).

Table 1. Center of mass for each arm segments (percentages w.r.t segment lengths, measured from the proximal ends).

팔 세그먼트	상박	하박	손
질량중심	0.436	0.43	0.506

표 2. 각 팔 세그먼트에 대한 질량 회귀식의 계수.

Table 2. Coefficients in the regression of segment mass for each arm segment (c_1 단위: 없음, r_1 단위: g).

상박		하박		손	
c_1	r_1	c_1	r_1	c_1	r_1
0.0160	809	0.02	-218	0.007	-30

표 3. 각 팔 세그먼트에 대한관성 모멘트 회귀식의 계수.

Table 3. Coefficients in the regression of moment of inertia for each arm segment (c_{xx}, c_{yy}, c_{zz} 단위: 없음, $r_{xx} r_{yy} r_{zz}$ 단위: $gm \cdot cm^2$).

세그먼트	c_{xx}	r_{xx}	c_{yy}	r_{yy}	c_{zz}	r_{zz}
상박	0.535	98105	0.661	89662	0.400	-4018
하박	1.508	-31431	1.397	-26562	0.313	-11645
손	0.129	-850	0.134	-2599	0.085	-3401

사람의 오른팔에 대한 동역학 모델을 구하기 위해서는 상박 및 하박의 (1)길이 (2)질량, (3)질량 중심 (center of mass) 및 (4)상박, 하박, 및 손의 관성 모멘트 (moment of inertia)를 포함하는 동역학적 파라미터를 추정하여야 한다. 실험자별 팔 세그먼트의 길이는 모션 캡처 장비를 이용하여 얻은 주요 관절 위치 값을(그림 3) 이용하여 구할 수 있다. 상박의 길이는 어깨의 마커와 팔꿈치 마커 사이의 평균 거리로 하였고, 하박의 길이는 팔꿈치 마커와 추정된 손목의 위치 (손목 주변에 설치된 3개의 마커를 이용함) 사이의 평균거리로 설정하였다. 각각의 팔 세그먼트의 질량 중심은 [11]에 있는 기법을 바탕으로 추정하였으며 각 세그먼트 길이에 대한 질량 중심의 비율은 표 1에 나타내었다.

각 세그먼트의 질량과 관성 모멘트는 회귀식에 의해 실험자의 몸무게에 기초하여 계산하였으며[12] 그림 2에 각 팔의 세그먼트에 대한 관성 주축을 표시하였다. 식 (8)-(11)은 체중과 관성 모멘트에 관한 회귀 방정식을 나타낸다.

$$Segment\ Weight = c_1 \cdot BodyMass + r_1 \quad (8)$$

$$I_{xx} = c_{xx} \cdot BodyMass + r_{xx} \quad (9)$$

$$I_{yy} = c_{yy} \cdot BodyMass + r_{yy} \quad (10)$$

$$I_{zz} = c_{zz} \cdot BodyMass + r_{zz} \quad (11)$$

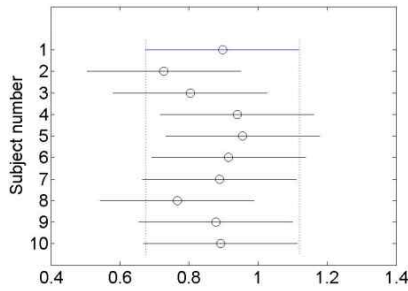
세그먼트의 무게와 체중(BodyMass로 나타냄)의 단위는 gm이다. 관성 모멘트의 단위는 $gm \cdot cm^2$ 이다. 표 2와 표 3은 각 팔 세그먼트에 대한 각각 질량과 관성 모멘트의 회귀 방정식에 적용한 상수 값을 나타낸다. 식 (8)-(11)에서 적용된 $c_1, c_{xx}, c_{yy}, c_{zz}, r_{xx}, r_{yy}$ 및 r_{zz} 은 피실험자의 몸무게만

표 4. A, B 그리고 C 타입 실험 실험 데이터를 사용하여 얻은 선형 결합 모델의 추정 가중치.

Table 4. Estimated weighting coefficients (k1, k2) in bimodal swivel angle estimation based on the data collected from the type A, B and C protocol.

ESTIMATION ERROR

Subject	(K ₁ , K ₂)		
	Exp1(Type A)	Exp2(Type C)	Exp3(Type C)
1	(0.98,0.02)	(1.01,-0.01)	(0.82,0.41)
2	(1.00,-0.12)	(1.09,-0.13)	(1.01,0.04)
3	(1.03,-0.24)	(1.03,-0.07)	(1.12,-0.10)
4	(1.11,-0.14)	(1.17,-0.25)	(0.99,-0.04)
5	(0.96,0.00)	(1.11,-1.22)	(1.11,-0.23)
6	(1.14,-0.18)	(1.13,-0.07)	(0.96,0.12)
7	(1.05,-1.56)	(1.01,-0.07)	(1.17,-0.21)
8	(1.01,-0.66)	(1.04,0.02)	(1.05,-0.23)
9	(0.98,0.05)	(1.25,-0.17)	(0.98,0.01)
10	(0.99,-0.067)	(1.08,0.07)	(0.98,-0.01)



(a)

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	0.15363	9	0.01707	0.72	0.6872
Error	0.47549	20	0.02377		
Total	0.62911	29			

(b)

으로 각 세그먼트의 무게와 모멘트를 추정하기 위해 적용된 선형 방정식의 계수이며 다수의 피실험자 정보를 이용하여 추정되었다[12].

3차원 공간상에서 손목의 위치는 작업 공간 (Task space)에서 3개의 변수 (x,y,z) 에 의해 결정될 수 있으나, 관절 공간 (Joint space)에서는 4개의 관절 각도 변수 (어깨에 3자유도 및 팔꿈치에 1개 자유도 변수)를 필요로 한다. 이러한 근 골격 모델을 바탕으로 근육 및 힘줄에 의한 힘으로 표현되는 능동적 및 수동적 관절 토크는 T는 다음과 같이 4차원 동역학 방정식에 의해 결정 된다[6].

$$T = M\ddot{Q} + C(Q, \dot{Q})\dot{Q} + G(Q) \quad (12)$$

위 식에서 $\ddot{Q} = [\ddot{q}_1, \ddot{q}_2, \ddot{q}_3, \ddot{q}_4]$, $\dot{Q} = [\dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \dot{q}_4]$ 이며, q_i 는 그림 1(a)의 좌표계에서 i 번째 DOF에 대한 관절 각도(θ_i)를 의미한다. 또한 M , $C(Q, \dot{Q})$ 및 $G(Q)$ 는 각각 상박과 하박의 관성 모멘트, 원심력/코리올리힘 및 중력을 나타낸다. 본 연구의 경우 외부의 부하에 대해 작용하는 힘(E)이 없기 때문에 외부 힘 성분은 제외할 수 있다. 식 (12)를 바탕으로 특정 미소 시간(sampling 시간 구간) 구간 $[t_k, t_{k+1}]$ 에서 각 관절이 수행한 일의 양은 (1) 각 관절의 토크와 (2) 관절 각도의 변화량에 따라 정될 수 있다[6]. 다음은 각

미소 시간 구간에서 토크의 방향 성분에 따라 두 가지로 정의된 각 관절에서의 일의 양을 나타낸다.

$$T_{i,t_k} \cdot T_{i,t_{k+1}} > 0 \text{인 경우,}$$

$$W_i = \frac{(T_{i,t_k} + T_{i,t_{k+1}}) \cdot \Delta q_i}{2} \quad (13)$$

여기서, T_{i,t_k} 와 $T_{i,t_{k+1}}$ 은 시간 t_k 와 t_{k+1} 에서의 i 번째 관절의 토크이며, $\Delta q_i = (q_{i,t_{k+1}} - q_{i,t_k})$ 는 구간 $[t_k, t_{k+1}]$ 에서 i 번째 관절 각도의 차이다.

$$T_{i,t_k} \cdot T_{i,t_{k+1}} < 0 \text{인 경우,}$$

$$W_i = \frac{(|\Delta q_i| - h_i) \cdot T_{i,t_{k+1}}}{2} - \frac{h_i \cdot T_{i,t_k}}{2} \quad (14)$$

여기서, $h_i = (|T_{i,t_k}| \cdot |\Delta q_i|) / |T_{i,t_{k+1}} - T_{i,t_k}|$ 이며, 관절 토크가 0에 해당하는 q_{i,t_k} 와 i 번째 관절 각도의 차이를 의미한다[6].

식 (13)과 (14)을 바탕으로 동역학적 관점에서의 최적의 Swivel angle은 단위 시간당 각 관절에서 수행한 총 일[식 (15)]의 합을 최소화 하는 각도로 정의될 수 있다.

$$C = |W|_{t_k, t_{k+1}} = \sum_{i=1}^4 |W_i|_{t_k, t_{k+1}} \quad (15)$$

여기서, $|W_i|_{t_k, t_{k+1}}$ 는 $[t_k, t_{k+1}]$ 에서 i 번째 관절에 의해 수행된 일의 절대량을 의미한다.

III. 선형 결합에 의한 Swivel Angle 추정

본 연구에서 적용한 전체적인 추정기법은 식 (16)과 같이 기구학 및 동역학적 제한조건을 바탕으로 구한 swivel angle값을 가중 선형 결합하는 방식을 바탕으로 한다.

$$\phi_{optimal} = K_1 \cdot \phi_{kin} + K_2 \cdot \phi_{dyn} \quad (16)$$

여기서, ϕ_{kin} 과 ϕ_{dyn} 은 각각 기구학 및 동역학적 제한조건에 의해 추정된 swivel angle을 나타내며, K_1 과 K_2 는 각각의 제한조건을 이용하여 구한 swivel angle들의 가중치를 의미한다. 최적의 가중치 K_1 과 K_2 를 결정하기 위해 모션 캡처 장비를 이용하여 주어진 팔 동작을 수행할 때의 관절의 움직임을 기록하고 분석하였다. 이를 위해 실험 참가자들은 정해진 실험 프로토콜에 따라 여러 가지 동작을 5회 반복하였다. 그 중 20%의 실험 데이터에 최소자승법(least square method)을 적용하여 최적의 (K_1, K_2)쌍을 추정하였다. 식 (17)는 적용된 최적화 과정을 나타낸다. 즉 시스템의 측정 오차와 노이즈 성분을 $n(t)$ 로 정의하면, 실제 swivel angle은 $\phi_{act}(t) = K_1 \cdot \phi_{kin}(t) + K_2 \cdot \phi_{dyn}(t) + n(t)$ 로 나타낼 수 있고, 다음 행렬식으로 표현될 수 있다.

$$\begin{bmatrix} \phi_{act}(t_0) \\ \phi_{act}(t_1) \\ \vdots \\ \phi_{act}(t_{N-1}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \phi_{kin}(t_0) & \phi_{dyn}(t_0) \\ \phi_{kin}(t_1) & \phi_{dyn}(t_1) \\ \vdots & \vdots \\ \phi_{kin}(t_{N-1}) & \phi_{dyn}(t_{N-1}) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{K}_1 \\ \hat{K}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} n(t_0) \\ n(t_1) \\ \vdots \\ n(t_{N-1}) \end{bmatrix} \quad (17)$$

여기서 \hat{K}_1, \hat{K}_2 는 추정해야할 가중치 값이며 식 (18)의 방향을 Y, A , 및 X 로 설정하여, 최소자승법을 적용하면 가중치의 값은 식 (18)를 바탕으로 구할 수 있다.

$$X = (A^T A)^{-1} A^T Y \quad (18)$$

IV. 실험 프로토콜 및 결과

본 절에서는 III 장에서 제안한 선형결합 추정 기법을

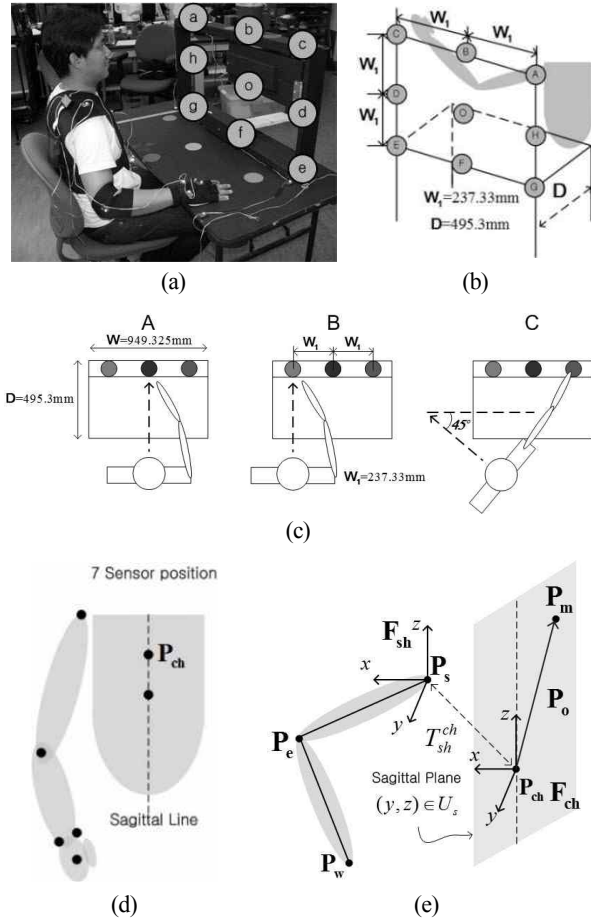


그림 3. (a)와 (b)는 실험세트의 타겟 위치와 규격을 나타낸다. 책상 맨 위와 받침 사이의 거리 = 501.65 mm, 책상 받침부터 바닥까지의 거리 = 736.6 mm. (c) 세 종류의 상체 방향 설정 (A, B 그리고 C). (d) 마커 위치: 어깨 (쇄골관절), 팔꿈치, 손목, 손등 (검지 중지 손등 뼈 사이) 그리고 상하 흉골. (e) P_{ch} 와 P_m 위치.

Fig. 3. (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} .

입증하기 위해 사용한 실험방법과 프로토콜을 소개하고 추정된 가중치 값 및 Swivel Angle을 비교 제시한다.

1. 실험장치 구성 및 프로토콜

사람 팔의 기구학적 데이터는 Phasespace사의 모션 캡처 장비를 사용하여 획득하였다. 이 장비는 3미터 범위내의 작업 공간 내에서 밀리미터 단위의 정확도와 240Hz 샘플링 주파수를 제공한다. 이 시스템을 바탕으로 각 관절의 동작을 기록하기 위해, 능동 LED 마커를 오른 쪽 어깨, 팔꿈치, 손목 및 가슴에 그림 3(d)와 같이 부착하였으며 장비를 통해 얻은 각 관절의 위치 정보를 바탕으로 실제 swivel angle을 측정 후 손목 위치만으로 추정된 swivel angle과 비교 분석하였다.

실험을 위해 7명의 남성과 3명의 여성으로 구성된 10명의 오른 손잡이 실험자들이 본 실험에 참가하였으며 각 실험자는 그림 3(a)에 표시된 9개의 목표지점으로 팔을 뻗는 동작을 아래와 같은 순서로 5회 반복 수행하였다. 이 때 실험자의 팔이 목표에 닿았을 때 팔이 완전히 펴져 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 그림 3(a)에 정의된 목표물을 3가지 서로 다른 몸의 자세(그림 3(c)의 A, B, 및 C)에서 5회 반복 하였다. 자세 A에서는 실험자의 가슴 중심이 목표위치의 중앙에, 자세 B에서는 목표위치의 맨 왼쪽에 정렬되었고 자세 C에서는 실험자의 몸통이 반시계방향으로 45도 회전되어 있다. 이러한 설정은 가능한 많은 작업 공간에서 Swivel Angle 추정 성능을 시험하기 위해서이다.

2. 최적의 Swivel Angle 추정

본 논문의 Part 1[1]과 마찬가지로 실험자들 간의 서로 다른 신체계수를 보상하기 위해 그림 4(e)와 같은 좌표계를 구성하고 각 실험자별 최적의 목표점(P_m)의 위치를 추정하였고 식 (7)을 바탕으로 ϕ_{kin} 을 계산하였다. 이 때 모션 캡처 시스템에 의해 기록된 데이터의 5분의 1 (총 5회 반복 동작 중 첫 번째 실험 데이터)을 사용하여 기구학 및 동역학적 제한조건에 대한 가중치 (K_1, K_2)를 식 (19)를 이용하여 추정하였다. 이 가중치는 나머지 데이터에 대해 적용하였고, 각 실험자별로 추정된 가중치는 표 4에 나타내었다.

최종적으로 선형 결합 모델에 기반한 Swivel Angle은 실험에서 기록한 손목의 위치 데이터와 제안한 기구학 및 동역학적 제약 조건을 결합하여 추정하였으며 추정된 Swivel Angle과 각 실험자의 동작 제어에 의해 측정된 Swivel Angle의 직접적인 비교 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림 4의 첫 번째 열에서는 계산한 (측정된) Swivel Angle (실선), 기구학적 제한요건에 따른 Swivel Angle, ϕ_{kin} (점선), 식 (16)의 동역학적 제한요건에 따른 Swivel Angle, ϕ_{dyn} (일점 쇄선), 그리고 식 (17)에 따라 선형 결합된 Swivel Angle (원형 표시)을 도시하였다. 두 개의 수직선 사이 부분을 확대하여 그림 4의 두 번째 열에 나타내었다. Exp1, Exp2, 및 Exp3은 각각 그림 3(c)의 몸통 자세 A, B, 그리고 C에 대한 추정 결과이다.

표 5. Type A, B and C 실험 결과로부터 추정된 Swivel angle과 측정된 swivel angle 간의 추정 오차 평균 및 표준 편차 결과.

Table 5. Mean and standard deviation of absolute estimation error between the measured and estimated swivel angle for Type A, B and C experimental data.

ESTIMATION ERROR

Subject	$P_o(mm)$ (x_{opt}, z_{opt})	Mean and Standard Deviation of Absolute Error									
		Exp 1(Type A)			Exp 2(Type B)			Exp 3(Type C)			For all data comb
		dyn	kin	comb	dyn	kin	comb	dyn	kin	comb	
1	(-160,280)	37.4°	1.84°	1.72°	10.9°	3.55°	3.33°	21.7°	4.40°	3.61°	3.38±2.44°
2	(-140,320)	33.37°	2.20°	1.76°	24.86°	3.89°	3.13°	28.10°	2.60°	2.01°	2.45±1.79°
3	(-70,290)	42.72°	1.35°	0.40°	34.81°	1.71°	0.51°	32.77°	3.440°	0.88°	0.64±0.44°
4	(-140,330)	31.65°	3.288°	2.79°	27.18°	3.49°	3.48°	23.56°	2.45°	2.35°	2.74±1.98°
5	(-60,220)	36.53°	3.50°	3.17°	43.47°	6.12°	4.73°	19.19°	5.03°	3.92°	4.59±3.25°
6	(-100,270)	33.51°	3.72°	5.15°	21.25°	3.34°	2.68°	34.66°	1.90°	1.45°	5.04±2.58°
7	(-160,170)	51.62°	6.76°	5.70°	30.52°	4.62°	4.53°	21.47°	3.52°	2.83°	4.52±3.16°
8	(-150,300)	37.49°	6.49°	5.18°	16.38°	4.68°	3.67°	27.06°	4.64°	3.65°	4.49±3.09°
9	(-80,250)	25.76°	4.33°	4.32°	11.17°	6.14°	3.59°	15.20°	2.52°	1.79°	3.32±2.51°
10	(-100,310)	31.78°	6.03°	2.87°	24.34°	5.84°	2.74°	29.69°	2.51°	1.93°	2.72±1.95°

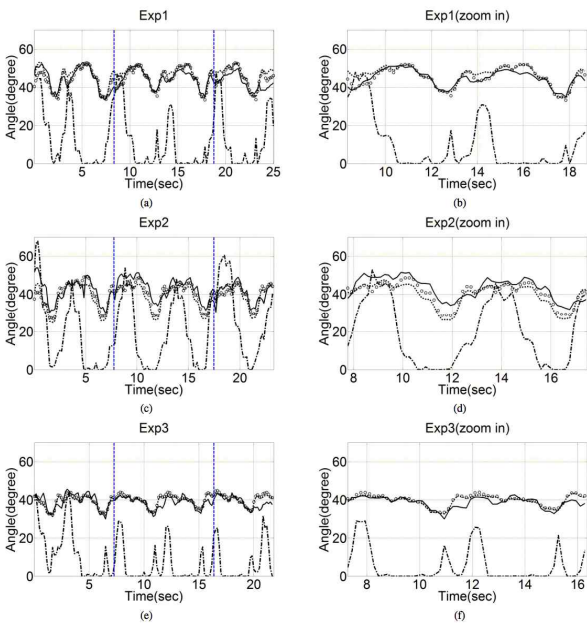


그림 4. 한 실험자로부터 얻은 데이터로 측정된 swivel angle 과 추정된 swivel angle 간의 비교.

Fig. 4. Comparison between estimated and measured swivel angle for one subject : The first column shows the comparison result and the data between two vertical lines in the first column is enlarged in the second column. Exp1, Exp2 and Exp3 indicate the estimation results when the center of the chest is aligned with the center of the targets, when the center of the chest is aligned with the leftmost targets and when the center of the chest is rotated by 45 degrees. Solid line: Computed swivel angle, Dotted line: swivel angle based on kinematic constraint, Dashdot line: Swivel angle based on dynamic constraint, Circle mark: combination of two swivel angles based on Eq. (17).

V. 논의

지금까지 사람 팔의 여유 자유도를 두 가지 제약 조건에 기반 하여 계산된 Swivel Angle의 선형 조합으로 추정하는 방법을 소개하였다. 그림 4와 표 5에 요약된 각 제약 조건별

및 선형 결합 모델에 의해 추정된 결과를 종합하여 보면 동역학적 제약 조건하에서 추정된 ϕ_{dyn} 만으로는 충분한 추정 결과를 얻을 수 없지만 ϕ_{kin} 과 선형적으로 결합함으로써 모든 실험 조건에서 추정결과가 향상되는 것을 확인할 수 있었다. 표 5에 따르면 두 개의 Swivel Angle ϕ_{kin} 과 ϕ_{dyn} 을 가중합한 추정결과는 전체 데이터에 대한 평균 추정 오차가 5도 이내였으며 표준편차는 실험자 6,7 및 8의 Exp1 (유형 A)을 제외하고 대부분 4도 이내로 향상됨을 알 수 있다. 상대적으로 큰 오차가 발행한 유형 A (Exp1)의 경우 목표점들이 좌측에 치우쳐져 있기 때문에 실험자의 오른손이 목표위치로 움직일 때 실험자의 몸통이 좌측방향으로 회전하는 것을 완전히 방지 할 수 없었으며 실험에 사용한 7 DOF 팔 모델이 몸통의 회전을 포함하지 않기 때문에 Exp1 (유형 A) 실험에 대해서는 추정 성능이 저하될 수 있다.

또한 표 4에 요약된 선형결합 모델에서의 제한 조건별 중요성 및 일원 변량 분석 (one-way ANOVA test) ($|K_1|/((|K_1|+|K_2|))$) 를 살펴보면 실험자들 사이의 정규화 된 가중치 분표가 통계적으로 차이가 없음을 알 수 있다. 결과적으로 일상생활에서 자주 관찰되는 사람 팔 동작의 여유자유도는 동역학적 제약조건 보다는 기구학적인 제약조건에 큰 영향을 받는다는 것을 확인할 수 있는데 이는 본 논문에서 제안한 실험조건인 경우 각 관절의 속도 변화를 크게 야기하지 않았기 때문이다. 이를 좀 더 정략적으로 살펴보기 위해 각 관절의 가속도 성분을 0으로 근사화 하면, 식 (12)의 동역학 방정식은 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$T = M\ddot{Q} + C(Q, \dot{Q})\dot{Q} + G(Q) \approx G(Q) \tag{19}$$

이를 바탕으로 동역학적 비용함수를 계산할 경우 다음과 같이 간소화 될 수 있다.

$$C = \sum_{i=1}^4 |W_i|_{t_k, t_{k+1}} = \sum_{i=1}^4 \frac{(T_{i, t_k} + T_{i, t_{k+1}}) \cdot \Delta q_i}{2} \tag{20}$$

$$\approx \sum_{i=1}^4 G(Q(i)) \Delta q_i \tag{21}$$

일반적인 팔 움직임의 경우 움직임의 시작과 끝을 제외한 구간에서 단위 시간당 각 관절의 속도 변화 및 가속도는 상대적으로 작다고 가정할 수 있기 때문에 $T_{i,t_k} \approx T_{i,t_{k+1}}$ 로 근사화 할 수 있고 Δq_i 가 짧은 시간 구간 내에서 거의 상수라고 가정하게 되면 식 (22)와 같이 최적화 비용 함수는 중력에 관련된 성분만을 가지게 된다. 즉 비용 함수를 최적화하는 Swivel Angle은 팔꿈치의 위치를 가장 낮게 위치시켜 위치에너지를 최소화 하는 값이 될 것이며 그림 2(a)의 좌표 시스템에서 그 값은 0이 된다. 하지만 사람의 팔은 정적인 자세에서도 0이 아닌 Swivel Angle을 가지므로, 사람 팔의 동작에서 동역학적 기준에 의한 효과는 작은 가중치를 가지도록 최소화되어야 한다. 실제로 그림 4에 나타난 바와 같이 팔 운동의 속도가 일정한 대부분의 구간에서는 동역학적 제약 조건에 의해 추정된 swivel angle 값이 크지 않음을 확인할 수 있다. 이처럼 관절 속도 프로파일과 부하의 존재유무에 따라 다른 기법의 역기구학 결정방법을 설정하는 것이 바람직하다.

VI. 결론

지금까지 기구학 및 동역학적 제한조건에 따라 생성된 Swivel Angle 값을 선형적으로 가중합하여 추정하는 기법을 제안하였다. 제안된 기법은 자연스러운 사람의 팔 동작을 대부분 5도 이내의 오차를 가지고 재현할 수 있었다. 또한, 기구학 및 동역학적 제한조건을 모두 사용하는 가중선형 결합 기법이 추정성능을 향상하지만, 일반적으로 가벼운 물건을 집거나 만지는 일과 같이 빠른 속도를 요구하지 않는 일상적인 팔 동작의 경우 기구학적 제약 조건에 의한 여유 자유도 성분이 보다 중요함을 확인 할 수 있었다. 본 연구를 바탕으로 보다 인간 팔 동작의 여유 자유도를 수학적으로 보다 정밀하게 모델링 할 수 있었으며 이를 바탕으로 외골격 로봇의 실시간 제어를 용이하게 할 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] H. C. Kim and C. Y. Lee, "Analysis on kinematics and dynamics of human arm movement toward upper limb exoskeleton robot control, part1 : system model and kinematic constraint," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 18, no. 12, pp. 1106-1114, 2012.
- [2] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, Fourth edition. Reading, MA: Prentice Hall, 2002.
- [3] D. Kriesel, *A Brief Introduction to Neural Networks*. <http://www.dkriesel.com>, 2007.
- [4] Y. Uno, M. Kawato, and R. Suzuki, "Formation and control of optimal trajectory in human multi joint arm movement," *Biological Cybernetics*, vol. 61, no. 2, pp. 89-101, 1989.
- [5] P. Lee, S. Wei, J. Zhao, and N. I. Badler, "Strength guided motion," *Computer Graphics*, vol. 24, no. 4, pp. 253-262, 1990.

- [6] T. Kang, J. He, and S. I. H. Tillery, "Determining natural arm configuration along a reaching trajectory," *Experimental Brain Research*, vol. 167, no. 3, pp. 352-361, 2005.
- [7] N. I. Badler and D. Tolani, "Real-time inverse kinematics of the human arm," *Presence*, vol. 5, no. 4, pp. 393-401, 1996.
- [8] H. Kim, L. M. Miller, and J. Rosen, "Redundancy resolution of a human arm for controlling a seven dof wearable robotic system," *33rd Annual International Conference of the IEEE EMBC*, pp. 3471-3474, Boston, USA, August 30 - September 3 2011.
- [9] M. Genesis, "Autolev." [Online]. Available: <http://www.autolev.com/>
- [10] T. Kane and D. Levinson, *Dynamics: Theory and Applications*. New York: McGraw-Hill, 1985.
- [11] S. L. Roberts and S. K. Falkenberg, *Biomechanics: Problem Solving for Functional Activity*. St. Louis: Mosby, United States, 1992.
- [12] A. Medical Research Laboratory, "Investigation of inertial properties of human body," Tech. Rep., Mar. 1975.



김 현 철

2003년 서강대학교 전자공학과 졸업. 2005년 서강대학교 전자공학과 대학원 석사. 2012년 University of California, Santa Cruz, Electrical Engineering 박사. 2012년 1월~현재 Apple, Inc. 관심분야는 외골격 로봇, 지능제어 및 메카트로닉스.



이 춘 영

1996년 한양대 전자공학과 졸업. 1998년 한국과학기술원 대학원 석사. 2003년 한국과학기술원 박사. 2005년 2월~현재 경북대학교 기계공학부 교수. 관심분야는 지능제어 및 메카트로닉스.