

# 사람팔의 운동을 추정하는 7자유도 골격형 마스터암의 기구학 연구

## Kinematics of 7 D.O.F. Exoskeleton-Type Master Arm Estimating Human Arm's Motion

신 완 재, 최 종 현, 박 장 현, 박 종 오

(Wanjae Shin, Jong-Hyun Choi, Jahng-Hyon Park, and Jong-Oh Park)

**Abstract** : A master-slave system for teleoperation is usually used to control the robot's motion on remote place such as abyss, outer space etc.. When the slave robot is a humanoid one, it can make a better performance if the configuration of the master arm is similar to that of the slave arm and of the human. The master arm proposed in this paper has a type to be put on the human arm, that is, the exoskeleton type, and has a combination of serial joint and parallel mechanism imitating the human's arm structure of muscles and bones, so called hybrid mechanism so that it can follow arm's movement effectively. But it is not easy to solve the forward kinematics of the parallel structure because relating equations are implicit functions. In order to solve that, the virtual joint angle corresponding to human arm's joint is introduced and a sequential computation step is employed in calculating virtual joint angles and the posture of the end effector. Also its validity is checked up through computational simulation.

**Keywords** : parallel mechanism, stewart platform, master arm, teleoperation, exoskeleton type, hybrid mechanism

### I. 서론

현재 산업현장에서 사용되고 있는 로봇 매니퓰레이터는 작업의 용도에 따라 그 크기와 모양이 다양하게 제작되어 있으며 공장자동화의 한 축을 담당하고 있다. 이러한 로봇은 사람이 직접 작업하기 힘든 장소, 예를 들어 우주공간이나 심해와 같은 곳에서 작업을 할 경우가 있는데 이런 경우는 수시로 변하는 환경과 예기치 못한 상황에 대한 대응을 하기 위하여 사람이 직접 지령을 내려서 대처하는 것이 편리할 때가 많다. 이러한 때에 쓰이는 원격조종장치는 인간이 잡고 조작하는 마스터 암과 원거리에서 실제로 작업을 수행하는 슬레이브 암, 그리고 마스터 암과 슬레이브 암과의 정보교환을 위한 제어기로 구성되어 있다[1]. 마스터 암은 간단한 형태의 교시기나 단순한 조이스틱 형태의 마스터 시스템, 스투어트 플랫폼(Stewart platform)을 이용한 마스터 시스템, 펜을 이용한 형태, 사람의 팔에 장착하는 골격형(exoskeleton)에 이르기까지 그 크기나 모양에 있어서 다양한 형태가 있다[2]. 특히 슬레이브 암이 사람의 팔과 유사한 구조를 가지는 인간형 로봇(humanoid robot)이고 마스터 암이 골격형구조라면 슬레이브 암의 형상과 유사할수록 쉽게 조작을 할 수 있을 것이고 조작자는 사람의 팔에 마스터 장치를 장착하여 작업을 할 때 슬레이브 암과의 일체감을 가지고 원하는 작업을 보다 용이하게 수행할 수 있을 것이다. 한편 사람의 근육과 골격이 병렬로 연결되어있다고 볼 수 있으므로[3][4]. 본 논문에서는 마스터 암의 관절의 일부를 병렬기구부를 가진 링크로 구성하고, 나머지 관절은 직렬 조인트로 구성된 복합기구(Hybrid

mechanism) 방식의 마스터 암을 구성하였으며 특히 병렬기구부 부분에 중점을 두어 이의 기구학을 다루었다.

한편 병렬기구의 대표적인 형태인 스투어트 플랫폼(Stewart platform)은 액츄에이터가 장착된 6개의 링크를 베이스(base)와 플랫폼(platform)사이에 연결하여 이 링크들의 길이변화로 플랫폼의 위치 및 자세를 제어하는데[5] 이 위치, 자세를 실시간으로 쉽게 계산하지 못한다는 단점을 가지고 있다. 이를 해결하기 위해서 Han[6]은 6개이외의 추가센서를 달아서 순기구학을 풀거나 류[7], Merlet[8]는 기구학을 쉽게 풀기 위하여 특별한 구조의 스투어트 플랫폼을 구성하였다. 하지만 사람의 팔에 6개의 링크를 장착하기가 용이하지 않고 여기에 추가의 센서를 부착하거나 Merlet이 구상한 구조를 적용하는 것 역시 쉽지 않다. 하지만 사람의 팔은 한 관절이 2개이상의 자유도를 가지지 않기 때문에 사람의 팔에 병렬기구를 장착하면 병렬기구의 주된 운동형태는 사람팔의 운동과 일치한다는 것에 착안하여, 본 논문에서는 3개의 선형링크의 길이추정으로 플랫폼의 위치, 자세를 수치적으로 실시간으로 추정해내는 방식을 제안했으며 이의 타당성을 시뮬레이션을 통해 보였다.

본 논문의 전개는 2장에서 마스터 암의 개략적 형상과 운동을 기술하고, 3장에서 스투어트 플랫폼의 설명과 가상관절각과 끝점(end effector)의 위치, 자세를 구하고, 4장에서는 어깨와 손목에 장착된 병렬기구에서 선형링크의 수의 감소가 가상관절각 추정에 주는 영향을 시뮬레이션을 통해 알아보고 5장에서 결론을 기술한다.

### II. 마스터 암 운동의 개요

본 논문에서 제시하는 마스터 암의 개략적 형태와 기호는 그림 1과 같고 인간의 팔에 직접 장착을 하여 조작자가 팔을 움직일 때 엔코더가 받아들이는 정보로 사람 팔의 7

접수일자 : 1999. 9. 10., 수정완료 : 2000. 1. 27.

신완재 : 한양대학교 기계설계학과  
최종현 : 연세대학교 기계공학과  
박장현 : 한양대학교 기계공학과  
박종오 : 한국과학기술연구원

자유도 운동을 추정하도록 하였다. 그림 1에서 평판 A의 중심에 기준 좌표계  $x, y, z$ 축을 설정하였을 때  $L_1, L_2, L_3, \alpha_3, \alpha_4, \alpha_5, L_6, L_7, L_8$ 의 길이, 각도의 변화로 끝점인 평판 F의 원점의 위치, 자세를 표현하는데 어깨와 손목부분에는 병렬기구부가 장착되어 이의 운동을 병렬기구부의 선형링크의 변화량으로 표현한다 따라서 병렬기구부 부분에서는 링크의 운동부분이 실제 사람의 팔이 움직이는 관절과 일치하지 않는데, 병렬기구부에서 사람의 팔 관절에 해당하는 곳을 가상관절(virtual joint)로 놓고 이를 중심으로 회전이 일어난다고 가정하여 병렬기구부의 운동을 표현하였다. 이렇게 가상관절에 고정된 좌표계로 마스터 암의 운동을 표현하면 보다 더 직관적으로 마스터 암의 운동을 표현할 수가 있고 마스터 암의 운동을 하나의 직렬링크의 운동으로 표현할 수 있다. 이 가상관절각의 정보를 제어기로 보내어 슬레이브 암을 조종한다.

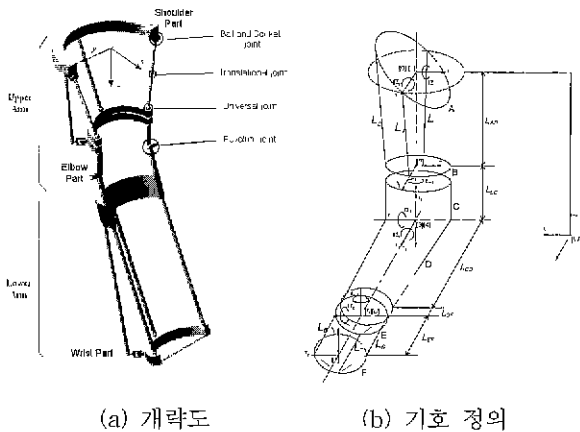


그림 1. 7자유도를 가진 골격형 마스터 암.  
Fig. 1. Proposed 7 D.O.F. exoskeleton type master arm. (a) schematic diagram, (b) symbols.

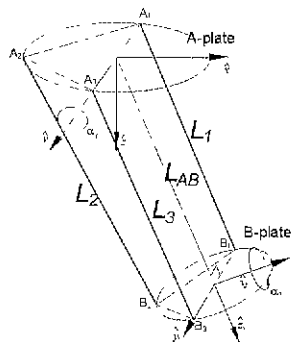


그림 2. 상박 병렬기구부(어깨-팔꿈치 위)의 운동.  
Fig. 2. Motion of parallel structure in upper arm.

사람 어깨관절의 2자유도 운동인 상박을 앞/뒤로 젖히는 어깨의 굽힘/펴기(flexion/extension of shoulder) 운동과 좌우로 흔드는 어깨의 벌림/모음(abduction/adduction of shoulder) 운동[9]을 할 때 그림 2와 같이 병렬기구부로 이루어진 '어깨-팔꿈치 위'(평판 A ~ 평판 B)부분도 같이

움직이며  $i$ 번째 선형링크가 평판 A와 만나는 점을  $A_i$ , 평판 B와 만나는 점을  $B_i$ 라 하고 평판 A, B의 중심점을  $A_0, B_0$ 라 할 때 가상의 원주상에 직각삼각형 형태로  $A_i, B_i$ 를 위치시켰으며  $r$ 은 평판 A의 반지름이고 평판 B의 반지름은  $r$ 의  $k$ 배로 정의하고 각 선형링크  $L_i$ 가 가지는 벡터를  $\vec{L}_i$ , 두 평판의 중심거리(central distance)  $L_{AB}$ 가 가지는 벡터를  $\vec{L}_{AB}$ 라고 할 때 각 선형링크가 가지는 벡터는 다음과 같이 표현된다.

$$\vec{L}_i = \vec{A_iA_0} + \vec{L}_{AB} + \vec{B_0B_i} \quad (1)$$

또한 평판 B가 베이스(base)인 평판 A에 고정된  $y$ 축에 대해  $\alpha_1$  회전을 하고 그때의  $x_2$ 축에 대해  $\alpha_2$  회전을 한 후  $L_{AB}$ 가 변화하는 운동을 한다면 (1)의 양변을 제곱하여 정리하면 (2)와 같은 선형링크의 길이의 식을 얻는다.

$$\begin{aligned} L_1^2 &= -2r^2c_2k + k^2r^2 + r^2 - 2rs_2L_{AB} + L_{AB}^2 \\ L_2^2 &= -2r^2c_1k + k^2r^2 + r^2 + 2rs_1c_2L_{AB} + L_{AB}^2 \\ L_3^2 &= -2r^2c_2k + k^2r^2 + r^2 + 2rs_2L_{AB} + L_{AB}^2 \end{aligned} \quad (2)$$

여기서  $s_i$ 는  $\sin \alpha_i$ ,  $c_i$ 는  $\cos \alpha_i$ 이다.

직렬구조인 '상박 회전부분'(평판 B ~ 평판 C)은 병렬기구부와 독립적으로 평판 A와 평판 C가 연결되어 상박의 안쪽/가쪽 돌림(medial/lateral rotation of shoulder)각  $\alpha_3$ 을 측정하며 '팔꿈치 회전 부분'(평판 C ~ 평판 D)과 '하박 회전부분'(평판 D ~ 평판 E)은 엔코더로부터 각각 팔꿈치의 굽힘, 하박의 뒤침/앞침(supination/pronation of lower arm)[9]을  $\alpha_4, \alpha_5$ 로 읽는다. '손목부분'(평판 E ~ 평판 F)은 어깨부분과 유사한 구조를 가졌지만 '상박 회전 부분'에서와는 달리 가상관절이 평판 E의 중심에 있지 않고 그림 3a에서와 같이 가상의 회전중심  $E_a$ 를 중심으로 운

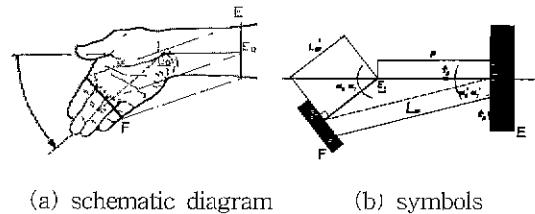


그림 3. 손목부의 회전중심. (a) 개략도, (b)기호정의.  
Fig. 3. Center of rotation of wrist.

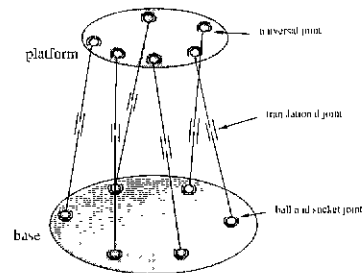


그림 4. 일반적인 스튜어트 플랫폼.  
Fig. 4. Generalized Stewart platform.

동을 하며  $r_E$ 를 E의 반지름으로,  $r_E$ 의  $k_F$ 배 한 것을 F의 반지름으로 설정하고 그림 3b에서의 기호를 이용하여 평판 F의 운동을 표현하면 (3)과 같다.

$$\begin{aligned} L_0^2 &= k_f^2 r_E^2 + r_b^2 - 2r_{LS}L_{DP} - 2c_1k_f r_b^2 + L_{DP}^2 + b^2 + 2b_0c_1L_{EF} - 2b_0c_1k_f r_L \\ L_1^2 &= r_E^2 + 2r_{DS}c_1L_{EP} - 2c_1k_f r_E^2 + L_{EP}^2 + b^2 - 2b_0c_1L_{EP} + 2b_0k_f r_E + k_f^2 r_E^2 \\ L_4^2 &= k_f^2 r_E^2 + r_E^2 + 2r_{DS}L_{EP} - 2c_1k_f r_E^2 + L_{EP}^2 + b^2 + 2b_0c_1L_{EP} + 2b_0c_1k_f r_E \end{aligned} \quad (3)$$

III. Kinematics

그림 4와 같은 일반적인 스튜어트 플랫폼은 베이스(base)에 구형 조인트(ball and socket joint), 플랫폼에 유니버설 조인트(universal joint), 6개의 링크에 선형 조인트(translational joint)로 구성되어 있어 선형링크의 길이변화로 플랫폼의 위치, 자세를 조종하는 장치이다[5]. 이러한 스튜어트 플랫폼은 플랫폼의 위치, 자세를 알 때 각 선형링크의 길이를 구하는 역기구학을 구하기는 쉬우나 선형링크의 길이를 알 때 플랫폼의 위치, 자세를 구하는 순기구학은 비선형 연립방정식을 구해야하기 때문에 쉽지 않고 또한 이 구조를 사람의 팔에 그대로 장착하기에는 공간적 배치가 곤란하다. 그러나 사람의 팔의 길이가 변하지 않고 기구를 사람의 팔에 비교적 단단히 고정시킴을 감안하면 일반적인 스튜어트 플랫폼의 운동에 비해 본 마스터 암에 장착된 병렬기구부는 그 운동특성이 제한적이라는 것을 추론해볼 수 있다. 즉, 사람의 어깨나 손목은 3자유도 운동을 하는데 상박의 경우 그림 5와 같이 어깨를 중심으로 반구를 그리는 운동과  $L_{AB}$ 방향으로 비틀리는 운동(안쪽/가쪽 돌림)을 한다. 따라서 3자유도운동을 하는 어깨, 손목에 부착되어 같이 움직이는 병렬기구부의 선형링크 수가 6자유도 운동을 표현하기 위해 만들어진 스튜어트 플랫폼의 선형링크 수보다 적어도 운동을 표현하는데 큰 문제가 없을 것이라 추측할 수 있다. 본 논문에서 적용한 병렬기구부는 기존의 스튜어트 플랫폼에 비하여 선형링크의 수를 장착의 용이성과 미관, 경제성, 추정오차의 발생정도 등을 고려하여 3개로 하고 병렬기구부의 운동을 플랫폼의 원점이 반구를 그리는 자유도(Euler angle) 2개와 병렬기구부의 두 평판의 중심간의 거리( $L_{AB}$ ,  $L_{EF}$ )가 변화하는 운동으로 모델링하여 기구학을 전개하였으며 3개의 자유도이외에 발생하는 자유도는 무시하였다. 여기서 안쪽/가쪽 돌림을 병렬기구부 구조의 운동 모델링에 포함시키지 않은 이유는 그럴 경우 초기위치(home position)에서 특

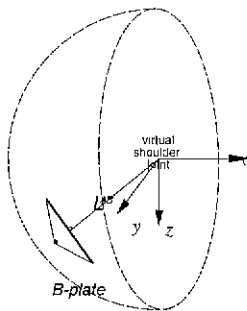


그림 5. '어깨-팔꿈치 위' 부분에서 평판 B의 원점의 운동 영역.

Fig. 5. Workspace of the origin of B-plate.

이점(singularity)이 발생하여 자코비안을 구할 수 없기 때문이다. 이렇게 구한 (2), (3)를 살펴보면 스튜어트 플랫폼의 역기구학 식보다는 간단하지만 여전히 가상관절각  $\alpha_i$ 를 닫힌형태(closed form)의 수식으로 표현할 수 없다. 따라서 그림 6에서와 같이 수치적 방법을 이용해서 가상관절각을 구하게 되는데 이것은 이 장의 뒷부분에 설명한다. 그리고 병렬기구부의 운동을 모델링하는데 있어서 무시한 자유도의 영향은 4장에서 다룬다.

먼저 기준 좌표계에서 본 끝점의 위치  $x$ 를 가상관절각  $\alpha_i$ 로 표현하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} x &= [x \ y \ z]^T \\ &= {}^A_B T {}^B_C T {}^C_D T {}^D_E T {}^E_F T [0 \ 0 \ 0 \ 1]^T \\ &= {}^A_F T [0 \ 0 \ 0 \ 1]^T \end{aligned} \quad (4)$$

여기서

$${}^A_B T = Rot_y(\alpha_1) \cdot Rot_x(\alpha_2) \cdot Trans_z(L_{AB}) \quad (5)$$

$${}^B_C T = Rot_z(\alpha_3 + \frac{\pi}{2}) \cdot Trans_z(L_{BC}) \quad (6)$$

$${}^C_D T = Rot_y(\alpha_4 + \frac{\pi}{2}) \cdot Trans_z(L_{CD}) \quad (7)$$

$${}^D_E T = Rot_z(\alpha_5) \cdot Trans_z(L_{DE}) \quad (8)$$

$${}^E_F T = Trans_x(b) \cdot Rot_x(\alpha_6) \cdot Rot_x(\alpha_7) \cdot Trans_z(L_{EF}) \quad (9)$$

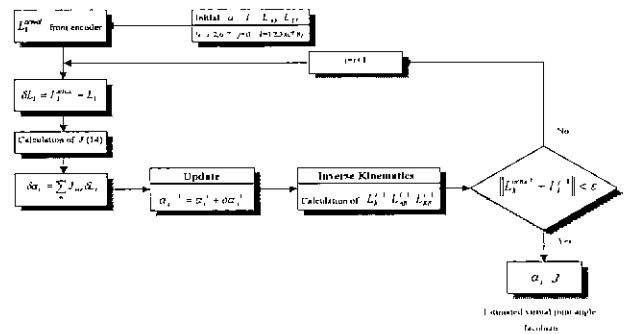


그림 6. 가상관절각과 자코비안의 계산과정.

Fig. 6. Calculation of virtual joint angle  $\alpha_i$  ( $i=1,2,6,7$ ) and Jacobian J.

$Rot_i(\cdot)$ 는  $i$ 축 방향으로 회전하는 행렬을 뜻하고  $Trans_i(\cdot)$ 는  $i$ 축 방향으로 평진운동시키는 행렬(Translational transformation matrix)이며 (6), (7)에서는 좌표축 변환을 위해 오프셋(offset)  $\pi/2$ 를 주었다. 또한, 끝점의 자세는 좌표계의 변환 행렬인 (5)~(9)의  ${}^i_j T$ 의  $3 \times 3$  부분행렬을

${}^iR$ 이라 한다면 기준좌표계에서 바라본 끝점의 자세를 표현하는 회전 행렬  ${}^A_R$ 은 다음과 같다.

$${}^A_R = {}^A_B R {}^B_C R {}^C_D R {}^D_E R {}^E_F R \quad (10)$$

한편 본 시스템은 직렬연결된 기구와 병렬기구부의 복합구조이기 때문에 끝점의 위치와 자세의 변화량들은 조인트의 각변화량과 링크의 길이변화량으로 표현된다. 따라

서 사람 팔의 운동을 직관적으로 나타낼 수 없기 때문에 끝점의 위치와 자세를 구할 때 3단계로 나누어 먼저 링크의 길이 변화로부터 가상관절각(virtual joint angle)의 변화를 구하고 이를 이용, 끝점의 변화를 구하는 단계적 방법을 제시한다.

1단계 : 링크의 길이변화량으로 표현한 가상관절각의 변화량

앞에서 구했던 (2), (3)를 이용하여 선형링크의 길이  $L_i(i=1, 2, 3, 6, 7, 8)$ 의 미소변위를  $\alpha_1, \alpha_2, L_{AB}$ 와  $\alpha_6, \alpha_7, L_{EF}$ 로 표현하면

$$\delta[L_1 \ L_2 \ L_3]^T = J_{AB} \delta[\alpha_1 \ \alpha_2 \ L_{AB}]^T \quad (11)$$

$$\delta[L_6 \ L_7 \ L_8]^T = J_{EF} \delta[\alpha_6 \ \alpha_7 \ L_{EF}]^T \quad (12)$$

의 형태로 표현할 수 있고, (11), (12)을 역변환, 병합하면 상, 하박에서의 관절각과 중심거리의 미소변위는 (13)와 같고, 여기서 행렬  $J$ 의 요소(element)는  $\alpha_i$  ( $i=1, 2, 6, 7$ ),  $L_{AB}$ ,  $L_{EF}$ 의 함수이다.

$$\delta[\alpha_1 \ \alpha_2 \ L_{AB} \ \alpha_6 \ \alpha_7 \ L_{EF}] = J \delta[L_1 \ L_2 \ L_3 \ L_6 \ L_7 \ L_8] \quad (13)$$

$$\text{여기서, } J = \begin{bmatrix} J_{AB}^{-1} & 0 \\ 0 & J_{EF}^{-1} \end{bmatrix} \quad (14)$$

또한 가상관절각의 계산은 이전 샘플링 시간에서 구한 가상관절각을 초기값으로 하여 그림 6과 같이 각 샘플링 시간에서의  $\alpha_i$ 를 구한다. 만약 사람 팔이 매우 신속히 움직이지만 않는다면 가상관절각은 이전 샘플링시간에서 구한 값에서 큰 차이를 보이지 않는다. 한편 (2), (3)에서 길이  $L_i$ 는  $\alpha_i$ 의 연속함수이므로  $\alpha_i$ 의 추정치가 수렴하면 선형링크의 길이  $L_i$ 의 계산치 역시 수렴하므로 실제 길이 측정치와의 차이가 일정치 이하가 되면 그때의  $\alpha_i$ 의 추정치가 가상관절각의 추정치가 된다.

2단계 (가) : 가상관절각의 변화량으로 표현한 끝점의 위치변화량

끝점의 위치를 표시하기 위해 (4)에서 사용된 변환 행렬  ${}^B T$ 는 각각 최대 2개의  $\alpha_i$ 를 포함하며 이를 편미분하여 끝점의 미소변위  $\delta x$ 를 (15)와 같이 구한다[10].  $P$ 는 끝점에 고정된 좌표계에서 바라본 어느 한 점의 위치이며 이 점이 끝점의 원점인 경우에는  $P=[0 \ 0 \ 0 \ 1]^T$ 이다. 위의 행렬  $J_L'$ 에서 4행을 제외한 부분행렬  $3 \times 7$ 행렬을  $J_L$ 이라 하면  $J_L$ 이 끝점의 위치변화량과 가상관절각변화량간의 자코비안에 해당된다.

2단계 (나) : 가상관절각의 변화로 표현한 끝점의 자세 변화량

각 가상관절에서의 각변화량은 각 가상관절에 고정되어 있는 좌표계의 한 축에 대해서 회전한다. 따라서 기준 좌표계에서 본 끝점의 미소 각도 변화를 다음과 같이, **Roll**: A좌표계의 x축에 대하여  $\delta\theta_x$  회전하여 A' 좌표계를 형성, **Pitch**: A'좌표계의 y축에 대하여  $\delta\theta_y$  회전하여 A'' 좌표계를 형성, **Yaw**: A''좌표계의 z축에 대하여  $\delta\theta_z$  회전한다고 정의하면  $\delta\theta_x, \delta\theta_y, \delta\theta_z$ 는 (16)로 표현된다[11]

$$\delta x = J_L' \delta \alpha \quad (15)$$

여기서

$$\begin{aligned} J_L' &= [J_{L_1}' \ J_{L_2}' \ J_{L_3}' \ J_{L_6}' \ J_{L_7}' \ J_{L_8}' \ J_{L_9}'] \\ J_{L_1}' &= \frac{\partial {}^A B T}{\partial \alpha_1} {}^B T P, \quad J_{L_2}' = \frac{\partial {}^A B T}{\partial \alpha_2} {}^B T P, \quad J_{L_9}' = {}^A T \frac{\partial {}^E T}{\partial \alpha_7} P \\ \alpha &= [\alpha_1 \ \alpha_2 \ \alpha_3 \ \alpha_4 \ \alpha_5 \ \alpha_6 \ \alpha_7]^T \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \begin{bmatrix} \delta\theta_x \\ \delta\theta_y \\ \delta\theta_z \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} 0 \\ \delta\alpha_1 \\ 0 \end{bmatrix} + {}^A B R \begin{bmatrix} \delta\alpha_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \dots + {}^A B R {}^B R {}^C R {}^D R {}^E R {}^F R \begin{bmatrix} \delta\alpha_7 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \\ &= J_A \begin{bmatrix} \delta\alpha_1 \\ \delta\alpha_2 \\ \vdots \\ \delta\alpha_7 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (16)$$

3단계 : 끝점의 변위와 엔코더의 측정변화량과의 관계 따라서 끝점의 위치, 자세의 변화량과 측정할 수 있는 데이터와의 관계는 위의 1, 2단계를 종합하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\delta p = \begin{bmatrix} J_L \\ J_A \end{bmatrix} \delta a \quad (17)$$

여기서

$$\begin{aligned} p &= [x \ y \ z \ \theta_x \ \theta_y \ \theta_z]^T \\ J_{AF} &= \begin{bmatrix} J_{AB}^{-1} & 0 & 0 \\ 0 & I_{3 \times 3} & 0 \\ 0 & 0 & J_{EF}^{-1} \end{bmatrix} \\ a &= [L_1 \ L_2 \ L_3 \ \alpha_3 \ \alpha_4 \ \alpha_5 \ L_6 \ L_7 \ L_8]^T \end{aligned}$$

(17)에서  $J_{AB}^{-1}$ 과  $J_{EF}^{-1}$ 은 각각 (14)의  $J_{AB}^{-1}$ ,  $J_{EF}^{-1}$ 에서 2열까지의 부분행렬이다

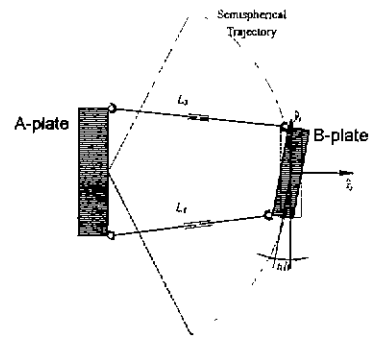


그림 7 평판 B의 기울어짐의 개념도. Fig. 7 Concept on tilt of B plate

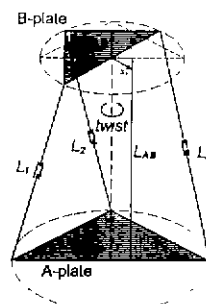


그림 8.  $\alpha_3$ 의 방향(LAB의 방향)으로 비틀린 상태의 평판 B. Fig. 8. Twisted B-plate toward  $\alpha_3$ (about LAB direction).

IV. 시뮬레이션 및 고찰

사람의 팔은 강체가 아니기 때문에 어깨, 손목에 부착되어 같이 움직이는 병렬기구부의 운동은 강체라고 가정할 수 없다. 사람의 팔의 운동과 완전히 일치하지는 않는다. 어깨의 경우, 평판 B의 원점의 운동은 반구를 그리는 2자유도 운동이지만 이러한 운동 외에 (가) 두 평판의 중심간의 거리  $L_{AB}$ 의 변화 1자유도, (나) 그림 7과 같이  $L_{AB}$ 으로 그려지는 반구에 접하는 평면에 대한 평판 B의 기울어짐 (tilt) 2자유도, (다) 그림 8에서와 같이  $L_{AB}$ 가 가지는 방향으로의 평판 B의 비틀림(twist) 1자유도가 있다. 이 부가적인 자유도들을 외란(disturbance)의 개념으로 생각해서 이 부가적인 자유도가 가상관절각의 추정에 어느 정도 영향을 끼치는지 시뮬레이션을 통해 알아보았다.

어깨와 손목의 운동은 서로 유사하므로 어깨에 부착되어 움직이는 병렬기구부를 중심으로 시뮬레이션을 수행하였고 시뮬레이션 절차는 그림 10에서 보듯이 평판 B의 운

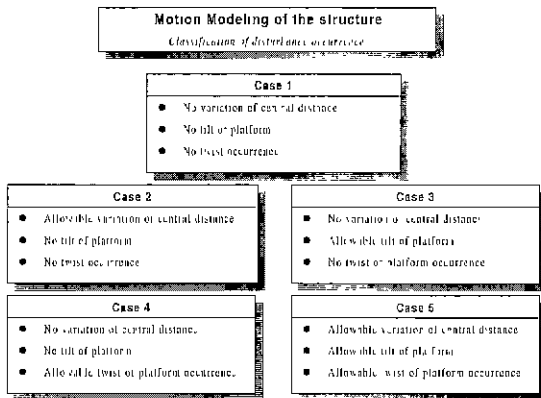


그림 9. 여러 가지 경우의 외란을 갖는 병렬기구부의 운동 모델링.

Fig. 9 Modeling of motion of parallel mechanism with various cases of disturbance.

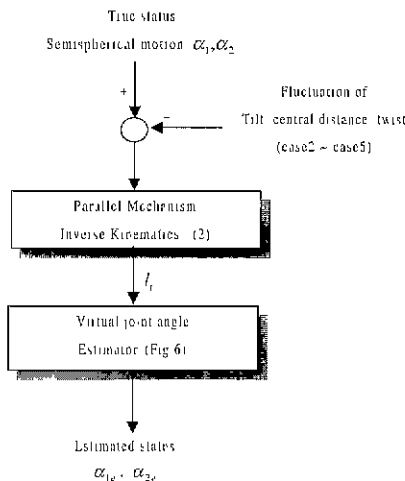


그림 10. 가상관절각 추정기의 성능을 확인하기 위한 시뮬레이션 절차(상박의 경우).

Fig. 10. Simulation algorithm for virtual joint angle estimator performance verification (on upper arm).

동 인자인  $\alpha_1, \alpha_2$ 를 기준입력(reference input)으로 주고 여기에 그림 9과 같이 각 경우에 대해서 평판의 기울어짐 혹은 두 평판의 중심거리(central distance  $L_{AB}$ )의 변화나  $L_{AB}$ 방향으로의 평판 B의 비틀림을 외란으로 가한다. 이러한 평판 B의 위치, 자세를 역기구학 (2)에 대입, 계산된 각 선형 링크의 길이를 엔코더로부터 측정된 정보로 생각하여 추정기(estimator)를 통해 가상관절각을 추정한다. 여기서 기준입력은  $\alpha_1, \alpha_2$ 의 진폭을 각각  $30^\circ, 25^\circ$  인 정현파(sine wave)로 주고 외란으로 들어가는 기울어짐은 그 평균이 관절각의 0.1배이며 표준편차(standard deviation  $\sigma$ )가  $0.5^\circ$  인 정규분포(normal distribution)하는 랜덤 수이며 중심거리의 변화량은 평균이 0이고 표준편차가 5.5mm인 정규분포 랜덤 수이고 0.19초로 sampling하였다.

그림 11에서 중심거리가 변화할 때(case 2) 가상관절각의 추정결과를 보여주는데 거의 오차가 없이 추정함을 알 수 있다. 이는 병렬기구부의 운동 모델링에 중심거리의 변화를 고려했기 때문이다. 그림 12에서는 평판 B의 반구의 접선에 대한 기울어짐을 표시하였다. 여기서는  $\alpha_1$ 방향으로의 기울어짐만 표시하였으며  $\alpha_2$ 방향으로도 마찬가지로 기울어질 때 가상관절각의 추정치를 그림 13에 도시하였다. 여기서 가상관절각의 크기가 커질수록 오차도 커지는 경향이 보이는데 이는 외란의 생성을 기준입력의 크기가 커질수록 커지도록 되어있기 때문이다.

$L_{AB}$ 축에 대한 평판 B의 비틀림이 그림 14처럼 나타날 때 가상관절각의 추정치의 결과(case 4)를 그림 15에 보였는데 비틀림은 가상관절각의 추정에 영향을 거의 주지 않음을 알 수 있다. 따라서 독립된 링크로 상박의 안쪽/가쪽 돌림을 측정하면 병렬기구부의 운동모델링에 비틀림을 포함시키지 않아도 된다고 볼 수 있다. 결국 이러한 여러 가지 외란은 가상관절각을 추정할 때 오차를 발생시키지만 그 영향이 크지 않아 선형링크 3개로 연결된 병렬기구가 사람의 어깨, 혹은 손목의 운동을 표현하기에 적절함을 알 수 있다.

이러한 여러 가지 종류의 외란들은 실제 마스터암을 운용시 그림 9의 case5와 같이 동시에 발생하며 2개의 병렬기구부에서 각기 발생하므로 끝점의 위치, 자세 추정에 오차를 누적시킨다. 그러나 이러한 외란들이 발생하는 마스

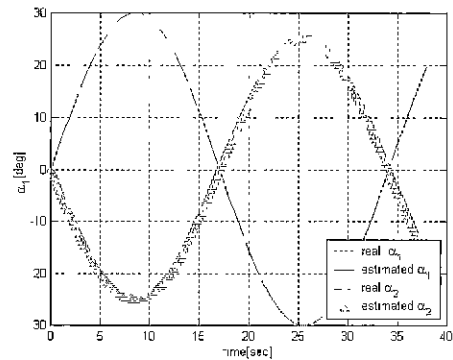


그림 11. case 2에서의 가상관절각 추정결과.

Fig. 11. Estimation result of virtual joint angle on case 2.

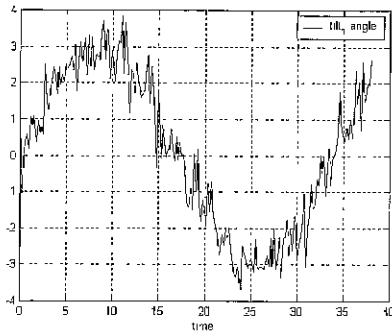


그림 12. case 3에서  $\alpha 1$  방향으로의 기울어짐.  
Fig. 12. Tilt angle[degrees] toward  $\alpha 1$  angle on case 3.

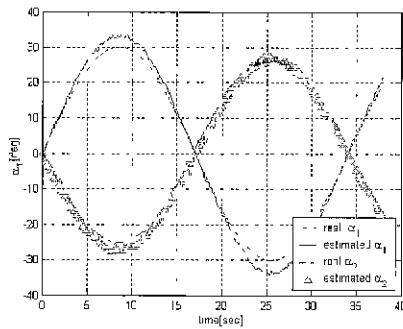


그림 13. case 3에서의 가상관절각의 추정결과.  
Fig. 13. Estimation result of virtual joints angle on case 3.

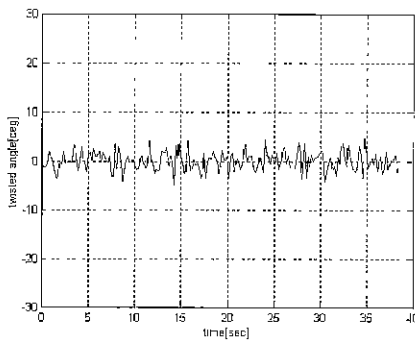


그림 14. case4에서  $\alpha 3$  방향으로의 비틀림.  
Fig. 14 Twisted angle[degrees] toward  $\alpha 3$  (about LAB direction) on case 4.

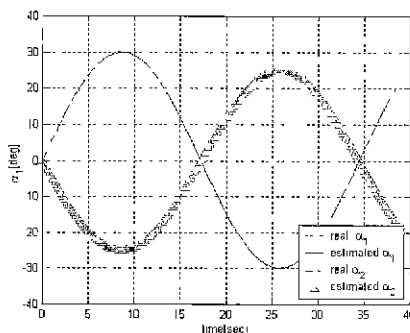


그림 15. case 4에서의 가상관절각 추정결과  
Fig 15. Estimation result of virtual joint angle on case 4.

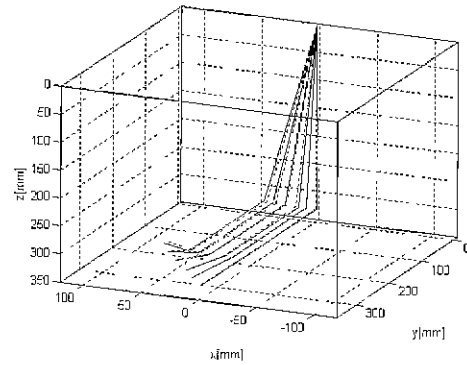


그림 16. 끝점의 궤적 (점선: 실제 궤적, 실선: 추정 궤적)

Fig. 16. Trajectory of end effector (dotted: real, solid: estimated).

터 암을 움직였을 때 마스터 암의 실제궤적과 추정궤적을 그림 16에 보인바와 같이 본 추정기를 이용하여 추정한 결과 대체로 사람팔의 실제 운동을 잘 표현함을 알 수 있다.

**V. 결론**

본 논문은 직렬연결된 기구와 병렬기구부가 혼합된 구조를 가진 사람의 팔에 장착하는 골격형 마스터 암의 기구학을 다루었으며 병렬기구부는 링크의 운동부분과 실제 사람의 팔이 움직이는 관절이 일치하지 않는데 사람 팔의 관절에 해당하는 부분을 가상관절로 놓고 엔코더로부터 받아들이는 신호로 끝점의 위치와 자세를 구하기 위해 계산을 3단계로 나누어 '1. 가상관절각의 변위와 링크의 길이변화의 관계', '2. 끝점의 변위와 가상관절각 변위의 관계', '3. 위 두단계의 병합'의 단계적 방법으로 구하였다. 한편 사람 팔의 운동특성을 고려하여 Stewart platform의 것보다 선형 링크의 수를 줄였는데 장착의 편리함과 미관, 경제성, 오차의 발생정도 등을 고려하여 3개의 선형링크로 병렬기구부를 구성하였고 가상관절을 중심으로 반구를 그리는 2개의 Euler각인 가상관절각과 외란으로 분류할 수 있는 병렬기구부의 두 평판의 중심거리  $L_{AB}$ 의 변화, 상판의 기울어짐, 상판의 비틀림 중에서 3개의 선형 링크의 길이 측정치로 Euler각 2개와 두 평판의 중심거리  $L_{AB}$ 를 3개의 미지수로 구하여 병렬기구부의 운동을 추정하였고 시뮬레이션을 통해 가상관절각의 추정에 적합함을 보였다. 한편, 추후 연구과제로 슬레이브 암이 주변과 접촉하여 받는 힘의 마스터 암으로의 반영과 모델의 동적 해석 등의 연구가 필요할 것으로 보인다.

**참고문헌**

[1] William T. Townsend and Jeffrey A. Guertin, "Tele-operator slave-WAM design methodology," *industrial robot*, vol. 26, no. 3, MCB University Press, pp. 167-177, 1999.  
[2] Jonghyun Choi, Jungtae Kim, Dongshin Kim, Chongwon Lee, Jong-Oh Park, and Jahng-Hyon

Park, "Design and characteristic analysis of 7 DOF hybrid master arm with human arm kinematics". *DSC-Vol. 64, Proceeding of the ASME Dynamic System and Control Division ASME*, pp. 195-205, 1998.

[3] 신완재, 박장현, 박종오, "사람의 팔에 장착하는 하이브리드 마스터 암의 기구학 연구", 한국정밀공학회 1998년도 추계학술대회 논문집, pp. 742-745, 1998.

[4] Richard S. Snell, *Clinical Anatomy for Medical Students* 5th Ed, Little, Brown and Company, 1995.

[5] D. Stewart. "A platform with six degree of freedom" *Proc. of the Institute of Mechanical Engineers*, vol. 180, Part, no. 15. pp. 371-386, 1965.

[6] Kilryong Han, Wankyun Chung, and Y. Youm, "New resolution scheme of the forward kinematics of parallel manipulators using extra sensors", *Transactions of the ASME*, vol 118. pp. 214-219, June, 1996.

[7] 류길하, 조병관, "6자유도 병렬형 로봇 매니퓰레이터의 기구학적 해석", 한국정밀공학회지 제12권. 제5호. pp. 149-155, 1995.

[8] J-P. Merlet "Direct kinematics and assembly modes of parallel manipulators", *International Journal of Robotics Research*, vol. 11, no. 2, pp. 150-162.[7], 1992.

[9] Korean Association of Anatomists online 해부학 용어사전, [www.anatomy.or.kr/dic](http://www.anatomy.or.kr/dic), 1999.

[10] R. P. Paul, *Robot Manipulators: Mathematics, Programming, and Control*, Cambridge, MA: MIT Press, pp. 97-103, 1981.

[11] 정규홍, 이교일, "스튜어트 플랫폼 순기구학 해의 실시간 추정기법," 대한기계학회논문집 제18권, 제7호, pp. 1632-1642, 1994.

[12] Thomas R. Kane and David A. Levinson, *Dynamics' Theory and Applications*, McGraw-Hill Book Company, pp. 24-26, 1985.



**신 완 재**

1997년 한양대 기계공학과 졸업. 동대학원 석사(1999), 1999년~현재 동대학원 박사과정, 관심분야는 로봇틱스, 지능제어



**최 종 현**

1996년 연세대 기계설계학과 졸업. 동대학원 기계공학과 석사(1998), 1998년~현재 동대학 기계공학과 박사과정, 관심분야는 원격조종로봇, 마이크로 액츄에이터

**박 장 현**

제어·자동화·시스템공학 논문지 제5권, 제8호, 참조.

**박 종 오**

제어·자동화·시스템공학 논문지 제4권, 제4호, 참조.