

여유구동을 활용한 생체모방 궤적계획

Biomimetic Trajectory Planning Via Redundant Actuation

이 재 훈, 이 병 주
(Jae Hoon Lee and Byung-Ju Yi)

Abstract : It is well-known that bio-systems does not calculate inverse dynamics for trajectory planning, but they move by proper modulation of system impedances. Inspired by bio-systems, a biomimetic trajectory planning method is proposed in this work. This scheme is based on employment of redundant actuation which prevails in bio-systems. We discuss that for the generation of the biomimetic trajectory, intelligent structure of bio-systems plays an important role. Redundant actuation and kinematic redundancy fall into such a category of intelligent structure. The proposed biomimetic trajectory planning modulates the complete dynamic behavior such as natural frequencies and damping ratios by using the intelligent structure. Experimental work is illustrated to show the effectiveness of the proposed biomimetic trajectory planning for a five-bar mechanism with redundant actuators.

Keywords : redundant actuation, biomimetic trajectory, biomechanical system

I. 서론

일반적인 로봇 시스템은 도달하고자 하는 위치로의 궤적계획과 주어진 기구학 또는 동역학을 고려한 빠른 피드백 제어에 의하여 움직인다. 하지만, 사람, 동물 등과 같은 생체 시스템들은 정역방향 기구학 및 동역학의 정확한 계산과 빠른 피드백 제어를 하지 않음에도 불구하고 일반적인 로봇에 비하여 매우 유연한 동작이 가능하다. 생체역학분야의 연구결과를 살펴보면 이러한 유연한 동작은 생체 시스템이 자신의 임피던스(impedance)를 지능적으로 제어함으로써 얻어지는 것으로 알려져 있다[11].

일반적인 생체 시스템들이 로봇 시스템과 다른 중요한 특징은 모빌리티(mobility) 수 보다 많은 수의 구동기를 사용하는 여유구동 모드(redundant actuation mode)를 지니는 것이다. 예를 들면, 사람의 팔은 어깨관절과 손목관절에 각각 3자유도, 그리고 팔꿈치 관절에 1자유도를 지니므로 시스템 모빌리티는 7이다. 따라서 최소 7개의 구동기로 말단에서의 자유로운 운동을 생성할 수 있지만, 실제 사람의 팔에는 그보다 많은 29개의 근육이 존재한다[4].

이와 같이 생체 시스템에 많은 수의 근육이 존재하는 이유를 Hogan[11]은 임피던스의 관점에서 설명하였다. 인체에 존재하는 많은 수의 근육들은 시스템에 효과적인 스프링 특성을 부여하며, 시간지연이 존재하여 응답속도가 비교적 느린 신경 피드백으로 수행할 수 없는 빠른 주파수의 시스템 운동을 상반구동 되는(antagonistically actuated) 많은 근육들로부터 생성된 스프링 특성을 이용하여 얻을 수 있다고 설명하였다.

이러한 생체시스템에 대한 Hogan[11]의 설명은 Yi와 Freeman[1]에 의하여 수학적인 모델로 일반화되어 로봇 메커니즘에 적용되었다. Yi와 Freeman은 여유구동 모드에 의해 운용되는 폐쇄체인에 존재하는 능동스프링 현상에 대한 일반화된 방법론과 모델을 제시하였고, 여유구동 모드로 운용되는 폐쇄체인 메커니즘의 능동스프링으로 활용되기 위한 조건을 유도하였다. 이러한 조건과 방법론은 스프링 임피던스의 관점에서 생체 시스템 모델[5][6]과 다양

한 여유구동 메커니즘에 적용되었다[2][3][7][8]. 또한, 여유구동 메커니즘의 강성제어방식으로 정적상태(quasi-static state)에서 작업공간에서의 강성행렬을 고려한 독립관절기반 컴플라이언스(compliance) 제어방식을 제안하였다[14]. 독립관절기반 컴플라이언스 제어방식은 비교적 적용이 용이하며 전통적인 컴플라이언스 제어방식이 완전히 구현할 수 없는 작업공간에서의 강성제어에 매우 탁월한 성능을 나타낸다. 이러한 연구를 통해 작업공간에서의 컴플라이언스를 완전히 제어하기 위해서는 작업공간의 컴플라이언스 행렬을 구성하는 독립인자의 개수보다 많은 수의 구동기를 사용하여야 하는 조건을 제안하였다.

이상의 선행연구는 폐쇄체인을 지니는 여유구동 시스템의 강성과 운동주파수의 조절 및 해석에 관한 것이었다. 본 논문에서는 생체시스템이 지니는 강성조절특성을 활용하여 일반적인 여유구동 시스템의 피드백 운동제어 및 궤적계획에 적용하는 연구를 수행하고자 한다.

일반적인 로봇 시스템은 하나의 관절에 하나의 구동기가 부착되는 구조를 지니지만, 생체 시스템은 하나의 관절에 두 개 이상의 근육이 연결되어 작용하며 근육들 간의 상반구동효과에 의해 움직인다. 또한 생체 시스템의 구동기는 하나의 관절을 가로지르는 'mono-articular muscle'과 두 개의 관절을 가로지르는 'bi-articular muscle' 등이 존재하여 작업공간에서의 강성을 보다 효과적으로 제어할 수 있는 지능적인 구조를 지닌다[15].

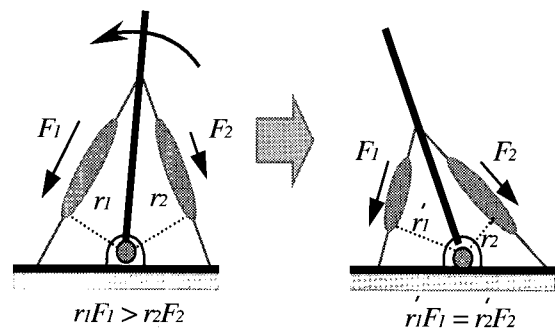


그림 1. 생체 시스템의 상반구동효과.
Fig. 1. Antagonistic effect in biomechanical system.

논문접수 : 2002. 4. 29., 채택확정 : 2003. 3. 25.

이재훈, 이병주 : 한양대학교 전자컴퓨터공학부

(joyleejh@shinbiro.com / bj@hanyang.ac.kr.)

※ 본 연구는 2001년 한양대학교 교내연구비 지원으로 연구 되었음.

그림 1은 일반적인 생체시스템에 존재하는 상반구동효과의 간단한 예를 도시한 그림이다. 예를 들어, 그림 1의 좌측 그림과 같이 하나의 관절을 구동하는 두 개의 근육이 $r_1 F_1 > r_2 F_2$ 을 만족시키는 인장력을 지닌다면 시스템은 $r_1 F_1 = r_2 F_2$ 인 평형점으로 이동하게 된다. 이와 같이 생체시스템은 많은 수의 근육들이 생성하는 평형점을 연속적으로 변화시킴으로써 원하는 동작을 생성한다. 이러한 여유구동 시스템은 강성, 즉 스프링 특성을 부여하는 많은 수의 구동기와 그 구동력에 의하여 움직이는 링크의 질량과 기구학적 구조, 즉 시스템 관성에 의하여 동작이 결정된다. 본 논문에서는 이러한 여유구동모드와 상반구동효과를 활용하는 생체시스템의 동작생성방식을 일반적인 다자유도 매커니즘에 적용하고자 한다.

II. 연구배경

물리계에 존재하는 시스템의 동역학은 질량(mass), 탄성(spring), 감쇠(damper)의 세 가지 임피던스 파라미터로 나타낼 수 있다. 이러한 개념은 로봇 시스템 등의 피드백 임피던스 제어에도 널리 적용된다. 하지만, 피드백 방식의 임피던스 제어는 여러 가지 제약이 따른다[12][13]. 사람, 동물, 곤충 등과 같은 생체시스템은 생체신경 회로의 시간지연으로 인하여 로봇 시스템과 같은 빠른 속도의 피드백 제어를 사용할 수 없음에도 불구하고 피드백 방식의 임피던스 제어가 지니는 이러한 제약을 극복하는 지능적인 제어방법을 사용하는 것으로 알려져 있다.

본 논문에서는 일반적인 피드백제어방식과 생체모방제어방식을 실험을 통하여 비교함으로써 여유구동 모드를 포함하는 생체시스템의 지능적인 구조(intelligent structure)가 피드백 제어의 한계를 극복하고 생체모방적계획을 가능하게 하는 중요한 요건임을 나타내고자 한다.

그림 2는 1자유도 스프링-질량감쇠 시스템을 나타낸다. 다자유도 로봇 시스템의 동역학은 그림 2의 예보다 복잡하지만 간단한 예를 통해 생체시스템과 로봇시스템의 임피던스 생성방식에 대한 일반적인 개념을 얻을 수 있다. 시스템은 위치의 함수인 질량 m , 감쇠상수 b , 그리고 스프링 상수 k 로 구성된다. 시스템의 입력과 변위가 각각 r 및 x 로 주어질 때 1자유도 스프링-질량감쇠 시스템의 동역학식은 다음과 같이 나타내어진다.

$$m(\phi)\ddot{x} + b(\phi)\dot{x} + k(\phi)x = r \quad (1)$$

여기서 ϕ 는 시스템의 위치를 나타내며, 스프링, 질량, 감

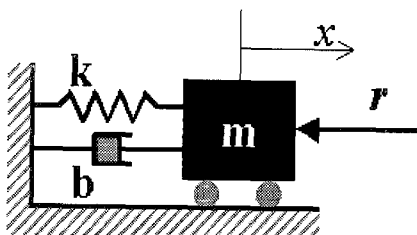


그림 2. 1 자유도 질량-감쇠-스프링 시스템.
Fig. 2. 1-DOF mass-spring-damper system.

쇠 상수는 시간에 대하여 독립적이다. (1)식의 전달함수는 다음과 같이 주어진다.

$$\frac{r(s)}{x(s)} = \frac{1}{ms^2 + bs + k} \quad (2)$$

(2)로부터 시스템 관계식은 다음과 같이 유도된다.

$$s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega^2 = 0, \quad (3)$$

여기서, 시스템 고유 운동 주파수(natural motion frequency)와 감쇠비(damping ratio)는

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}}, \quad (4)$$

$$\zeta = \frac{b}{2\sqrt{mk}} \quad (5)$$

이며, 이 두 동역학 인자는 스프링 상수에 따라서 결정됨을 살펴 볼 수 있다.

동일한 방식에 의하여 다자유도 로봇 시스템에 대한 관계식이 다음과 같이 얻어진다.

$$[I_{uu}^*]\ddot{u} + [B_{uu}]\dot{u} + [K_{uu}]u = R, \quad (6)$$

여기서, $[I_{uu}^*]$, $[K_{uu}]$, $[B_{uu}]$ 는 각각 관성, 강성, 감쇠 행렬이며 시스템의 구조와 자세에 따라 결정된다. 이러한 다자유도 로봇 시스템의 동역학 인자들은

$$[\omega_{uu}]^2 = [I_{uu}^*]^{-1}[K_{uu}] \quad (7)$$

$$2[\zeta][\omega_{uu}] = [I_{uu}^*]^{-1}[B_{uu}] \quad (8)$$

로 정의된다.(8)의 양변에 $[\omega_{uu}][\omega_{uu}]$ 을 곱하면

$$2[\zeta][\omega_{uu}]^3 = [I_{uu}^*]^{-1}[B_{uu}][\omega_{uu}]^2 = [I_{uu}^*]^{-1}[B_{uu}][I_{uu}^*]^{-1}[K_{uu}] \quad (9)$$

가 얻어진다. 위의 (7)로부터 시스템의 운동 주파수는 시스템의 강성에 따라 결정됨을 알 수 있다. 또한, (9)로부터 시스템의 감쇠비 또한 시스템의 강성에 따라 결정됨을 알 수 있다. 따라서, 다자유도 로봇 시스템의 운동생성에 있어 시스템 강성의 제어가 매우 중요한 역할을 함을 알 수 있다.

본 연구에서는 여유구동을 지니는 생체 시스템 및 다자유도 로봇 시스템의 운동생성에 있어서 시스템이 지니는 고유의 강성생성능력은 운동 주파수 및 감쇠비를 결정지며, 궁극적으로 시스템의 완전한 움직임을 제어하는 중요한 요소임을 제시하고자 한다.

III. 기구학/동역학 모델링

본 연구에서는 KIC(Kinematic Influence Coefficients)방법과 D'Alembert의 법칙을 접목하여 시스템 관계식이 벡터형으로 표현되는 모델링 방식을 사용하였으며, 이 방법은 Freeman과 Tesar[10]의 방식에 근간을 두고 있다.

1. 직렬체인 기구학 (Open-chain Kinematics)

그림 3은 5절 메커니즘(5-bar mechanism)의 기구학 개념을 도시한 그림이다. 5절 메커니즘은 l_1 과 l_2 가 형성하는 좌측 직렬체인과 l_3 과 l_4 가 형성하는 우측 직렬체인의 두 개의 직렬체인으로 이루어져 있으며, 두 직렬체인은 θ_5 관절에 의해 구속되어 전체적으로 하나의 폐쇄체인을 형성한다. 5절 메커니즘의 두 직렬체인은 시스템의 말단에서 동일한 기구학적관계를 지니므로, 시스템 출력벡터 $u = (x \ y \ \Phi)^T$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$x = l_1 c_1 + l_2 c_{12} = l_3 c_3 + l_4 c_{34} + a, \quad (10)$$

$$y = l_1 s_1 + l_2 s_{12} = l_3 s_3 + l_4 s_{34}, \quad (11)$$

$$\Phi = \theta_1 + \theta_2 = \theta_3 + \theta_4 + \theta_5. \quad (12)$$

폐루프 체인은 Open-Tree구조의 여러 직렬체인이 특정한 구속조건에 의해 묶여진 형태로 이루어진다. 따라서, 폐루프 체인의 기구학 모델링에 앞서 직렬체인의 기구학을 소개한다. 모델링 표기방법에 있어 G 는 일차 미분을 의미하며, 왼쪽 아래 첨자 r 은 직렬체인의 번호를 나타내고, 오른쪽 위 첨자는 고려되거나 지시하는 종속 매개변수(Dependent Parameter)를 나타내며 오른쪽 아래 첨자는 독립 매개변수(Independent Parameter)를 나타낸다. 폐루프 체인을 형성하는 r 번째 직렬체인의 자코비안은 $N \times 1$ 의 차원을 지닌 종속변수의 속도벡터 \dot{u} 과 $P \times 1$ 의 차원을 지닌 독립변수의 속도벡터 ${}_r\dot{\phi}$ 와의 관계가 다음과 같이 나타내어지며,

$$\dot{u} = [{}_rG_a^u] {}_r\dot{\phi}, \quad (13)$$

여기서 $[{}_rG_a^u]$ 는 $N \times P$ 의 차원을 지니는 \dot{u} 와 ${}_r\dot{\phi}$ 간의 자코비안 행렬이다.

2. 5절 메커니즘의 내부기구학 (Internal Kinematics for 5-bar Mechanism)

5절 메커니즘의 모빌리티(mobility)는 2이므로, 시스템의 운동을 위해 적어도 두 개 이상의 구동기가 부착되어야 한다. 구동기는 응용에 따라 다양한 위치에 부착할 수 있으며, 일반적으로 부유(floating) 구동기의 동적영향을 최소화하기 위해 지면에 위치한 관절에 부착한다. 하지만 부유 구동기를 사용함으로써 조작성(manipulability), 등방성비(isotropy), 가반하중(load handling capacity) 등의 기구학적 특성을 극대화시킬 수도 있다[14]. 독립 관절과 비독립 관절 간의 관계를 나타내는 내부기구학을 이용하여 부유 구동기를 사용하는 경우의 기구학모델을 구할 수 있다.

내부기구학은 위에서 기술한 직렬기구학과 구속조건을 활용하여 구해진다. 시스템의 끝점에서는 두 개의 직렬체인이 동일한 속도를 지니므로 다음과 같은 식을 만족한다.

$$\dot{u} = [{}_1G_a^u] {}_1\dot{\theta} = [{}_2G_a^u] {}_2\dot{\theta} \quad (14)$$

여기서 θ_1 과 θ_2 관절을 독립 관절(θ_a)로, 그리고 나머지 $\theta_3, \theta_4, \theta_5$ 의 세 관절을 비독립 관절(θ_p)로 정하면 위의 (14)는 다음의 관계식으로 재구성된다.

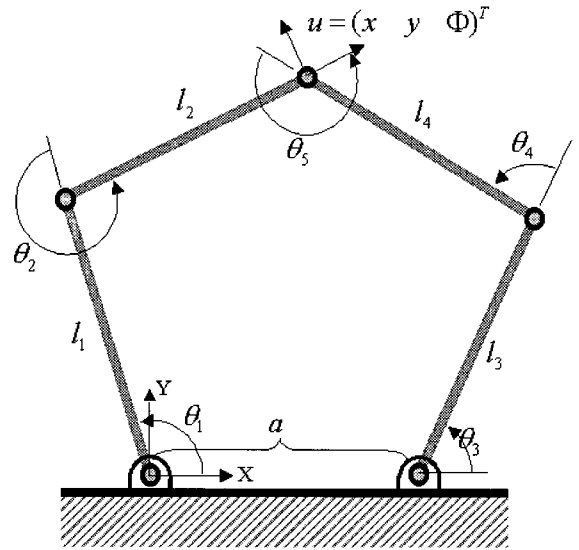


그림 3. 5절 메커니즘의 기구학 개념도.
Fig. 3. Schematic of Five-bar Mechanism.

$$\dot{\theta}_p = [G_a^p] \dot{\theta}_a, \quad (15)$$

여기서 $[G_a^p]$ 는 비독립 관절(θ_p)과 독립 관절(θ_a) 간의 일차 기구학적 영향계수(first-order KIC)이다.

속도 벡터와 힘 벡터간의 이중관계에 따라 독립 관절과 비독립 관절 사이의 힘 관계는 (15)식으로부터 다음과 같이 유도된다.

$$T_a = [G_a^p]^T T_p, \quad (16)$$

여기서, T_a 와 T_p 는 각각 독립 관절과 비독립 관절의 토크벡터이다. 따라서, 독립관절에서의 유효 힘 벡터는

$$T_a^* = T_a + [G_a^p]^T T_p = [G_a^\phi]^T T_\phi \quad (17)$$

로 표현되며, 여기서

$$[G_a^\phi] = \begin{bmatrix} I \\ [G_a^p] \end{bmatrix}, \quad (18)$$

$$T_a = (T_1 \ T_2)^T. \quad (19)$$

(17)식에서 T_ϕ 는 독립 관절과 비독립 관절을 포함한 모든 관절의 토크벡터이다.

3. 5절 메커니즘의 정방향기구학 (Forward Kinematics for 5-bar Mechanism)

r 번째 체인은 독립 관절과 비독립 관절들로 이루어져 있으며 r 번째 체인을 구성하는 관절들(${}_r\dot{\phi}$)은 독립관절에 대하여 다음과 같이 표현된다.

$${}_r\dot{\phi} = [{}_rG_a^\phi] \dot{\theta}_a, \quad (20)$$

여기서 $[{}_rG_a^\phi]$ 행렬은 $[G_a^p]$ 로부터 재구성하여 형성하며,

$r, \phi_j = \phi_{aj}$ 인 경우 r 번째 체인의 j 번째 관절만 1을 지나며 나머지 요소는 0의 값을 취하는 벡터가 된다. 따라서, 독립관절에 대한 말단장치의 정방향 1차 기구학 관계는 내부기구학을 r 번째 직렬체인 기구학에 대입함으로써 다음과 같이 얻어진다.

$$\dot{u} = [{}_r G_\phi^u]_r \dot{\phi} = [G_a^u] \dot{\phi}_a, \quad (21)$$

여기서 정방향 자코비안은

$$[G_a^u] = [{}_r G_\phi^u] [{}_r G_a^\phi] \quad (22)$$

으로 구성된다. 속도벡터와 힘벡터 간의 이중관계를 이용하여 독립관절 벡터와 작업공간벡터 간의 힘관계는

$$T_a = [G_a^u]^T T_u \quad (23)$$

로 표현되며, 그 역관계는 다음과 같다.

$$T_u = [G_a^u]^T T_a \quad (24)$$

여기서 $[G_a^u]$ 는 $[G_a^\phi]$ 의 역행렬을 나타내며, 역행렬이 존재하는 비특이행렬로 가정하였다.

또한, 작업공간의 힘벡터(T_u)와 모든 구동관절의 힘벡터(T_ϕ) 간의 관계는

$$T_u = [G_u^\phi]^T T_\phi \quad (25)$$

로 기술된다. 여기서

$$[G_u^\phi] = [G_a^\phi] [G_a^u]. \quad (26)$$

4. 5절 메커니즘의 동역학 모델링

가상일의 정리에 의하여 폐쇄체인을 구성하는 M 개의 링크로 이루어진 각 직렬체인의 동역학은 M 개의 관절변수에 대하여 다음과 같이 주어진다[10].

$$T_\theta = [{}_r I_{\theta\theta}^*]_r \ddot{\theta} + {}_r \dot{\theta}^T [{}_r P_{\theta\theta\theta}^*]_r \dot{\theta}, \quad (r=1-2), \quad (27)$$

여기서 $[{}_r I_{\theta\theta}^*]$ 와 $[{}_r P_{\theta\theta\theta}^*]$ 는 각각 유효관성행렬(effective inertia matrix)과 코리올리힘 및 원심력을 포함한 inertia power array이다[10]. 여기서, 직렬체인의 동역학은 가상일의 정리를 사용하여 다음의 관계식에 따라 폐쇄체인의 동역학으로 통합될 수 있다.

$$T_\theta^T \delta\theta = T_a^T \delta\theta_a, \quad (28)$$

여기서 θ 는 시스템 전체관절을 나타내는 라그랑지안 변수이다. 따라서, 전체 시스템의 동역학은 (20)과 (27)으로부터 다음 식으로 표현된다.

$$\begin{aligned} T_a^* &= [G_a^\theta]^T T_\theta \\ &= [I_{aa}^*] \ddot{\theta}_a + \dot{\theta}_a^T [P_{aaa}^*] \dot{\theta}_a, \end{aligned} \quad (29)$$

여기서 관성행렬(inertia matrix) $[I_{aa}^*]$ 와 inertia power array $[P_{aaa}^*]$ 는 독립관절변수에 대하여 다음 식으로 표현된다[10].

$$[I_{aa}^*] = \sum_{r=1}^2 [{}_r G_a^\theta]^T [{}_r I_{\theta\theta}^*] [{}_r G_a^\theta], \quad (30)$$

$$\begin{aligned} [P_{aaa}^*] &= \sum_{r=1}^2 \{ ([{}_r G_a^\theta]^T [{}_r I_{\theta\theta}^*]) o [{}_r H_{aa}^\theta] \\ &+ [{}_r G_a^\theta]^T ([{}_r G_a^\theta]^T o [{}_r P_{\theta\theta\theta}^*]) [{}_r G_a^\theta] \}. \end{aligned} \quad (31)$$

(30)과 (31)에서 $[{}_r G_a^\theta]$ 와 $[{}_r H_{aa}^\theta]$ 는 각각 r 번째 직렬체인의 독립관절에 대하여 표현된 1차 및 2차 기구학적 영향계수를 나타내며, 'o' 연산자는 일반화된 내적(generalized scalar dot product)을 나타낸다[1].

작업공간 변수에 대한 동역학식은 최소 좌표계와 작업공간 좌표계 사이의 변환관계를 사용하여 다음과 같이 얻어지며[1-3]

$$T_u = [I_{uu}^*] \ddot{u} + \dot{u}^T [P_{uuu}^*] \dot{u}, \quad (32)$$

여기서

$$[I_{uu}^*] = [G_u^a]^T [I_{aa}^*] [G_u^a], \quad (33)$$

$$\begin{aligned} [P_{uuu}^*] &= [G_u^a]^T ([G_u^a]^T o [P_{aaa}^*]) [G_u^a] \\ &+ [{}_r G_a^\theta]^T ([{}_r G_a^\theta]^T o [{}_r P_{\theta\theta\theta}^*]) [{}_r G_a^\theta]. \end{aligned} \quad (34)$$

여기서 T_u 는 시스템의 말단장치에서 정의되는 힘벡터를 나타내며, $[I_{uu}^*]$ 와 $[P_{uuu}^*]$ 는 작업공간변수에 대하여 표현된 관성행렬(inertia matrix)과 inertia power array를 의미한다.

IV. 동적 모션 생성

시스템이 평형상태에 있을 때, 말단 좌표계에 대하여 나타내어지는 힘 평형방정식은 (25)로부터 다음과 같이 표현된다.

$$T_u = [G_u^A]^T T_A = 0 \quad (35)$$

여기서, T_A 는 구동기를 부착한 유효구동관절벡터로 T_ϕ 의 부분집합이다.

평형상태($\dot{u} = 0$) 에 있는 시스템에 미소변위가 주어졌을 때, (32)의 시스템 동역학 관계식은

$$[I_{uu}^*] \delta \ddot{u} = \delta T_u \quad (36)$$

로 기술된다. 시스템의 동적거동을 제어하기 위하여 다음과 같은 관절공간기반의 제어를 사용한다.

$$T_A = -[K_{AA}] \Delta \theta_A - [B_{AA}] \Delta \dot{\theta}_A \quad (37)$$

여기서 $\Delta \theta_A$ 과 $\Delta \dot{\theta}_A$ 는 관절각 및 관절각속도 오차를 나타낸다.

(37)을 (35)에 대입하면

$$\begin{aligned} \delta T_u &= \delta([G_u^A]^T T_A) \\ &= -[G_u^A]^T [K_{AA}] [G_u^A] \delta u - [G_u^A]^T [B_{AA}] [G_u^A] \delta \dot{u}. \end{aligned} \quad (38)$$

결과적으로 (36)과 (38)으로부터 다음의 관계식이 얻어진다.

$$[I_{uu}^*]\delta\ddot{u} + [B_{uu}]\delta\dot{u} + [K_{uu}]\delta u = 0, \quad (39)$$

여기서 작업공간에서의 관성행렬 $[I_{uu}^*]$ 의 모델링 오차는 무시할 만큼 적다고 가정하면, 작업공간에 대하여 표현된 강성행렬 및 감쇠행렬은 각각

$$[K_{uu}] = [G_u^A]^T [K_{AA}] [G_u^A] \quad (40)$$

$$[B_{uu}] = [G_u^A]^T [B_{AA}] [G_u^A] \quad (41)$$

로 주어진다. 여기서, $[I_{uu}^*]^{-1}$ 를 (39)의 양변에 곱하면 시스템 관계식은

$$\delta\ddot{u} + 2[\zeta][\omega_{uu}]\delta\dot{u} + [\omega_{uu}][\omega_{uu}]^T \delta u = 0 \quad (42)$$

로 기술된다. 여기서 운동 주파수행렬 $[\omega_{uu}]$ 은

$$[\omega_{uu}][\omega_{uu}] = [I_{uu}^*]^{-1} [K_{uu}] \quad (43)$$

로 정의되며, 감쇠행렬 $[\zeta]$ 은

$$2[\zeta][\omega_{uu}] = [I_{uu}^*]^{-1} [B_{uu}] \quad (44)$$

로 표현된다. (42)으로부터 $[\omega_{uu}]$ 와 $[\zeta]$ 로 표현되는 시스템의 특성이 결정되면 작업공간에서의 유효 강성 및 유효 감쇠 행렬은 (43)과 (44)에 의해 정해지며 이로부터 구동관절공간에서의 강성 및 감쇠행렬이 계산된다. 2차원의 작업공간을 지나는 5절 메커니즘에 네 개의 구동기를 부착한다면 $[G_u^A]$ 는 4×2 의 차원을 지니며 다음 (45)로 표현된다.

$$[G_u^A] = \begin{bmatrix} a_1 & b_1 \\ a_2 & b_2 \\ a_3 & b_3 \\ a_4 & b_4 \end{bmatrix} \quad (45)$$

5절기구엔 작업공간에서 2자유도를 지니므로 운동주파수 행렬과 감쇠행렬은 $[\omega_{uu}] = \begin{bmatrix} \omega_{xx} & \omega_{xy} \\ \omega_{yx} & \omega_{yy} \end{bmatrix}$ 및 $[\zeta_{uu}] = \begin{bmatrix} \zeta_{xx} & \zeta_{xy} \\ \zeta_{yx} & \zeta_{yy} \end{bmatrix}$ 로 정의된다.

기존의 제어방식에서는 단지 자유도에 해당하는 만큼의 구동관절을 사용하고 있는데, 이러한 방식에서는 구동관절공간에서의 강성행렬과 감쇠행렬이 비대각 성분도 포함되어 있는 형태를 지닌다. 이러한 형태는 일반적으로 관절들 간의 간섭을 유발하여 서보제어시 이득(gain)선정에 많은 어려움이 따른다. 이러한 어려움을 해결하기 위하여 선행연구[14]에서 정적상태(quasi-static state)에서 강성행렬을 고려한 독립관절기반 컴플라이언스 제어 알고리즘을 제안하였다. 제안된 독립관절기반 제어 알고리즘은 적용이 용이할 뿐 아니라 기존의 컴플라이언스 제어 방식이 완전히 구현할 수 없는 작업공간에서의 강성제어에 보다 탁월한 성능을 지닌다. 또한, 작업공간의 컴플라이언스 행렬을 제어하기 위해 작업공간 컴플라

이언스 행렬을 구성하는 독립인자의 개수 이상의 구동기를 사용하여 힘을 제한하였다. 이러한 조건은 이상에서 기술한 바와 같이 시스템의 동역학적 운동생성에도 동일하게 적용되며 강성에 연관된 감쇠행렬에도 작업공간에서의 독립인자보다 많은 수의 관절을 제어하여야 한다.

본 연구에서는 구동관절공간에서의 강성행렬과 감쇠행렬 $[K_{AA}]$ 과 $[B_{AA}]$ 를 다음과 같이 대각행렬로 정의한다.

$$[K_{AA}] = \begin{bmatrix} k_{\theta 1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{\theta 2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{\theta 3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{\theta 4} \end{bmatrix} \quad (46)$$

$$[B_{AA}] = \begin{bmatrix} b_{\theta 1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & b_{\theta 2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & b_{\theta 3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & b_{\theta 4} \end{bmatrix} \quad (47)$$

이에 식 (40)과 식 (41)을 다시 정리하면 다음의 벡터식이 얻어진다.

$$K_u = [S]K_A, \quad (48)$$

$$B_u = [S]B_A, \quad (49)$$

여기서,

$$K_u = \begin{bmatrix} k_{xx} & k_{xy} & k_{yy} \end{bmatrix}^T, \quad (50)$$

$$B_u = \begin{bmatrix} b_{xx} & b_{xy} & b_{yy} \end{bmatrix}^T, \quad (51)$$

$$K_A = \begin{bmatrix} k_{\theta 1} & k_{\theta 2} & k_{\theta 3} & k_{\theta 4} \end{bmatrix}^T, \quad (52)$$

$$B_A = \begin{bmatrix} b_{\theta 1} & b_{\theta 2} & b_{\theta 3} & b_{\theta 4} \end{bmatrix}^T. \quad (53)$$

또한 매핑행렬 $[S]$ 는

$$[S] = \begin{bmatrix} a_1^2 & a_2^2 & a_3^2 & a_4^2 \\ a_1 b_1 & a_2 b_2 & a_3 b_3 & a_4 b_4 \\ b_1^2 & b_2^2 & b_3^2 & b_4^2 \end{bmatrix} \quad (54)$$

로 정의된다. 이상으로부터 K_A 와 B_A 의 일반해는

$$K_A = [S]^+ K_u + (I - [S]^+ [S])\varepsilon \quad (55)$$

$$B_A = [S]^+ B_u + (I - [S]^+ [S])\varepsilon \quad (56)$$

이며, 여기서

$$[S]^+ = [S]^T ([S][S]^T)^{-1}. \quad (57)$$

시스템의 운동특성은 작업공간에서의 운동주파수 행렬 $[\omega_{uu}]$ 와 감쇠행렬 $[\zeta_{uu}]$ 에 의하여 결정된다. ω_{xy} 와 ζ_{xy} 를 0으로 정함으로써 동역학적으로 분리된(decoupled) 시스템의 궤적을 얻을 수 있다. 작업공간에서 원하는 운동주파수 $[\omega_{uu}]$ 와 감쇠비 $[\zeta_{uu}]$ 를 정의하면 (43)과 (44)로부터 $[K_{uu}]$ 와 $[B_{uu}]$ 가 얻어지며, 위 (55)과 (56)를 이용하여 (37)식에서 주어진 제어기의 피드백 게인(feedback)을 계산한다. 측정된 시스템의 위치 및 속도오차와 구해진 피드백게인을 사용하여 (37)의 제어기에서 구동토크 벡터 T_A 를 생성하며, 이를 구동관절에 인가함으로써 원하는 시스템 거동을 얻는다.

V. 실험

1. 시스템 구성

가상계획계획을 구현하기 위하여 그림 4에 도시된 바와 같은 5절 메커니즘을 개발하였다. 개발된 5절 메커니즘 시스템을 구성하는 링크들의 길이, 질량, 관성 등의 기구학 및 동역학 인자들은 측정과 3차원 설계 소프트웨어(SolidWorks)를 활용한 방법으로 구하였으며, 표 1에 나타내었다. 시스템 구성은 그림 5에 도시한 바와 같이 인터페이스카드를 부착한 주제어기와 시스템에 구동력을 제공하는 구동기와 드라이버, 관절의 회전각을 측정하는 엔코더 및 기구메커니즘으로 구성되며 각각에 대한 사양은 표 2에 나타내었다. 구동기는 1, 2, 3, 4번째 관절에 고토크의 AC 서보모터를 사용하였으며, 폴리와 스트링(string)을 활용한 3:1의 비교적 낮은 감속비의 동력전달장치를 부착하여 역구동성(back-drivability)이 있는 직접 구동방식으로 동작된다. 제어를 위한 프로그램은 마이크로소프트 윈도우 2000환경에서 수행되며 개발틀로는 Visual C++를 사용하였다. 시스템 제어를 위한 피드백주기는 1ms로 정하였다.

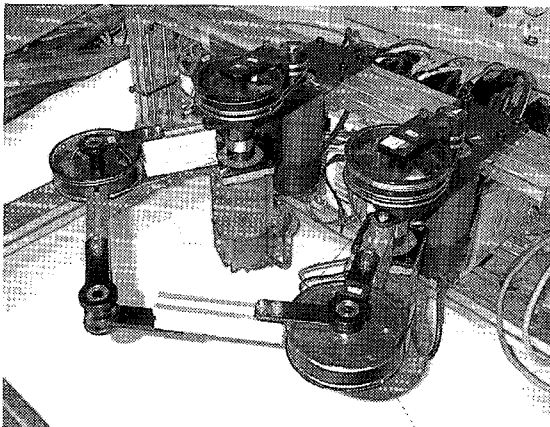


그림 4. 5절 메커니즘의 실험장치.
Fig. 4. Five-bar Mechanism Testbed.

2. 가상계획계획

인체 시스템의 운동주파수 특성은 시스템의 관성 및 스프링 특성(spring-like property)에 따라 결정된다. 따라서, 시스템의 특정 운동주파수는 그에 해당하는 스프링 특성으로 변환이 가능하다. 선행연구를 통해 시스템의 스프링 특성을 조절함으로써 시스템의 운동을 제어할 수 있음을 기술한 바 있다[2]. 본 논문에서는 시스

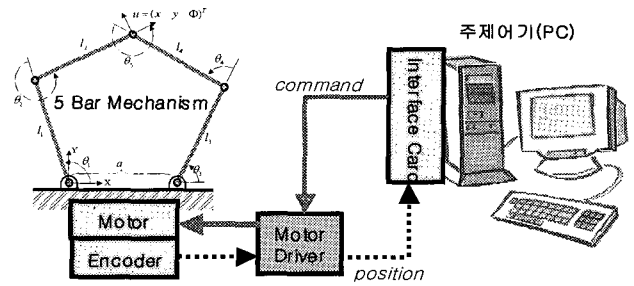


그림 5. 시스템 하드웨어 구성도.
Fig. 5. System Hardware Block Diagram.

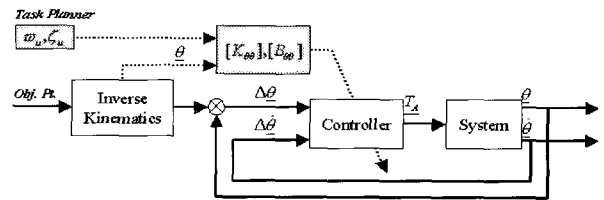


그림 6. 제어 블록 다이어그램.
Fig. 6. Control Block Diagram.

표 1. 기구학 및 동역학 인자.

Table 1. Kinematic and Dynamic Parameters.

Link	Length (m)	Position of mass center(m) (local coordinate)	Mass (kg)	Inertia (kgm ²)
l_1	0.153	0.00759	2.380	0.0039687
l_2	0.201	0.04250	0.556	0.0043287
l_3	0.153	0.00759	2.380	0.0039687
l_4	0.201	0.04690	0.587	0.0048087
a	0.200	-	-	-

표 2. 시스템 사양.

Table 2. Specification of System.

품목	사양	
주제어기	모델	Intel Pentium PC 433MHz
인터페이스 카드	모델	PCI8136
	제조사	ADLINK Inc.
	기능	A/D(6ch), Encoder counter(6ch), DIO(16/7ch)
모터	모델	HC-MF43
	제조사	Mitsubishi Inc.
	정격토크	1.3 Nm
	정격출력	400 W
	관성모멘트	0.0000143 kg·m ²
	엔코더	1000 pulse/rev

템의 평형점을 점진적으로 이동시킴으로써 보다 원활한 운동을 만들어낼 수 있는 가상계획계획(virtual trajectory planning) 방법을 제안한다. 이 가상계획계획방법에서는 시스템이 목적지점에서 진동

하는 것을 방지하고 안정적으로 수렴할 수 있도록 하기 위하여 시스템의 특성을 고려한 감쇠이득을 사용한다. 또한 이 방법은 작업 공간에서의 시스템 거동을 독립적으로 제어할 수 있으며 로봇 매니플레이터의 운동생성을 위해 요구되는 역동역학(inverse dynamics)의 계산하중을 현저히 감소시켜주는 장점을 지닌다[9].

먼저, 운동주파수 행렬 및 감쇠 행렬은 다음과 같이 정하였다.

$$[\omega_{uu}] = \begin{bmatrix} 6 & 0 \\ 0 & 6 \end{bmatrix} \text{rad/s}, \quad (58)$$

$$[\zeta_{uu}] = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (59)$$

위 두 행렬에서 ω_{xy} 와 ζ_{xy} 는 각각 x 및 y방향으로의 독립적인 운동제어를 위해 0으로 정하였으며, 감쇠행렬의 대각요소의 값은 임계감쇠(critical damp)가 될 수 있도록 1.0으로 정하였다. 이로부터 (55)과 (56)을 통해 관절공간에서의 위치 및 감쇠 이득(gain)이 계산된다. 새로운 평형점을 인가함으로써 시스템의 궤적을 생성하며, (37)에 의한 PD제어기를 통해 시스템은 임계감쇠형태로 평형점으로 수렴하게 된다.

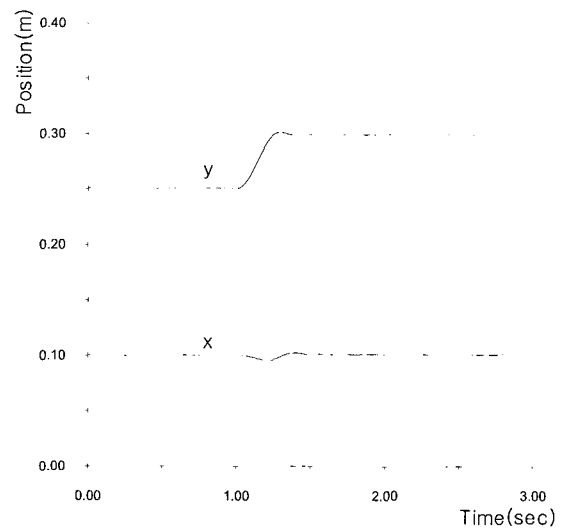
그림 7 (a)와 (b)는 각각 여유구동 생체모방 궤적제어 알고리즘 및 관절공간기반 최소구동 PD 제어방법[17]에 의한 PTP(point-to-point) 위치이동 실험의 결과를 나타낸다. 4개의 구동관절로 여유구동을 활용하는 생체모방궤적 제어알고리즘과 두 개 관절을 구동하는 최소구동 PD제어알고리즘을 사용하여 시작지점 (0.10, 0.25) 으로부터 목표지점 (0.10, 0.30) 으로 이동하는 점대점 이동실험을 수행하였다. 그림 7 (c)는 작업공간기반 Computed Torque 제어 알고리즘[17]에 의한 궤적추종실험 결과를 나타낸다.

앞의 두 실험이 시스템의 평형점을 이동시킴으로 PTP운동을 얻어냄에 비하여 세 번째 실험은 일정한 제어주기마다 말단에 대한 위치, 속도, 가속도의 목표궤적(desired trajectory)을 생성하고 기구학과 동역학을 고려하여 주어진 궤적을 추종하게 하는 Torque를 계산하여 구동기에 인가하는 방식의 Computed Torque제어 알고리즘을 사용하였다.

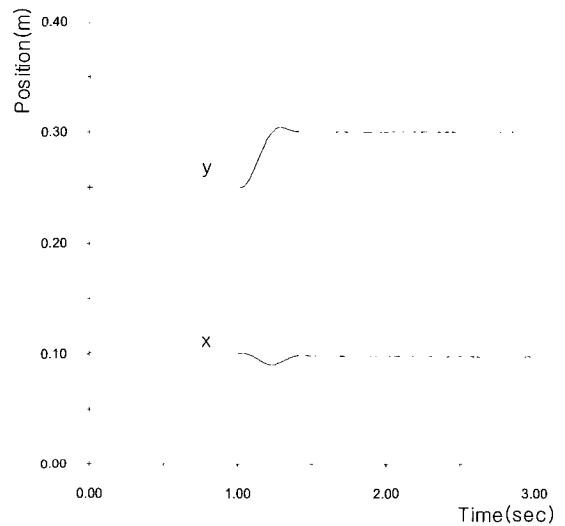
생체모방 궤적제어 알고리즘을 사용한 이동실험보다 x축 방향의 오차가 크게 나타남을 알 수 있으며, 이는 여유구동 시스템이 작업공간에서의 강성제어가 보다 효율적임을 의미 한다. Computed Torque제어 알고리즘에 의한 이동실험에서는 주어진 궤적을 잘 추종하지만 좋은 추종성능을 얻기 위하여 다른 두 알고리즘보다 큰 값의 게인이 요구되며 매번 시스템의 동역학을 계산하여야 하므로 전산하중이 단점이 있다.

그림 8은 그림 7에 주어진 실험에 대한 구동관절 토크프로파일을 나타낸 것이다. 그림 8 (a)의 생체모방궤적 제어알고리즘을 사용한 경우에 있어 최소구동 PD제어 알고리즘을 사용한 경우보다 구동토크가 작으며, 여유구동시스템이 최소구동 시스템보다 작은 양의 구동토크가 요구됨을 알 수 있다. 이에 비하여 Computed Torque 제어 알고리즘을 사용한 경우는 주어진 궤적을 추종하기 위하여 큰 값의 구동력을 사용하며 구동력이 급격히 변화함을 알 수 있다.

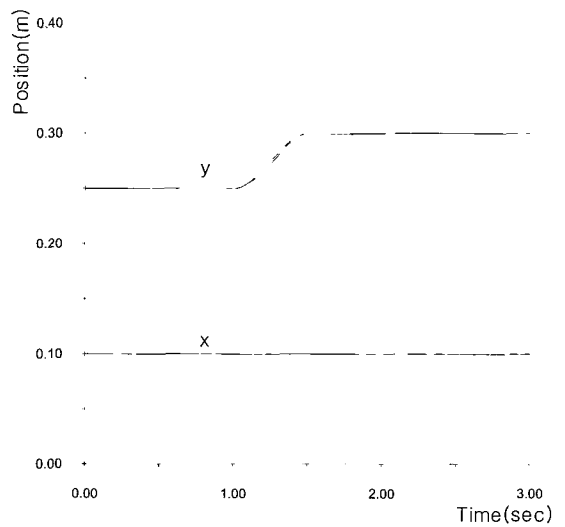
그림 9는 제안한 알고리즘을 활용하여 수 개의 경유점을 통해 비교적 먼 거리를 이동하는 실험의 결과이다. 그림 9 (a)는 시스템을 초기위치 (0.10, 0.20) 으로부터 목표위치 (0.10, 0.30)까지



(a) 여유구동 생체모방 궤적제어 알고리즘



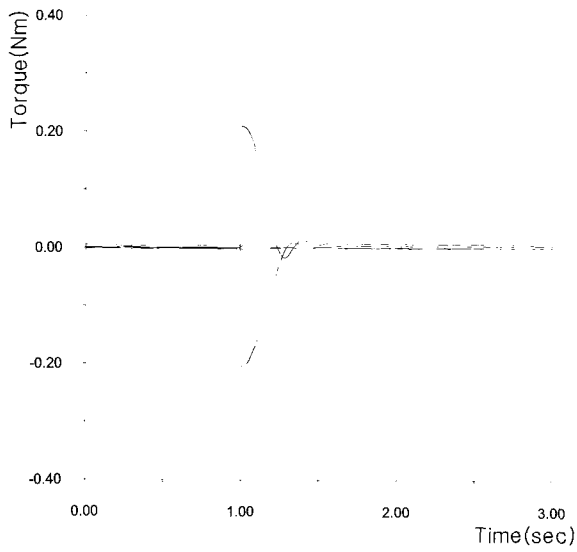
(b) 최소구동 PD제어 알고리즘



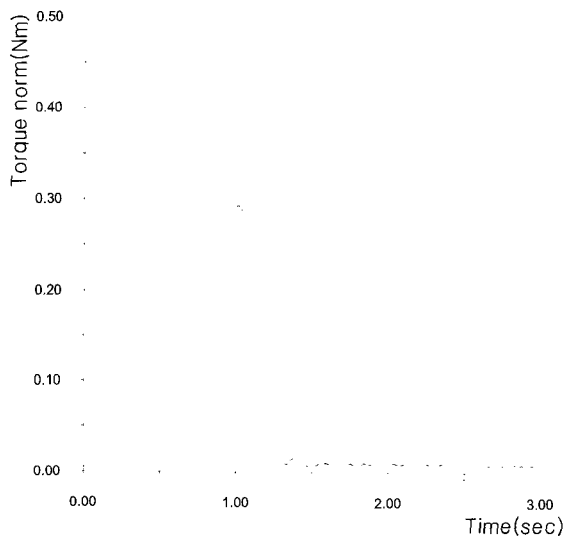
(c) Computed Torque 제어 알고리즘

그림 7. 위치이동실험.

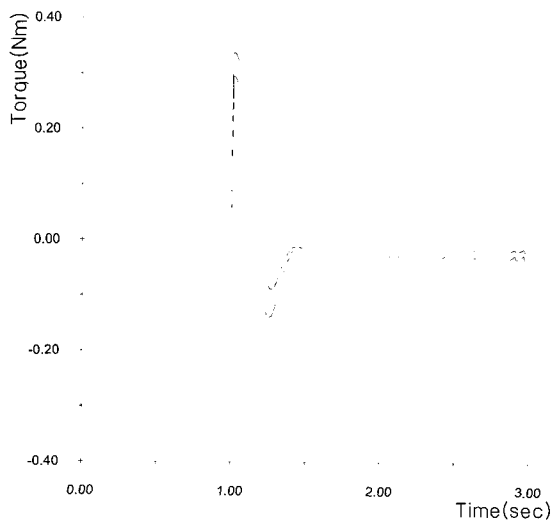
Fig. 7. Position Movement.



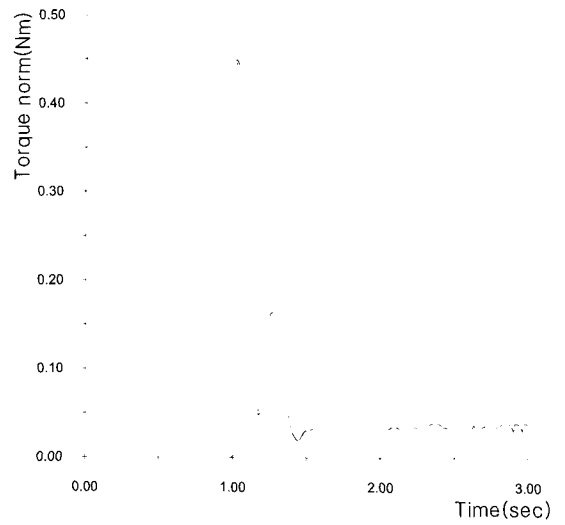
(a) 구동관절토크: 생체모방궤적제어



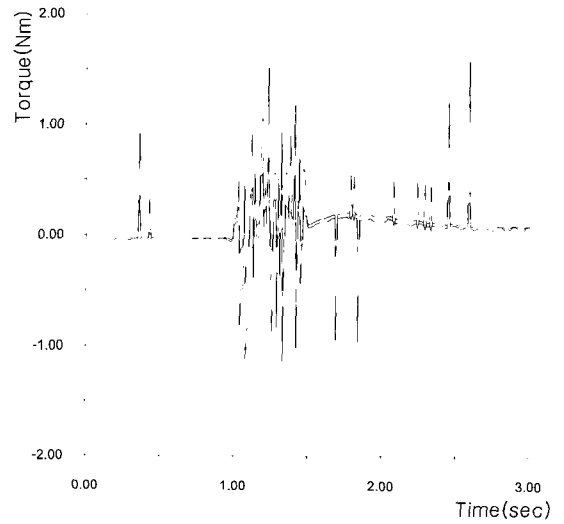
(b) 토크 놈(norm): 생체모방궤적제어



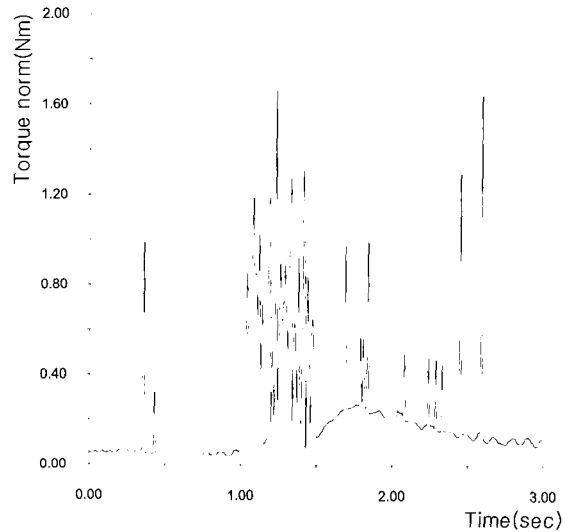
(c) 구동관절토크: 최소구동PD제어



(d) 토크 놈(norm): 최소구동PD제어



(e) 구동관절토크: Computed Torque제어



(f) 토크 놈(norm): Computed Torque제어

그림 8. 구동토크 프로파일.

Fig. 8. Actuator Torque Profile.

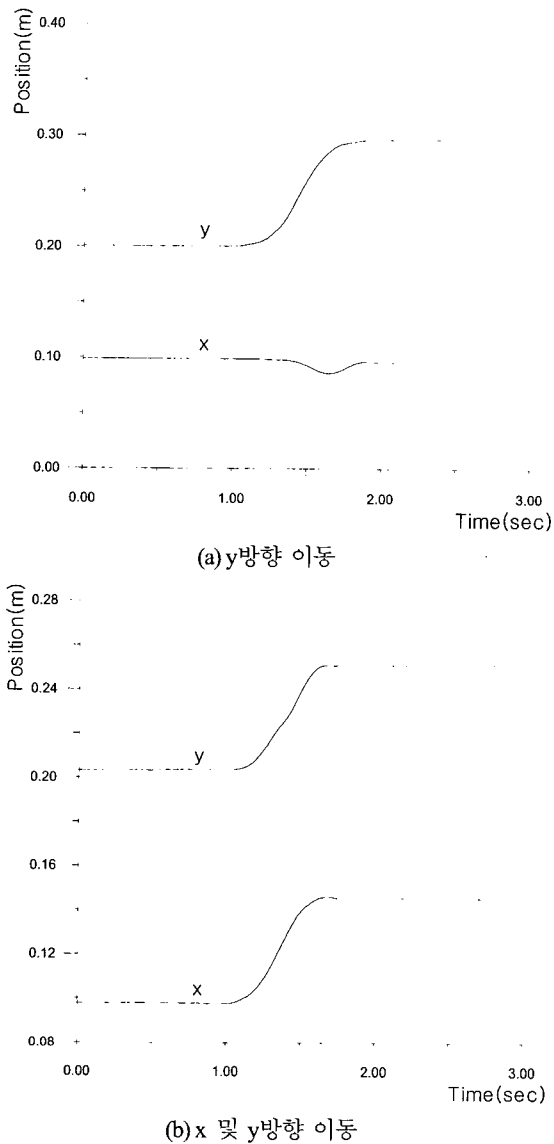


그림 9. 생체모방궤적 이동실험.
Fig. 9. System Movement using Biomimetic Trajectory.

y방향으로 이동시킬 때 4개의 경유점을 사용한 경우이며, 그림 9(b)는 시스템을 초기위치 (0.10, 0.20) 으로부터 목표위치 (0.15, 0.25) 까지 x 및 y방향으로 이동시킬 때 4개의 경유점을 사용한 경우를 나타낸다. 작업공간에서의 x 및 y의 각 방향이동이 독립적으로 수행됨을 알 수 있다. 경유점은 앞서 수행된 위치이동 실험 결과를 고려하여 0.15초 간격으로 정하였다.

이상의 실험을 통하여 생체모방 궤적제어 알고리즘은 이동하고자 하는 목표지점으로서 평형점 이동으로 유연한 동작을 생성할 수 있음을 알 수 있다. 또한, 폐쇄체인에 포함된 여유구동을 활용함으로써 작업공간에서 강성을 보다 효율적으로 조절할 수 있다. 구동토크 논의 관점에서 생체모방 궤적제어 알고리즘은 최소구동 PD 제어방식 및 Computed Torque방법과 같은 다른 알고리즘 보다 작은 양의 토크로 원하는 동작을 얻을 수 있다. Computed Torque방법은 주어진 궤적을 매우 잘 추종하는 성능을 보였으나, 빠른 피드백 주기로 역동역학과 기구학을 계산해야하는 단점이 있음을

알 수 있다. 이에 비하여 생체모방 궤적제어 알고리즘은 평형점에 대한 동역학만을 요구하므로 계산하중이 현저히 감소시켜주는 장점이 있다.

VI. 결론

사람과 동물 등의 생체시스템은 복잡한 기구학 및 동역학적인 연산을 하지 않고도 매우 유연한 동작을 생성할 수 있음이 알려져 있다. 이것은 생체시스템이 유연한 근육을 사용할 뿐만 아니라 여유구동 및 폐쇄체인을 포함하는 지능적인 구조(intelligent structure)를 효율적으로 활용한 제어방법을 사용하기 때문이다.

본 논문에서는 생체시스템의 지능적인 제어방법을 모방한 생체모방 가상궤적계획 방법을 제안하고 여유구동을 지니는 로봇 메커니즘의 운동생성에 적용하였다. 또한, 실험을 통해 일반적인 제어 알고리즘과 비교하였다. 생체 시스템의 궤적계획에 있어서 생체시스템의 강성을 조절할 수 있는 여유구동모드와 폐쇄체인의 지능적 구조가 매우 중요한 역할을 수행하고 있음을 알 수 있다. 제안된 생체모방궤적계획 방법은 작업공간에서 각 방향으로의 운동을 독립적으로 제어할 수 있으며 로봇 매니플레이터의 운동생성을 위해 요구되는 역동역학(inverse dynamics)의 계산하중을 현저히 감소시켜주는 장점을 지닌다.

본 연구를 통하여 사람을 비롯한 생체 시스템들이 지니고 있는 많은 수의 근육들의 용도와 필요성을 새로운 관점에서 보다 잘 이해할 수 있다. 이와 같이 생체 시스템들이 지니는 다양한 특성들을 이해함으로써 인하여 고기능 로봇 시스템의 설계와 제어에 있어서 보다 유용한 정보들을 얻을 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] B.-J. Yi and R. A. Freeman, " Geometric analysis of antagonistic stiffness in redundantly actuated parallel mechanisms," *Special Issues on Parallel Closed-Chain Mechanism, Journal of Robotic systems* vol. 10, pp. 581-603, 1993.
- [2] B.-J. Yi, I. H. Suh, and S.-R. Oh, "Analysis of a five-bar finger mechanism having redundant actuators with applications to stiffness and frequency modulation," *Proc. IEEE Robotics and Automation Conf.*, 1997.
- [3] B.-J. Yi, S.-R. Oh, and I. H. Suh, "Synthesis of actively adjustable frequency modulators : The case for a five-bar finger mechanism," *IEEE/RSJ Proceeding on IROS*, 1997.
- [4] P. A. Spence, "Basic human anatomy." The Benjamin /Cummings Publishing Co. Inc., 1986.
- [5] B.-J. Yi and R. A. Freeman, "Feedforward spring-like impedance modulation in human arm models," *Proc. IEEE Robotics and Automation Conf.*, pp. 3121-3128, 1995.
- [6] S. H. Lee, B.-J. Yi, and Y. K. Kwak, "Optimal kinematic design of an anthropomorphic robot module with redundant actuators," *Mechatronics*, vol. 7, no. 5, pp. 443-464, 1997.
- [7] B.-J. Yi, and R. A. Freeman, "Synthesis of actively adjustable springs by antagonistic redundant actuation," *Trans. on ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Controls*, vol. 114, pp. 454-461, 1992.
- [8] B.-J. Yi, S.-R. Oh, I. H. Suh, and W. K. Kim, "Frequency

- modulation in anthropomorphic robots with kinematic and force redundancies," *Proc. IEEE Robotics and Automation Conference*, 1998.
- [9] R. Kurz, and W. Hayward, "Multiple-goal kinematic optimization of a parallel spherical mechanism with actuator redundancy," *IEEE Journal of Robotics and Automation* vol. 8, pp. 644-651, 1992.
- [10] R. A. Freeman and D. Tesar, "Dynamic modeling of serial and parallel mechanisms/robotic systems, Part I-Methodology, Part II-Applications," *Proc. of 20th ASME Mechanisms Conference*, Orlando, FL, 1988.
- [11] N. Hogan, "Impedance Control : An approach to manipulation : Part I - Theory, Part II : Implementation, Part III - Applications," *J. of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, pp. 1-24, 1985.
- [12] E. Colgate and N. Hogan, "An analysis of contact instability in terms of passive physical equivalents," *Proc. IEEE Robotics and Automation Conf.*, pp. 404-409, 1989.
- [13] D. A. Lawrence, "Actuator limitation on achievable manipulator impedance," *Proc. IEEE Robotics and Automation Conf.*, pp. 560-565, 1989.
- [14] B. R. So, B. J. Yi, S.-R. Oh, and I. H. Suh, "An independent joint-based compliance control method for a five-bar finger mechanism via redundant actuators," *Proc. IEEE Robotics and Automation Conf.*, pp. 2140-2146 1999.
- [15] 이병주, 이재훈, 김희국, "인체의 근육구조에 대한 해석과 가변스프링 메커니즘 설계로의 적용," 제어·자동화·시스템공학 논문지, 제 5 권 제 2 호, pp. 208-219, 1999.
- [16] B.-J. Yi, S.-R. Oh, and I. H. Suh, "A five-bar finger mechanism involving redundant actuators: analysis and its applications," *IEEE Trans. On Robotics and Automation*, vol. 15, no. 6, pp. 1001-1010, 1999.
- [17] John J. Craig, *Introduction to ROBOTICS: Mechanism and Control*, 2nd Ed., 1989.

이재훈

제어·자동화·시스템공학 논문지 제 8 권 제 12 호 참조

이병주

제어·자동화·시스템공학 논문지 제 6 권 제 7 호 참조