

## 인체의 근육구조에 대한 해석과 가변스프링 메커니즘 설계로의 적용

### Analysis on Human Musculoskeletal Structures with Application to Design of Adjustable Spring Mechanisms

이 병 주, 이 재 훈, 김 희 국  
(Byung-Ju Yi, Jae Hoon Lee, and Whee-Kuk Kim)

**Abstract** : Springs have been employed in a wide range of mechanical systems. This work deals with the concept of an adaptable spring mechanism which can arbitrarily modulate its spring characteristics. The adaptable spring is desired for enhancing performances of various mechanical systems employing springs. We demonstrate that such adaptable springs can be realized by adapting anthropomorphic musculoskeletal structures of the human upper-extremity, which possesses highly nonlinear kinematic-coupling among redundant muscles existing in its structures. This phenomenon has been explained by several human arm models. Based on the analysis results, we propose multi-degree-of-freedom spring mechanisms resembling the musculoskeletal structure of the human upper-extremity, and verify the applicability of these mechanisms through simulation.

**Keywords** : adaptable spring, kinematics, mechanism, force redundancy, anthropomorphic musculoskeletal structure.

#### I. 서론

스프링은 매우 다양한 분야에서 사용되고 있다. 그러나, 사용되는 메커니즘에 부착된 스프링은 일정 크기의 강성을 지니고 있으므로 고정된 기능만을 발휘함을 알 수 있다. 그러나, 많은 스프링 응용분야에서는 가변 가능한 강성을 지니는 능동스프링의 필요성이 대두되고 있다 [1]-[21].

인체의 팔이나 다리 등에서는 자유도보다도 많은 muscle들이 존재하며[16] 이러한 muscle들이 동시에 힘을 생성함으로써 시스템의 강성을 능동적으로 조절하는 현상을 살펴볼 수 있다[9][10]. 따라서, 인체에서의 여유 구동을 사용한 강성효과에 대한 정확한 해석은 인체의 제어동작을 이해하는데 많은 도움이 될 것이며 또한 인체를 통하여 얻어진 이러한 개념은 실제의 로봇 메커니즘 제어응용분야에 유용하게 적용될 수 있으므로 매우 중요한 연구분야라고 판단된다. 따라서, 본 연구에서는 능동스프링 효과를 생성하는 인체에 대한 연구를 통하여 얻어진 결과를 능동스프링이 절실히 요구되는 실제의 메커니즘 설계 및 제어에 적용하고자 한다.

우선 인체가 지니는 여러 가지 특징에 관하여 알아보기 위하여 모빌리티의 개념을 소개한다. 어느 특정한 시스템의 모든 위치에서의 운동을 제어하는데 필요한

최소한의 파라미터의 개수를 모빌리티라고 칭하며 다음과 같은 관계식으로 정의된다.

$$M = N(L - 1) - \sum_{i=1}^L (N - F_i), \quad (1)$$

여기서  $N$ ,  $L$ ,  $J$ , 그리고  $F_i$ 는 각각 시스템의 작업 지점에서의 운동자유도, 시스템의 링크의 개수, 시스템의 관절의 수, 그리고 각 관절의 운동자유도를 나타낸다. 모빌리티는 그 시스템의 필요한 최소한의 액추에이터 개수를 의미하며, 모빌리티가 작업 지점에서의 원하는 운동자유도 보다도 많은 경우를 여유자유도 시스템이라고 칭한다. 인체와 동물 그리고 곤충의 구조의 첫 번째 특성으로서는 특정한 부위의 활동에 필요한 만큼 이상의 많은 관절들로 이루어진 여유자유도 시스템을 살펴볼 수 있다. 예를 들어서 인체 팔은 기구학적으로 7개의 관절로 모델되는데 이것은 실제 인체 팔 끝단에서의 최대 6 자유도보다도 하나의 여유자유도를 지니고 있음을 말해준다. 또한 인체의 척추는 같은 형태의 모듈들이 연속적으로 연결된 구조를 지니므로 해서 몸의 유연성을 제공하여 준다. 뱀과 같은 동물은 매우 많은 관절들로 모델링되며 이와 유사한 동작을 하는 메커니즘에 대한 연구가 활발히 진행 중이다.

인체를 비롯한 생체 시스템들의 두 번째 특성으로서는 필요 이상으로 많은 액추에이터들로 구동되고 있음을 살펴볼 수 있다. 인체 시스템은 일반적인 산업용 로봇의 구조와는 달리 내부적으로 폐쇄체인 구조를 지니므로 액추에이터를 부착시킬 수 있는 많은 유효관절들이 존재한다. 따라서, 모빌리티 보다도 많은 액추에이터로 구동이 가능하며 이러한 경우를 여유구동(redundant actuation)된 상태라고 칭하며, 일반적인 인체 시스템은 이러한 구동모드를 지니고 있음을 살펴볼 수 있다. 예를 들어서 인체 팔은 모빌리티가 7이지만 29개의 구동 액추에이터(human muscle)로 구동되고 있으며, 코끼리 코는 7천 개의 액추에이터로 구동되는 과다 여유구동(hyper-redundant actuation)의 형태를 지니고 있다. 일반적으로 인체와 동

접수일자 : 1998. 4. 14., 수정완료 : 1999. 1. 14.

이병주, 이재훈 : 한양대학교 제어계측공학과

김희국 : 고려대학교 제어계측공학과

※ 본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(과제번호 : 961-1001-007-2) 지원으로 수행되었습니다.

물 그리고 곤충의 구조 등은 이상에서 언급한 바와 같이 기구학적으로 여유자유도를 가지며 많은 액추에이터들로 구동되는 여유구동 시스템으로 해석되는데 지금까지의 초보적인 연구결과에서는 생체시스템들은 이러한 여유자유도와 여유구동을 적절히 사용하여 매우 다양한 작업을 하고 있음을 살펴볼 수 있었다[10][16][23].

이러한 생체 시스템들의 세 번째 특성으로서는 모든 구동시스템은 미끄럼관절의 형태를 지님을 살펴볼 수 있다. 인체의 미끄럼 관절은 단방향 구동형태로서 수축되는 방향으로만 구동된다. 따라서, 양방향으로의 운동을 제어하기 위해서 두 개의 상반구동(antagonistic actuation)으로 운용되고 있음을 알 수 있다. 또한 이러한 상반구동으로 정적평형 상태를 이룸으로써 스프링 효과를 생성할 수 있는 장점이 있음을 살펴볼 수 있다[9][10][22][23].

이러한 시스템들의 네 번째 특성으로서는 관절들이 기구학적으로 구속관계를 지니고 있음을 살펴볼 수 있다. 각 관절들은 두 개의 muscle들로 상반구동되며 첫 번째 관절과 두 번째 관절은 두 개의 관절을 가로지르는 두 개의 muscle들로 구속된 형태를 나타내고 있다. 이러한 형태는 두 관절간에 동역학적인 연관관계(dynamic coupling)를 더욱 증대시키는 결과를 초래함을 알 수 있는데, 일반적인 로봇설계에서 로봇의 제어를 편이하게 하기 위하여 관절들 간의 동역학적인 연관관계를 최소화하도록 설계하는 연구 추이와는 상이한 특성을 지님을 나타내고 있다. 선행 연구에서는 이러한 모듈에서의 여유구동을 사용하여 효과적으로 시스템의 강성효과를 생성하는 현상에 대하여 조사하였으며 이에 관련된 기하학적 해석 및 힘 분배 알고리즘 방식 등이 언급되었다[22][24].

역사적으로 스프링이 적용되어 왔던 다섯 분야에 대하여 언급하면서 실제로 가변가능한 강성을 지니는 능동 스프링의 필요성 및 응용분야에 대하여 살펴본다.

첫 번째로는 힘밸런싱(force balancing)에 관한 분야이다. 간단한 예로서는 문의 오버헤드, 자동차의 후드, 그리고 의자 등에서 스프링을 이용하여 힘을 지지하는 경우를 살펴볼 수 있다[1][8]. 자동차의 현가장치에서도 노면의 표면 거칠기에 따라 능동적으로 조절할 수 있는 스프링이 요구된다[4][12]. 특별히 근래에 활용되고 있는 multi-link 현가장치에서는 많은 스프링을 5절형 또는 4절형 링크구조에 부착하여 원하는 다자유도 스프링 효과를 생성하는 연구가 진행되고 있으며 또한 실제 차량의 현가장치에 적용되고 있음을 살펴보고 있는데, 본 연구에서의 다자유도 스프링 메커니즘 설계방식은 이러한 분야에 직접적으로 적용이 가능할 것으로 판단된다. 다른 예로서는 로봇 매니플레이터의 중력힘에 대한 액추에이터의 부담을 줄이기 위하여 스프링을 적절한 위치에 배치하는 경우를 고려할 수 있다[19]. 또한 의수, 의족, 그리고 노인들을 위한 보조기구 등의 설계에 있어서 몇 개의 스프링을 어느 위치에 배치할 것인가에 대한 연구에서도 다자유도 스프링 메커니즘 설계방식이 직접적으로

적용이 가능할 것으로 판단된다

두 번째로는 관성에 의하여 발생하는 힘을 밸런싱하기 위하여 스프링이 사용되는 경우이다[1][15][18]. 이것은 고속으로 운전되는 메커니즘에서 변하는 관성힘 또는 일함수(working function)에 기인한 속도 변위(velocity fluctuation)의 감쇄목적으로 쓰이는데 역시 적용되는 범위에 따라서 가변가능한 스프링이 필요할 것이다.

세 번째로는 에너지 저장용도이다[19]. 회로차단기(circuit breaker) 설계에서의 요구되는 차단속도 용도로 스프링이 적용되는 예를 들 수 있다. 가변가능한 능동스프링은 차단속도의 변위를 능동적으로 조절할 수 있으리라 판단된다.

네 번째로는 진동공진과 진동차단 등의 용도를 들 수 있다[9, 20]. 시스템의 고유진동수는 일정한 크기의 강성을 가지는 스프링 메커니즘에서는 조절할 수 없다. 따라서 진동공진과 진동차단 등을 위하여 일정한 크기의 고유진동수를 생성하기 위해서는 가변가능한 스프링이 필요하다.

다섯 번째로는 로봇 매니플레이터의 끝에 부착하여 정밀한 위치제어의 용도로 사용되는 RCC(remote center compliance)기기의 경우를 들 수 있다[13]. 이러한 기기는 일정한 강성을 지닌 스프링들의 조합으로 구성되어 있으며, 로봇을 이용한 정밀부품조립에서 로봇과 조립될 부품간의 위치오차가 발생하였을 경우에 스프링의 콤프라이언스에 의하여 자동적으로 조립이 이루어지도록 하는 메커니즘이다. 그러나 조립될 작업의 성질에 따라서, 운동자유도에 따라서, 조립정밀도에 따라서, 성공적인 조립을 하기 위해서는 가변가능한 능동스프링이 절실히 요구된다. 현재의 기술로는 일정한 크기의 강성을 지닌 RCC기기와 스프링에 액추에이터의 피드백을 겸비한 IRCC(Instrumental RCC)가 있는데 그 기능들은 매우 제한적이다[3][21].

이상에서 언급된 스프링의 적용 분야에서는 일정한 강성을 지닌 스프링을 활용하였으며 또한 다자유도 스프링 메커니즘에 대한 해석이 이루어지지 않았다. 따라서, 본 논문에서는 인체의 근육을 강성 조절가능한 단순한 스프링으로 모델링하여 작업공간에서 다자유도 강성행렬을 산출하기 위하여 관절공간에서 요구되는 근육의 배열 및 개수에 관한 해석을 통하여 인체의 근육구조가 능동 스프링 메커니즘을 설계하는데 있어서 유용하게 적용될 수 있음을 제시하고자 한다.

## II. 인체 근육의 구조 및 특성

본 장에서는 일반적인 인체 근육의 구조 및 특성을 살펴보고자 한다. 예로서 인간 팔에서의 근육 모델을 고려해 본다. 인체의 팔에는 모두 29개의 근육이 존재함이 알려져 있다[16]. 이러한 근육들은 사람에게 따라서 변화는 있지만 각각 부착된 위치가 다르며 그 기능들이 조금씩 다르다고 알려져 있다[16][23]. 그림 1은 인체 팔의 평면형 모델을 나타내며 대표적인 몇 개의 근육들을 소개한다.

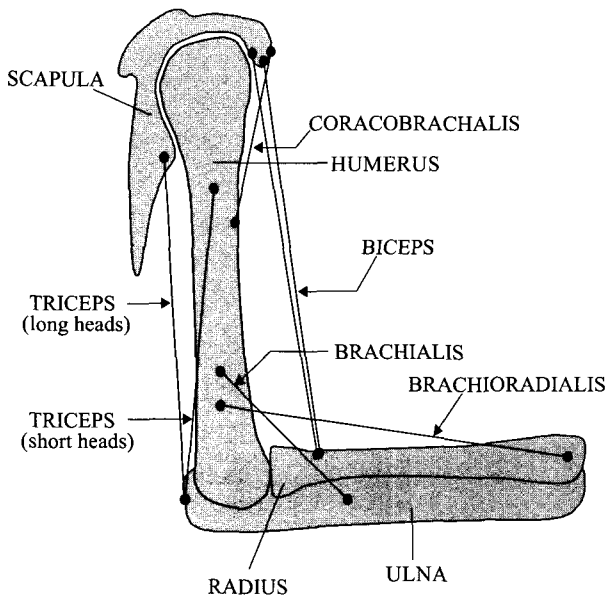


그림 1. 인체 상박의 근육 구조.  
Fig. 1. Muscles in human upper-extremity.

인체 팔 근육은 brachioradialis, brachialis, tricep (short head), coracobrachialis, 그리고 deltoid 등과 같이 하나의 관절을 가로지르는 mono-articular형 근육과 tricep(long head) 그리고 bicep 등과 같이 두 개의 관절을 가로지르는 bi-articular형 근육으로 구분되며, 동일한 관절을 가로지르는 같은 형태의 근육들이라고 할지라도 다른 부착위치를 지님으로써 기구학적으로 다른 영향을 제공함을 살펴볼 수 있다.

이러한 모델은 2 자유도를 지닌 경우로서 7개의 근육으로 구동되는 여유구동 시스템이다. 이와 같이 인체에 필요 이상으로 많이 존재하는 근육의 용도를 Hogan[10]은 다음과 같이 설명하고 있다. “인체의 neurofeedback 시스템은 feedback 속도가 매우 느리기 때문에 10Hz 이상의 운동주파수가 요구되는 빠른 동작을 감당할 수 없다. 따라서, 이러한 운동주파수를 만족시키기 위한 hardware가 인체에 존재하는데 그것은 바로 여유구동일 것으로 짐작된다. 많은 근육들이 서로 힘의 평형을 이루면서 싸우는 현상으로부터 인체는 강성을 조절할 수 있음을 짐작할 수 있는데, 이러한 강성조절 능력은 neurofeedback에 의존하지 않고 개회로 방식(open-loop fashion)으로 빠른 운동주파수를 조절할 수 있는 도구가 되므로, 이러한 경우를 고려할 때에 인체에 존재하는 많은 근육은 결코 많다고 간주할 수는 없을 것이다.” 그러나, Hogan뿐만 아니라 많은 생체학자들은 이러한 현상에 대한 언급을 하였을 뿐 강성 생성 현상에 대한 수학적 모델을 제시하지 못하였다.

인체의 팔은 근육들을 수축시킴으로서 견고해지는데 이러한 현상은 근육들이 서로 싸우는 상황하에서 발생하며 또한 시스템의 강성이 증가함을 나타낸다. 인체 팔은 resting 위치, 즉 상박이 어느 정도 접혀진 상태에서 가장 큰 힘을 생성할 수 있다고 알려져 있으며[24], 각각의

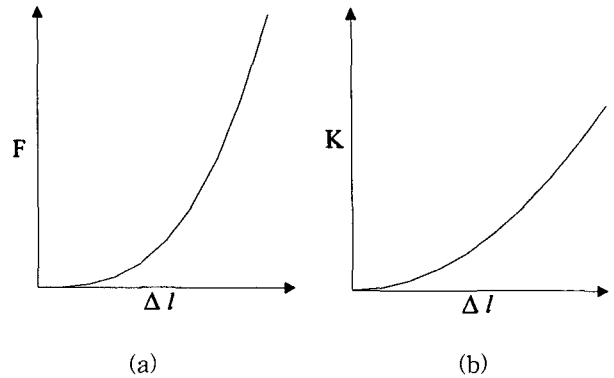


그림 2. 근육의 힘 그리고 강성과 근육의 수축양과의 관계.  
Fig. 2. Muscle force and stiffness versus muscle contraction.

주어진 형상에서 근육들 간의 힘의 평형을 이룰 수 있다. 이러한 경우에 일반적으로 근육의 수축힘과 수축된 근육의 길이 간의 관계가 성립하는데 이러한 모델은 생체역학 분야에서 많은 근육모델을 통하여 설명되어져왔다. 결과적으로 정적평형 상태(isometric state)에서 근육의 수축힘과 근육의 수축 길이 간의 관계는 그림 2(a)와 같은 비선형 관계를 지니며 선분의 각 지점에서의 기울기는 근육의 강성을 나타낸다. 그림 2(b)에서와 같이 근육은 비선형 스프링임을 알 수 있다[23]. 그러나, 기존의 연구에서는 단순한 하나의 근육에 대한 강성모델에 대하여만 언급하였고 이러한 모델을 활용한 jumping과 같은 동작에서 인체 근육에서의 힘을 예측하는 연구[26] 등이 진행되었을 뿐, 인체 시스템을 다자유도로 강성시스템으로 모델링하고 이에 대한 특성을 연구하는 분야는 매우 미진하였음을 살펴볼 수 있다.

Neurofeedback에 의한 강성제어는 그 한계가 있다고 알려져 왔으므로 본 연구에서는 실제로 기계적인 요소들만으로 강성을 제어하는 인체구조에 대하여 살펴보도록 한다. 이에 따라서, 인체 팔에서의 강성은 두 가지 요소로 모델링되는데[23] 첫 번째로는 이미 알려진 바와 같이 근육의 길이와 근육의 수축힘에 의하여 정해지는 근육의 강성요소이며, 두 번째로는 기구학적 자유도보다도 무수히 많은 근육들 간의 힘평형을 이루는 서로 싸우는 내력으로 인한 효과적인 강성으로 구성된다. 두 번째 요소는 생체역학 분야에서 전혀 고려되지 않은 사항이지만, 로봇공학의 관련분야는 이미 연구되고 있음을 살펴볼 수 있다[22][24]. 본 논문에서는 인체의 팔 구조에서 첫 번째 강성 요소에 대한 인체 시스템의 다자유도 모델링과 해석을 통하여 가변스프링이 요구되는 고기능 메커니즘 설계에 적용할 수 있는 사례에 대한 조사를 수행하고자 한다.

III. 강성 모델링 및 해석

우선 일반적인 직렬형 로봇 매니플레이터의 강성 모델에 대한 해석을 다루고 인체형 매니플레이터에 대한 해석을 통하여 인체형 시스템이 능동적으로 강성을 생성

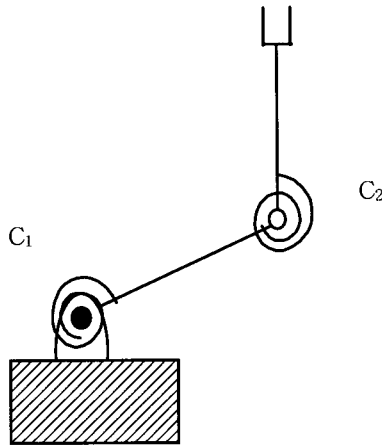


그림 3. 2자유도 매니플레이터.  
Fig. 3. 2 DOF manipulator.

할 수 있는 구조를 가지고 있음을 소개하고자 한다.

1. 평면형 2 자유도 매니플레이터에서의 강성 모델

그림 3은 평면형 2자유도 매니플레이터를 나타낸다. 관절에 torsion 스프링이 장착된 경우에 로봇 끝점에서의 콤프라이언스 행렬(강성 행렬의 역행렬)은 다음과 같이 주어지며 [17]

$$[C_{uu}] = [G_{\phi}^u][C_{\phi\phi}][G_{\phi}^u]^T, \quad (2)$$

여기서, 자코비안  $[G_{\phi}^u]$ , 관절공간에서의 콤프라이언스 행렬  $[C_{\phi\phi}]$ , 그리고 작업공간에서의 콤프라이언스 행렬  $[C_{uu}]$ 은 각각 다음과 같이 정의한다.

$$[G_{\phi}^u] = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ b_1 & b_2 \end{bmatrix}, \quad (3)$$

$$[C_{\phi\phi}] = \begin{bmatrix} c_1 & 0 \\ 0 & c_2 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

$$[C_{uu}] = \begin{bmatrix} c_{xx} & c_{xy} \\ c_{yx} & c_{yy} \end{bmatrix}. \quad (5)$$

(2)는 작업공간과 관절공간 콤프라이언스 요소들 간의 관계식으로 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{pmatrix} c_{xx} \\ c_{xy} \\ c_{yy} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a_1^2 & a_2^2 \\ a_1 b_1 & a_2 b_2 \\ b_1^2 & b_2^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} c_1 \\ c_2 \end{pmatrix}. \quad (6)$$

여기서,  $a_i$  와  $b_i$ 는 각각 관절각의 함수로 정해지는 기구학적 영향계수를 나타낸다.

(6)으로부터 2 자유도 매니플레이터 시스템에서는 관절공간에서의 두 개의 콤프라이언스 요소만으로 작업공간에서 주어진 세 개의 콤프라이언스 요소들을 완벽하게 제어할 수 없음을 살펴볼 수 있다.

2. 평면형 3 자유도 매니플레이터의 강성 모델

그림 4는 평면형 3자유도 매니플레이터를 나타낸다. 각 관절에 torsion 스프링이 장착된 경우에 자코비안  $[G_{\phi}^u]$ , 관절공간에서의 콤프라이언스 행렬  $[C_{\phi\phi}]$ , 그리고 작업공간에서의 콤프라이언스 행렬  $[C_{uu}]$ 은 각각 다음과 같이 정의하면

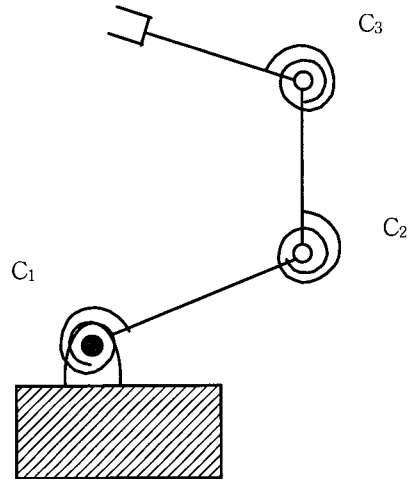


그림 4. 3 자유도 매니플레이터.  
Fig. 4. 3 DOF manipulator.

$$[G_{\phi}^u] = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{bmatrix}, \quad (7)$$

$$[C_{\phi\phi}] = \begin{bmatrix} c_1 & 0 & 0 \\ 0 & c_2 & 0 \\ 0 & 0 & c_3 \end{bmatrix}, \quad (8)$$

$$[C_{uu}] = \begin{bmatrix} c_{xx} & c_{xy} & c_{x\phi} \\ c_{yx} & c_{yy} & c_{y\phi} \\ c_{\phi x} & c_{\phi y} & c_{\phi\phi} \end{bmatrix}, \quad (9)$$

콤프라이언스 요소들 간의 관계식은 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{pmatrix} c_{xx} \\ c_{xy} \\ c_{x\phi} \\ c_{yy} \\ c_{y\phi} \\ c_{\phi\phi} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a_1^2 & a_2^2 & a_3^2 \\ a_1 b_1 & a_2 b_2 & a_3 b_3 \\ a_1 d_1 & a_2 d_2 & a_3 d_3 \\ b_1^2 & b_2^2 & b_3^2 \\ b_1 d_1 & b_2 d_2 & b_3 d_3 \\ d_1^2 & d_2^2 & d_3^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} c_1 \\ c_2 \\ c_3 \end{pmatrix}. \quad (10)$$

(10)으로부터 평면형 3 자유도 매니플레이터 시스템에서는 관절공간에서의 세 개의 콤프라이언스 요소만으로 작업공간에서 주어진 여섯 개의 콤프라이언스 요소들을 완벽하게 제어할 수 없음을 살펴볼 수 있다.

3. 평면형 6 자유도 매니플레이터의 강성 모델

(10)으로부터 3 자유도 작업공간에서 정의되는 여섯 개의 콤프라이언스 요소들을 완벽하게 제어하기 위해서는 여섯 개의 관절 콤프라이언스가 존재해야 함을 살펴볼 수 있었다. 따라서, 여섯 개의 관절을 지닌 그림 5의 평면형 6자유도 매니플레이터를 고려하도록 한다.

각 관절에 torsion 스프링이 장착된 경우에 자코비안  $[G_{\phi}^u]$ , 관절공간에서의 콤프라이언스 행렬  $[C_{\phi\phi}]$ , 그리고 작업공간에서의 콤프라이언스 행렬  $[C_{uu}]$ 은 각각 다음과 같이 정의되며

$$[G_{\phi}^u] = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 & a_4 & a_5 & a_6 \\ b_1 & b_2 & b_3 & b_4 & b_5 & b_6 \\ d_1 & d_2 & d_3 & d_4 & d_5 & d_6 \end{bmatrix}, \quad (11)$$

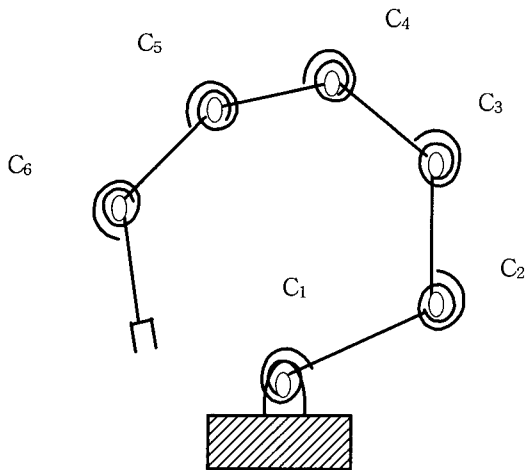


그림 5. 6 자유도 매니플레이터.  
Fig. 5. 6 DOF manipulator.

$$[C_{\phi\phi}] = \begin{bmatrix} c_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c_2 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & c_3 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_5 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_6 \end{bmatrix}, \quad (12)$$

컴프라이언스 요소들 간의 관계식은 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{pmatrix} C_{xx} \\ C_{xy} \\ C_{x\phi} \\ C_{yy} \\ C_{y\phi} \\ C_{\phi\phi} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a_1^2 & a_2^2 & a_3^2 & a_4^2 & a_5^2 & a_6^2 \\ a_1b_1 & a_2b_2 & a_3b_3 & a_4b_4 & a_5b_5 & a_6b_6 \\ a_1d_1 & a_2d_2 & a_3d_3 & a_4d_4 & a_5d_5 & a_6d_6 \\ b_1^2 & b_2^2 & b_3^2 & b_4^2 & b_5^2 & b_6^2 \\ b_1d_1 & b_2d_2 & b_3d_3 & b_4d_4 & b_5d_5 & b_6d_6 \\ d_1^2 & d_2^2 & d_3^2 & d_4^2 & d_5^2 & d_6^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} C_1 \\ C_2 \\ C_3 \\ C_4 \\ C_5 \\ C_6 \end{pmatrix}. \quad (13)$$

(13)으로부터 평면에서 3 자유도 작업공간에서의 컴프라이언스를 제어하기 위해서는 최소한 6개의 관절 컴프라이언스가 요구됨을 알 수 있다. 이상의 해석결과로부터 직렬형 구조에서는 작업공간에서의 컴프라이언스 특성을 만족시키기 위하여 많은 개수의 관절이 요구됨을 알 수 있었다.

4. 평면형 2 자유도 인체형 매니플레이터의 강성 모델

그림 6은 평면형 2 자유도 인체형 로봇 매니플레이터를 나타낸다. 인체에서와 마찬가지로 각각의 관절을 가로지르는 근육형 스프링이 존재할 뿐만 아니라 두 개의 관절을 가로지르는 tricep 형의 스프링도 함께 존재함을 살펴볼 수 있다.

위에서 살펴본 직렬형 매니플레이터와는 달리 인체형 매니플레이터에서는 각 관절에서 스프링효과가 병렬식으로 더해지므로 컴프라이언스 관계식을 사용하는 대신에 강성행렬을 활용하도록 한다. 이 경우에 자코비안 \$[G\_{\phi}^d]\$, 관절공간에서의 강성 행렬 \$[K\_{\phi\phi}]\$, 근육형 강성 행렬 \$[K\_{dd}]\$, 그리고 작업공간에서의 강성 행렬 \$[K\_{uu}]\$은 각각 다음과 같이 정의한다.

$$[G_{\phi}^d] = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ b_1 & b_2 \end{bmatrix}, \quad (14)$$

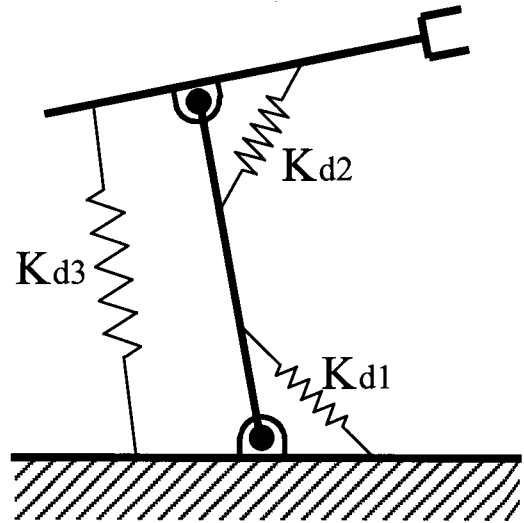


그림 6. 2 자유도 인체형 매니플레이터.  
Fig. 6. 2 DOF anthropomorphic manipulator.

$$[K_{\phi\phi}] = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} \\ k_{21} & k_{22} \end{bmatrix}, \quad (15)$$

$$[K_{dd}] = \begin{bmatrix} k_{d3} & 0 & 0 \\ 0 & k_{d1} & 0 \\ 0 & 0 & k_{d2} \end{bmatrix}, \quad (16)$$

$$[K_{uu}] = \begin{bmatrix} k_{xx} & k_{xy} \\ k_{yx} & k_{yy} \end{bmatrix}. \quad (17)$$

관절공간에서의 강성 행렬 \$[K\_{\phi\phi}]\$과 작업공간에서의 강성 행렬 \$[K\_{uu}]\$간의 관계식은 다음과 같이 정의되며[27]

$$[K_{\phi\phi}] = [G_{\phi}^d]^T [K_{uu}] [G_{\phi}^d], \quad (18)$$

이로부터 강성 요소들간의 관계식이 다음과 같이 구해진다.

$$\begin{pmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{22} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a_1^2 & 2a_1b_1 & b_1^2 \\ a_1a_2 & a_1b_2 + a_2b_1 & b_1b_2 \\ a_2^2 & 2a_2b_2 & b_2^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} k_{xx} \\ k_{xy} \\ k_{yy} \end{pmatrix}. \quad (19)$$

또한 관절공간에서의 강성 행렬 \$[K\_{\phi\phi}]\$과 스프링 강성 행렬 \$[K\_{dd}]\$간의 관계식은 아래와 같이 정의되며

$$[K_{\phi\phi}] = [G_{\phi}^d]^T [K_{dd}] [G_{\phi}^d], \quad (20)$$

여기서, 두 개의 관절 변수들과 스프링 변위 변수들 간의 자코비안 \$[G\_{\phi}^d]\$은 다음과 같이 주어지며

$$[G_{\phi}^d]^T = \begin{bmatrix} g_1^{d3} & g_1^{d1} & 0 \\ g_2^{d3} & 0 & g_2^{d2} \end{bmatrix}, \quad (g_j^{di} = \frac{\partial d_i}{\partial \phi_j}) \quad (21)$$

(20)으로부터 강성 요소들간의 관계식이 다음과 같이 구해진다.

$$\begin{pmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{22} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} (g_1^{d3})^2 & (g_1^{d1})^2 & 0 \\ g_1^{d3}g_2^{d3} & 0 & 0 \\ (g_2^{d3})^2 & 0 & (g_2^{d2})^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} k_{d3} \\ k_{d1} \\ k_{d2} \end{pmatrix}. \quad (22)$$

여기서, 맵핑 행렬의 첫 번째 행은 두 관절을 가로지르는 스프링 \$K\_{d3}\$이 관절공간에 미치는 영향계수를 나타내

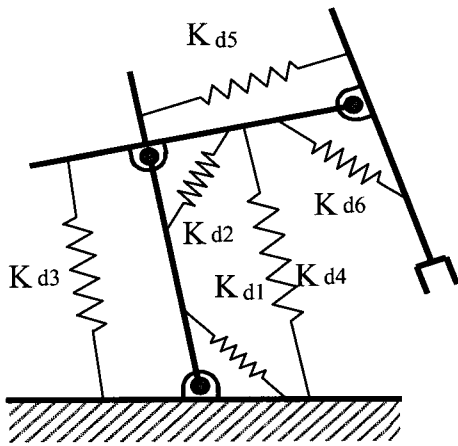


그림 7. 3 자유도 인체형 매니플레이터.  
Fig. 7. 3 DOF anthropomorphic manipulator.

는데 각 관절의 강성뿐만 아니라 두 관절간의 커플링 강성요소에 동시에 영향을 주므로 이러한 bi-articular 근육형 스프링은 (19)로부터 주어진 작업공간에서의 강성을 만족시키기 위한 필수적인 요소로 판단된다. 따라서, 이러한 인체형 모델에서는 여분의 관절이 요구되는 직렬형 구조와는 달리 하나의 인체형 bi-articular 스프링을 직렬형 구조에 추가로 부착함으로써 요구되는 강성제어 능력을 지니게 됨을 확인할 수 있다.

5. 평면형 인체형 3 자유도 매니플레이터의 강성 모델

그림 7은 평면형 인체형 3 자유도 매니플레이터를 나타낸다. 이 경우에 자코비안  $[G_{\phi}^u]$ , 관절공간에서의 강성 행렬  $[K_{\phi\phi}]$ , 근육형 강성 행렬  $[K_{dd}]$ , 그리고 작업공간에서의 강성 행렬  $[K_{uu}]$ 은 각각 다음과 같이 정의한다.

$$[G_{\phi}^u] = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ b_1 & b_2 & b_3 \\ d_1 & d_2 & d_3 \end{bmatrix}, \quad (23)$$

$$[K_{\phi\phi}] = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} & k_{13} \\ k_{21} & k_{22} & k_{23} \\ k_{31} & k_{32} & k_{33} \end{bmatrix}, \quad (24)$$

$$[K_{uu}] = \begin{bmatrix} k_{xx} & k_{xy} & k_{x\phi} \\ k_{yx} & k_{yy} & k_{y\phi} \\ k_{\phi x} & k_{\phi y} & k_{\phi\phi} \end{bmatrix}, \quad (25)$$

$$[K_{dd}] = \begin{bmatrix} k_{d3} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{d4} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{d1} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{d2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & k_{d5} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & k_{d6} \end{bmatrix}. \quad (26)$$

이 경우에 작업공간의 강성 요소들과 관절공간의 강성요소들 간의 관계식이 다음과 같이 구해지며

$$\begin{pmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{13} \\ k_{22} \\ k_{23} \\ k_{33} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} a_1^2 & 2a_1b_1 & 2a_1d_1 & b_1^2 & 2b_1d_1 & d_1^2 \\ a_1a_2 & a_1b_2 + a_2b_1 & a_1d_2 + a_2d_1 & b_1b_2 & b_1d_2 + b_2d_1 & d_1d_2 \\ a_1a_3 & a_1b_3 + a_3b_1 & a_1d_3 + a_3d_1 & b_1b_3 & b_1d_3 + b_3d_1 & d_1d_3 \\ a_2^2 & 2a_2b_2 & 2a_2d_2 & b_2^2 & 2b_2d_2 & d_2^2 \\ a_2a_3 & a_2b_3 + a_3b_2 & a_2d_3 + a_3d_2 & b_2b_3 & b_2d_3 + b_3d_2 & d_2d_3 \\ a_3^2 & 2a_3b_3 & 2a_3d_3 & b_3^2 & 2b_3d_3 & d_3^2 \end{bmatrix} \mathbf{k}_u \quad (27)$$

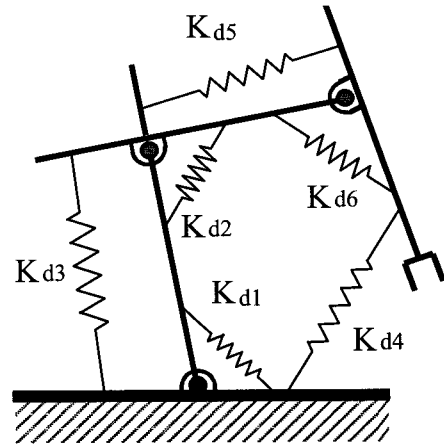


그림 8. 3 자유도 인체형 매니플레이터.  
Fig. 8. 3 DOF anthropomorphic manipulator.

여기서,

$$\mathbf{k}_u = (k_{xx} \ k_{xy} \ k_{x\phi} \ k_{yy} \ k_{y\phi} \ k_{\phi\phi})^T, \quad (28)$$

그리고, 세 개의 관절 변수들과 여섯 개의 스프링 변위를 나타내는 변수들 간의 자코비안으로부터

$$[G_{\phi}^d]^T = \begin{bmatrix} g_1^{d3} & g_1^{d4} & g_1^{d1} & 0 & 0 & 0 \\ g_2^{d3} & g_2^{d4} & 0 & g_2^{d2} & g_2^{d5} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & g_3^{d6} & g_3^{d6} \end{bmatrix}. \quad (29)$$

(22)에서와 같이 작업공간의 강성 요소들과 근육형 스프링의 강성요소들 간의 관계식이 다음과 같이 구해진다.

$$\begin{pmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{13} \\ k_{22} \\ k_{23} \\ k_{33} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} (g_1^{d3})^2 & (g_1^{d4})^2 & (g_1^{d1})^2 & 0 & 0 & 0 \\ g_1^{d3}g_2^{d3} & g_1^{d4}g_2^{d4} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ (g_2^{d3})^2 & (g_2^{d4})^2 & 0 & (g_2^{d2})^2 & (g_2^{d5})^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & g_2^{d5}g_3^{d5} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (g_3^{d6})^2 & (g_3^{d6})^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} k_{d3} \\ k_{d4} \\ k_{d1} \\ k_{d2} \\ k_{d5} \\ k_{d6} \end{pmatrix} \quad (30)$$

(30)의 맵핑 행렬을 살펴보면  $k_{13}$  즉, 첫 번째 관절과 세 번째 관절을 연관시키는 강성요소는 구조적으로 항상 생성할 수 없으므로 결론적으로 그림 7의 인체형 구조로는 주어진 작업공간에서의 강성을 만족시킬 수 없음을 살펴볼 수 있다.

6. 변형된 평면형 인체형 3 자유도 매니플레이터의 강성 모델

그림 8은 그림 7의 모델을 변형한 경우로서  $K_{d4}$ 가 첫 번째 관절과 세 번째 관절을 가로지르는 인체형 스프링으로 대체된 것을 관찰할 수 있다. 이 경우의 근육형 강성 행렬  $[K_{dd}]$ 은 다음과 같이 표현되며

$$[K_{dd}] = \begin{bmatrix} k_{d3} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & k_{d4} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{d2} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{d5} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & k_{d1} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & k_{d6} \end{bmatrix}, \quad (31)$$

세 개의 관절 변수들과 스프링 변위를 나타내는 여섯

개의 변수들 간의 자코비안이 다음과 같이 정의되고

$$[G_\phi^d]^T = \begin{bmatrix} g_1^{d3} & g_1^{d1} & 0 & 0 & g_1^{d4} & 0 \\ g_2^{d3} & 0 & g_2^{d2} & g_2^{d5} & g_2^{d4} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & g_3^{d5} & g_3^{d4} & g_3^{d6} \end{bmatrix}, \quad (32)$$

(30)과 유사한 관계식이 (33)과 같이 구해진다.

$$\begin{pmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{13} \\ k_{22} \\ k_{23} \\ k_{33} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} (g_1^{d3})^2 & (g_1^{d1})^2 & 0 & 0 & (g_1^{d4})^2 & 0 \\ g_1^{d3} g_2^{d3} & 0 & 0 & 0 & g_1^{d4} g_2^{d4} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & g_1^{d4} g_3^{d4} & 0 \\ (g_2^{d3})^2 & 0 & (g_2^{d2})^2 & (g_2^{d5})^2 & (g_2^{d4})^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & g_2^{d3} g_3^{d3} & g_2^{d4} g_3^{d4} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (g_3^{d5})^2 & (g_3^{d4})^2 & (g_3^{d6})^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} k_{d3} \\ k_{d1} \\ k_{d2} \\ k_{d5} \\ k_{d4} \\ k_{d6} \end{pmatrix} \quad (33)$$

(33)으로부터 세 개의 관절을 가로지르는 인체형 스프링으로 말미암아 맵핑 행렬은 full rank를 지니므로 작업 공간에서의 주어진 강성을 만족시킬 수 있는 구조임을 확인할 수 있다. 그러나, (22)과 (33)을 살펴보면 계산되는 스프링 상수 값들이 항상 양의 값을 보장못한다. 음의 스프링 상수 값은 실제로 존재하지 않으므로 항상 양의 스프링 상수 값을 보장하기 위한 두 가지 방법론을 고려하고자 한다. 첫 번째로는, 작업공간에서 요구되는 강성요소 만큼의 스프링을 사용하는 경우이다. 작업공간의 주어진 위치에서 임의의 강성특성을 지니도록 스프링 메커니즘을 설계하기 위하여 스프링의 부착위치를 파라미터로 하며 항상 양의 강성을 지니도록 하는 최적설계 문제를 고려할 수 있다. 따라서, 작업지점 그리고 요구되는 강성의 크기에 따라서 관절공간 상에 부착되는 스프링의 위치를 교체하게 된다. 두 번째로는 작업공간에서 요구되는 강성요소보다도 많은 스프링을 사용하는 경우를 고려할 수 있다. 이 경우에는 인체에서와 같이 고정된 위치에 스프링들이 부착되었다고 가정한다. 이러한 경우에는 주어진 작업지점에서의 강성특성을 만족하기 위한 스프링 상수들의 해가 일반적으로 무수히 많이 존재한다. 따라서, 많은 해 중에서 항상 양의 스프링 상수 값을 만족하여 동시에 추가적인 최적화 알고리즘을 만족시키는 해를 선택할 수 있을 것이라고 판단된다. 이러한 해를 구하기 위한 하나의 예로서 다음과 같은 선형 프로그래밍 문제를 정의한다.

$$\text{Minimize } \sum_{i=1}^m x_i$$

$$\text{subject to } Ax = b \text{ and } x_i > 0 \quad (i=1 \dots m),$$

여기서, 주어진 변수들의 차원은 다음과 같으며

$$A \in R^{n \times m} \quad x \in R^m \quad b \in R^n \quad (m > n),$$

$x_i$ 는  $i$ 번째 스프링 상수 값을 나타내며,  $b$ 는 관절공간 상에서의 강성요소들로 구성된 벡터 그리고  $A$ 는 맵핑 행렬을 나타낸다.

#### IV. 시뮬레이션

본 절에서는 그림 6의 인체형 로봇 모델을 대상으로 시뮬레이션을 수행하고자 한다. 그림 9는 그림 6에 대한

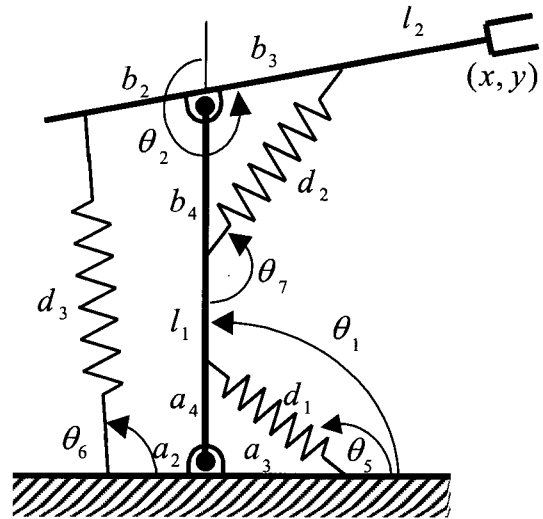


그림 9. 기구학적 파라미터.  
Fig. 9. Kinematic parameters.

기구학적 파라미터들을 나타낸다.

각각의 파라미터 값들은 다음과 같으며

$$l_1 = 0.2 \text{ m}, \quad l_2 = 0.15 \text{ m},$$

$$a_2 = b_2 = a_3 = b_3 = a_4 = b_4 = 0.1 \text{ m} \quad (34)$$

(22)에서 정의된 기구학적 영향계수들은 그림 9의 스프링  $K_{d1}$ 과  $K_{d2}$ 를 포함하는 두 개의 4절 링크구조와  $K_{d3}$ 를 포함하는 5절 링크 구조로부터 다음과 같이 유도된다.

$$\begin{aligned} g_1^{d1} &= a_3 \sin(\theta_5 - \theta_1), \\ g_2^{d2} &= b_3 \sin(\theta_7 - \theta_2 + \pi), \\ g_1^{d3} &= -a_2 \sin(\theta_6), \\ g_2^{d3} &= l_1 \sin(\theta_1 - \theta_6) - a_2 \sin(\theta_6). \end{aligned} \quad (35)$$

$xy$  좌표계의 다음에 주어진 직선격자 상의 각 지점에 대하여

$$0.14 \leq x \leq 0.2 \text{ m}, \quad y = 0.1 \text{ m} \quad (36)$$

역기구학 해 즉,  $\theta_1, \theta_2$ 가 구해지고, 이에 따라 그림 9를 구성하는 5절 구조에서의 관절변수  $\theta_6, d_3$ 과 두 개의 4절 구조에서의 관절변수  $\theta_5, d_1, \theta_7$ , 그리고  $d_2$ 가 계산된다.

다음의 시뮬레이션에서는 로봇 말단부의 각 지점에서  $k_{xx} = 1000 \text{ N/m}$ ,  $k_{yy} = 1000 \text{ N/m}$ ,  $k_{xy} = 0 \text{ N/m}$ 의 강성효과를 생성하기 위하여 그림 9의 인체형 로봇에서의 스프링 상수  $K_{d1}, K_{d2}, K_{d3}$  값을 구하고자 한다. 그림 10은 (23)으로부터 주어진  $k_{xx}, k_{yy}, k_{xy}$ 에 대하여 구해진  $K_{d1}, K_{d2}, K_{d3}$ 의 값을 나타낸다. 모두 양의 스프링 상수 값을 지님을 나타낸다.

$k_{xx} = 1000 \text{ N/m}$ ,  $k_{yy} = 100 \text{ N/m}$ ,인 경우를 고려해보면 그림 11에서  $K_{d1}$ 의 음의 값을 지님을 나타낸다. 이 경우

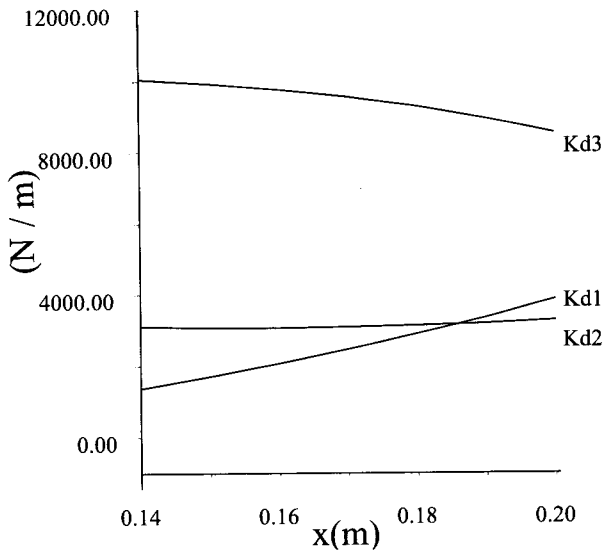


그림 10. 스프링 상수.  
Fig. 10. Spring constant for  $k_{xx} = 1000 N/m$ ,  $k_{yy} = 1000 N/m$ ,  $k_{xy} = 0 N/m$  ( $y=0.1m$ ).

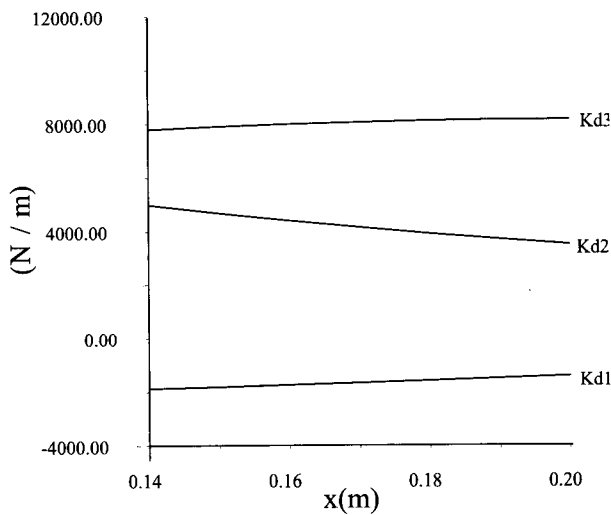


그림 11. 스프링 상수.  
Fig. 11. Spring constant for  $k_{xx} = 1000 N/m$ ,  $k_{yy} = 100 N/m$ ,  $k_{xy} = 0 N/m$  ( $y=0.1m$ ).

를 해석해 보면 (23)에서 첫 번째 관절과 두 번째 관절 간의 연관 강성항  $k_{12}$ 이 음이며, 그림 9에서는  $\theta_1$  또는  $\theta_2$ 의 변화율에 대하여  $d_3$ 의 변화율은 모두 항상 양이므로(즉,  $g_1^{d3}$ 와  $g_2^{d3}$ 는 항상 양의 값을 지님), 결과적으로  $K_{d1}$ 가 음이 됨을 알 수 있다. 실제적으로 음의 강성계수를 지니는 스프링은 존재하지 않으므로 다른 설계를 고려해야 할 것이다.

그림 12에서는  $d_3$ 에 해당하는 스프링을  $\theta_1$ 과  $\theta_2$ 을 반대방향으로 가로지르는 형태를 보여주는데 이 경우에는  $\theta_1$ 의 변화율에 대하여  $d_3$ 의 변화율은 항상 음이 되므로(즉,  $g_1^{d3}$ 가 음의 값을 지님), 결과적으로  $g_1^{d3}$   $g_2^{d3}$ 의 곱이 음이 되고  $K_{d1}$ 는 양의 값을 지나게 됨을 예측할 수 있

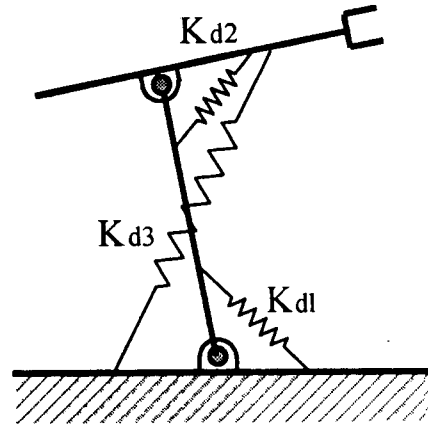


그림 12. 2 자유도 인체형 로봇 모델.  
Fig. 12. 2 DOF anthropomorphic robot model.

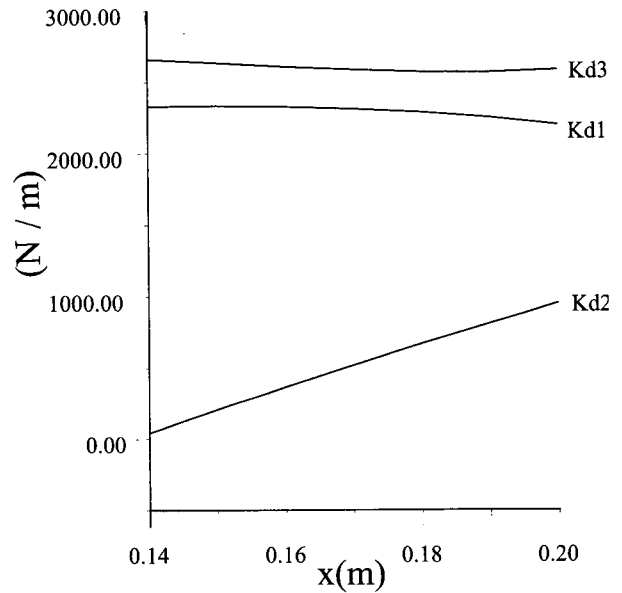


그림 13. 스프링 상수.  
Fig. 13. Spring constant for  $k_{xx} = 1000 N/m$ ,  $k_{yy} = 100 N/m$ ,  $k_{xy} = 0 N/m$  ( $y=0.13m$ ).

다. 그림 13은 그림 12의 로봇 말단부에서  $k_{xx} = 1000 N/m$ ,  $k_{yy} = 100 N/m$ ,  $k_{xy} = 0 N/m$ 의 강성효과를 지니기 위하여 계산된  $K_{d1}$ ,  $K_{d2}$ ,  $K_{d3}$ 의 값을 나타낸다. 모두 양의 스프링 상수 값을 지님을 확인할 수 있다.

그림 14는 그림 9와 그림 12의 경우를 모두 포함하는 형태를 나타낸다. 이러한 경우의 강성행렬식은 다음과 같이 주어지며

$$\begin{pmatrix} k_{11} \\ k_{12} \\ k_{22} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} (g_1^{d3})^2 & (g_1^{d4})^2 & (g_1^{d1})^2 & 0 \\ g_1^{d3} g_2^{d3} & g_1^{d4} g_2^{d4} & 0 & 0 \\ (g_2^{d3})^2 & (g_2^{d4})^2 & 0 & (g_2^{d2})^2 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} k_{d3} \\ k_{d4} \\ k_{d1} \\ k_{d2} \end{pmatrix}, \quad (37)$$

$k_{xx} = 1000 N/m$ ,  $k_{yy} = 100 N/m$ ,  $y=0.10m$ 인 경우의 최소 norm 해는 그림 15에 주어진다.  $K_{d3}$ 가 음이 되므로 최소 norm 해는 적절치 않음을 알 수 있다. 그림 16은



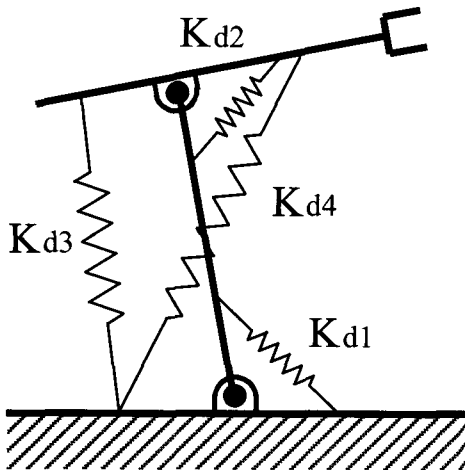


그림 14. 2 자유도 인체형 로봇 모델.  
Fig. 14. 2 DOF anthropomorphic robot model.

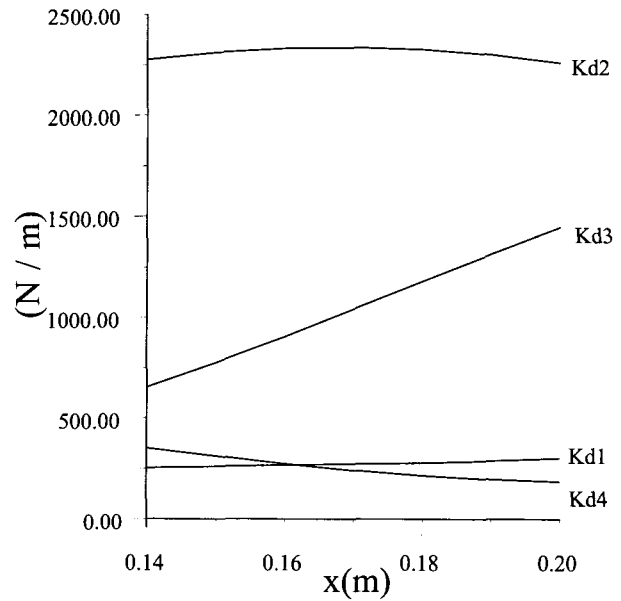


그림 16. 최소놈 해.  
Fig. 16. Minimum norm solution for (y=0.13m).

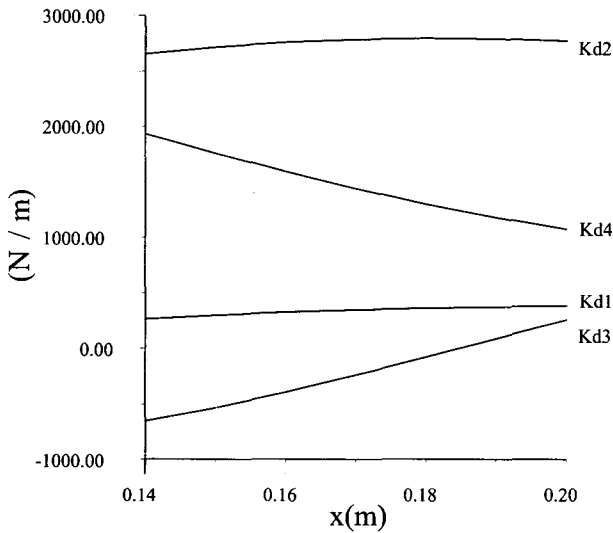


그림 15. 최소놈 해.  
Fig. 15. Minimum norm solution for (y=0.1m).

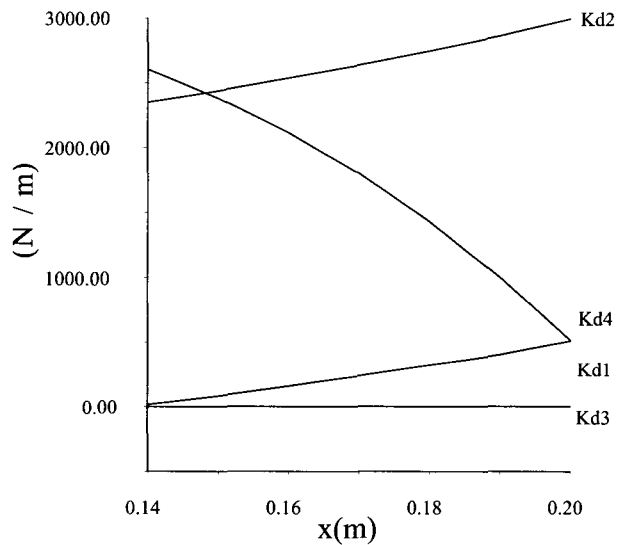


그림 17. 선형 프로그래밍 해.  
Fig. 17. Linear programming solution for (y=0.1m).

y=0.13m인 경우의 최소 norm 해를 나타내는데 모두 양의 강성을 지니므로 적절한 해임을 알 수 있다. y=0.10m인 경우에 선형 프로그래밍에 의한 최적해를 구하면 그림 17과 같이 주어진다. 이러한 경우에는 음의 값으로 존재한  $K_{d4}$ 을 0으로 함으로서 기본적인 최적해(basic feasible solution [25])가 구해짐을 알 수 있다.

그림 18은 그림 1의 인체에서의 근육구조와 유사한 모델로서 그림 14에 두 개의 mono-articular 근육형 스프링이 추가된 형태를 나타낸다. 첫 번째 그리고 두 번째 관절에 위치한 두 개의 mono-articular 스프링들은 각 관절에 대하여 다른 기구학적 영향계수를 지니도록 부착위치를 달리했음을 살펴볼 수 있다. 그림 19는 y=0.13m인 경우에  $k_{xx} = 1000 N/m$ ,  $k_{yy} = 100 N/m$ 를 만족시키기 위한 최소 norm 해를 나타내는데 모두 양의 강성을 지니므로 적절한 해임을 알 수 있다. 반면에 그림 20은 동일한 궤적상에서  $k_{xx} = 1000 N/m$ ,  $k_{yy} = 1000 N/m$

를 만족시키기 위한 최소 norm 해를 나타내는데 첫 번째 관절을 둘러싼 스프링들이 모두 음의 값을 지니므로 적절한 해가 아님을 알 수 있다. 따라서, 여섯 개의 스프링 중에서 모두 양의 스프링 상수를 가지는 bfs(basic feasible solution) 중에서 그 합을 최소로 하는 선형프로그래밍 해를 구하면 그림 21과 같다. 최소놈 해에서 음으로 나타났던 첫 번째 관절을 둘러싼 mono-articular 근육 스프링이 삭제되었음을 살펴볼 수 있다.

3 자유도 인체형 스프링 메커니즘의 일반적인 구조는 그림 22와 같이 나타낼 수 있다. 2자유도 인체형 스프링 설계의 경험을 토대로 첫 번째 관절과 두 번째 관절 그리고 두 번째 관절과 세 번째 관절에 각각 두 가지 형태의 bi-articular 스프링이 존재함을 나타낸다. 또한 세 관

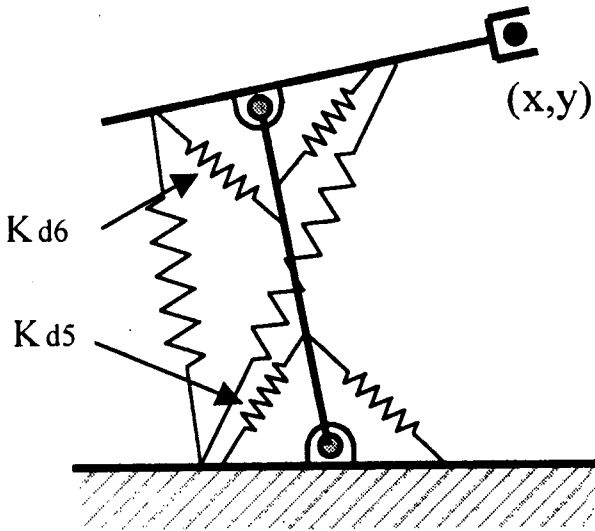


그림 18. 변형된 2 자유도 인체형 스프링 메커니즘.  
Fig. 18. Modified 2 DOF anthropomorphic robot model.

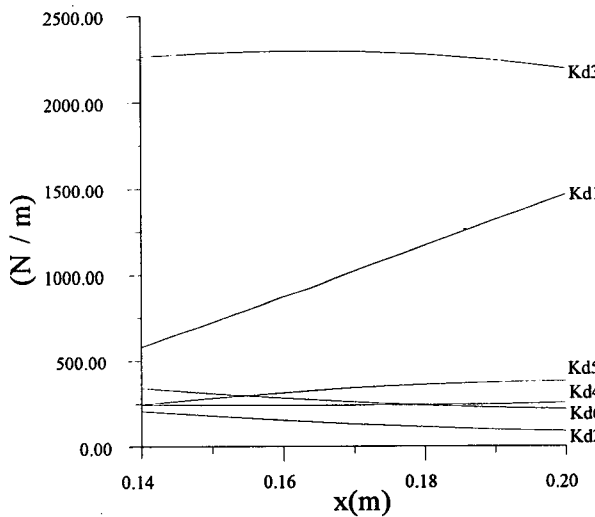


그림 19. 최소놈 해.  
Fig. 19. Minimum norm solution for (y=0.13m).

절을 가로지르는 tri-articular 스프링도 두 가지 형태를 지니는 일반적인 모델임을 알 수 있으며, 각 관절에 위치한 mono-articular 스프링도 그 부착 위치를 달리함으로써 기구학적 영향계수를 조절하여 사용할 수 있는 기능도 제공할 수 있음을 살펴볼 수 있다.

이상의 해석 결과를 종합해 보면, 스프링 메커니즘을 설계하기 위해서는 최소한 작업공간에서 독립적으로 정의되는 강성요소의 개수 만큼(2 자유도 시스템의 경우는 3개 그리고 3자유도 시스템의 경우는 6개)의 스프링이 관절공간 상에 부착되어야 하는데, 작업지점에 따라 사양의 강성을 지니도록 스프링의 부착위치를 조절해야 함을 살펴볼 수 있었다. 고정된 위치에서 사용되는 실제의 스프링 메커니즘에 있어서는 부착위치를 파라미터로 하는 최적설계 문제로 귀착되며 필요이상으로 많은 스프링을 부착하는 경우에는 스프링 상수들의 해가 무수히 많

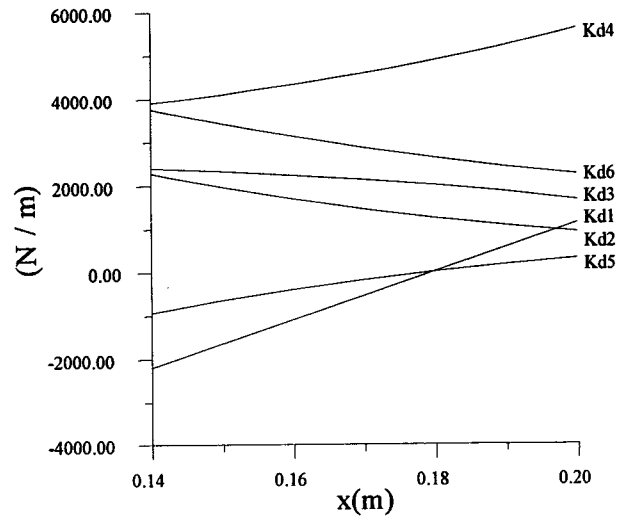


그림 20. 최소놈 해.  
Fig. 20. Minimum norm solution for (y=0.13m).

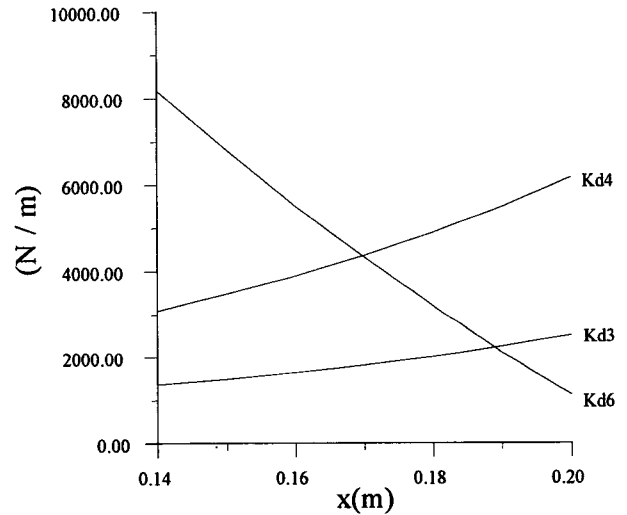


그림 21. 선형 프로그래밍 해.  
Fig. 21. Linear programming solution for (y=0.13m).

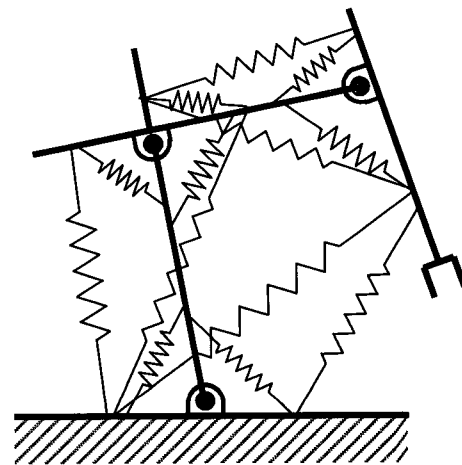


그림 22. 3 자유도 인체형 스프링 메커니즘.  
Fig. 22. 3 DOF anthropomorphic spring mechanism.

이 존재하므로 부수적인 최적화 효과를 얻을 수 있을 것이다. 또한 스프링의 부착위치를 조절하지 않으며 임의의 위치에서의 강성을 생성하기 위해서는 고정된 크기의 강성을 지닌 스프링 대신에 인체의 근육과 같이 연속적으로 스프링 상수를 바꿀 수 있는 스프링장치가 요구된다. 최근에는 인체형 근육이 개발되고 있으나 인체 근육의 성능에 비하여 아직은 초보적인 단계라고 판단된다 [28]. 공압 실린더를 활용하여 실린더 내부의 압력을 조절하여 가변가능한 스프링 효과를 얻는 방법 또한 가능할 것이라고 판단된다. 공압서보밸브는 공압을 피스톤의 전후 두 방향으로 원하는 압력 또는 유량을 제어할 수 있는 밸브이다. 이러한 기능을 활용하여 피스톤으로 나누어진 두 실린더 공간의 압력을 동일하게 유지하여 양방향 실린더의 피스톤이 정적평형 상태가 되도록 한다. 이러한 상태에서 시스템에 외란이 발생하는 경우에 시스템의 스프링 상수를 유도하면 비선형 강성을 지니는 스프링 효과를 가짐을 살펴볼 수 있다[29].

기존의 생체역학분야의 실험적 연구를 통하여 인체에서는 기구학적 자유도보다도 많은 근육이 존재하지만 동작에 따라서 on-off 되는 근육이 존재한다고 알려져 있다[16][23][24]. 인체는 작업공간 즉, 예를 들자면 인체 팔 끝단에서 모든 강성특성을 생성할 수 있다고 보장할 수는 없지만, 인체에 주어진 hardware로서 생성할 수 있는 강성의 범위가 있으리라 판단된다.

## V. 결론

다양한 기계시스템에서 활용되는 스프링은 고정된 크기의 강성을 가지고 있기 때문에 제한된 기능만을 발휘하므로 응용분야에서 가변가능한 강성을 지니는 능동스프링의 필요성이 대두되어 있다. 본 연구에서는 사람의 인체에 대한 해석을 통하여 인체는 가변가능한 강성을 생성하는 근육구조를 지니고 있음을 여러 가지 인체 모델을 통하여 입증하였다. 특별히 두 개의 관절을 가로지르는 근육과 필요이상으로 많은 것으로 해석되었던 근육들은 강성을 조절하는 경우를 고려할 때에 결코 부족한 것이 아니라는 Hogan의 제시와 동일한 결론을 내릴 수 있었다. 추후 과제로는 실제의 근육모델을 사용하여 보다 정확한 강성 모델을 제시하고(즉, 근육들간의 싸우는 현상으로 발생하는 추가적인 강성효과를 포함한) 이에 대한 해석을 통하여 인체 팔에서의 강성제어에 대한 한계를 파악하고자 한다. 두 번째로 인체형 스프링 메커니즘의 실제 시스템으로의 응용가능성을 살펴보면, 최근의 자동차 현가장치는 multi-link의 개념을 도입하고 있으며 이러한 multi-link 내부에 여러 개의 스프링을 부착시키는 연구를 진행하고 있다. 이러한 구조의 대부분은 4절 또는 5절 기구를 포함하는 폐쇄체인 메커니즘이므로 본 연구에서 제안한 인체형 스프링의 개념을 활용하면 원하는 위치에서의 요구되는 특성을 지니는 다자유도 스프링 메커니즘을 설계할 수 있으리라 판단된다. 또한 본 연구는 인체 팔의 근육구조를 본 딴 것이므로 스프링 메커니즘을 보조근육으로 활용할 수 있으리라 판단된다.

## 참고문헌

- [1] W. J. Conley, "Integration of nonlinear spring into machines by analytical synthesis," *Master Thesis*, University of Florida, Gainesville, 1975.
- [2] M. R. Cutkosky and I. Kao, "Computing and controlling the compliance of a robotic hand," *IEEE Trans. on Journal of Robotics and Automation*, vol. 5, no. 2, pp. 151-165, 1989.
- [3] M. R. Cutkosky and P. K. Wright, "Active control of a compliant wrist in manufacturing tasks," *ASME Trans. on Journal of Eng. for Ind.*, vol. 108, no. 1, pp. 36-43, 1985.
- [4] W. Foag, "A practical control concept for passenger car active suspensions with preview," *Proc. of the Institution of Mechanical Engineers*, vol. 203, pp. 221-230, 1989.
- [5] R. A. Freeman and D. Tesar, "Dynamic modeling of serial and parallel mechanisms/robotic systems," *ASME Biennial Mechanism Conf., Kissimmee, FL. DE-vol. 15-2*, pp. 7-21. 1988.
- [6] A. Goswami, M. Pershikin, and J. E. Colgate, "Passive robotics and exploration of mechanical computation," *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, Cincinnati, OH*, pp. 279-284, 1990.
- [7] M. Griffis, "Kinesthetic control : a novel theory for simultaneously regulating force and displacement," Ph. D Dissertation, University of Florida, Gainesville, FL, 1991.
- [8] K. Hain, *Applied Kinematics*, McGraw Hill Book Company, New York, 1967.
- [9] N. Hogan, "Mechanical impedance control in assistive devices and manipulators," *Robot Motion : Planning and Control*, MIT Press, pp. 361-371, 1982.
- [10] N. Hogan, "Mechanical impedance of single- and multi-articular systems," *Multiple Muscle Systems, Biomechanics and Movement Organization*, Chapter 7, Springer-Verlag, 1990.
- [11] C. C. Jobes, "Synthesis of a controllable circuit breaker mechanism," Ph. D Dissertation, West Virginia University, 1987.
- [12] K. Lakshminarayana and B. Dizioglu, "Synthesis of spring-restrained mechanisms for amplitude-independent natural frequency of oscillation," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 7, pp. 167-190, 1972.
- [13] J. Loncaric, "Geometric analysis of compliant mechanisms in robotics," Ph. D. Dissertation, Harvard University, 1985.
- [14] G. K. Matthew, "The closed form synthesis of spring parameters to balance given force functions in planar mechanisms," Ph. D. Dissertation, University of Florida, Gainesville. 1975.

[15] A. Oledzki, "Dynamics of piano mechanisms," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 7, pp. 373-385, 1972.

[16] A. P. Spence, *Basic Human Anatomy*, The Benjamin/Cummings Publishing Co. Inc., 1986.

[17] K. Srinath and R. Karamakar, "Vibratory conveying by nonsinusoidal excitation," *Proc. of the Institution of Mechanical Engineers*, vol. 202, pp. 405-408, 1988.

[18] D. A. Streit and B. J. Gilmore, "Perfect spring equilibrators for rotatable bodies," *ASME Biennial Mechanism Conf.*, Kissimmee, FL. pp. 487-496. pp. 63-64, 1988.

[19] N. Ulrich and V. Kumar, "Passive mechanical gravity compensation for robot manipulators," *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, vol. 3, pp. 1536-1541, 1991.

[20] W. A. Welch, "Nonlinear springs," *Product Engineering*, Oct. 11, pp. 138-141, 1965.

[21] D. S. Seltzer, T. L. DeFazio and D. E. Whitney, "The instrumented remote center compliance," *Industrial Robot*, vol. 11, no. 4, pp. 238-242, 1984.

[22] B. J. Yi and R. A. Freeman, "Synthesis of actively adjustable springs by antagonistic redundant actuation," *ASME Trans. on Journal of Dynamic Systems, Measurements, and Control*, vol. 114, pp. 454-461, Sept., 1992.

[23] D. B. Chaffin and G. Andersson, *Occupational Biomechanics*, Wiley Interscience, 1984.

[24] 오정희, 이기웅, 박찬희, "임상운동학," 1986.

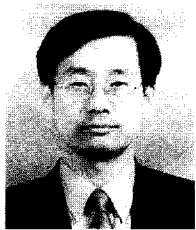
[25] W. L. Winston, *Introduction to Mathematical Programming : Applications and Algorithm*, PWS-Kent Publishing.

[26] F. Anderson, J. Ziegler, M. Pandy and R. Whalen, "Numerical computation of optimal controls for large-scale musculoskeletal systems," *Int. J. Tarbell (ed.): 1993 Advances in Bioengineering*, pp. 519-522, Am. Soc. Mech. Engr., New York, 1993.

[27] W. K. Kim, D. K. Kim and B. J. Yi, "Analysis of a planar 3 degree-of-freedom parallel mechanism with actively adjustable stiffness characteristics," *KSME Journal*, vol. 11, no. 4, pp. 408-418, 1997.

[28] C. P. Chou and B. Hannaford, "Static and dynamic characteristics of McKibben pneumatic artificial muscles," *Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, San Diego, CA., 1994.

[29] 이병주, 양성일, "가변스프링을 이용한 능동현가장치에 관한 연구," *한양대학교 공학기술논문집 제6권 제1호*, pp. 197-205, 1997.



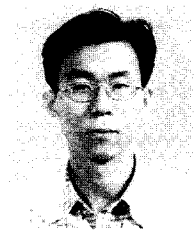
**이 병 주**

1984년 한양대학교 기계공학과 졸업. 텍사스 주립대(오스틴) 기계공학과 석사(1986), 동대학원 박사(1991년). 1992년-1995년 한국기술교육대학교 제어 기계공학과 조교수, 1995년-현재 한양대학교 제어계측공학과 조교수. 관

심분야는 biomechanical system modeling and analysis, parallel/multiple arm and multi-fingered hands design and control, haptic interface, 여유자유도/여유구동 로봇 시스템, animation of dynamic systems.

**김 희 국**

제어 · 자동화 · 시스템공학 논문지 제4권, 제3호, 참조.



**이 제 훈**

1996년 한국기술교육대학교 제어 기계공학과 졸업. 1998년 한양대학교 제어계측공학과 석사, 1998년-현재 동대학원 박사과정. 관심분야는 bio-mechanical system modeling and analysis, 로봇 핑거 시스템, 여유자

유도/여유구동로봇 시스템, 로봇 메카니즘 설계 및 해석.