

인대 구조에 기인한 유연 경첩 관절의 설계

Design of Compliant Hinge Joints inspired by Ligamentous Structure

이 건¹·윤덕찬¹·최영진[†]

Geon Lee¹, Dukchan Yoon¹, Youngjin Choi[†]

Abstract: This paper suggests novel types of joint mechanisms composed of elastic strings and rigid bodies. All of the human hinge joints have the articular capsule and a pair of collateral ligaments. These fibrous tissues make the joint compliant and stable. The proposed mechanism closely imitates the human hinge joint structure by using the concept of tensegrity. The resultant mechanism has several characteristics shown commonly from both the tensegrity structure and the human joint such as compliance, stability, lightweight, and non-contact between rigid bodies. In addition, the role and feature of the human hinge joints vary according to the origins of a pair of collateral ligaments. Likewise, the locations of two strings corresponding to a pair of collateral ligaments produce different function and motion of the proposed mechanism. It would be one of the advantages obtained from the proposed mechanism. How to make a joint mechanism with different features is also suggested in this paper.

Keywords: Biomimetics, Joint Mechanism, Ligamentous Structure, Compliant Joint

1. 서 론

본 논문에서는 새로운 형태의 생체모사형 경첩 관절 메커니즘을 제안한다. 제안하는 메커니즘은 관절낭과 측부 인대를 갖는 인체 관절로부터 영감을 얻었다. 관절 메커니즘은 인체 관절의 관절낭을 대신하는 사각형을 구성하는 네 개의 스트링, 양측부 인대를 대신하는 두 개의 스트링, 뼈를 대신하는 강체로 구성된다. 또한, 메커니즘을 구성하는 강체와 스트링의 구조는 텐스그리티 구조(tensegrity structure)와 매우 유사하며, 텐스그리티 구조가 갖는 몇 가지 장점을 이어 받는다. 대표적으로 강체 간의 접촉이 일어나지 않으며, 스트링의 탄성에 따른 유연성을 갖으며, 상대적으로 가볍다는 장점을 갖는다.

로봇 분야에서 유연성을 갖는 메커니즘과 제어 기법은 사람과 사람, 또는 사람과 환경간에 안전한 상호 작용을 위해 지난 수십 년 동안 꾸준히 연구되었다. 많은 연구자들은 유연 제어 기법 연구에 있어서 매우 인상적인 결과를 내었지만, 제어를 이용한 기법은 구동 방향으로의 유연성만을 갖는 한계가 있다. 반면, 또 다른 연구자들은 스프링(spring)과 댐퍼(damper) 등의 기계적 소자를 이용한 유연 관절 개발에 도전하였다. Wolf와 Hirzinger는 곡면에 공이 구르는 현상을 구체화하여, 강성 조절이 가능한 관절을 개발하였다^[1]. Yoon과 연구자들은 자기유변 댐퍼와 회전 스프링을 이용하여 수동 유연 관절을 개발하였다^[2]. Cestari와 연구자들은 보행 순환 주기를 분석하여 다리가 움직이는 주기에 따라 강성이 변화하는 유연 관절을 개발하였다^[3]. 이러한 메커니즘은 각기 본연의 목적에 적합한 좋은 결과를 내었지만 모든 방향으로의 유연성을 가지 못하고 작은 크기로의 제작이 어렵다는 단점이 있다.

최근 유연 메커니즘의 대안으로 소프트 로봇 개념이 도입되었지만, 대부분의 소프트 로봇은 그 움직임에 있어서 동일한 형상을 유지하기 힘들다. 사람이나 동물 또는 식물 등 생체의 장점을 모방하는 생체모사는 사람과 관련된 문제를 해결하는 새로운 방법으로 등장했다. 많은 연구자들은 자연으로부터 해결방안을 도출하였고 많은 의미 있는 결과를 내었다. Collins

Received : Aug. 15. 2019; Revised : Oct. 7. 2019; Accepted : Oct. 8. 2019

※ This work was supported in part by the Convergence Technology Development Program for Bionic Arm through the National Research Foundation of Korea funded by the Ministry of Science, ICT & Future Planning (2015M3CB2052811) and in part by the National Research Foundation of Korea grant funded by the Korea government(MSIT) (2019R1A2C1088375), Republic of Korea.

1. PhD students, Department of Electronic Systems Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea (emerald, dcyoon@hanyang.ac.kr)

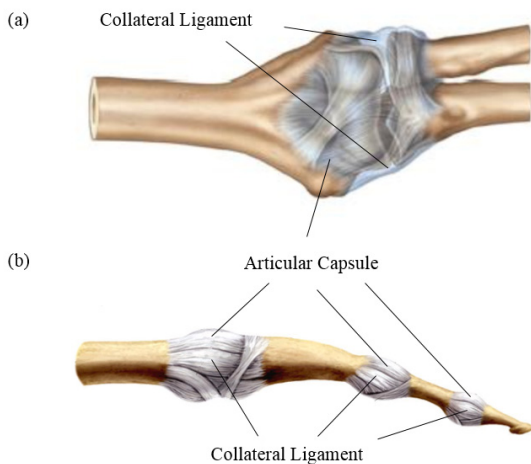
† Professor, Corresponding author. Department of Electrical and Electronic Engineering, Hanyang University, Ansan, Korea (cyj@hanyang.ac.kr)

와 연구자들은 형태학 접근을 통해 passive-dynamic walker를 개발하였고^[4], Koh와 연구자들은 소금쟁이의 구조를 분석하여 물위에서 걷고 뛸 수 있는 로봇을 개발하였다^[5]. 이 외에도 생태학 또는 생물학적 모방을 통해 기존의 로봇 성능을 증가하는 여러 연구가 진행되었다^[6-8]. 이들 연구의 대부분은 근골격계의 제어나 분석에 초점을 두었다는 공통적인 특징이 있다. 인체에서는 이러한 근골격 구조뿐만 아니라 인대 구조도 매우 중요한 역할을 담당한다. 인대 구조는 관절의 움직임, 안정성 등에 핵심적인 역할을 하며, 외력에 대해 관절의 유연성 또한 부여한다. 본 논문은 근골격계 만큼이나 인체에서 중요성을 갖는 인대 구조에 초점을 두고 관절 메커니즘을 개발하였다.

유연성을 갖는 메커니즘은 예기치 못한 환경과의 접촉으로부터 로봇과 환경 모두를 보호 할 수 있다. 특히 작은 크기로 제작이 가능한 유연 관절의 경우, 수술 로봇에 적용되어 원하지 않는 신체 조직과의 접촉으로부터 조직의 손상을 예방 할 수 있다. 또한, 의수와 같이 로봇을 신체에 착용을 하는 경우, 유연 관절은 외부 충격으로부터 충격을 어느 정도 흡수하여 착용 부위에 전달되는 충격을 줄여줌으로써 로봇과 착용자 모두를 보호 할 수 있다. 이 외에 사람과 사람 또는 사람과 환경의 접촉이 필요한 서비스 로봇 등에도 유연 관절과 유연 메커니즘은 매우 필요한 기술 중의 하나이다.

2. 인체 경첩 관절

인체 해부학을 참고해 보면 [Fig. 1]에서와 같이, 인체 상지의 경첩 관절은 관절을 보호하고 지지해 주는 관절낭과 한 쌍의 측부 인대의 두 가지 주요 섬유 조직에 의해 둘러싸여 있다.



[Fig. 1] Anatomy of hinge joints in human body^[9]: (a) elbow complex, (b) finger, where it is noted that the finger has Distal InterPhalangeal (DIP) joint, Proximal Inter-Phalangeal (PIP) joint, and MetaCarpoPhalangeal (MCP) joint as hinge joints from the distal to the proximal

관절낭은 관절을 둘러싸고 있는 섬유조직으로서 두 개의 층으로 구성된다. 내층은 활막층(synovial layer)이라 부르며 소량의 관절 낭액(synovial fluid)을 포함하고 있다. 이 활막층은 근골격 구조의 마찰력을 줄여 부드러운 움직임을 가능하게 한다. 외층은 섬유질층(fiber layer)이라 부르며 하나의 뼈의 말단에서 관절을 구성하는 다른 뼈의 말단으로 붙어있다. 이 외층의 섬유의 장력은 뼈의 탈구를 방지해주며 관절을 보호하는 역할을 한다^[10]. 인체 관절은 기계 관절과는 다르게 두 뼈가 서로 견고히 물려있지 않으며 관절의 섬유 조직 층에 의해 위치가 잡혀 회전축이 생성된다.

또한, 인체 내의 경첩관절은 한 쌍의 측부 인대를 가지고 있다. 측부 인대는 관절의 내측과 외측에 위치하고 있으며, 내반력(varus stress)과 외반력(valgus stress)에 대해 관절의 안정성을 강화하는 주된 역할을 한다. 또한, 두 측부 인대는 내측과 외측으로의 과도한 움직임을 제한하며, 뼈간 탈구가 발생하지 않도록 관절을 보호하는 역할을 한다^[10-13]. 측부 인대는 몸에서 가까운 쪽은 너비가 얇고 몸에서 먼 쪽은 너비가 넓은 특징을 갖는데, 이러한 부채꼴 모양은 외력을 분산시켜주는 역할을 한다.

[Fig. 1]은 인체 상지 내의 경첩 관절을 묘사하는 그림이다. 그림에서 (a)는 팔꿈치 관절을 나타내며 (b)는 손가락의 세 관절을 나타낸다. [Fig. 1]에서 볼 수 있듯이, 모든 관절은 관절낭과 한 쌍의 측부 인대를 공통적으로 가지고 있으며, 관절낭의 외층과 측부 인대는 관절의 과도한 움직임을 제한하고, 탈골로부터 관절을 보호하는 공통적인 특징을 갖는다. 그 결과, 두 섬유질 조직은 관절이 유연성을 갖게 할 뿐 만 아니라 관절의 안정성에도 깊게 관여한다^[13-15]. 관절낭은 모든 경첩 관절에 비슷한 역할을 하는 공통적인 특징이지만, 반면 측부 인대는 관절 마다 다른 움직임을 만들어내는 다른 특징을 갖는다. 비록 [Fig. 1]에서 측부 인대가 어떻게 다르게 부착 되었는지 식별하기는 어렵지만, 측부 인대가 어디에 부착 되었는지에 따라 각 관절은 다르게 움직이는 특징이 있다. 예를 들어, 손가락의 말초지절간관절(distal interphalangeal joint)와 근위지절간관절(proximal interphalangeal joint)의 측부 인대는 관절구(condyle) 중심에 위치하지만, 계관절(metacarpophalangeal joint)의 측부 인대는 관절구 중심에 위치 하지 않는다. 이 결과, 말초지절간관절/근위지절간관절과 계관절의 움직임이 다르게 나타난다.

3. 관절 메커니즘의 기본 구조

텐스그리티 구조는 강체라고 부르는 압축부와 스트링이라 부르는 인장부로 구성된다. 힘 평형 상태에 있는 이러한 강체-스트링 모양의 구조를 텐스그리티 구조라 한다^[16]. 텐스그리티 구조의 주된 장점은 다음과 같다. 첫째, 텐스그리티 구조는 강체를 스트링으로 대신하기 때문에 상대적으로 가볍다. 둘째,

강체는 굽힘력을 받지 않고 압축력만 받기 때문에 기존의 메커니즘 보다 강체가 얇아질 수 있다. 셋째, 구조 내의 강체는 스트링에 의해 띄워져 있기 때문에 강체 간의 접촉이 발생하지 않는다. 다시 말해, 강체 간의 마찰에 의해 발생할 수 있는 마모로 인한 손상이 발생하지 않는다.

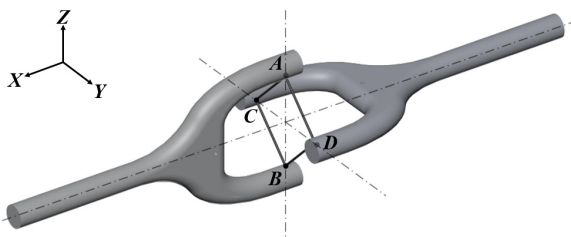
텐스그리티 구조는 인체의 인대 구조와 매우 유사하다. 텐스그리티 구조에서의 탄성줄은 강체를 포함하는 전체 구조를 탄성줄의 인장력으로 안정화 시킨다. 비슷하게, 인체 관절의 인대 구조에서는 관절낭과 측부 인대의 섬유질 조직이 뼈간 탈골을 방지함으로써 인체 관절의 안정화를 돕는다. 텐스그리티 구조와 인체의 인대 구조를 비교해 보면, 인체의 뼈와 인대는 각각 텐스그리티 구조의 강체와 탄성줄로 대체될 수 있다. G. Scarr은 이러한 특징을 이용하여 사람의 팔꿈치 관절을 텐스그리티 구조로 묘사하였다^[7].

3.1 2자유도의 관절 메커니즘 구조

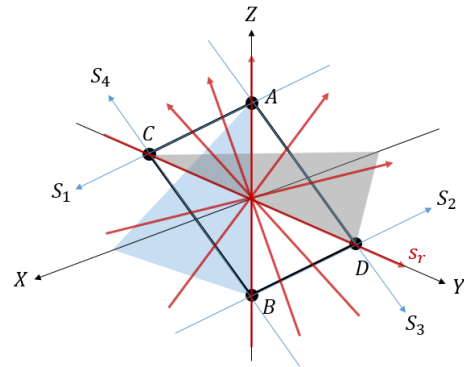
[Fig. 2]는 제안하는 관절 메커니즘의 기본 구조를 나타낸 것이다. 관절 메커니즘의 기본 구조는 두 개의 강체와 네 개의 스트링으로 구성되어 있다. 각각의 스트링은 초기 인장력을 가지고 있으며, 각각의 강체는 두 개의 분지로 나누어 진다. 두 개의 스트링의 끝 단은 [Fig. 2]의 A, B, C, D와 같이, 강체의 한쪽 분지의 한점에서 만나 고정되며, 네 개의 스트링은 사각형 모양을 형성하고 각각의 인장력으로 힘 평형 상태를 유지한다.

네 개의 스트링이 고정되어 있는 네 점 A, B, C, D는 외력이 없는 한 상대적으로 움직이지 않기 때문에 마주보는 두 점을 잇는 직선의 방향으로 회전축은 형성된다. 예를 들어, [Fig. 2]에서 yaw 모션의 회전축은 점 A와 B를 통과하는 직선에 형성되고, pitch 모션의 회전축은 점 C와 D를 통과하는 직선에 형성된다.

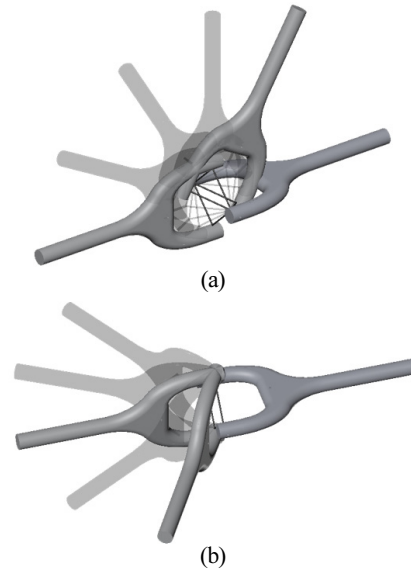
기본 구조 각각의 스트링은 screw theory에 의해 [Fig. 3]에서와 같이 S_1, S_2, S_3, S_4 총 네 개의 wrench로 표현된다. 가상일(virtual work)에 의해 wrench와 twist의 곱이 0이 될 때, 이를 만



[Fig. 2] Perspective view: basic structure of the proposed joint mechanism, where it is composed of two rigid bodies and four elastic strings so that four strings with pretension can form quadrangular shape in single plane



[Fig. 3] Schematic structure of the basic structure. The structure is represented by four wrenches, and they are reciprocal to any twists on YZ plane



[Fig. 4] Hinge joint movements of PIP and DIP joints. (a) movement about CD axis of rotation. (b) movement about AB axis of rotation

족하는 twist는 외력 없이 자유로이 회전할 수 있는 축을 의미한다. 관절 메커니즘의 기본 구조는 [Fig. 3]에서와 같이 YZ 평면의 모든 twist가 네 개의 wrench에 reciprocal screw가 되며, 이는 서로 독립인 두 개의 벡터로 표현이 가능하다. 따라서, 관절 메커니즘의 기본 구조는 두 개의 독립된 회전축을 갖기 때문에 외력이 작용하지 않으면 2 자유도(two degrees-of-freedom)의 관절로 정의된다. [Fig. 4]는 기본 구조의 2 자유도 움직임을 나타낸 그림이다. 흥미로운 사실은 제안한 관절 구조는 위에서 언급한 2 자유도 이외에 외력에 대한 네 개의 스트링의 인장에 의해 roll 모션과 X, Y, Z 축 방향으로의 움직임 또한 가능하다는 것이다. 이러한 현상은 관절 메커니즘의 내재적인 유연성을 가져오며, 그 유연성의 정도는 스트링의 탄성력에 비례하여 발생한다.

3.2 메커니즘의 힘 평형 상태

기본 관절 구조는 YZ 평면에서 [Fig. 5]와 같이 표현 할 수 있다. 관절 구조는 $\mathbf{n}_i \in \mathbb{R}^2 \ \forall i = 1, 2, 3, 4$ 로 표현 되는 네 개의 node를 가지며 두 개의 스트링은 강체의 한 점에서 만난다. 이 구조의 node matrix는 node 벡터를 이용하여 $\mathbf{N} = [\mathbf{n}_1, \mathbf{n}_2, \mathbf{n}_3, \mathbf{n}_4] \in \mathbb{R}^{2 \times 4}$ 와 같이 표현된다. 모든 강체와 스트링을 ‘member’라 부르며, member는 한 node에서 다른 node로의 2 차원 벡터로 $\mathbf{m}_k \in \mathbb{R}^2 \ \forall k = 1, 2, \dots, 6$ 와 같이 쓸 수 있다. 따라서, member로 구성된 member matrix는 $\mathbf{M} = [\mathbf{m}_1, \mathbf{m}_2, \dots, \mathbf{m}_6] \in \mathbb{R}^{2 \times 6}$ 와 같이 표현된다. 따라서, [Fig. 5]에서 나타낸 기본 관절 구조의 node matrix와 member matrix는 다음과 같다.

$$\mathbf{N} = \begin{bmatrix} l & 0 & -l & 0 \\ 0 & l & 0 & -l \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{2 \times 4} \quad (1)$$

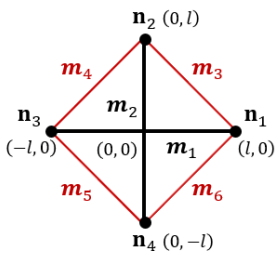
$$\mathbf{M} = \begin{bmatrix} -2l & 0 & -l & -l & l & l \\ 0 & -2l & l & -l & -l & l \end{bmatrix} \in \mathbb{R}^{2 \times 6} \quad (2)$$

\mathbf{e}_i 를 nodal 공간의 기저를 이루는 단위 벡터로 가정하면, nodal 공간에서의 k 번째 member는 $\mathbf{d}_k = \mathbf{e}_{i_k} - \mathbf{e}_{j_k} \ \forall k = 1, 2, \dots, 6$ 와 같이 표현될 수 있다. 예를 들어, 첫번째 member는 다음과 같은 연결 관계로 표현된다.

$$\mathbf{d}_1 = \mathbf{e}_3 - \mathbf{e}_1 = [-1 \ 0 \ 1 \ 0]^T$$

또한, connectivity matrix는 nodal space에서 member 전체의 연결 관계를 표현하면 다음과 같다.

$$\mathbf{C} = \mathbf{D}^T = \begin{bmatrix} -1 & 0 & -1 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 1 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 1 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 1 & -1 \end{bmatrix}^T \in \mathbb{R}^{6 \times 4} \quad (3)$$



[Fig. 5] Schematic structure of the proposed mechanism in YZ-plane, for example, four nodes $\mathbf{n}_1, \mathbf{n}_2, \mathbf{n}_3,$ and \mathbf{n}_4 correspond to specific points $D, A, C,$ and B in the YZ-plane of the [Fig. 2], respectively

여기서 node, member, 그리고 connectivity matrix는 $\mathbf{M} = \mathbf{N}\mathbf{C}^T$ 를 만족한다.

관절 구조의 힘 평형 상태를 찾기 위해서 포텐셜 에너지와 힘에 대한 식을 얻어야 한다. 포텐셜 에너지는 member에 관한 함수로 $\mathbf{V}(\mathbf{n}) = \sum_{k=1}^6 V_k(\|\mathbf{m}_k\|) = \sum_{k=1}^6 V_k(\mathbf{n})$ 와 같이 구해지며, 여기서 $\mathbf{n} = \text{vec}(\mathbf{N})$ 를 뜻한다^[16]. 총 힘 벡터는 포텐셜 에너지의 음의 변화율로 주어지며 $\mathbf{f}(\mathbf{n}) = -\nabla \mathbf{V}(\mathbf{n}) = \sum_{k=1}^6 \mathbf{f}_k(\mathbf{n})$ 와 같이 표현할 수 있다. 또한, Kronecker product을 이용하여 k 번째 member에 작용하는 힘 벡터는 $\mathbf{f}_k(\mathbf{n}) = -\sigma_k(\|\mathbf{m}_k\|)(\mathbf{d}_k \otimes \mathbf{m}_k)$ 와 같이 얻어지며, 여기서 $\sigma_k(\|\mathbf{m}_k\|) = V'_k(\|\mathbf{m}_k\|) / \|\mathbf{m}_k\|$ 로 표현되는 σ_k 는 force density를 의미한다. 또한, Kronecker product $\mathbf{d}_k \otimes \mathbf{m}_k$ 의 연산 결과는 $\text{vec}(\mathbf{m}_k \mathbf{d}_k^T)$ 와 같다. 따라서, k 번째 member에 작용하는 force matrix는 $\mathbf{F}_k(\mathbf{n}) = -\sigma_k(\|\mathbf{m}_k\|)(\mathbf{m}_k \mathbf{d}_k^T)$ 와 같이 표현되며, 관절 구조에 작용하는 총 힘은 $\mathbf{F}(\mathbf{n}) = \mathbf{M}\boldsymbol{\Sigma}(\mathbf{m})\mathbf{C}$ 이 된다. 여기서 $\boldsymbol{\Sigma}(\mathbf{m}) = \text{diag}[\sigma_1(\|\mathbf{m}_1\|), \sigma_2(\|\mathbf{m}_2\|), \dots, \sigma_6(\|\mathbf{m}_6\|)]$ 을 의미하며 $\boldsymbol{\Sigma}(\mathbf{m})$ 를 force density matrix라 부른다. 결론적으로 기본 관절 구조에 가해지는 total force matrix는 다음과 같이 유도된다.

$$\mathbf{F}(\mathbf{n}) = l \begin{bmatrix} \sigma_3 + \sigma_6 + 2\sigma_1 & \sigma_4 - \sigma_3 & & & & \\ \sigma_6 - \sigma_3 & \sigma_3 + \sigma_4 + 2\sigma_2 & & & & \\ & -2\sigma_1 - \sigma_3 - \sigma_4 & \sigma_5 - \sigma_6 & & & \\ & \sigma_5 - \sigma_4 & -2\sigma_2 - \sigma_5 - \sigma_6 & & & \end{bmatrix} \quad (4)$$

여기서 $\mathbf{f}(\mathbf{n}) = \text{vec}(\mathbf{F}(\mathbf{n}))$ 을 나타낸다.

총 포텐셜 에너지 $\mathbf{V}(\mathbf{n})$ 는 테일러 급수에 의해 다음과 같이 표현된다.

$$\mathbf{V}(\bar{\mathbf{n}} + \epsilon \mathbf{h}) = \mathbf{V}(\bar{\mathbf{n}}) + \epsilon \mathbf{h}^T \nabla \mathbf{V}(\bar{\mathbf{n}}) + \frac{\epsilon^2}{2} \mathbf{h}^T \mathbf{H}_v(\bar{\mathbf{n}}) \mathbf{h} + \dots \quad (5)$$

여기서, $\bar{\mathbf{n}}$ 는 포텐셜 함수의 정류점(stationary point)을 의미하며, $\nabla \mathbf{V}(\bar{\mathbf{n}})$ 은 $-\mathbf{f}(\bar{\mathbf{n}})$ 을, $\mathbf{H}_v(\bar{\mathbf{n}})$ 는 $\mathbf{V}(\bar{\mathbf{n}})$ 의 Hessian을 각각 나타낸다. 또한, 식 (5)에서 $\mathbf{f}(\bar{\mathbf{n}})$ 과 $\mathbf{H}_v(\bar{\mathbf{n}})$ 은 각각 force vector와 stiffness matrix를 의미하는 것을 알 수 있다. 식 (5)에서 알 수 있듯이, 힘 평형 상태를 위해서 $\mathbf{f}(\bar{\mathbf{n}}) = 0$ 와 $\mathbf{H}_v(\bar{\mathbf{n}}) > 0$ 의 두 가지 조건이 만족되어야 하기 때문에 식 (4)는 0이 되어야 한다. 따라서 힘 평형을 위한 조건은 다음과 같이 얻어진다.

$$\sigma_1 = \sigma_2 = -\sigma_3 = -\sigma_4 = -\sigma_5 = -\sigma_6 \quad (6)$$

여기서 σ_1 와 σ_2 는 강체와 관련된 force density를 나타내며 $\sigma_3, \sigma_4, \sigma_5$ 와 σ_6 는 스트링과 관련된 force density를 나타낸다.

두 번째 조건 $H_v(\bar{n}) > 0$ 에 대한 증명은 참고 문헌 [16]에서 찾을 수 있다. 결과적으로 식 (6)을 만족하면, 기본 관절 구조는 yaw 운동과 pitch 운동 상에서 힘 평형 상태를 유지한다.

4. 측부 인대 위치에 따른 경첩 관절

이번 절에서는 서로 다른 특징을 갖는 세 가지의 경첩 관절을 제시한다. 제시하는 세 가지 경첩 관절은 전 절에서 소개했던 기본 구조를 바탕으로 인체의 측부 인대에 해당하는 두 개의 보조 스트링을 추가함으로써 구성된다. 결과적으로 두 개의 보조 스트링의 부착 위치에 따라 다르게 동작하는 경첩 관절이 생성된다.

4.1 순수 경첩 관절

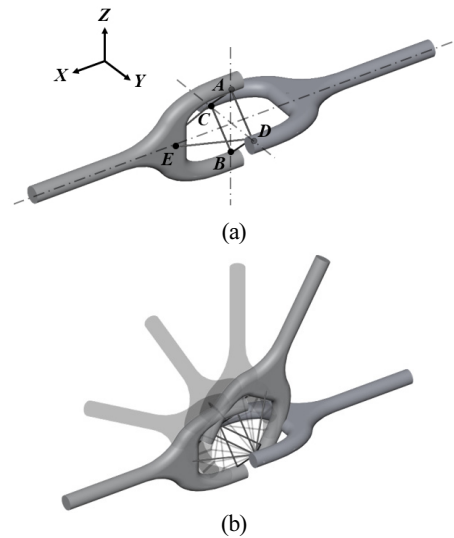
먼저, 본 논문에서 사용하는 순수 경첩 관절이란 회전축이 관절의 장축과 수직으로 형성되는 기존 기계 관절에서의 경첩 관절을 뜻한다. 일반적으로 경첩 관절이라 부르지만 본 논문에서는 다른 경첩 관절과의 구분을 위해 순수 경첩 관절이라 부르기로 한다. 예를 들어, 손가락의 말초지절간관절과 근위지절간관절은 순수 경첩 관절에 해당한다. 두 관절의 양 측부 인대는 각각 기절골(proximal phalanx)과 중지골(middle phalanx)의 관절구 중심에 위치해 있다. 다시 말하자면, 측부 인대 길이는 손가락 관절의 굴신(flexion-extension) 운동과는 무관하게 항상 일정하게 유지된다. 이 측부 인대는 내반/외반으로부터 관절의 운동을 일정하게 유지해주는 주요 인대이며 외전(abduction)/내전(adduction)과 같은 회전 운동을 방지한다^[13].

[Fig. 6]은 순수 경첩 관절의 구조와 그 움직임을 나타낸 그림이다. 순수 경첩 관절은 [Fig. 2]의 네 개의 스트링과 두 개의 강체를 갖는 기본 구조에 점 C와 E, D와 E를 잇는 두 개의 보조 스트링으로 이루어진다. 두 개의 보조 스트링은 인체 관절의 측부 인대와 같은 역할을 담당하여 내반력과 외반력에 대해 구조를 유지해주며 1자유도의 운동을 가능하게 해준다. 또한 외력없이 자유로운 1자유도의 운동이 가능하기 위해 보조 스트링의 고정점 C와 D는 회전축 위에 위치해야 한다. 또한 관절의 굴신 운동 동안 두 보조 스트링은 동일한 인장력을 유지한다.

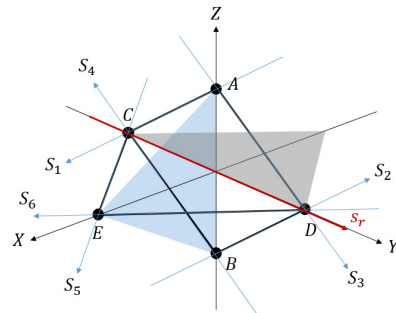
순수 경첩 관절은 [Fig. 7]과 같이 도식화 될 수 있으며, S_1, S_2, \dots, S_6 으로 표현된 총 6개의 wrench로 구성된다. 모든 wrench의 virtual work을 0으로 만드는 twist는 점 C와 D를 통과하는 벡터로 나타나며, 이는 순수 경첩 관절이 s_r 축으로 외력 없이 자유로이 회전할 수 있다는 것을 의미한다.

4.2 운반각(carrying angle) 경첩 관절

운반각이란 상완골 관절구 표면의 모양 때문에 발생하는



[Fig. 6] Pure hinge joint mechanism: (a)structure, (b)movement about CD axis of rotation, where it has a pair of sub-strings CE and DE based on the basic structure composed of two rigid bodies and four strings in the [Fig. 2]. The added a pair of substrings CE and DE play roles as a pair of collateral ligaments of the human joint. The origins of a pair of substrings have to be on axis for the pitch motion (i.e. CD axis of rotation)

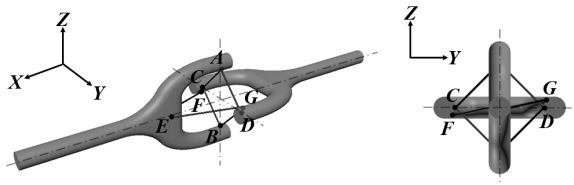


[Fig. 7] Schematic structure of the pure hinge joint, where the structure is represented by six wrenches, and they are reciprocal to only twist denoted by s_r .

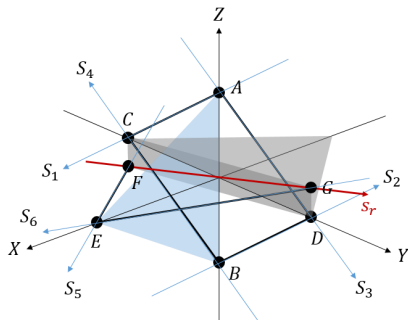
상완골과 척골 간의 각도이며, 남녀의 차이가 있으나 보통 5도에서 15도의 각도를 갖는다. 팔꿈치 관절 내의 상완척골관절(humeroulnar joint)이 운반각 경첩 관절에 해당한다. 이러한 운반각은 사람이 물체를 운반할 때, 물체와 하지의 접촉을 피할 수 있게 도와주는 역할을 하며, 팔꿈치를 접었을 때 손을 사람의 무게 중심 쪽을 향하도록 돕는다. 운반각은 팔꿈치의 굴절 운동에 따라 선형적으로 감소하는 특징을 갖는다^[18,19]. 모든 인체내의 경첩 관절은 양 측부 인대를 포함하고 있듯이 팔꿈치 관절도 예외는 아니다. 하지만, 측부 인대의 부착 위치는 이전 절에서 설명한 순수 경첩 관절과는 다소 차이가 있다. 대부분의 경첩 관절은 내측과 외측의 측부 인대가 대칭으로 존재하지만, 상완척골관절의 양 측부 인대는 비대칭으로 존재한다. 내측 측부 인대는 외측 측부 인대보다 상대적으로 뒤쪽에 배치되어 있다.

인체 상완척골관절의 측부 인대 위치의 특징을 바탕으로 운반각 경첩 관절 메커니즘은 [Fig. 8]과 같이 구성되며, 이 때 사각형 모양을 형성하는 네 개의 스트링의 배치는 기본 구조의 [Fig. 2]와 동일하다. 순수 경첩 관절과는 다르게 보조 스트링 중의 하나는 점 C 와 D 를 잇는 선을 기준으로 Z 축 방향으로 아래쪽인 점 F 에 위치하며, 또 다른 스트링은 위쪽인 점 G 에 위치한다.

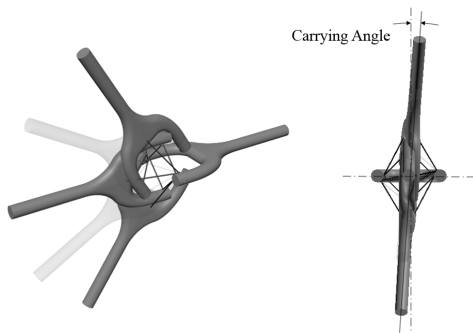
[Fig. 9]는 운반각 경첩 관절을 도식화한 그림이다. 순수 경첩 관절과 동일하게 총 여섯 개의 wrench로 표현이 가능하며, 점 F 와 G 는 XZ 평면을 기준으로 서로 비대칭하나 원점을 기준



[Fig. 8] Structure of hinge joint mechanism with carrying angle, where a pair of substrings mimic collateral ligaments with carrying angle. Different from pure hinge joint, one of the substrings is positioned at F below CD axis and the other is located at G above CD axis



[Fig. 9] Schematic structure of the hinge joint with carrying angle, where the structure is represented by six wrenches, and they are reciprocal to only twist denoted by s_r . The carrying angle is the angle between s_r and Y -axis

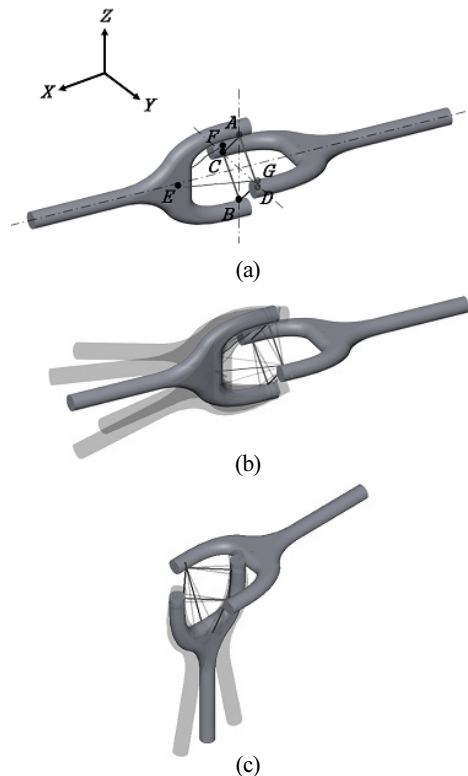


[Fig. 10] Movement of hinge joint mechanism with carrying angle, where the equilibrium points that two substrings are balanced in tensile forces would be formed on an oblique line. The variation of carrying angle depends on the deviated distances between C and F , and between D and G denoted in the [Fig. 8]

으로 대칭적으로 자리한다. 순수 경첩 관절의 해석과 비슷한 방법으로 여섯 개 wrench의 reciprocal screw를 찾아보면 점 F 와 G 를 포함하는 twist를 얻을 수 있다. 이는 외력 없이 운반각을 갖는 관절 메커니즘의 회전 축이 되며, 벡터 s_r 과 Y 축이 이루는 각이 운반각으로 나타난다. [Fig. 10]은 운반각을 갖는 관절 메커니즘의 동작을 보여주는 그림이며, 두 보조 스트링의 인장력이 평형이 이루는 지점으로 움직임이 형성된다. 또한, 점 C 와 F 의 거리, 점 D 와 G 의 거리에 따라 관절 메커니즘의 운반각을 결정할 수 있다.

4.3 변동 경첩 관절

[Fig. 1(b)]에서 손가락의 말초지절간관절과 근위지절간관절이 4.1절에서 제안한 순수 경첩 관절에 포함되는 반면, 계관절은 이번 절에서 제안하려는 변동 경첩 관절에 포함된다. 본 논문에서 변동 경첩 관절이란 관절의 굴신 운동에 따라 자유도가 변하는 관절을 의미한다. 예를 들어, 계관절은 완전 신전 상태에서 신전/굴절 운동과 외전/내전 운동의 2 자유도를 갖지만, 완전 굴절 상태에서는 신전/굴절 운동의 1 자유도만을 갖는



[Fig. 11] Alternative hinge joint mechanism: (a) its structure, where the origins of collateral ligaments are arranged above the axis of CD , as denoted by F and G , (b) yaw and pitch motions in the extension, where the joint can freely rotate on yaw (AB) and pitch (CD) axes, (c) only pitch motion in the flexion, where two substrings become taut, and thus they make yaw motion be very restricted

5. 결 론

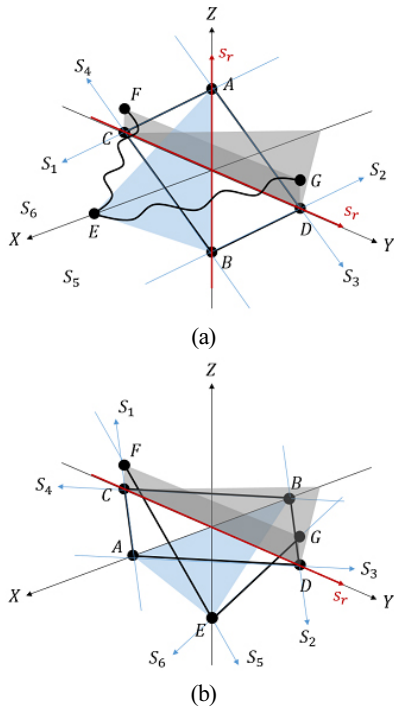
본 논문에서는 유연성을 갖는 경첩 관절 메커니즘을 제안하였다. 제안된 관절 메커니즘은 인체 관절의 인대 구조를 모사한 메커니즘으로 관절낭을 대신하는 사각형을 형성하는 네 개의 스트링과 한 쌍의 측부 인대를 대신하는 두 개의 보조 스트링으로 구성되었다. 관절을 구성하는 스트링의 역할은 인체의 인대의 역할과 매우 유사하다는 특징이 있다. 실제로 관절 메커니즘은 스트링과 강체로 구성된 텐스그리티 구조를 기반으로 형성되었기 때문에 텐스그리티 구조가 갖는 몇 가지 특성을 이어 받는다. 또한, 측부 인대에 해당하는 보조 스트링의 부착 위치에 따라 다른 움직임을 갖는 세 가지 형태의 관절 메커니즘을 제안하였다.

제한한 관절 메커니즘은 인체의 인대 구조를 텐스그리티 구조로 모사함으로써 몇 가지 중요한 장점을 갖는다. 중요한 장점 중의 하나는 기존의 관절 메커니즘과는 다르게 메커니즘 내 스트링의 인장에 의해 내재적으로 모든 방향으로의 유연성을 갖는다는 것이다. 기존 관절 메커니즘은 베어링과 하모닉 드라이브와 같은 여러 강체 요소를 포함하기 때문에 외력에 대해 유연하기 어렵다. 하지만 제안한 관절 메커니즘의 경우, 외력에 대해 회전축으로의 유연성 뿐만 아니라 모든 방향으로의 유연성을 갖는다. 또한, 제안한 메커니즘은 텐스그리티 구조와 유사하기 때문에 가볍다는 장점과 강체 간의 접촉이 일어나지 않는다는 장점도 갖는다. 반면에 제한한 메커니즘은 다음과 같은 단점을 갖는다. 상대적으로 많은 스트링이 사용되기 때문에 매우 복잡한 수학적 분석이 요구된다. 또한, 모든 wire-driven 메커니즘에서 존재하는 스트링을 강체에 단단히 고정시키는 방법에 대한 고질적인 문제를 안고 있다.

본 논문에서, 제안한 메커니즘의 구동에 대해 다루지 않았지만 차후에 wire-driven 방법을 이용하여 제안한 메커니즘을 구동시킬 예정이다. 이를 위해 다음과 같은 문제들을 해결해야 한다. 첫째, 메커니즘이 구동하는 동안 스트링이 느슨해지는 현상이 발생하지 않도록 구동 스트링의 최적화된 배치가 고려되어야 할 것이다. 또한 메커니즘의 정확한 제어를 위해 메커니즘의 기구학 및 동역학이 고려되어야 할 것이다. 상반되는 유연성과 강성의 설정을 위해 메커니즘을 구성하는 스트링 탄성 계수에 대한 수학적 기준이 제시되어야 할 것이다.

References

[1] S. Wolf and G. Hirzinger, "A New Variable Stiffness Design: Matching Requirements of the Next Robot Generation," 2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Pasadena, CA, USA, pp. 1741-1746, 2008.



[Fig. 12] Schematic structure of the alterative hinge joint, (a) two substrings are slacked in joint full extension, and the structure is represented by four wrenches and they are reciprocal to any twists on YZ plane, (b) two substrings become taut in joint full flexion, and the structure is represented by six wrenches and they are reciprocal to only twist, s_r .

다. 이러한 현상은 계관절의 측부 인대의 부착 위치 때문에 발생한다. 계관절 측부 인대는 손바닥뼈(metacarpal)의 관절구 중심에 위치하는 것이 아닌, 중심에서 어느 정도 손등 쪽으로 위치한다. 따라서 완전 신전 상태에서의 측부 인대는 느슨한 상태로 있으며, 반대로 완전 굴절 상태에서의 측부 인대는 팽팽한 상태가 된다²⁰⁾. 다시 말해, 완전 굴절 상태에서 관절의 외전과 내전 운동은 팽팽해진 양 측부 인대의 인장력에 의해 제한된다.

앞서 언급한 변동 관절을 구현하기 위해서 [Fig. 11(a)]에서와 같이 측부 인대를 배치한다. 양 측부 인대는 점 C와 D를 잇는 선에서 Z 축 방향으로 위쪽인 점 F와 G에 위치하며, 어느 정도 느슨하게 점 E와 연결된다. 관절이 펴진 상태에서 느슨해진 보조 스트링은 yaw 운동을 제한하지 않기 때문에 이때의 변동 관절은 [Fig. 12(a)]과 같이 도식화되며 [Fig. 11(b)]와 같은 움직임을 갖는 2 자유도를 갖는 관절로 정의될 수 있다. 반면에 관절이 90도 굽어진 상태에서는 두 보조 스트링의 인장력에 의해 yaw 운동이 제한되며, 관절은 [Fig. 12(b)]와 같이 도식화된다. 따라서 이 경우 관절은 s_r 을 회전 축으로 갖는 움직임을 갖게 되며 [Fig. 11(c)]에서와 같이 1 자유도로 정의된다. 또한, 변동 관절에서 yaw 운동 가능 범위는 초기 형태에서 보조 스트링이 얼마나 느슨하게 연결되어 있는지에 따라 달라진다.

- [2] S.-S. Yoon, S. Kang, S.-J. Kim, Y.-H. Kim, M. Kim, and C.-W. Lee, "Safe Arm with MR-based Passive Compliant Joints and Visco-elastic Covering for Service Robot Applications," *2003 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Las Vegas, NV, USA, pp. 2191-2196, 2003.
- [3] M. Cestari, D. Sanz-Merodio, J. C. Arevalo, and E. Garcia, "An Adjustable Compliant Joint for Lower-Limb Exoskeletons," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 20, no. 2, pp. 889-898, Apr., 2015.
- [4] S. Collins, A. Ruina, R. Tedrake, and M. Wisse, "Efficient Bipedal Robots Based on Passive-Dynamic Walkers," *Science*, vol. 307, no. 5712, pp. 1082-1085, Feb., 2005.
- [5] J.-S. Koh, E. Yang, G.-P. Jung, S.-P. Jung, J. H. Son, S.-I. Lee, P. G. Jablonski, R. J. Wood, H.-Y. Kim, and K.-J. Cho, "Jumping on Water: Surface Tension-dominated Jumping of Water Striders and Robotic Insects," *Science*, vol. 349, no. 6247, pp. 517-521, Jul. 2015.
- [6] S. Ikemoto, F. Kannou, and K. Hosoda, "Humanlike Shoulder Complex for Musculoskeletal Robot Arms," *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Vilamoura, Portugal, pp. 4892-4897, 2012.
- [7] E. Garcia, J. C. Arevalo, G. Munoz, and P. Gonzalez-de-Santos, "On the biomimetic Design of Agile-Robot Legs," *Sensors*, vol. 11, no. 12, pp. 11305-11334, 2011.
- [8] Z. Xu and E. Todorov, "Design of a Highly Biomimetic Anthropomorphic Robotic Hand towards Artificial Limb Regeneration," *2016 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Stockholm, Sweden, pp. 3485-3492, 2016.
- [9] W. Prentice, *Essentials of Athletic Injury Management*, McGraw-Hill, 2016.
- [10] S. W. O'Driscoll, "Elbow Instability," *Acta Orthopaedica Belgica*, vol. 65, no. 4, pp. 404-415, 1999.
- [11] T. R. Kiefhaber, P. J. Stern, and E. S. Grood, "Lateral stability of the proximal interphalangeal joint," *The Journal of Hand Surgery*, vol. 11, no. 5, pp. 661-669, Sep., 1986.
- [12] H. Gurbuz, T. Kutoglut, and R. Mesut, "Anatomical Dimensions of Anterior Bundle of Ulnar Collateral Ligament and its Role in Elbow Stability," *Folia Medica*, vol. 47, no. 1, pp. 47-52, 2005.
- [13] Y. Minamikwa, E. Horii, P. C. Amadio, W. P. Cooney, R. L. Linscheid, and K. An, "Stability and Constraint of the Proximal Interphalangeal Joint," *The Journal of Hand Surgery*, pp. 198-204, 1993.
- [14] P. K. Levangie and C. C. Morkin, *Joint Structure and Function: A comprehensive Analysis*, Philadelphia, F. A. Davis, 2011.
- [15] R. N. Hotchkiss and A. J. Weiland, "Valgus Stability of the Elbow," *Journal of Orthopedic Research*, vol. 5, no. 35, pp. 372-377, 1987.
- [16] R.E. Skelton, R. Adhikari, J. Pinaud and W. Chan, and J. W. Helton, "An Introduction to the Mechanics of Tensegrity Structures," *40th IEEE Conference on Decision and Control*, Orlando, FL, USA, pp. 4254-4259, 2001.
- [17] G. Scarr, "A Consideration of the Elbow as a Tensegrity Structure," *International Journal of Osteopathic Medicine*, vol. 15, no. 2, pp. 53-65, Jun., 2012.
- [18] C. P. McDonald, V. Moutzourous, and M. J. Bey, "Measuring Dynamic In-Vivo Elbow Kinematics: Description of Technique and Estimation of Accuracy," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 134, no. 12, pp. 123502-123507, 2012.
- [19] M. L. Zampagni, D. Casino, S. Zaffagnini, A. Visani, and M. Marcacci, "Trend of the Carrying Angle During Flexion-Extension of the Elbow Joint: A Pilot Study," *Orthopedics*, vol. 31, no. 1, pp. 76, Jan., 2008.
- [20] A. Y. Shin, M. J. Battaglia, and A. T. Bishop, "Lunotriquetral Instability: Diagnosis and Treatment," *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 8, no. 3, pp. 170-179, 2000.

이 건



2008 한양대학교 전자컴퓨터공학부(공학사)
 2010 한양대학교 전자전기제어계측공학과(공학석사)
 2015~현재 한양대학교 전자시스템공학과(박사과정)
 2011~2013 KIST 실감교류로보틱스연구센터 연구원
 2013~2015 한양대학교 공학기술연구소 연구원

관심분야: 생체모사, 메커니즘, 로보틱스

윤 덕 찬



2014 한양대학교 전자시스템공학과(공학사)
 2016 한양대학교 전자시스템공학과(공학석사)
 2016~현재 한양대학교 전자시스템공학과(박사과정)

관심분야: 생체모사, 메커니즘, 로보틱스

최 영 진



2002 POSTECH 기계공학과(공학박사)
 2005 KIST 지능로봇연구센터 선임연구원
 현재 한양대학교 ERICA 전자공학부 교수

관심분야: 로봇제어, 생체신호처리