Journal of Korea Robotics Society (2022) 17(2):209-215
https://doi.org/10.7746/jkros.2022.17.2.209 ISSN: 1975-6291 / eISSN: 2287-3961

인대 구조에서 기인한 전완 메커니즘과 자유도 해석

Forearm Mechanism Inspired by Ligamentous Structure and Its Mobility Analysis

이 건[1]·이 호†
Geon Lee[1], Ho Lee†

Abstract: In this paper, a forearm Mechanism design inspired by ligamentous structure of the human body is proposed. The proposed mechanism consists of four rigid bodies and fourteen wires without any mechanical joints. Actually, the mechanism is based on the concept of the tensegrity structure. Therefore, the proposed mechanism has inherently compliant characteristics due to the flexibility of the wires composing the structure. Rigid bodies and wires of the mechanism mimic bones and major ligaments in the forearm of the human. The proposed mechanism is classified as one of the interconnected hybrid flexure systems. The analysis method of the degree of freedom (DOF) of the proposed mechanism is also introduced through analyzing technique of the interconnected hybrid flexure systems, in this paper. Ultimately, the proposed mechanism, whose structure is complicated with rigid bodies and wires, mathematically drives that it has 3-DOFs.

Keywords: Forearm Mechanism, Tensegrity Structure, Bio-Inspired Design, Mobility Analysis

1. 서 론

로봇의 개념이 인간의 편의를 위해 도입된 이후, 로봇은 수십 년 동안 지속적으로 연구되고 개발되어 왔다. 로봇에 대한 초기 관심은 산업용 로봇으로 정확성, 강인성, 작업을 수행 속도에 집중되어 있었다. 하지만 시대가 바뀌면서 로봇에 대한 관심은 산업용 로봇에서 서비스 로봇, 의료 로봇, 웨어러블 로봇 등 다양한 로봇 분야로 확대되었다. 산업용 로봇과는 달리 외부 환경이나 사람과 교류하는 로봇, 사람과 협력하는 산업용 로봇, 군중 내에서 목적을 수행하는 서비스 로봇, 형태가 단단하지 않은 연조직을 다루는 수술용 로봇, 사람을 돕는 웨어러블 로봇 등 외부 환경이나 사람과 교류하는 로봇은 안전성이 보다 중요시된다.

이러한 이유에서 사람이나 환경의 안전을 위해 컴플라이언스 개념이 도입되었으며, 이러한 기능을 가진 로봇의 제어 또는 메커니즘 분야에서 많은 연구가 이루어졌다. 특히 메커니즘 분야에서는 스프링이나 댐퍼 등의 기계장치를 이용한 플렉시블 조인트의 개발·적용에 의한 메커니즘에 의한 문제 해결 노력도 있어 왔다[1-3]. 이 결과물들은 저마다 목적에 맞게 좋은 결과를 낳았지만 우주공간에서 모든 방향의 유연성이 있는 것은 아니며 기계장치의 크기 때문에 작은 크기로 제작하기 어렵다는 단점이 있다.

또한 유연한 조인트를 넘어 로봇 전체 구조를 유연성을 갖게 하기 위한 시도가 이루어졌습니다. 대표적인 예로 소프트 로봇의 도입으로 외부 환경에 대한 안전 측면 또는 메커니즘의 부피 대비 출력 힘의 비율 측면에서 매우 효율적인 방식이 제시되었다[4-6]. 그러나 대부분의 부드러운 로봇은 팽창식이기 때문에 일정한 형태를 유지하기가 어렵기 때문에 움직임에 있어서 특정한 형태를 필요로 하는 로봇에 적합하지 않다는 단점이 있다. 또 다른 예는 텐스그리티 구조로 만들어진 로봇이다[7-9]. 이들은 강체와 탄성 끈으로 구성되며 탄성 끈의 탄성에 의해 공간의 모든 방향으로의 유연적인 특성을 가진다. 또, 강체간에 접촉이 없어, 강체간에 마찰이 없고, 탄성 스트링으로 강체를 대신하기 때문에, 메카니즘의 중량도 경량화할 수 있는 장점이 있다. 그러나 텐스그리티 로봇은 구조가 복잡하

Received : Mar. 24. 2022; Revised : Apr. 18. 2022; Accepted : Apr. 19. 2022
※ This paper was supported by Education and Research promotion program of KOREATECH in 2022
1. Assistant Professor, First author, KOREATECH, Cheonan, Korea (geonlee@koreatech.ac.kr)
† Assistant Professor, Corresponding author: KOREATECH, Cheonan, Korea (leeho32@koreatech.ac.kr)

Copyright ⓒKROS

고 형성될 수 있는 구조가 한정되어 있기 때문에 원하는 형태로 메커니즘을 구현하기 어렵다.

본 논문에서는 인체의 뼈-인대 구조 모사를 통해 위에서 언급한 텐스그리티 구조를 간단하게 구현하여 내재적으로 유연성을 갖고 경량화가 가능한 전완부 메커니즘을 제안한다. 또한 텐스그리티 기반의 메커니즘에서 정립되지 않은 메커니즘의 자유도 해석 기법에 대해 소개를 하며, 이를 이용하여 제안한 메커니즘의 자유도를 수학적으로 분석한다.

2. 인대 구조에 기인한 전완 메커니즘

2.1 전완부 메커니즘의 전체 구조

제안된 전완 메커니즘은 인간의 인대 구조에서 영감을 얻었다. 팔꿈치 복합 관절을 포함한 전완에는 다수의 인대가 있으며, 상완골, 요골, 척골 세 개의 뼈와 서로 복잡하게 연결되어 있다. 이러한 복잡한 인대를 모두 모방하는 것은 실제로 불가능하기 때문에 제안된 전완 메커니즘은 관절 안정성에 큰 영향을 미치는 몇 가지 주요 인대를 모사하였다.

[Fig. 1]은 본 논문에서 제안하는 상완골, 요골, 척골, 수근골을 모사하는4개의 강체와 관절의 주요 인대를 모사하는14개의 와이어로 구성된 제안된 메커니즘의 전체 구조를 보여준다. 이 구조는 5개의 하부 구조로 나뉘며, 상호 연결된 하이브리드 플렉셔 시스템으로 분류된다. 이 구조는 와이어의 장력에 의해 강체는 힘의 균형을 이루며, 강체는 서로 접촉하지 않는 특징을 갖는다.

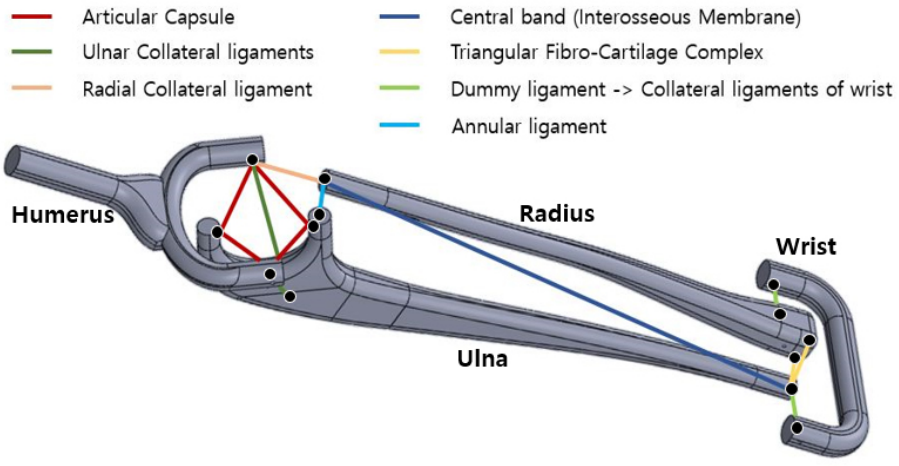
또한 와이어 배치에 따라 위팔자관절(Humero-ulnar joint), 위팔노관절(humeroradial joint), 요척관절(radioulnar joint) 등의 회전 관절이 형성된다. 기본적으로 강체와 와이어로만 구성된 이 구조는 스프링으로 모델링되는 와이어의 장력에 의해 내재적으로 유연한 특성을 가진다. 구조의 이러한 특성은 구조가 환경과의 예기치 않은 접촉으로부터 구조와 환경 모두의 손상을 보호할 수 있다.

2.2 전완부 메커니즘의 하부 구조

제안된 팔뚝 구조는 세부적으로 5개의 하부구조로 구성된다. 4개의 강체 중 2개의 강체가 서로 연결되어 하나의 단일 하부구조를 형성하며, 위팔자 하부구조, 위팔노 하부구조, 요척 하부구조, 좌우 2개의 손목 하부구조로 구성된다.

위팔자 하부구조는 상완골, 척골과 6개의 와이어로 구성된다. 상완골과 척골에 해당하는 강체는 그 끝단에 두 개의 지류로 나뉘며, 4개의 와이어가 사각형 모양을 이루며 두 강체 사이를 이어준다([Fig. 1]의 빨간 선). 강체의 한쪽 지류 끝과 다른 강체의 지류 끝을 서로 연결하는 전체 구조사람의 관절낭을 모사한다. 관절낭 내의 인대방향은 와이어방향과 일치하지 않지만 4개의 와이어가 2개의 강체의 위치를 1차적으로 고정시키는 역할을 한다는 점에서 사람의 관절낭과 매우 유사하다. 상완골의 두 지류의 끝단과 척골의 동일 점을 잇는 2개의 와이어([Fig. 1]의 녹색 선) 한 쌍의 측부 인대를 모사한다. 이 한 쌍의 와이어는 척골의 시상면에 대해 대칭이며 척골의 외반/내반 움직임을 억제한다. 또한 하부 구조는 관절낭으로만 구성된 위팔자 하부 구조를 보다 안정적으로 만드는 데 기여한다.

요척 하부구조는 요골, 척골의 강체와 5개의 와이어로 구성되어 있으며, 요골과 척골의 간섭 없는 회전 운동 위해 두 강체는 어느 정도 구부러지도록 설계되었다. 요골 두부와 척골을 이어주는 2개의 V자형 와이어([Fig. 1]의 파란색 선)는 사람의



[Fig. 1] The whole structure of the proposed forearm mechanism. Each rigid body is connected by a number of wires mimicking the major ligaments of the human

환상 인대(annular ligament)를 모사하며, 척골의 두부와 요골을 이어주는 또 다른 2개의 V자형 와이어([Fig. 1]의 노란색 선)는 TFCC의 관절 원반(articular disc)을 모사한다. 이 두 쌍의 와이어는 각각 근위부 및 원위부 요척관절을 구성하며 두 강체 사이의 위치를 결정하는 주된 역할을 한다. 또한 척골 두부와 요골 두부에 대각선으로 연결되는 1개의 와이어([Fig. 1]의 남색 선)는 골간막(Interosseous membrane)의 중심 밴드(central band)에 해당한다. 이 와이어는 두 강체 사이의 장축 방향의 안정성에 영향을 줄 뿐만 아니라 와이어의 장력은 요척 관절의 전체적인 안정성에 기여한다. 또한 이 와이어는 요골 끝단에서 가해지는 압축력에 대해 전완 구조의 내재적인 유연성을 부여한다.

다른 하부구조로는 위팔노 하부구조와 요골과 손목 사이, 척골과 손목 사이 두 개의 하부구조가 있다. 위의 2개의 하부구조와 달리, 이들 하부구조는 비교적 단순하게 구성되어 있으며, 2개의 강체와 와이어만으로 구성되어 있다. 위팔노 하부구조는 요골 두부와 상완골의 한쪽 지류가 1개의 와이어로 연결되어 있으며([Fig. 1]의 주황색 선), 요골 측부 인대에 해당한다. 이 와이어는 요척 하부 구조의 한 쌍의 V자형 와이어와 대각선으로 연결된 와이어와 함께 요골 두부의 안정성에 기여한다. 마찬가지로, 척골 두부와 요골의 끝단을 포함한 원위부 요척관절은 좌우 손목 와이어([Fig, 1]의 황록색 선)에 의해 안정화된다. 좌우 한 쌍의 와이어는 실제로 완벽하게 인간 손목의 인대를 모방하지 않지만, 원위 요척 관절의 와이어에 의한 정의된다.

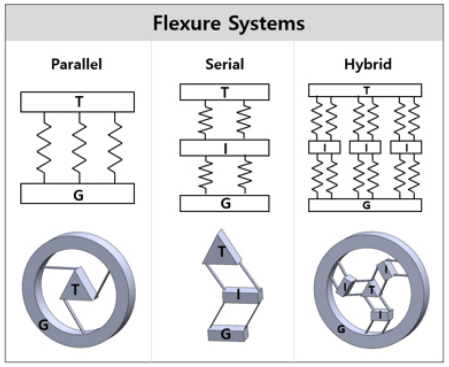
3. 자유도와 제약 조건 분석

시스템의 자유도(DOF)는 일반적으로 말단 장치의 자세를 결정하는 독립 좌표의 수로 정의된다. 하지만 유연 관절에서는 위의 정의를 적용할 경우 의도한 것과 다른 자유도를 가질 수 있기 때문에 다르게 정의할 필요가 있다. 따라서 본 논문에서 자유도는 순간적인 힘(power)과 일(work)의 발생없이 자유롭게 이동할 수 있는 독립 좌표의 수로 정의한다.

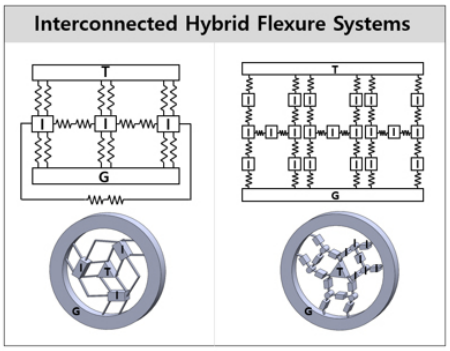
3.1 상호 연결된 하이브리드 플랙셔 시스템 (Inter-connected Hybrid Flexure System)

플렉셔 시스템은 와이어, 블레이드, 노치 굽힘 등의 유연성을 갖는 요소에 의해 강체가 결합된 시스템으로 정의 된다[10]. 일반적으로 플랙셔 시스템은 직렬, 병렬 및 하이브리드 시스템의 세 가지 유형으로 분류된다. 병렬 플랙셔 시스템은 두 개의 강체가 세 개 이상의 하부 구조와 유연 요소로 연결된 시스템이며, 직렬 플렉셔 시스템은 두 개 이상의 병렬 플렉셔 하부 구조로 구성된다. 하이브리드 플랙셔 시스템은 직렬 시스템과 병렬 시스템이 혼합된 플렉셔 시스템을 의미한다. 하이브리드 플렉셔 시스템은 직렬과 병렬이 섞여 있는 시스템을 의미하며, 대부분의 하이브리드 플렉셔 시스템은 직렬 및 병렬 하위 시스템이 다양한 조합으로 병렬로 구성된다. [Fig. 2(a)]는 이러한 세 가지 유형의 플렉셔 시스템을 보여 준다.

[Fig. 2(b)]는 상호 연결된 하이브리드 플렉셔 시스템의 두 가지 예를 보여준다. 상호 연결된 하이브리드 플렉셔 시스템은 하이브리드 플렉셔 시스템과 매우 유사하나 [Fig. 2]의 개략도에 나타난 바와 같이 적어도 하나의 병렬 플렉셔 하부 시스템이 또 다른 하부 시스템 또는 요소에 의해 상호 연결되는 차이점을 갖는다. 이러한 복잡한 상호 연결된 하이브리드 플렉셔 시스템은 직렬 및 병렬의 하위 시스템으로 나눌 수 없기 때문에 기존 나사 이론 접근 방식으로는 시스템을 분석하고 합성하는 것이 어렵다. Sun과 Hopkins는 일반적인 상호 연결된 하이브리드 플렉시어 시스템의 자유도을 결정하기 위한 체계적인 분석 방법을 도입하였고[11], 본 논문에서는 상호 연결된 하이브리드 플렉셔 시스템의 한 유형인 제안된 전완 메커니즘 해석을 위해 이 분석 방식을 이용하였다.



(a)



(b)

[Fig. 2] Examples of flexure systems [11]: (a) three types of flexure systems; (b) two types of interconnected hybrid flexure systems

3.2 전완 메커니즘의 자유도 분석

우선 제안된 전완 메커니즘의 대부분을 구성하는 와이어 플렉셔 시스템을 생각해 보자. 와이어 플렉셔 시스템에서는 회전 관절과 병진 관절이 구체적으로 보이지 않기 때문에 자유 공간을 정의하기 어렵다. 따라서 와이어 플렉셔 시스템의 경우 구속공간에서 해석을 접근해야 한다. 와이어 플렉셔 시스템의 구속 공간, 즉 구속 렌치는 와이어를 당기는 방향의 힘으로 명확하게 정의되며 다음과 같이 표현된다.

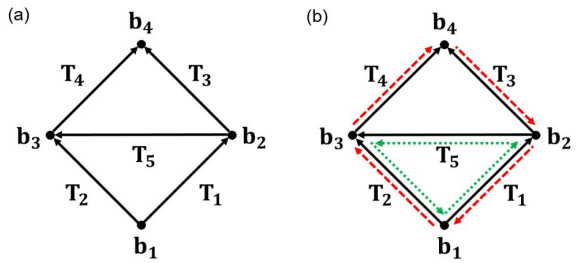
$$W_f = [0\ 0\ 1\ 0\ 0\ 0]^T \tag{1}$$

이 구속공간의 계수(Rank)는 1이므로 자유공간의 랭크계수는 5가 됩니다. 그 결과, 회전 운동과 병진 운동으로 정의되는 6자유도 공간에서 5개의 허용된 트위스트가 있으며, 이들은 W_f^T의 영공간(null space)로의 좌표 변환으로 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$\begin{bmatrix} 0_3 & I_3 \\ I_3 & 0_3 \end{bmatrix} N(W_f^T) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \tag{2}$$

식 (2)의 오른쪽에 있는 열은 X, Y 및 Z 축에 대한 세 개의 회전 및 X 및 Y 축에 대한 두 개의 병진의 다섯 개의 트위스트를 나타낸다.

제안된 전완 메커니즘은 상완골, 척골, 요골 및 수근골로 구성된 총 다섯 개의 하위 시스템을 가지고 있다. 자유도 분석을 위해서는 먼저 각 하위 시스템의 자유 공간을 정의해야 한다. 단순화를 위해 상완골, 요골, 척골 및 수근골을 각각 b_1, b_2, b_3 및 b_4로 정의하자. 또한, b_1와 b_2, b_1와 b_3, b_2와 b_4 그리고 b_2와 b_3 사이의 자유 공간을 각각 T_1, T_2, T_3, T_4, T_5로 정의하면 제안된 전완 메커니즘은 [Fig. 3(a)]와 같이 노드와 화살표로 표현되는 개략도로 간단히 나타낼 수 있다. 이 다이어그램은 노드로 묘사된 강체가 화살표로 묘사된 유연 관절의 자유공간으로 연결되어 있는 모습을 한 눈에 보여준다. 이 화살표의 방향은 분석을 할 때 시작점에 따라 임의로 정의할 수 있으며, 계산 시 차후 사용되는 방정식의 부호와 관련이 있다.



[Fig. 3] (a) Simplified graph of the proposed forearm system. (b) Two independent closed loop path (red dotted and green dotted arrows)

[Fig. 4]는 여섯 개의 와이어와 와이어의 부착 위치 좌표 및 와이어 플렉셔 시스템에 의한 구속 렌치로 이루어진 위팔자관절을 나타낸다. 절대 좌표계에서 와이어의 부착 위치의 좌표 P_1에서 P_5는 [Table 1]에 나와있는 것과 같으며 구속 렌치로 구성된 구속 공간은 식 (1)을 이용하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

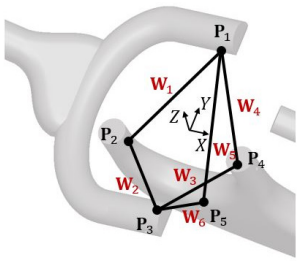
$$W_f = [W_1\ W_2\ W_3\ W_4\ W_5\ W_6] \tag{3}$$

$$= \begin{bmatrix} 0.3928 & 0.6155 & -0.3693 & -0.2357 & -0.3748 & -0.5522 \\ 0.8889 & -0.6963 & -0.6963 & 0.8889 & 0.8480 & -0.6247 \\ 0.2357 & 0.3693 & -0.6155 & -0.3928 & 0.3748 & 0.5522 \\ 7.0711 & -11.0782 & 18.4637 & -11.7851 & 11.2430 & -16.5647 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -11.7851 & 18.4637 & -11.0782 & 7.0711 & 11.2430 & -16.5647 \end{bmatrix}$$

이 제약 조건 행렬의 계수는 5이므로 이 행렬의 영행렬은 1의 계수를 가진다. 즉, 식 (2)와 마찬가지로 이 서브 시스템의 등가 자유 공간은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} 0_3 & I_3 \\ I_3 & 0_3 \end{bmatrix} N(W_f^T) = [0\,1\,0\,0\,0\,0]^T \tag{4}$$

또한 식 (4)로부터 등가 자유 트위스트, T_2는 다음과 같이 나타낼 수 있다.



[Fig. 4] The humeroulnar joint: coordinates of attachment positions of wires and constraint wrenches by the wires

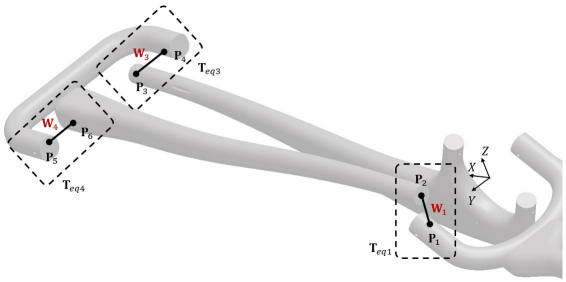
[Table 1] Coordinates for attachment position of wires in the humeroulnar joint (unit: mm)

	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5
X	0	-17.6777	0	10.6066	17.6777
Y	30	-10	-30	-10	-10
Z	0	-10.6066	0	17.6777	-17.6777

$$T_{eq_2} = [0\,1\,0\,0\,0\,0]^T \omega_2 = [FT]_2 x_2 \tag{5}$$

여기서, ω_2는 하위 시스템의 각속도 크기, $[FT]_2$는 자유 트위스트로 구성된 자유 위상 행렬이고, x_2는 트위스트의 속도로 구성된 속도 크기 벡터이다.

위와 같은 방법으로 다른 하위 시스템의 등가 자유 트위스트를 얻을 수 있다. [Fig. 5]와 [Table 2]로부터 세 개의 하위 시스템의 등가 자유 트위스트인 T_{eq_1}, T_{eq_3}, T_{eq_4}는 각각 다음과 같이 모델링 된다.



[Fig. 5] The humeroulnar and wrist joints: coordinates of attachment positions of wires and constraint wrenches by the wires

[Fig. 6] The radioulnar joint: coordinates of attachment positions of wires and constraint wrenches by the wires

[Table 2] Coordinates for attachment position of wires in the humeroulnar and wrist joints (unit: mm)

	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6
X	0	25	270	270	270	270
Y	30	15	-10	-30	50	35
Z	0	0	0	0	0	0

[Table 3] Coordinates for attachment position of wires in the radioulnar joint (unit: mm)

	P_1	P_2	P_3	P_4	P_5	P_6
X	20	20	25	270	280	280
Y	-10	-10	15	-10	15	15
Z	11	-11	0	0	6	-6

$$T_{eq_1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 3 & 0 & 0.5145 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0.8575 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_{11} \\ \omega_{12} \\ \omega_{13} \\ v_{11} \\ v_{12} \end{bmatrix} = [FT]_1 x_1 \tag{6}$$

$$T_{eq_3} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -27 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_{31} \\ \omega_{32} \\ \omega_{33} \\ v_{31} \\ v_{32} \end{bmatrix} = [FT]_3 x_3 \tag{7}$$

$$T_{eq_4} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & -27 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \omega_{41} \\ \omega_{42} \\ \omega_{43} \\ v_{41} \\ v_{42} \end{bmatrix} = [FT]_4 x_4 \tag{8}$$

또한, 그림 [Fig. 6]와 [Table 3]으로부터 요척 하위 시스템의 등가 자유 트위스트는 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$T_{eq_5} = [0.9948 \;\; -0.1015 \;\; 0 \;\; 0 \;\; 0 \;\; -17.4604]^T \omega_5 = [FT]_5 x_5 \tag{9}$$

상호 연결된 하이브리드 플렉셔 시스템은 순수하게 직렬 및 병렬 하위 시스템으로 분해될 수 없으며, 따라서 기존의 분석 접근 방식으로는 처리할 수 없다. 유연 하위 시스템의 모든 자유 위상 행렬 T_{eq_1}, T_{eq_2}, …, T_{eq_5}이 정의되면, 지면에서 말단까지 도달하는 여러 다른 경로를 식별할 수 있다. [Fig. 3(b)]으로부터 제안된 메커니즘은 총 4개의 고유한 경로가 존재하는 것을 알 수 있으며, 이러한 각각의 경로는 각 하위 시스템의 등가 자유 공간의 선형 조합으로 표현이 가능하다. 여기서 경로가 화살표의 꼬리에서 머리로 이동하는 경우 등가 자유 공간의 부호는 양의 값이고 머리에서 꼬리로 이동하는 경우 음의 값이라는 점에 유의해야 한다. 전체 시스템의 허용되는 움직임은 다음과 같이 폐쇄 루프를 만드는 서로 다른 경로의 조합으로 계산할 수 있다.

$$\begin{aligned} T_{eq_1} + T_{eq_3} &= T_{eq_1} + T_{eq_5} + T_{eq_4} \\ T_{eq_1} + T_{eq_3} &= T_{eq_2} + T_{eq_4} \\ T_{eq_1} + T_{eq_3} &= T_{eq_2} - T_{eq_5} + T_{eq_3} \\ T_{eq_1} + T_{eq_5} + T_{eq_4} &= T_{eq_2} + T_{eq_4} \\ T_{eq_1} + T_{eq_5} + T_{eq_4} &= T_{eq_2} - T_{eq_5} + T_{eq_3} \\ T_{eq_2} + T_{eq_4} &= T_{eq_2} - T_{eq_5} + T_{eq_3} \end{aligned} \tag{10}$$

식 (10)은 식 (5)에서 식 (9)까지의 자유 위상 행렬 $[FT]_i$을 이용하면 다음과 같은 행렬 방정식의 형태로 변형이 가능하다.

$$\begin{bmatrix} 0_{6\times5} & 0_{6\times1} & [FT]_3 & -[FT]_4 & -[FT]_5 \\ [FT]_1 & 0_{6\times1} & [FT]_3 & -[FT]_4 & -[FT]_5 \\ [FT]_1 & -[FT]_2 & [FT]_3 & -[FT]_4 & 0_{6\times1} \\ [FT]_1 & -[FT]_2 & 0_{6\times5} & 0_{6\times5} & [FT]_5 \\ [FT]_1 & -[FT]_2 & 0_{6\times5} & 0_{6\times5} & [FT]_5 \\ [FT]_1 & -[FT]_2 & -[FT]_3 & [FT]_4 & 2[FT]_5 \\ 0_{6\times5} & 0_{6\times1} & -[FT]_3 & [FT]_4 & [FT]_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{bmatrix} = 0 \quad (11)$$

식 (11)은 식 (10)에서의 6개의 고유한 폐쇄 루프 경로를 나타내지만, 자유 위상 행렬은 종속된 행을 가질 수 있기 때문에 원하는 속도 크기 벡터를 계산하기 위해 모든 폐쇄 루프 경로가 필요한 것은 아니다. Grady와 Polimeni는 최소 행렬를 구성하기 위해 일반 플렉셔 시스템 내에서 필요한 최소 폐쇄 루프 경로를 결정하는 방법을 제공하였다[12]. 그들은 분석할 플렉셔 시스템의 화살표 개수만큼의 행과 시스템의 노드 개수만큼의 열로 구성된 접속 행렬(incidence matrix)을 도입했다. 접속 행렬은 i 행과 j 열의 원소는 i번째 화살표가 j번째 노드를 가리키면 1이 되고 i번째 화살표가 j번째 노드에서 시작하는 경우 -1이 되며, 이 외의 경우에는 0이 되는 행렬이다. 접속 행렬의 모든 화살표는 시작점과 끝점을 하나씩 가지기 때문에 행의 모든 합은 0이 되는 특징이 있다. 제안된 전완 메커니즘의 접속 행렬은 다음과 같이 표현된다.

$$C = \begin{bmatrix} -1 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & -1 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 0 & -1 & 1 \\ 0 & 0 & 1 & 1 & 0 \end{bmatrix}^T \quad (12)$$

또한, 식 (12)의 영공간은 가장 적은 수의 독립적인 폐쇄 루프 경로와 관련된 정보를 포함하는 매트릭스를 생성하며, 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$Q = \begin{bmatrix} -1 & 1 & -1 & 1 & 0 \\ 1 & -1 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}^T \quad (13)$$

식 (13)의 각 열은 폐쇄 루프 경로와 매우 관련이 있으며, 식 (11)의 자유 위상 행렬에 곱해지고 결과 행렬에 속도 크기 벡터를 곱하면 가장 적은 수의 독립적인 폐쇄 루프 경로를 산출하게 된다. 제안된 플렉셔 시스템의 경우, [Fig. 3(b)]에 나타난 바와 같이 두 개의 독립된 폐쇄 루프 경로가 존재하며 식 (11)은 다음과 같이 간략화 할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} -[FT]_1 & [FT]_2 & -[FT]_3 & [FT]_4 & 0_{6\times1} \\ [FT]_1 & -[FT]_2 & 0_{6\times5} & 0_{6\times5} & [FT]_5 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \\ x_5 \end{bmatrix} = 0 \quad (14)$$

여기서 속도 크기 $x_1, x_2, \cdots, x_5$로 구성된 벡터는 자유 위상 행렬의 영공간으로부터 얻을 수 있다.

최종적으로 관심 있는 대상 노드까지의 경로를 나타내는 경로 행렬에 독립 벡터인 속도 크기 벡터를 곱하여 자유 트위스트로 구성된 자유 공간을 식별할 수 있다. 예를 들어, [Fig. 3]에서 b_1로 표시된 상완골에서 b_2로 표시된 요골까지의 경로는 T_1를 통해 진행되는 것을 확인 할 수 있으며, 그 경로 매트릭스는 다음과 같이 구해진다.

$$P = \begin{bmatrix} [FT]_1 & 0_{6\times1} & 0_{6\times5} & 0_{6\times5} & 0_{6\times1} \end{bmatrix}^T \quad (15)$$

기준 노드에서 관심 있는 특정 노드까지의 경로를 나타내는 경로 행렬이 결정되면 식 (14)를 통해 찾은 모든 독립적 속도 크기 벡터를 곱해야 한다. 그 결과 다음과 같은 제로 벡터가 아닌 2개의 트위스트 벡터가 생성되며, 이는 요골의 상완골에 대한 상대적인 자유 트위스트를 나타낸다.

$$PX = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -0.9948 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0.1015 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 17.4604 \end{bmatrix} \quad (16)$$

식 (16)에서 확인할 수 있듯이 요골은 2개의 자유 트위스트가 존재하며, 이는 곧 상완골에 대해 상대적 2자유도를 갖는다는 것이 된다. 행렬의 첫 번째 열은 절대 좌표에서 Y축에 대한 회전 운동을 나타내며, 행렬의 일곱 번째 열은 [Fig. 6]에서 P_3과 P_4를 관통하는 축으로의 회전 운동을 나타낸다. 같은 방법으로 척골과 수근골에 대해서도 계산을 해보면, 제안된 전완 메커니즘은 총 3자유도를 갖는다는 것을 확인할 수 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 로봇과 사람 또는 로봇과 환경과의 접촉 상황에 있어서 발생될 수 있는 손상이나 충격을 줄이기 위한 새로운 형태의 3자유도 전완 메커니즘을 제안하였다. 제안한 메커니즘은 생체모사를 바탕으로 사람의 뼈와 인대구조를 텐스그리티 구조를 변형하여 구현되었다. 따라서, 제안한 메커니즘은 가볍고 내재적으로 유연성을 갖는 텐스그리티 구조의 특징을 가지며, 이를 통해 외부 접촉으로부터의 충격을 줄이는 것을 가능하게 하였다.

유연성을 갖는 메커니즘의 경우, 전통적인 해석 방법으로는 그 메커니즘의 자유도를 해석하는 것에 어려움이 있다. 따라서 본 논문에서는 유연 메커니즘의 자유도를 새로이 정의하

고, 나사 이론을 이용하여 상호 연결된 하이브리드 플렉셔 시스템의 해석 기법을 소개하였다. 또한 이 해석 기법을 이용하여 제안된 메커니즘의 각 강체에서의 자유도 및 전체 메커니즘의 자유도를 수학적으로 도출하였다.

기존의 전통적인 관절 구조를 포함하지 않고 정형화된 회전 구조를 갖는 텐스그리티 구조의 메커니즘은 차후 로봇 팔 이외에 많은 로봇 분야에서 다양한 장점을 가져다 줄 것으로 기대된다. 또한 제안한 해석 기법은 복잡한 텐스그리티 구조 기반의 로봇의 자유도 해석에 있어서 좀더 체계적이고 수학적인 접근을 가능하게 해줄 것으로 판단된다. 제안한 메커니즘 구조의 제작에 있어서 와이어의 장력 조절이나 고정 방법에 있어서 어려움이 있다는 단점 또한 존재하며, 이는 차후 계속 연구하고 해결해야 할 과제로 남아있다.

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, DOI: 10.1109/ROBOT.2008.4543452.

[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, DOI: 10.1109/IROS.2003.1249196.

[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, April, pp. 889-898, 2015, DOI: 10.1109/TMECH.2014.232 4036.

[4] R. Deimel and O. Brock, "A Compliant Hand Based on a Novel Pneumatic Actuator," *2013 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Karlsruhe, Germany, pp. 2047-2053, 2013, DOI: 10.1109/ICRA.2013.6630851.

[5] N. Tan, X. Gu, and H. Ren, "Simultaneous Robot-World, Sensor-Tip, and Kinematics Calibration of an Underactuated Robotic Hand with Soft Fingers," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 22705-22715, 2017, DOI: 10.1109/ACCESS.2017.2781698.

[6] C. J. Payne, I. Wamala, C. Abah, T. Thalhofer, M. Saeed, D. Bautista-Salinas, M. A. Horvath, N. V. Vasilyev, E. T. Roche, F. A. Pigula, and C. J. Walsh, "An Implantable Extracardiac Soft Robotic Device for the Failing Heart: Mechanical Coupling and Synchronization," *Soft Robotics*, vol. 4, no. 3, pp. 241-250, 2017, DOI: 10.1089/soro.2016.0076.

[7] A. P. Sabelhaus, J. Bruce, K. Caluwaerts, P. Manovi, R. F. Firoozi, S. Dobi, A. M. Agogino, and V. Sunspiral, "System design and locomotion of superball, and untethered tensegrity robot," *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Seattle, WA, USA, pp. 2867-2873, 2015, DOI: 10.1109/ICRA.2015.7139590.

[8] M. Vespignani, J. M. Friesen, V. Sunspiral, and J. Bruce, "Design of superball v2, a compliant tensegrity robot for absorbing large impacts," *2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, Madrid, Spain, pp. 2865-2871, 2018, DOI: 10.1109/IROS.2018.8594374.

[9] J. M. Friesen, J. L. Dean, T. Bewley, and V. Sunsprial, "A tensegrity-inspired compliant 3-DoF compliant joint," *2018 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Brisbane, QLD, Australia, pp. 1-9, 2018, DOI: 10.1109/ICRA.2018.8460593.

[10] S. T. Smith, *Flexures: Elements of Elastic Mechanisms*, Taylor & Francis Group, London, 2000, [Online], https://www.amazon.com/Flexures-Elements-Mechanisms-Stuart-Smith/dp/9056992619.

[11] F. Sun and J. B. Hopkins, "Mobility and Constraint Analysis of Interconnected Hybrid Flexure Systems Via Screw Algebra and Graph Theory," *ASME Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 9, no. 3, 031018 (12 pages), 2017, DOI: 10.1115/1.4035993.

[12] L. J. Grady and J. R. Polimeni, *Discrete Calculus: Applied Analysis on Graphs for Computational Science*, Springer, London, 2010, [Online], https://www.amazon.com/Discrete-Calculus-Applied-Analysis-Computational/dp/ 1849962898.

이 건

2008 한양대학교 전자전기공학과(학사)

2010 한양대학교 전자전기제어계측공학과(석사)

2020 한양대학교 전자시스템공학과(박사)

2022~현재 한국기술교육대학교 조교수

관심분야: Bio-inspiration, Trajectory generation, Tensegrity structure, Robotic manipulation

이 호

2006 State University of New York at Stony Brook, Computer Science(학사)

2009 Pacific State University, Information Systems(석사)

2014 연세대학교 정보시스템(박사)

2018~현재 한국기술교육대학교 조교수

관심분야: Data analytics, Text mining, Network analysis