

# 수동 조작 내시경 수술 도구를 위한 힘이 증가된 연속체 메커니즘 및 이의 최적 형상 설계

## Continuum Mechanism with increased force and Optimal Design Method for Manually Controlled Endoscopic Surgical Instrument

이호열<sup>1</sup>·정의성<sup>1</sup>·정유수<sup>1</sup>·박영상<sup>2</sup>·송찬호<sup>2</sup>·손재범<sup>†</sup>

Hoyul Lee<sup>1</sup>, Euisung Jung<sup>1</sup>, Yoosoo Jeong<sup>1</sup>, Young-Sang Park<sup>2</sup>, Chanho Song<sup>2</sup>,  
Jaebum Son<sup>†</sup>

**Abstract:** This paper proposes a continuum mechanism for manually controlled endoscopic surgical instruments. The wire-driven mechanism is typically adapted for endoscopic surgical tools because motors cannot be embedded to the joints due to the size limitation. However, the conventional wire-driven mechanism has inherent problems caused by redundancy, such as deflection and low precision. It does not have operating force and manipulability for surgery. Therefore, a method to increase the force of the continuum mechanism using a multi-wire with simple mechanical structure is proposed. Moreover, for intuitive operation, a hand-controller mechanism that can manipulate the length of the wire without complex process is proposed. Finally, we show that the proposed mechanism and methods are applicable to endoscopic surgical tools through simple experiments.

**Keywords:** Endoscopic Surgical Instrument, Continuum Mechanism, Wire-Driven Mechanism

### 1. 서 론

일반적인 최소침습수술(minimally invasive surgery)에 활용되는 수술도구 및 수술로봇은 좁은 구멍을 통하여 인체내 삽입하기 위하여 기구부를 가느다란 막대 형상으로 제작한다. 이 때 수술을 용이하게 하기 위해 신체 내에서 움직일 수 있도록 기구부에 관절 메커니즘을 적용하는 경우가 많으며, 이 관절에 모터를 직접 장착하기 힘들기 때문에 와이어 구동 메커니즘이 주로 활용된다<sup>1-7</sup>.

와이어로 구동되는 수술용 구동 메커니즘들 중 연속체 메커니즘(continuum mechanism)은 단수의 연성 물질로 관절이

없는 기구부를 구성하거나 연성 물질의 역학을 모사하기 위한 다수의 경성 모듈로 기구부를 구성하게 된다<sup>8,9</sup>. 이 때 기구적으로 나타날 수 있는 자유도 보다 훨씬 적은 수의 와이어를 이용하여 다수의 모듈을 조작하기 때문에 잉여자유도(redundancy)로 인해 형상이 왜곡되는 문제가 발생한다. 즉, 각 모듈들은 기계적으로 완전히 구속되어 있지 않아서 외부의 부하에 따라 모듈 사이의 각도가 변형되며, 이로 인한 처짐(deflection)이 발생할 수 있다<sup>6</sup>. 이와 같은 원인에 의해 연속체 메커니즘은 부하 구동 시 위치 정밀도가 낮으며, 지지력 및 구동력이 낮은 특성이 있다. 따라서 연속체 메커니즘을 활용한 의료기구 들은 진단용 내시경과 같이 비교적 큰 힘이 요구되지 않고 위치 정밀도가 중요하지 않은 분야에 적용되고 있다.

최근 싱글포트 수술, 자연개구부 수술 도구에 연속체 메커니즘을 적용하기 위하여 메커니즘의 구동력 및 지지력을 향상시키기 위한 연구들이 진행되고 있다<sup>4-7</sup>. 연속체 메커니즘의 낮은 구동력은 잉여자유도에서 야기되므로 각 모듈의 각도 변화가 동일하게 되도록 구조적으로 구속하는 방법<sup>7</sup>, 또는 모듈

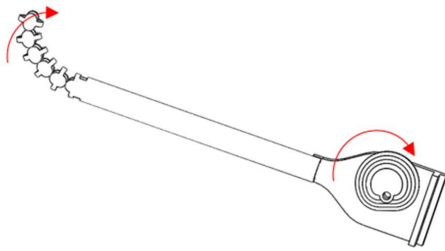
Received : Mar. 17. 2021; Revised : Apr. 19. 2021; Accepted : May. 4. 2021

※ This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education(2018R1D1A1B07041108)

1. Senior Researcher, DGMI, Daegu, Korea (hoyul.cre@gmail.com, esjung, sysjeong@dgmif.re.kr)

2. Researcher, DGMI, Daegu, Korea (yspark, chsong@dgmif.re.kr)

† Principal Researcher, Corresponding author: Medical Device Development Center, DGMI, Daegu, Korea (jaebum@dgmif.re.kr)



[Fig. 1] Concept of manually controlled 1DOF continuum mechanism

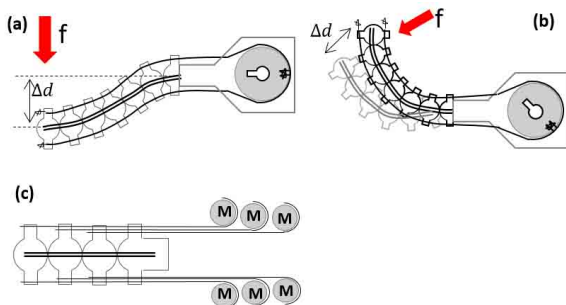
사이에 삽입된 백본(backbone) 스프링의 강성을 증가시켜 구속력을 키우는 방법들이 제시되었다. 그러나 구조적으로 각 모듈의 각도를 구속하는 경우 소형화에 어려움이 존재하며, 백본 스프링의 강성을 크게 하는 경우 관절을 굽히기 위해 당기는 와이어의 힘이 많이 필요하기 때문에 관절의 구동력이 제한될 수 있다.

본 논문에서는 구동력 및 부하에 대한 정밀도 향상을 위해 다수의 와이어를 사용하는 연속체 메커니즘을 제안할 것이다. 제안하는 메커니즘은 와이어의 수가 증가되는 것을 제외하고는 기존의 내시경과 구조가 유사하고, 복잡한 형상의 부품을 필요로 하지 않기 때문에 소형 수술 도구에 적용이 용이할 것이다. 제안하는 메커니즘을 설계하기 위해 와이어의 수 및 체결하는 위치를 선정하는 방법, [Fig. 1]과 같이 직관적으로 조작하기 위한 조작부의 구조 및 형상, 이의 최적 설계 방법을 제시할 것이며 간단한 실험 모델을 제작하여 실험한 결과를 제시할 것이다.

## 2. 힘이 증가된 연속체 메커니즘의 개념

### 2.1 부하에 대한 연속체 메커니즘의 위치 정밀도

본 연구의 대상인 연속체 메커니즘은 다수의 모듈과 이를 구동하는 와이어, 와이어의 길이를 조절하는 풀리, 모듈 사이의 각도 구속을 위한 백본 탄성체로 구성되어 있다. [Fig. 2]는 1자유도 연속체 메커니즘의 구조를 간단히 나타낸 것이다. 외



[Fig. 2] 1DOF continuum mechanism

력이 엔드포인트에 가해지면 위치 변형( $\Delta d$ )이 발생한다.

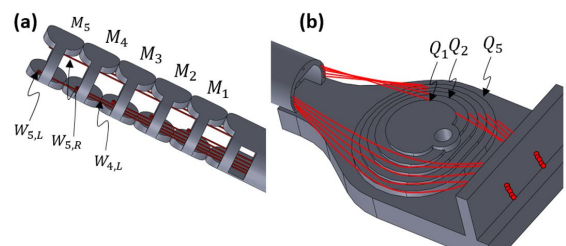
변형의 원인은 각 모듈간의 각도 구속력이 약하기 때문이다. 변형을 줄일 수 있는 방법 중의 하나로 [Fig. 2(c)]와 같이 다수의 와이어를 사용하여 모든 모듈을 구속하는 것을 고려해 볼 수 있다. 하지만 굽힘 동작을 생성하기 위해 당기거나 풀어야 하는 와이어의 길이가 모두 다르기 때문에 이를 수동으로 조작하는 것은 어렵다. 만약 모터를 사용하여 와이어를 제어할 경우 모터의 수가 많아서 소형 수술 도구에는 적용이 어려울 수 있다. 따라서 수동으로 조작되는 소형 수술 도구에 다수의 와이어를 사용하기 위해서는 각 각의 와이어의 길이를 직관적으로 동시에 조작하는 방법의 개발이 필요하다.

### 2.2 다수의 와이어를 사용하는 관절 메커니즘의 개념

내시경 형태의 수술 도구의 구동력 향상을 위해 [Fig. 2(c)]와 같이 다수의 와이어를 적용할 수 있도록 조작부를 단순화시킬 수 있는 메커니즘을 제안할 것이다. [Fig. 3]은 제안하는 1자유도 수술 도구를 구성하는 모든 모듈에 와이어를 체결한 것을 예시로 나타낸 것이다. [Fig. 3(a)]는 인체에 삽입되는 슬레이브 관절이며, (b)는 수동 조작을 위한 조작부(마스터) 개념이다. 슬레이브 관절은  $M_1, M_2, \dots, M_5$  모듈로 구성된다. 여기서  $W_{i,L}, W_{i,R}$ 은 각 모듈에 체결된 와이어,  $Q_i$ 는 이를 조작하는 풀리다. 예를 들어,  $W_{5,L}, W_{5,R}$ 은  $M_5$ 에 체결되어 풀리  $Q_5$ 에 의해 조작된다. 동일한 방법으로 각 모듈에는 체결된 와이어는 다수의 풀리가 조합된 조작 장치에 연결된다.

여기서 각 각의 풀리들은 하나의 부품으로 제작되어 동시에 모든 와이어를 당기거나 풀어줄 수 있게 된다. 이를 가능하게 하기 위해서는 각각의 와이어의 길이를 동시에 조작할 수 있게 하는 각각의 풀리 형상을 설계하는 방법의 연구가 필요하다.

또한 제안하는 구조는 슬레이브를 구성하는 관절에 복잡한 형상의 기계 부품을 사용하지 않기 때문에 소형화에 유리하지만 더욱 소형화를 위해 개발 목적 및 필요한 구동력에 따라 최소/최적의 와이어 수, 이를 위한 와이어 체결 위치 선정 등을 적절히 할 필요가 있기 때문에 이에 대한 해석 및 실험적 연구 연구가 필요하다.



[Fig. 3] Concept of Continuum mechanism with multiple wire

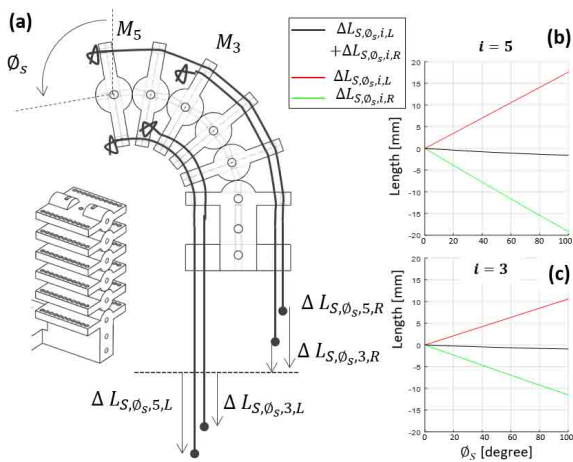
### 3. 메커니즘 해석

#### 3.1 슬레이브 관절의 와이어의 길이 해석

다수의 와이어가 적용된 연속체 메커니즘의 조작부(마스터)를 설계하기 위해 우선 슬레이브 모듈에 체결된 와이어의 길이 변화 특성을 분석할 것이다. [Fig. 4]는 슬레이브 관절의 각도 변화  $\phi_s$ 에 대한 각 모듈  $M_5, M_3$ 에 체결된 와이어의 길이 변화를 해석한 결과이다. 해석 및 제작을 간단히 하기 위해 단면 이사각형인 모듈을 적용하였다. 여기서  $\Delta L_{S,\phi_s,5,L}, \Delta L_{S,\phi_s,5,R}$ 는 슬레이브 모듈  $M_5$ 에 체결된 와이어 한 쌍( $W_{5,L}, W_{5,R}$ )의 길이 변화이다. 즉, 슬레이브 관절을  $\phi_s$ 로 구동하기 위해 당기거나 풀어야 하는 와이어 길이를 의미한다. 같은 방법으로  $M_3$ 에 체결된 와이어의 길이 변화  $\Delta L_{S,\phi_s,3,L}, \Delta L_{S,\phi_s,3,R}$ 도 계산할 수 있다.

만약 [Fig. 4(b)], [Fig. 4(c)]의 결과와는 다르게 당기는 와이어의 길이( $\Delta L_{S,\phi_s,M_i,L}$ )와 풀어주는 와이어의 길이 변화( $\Delta L_{S,\phi_s,M_i,R}$ )가 동일(부호는 반대)하며 각도  $\phi_s$ 에 정확히 비례한다면 [Fig. 3]의 각 각의 풀리는 복잡한 해석없이 원형으로 제작될 수 있다.

하지만 해석 결과를 보면 와이어의 길이 변화는 일정하지 않다.  $\phi_s = 0^\circ$ 에서  $100^\circ$ 까지 변화할 때 당겨야 하는 와이어의 길이가 약 20[mm], 11[mm] 임을 고려하였을 때 풀어주는 와이어 길이의 오차는 약 10% 정도이다. 이와 같은 오차는 관절의 정밀도를 낮게 하는 요인이 될 뿐만 아니라 각 마디에 체결된 와이어의 장력의 변화 등의 요인이 된다. 또한 [Fig. 4]에서의 슬레이브 형상은 와이어의 길이 변화 차이가 비교적 작은 경우이지만, 형상이 달라지면 길이 변화의 오차가 커질 수도



[Fig. 4] Analysis of wire length for operating slave module, (a)5-module continuum mechanism, (b)wire length fixed to  $M_5$ , (c) wire length fixed to  $M_3$

있기 때문에 제안하는 조작부의 형상을 일반적인 연속체 관절에 적용하려면 조작부의 형상에 맞는 구동부 풀리 형상을 설계 방법의 개발이 필요하다.

#### 3.2 풀리의 최적 형상

구동부(슬레이브)의 각도 변화에 대한 와이어의 길이 변화를 반영한 조작부(마스터) 풀리를 설계하기 위해 1개관절의 각도에 대한 와이어의 길이 변화와 일치하는 풀리 형상을 설계하는 선행연구<sup>[10]</sup>의 최적화 방법을 응용하여 다수의 조작부 풀리 형상을 최적화는 방법을 제안할 것이다.

[Table 1]은 해석 및 최적화에 사용되는 변수들이다. [Fig. 3]의 개별 풀리  $Q_1, Q_2, \dots, Q_5$ 의 형상을 최적화하기 위해 우선 임의로 설계된 풀리의 각이  $\phi_M$ 일 때 좌, 우 와이어의 길이  $L_{M,\phi_M,L}, L_{M,\phi_M,R}$ 의 길이를 계산하는 법을 설명할 것이다. [Fig. 3]의 개별 풀리는 [Fig. 5(a)]와 같이 나타낼 수 있다. 여기서  $K_A, K_B$ 는 와이어의 길이 계산이 시작되는 점  $K_C, K_D$ 는 와이어의 길이 계산이 끝나는 점이며,  $k_1, k_2$ 는 각 각 풀리의 회전 중심  $O$ 와  $K_A, K_B, K_C, K_D$ 의 수평거리,  $k_3, k_4$ 는  $O$ 와의 수직 거리이다.  $P_i$ 는 풀리 형상을 나타내는 점,  $L_{P_i}$ 는 회전 중심  $O$ 에서  $P_i$ 까지의 거리이다.

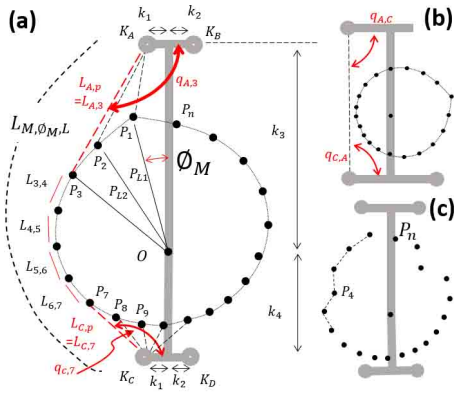
본 논문에서는 슬레이브 관절은 좌우 대칭으로 구동되기 때문에  $n$ 개의 점으로 구성된 풀리는 다음과 같은 관계가 있다.

$$L_{P_2} \sim L_{P_{(n/2)}} = L_{P_n} \sim L_{P_{(n/2+2)}}, k_1 = k_2 \tag{1}$$

[Table 1] Value and Optimal parameters

$M_i$	Module index	$Q_i$	Pulley index
$\phi_s$	Angle of slave	$\phi_M$	Angle of master
$L_{S,\phi_s,M_i,L}$	Length of left wire(slave)	$L_{S,\phi_s,M_i,R}$	Length of right wire(slave)
$L_{M,\phi_M,L}$	Length of left wire(master)	$L_{M,\phi_M,R}$	Length of right wire(master)
$K_A, K_B$	Starting point for wire length	$K_C, K_D$	End point for wire length
$k_1 = k_2$	Distance between origin(O) to $K_A$	$k_3 = k_4$	Distance between origin(O) to $K_C$
$P_i$	Point for shape of pulley	$P_{Li}$	Distance between origin(O) to $P_i$
$A_i$	Contact point $K_A \rightarrow$ pulley	$C_i$	Contact point $K_C \rightarrow$ pulley
$L_{K_A,P_A}$	Length between $K_A$ and contact point $A_i$	$L_{K_C,P_C}$	Length between $K_C$ and contact point $C_i$

Optimal parameters



[Fig. 5] Analysis of wire pulley, (a)wire length calculation, (b)(c)shape of the pulley to consider in design

여기서  $n$ 은 짝수 이다. 조작부의 각이  $\phi_M$ 일 때  $n$ 개의 점으로 형성화된 풀리의 와이어의 길이  $L_{M,\phi_M,L}$ 는 다음과 같은 과정을 통해 계산 된다.

$K_A$ 에서 시작된 와이어가 풀리와 처음 접하는 점을 찾는 과정은 다음과 같다.  $K_A$ 와 각 점  $P_i$ 를 연결하는 선  $\overline{K_A P_i}$ 와  $\overline{K_A K_B}$ 의 각을  $q_{A,i}$ 라 하면 풀리와 와이어가 접하기 시작하는 점은  $q_{A,i}$ 가 가장 큰 점일 것이다.

$$A_i = \max\_index(q_{A,1}, q_{A,2}, \dots, q_{A,n}) \quad (2)$$

여기서  $\max\_index(\mathbf{X})$ 는  $\mathbf{X}$ 요소들 중 최대 값의 인덱스를 반환하는 함수이다. 즉  $A_i$ 는  $K_A$ 에서 시작된 와이어가 풀리와 접촉되기 시작하는 점의 번호를 나타낸다. 또한  $K_C$ 와 각 점  $P_i$ 를 연결하는 선  $\overline{K_C P_i}$ 와  $\overline{K_C K_D}$ 의 각을  $q_{C,i}$ 라 하면 다음과 같이 와이어가 접하기 시작하는 점을 찾을 수 있다.

$$C_i = \max\_index(q_{C,1}, q_{C,2}, \dots, q_{C,n}) \quad (3)$$

와이어의 전체 길이  $L_{M,\phi_M,L}$ 는 다음과 같이 계산 된다.

$$L_{M,\phi_M,L} = L_{K_A, P_{A_i}} + \sum_{i=A_i}^{C_i-1} (L_{P_i, P_{i+1}}) + L_{K_C, P_{C_i}} \quad (4)$$

여기서  $L_{K_A, P_{A_i}}$ 는  $K_A$ 에서 시작된 와이어가 풀리에 접촉되기 시작하는 점  $P_{A_i}$ 까지의 거리,  $L_{K_C, P_{C_i}}$ 는  $K_C$ 를 지나는 와이어가 풀리에 접촉되기 시작하는 거리이며  $L_{P_i, P_{i+1}}$ 는 인접된 두 점의 거리를 나타낸다.

추가로 고려해야할 사항은 [Fig. 5(b)]와 같이 와이어가 풀리와 접하지 않는 경우이다. 이경우는

$$\max(q_{A,1}, q_{A,2}, \dots, q_{A,n}) < q_{A,C} \quad (5)$$

이며, 이때 전체 와이어 길이는 다음과 같다.

$$L_{M,\phi_M,L} = L_{K_A, K_C} \quad (6)$$

식 (4), (6)은 아래와 같이 간단한 함수 형태로 표현할 수 있다.

$$L_{M,\phi_M,L} = f(\phi_M, k_1, k_3, k_4, P_{L_1}, P_{L_2}, \dots, P_{\frac{n}{2}+1}) \quad (7)$$

초기 위치( $\phi_M = 0$ )에서 각도에 따라 변화된 와이어의 길이는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$\Delta L_{M,\phi_M,L} = L_{M,\phi_M,L} - L_{M,0^\circ,L} \quad (8)$$

지금까지 조작부의 각  $\phi_M$ , 설계 변수  $K_1, K_3, K_4$ , 풀리를 구성하는 점들과 회전축의 거리  $L_{P_i}$ 가 주어졌을 때 와이어 길이 변화  $\Delta L_{M,\phi_M,L}$ 를 계산하는 방법을 설명하였다. 동일한 방법으로 반대쪽 와이어의 길이 변화  $\Delta L_{M,\phi_M,R}$ 를 계산할 수 있다.

[Fig. 5(c)]는 설계 시 고려해야할 풀리의 형상을 설명하기 위한 그림이다. 여기서  $P_4$ 는 다른 점들에 비해 안쪽에 위치하여 와이어가  $P_4$ 에는 접촉되지 않기 때문에 식(4)의 계산 결과와는 차이가 있을 것이다. 따라서 해석 시 고려(제외) 해야하는 형상이다.

### 3.3 최적화 및 최적화 결과

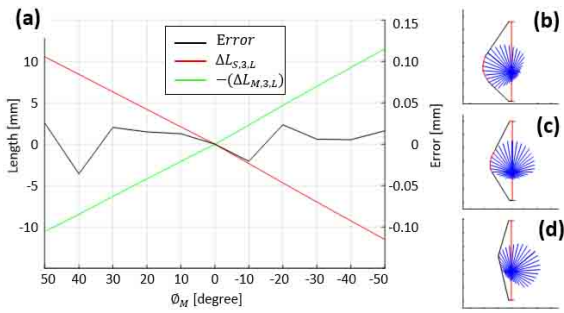
수동 조작 장치 제작을 위해서는 구동부와 조작부의 와이어의 길이 변화는 같아야 한다. 즉, [Fig. 4(b)], [Fig. 4(c)]의  $\Delta L_{S,\phi_S,M,L}$ ,  $\Delta L_{S,\phi_S,M,R}$ 와 [Fig. 5]와 식(4), (6)의 길이 변화  $\Delta L_{M,\phi_M,L}$ ,  $\Delta L_{M,\phi_M,R}$ 가 일치하도록 풀리의 형상 파라미터  $k_1, k_3, k_4, P_{L_1}, P_{L_2}, \dots, P_{\frac{n}{2}}$ 를 최적화 해야한다. 풀리와 슬레이브 관절은 모두 좌우대칭이기 때문에 아래와 같은 관계가 있다.

$$\Delta L_{M,\phi_M,R} = \Delta L_{M,-\phi_M,L}, \Delta L_{S,\phi_S,M,R} = \Delta L_{S,-\phi_S,M,L} \quad (9)$$

이를 반영하여  $M_i$  관절에 체결된 풀리  $Q_i$  형상을 최적화 하는 방법은 다음과 같다.

$$\min \left\{ \begin{aligned} & (\Delta L_{S-100^\circ,i,L} - \Delta L_{M-50^\circ,L})^2 \\ & + (\Delta L_{S-80^\circ,i,L} - \Delta L_{M-40^\circ,L})^2 \\ & + \dots + (\Delta L_{S100^\circ,i,L} - \Delta L_{M50^\circ,L})^2 \end{aligned} \right\} \quad (10)$$





[Fig. 6] Optimization Result for Module-3 ( $M_3$ ), (a) wire length, (b)  $\phi_M = 50^\circ$ , (c)  $\phi_M = 0^\circ$ , (d)  $\phi_M = -50^\circ$

$\phi_s = 20^\circ, \phi_M = 10^\circ$ 씩 증가하도록 하고, 이때 모든 각도에서 슬레이브의 와이어 길이와 풀리의 와이어 길이의 차이가 최소화 되는 풀리 형상을 설계 해야한다. 즉, 최적화의 과정은 식(10) 최소가 되게 하는 설계 파라메타들을 찾는 것이다.

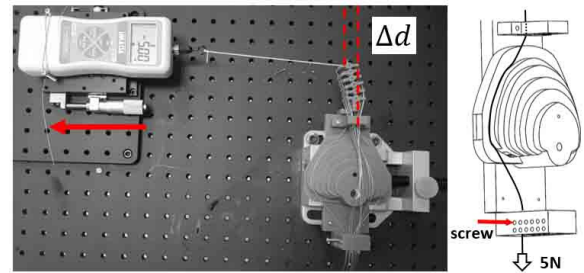
최적화를 위해 유전자 알고리즘을 사용하였다. 유전자 알고리즘은 MATLAB optimization toolbox™의 GA 기능을 이용하였다<sup>[11]</sup>. MATLAB toolbox를 이용한 유전자 알고리즘은 일반적으로 많이 사용되고 있으며, toolbox를 사용하기 위한 목적 함수(objective function)를 설계하는 방법 및 초기 값(initial value)을 설정하는 방법, 해석결과와 실제 모델의 와이어길이 가 달라지는 형상을 제외하는 방법([Fig. 5(c)])은 선행연구<sup>[10]</sup>에서 설명하고 있기 때문에 본 논문에서 설명하지 않는다.

[Fig. 6]은  $M_3$  모듈에 연결된 한 쌍의 와이어  $W_{3,L}, W_{3,R}$ 를 구동하는 풀리  $Q_3$ 의 형상을 최적화한 결과다. 풀리의 외주면을 구성하는 점  $p_n$ 은 40개로 임의로 설정하였다. 최적화 결과에서 마스터와 슬레이브의 최대 오차는 약 0.04[mm] 이다. 오차를 더욱 줄이려면  $p_n$ 의 수를 증가시키고  $\phi_s, \phi_M$ 을 미세하게 변경하면서 최적화를 해야 한다. 하지만 실제 제작 시 와이어의 특성에 의해 와이어가 미세하게 수축/신장하는 길이, 와이어의 체결 및 경로 상에서 발생하는 오차, 3D프린터로 제작된 실험 모델의 유격 및 변형 등에 의해 발생할 수 있는 오차보다 크지 않을 것이기 때문에 더 이상의 최적화는 하지 않았다. 동일한 방법으로 조작용부를 구성하는 5개의 풀리를 설계하였다.

## 4. 실험

### 4.1 실험 환경 구축

부하에 대한 슬레이브 관절의 변형을 측정하기 위해 [Fig. 7]과 같은 실험 환경을 구축하였다. 실험 모델은 3D 프린터를 이용하여 제작되었으며, 초기 상태( $\phi_s = \phi_M = 0$ )에서 push-pull 게이지를 이용하여 약 5N으로 와이어를 당겨서 고정하였다. 이를 위해 초기상태에서 관절을 고정하기 위한 부품을 제작하였으



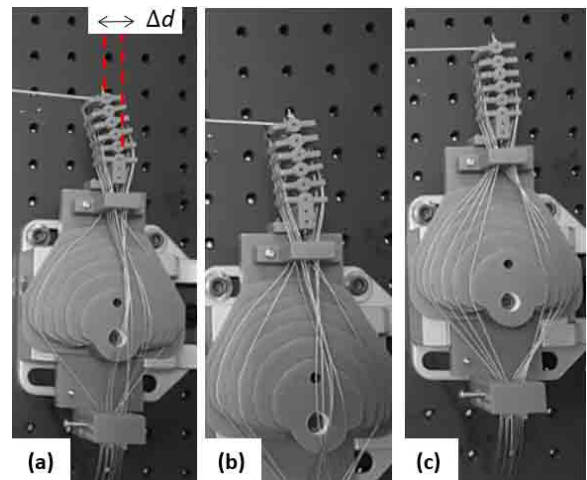
[Fig. 7] Experimental environment and process

며, 와이어의 수 및 체결 위치를 쉽게 변경하기 위해 나사를 이용하여 와이어를 눌러서 고정할 수 있게 하였다.

부하에 대한 슬레이브 관절의 변형을 측정하기 위해 마이크로미터가 부착되어있는 스테이지에 push-pull 게이지를 부착하고, push-pull 게이지를 조금씩 당겨서 목표 부하가 되었을 때 게이지의 위치 변화를 측정하였다. 이와 같은 방법으로 초기 각도( $\phi_s = \phi_M = 0^\circ$ )에서 부하에 대한 변형(실험결과 1, [Fig. 8]), 최대 구동각( $\phi_s = 100^\circ, \phi_M = 50^\circ$ )에서 부하에 대한 변형(실험결과 2, [Fig. 9])을 측정하였다.

### 4.2 실험 결과 - 1

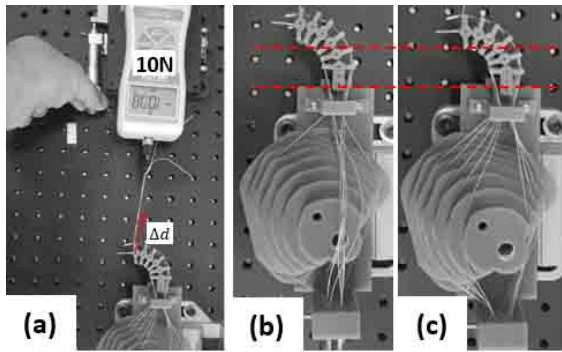
초기 상태( $\phi_s = \phi_M = 0^\circ$ )에서 와이어의 수 및 체결 위치를 변경하면서 엔드포인트에 부하를 가했을 때의 변형을 측정하였다. 5개의 모듈에 와이어를 체결 할 수 있는 모든 경우에 대해 실험하였다. 각 와이어의 체결 상태에서 조작용부를 0°도로 고정된 후 push-pull 게이지를 5[N]이 될 때까지 당겨서 변형된 길이를 측정하였다.



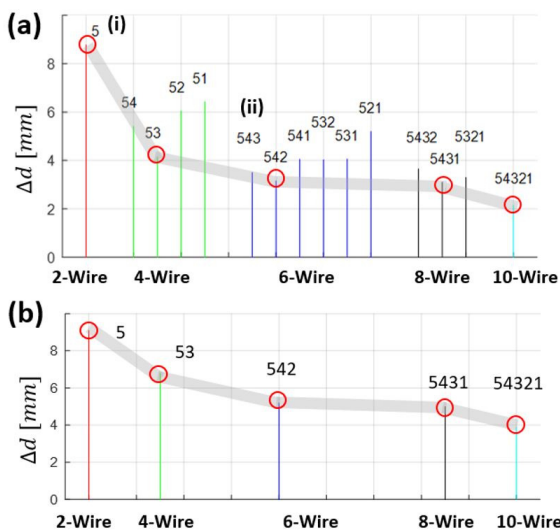
[Fig. 8] Experimental results ( $\phi_s = \phi_M = 0^\circ$ , Load 5[N]), (a)2-wire,  $\Delta d=8.8[mm]$ , (b)4-wire,  $\Delta d=4.2[mm]$ , (c)10-wire,  $\Delta d=1.9[mm]$

[Fig. 8]은 실험결과와 대표 사진이다. [Fig. 8(a)]는 1쌍의 와이어를 체결한 경우이다. 이 경우는 일반적으로 연속체 메커니즘에서 와이어를 체결하는 방법과 동일하다. [Fig. 8(b)], [Fig. 8(c)]는 각각 2쌍, 5쌍의 와이어가 체결된 경우를 나타낸 것이다. 실험결과에서 와이어 수가 증가할수록 변형이 작은 것을 볼 수 있다. 즉, 와이어의 수가 증가하면 부하에 대한 관절의 변형이 작은 것을 확인할 수 있다.

[Fig. 10(a)]는 [Fig. 8]의 모든 실험결과이다. 그림에서 숫자는 와이어가 체결된 모듈의 번호( $M_i$ )이다. 예를 들어 [Fig. 10(a)] (i)의 '5'는 5번 모듈에 와이어가 체결된 경우를 나타낸 것이며, (ii)의 '543'은 5번, 4번, 3번 모듈에 와이어가 체결된 경우를 나타낸 것이다. 와이어의 체결 위치에 따라 측정값이 다른 것을 알 수 있다.



[Fig. 9] Experimental results ( $\phi_S = 100^\circ, \phi_M = 50^\circ$ , Load 10[N]), (a) experimental procedure, (b) 2-wire, (c) 10-wire



[Fig. 10] Experimental results, (a) deflection for  $\phi_S = 0^\circ, \phi_M = 0^\circ$ , (b) deflection for  $\phi_S = 100^\circ, \phi_M = 50^\circ$

### 4.3 실험 결과 - 2

[Fig. 9]는  $\phi_S = 100^\circ, \phi_M = 50^\circ$ 일 때의 실험 결과이다. (a)와 같이 10[N]의 부하를 가했을 때 변형을 측정하였다. (b), (c)는 각각 1쌍의 와이어, 5쌍의 와이어를 체결하였을 때의 실험 결과이다.

[Fig. 10(b)]는 와이어수를 변경하면서 측정한 실험 결과이다. 앞선 실험 결과와 같이 와이어의 수가 증가하면 변형이 적은 것을 볼 수 있다. [Fig. 10(a)], [Fig. 10(b)]를 비교해보면 부하에 대한 변형의 정도는 다르지만 와이어의 수 증가에 대한 변형의 경향은 유사한 것을 볼 수 있다.

### 4.4 실험 결과 정리

3D 프린터로 제작된 모형을 이용한 실험 결과는 다음과 같이 요약할 수 있다. (1)와이어의 수가 증가하면 부하에 대한 위치 변형이 적다. (2)와이어의 수가 증가하면 저항력(변형의 반대)이 증가하는 것은 맞지만 그 효과가 정확히 비례하는 것은 아니다. 따라서 필요에 따라 와이어의 수를 적절히 선택할 필요가 있다. (3)와이어의 체결 위치에 따라 결과의 차이가 있다. [Fig. 10(a)]에서 '53', '542'와 같이 와이어의 체결 위치를 균등하게 배분하는 것이 좋다. (4)와이어 수의 증가 따라 변형이 감소하는 현상은 초기 상태( $\phi_S = 0^\circ$ )와 굴곡 상태( $\phi_S = 100^\circ$ )에서 유사한 경향을 보이지만 정확히 일치하지는 않는다.

3D 프린터로 제작된 실험 모델의 부품 자체의 변형, 파손 방지를 위해 낮은 장력으로 와이어를 고정함으로 인해서 발생할 수 있는 오차, 간략히 제작된 실험 환경 등에 의해서 발생할 수 있는 측정 오차 등이 존재할 수 있는 실험이었지만 제안하는 메커니즘은 연속체 메커니즘의 부하에 대한 저항력을 증가시킬 수 있으며, 최적화된 폴리의 조합에 의해 직관적으로 조작되는 수동 수술 기구에 적용 가능성이 있음을 확인하였다.

## 5. 결론

수동으로 조작할 수 있는 연속체 메커니즘 및 이를 조작하기 위한 조작 장치의 개념을 제시 하였다. 이를 위해 슬레이브 관절의 길이 변화 특성을 해석하고 이와 동일한 길이 변화 특성을 가지는 조작부(마스터) 폴리의 형상을 설계하는 기법을 제시하였다. 제안하는 메커니즘을 간단한 3D 프린팅 모델을 제작하여 실험 하였다.

정확한 실험 모델의 제작, 슬레이브를 구성하는 모듈수의 증가, 정밀한 실험 환경 등을 구축하여 부하에 대한 변형과 함께 마스터 조작에 대한 슬레이브 관절의 정밀도, 슬레이브 관절의 구동력에 대한 실험, 와이어의 체결 위치와 구동력의 관계에 대한 해석, 실제 수술 도구에 적용하기 위해 폴리과 와이어의 마찰을 고려한 재질 및 구조, 제작방법에 대한 추가 연구가 필요하다.

간단한 실험을 통해 제안하는 와이어 체결 방법 및 조작부의 형상을 적용하면 기존의 연속체 관절 메커니즘의 보다 부하에 대한 변형이 적음을 알 수 있었다. 이는 제안하는 메커니즘이 연속체 관절 메커니즘의 구동력 및 조작성을 향상시킬 수 있는 방법임을 알 수 있다. 제안하는 메커니즘은 와이어 수의 증가 외에 별도의 복잡한 형상의 기계 부품이 적용되지 않기 때문에 기존의 내시경 및 내시경 형태의 의료기구 제작에 쉽게 적용될 가능성이 있을 것이다.

## References

- [1] Z. Li and R. Du, "Design and Analysis of a Bio-Inspired Wire-Driven Multi-Section Flexible Robot," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 10, no. 4, 2013, DOI: 10.5772/56025.
- [2] T. Kato, I. Okumura, S.-E. Song, A. Golby, and N. Hata, "Tendon-Driven Continuum Robot for Endoscopic Surgery: Preclinical Development and Validation of a Tension Propagation Model," *IEEE Transactions on Mechatronics*, vol. 20, no. 5, pp. 2252-2263, 2015, DOI: 10.1109/TMECH.2014.2372635.
- [3] Z. Li, H. Ren, P. W. Y. Chiu, R. Du, and H. Yu, "A novel constrained wire-driven flexible mechanism and its kinematic analysis," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 95, no. 1, pp. 59-75, Jan., 2016, DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2015.08.019.
- [4] H. Lee, K. G. Kim, J. H. Seo, and D. K. Sohn, "Natural orifice transluminal endoscopic surgery with a snake-mechanism using a movable pulley," *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 13, no. 1, pp. 1-7, 2017, DOI: 10.1002/rcs.1816.
- [5] W.-H. Shin and D.-S. Kwon, "Surgical Robot System for Single-Port Surgery With Novel Joint Mechanism," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 4, April, 2013, DOI: 10.1109/TBME.2013.2242070.
- [6] M. Hwang and D.-S. Kwon, "Strong Continuum Manipulator for Flexible Endoscopic Surgery," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 24, no. 5, pp. 2193-2203, Oct., 2019, DOI: 10.1109/TMECH.2019.2932378.
- [7] K. O. Butler, A. L. Orekhov, J. Childs, and C. Rucker, "A Rigid Mechanism With Uniform, Variable Curvature," *Journal of medical devices*, vol. 10, no. 3, pp. 30953-30954, Sep., 2016, DOI: 10.1115/1.4033808.
- [8] S. Jin and S. Han, "Gain Optimization of Kinematic Control for Wire-driven Surgical Robot with Layered Joint Structure Considering Actuation Velocity Bound," *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 15, no. 3, pp. 212-220, Jun., 2020, DOI : 10.7746/jkros.2020.15.3.212.
- [9] S. Kim, M. Kim, J. Kang, S. J. Son, and D. H. Kim, "Design and Control of Wire-driven Flexible Robot Following Human Arm Gestures," *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 14, no. 1, pp. 50-57, March., 2021, DOI: 10.7746/jkros.2019.14.1.050.
- [10] H. Lee, C. Song, and J. Son, "Hand-controller Mechanism and its Optimal Design Method for Manually Controlled Endoscopic Surgical Instrument," *Journal of Korea Robotics Society*, vol. 14, no. 3, pp. 203-210, Sept., 2019, DOI: 10.7746/jkros.2019.14.3.203.
- [11] S. N. Sivanandam and S. N. Deepa, "Genetic Algorithm Implementation Using Matlab," *Introduction to Genetic Algorithms*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008, pp. 211-262, DOI: 10.1007/978-3-540-73190-0\_8.



**이 호 열**

2012 한양대학교 전기전자제어계측공학과  
(공학 박사)  
2017~현재 대구경북첨단의료산업진흥재단  
(선임연구원)

관심분야: Robotics, Surgical Robot, Rehabilitation Robot



**박 영 상**

2016 금오공과대학 IT융복합공학(공학석사)  
2016~현재 (재)대구경북첨단의료산업진흥  
재단 연구원

관심분야: Bio-signal processing, Rehabilitation engineering



**정 의 성**

2011 2월 경북대학교 대학원 전자공학과  
졸업(공학 박사)  
2015~현재 대구경북첨단의료산업진흥  
재단(선임연구원)

관심분야: Bio-signal processing, Medical audio processor, Medical  
implant



**송 찬 호**

2017 대구경북과학기술원 로봇공학전공(석사)  
2018 대구경북과학기술원 미래자동차융합  
연구센터(연구원)  
2018~현재 대구경북첨단의료산업진흥재단  
(연구원)

관심분야: Augmented-reality, Surface registration, Multi-sensor  
fusion



**정 유 수**

2019 8월 경북대학교 전자공학부 졸업  
(공학박사)  
2019~현재 (재)대구경북첨단의료산업진흥  
재단 선임연구원

관심분야: Image processing, Machine learning



**손 재 범**

1993 KAIST 정밀공학과(공학사)  
1996 포항공과대학교 기계공학과(공학석사)  
2006 Mechanical Engineering, University of  
Michigan, Ann Arbor. (공학박사)  
2018~현재 (재)대구경북첨단의료산업진흥  
재단 책임연구원

관심분야: Medical robotics and devices, cyber-physical system,  
situation recognition, rehabilitation