

내시경 수술 도구의 수동 조작 메커니즘 및 이의 최적 형상 설계

Hand-controller Mechanism and its Optimal Design Method for Manually Controlled Endoscopic Surgical Instrument

이 호 열¹ · 송 찬 호² · 손 재 범[†]
Hoyul Lee¹, Chanho Song², Jaebum Son[†]

Abstract: This paper proposes a hand-controller mechanism for manually controlled endoscopic surgical instruments. A wire-driven mechanism is typically adapted for endoscopic surgical tools because motors cannot be embedded to the joints due to the size limitation. The wire-driven mechanism requires length control of wires that are pulled and released according to the desired joint angle. It is difficult for the operator to control individual wire lengths intuitively. The hand-controller mechanism should be able to control the wires easily without complex processes. For this purpose, we propose a mechanism that can control the wire lengths with a simple mechanical structure and its optimal design method using genetic algorithm. We show the simulation and experimental results to confirm the proposed mechanism and design methods are useful for the manually controlled endoscopic surgical instrument.

Keywords: Endoscopic Surgical Instrument, Wire-driven Mechanism, Hand-controller Mechanism

1. 서 론

내시경 및 내시경 형태의 수술로봇에는 모터를 관절에 직접 장착할 수 없기 때문에 와이어 구동 메커니즘이 적용되고 있다^{1,2}. 동일한 이유로 인체에 삽입되어야 하는 복강경 수술 도구를 포함한 대부분의 수술 로봇 및 도구는 와이어에 의해서 제어되고 있다³. 또한 로봇 시스템의 소형화 및 경량화를 위해 와이어 구동 메커니즘이 적용되는 경우가 많다⁴. 와이어에 의해 제어되는 로봇은 일반적으로 1개의 관절을 두개의 와이어로 제어한다. 당기고 풀어주는 와이어의 길이가 같지 않으며, 관절 각도와 와이어의 길이 변화가 정확히 비례하지

않기 때문에 두 와이어는 각각의 모터에 의해 제어되어야 한다^{5,6}. 하지만 수동 조작을 위해 이와 같은 와이어의 길이 변화를 조작자가 직관적으로 제어하는 것은 어렵다. 1개 관절 제어를 위한 2개의 와이어 길이를 정확히 제어하지 못하면 와이어가 느슨해 지며 정확한 각도로 제어가 되지 않는 현상이 발생한다.

관절 구동에 대한 와이어 길이 변화의 차이 및 이에 의해 발생하는 장력 변화를 스프링을 이용하여 보상하는 경우도 있다. 예를 들면 일반적인 수동 내시경에서 1개의 관절은 1개의 수동 풀리로 제어된다. 하지만 이를 다자유도 수술 도구에 적용할 경우 오차가 누적되며, 부하 구동 시 스프링의 길이 변화에 의해 정확도가 낮아질 수 있다.

따라서 수동으로 제어되는 고강성 다관절 내시경 로봇의 개발을 위해서는 구동부의 각도 변화에 대한 와이어의 길이 변화를 최소화하여 스프링 등의 장력 보상 장치를 사용하지 않거나, 스프링을 사용하더라도 스프링의 길이 변화가 최소화될 수 있도록 하는 메커니즘의 개발이 필요하다.

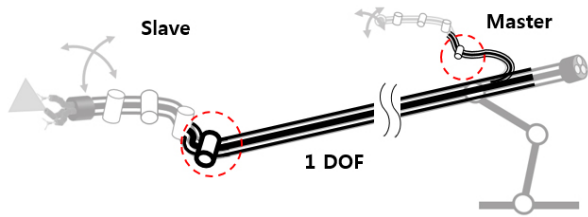
Received : May. 14. 2019; Revised : Jul. 8. 2019; Accepted : Jul. 19. 2019

※ 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, DGMIF, Daegu, Korea (hoyul.cre@gmail.com)

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

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



[Fig. 1] Concept of manually controlled surgical endoscope

[Fig. 1]은 본 연구에서 목표로 하는 수동 조작형 고강성 내시경 수술 도구의 개념도이다. 여기서 내시경의 역할은 수술 부위까지 수술도구를 삽입하는 통로를 제공하고 안정적인 수술을 위해 수술 도구의 위치를 고정시키는 데 있다. 즉 수술 동작을 위한 직접적인 구동이 필요 없거나 수술 중(삽입 이후)에 빈번하게 구동 될 필요가 없다. 따라서 시스템의 소형화 및 사용성을 높이기 위해 모터를 사용하지 않고 수동으로 조작하는 것이 더 유용할 수 있다.

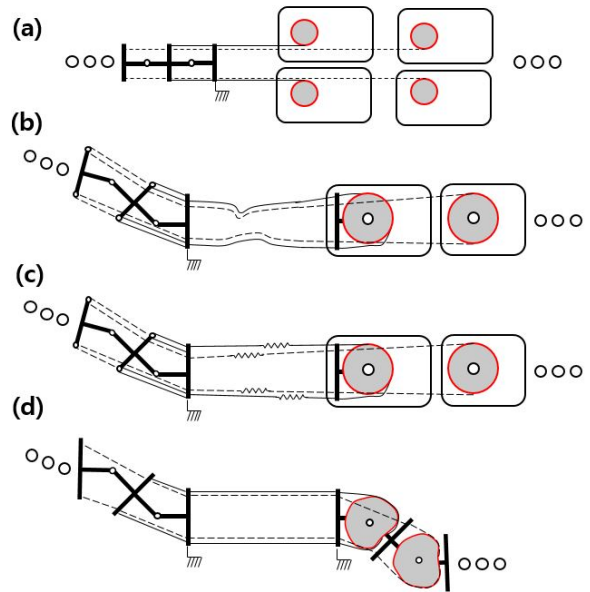
이를 위해 본 논문에서는 다관절 내시경을 직관적으로 제어할 수 있는 수동 조작 메커니즘을 제안할 것이다. 제안하는 메커니즘은 관절을 제어할 때 발생하는 와이어의 길이 변화, 이에 의해 발생하는 구동 부의 위치 오차(관절 각도 오차), 와이어 장력의 변화를 최소화 한다. 또한 이를 구현하기 위해 조작부 와이어 풀리 형상을 최적화 하는 기법을 제안할 것이다. 1관절 실험 모델을 제작하여 제안하는 메커니즘을 검증할 것이며 이를 다자유도로 확장할 때 필요한 다른 요소들에 대해서도 살펴 볼 것이다.

2. 메커니즘 해석

2.1 와이어 길이 보상 메커니즘의 필요성

와이어를 이용하여 제어되는 메커니즘은 구조적인 측면에서 [Fig. 2]와 같이 구분할 수 있다. [Fig. 2(a)]는 수술로봇 구동 방식의 기본적인 개념을 나타낸다. 일반적으로 1개의 관절은 2개의 모터에 의해 제어되기 때문에 직관적인 수동 제어 장치에 적용이 어렵다. [Fig. 2(b)]는 1개의 관절을 1개의 와이어 풀리(또는 모터)로 제어하는 경우이다. 구동부와 조작부의 각도 변화에 대한 와이어의 길이 변화가 일치 하지 않기 때문에 와이어가 느슨해 진다. [Fig. 2(c)]와 같이 스프링 등을 이용하여 와이어의 느슨해 짐을 방지 할 수 있다. 하지만 부하 구동 시 스프링의 길이 변화에 의해 각도 오차가 생길 수 있다. 이를 다관절 로봇에 적용하게 되면 오차가 누적되어 조작성 및 구동력이 저하된다.

따라서 [Fig. 1]과 같은 다관절 수술용 내시경 로봇을 직관적으로 제어하기 위해서는 1개의 관절을 1개의 풀리(조작부의



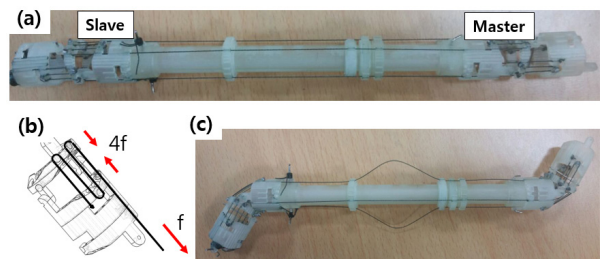
[Fig. 2] Wire-driven mechanism, (a) two motors for one joint, (b) problems of one motor mechanism for manual control, (c) spring for wire length compensation, (d) proposed mechanism

관절)로 제어 할 수 있어야 하며 [Fig. 2(d)]와 같이 스프링을 사용하지 않거나 스프링의 길이 변화가 최소화 되도록 와이어 길이 변화를 보상할 수 있는 메커니즘의 개발이 필요하다.

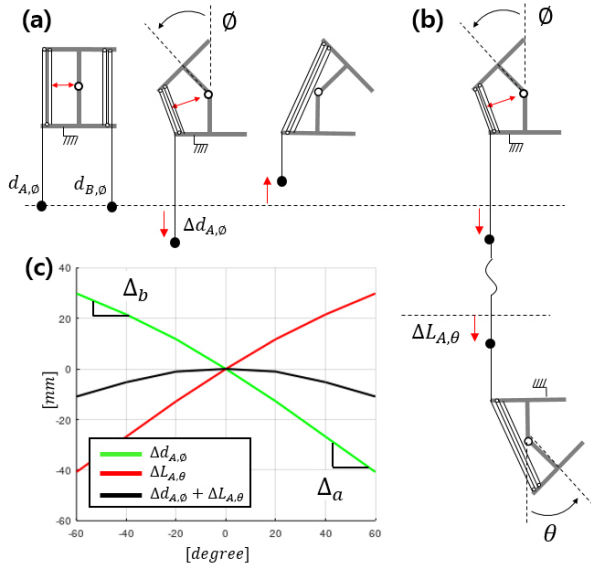
2.2 구동부 해석

[Fig. 3]은 구동부(Slave)와 조작부(Master)를 동일한 구조로 제작하여 실험한 것이다. [Fig. 3(b)]와 같이 구동력을 향상시키기 위해 웜도르래의 특성을 적용하였다⁷⁾. 실험 결과에서 구동부와 조작부의 각을 동일하게 하였을 때 와이어가 느슨해지는 것을 볼 수 있다.

[Fig. 4]는 각도 변화에 대한 구동부 와이어 길이 변화를 해석 한 것이다. [Fig. 4(a)]는 1관절 구동부, [Fig. 4(b)]는 구동부와 동일한 구조를 조작부에 적용한 경우([Fig. 3]), [Fig. 4(c)]는 해석 결과이다. 구동부의 각도에 대한 와이어의 길이는 간단히 계산할 수 있기 때문에 계산 과정은 설명하지 않는다.



[Fig. 3] Importance of wire compensation mechanism



[Fig. 4] Results of one joint control: wire loosens by about 10 mm -60° at and 60°

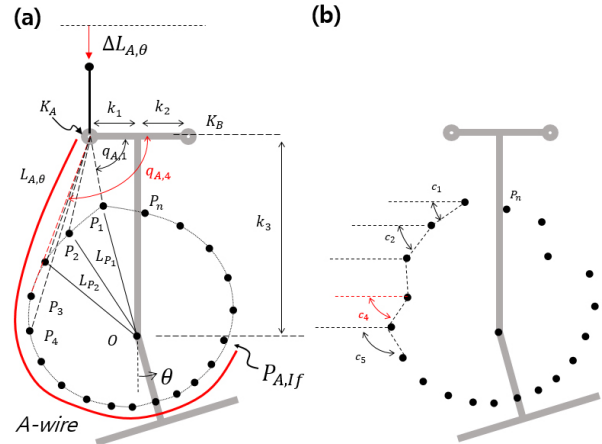
구동부의 각 ϕ 에 따라 팔길이(moment arm)가 변화되기 때문에 와이어의 길이 변화 $\Delta d_{A,\phi}$ 는 각도 ϕ 에 비례하지 않는다. 구동부와 조작부의 각을 동일하게 했을 때 [Fig. 4(c)]의 $\Delta d_{A,\phi} + \Delta L_{A,\theta}$ 만큼 와이어가 느슨해진다. 당기는 와이어의 길이 차이는 관절의 각도 정확성을 낮게 하며, 와이어의 늘어짐은 관절의 유격을 발생시킨다. 만약 여기에 스프링을 이용하여 와이어의 늘어짐을 보상할 경우 유격은 방지할 수 있지만 각도 오차는 제거할 수 없다.

2.3 조작부 풀리 해석

조작부 풀리의 최적 형상 설계를 위해 조작부 각도 θ 에 대한 와이어의 길이 변화 $\Delta L_{A,\theta}$ 를 해석 할 것이다. [Fig. 5]는 임의의 풀리 형상 및 각도에 대한 와이어 길이를 계산하는 과정을 나타낸 것이다. 여기서 k_A, k_B 는 와이어의 길이 계산이 시작 되는 점이며, k_1, k_2 는 풀리의 회전 중심 O 와 k_A, k_B 의 수평거리, k_3 는 O 와의 수직 거리이다. P_i 는 풀리 형상을 나타내는 점, L_{P_i} 는 회전 중심 O 에서 P_i 까지의 거리, P_{A_j} 는 A 와이어가 풀리에 고정되는 점이다. 본 논문에서는 좌우 대칭인 구동부를 예를 들어 설명할 것이기 때문에 조작부도 좌우 대칭일 것이다. 따라서 n 개의 점으로 구성된 풀리는 다음과 같은 관계가 있다.

$$L_{P_2} \sim L_{P_{(n/2)}} = L_{P_n} \sim L_{P_{(n/2+2)}} \quad (1)$$

여기서 n 은 짝수 이다. 조작부의 각도가 θ 일 때 n 개의 점으로 형성화된 풀리의 A 와이어의 길이 $L_{A,\theta}$ 는 다음과 같은 과정을



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

통해 계산된다.

A 와이어의 시작점 K_A 에서부터 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.

$$A_i = \max_index(q_{A,1}, q_{A,2}, \dots, q_{A_j}) \quad (2)$$

여기서 $\max_index(\mathbf{X})$ 는 \mathbf{X} 요소들 중 최대 값의 인덱스를 반환하는 함수이다. 즉 A_i 는 A 와이어가 풀리와 접촉되기 시작 하는 점의 번호를 나타낸다. 따라서 θ 일 때, A 와이어의 전체 길이는 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$L_{A,\theta} = L_{K_A, P_{A_i}} + \sum_{i=A_i}^{A_j-1} (L_{P_i, P_{i+1}}) \quad (3)$$

여기서 A_j 는 A 와이어가 고정되는 점(즉 와이어의 길이 계산 이 끝나는 점)의 번호 이다. $L_{K_A, P_{A_i}}$ 는 K_A 에서부터 와이어가 풀리에 접촉되기 시작하는 점 P_{A_i} 까지의 거리이며 $L_{P_i, P_{i+1}}$ 는 인접된 두 점의 거리를 나타낸다. 식 (3)은 아래와 같이 간단한 함수 형태로 다시 표현할 수 있다.

$$L_{A,\theta} = f(\theta, k_1, k_3, P_{L_1}, L_{P_2}, \dots, L_{P_{\frac{n}{2}}}, L_{P_{\frac{n}{2}+1}}, P_{A_j}) \quad (4)$$

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

$$\Delta L_{A,\theta} = L_{A,\theta} - L_{A,0^\circ} \quad (5)$$

지금까지 조작부의 각 θ , 설계 변수 K_1, K_3 , 풀리를 구성하는 점들과 회전축의 거리 L_{P_i} 가 주어졌을 때 와이어 길이 $L_{A,\theta}$, 와이어의 길이 변화 $\Delta L_{A,\theta}$ 를 계산하는 방법을 설명하였다. 동일한 방법으로 B와이어의 길이 변화 $\Delta L_{B,\theta}$ 을 계산할 수 있다.

[Fig. 5(b)]는 설계 시 고려해야할 풀리의 형상을 설명하기 위한 그림이다. 여기서 P_4 는 다른 점들에 비해 안쪽에 위치하기 때문에 실제 제작 시 와이어가 P_4 에는 접촉되지 않지만 식 (5) 계산에는 포함되는 부분이다. 따라서 해석 결과의 정확도를 위해 설계 시 고려(제외)해야하는 형상이다.

이와 같은 형상으로 최적화 되는 것을 방지하기 위해 아래와 같은 조건을 최적화에 반영해야한다. 점 P_i 와 P_{i+1} 을 연결하는 선 $\overline{P_i, P_{i+1}}$ 과 선 $\overline{K_A, K_B}$ (가로로 평행한 선)의 각을 c_i 라 할 때 c_i 는 항상 증가해야한다.

$$c_1 < c_2 < \dots < c_{n-1} \tag{6}$$

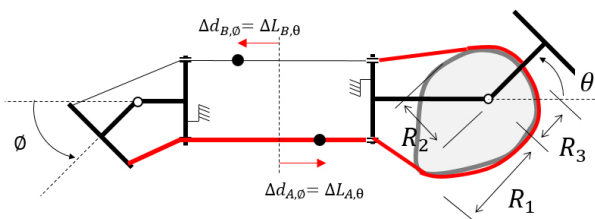
[Fig. 5(b)]는 c_4 는 c_3 보다 작은 경우이다. 이와 같이 식 (6)을 만족하지 않는 형상은 특정 점에서 와이어와 풀리는 접촉되지 않는다. 따라서 식 (6)의 조건을 항상 만족하도록 풀리를 설계해야 한다.

3. 형상 최적화

3.1 조작부 풀리 형상 최적화

수동 조작 장치 제작을 위해서는 구동부와 조작부의 와이어의 길이 변화를 동일하게 해야한다. 이를 위해 조작부의 풀리 형상을 최적화 하는 방법을 설명할 것이다. 식 (4)와 같이 와이어의 길이 변화에 영향을 주는 요소들은 $k_1, k_3, P_{L_1}, L_{P_2}, \dots, L_{P_{n/2}}$ 이다. 또한 실제 제작을 위해서는 식 (6)의 조건을 만족하도록 하여야 한다.

최적화를 위해 유전자 알고리즘을 사용하였다. 유전자 알고리즘은 MATLAB optimization toolbox™의 GA 기능을 이용하였다^[8]. MATLAB toolbox를 이용한 유전자 알고리즘은 일



[Fig. 6] Initial values for optimization

반적으로 많이 사용되고 있으며, 참고 문헌에 자세히 설명되어 있기 때문에 본 논문에서는 일반적인 내용은 제외하고 toolbox를 사용하기 위한 목적 함수(objective function)를 설계하는 방법 및 초기 값(initial value)을 설정하는 방법에 대해서만 설명할 것이다.

3.2 초기 값 설정

[Fig. 4(c)]를 보면 구동 관절의 각도에 대한 와이어의 길이 변화 $\Delta d_{A,\phi}$ 의 변화량은 ϕ 가 클수록 큰 것을 볼 수 있다(기울기 Δa). 반대로 ϕ 가 작을수록 길이 변화량은 감소(기울기 Δb)하는 것을 볼 수 있다. 즉 ϕ 가 점차적으로 증가할 때 당겨주는 와이어 A의 길이는 점차적으로 증가, 풀어 줘야하는 B와이어의 길이는 점차적으로 감소해야하는 것을 알 수 있다. 따라서 [Fig. 6]과 같이 조작부 풀리의 형상은 다음과 같은 관계가 되어야 함을 직관적으로 알 수 있다.

$$R_1 > R_2 > R_3 \tag{7}$$

[Table 1]은 최적화를 위한 초기값을 설정한 것이다. 여기서 구동 관절의 구동부의 구동 범위 ϕ_{max}, ϕ_{min} 보다 조작부의 구동 범위 $\theta_{max}, \theta_{min}$ 를 2배 크게 한 것은 조작부의 크기를 작게 만들기 위함이다. 구동부는 4배의 힘 증폭 특성을 가지는 움직 도르래가 적용되었기 때문에 관절 구동 각도에 따른 와이어의 길이 변화가 크다. 따라서 조작부의 길이 변화를 크게 하기 위해 조작부의 구동 범위 $\theta_{max}, \theta_{min}$ 를 크게 하였다.

[Fig. 4(c)]를 참조하면 $\phi = -60^\circ \sim 60^\circ$ 으로 구동 할 때 와이어의 전체 길이 변화는 약 70 mm이다. 조작부의 형상을 임의의

[Table 1] Initial value of optimal parameters

Design Parameter		
ϕ_{min}, ϕ_{max}	$\pm 60^\circ$	Range of motion
$\theta_{min}, \theta_{max}$	$\pm 120^\circ$	Range of motion
$\Delta d_{A,60^\circ}$	40 mm	Fig. 4
$\Delta d_{A,-60^\circ}$	-30 mm	Fig. 4
K_1, K_2	11 mm	Arbitrarily
K_3	50 mm	Arbitrarily
Initial value of optimal parameters		
$P_{L_5}(R_2)$	16 mm	$\frac{\Delta d_{A,60} - \Delta d_{A,-60}}{(\theta_{max} - \theta_{min})[rad]}$
$P_{L_1}(R_1)$	21 mm	$R_1 > R_2$
$P_{L_{10}}(R_3)$	11 mm	$R_2 > R_3$
$P_{L_2}, P_{L_3}, P_{L_4}$ $P_{L_6}, P_{L_7}, P_{L_8}, P_{L_9}$	-	in accordance with P_{L_1}, P_{L_5} and $P_{L_{10}}$

원으로 가정하고 $\theta = -120^\circ \sim 120^\circ$ 일 때 호의 길이가 70 mm가 되는 반지름 r 을 계산하고 이를 R_2 의 초기값으로 설정하였다. 이를 기준으로 식 (7)의 조건을 적용하여 R_1, R_3 를 임의로 설정하였다. 폴리의 외주면을 구성하는 점의 수가 많을수록 정확한 결과를 얻을 수 있지만 최적화 알고리즘의 수행 시간 단축 및 임의로 설정해야 하는 초기 값의 수를 줄이기 위해 조작부를 20개의 점으로 형상화하였다($n=20$). 이때 필요한 $P_{L_1}, P_{L_5}, P_{L_{10}}$ 의 초기 값은 R_1, R_2, R_3 로 설정할 수 있으며 나머지 점 $P_{L_2}, P_{L_3}, P_{L_4}, P_{L_6}, P_{L_7}, P_{L_8}, P_{L_9}$ 는 폴리의 형상이 타원이 될 수 있도록 직관적으로 설정하였다. 또한 K_1, K_2, K_3 는 제작이 용이하도록 임의로 선정하였다. 변수들의 최대 경계치 (upper boundary)와 최소 경계치(lower boundary)는 초기값을 기준으로 $\pm 5\text{mm}$ 로 하였다.

3.3 유전자 알고리즘

유전자 알고리즘을 이용하여 폴리 형상을 최적화 하는 기법을 설명할 것이다. 최적화를 위해서는 두가지를 고려해야 한다. 첫 번째는 구동부의 각도 대한 와이어의 길이 변화 $\Delta d_{A,\phi}$ 와 이때의 조작부의 각도에 대한 와이어의 길이 변화 $\Delta L_{A,\theta}$ 의 차이가 최소화 되어야 한다.

$$Opt1 = (\Delta d_{A,10^\circ} - \Delta L_{A,20^\circ})^2 + (\Delta d_{A,20^\circ} - \Delta L_{A,40^\circ})^2 + \dots + (\Delta d_{A,60^\circ} - \Delta L_{A,120^\circ})^2 \quad (8)$$

두 번째는 해석 및 최적화 결과와 실제 제작했을 때의 오차를 줄이기 위해 [Fig. 5(b)]와 같은 형상으로 최적화 되는 것을 방지하여야 한다. 이를 위해 식 (6)의 규칙을 아래와 같이 재정의하였다.

$$\begin{aligned} &\text{if } [c_1, c_2, \dots, c_{n-1}] == \text{sort}([c_1, c_2, \dots, c_{n-1}]) \\ &\quad Opt2 = 0 \\ &\quad \text{else} \\ &\quad Opt2 = 1 \\ &\quad \text{end} \end{aligned} \quad (9)$$

여기서 $\text{sort}(\mathbf{X})$ 는 요소 \mathbf{X} 들을 오름차순으로 정렬하는 함수를 의미한다. 즉 계산된 $c_i (i = 1 \sim (n-1))$ 와 이를 오름차순으로 정렬한 것이 같으면 c_i 는 항상 증가하는 경우이며, 그렇지 않으면 [Fig. 5(b)]와 같이 특정 점이 움푹 패이거나 돌출된 형상이다.

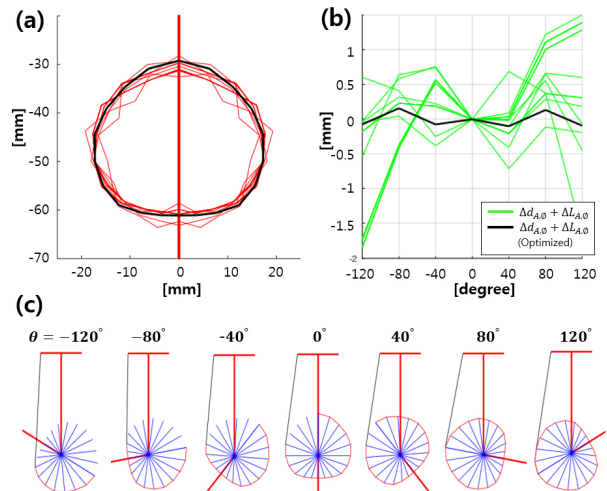
식 (8), (9)을 적용하여 유전자 알고리즘의 목적 함수를 설계 하면 다음과 같다.

$$\min (\alpha \cdot Opt1 + \beta \cdot Opt2) \quad (10)$$

여기서 α, β 는 가중치를 나타내는 상수 이다. 정확히 말하면 $Opt2$ 는 최적화 시 고려해야 할 구속 조건이다. 구속 조건 $Opt2$ 를 GA 알고리즘에 적용하기 위해 $Opt2$ 의 가중치를 $Opt1$ 보다 충분히 크게 하였다($\alpha \ll \beta$). 따라서 $Opt2$ 구속 조건을 반드시 만족하는 L_{pi} 의 조합 중에서 $Opt1$ 을 최소화 하는 방향으로 최적화가 진행된다. 유전자 알고리즘을 이용한 폴리의 최적 형상 설계는 식 (10)의 목적 함수의 값이 최소화 되게 하는 L_{pi} 를 찾는 과정이며 알고리즘 수행 시간 감소 및 local minimum을 방지하기 위해 직관적으로 유추 할 수 있는 초기 값을 기준으로 ([Table 1]) 좁은 범위에서 최적화를 수행하였다.

3.4 최적 형상

유전자 알고리즘을 사용하여 [Fig. 4(a)]의 구동부에 최적화된 조작부의 형상을 설계하였다. [Fig. 7(a)]의 폴리 형상을 보면 식 (6)을 만족하고 있음을 알 수 있다. [Fig. 7(b)]에서 와이어의 느슨해지는 길이는 0.1 mm 이내가 됨을 알 수 있다. 더 정확한 결과를 위해서는 P_i 를 무한히 늘리거나 ϕ, θ 를 더욱 미세하게 변화하며 최적화를 해야 한다. 하지만 0.1 mm 오차는 최적 형상이 적용되지 않을 때 와이어가 느슨해지는 길이(약 10 mm, [Fig. 4(c)]) 보다 충분히 작으며, 실제 제작 시 와이어의 특성에 의해 와이어가 수축/신장되는 길이, 와이어의 체질 및 경로 상에서 발생 하는 오차, 폴리의 유격 등에 의해 발생하는 미세한 오차들의 합보다 작을 것이다. 따라서 구조적인 특성에 의해 발생할 수 있는 큰 오차는 조작부의 형상으로 보상하고 해결할 수 없는 미세 오차 및 이에 의해 발생할 수 있는 관절의 유격은 스프링을 적용하여 보상하여야 할 것이다. 또한 최적화된 결과를 보면 폴리의 형상이 비교적 단순하며 직관적으로 유추할 수 있는 초기 값을 기준으로 좁은 범위에서 최적화를



[Fig. 7] Optimization Results

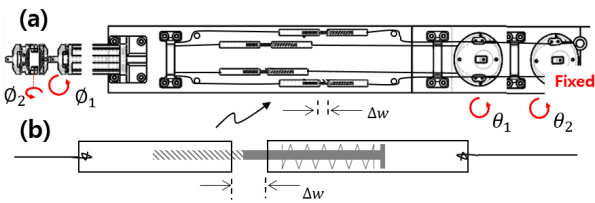
수행하기 때문에 유전자알고리즘이 아닌 다른 최적화 알고리즘을 사용하여도 유사한 결과를 얻을 수 있을 것이다.

4. 실험

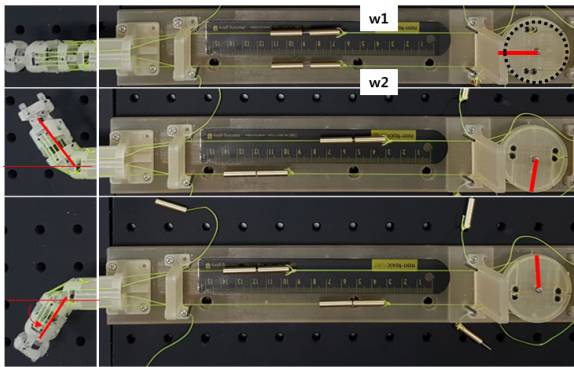
4.1 최적 형상 실험

실험을 위해 [Fig. 8]과 같이 간단한 실험 모형을 제작 하였다. [Fig. 8(b)]는 느슨해진 와이어 길이를 정량적으로 측정하기 위해 제작한 것이다. 구동부와 조작부 와이어를 스프링을 통해 연결 함으로써 스프링의 길이 변화 Δw 를 측정하여 느슨해진 와이어의 길이를 측정하였다.

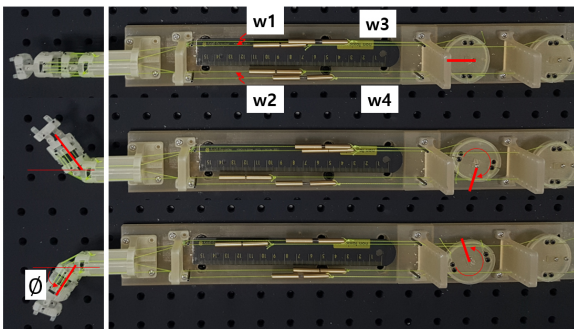
[Fig. 9], [Fig. 10]은 실험을 위해 제작한 모형이다. [Fig. 9]는



[Fig. 8] Configuration of experimental system, (a) 2DOF mechanism, (b) spring connection to measure the variation of wire length



[Fig. 9] Experimental results (before optimization): wire loosen by about 3~4 mm at $\pm 60^\circ$



[Fig. 10] Experimental results (optimization): wire loosen by about 0.2~0.7 mm at $\pm 60^\circ$

[Table 2] Results of optimization

ϕ_1	θ_1	For joint 1	
		Δw_1 [mm]	Δw_2 [mm]
Before optimization			
-60°	-120°	-3.12	-3.73
60°	120°	-4.02	-4.08
Optimal design			
-60°	-120°	-0.75	-0.25
60°	120°	-0.21	-0.57

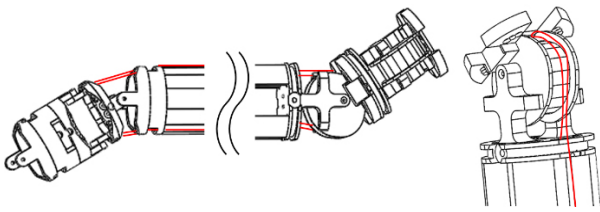
폴리를 임의의 원으로 제작한 것이며 [Fig. 10]은 [Fig. 7]의 최적화 결과를 적용하여 제작한 것이다. 여기서 w_1, w_2 는 ϕ_1 을 제어하기 위한 와이어이며 w_3, w_4 는 ϕ_2 를 제어하기 위한 와이어이다. 본 논문에서는 ϕ_1 제어를 위한 와이어 w_1, w_2 의 길이 변화를 측정하는 것이 목적이지만 특정 관절 제어 시 발행 할 수 있는 주변 관절 와이어의 길이 변화를 설명하기 위해 2관절로 제작하였다.

초기 위치 ($\phi_1, \phi_2, \theta_1, \theta_2 = 0^\circ$)에서 와이어를 약 3N으로 당겨서 고정하였으며 구동부와 조작부의 각도를 변경 하였을 때 스프링의 길이 변화 $\Delta w_1, \Delta w_2$ 측정하였다. 이때 ϕ_2, θ_2 는 항상 0° 로 고정하였다.

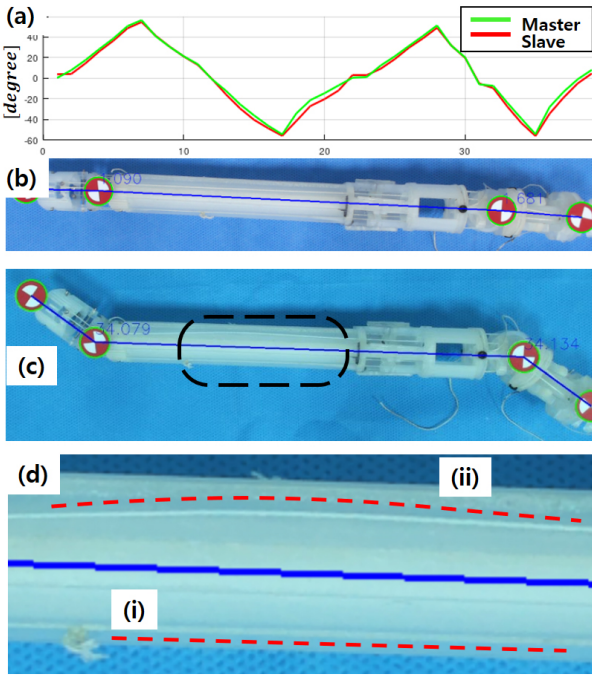
[Table 2]는 실험결과이다. 구동부를 임의로 설계하였을 때 각각의 와이어는 약 3~4 mm 늘어지는 것($w_1 = -3.12, -4.02, w_2 = -3.73, -4.08$)을 볼 수 있다. 구동 관절 ϕ_1 를 $0^\circ \sim 60^\circ, 0^\circ \sim -60^\circ$ 으로 구동하기 위해 당겨야 하는 와이어의 길이가 30 mm ~ 40 mm ([Fig. 4])이기 때문에 3~4 mm 느슨해짐은 약 10%의 오차 및 관절의 유격을 유발할 것이다. 최적 형상이 적용된 경우 와이어의 느슨해지는 길이는 0.21~0.75 mm로 감소함을 볼 수 있다. 3D 프린터로 제작한 실험 모델의 오차 및 유격, 파손을 방지하기 위해 초기 위치에서 낮은 장력으로 와이어를 고정 한 것, 와이어의 경로 상에서 발생 할 수 있는 오차 등의 누적으로 시뮬레이션 결과보다 큰 오차가 발생하였다. 하지만 최적화된 형상이 적용 된 경우 그렇지 않은 경우 보다 오차가 줄어드는 것을 볼 수 있다.

4.2 시제품

제안하는 메커니즘 및 최적 형상을 본 연구에서 궁극적으로 목표로 하는 [Fig. 1]과 같은 형상으로 제작 가능한지를 확인하기 위해 [Fig. 11]과 같은 2관절 시제품을 제작하였다. 앞선 실험과 같이 1관절 실험이 목표지만 하위 관절 구동에 대한 상위 관절 제어용 와이어의 상태를 확인하기 위해 2관절로 제작하였다. [Fig. 12]는 실험을 위해 제작한 모형이며, 마커를



[Fig. 11] 2 DOF Prototype



[Fig. 12] Experimental results (optimization)

부착하여 영상처리 기법으로 각도를 추출 하였다. 색상, 코너 등의 특징을 가지는 실험용 마커를 제작하였으며 HSV (Hue-Saturation-Value) 모델을 바탕으로 색상을 검출하고, 허프변환을 통해 원을 검출함으로써 마커의 중심 좌표를 획득하였으며, 마커의 좌표들을 바탕으로 관절 조인트의 각도를 계산하였다⁹⁾.

구동부가 -60°~60° 구간을 두 번 반복하도록 수동으로 조작 하였다. 모든 실험 구간에서 조작부의 각도 변화에 따라 구동부 (slave)의 각도가 유사하게 변화하는 것을 볼 수 있다([Fig. 12(a)]). [Fig. 12(d)] (i)를 보면 와이어가 느슨해짐(처짐)이 없는 것을 볼 수 있다. 와이어의 길이를 보상하기 위한 별도의 장치 없이 조작 장치의 형상만으로 와이어의 늘어짐을 보상할 수 있음을 확인하였다. 하지만 [Fig. 12(d)] (ii)와 같이 고정된 상위 관절의 와이어가 느슨해지는 것을 볼 수 있다. 동일하게 [Fig. 10] 실험에서 ϕ_2 를 고정하였음에도 불구하고 ϕ_1 이 제어 될 때 w_3, w_4 가 변화 하는 현상이 발생하였다. 따라서 제안하는 메커니즘을 다관절 시스템에 적용하기 위해서는 상위 관절 와이어의 길이도 함께 보상할 수 있는 방법을 추가로 개발해야 할 것이다.

해석 및 실험을 통해 제안하고 있는 메커니즘 및 이를 위한 폴리의 형상이 적용되면 복잡한 제어 없이 와이어의 느슨해짐, 이로 인한 오차를 방지할 수 있음을 확인할 수 있었다. 하지만 와이어 구동 메커니즘의 제작 특성에 의한 예측하지 못하는 미세한 오차는 발생할 수 있으며 이를 완전히 제거하는 것은 쉽지 않은 문제이다. 따라서 구동부와 조작부의 형상 특성에 의해 발생하는 큰 오차는 조작부 형상 설계를 통해 최소화하고 나머지 예측하지 못하는 오차는 스프링 등의 미세 장력 조정 장치를 이용하여 보상을 할 필요가 있다.

5. 결 론

수동으로 조작할 수 있는 강성 내시경의 개발을 위해 구동부의 각도 변화에 따라 변화하는 와이어의 길이를 보상할 수 있는 조작부 메커니즘에 대한 연구 결과를 제시하였다. 이를 위해 구동부의 길이 변화 특성을 해석하고 이와 동일한 길이 변화 특성을 가지도록 조작부의 와이어 폴리의 형상을 설계하는 기법을 제시하였다. 유전자 알고리즘을 사용하여 폴리 형상을 최적화 하였으며 이를 위한 목적 함수 설계 및 초기값 설정 방법을 제시하였다. 제안하는 메커니즘을 간단한 실험 모델을 제작하여 실험 하였다.

본 논문에서 제시하고 있는 조작부의 최적 형상을 적용하면 와이어의 늘어짐이 감소하는 것을 간단한 실험 모델을 통해 확인하였다. 또한 이를 다관절로 확장하기 위해서는 상위 관절을 구동하기 위한 와이어의 경로상에 있는 하위 관절의 구동에 따른 와이어의 길이를 보상할 수 있는 메커니즘의 개발이 필요한 것을 실험을 통해 알 수 있었다.

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, pp. 1-11, January, 2013.
- [2] T. Kato, I. Okumura, S.-E. Song, A. J. 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, October, 2015.
- [3] 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, pp. 937-944, April, 2013.
- [4] S. Kim, M. Kim, J. Kang, S. 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, February, 2019.

- [5] 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, January, 2016.
- [6] K. Kong, J. Bae, and M. Tomizuka, "Torque Mode Control of a Cable-Driven Actuating System by Sensor Fusion," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 135, no. 3, May, 2012, DOI: 10.1115/1.4023064.
- [7] 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. 4, December, 2017, DOI: 10.1002/rcs.1816.
- [8] S. N. Sivanandam and S. N. Deepa, "Genetic Algorithm Implementation Using Matlab," *Introduction to Genetic Algorithms*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008, pp. 211-262.
- [9] S. Li and G. Guo, "The application of improved HSV color space model in image processing," *2010 2nd International Conference on Future Computer and Communication*, pp. 10-13, Wuha, China, 2010.

이 호 열



2004 부경대학교 제어계측공학과(학사)
 2008 한양대학교 메카트로닉스공학과(석사)
 2012 한양대학교 전기전자제어계측공학과(박사)
 2017~현재 대구경북첨단의료산업진흥재단(선임연구원)

관심분야: Robotics, Surgical Robot, Rehabilitation Robot

송 찬 호



2015 고려대학교 제어계측공학과(학사)
 2017 대구경북과학기술원 로봇공학전공(석사)
 2018 대구경북과학기술원 미래자동차융합 연구센터(연구원)
 2018~현재 대구경북첨단의료산업진흥재단(연구원)

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

손 재 범



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

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