

내시경용 연속스티치 메카니즘

전종진*(고려대 대학원 기계공학과), 홍대희(고려대학교 기계공학과), 이규백(고려대학교 의과대학 의공학교실), 전훈제(고려대학교 의과대학 내과학교실)

Successive Suturing Mechanism For Gastrointestinal Endoscope

J. J. Jun, D. Hong (Dept. of Mech. Eng., Korea University), K. B. Lee, and H. J. Jun (Medical School, Korea University)

ABSTRACT

As rates of gastric cancer, fatness, and GERD (chronic gastric esophageal reflux disease) patients have been increased in the world, suturing mechanism using endoscope has been focused, which is the medical instrument to apply stitches and suturing inside the body, since it helps the patients lessen pains and reduce operation time. This paper deals with mechanism design, which makes it possible to apply multiple suturing without the repeat of inserting and removing the endoscope. This successive suture mechanism includes gripper, linkage, rotational part, and articulation part. Also, the mechanism is operated through 4mm one-side channel attached to the endoscope by means of pulling wires.

Key Words : Suture(봉합), Gastrointestinal endoscope(위내시경), Stitch(땀)

1. 서론

내시경 봉합 기구장치(endoscopic suturing mechanism)는 세계적으로 위암, 식도암, 비만환자의 비율이 높아지면서 Fig.1과 같이 환자의 신체를 절개하지 않고 내시경을 이용하여 신체 내부에서 시술을 가능하게 하는 기구 장치이다. 이것은 기존의 약물에 의한 치료나 외과수술에 의한 절개 수술보다 시간을 줄이고 환자의 고통을 덜어준다는 점에서 세계적으로 많은 관심이 쏠리고 있다.

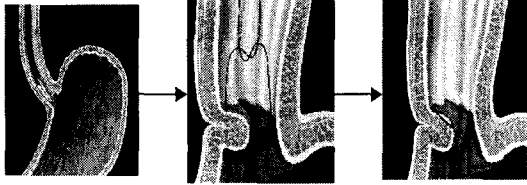
기존의 내시경 봉합 기구장치의 특징들은 Fig.1에서 보여주듯이 먼저 신체 내부에 내시경과 같이 땀을 뜨는 기구 장치를 삽입하여 조직에 한 땀을 뜨고 나서 제거 한 후, 다시 봉합 장치를 삽입하여 땀을 짓는 것을 특징으로 한다. 이러한 원리는 여러 번의 반복과 삽입을 필요로 하기 때문에 환자의 고통을 증가 시키는 문제점을 가지고 있다. 또한 한번 사용된 장비들은 재활용이 불가능하기 때문에 높은 수술비용을 요구하는 문제점들을 가지고 있

다.¹⁾¹¹²⁾

본 연구에서는 이러한 문제점들을 보완하기 위해 회전이 가능하게 하여 연속 땀을 뜰 수 있게 하고, 땀과 봉합을 동시에 적용할 수 있도록 메커니즘을 설계하였다. 또한 내시경의 반복적인 삽입과 제거동작을 최소화 하며, 시술을 통해 사용되어진 장비는 재사용이 가능하게 하여 높은 효율성을 낼 수 있도록 하고 높은 비용의 부담을 줄일 수 있도록 하였다. 이러한 방법들을 적용하여 환자의 고통을 줄이고 시간을 단축시키고자 한다.

본 연구에 의한 메커니즘의 적용 범위는 담배를 피우거나, 식사 후에 바로 눕게 되어 위산들이 위로 올라오는 증상에 의해 식도암을 일으키는 GERD 환자에 적용할 수 있고, 위의 크기를 축소시키는 비만환자에게 적용할 수 있다. 이 GERD 환자와 비만 환자의 경우 국내에 비해 외국에서 큰 비중을 차지하고 있기 때문에 본 메커니즘의 경제적 가치가 세계적으로 높음을 알 수 있다. 또 국내에 가장 많이 발생하는 위암 및 식도암, 그 외 모든 내시경 수술에도 적용이 가능하기 때문에 본 연구가 꼭 필

요 시 되어지고 있다는 것을 알 수 있다.



(a) Insert (b) Remove endoscope (c) Knotting

Fig.1 Suturing Procedure with Bard EndoCinch

2. 봉합기구의 구조 및 적용방법

2.1 구조

본 메커니즘은 Fig.2에서도 나타나듯이 집게부, 링크부, 회전지지부, 회전부, 회전고정부, 관절부로 구성되어 작동되어진다. 본 메커니즘은 내시경에 부착된 4mm one-side channel을 통하여 와이어에 의해 조작되어진다. 이 기구장치는 말단부에 있는 관절부에 의해 어느 수술부위에도 유연하게 크고 작은 각도로 접근이 가능하다. 그리고 시술자의 조작에 의해, 와이어의 인장력만으로 전달된 힘에 의해 기구의 말단부에 있는 회전장치에 회전을 가함으로서 집게부의 그리퍼에 잡힌 바늘을 회전시켜 땀을 뜰 수 있도록 작동된다. 또 이렇게 땀을 뜨는 것이 한 땀에서 그치는 것이 아닌, 이 장치의 회전에 의해 연속적으로 땀이 뜨는 것을 가능하게 한다.

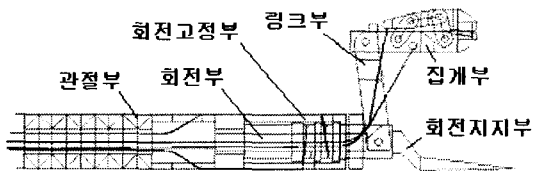


Fig.2 Schematic diagram of suture device

2.2 적용방법

시술 적용 방법은 본 메커니즘이 내시경의 한쪽 측면에 부착된 4mm one-side 채널에 장착하여 내시경과 같이 신체 내부인 식도를 통해 삽입되어진다. 이 내시경이 수술부위 근처에 접근하게 되면, 본 연구에 의한 메커니즘이 4mm one-side 채널에서 빠져 나와 수술부위에 접근한다. 여기서 수술부위에 접근이 어려운 위쪽 벽면이나 그 외에 어려운 부위에는 본 연구에 의한 메커니즘의 관절부에 의해 유연하게 크거나 작은 각도를 가지고 그 부위에 접근한다. 수술부위에 가까이 접근된 후에 본 메커니즘이 회전에 의해 땀이 뜰 수 있도록 회전부의 중심축과 그리퍼의 바늘을 잡는 중심과 약 7mm의 반지름을 가지고 땀을 뜰 수 있도록 메커니즘의 링크부를 정립시킨다. 링크부를 정립한 후에, 본 메커니즘이 회전에 의해 땀을 뜰 때, 회전을 지지 할

수 있도록 회전지지대로 과열된 부위의 조직을 통과하도록 한다. 여기서 고려되어야 하는 사항은 회전지지대의 역할은 조직을 잡는 역할을 하는 것이기 때문에 조직이 찢겨지지 않도록 조직을 깊숙이 통과하도록 한다. 이렇게 고정된 조직은 곡선화된 바늘을 잡고 있는 그리퍼가 회전함으로써 바늘이 조직을 통과시킨다. 여기서 바늘이 조직을 통과할 때, 바늘이 들어가는 반대쪽 부위에 바늘의 끝이 다시 잡힐 수 있는 여유를 가질 수 있도록 충분한 힘으로 충분히 회전되어야 한다. 이렇게 본 메커니즘이 회전에 의해 연속 땀을 뜨고 마지막으로 용이한 knotting system에 의해 동시에 매듭을 짓는 순서로 적용되게 한다.

3. 집게부 설계

본 연구의 기구장치를 설계하기 위해선 먼저 바늘집게부의 그리퍼가 4절 링크에 의해 바늘을 잡을 때, 최적의 위치와 최고의 힘을 낼 수 있는 구조를 분석해야 한다. 이런 분석을 통하여 최적의 조건을 구해내고 구조의 제한이나 간섭이 없는지에 대해 분석 한다

3.1 4절 링크 작용 FORCE

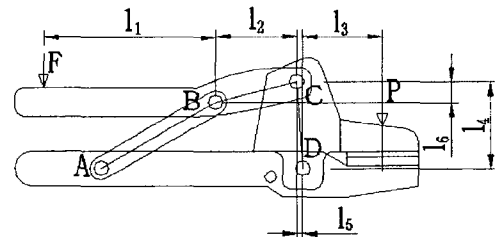


Fig.3 4 bar linkage design for needle gripper

집게가 바늘을 잡는 데에는 구조적인 면보다는 큰 힘을 우선적으로 필요로 한다. 그러하기 때문에 4절 링크에 따른 힘이 어떻게 작용되어지는가를 알 필요가 있다.

집게에 작용되는 힘의 크기를 알 수 있게 레버에 작용되는 힘을 F라하고 F에 따른 물체를 잡게 되어질 부분의 힘을 P로 나타낸다. 또 각 링크의 지점들을 A, B, C, D로 나타낸다. 그리고 각 지점의 힘이 작용되는 지점을 중심으로 각각의 길이를 $l_1, l_2, l_3, l_4, l_5, l_6$ 로 나타낸다. 이렇게 Fig.3처럼 나타내고 l_2 지점을 중심으로 레버와 집게 윗부분을 분리하여 각 지점에 작용되는 힘을 나타내면 다음의 Fig.4처럼 나타낼 수 있다.

이 그림에서 왼쪽편의 레버는 x축, y축으로의

힘의 값을 나타내고, B점을 중심으로 모멘트 값을 나타낼 수 있다. 또 오른쪽의 집게 상부는 D점을 중심으로 모멘트 값을 나타낼 수 있다. 각각의 힘과 모멘트 값을 나타내면 아래와 같다.

$$\sum F_x = F_{cy} + R \times \cos\theta = 0 \quad (1)$$

$$\sum F_y = -F_{cx} - F + R \times \sin\theta = 0 \quad (2)$$

$$\sum M_B = F \times l_1 - F_{cx} \times l_2 - F_{cy} \times l_3 \quad (3)$$

$$\sum M_D = P \times l_4 - F_{dx} \times l_5 - F_{dy} \times l_6 \quad (4)$$

위의 식들을 통해 F에 작용되는 힘에 따른 P에 작용되는 힘의 값을 구할 수 있게 된다.

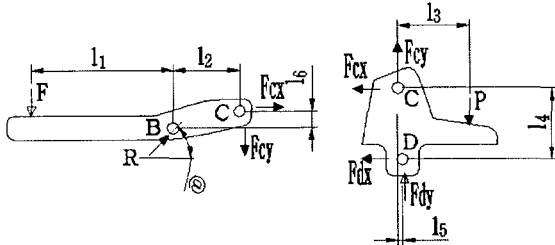


Fig.4 Free-body diagram

3.2 4절 링크 최적 값

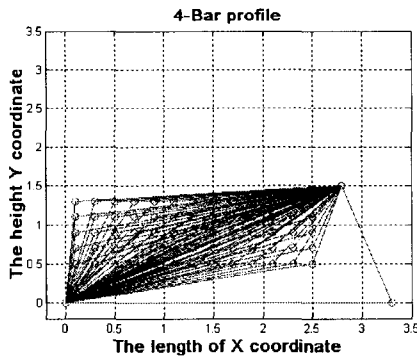


Fig.5 Optimal linkage structure for maximum force

4절 링크는 내부의 각의 크기에 따라 크게 9가지 형태로 나눌 수 있는데, 이 중에서 집게가 바늘을 파지할 때 큰 힘을 내고, 바늘이 앞으로 진진 하여 안정적으로 잡을 수 있도록 최적의 위치를 구하였다. 그리고 Fig.5처럼 각 지점의 위치에 변화를 주어 최고의 힘을 내는 지점을 구할 수 있었다. Fig.5의 그림은 A, C, D 값을 고정하고 B의 위치를 변화하여 최고의 힘을 낼 수 있는 위치를 나타낸 그림이다.

Fig.5 에서 볼 수 있듯이 B의 여러 위치에 따른 가장 큰 힘의 값을 구할 수 있다. 여기서 큰 힘의 값이 분포하고 있는 부분은 A와 C의 사선을 중심으로 위쪽으

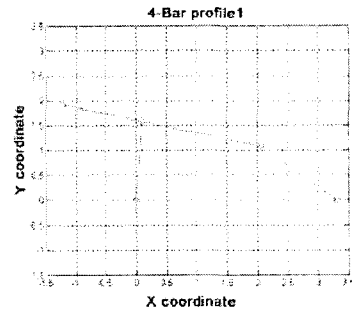
로 B의 값이 큰 힘을 낼 수 있다. 그리고 사선을 중심으로 B의 좌표가 y축 상에서 양의 방향으로 갈수록 힘의 값은 커지고, x축 상으로 양의 방향으로 갈수록 힘의 값이 커짐을 알 수 있다. C의 좌표는 x축이 음으로 가고, y축이 양으로 갈수록 힘이 커진다는 것을 고려하고 그 외의 설계를 위한 적절한 위치와 위에서 언급한 조건들을 수렴하여 결정 할 수 있다.

3.3 집게부의 레버 높이의 변화

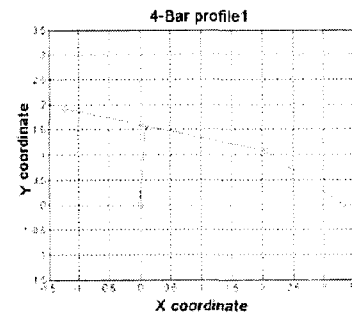
앞 절에서 언급한 4절 링크의 위치와 힘만을 고려하게 되면 집게의 레버의 높이 변화가 크게 되어, 본 메커니즘이 회전 시 간섭이 발생할 수 있으므로 레버의 높이가 고려되어야 한다.

Fig.6의 (a)는 집게의 상, 하 턱이 맞물리기 전의 레버의 상태이고, (b)는 상, 하 턱이 맞물렸을 때의 레버의 변화를 나타내는 그림이다.

3.2절에서 언급하였듯이 A와 C의 사선을 중심으로 나타나는 힘의 분포와는 반대로 레버 폭의 변화가 크게 나타나는 분포는 사선 위쪽을 중심으로 B의 좌표가 x축 상으로 양으로 갈수록 그리고 y축 상으로 양으로 갈수록 레버의 높이 변화가 커진다는 것을 알 수 있다. 다음으로 C의 좌표가 x축 상으로 음의 방향으로 갈수록 그리고 y축 상으로 음의 방향으로 갈수록 레버의 높이 변화가 커진다는 것을 고려하여 적절한 위치를 구할 수 있다.



(a) When gripper is open



(b) When gripper is closed

Fig.6 Height of lever

4. 최적 모델

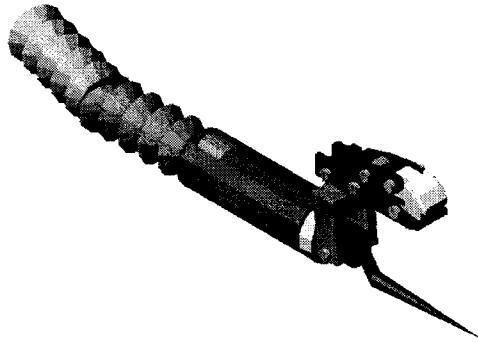


Fig.7 3D perspective view of the suture device

최적 모델은 위에서 언급한 4절 링크의 최적의 위치와 집게부에서 큰 힘을 내고 집게부 레버의 높이 변화가 작게 나타날 수 있는 이 세 가지 조건이 절충하는 최적의 값을 선정하여 설계 되어진다.

본 메커니즘은 Fig.7에서 나타나듯이 집게부, 링크부, 회전지지부, 회전부, 회전고정부, 관절부로 구성되어 있다.

각 구조의 특징을 보면, 바늘 집게부는 4절 링크로 구조되어 집게부의 상, 하 턱의 경사에 따라 바늘이 앞으로 전진 하여 고정될 수 있게 한다. 또 그리퍼의 상 턱의 C자 홈과 하 턱의 호형의 특정한 구조에 의해 바늘을 정확한 위치에 교정하여 흔들림이 발생하지 않게 파지 할 수 있는 구조로 설계된다. 또 수술자의 조작에 의해 와이어에 의한 인장력만으로 큰 힘을 낼 수 있도록 설계된다.

링크부는 수술자의 조작에 의해 접히고 퍼질 수 있는 구조로 되어있어서 조직에 스티치를 행할 때, 회전 중심축으로부터 일정한 회전 반경을 유지할 수 있도록 하고, 회전부에서 회전을 가할 때, 충분한 강성을 가지도록 설계된다.

회전부는 바늘을 회전시키는 가장 중요한 부분으로 회전부 외부에 회전고정대를 설치하여 회전부에 와이어를 감고 그 와이어가 회전고정대의 홈을 통해 연결되어 회전고정대에 의해 회전부가 회전할 수 있도록 설계된다. 또 수술자가 조작할 때, 회전 시 큰 힘을 낼 수 있고 그리퍼의 회전에 있어서 1:1 비율이 나올 수 있는 구조로 설계된다.

회전지지부는 외부에서 다른 집게에 의해 조직을 잡지 않고, 이 회전지지부에 의해 조직을 잡는 역할을 할 수 있는 부위로서, 조직을 잡아주면서 메커니즘이 회전 시 회전의 지지대 역할을 하도록 설계된다.

관절부는 메커니즘이 어느 부위에서든 수술이 가능하도록 수술부위에 작용되는 제한을 최소화하기 위해 각 측면이 약0-100도의 각도를 가지고 구

부릴 수 있도록 유연성을 가지게 설계된다.

케이블부는 기구를 조작하기 위한 핸들과 바늘 집게부를 연결하는 부위로 내시경의 내부채널과 사이드채널을 통해 삽입될 수 있도록 설계한다. 케이블 내부의 동력전달은 케이블을 이용하여 천체 부피를 줄이고 강력한 인장력을 확보한다.

이렇게 설계되어진 모델은 Fig.8과 같이 폐속 조형(rapid prototyping) 모델을 가공하여 모델 구조에 이상이 없는지를 체크하고 조작에 어려움이 있는지를 조사 할 수 있었다.

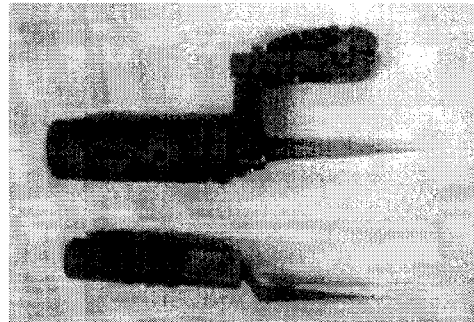


Fig.8 Rapid prototyping (RP) model

4. 결론

본 연구에서는 여러 관련 논문과 국내외 특허를 조사하여 새로운 아이디어를 창안하고 이 새로운 아이디어를 바탕으로 한 임시 모델의 검증을 통하여 설계의 초안을 작성하게 되었다. 그리고 설계를 위한 이론들과 시뮬레이션을 적용하여 시행착오를 최소화 하는 최적 모델을 이끌어 낼 수 있었다.

후기

본 연구는 학술진흥재단의 협동연구(과제번호: KRF-2002-042-D00143)에 의해 지원을 받아 이루어 졌으며, 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

참고문헌

1. Endoscopic Surgical Instrument for Rotational Manipulation (Patent No: US 6,171,316 B1), Jan. 9, 2001
2. Surgical Suturing Instrument and Method of Use (Patent No:US 6,332,889 B1), Dec. 25, 2001 .