

비드를 이용한 내시경용 연속봉합기구

조문기*(고려대 대학원 기계공학과), 이창양(고려대 대학원 기계공학과), 흥대희(고려대 기계공학과)
전훈재(고려대 의과대학), 이규백(고려대 의과대학)

Moon Ki Cho (Graduate School, Korea Univ.), Chang Yang Lee (Graduate School Korea Univ.),
Daehie Hong (Dept. of Mech. Engr., Korea Univ.), Hoon Jai Chun (Medical School, Korea Univ.),
Kyu Back Lee (Medical School, Korea Univ.)

Successive Suturing Device For Endoscope Utilizing Beads

ABSTRACT

This paper deals with the designing of instrument for achieving surgical operation in the stomach and gullet using endoscope channel. The method used herein was to provide beads to knot suturing thread automatically. Following design rules were applied : 1) that instrument must be designed to enable surgical operator to stitch successively by only simple handling 2) that instrument must be designed to minimize insertion and extraction of endoscope. The main result from the experiment with animal stomach was that the surgical operation time was reduced and successive suture was available. Considering the requirement of operator's highly trained skills and the discomfort of patient in traditional suture process, the proposed design is expected to markedly improve the endoscopic suturing performance.

Key Words : Suture(봉합), Endoscope(내시경), Bead(비드), Needle(바늘), Stitch(땀)

1. 서론

위 식도 역류질환(GERD)은 서양에서는 비교적 흔한 질환으로 전체 식도질환의 75%를 차지하나 국내에서는 드문 질환으로 인식되어 왔다. 그러나 근자에 식생활이 서구화되고 24시간 PH검사법이 보편화되면서 점차 GERD 진단 빈도가 증가추세에 있어 속 쓰림이나 흉통을 호소하는 환자의 약 40%에서 GERD가 진단된다는 보고도 있다. 이를 위해 많은 환자들이 내파적으로 장기간의 약물요법을 받아야하고 생활습관의 변화가 필요하다. 최근에는 GERD 환자의 내시경을 이용한 치료법 개발이 세계적인 추세가 되고 있고 봉합기구(suturing device)를 이용한 내시경적 주름 성형술이 개발되어 그 효과가 기대된다.^{[1][2][3][4][5]} 그러나 시술자체가 복잡하고 시술 시간도 1시간 이상 소요되어 환자가 고통을 감수해야 한다. 그러나 이러한 GERD 환자나 식도 점막손상, 종양, 천공 등의 수술을 비침습적으로 간편히 수행할 수 있다면 환자의 고통과 치료시간을 획기적으로 줄일 수 있을 것이다. 이에 보다 간편하고 안전하게 연속적인 스티치가 가능한 내시경적 봉합기

구(Suturing device)의 개발이 반드시 필요하다.

현재 까지 시중에 제품으로 출시된 내시경용 수술기구는 대부분 laparoscopic surgery와 같이 여러 개의 경직 조작기구를 사용하여 봉합하는 것이 대부분이다.^[6] 위, 식도내시경, 요도내시경과 같이 여러 개의 조작기구를 사용하여 조작하기 어려운 경우에는 봉합시술이 극히 제한적인데 이는 내시경 봉합기구의 불편함에 기인한다. 또한 시중에 출시된 위식도 내시경용 봉합기구의 경우 1-2 스티치 정도만 가능하도록 만들어져 있고 바늘 조작기구와 매듭기구가 별도로 되어 있어 바늘로 봉합을 한 후 바늘 조작기구를 제거하고 매듭기구를 다시 넣어 매듭을 하도록 구성되어 있다. 따라서 내시경 시술 분야에서 여러 번의 스티치가 필요할 경우 매우 불편하며 비교적 넓은 범위의 봉합을 해야 할 경우 많은 시간과 노력이 들게 된다. 상기와 같은 문제점이 있기 때문에 연속적인 스티치가 가능한 내시경적 봉합기구(Suturing device)의 개발이 반드시 필요하다. 본 연구에서는 비드를 이용하여 매우 간편한 조작으로 연속적인 봉합 조작을 수행할 수 있

는 메커니즘을 개발하고자 하였으며, 또한 개발된 장치의 시작품을 제작하여 동물의 위를 대상으로 설계의 타당성을 검증하고자 하였다.

2. 봉합기구 작동원리 및 전체구조

2.1 봉합기구 작동원리

Fig. 1은 봉합기구의 개념 스케치와 작동원리를 보여주고 있다. 전체적으로 봉합기구는 관통구멍을 가진 주사바늘 내부에 장착된 비드와 오차를 보정하여 줄 또 하나의 오차보정비드를 설치하였다. 이것은 바늘 안에서는 바늘구멍의 굽기로 인해 붙어 있다가 바늘 밖으로 나왔을 때는 분리되는 형태로 되어 있다. 오차보정비드는 바늘 끝단에 터를 만들어 놓은 구멍의 직경보다 작아 비드가 나가면 오차보정비드는 자연스럽게 바늘 밖으로 나와 분리될 수 있을 것이다. 이렇게 오차보정 비드를 설치하는 이유는 조작부에서 비드의 길이만큼 즉 바늘에서 비드가 하나 빠져 나오도록 조작하였으나 비드 이송장치가 내시경 사이드 채널을 통해 비드로 전해지기 때문에 전해지는 과정에서 오차가 발생하여 차음 한 두 개의 비드에서는 오차가 크게 나타나지 않지만 오차가 누적되다 보면 3~4정도의 비드부터 정확하게 바늘에서 비드를 한 개씩 빼낼 수 없게 된다.

기구의 전체적인 조작순서와 원리는 다음과 같다. 바늘을 봉합하고자 하는 부위의 위장이나 식도 벽을 통과시켜 봉합사가 통과된 태그 하나를 남겨둔 후 바늘을 다시 빼낸다. 복강 내 또는 근육에 남겨 진 태그는 조직을 통과할 수 없도록 옆으로 눕거나 전개되어 크기를 부풀리게 된다. 같은 방법으로 바늘을 월하는 부위에 만부적으로 땀을 띠면 위문을 품하거나 상처로 전개된 부위를 손쉽게 봉합할 수 있다. 이 기구의 가장 큰 장점은 바늘을 내시경 같이 방향 운동만으로 모든 조작이 이루어지기 때문에 동작이 매우 쉽고 큰 힘을 용이하게 낸 수 있다는데 있다.

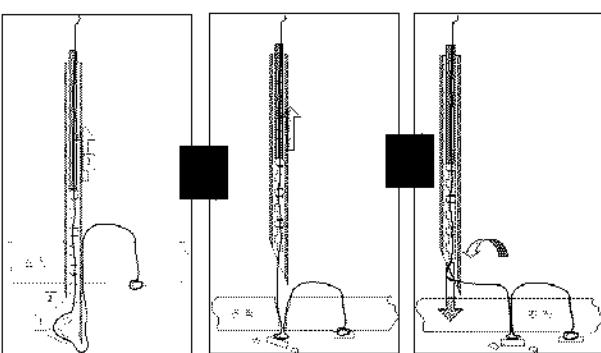
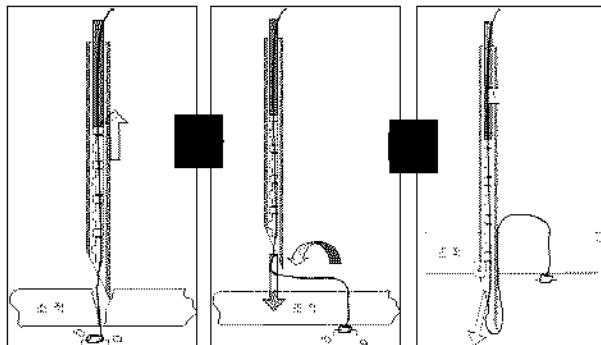
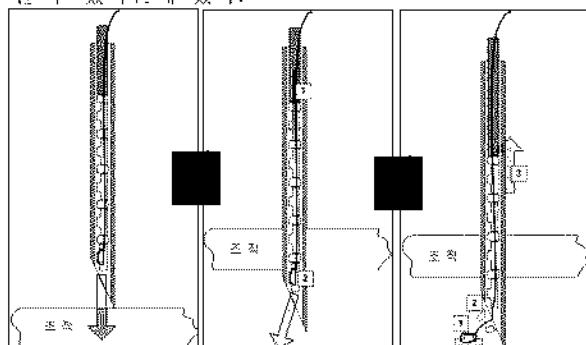


Fig. 1 Schematics of the suture device and the suture procedures

2.1.1 비드

비드(Fig. 2)는 바늘이 벽을 통과한 후 전개되어 봉합사를 지지하는 역할을 한다. 비드는 바늘 관통구멍 내부에 다수가 장착되면, 비드 또한 자체 관통구멍을 가지고 있어 봉합사를 통과시키는 구조로 되어 있다. 이것이 바늘에서 빠져나와 바늘이 반대방향으로 제거될 때 조직벽면 방향으로 늘게 설계하여 조직을 통과하지 않고 봉합사를 지지하도록 만들었다.

비드는 시술 후 복강 내에 남게 되기 때문에 생체적합성이 뛰어난 재료를 사용하여야 한다. 금속으로는 생체적합성이 좋은 순금이 대상이 될 수 있으며 더욱 효과적인 재료로 봉합사와 같은 재질의 생분해성 고분자재료가 대상이 된 것으로 예상된다. 생분해성 고분자재료는 일정기간이 지나면 녹아 없어질 수 있으므로 인체 내에 이물질이 남지 않게 만들 수 있다. 현재 시작품은 스테인레스로 만들어져 있으나 향후에는 위에서 언급한 재료들로 만들 예정이다.

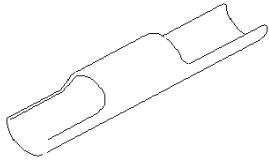


Fig. 2 Suture bead

2.1.2 오차보정비드

비드와 비드중간에 들어가는 비드로써 이것을 만들어 줍으로써 한 스티치에 한 개의 비드만이 정확하게 디스펜싱 될 수 있을 것으로 예상된다. 이 비드는 바늘 안에서는 불어 있다가 바늘밖에서는 분리되는 형태로 설계되었다. 이것도 비드와 마찬가지로 고분자재료를 사용하여 복강내에서 열정기간이 지나면 녹아 없어지게 만들 수 있다.

2.1.3 바늘

봉합기구에 사용되는 바늘(Fig. 3)은 주사바늘과 같이 가운데 관통구멍을 가진 실린더 형태이다. 이 관통구멍 내에 여러 개의 비드가 장착되어야 하며 이 비드의 수가 시술할 수 있는 땀의 수를 결정한다. 바늘 끝부분에 약간의 턱을 만들어 장착된 비드가 쉽게 빠지지 않게 한다.

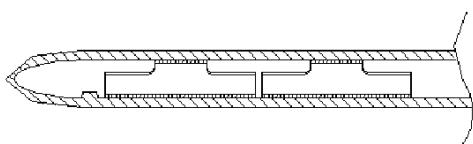


Fig. 3 Suture needle

2.2 봉합기구 전체구조

봉합장치(Fig. 4)는 길이방향으로 바늘 관통구가 형성된 봉합바늘, 봉합바늘을 이송하는 바늘 이송수단, 바늘 관통구를 통과할 수 있는 형태로 만 들어져 봉합바와 결합되는 봉합비드, 봉합바늘의 내부 관통공을 관통하도록 봉합비드를 이송하는 비드 이송수단을 포함하여 구성된다.

바늘 이송수단은 중심축을 따라 체결판 관통구

가 형성되어 봉합바늘과 결합되는 바늘 체결판을 포함하여 구성되고, 비드 이송수단은 체결판 관통구를 관통하여 바늘 관통구 내부에 위치한 봉합비드를 밀어낼 수 있는 형상 및 구조의 밀대핀이 전단부에 구비되고 중심축을 따라 봉합사의 관통이 가능한 크기의 밀대 관통구가 형성되는 비드 밀대를 포함하여 구성된다.

비드 이송수단은 바늘 체결판이 내부에 삽입될 수 있는 크기의 내경을 갖는 링 형상으로 형성되어 바늘 체결판의 후단으로부터 진입 가능한 구조로 결합되며 외주면에 하나 이상의 스토퍼 날개가 구비되는 밀대 스토퍼를 추가로 구비하고, 바늘 체결판은 밀대 스토퍼의 진입 거리를 제한하도록 밀대 스토퍼와 간섭되는 체결판 돌기가 외주면에 형성되어 있다.

바늘 이송수단은 바늘 체결판 및 밀대 스토퍼가 삽입될 수 있는 내경을 가지며, 외주면 일측에 스토퍼 날개가 돌출될 수 있는 너비의 날개 슬릿이 길이방향으로 형성되는 파이프 형상으로 형성되며, 전측 끝단 외주면에 1단 수나사가 형성되고, 1단 수나사의 후단에는 1단 수나사보다 산 높이가 낮은 2단 수나사가 형성되는 내부 하우징과, 내부 하우징이 삽입될 수 있는 내경을 가지며 전측 끝단 내주면에 1단 수나사와 체결되도록 1단 암나사가 형성되고 내측면에 길이방향으로 가이드홈이 형성되는 외부하우징과, 바늘 체결판 및 밀대 스토퍼가 삽입된 내부 하우징의 후단으로 인입되도록 결합되며 2단 수나사와 체결 가능한 2단 암나사가 내주면에 형성되고 외부 하우징 내부로 삽입되었을 때 가이드홈에 삽입 가능한 가이드돌기가 구비되는 링 형상의 하우징 스토퍼를 추가로 구비한다.

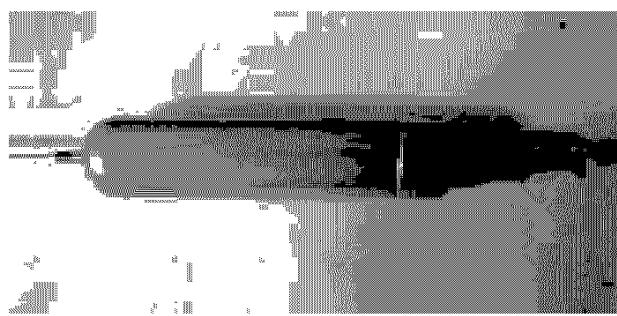


Fig. 4 Picture of the suture device (handle part)

3. 실험 및 결과

본 메커니즘의 조작방법은 위에서 서술한 것처럼 바늘과 비드의 조작으로 연속적으로 땀을 뜨는 것이다. 이 실험은 조작부, 바늘, 비드가 올바르게 작동되는지를 실험하기 위해서 꽈지 위를 가지고 실험을 하였다. Figure 5는 기구부의 바늘 이송수단을 통해 바늘이 조직을 통과하여 나온 모습이다. Figure 6는 비드를 하나 빼낸 다음 비드와 연결된 봉합사에 tension을 가하면 비드의 모양 특성으로 인해 비드가 바늘과 수직방향으로 이동하게 된다. Figure 7은 비드만 남기고 바늘은 제자리로 돌아간다. 이때 비드는 조직에 걸리게 된다. Figure 8는 Figure 6처럼 조직을 연속적으로 파지하고 비드를 빼내는 그림이다. Figure 9은 Figure 7의 그림처럼 같은 원리로 작동되는 모습을 나타내고 있다. Figure 10은 한 땀을 뜨고 난후에 봉합사를 잡아 당겨서 파열된 부위를 봉합하는 그림을 나타내고 있다. Figure 11은 전과 같은 방법으로 두 땀을 뜯은 그림을 나타내고 있다. Figure 12은 11의 반대편에서 본 그림을 나타내고 있다. 이런 식으로 연속적으로 파열된 부위를 봉합할 수 있다.

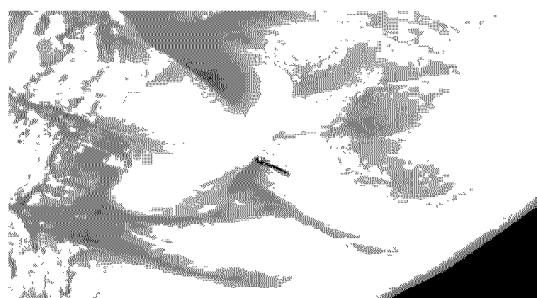


Fig. 5 The suture needle is pushed through stomach wall.



Fig. 6 The bead is laid down on the stomach wall by pulling one end of suture fiber.

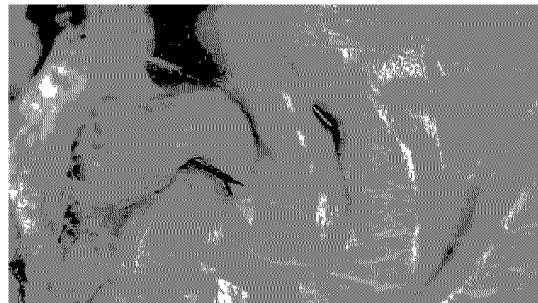


Fig. 7 The needle is pulled out remaining the bead only at the other side of stomach wall.

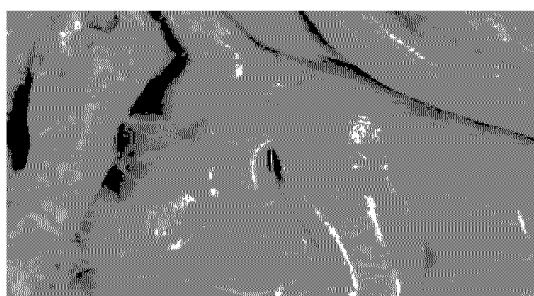


Fig. 8 The second bead is coming out and laid down.

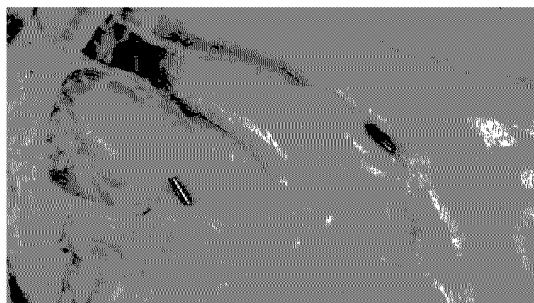


Fig. 9 The needle is pulled out remaining the second bead.

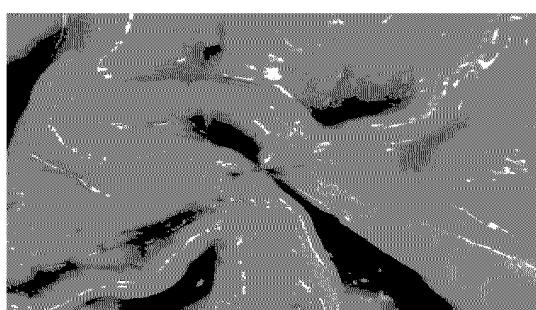


Fig. 10 The ruptured part is put together by pulling the fiber.

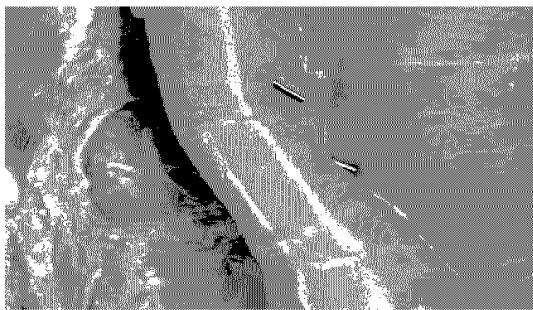


Figure 11. The second suture is operated.

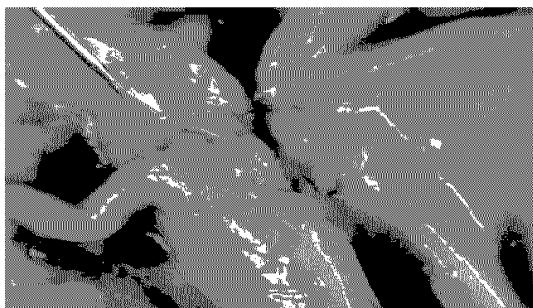


Fig. 12 This picture shows successive suture with the developed device.

4. 결론

지금까지 연속적으로 봉합하는 장치는 시술 자체가 복잡하고 수술시간이 장시간 소요되어 환자의 고통을 증가시켰다. 본 연구에서는 새로운 아이디어를 바탕으로 바늘의 직선운동만으로 연속적으로 봉합할 수 있는 장치를 고안하였고 간이동물실험을 통하여 이를 검증하였다. 본 연구의 결과로 환자의 고통과 치료시간을 획기적으로 줄일 수 있을 것이며 보다 간편하고 안전하게 연속적인 봉합이 가능하게 되었다. 또한 내시경 봉합기구의 개발은 최근에 필요성이 엄청나게 대두되고 있으며 시장가능성이 그 어느 때 보다 높은 것으로 인식되어 있으며 본 과제를 통해 개발된 소형기구의 설계 제작 기술은 비침습 또는 최소침습 수술 연구에 많은 기여를 할 것으로 기대된다.

후기

본 연구는 학술진흥재단의 협동연구(과제번호: KRF-2003-042-D00143)에 의해 지원을 받아 이루어 졌으며, 이에 관계자 여러분께 감사드립니다.

참고문헌

1. Locke GR, Talley NJ, Fett SL, Zinsmeister AR, Melton LJ., 1997, "Prevalence and clinical spectrum of gastroesophageal reflux: a population-based study in Olmstedcounty," Gastroenterology, 112, pp. 1448-56.
2. Lagergren J, Bergstrom R, Lindgren A, Nyren O., 1999, "Symptomatic gastroesophageal reflux as a risk factor for esophageal adenocarcinoma," N Engl J Med, 340, pp. 825-31.
3. Utley DS, Kim MS, Vierra MA, Triadafilopoulos G. Augmentation of lower esophageal sphincter pressure and gastric yield pressure after radiofrequency energy delivery to the gastroesophageal junction : a porcine model. Gastrointest Endosc 2002;52:81-6
4. Kim MS, Dent J, Holloway R, Utley DS. Radiofrequency energy delivery to the gastric cardia inhibits triggering of transient lower esophageal sphincter relaxation in a canine model [abstract]. Gastroenterology 2002;188:A860
5. Triadafilopoulos G, DiBasie JK, Nostrant TT, Stollman NH, Anderson PK, Edmundowicz SA, et al., 2002, "Radiofrequency energy delivery to the gastroesophageal junction for the treatment of GERD," Gastrointestinal Endosc, 53, pp. 407-15.
6. Surgical suture instrument, Patent no.: US 5,431,666, Date: 1995.7.11.