



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0024525  
(43) 공개일자 2020년03월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 90/00 (2016.01) A61B 17/00 (2006.01)  
A61B 90/98 (2016.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 90/39 (2016.02)  
A61B 90/98 (2016.02)  
(21) 출원번호 10-2018-0101312  
(22) 출원일자 2018년08월28일  
심사청구일자 2018년08월28일

(71) 출원인  
부산대학교병원  
부산광역시 서구 구덕로 179, 부산대학교병원 (아미동1가)  
(72) 발명자  
최창인  
부산광역시 금정구 금강로 225, 208동 1903호(장전동, 벽산블루밍디자인시티)  
안석영  
부산광역시 해운대구 해운대해변로 85, 102동 801호  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
김종석

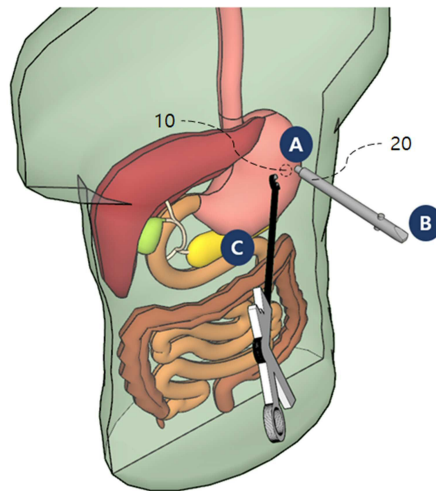
전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 발명의 명칭 복강경 수술용 병변 감지 시스템

(57) 요약

본 발명은 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 기존의 내시경용 지혈 클립을 응용하여 전자태그(RFID)를 탑재시킨 표식클립과 상기 표식클립을 탐지하는 클립감지기로 구성되며, 저주파 전자태그 감지기 안테나 설계를 통해 감지 범위가 조절 가능한 새로운 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 관한 기술이다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 2017/00119 (2013.01)

A61B 2017/00221 (2013.01)

A61B 2090/3904 (2016.02)

A61B 2090/3958 (2016.02)

(72) 발명자

**주환이**

부산광역시 수영구 망미로30번길 23, 7동 1204호

**박초롱**

부산광역시 북구 백양대로 1003, 8동 604호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2016M3A9E8942069

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 임상외과학자 연구역량강화사업

연구과제명 최소침습수술을 위한 복강경 수술용 병변 확인 마커 개발

기여율 1/1

주관기관 부산대학교병원

연구기간 2018.06.01 ~ 2019.03.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

수술하고자 하는 병변에 인접하게 배치되며, 상기 병변의 위치를 비접촉인 방식으로 확인할 수 있도록 전자태그 (RFID)가 탑재되는 표식클립; 및

상기 전자태그를 감지하는 안테나코일을 포함하여, 축지하지 않고 상기 표식클립을 감지할 수 있도록 구성되는 클립감지기;를 포함하고,

상기 클립감지기는 상기 표식클립의 감지가 가능한 최대감지거리를 조정할 수 있도록 마련되는 것을 특징으로 하는 복강경 수술용 병변 감지 시스템.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 표식클립은 원통형으로 형성되는 것을 특징으로 하는 복강경 수술용 병변 감지 시스템.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 클립감지기는,

상기 안테나코일과, 상기 안테나코일의 접점과 연결되며 일 방향으로 연장되도록 배치되는 안테나전선을 포함하는 안테나; 및

상기 안테나의 단부에 연결되며, 원 단면 형상으로 관통되어 형성되는 손잡이부를 포함하는 본체;를 포함하고,

상기 본체는,

상기 전자태그를 감지하기 위한 전자태그감지회로; 및

상기 안테나전선과 연결되는 동력전달장치가 내부에 구비되고, 최대감지거리에 따라 다수 개의 모드가 표시되어 상기 다수 개의 모드 중 한 개로 선택될 수 있는 다이얼;을 포함하는 것을 특징으로 하는 복강경 수술용 병변 감지 시스템.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 다이얼의 모드가 선택되면, 상기 동력전달장치에 의해 상기 안테나전선과 연결되는 상기 안테나코일과 접하는 상기 접점이 이동되고, 이에 따라 상기 안테나코일의 유도계수가 변화되어 상기 표식클립의 상기 최대감지 거리가 조정되는 것을 특징으로 하는 복강경 수술용 병변 감지 시스템.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,

기설정된 상기 표식클립의 상기 최대감지거리에 따른 상기 안테나코일의 상기 유도계수는 하기의 수학식 1 내지 수학식 3에 의해 도출되어,

[수학식 1]

$$P_{Low} = 20 \log \frac{4\pi * d}{\lambda} + 20 \log 4\pi + P_{att} + G_A$$

여기서,  $P_{Low}$  은 최대감지거리에서의 신호세기,

$d$  는 상기 안테나코일의 중심으로부터 상기 전자태그의 코일 중심까지의 거리,

$\lambda$  는 사용하는 전자기파 주파수의 파장길이,

$20 \log 4\pi$  는 전자기파가 한 개의 파장을 진행할 수 있는 신호세기,

$P_{att}$  는 회로에 의해 감쇠되는 신호세기,

$G_A$  는 안테나 회로에 의해서 얻는 이득이고,

[수학식 2]

$$c = \lambda f_r$$

여기서,  $c$  는 광속(299,792,458 m/s),

$f_r$  는 안테나 회로의 공진주파수이고,

[수학식 3]

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

여기서,  $L$  은 상기 안테나코일의 유도계수,

$C$  는 축전기의 전기용량이며,

상기 기설정된 최대감지거리와 상기 도출된 상기 안테나코일의 상기 유도계수를 이용하여 상기 다이얼에 의해 상기 접점이 이동되는 범위를 설정하는 것을 특징으로 하는 복강경 수술용 병변 감지 시스템.

## 청구항 6

제1항에 있어서,

상기 클립감지기는 상기 표식클립을 감지할 때 비프음을 출력시키는 것을 특징으로 하는 복강경 수술용 병변 감지 시스템.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 기존의 내시경용 지혈 클립을 응용하여 전자태그(RFID)를 탑재시킨 표식클립을 탐지하는 클립감지기로 구성되며, 저주파 전자태그 감지기 안테나 설계를 통해 감지 범위가 조절 가능한 새로운 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 관한 기술이다.

### 배경 기술

[0002] 기존의 복부 수술법은 개복을 동반하는 개복수술이 주류였다. 개복수술은 전통적으로 사용되어 온 수술법으로 현대의학에서도 여전히 많은 빈도로 사용되고 있다. 그러나, 개복수술은 창상 감염의 위험과 수술 후 회복이 느리고 흉터로 인한 미용학적 만족도 저하 등의 단점을 가지고 있다. 그에 대한 대안으로 위암에 대해 1994년 Kitano가 처음 소개한 복강경 위 절제술은 개복대신 복부에 작은 천공 후 수술기구를 삽입하여 수술하는 방식으로 위에서 언급한 여러 개복수술의 단점을 극복하고자 하였다. 복강경 수술기구와 수술기술이 발전하고 삶의 질에 대한 환자와 의사의 관심이 증가하면서 최근 위장 암의 수술경향은 개복수술에서 복강경수술로 바뀌고 있다.

이미 조기 위암에서는 복강경 수술이 표준 수술로 인정받고 있고, 진행 위암에 대한 복강경 수술의 우수성을 여러 연구자들이 보고하고 있다. 복강경 수술은 개복수술에 비해 적은 슬후 통증, 빠른 회복, 우수한 미용학적 결과 등 여러 가지 장점을 가진다. 그러나 수술시 병변을 손으로 촉지하기가 어렵고, 기구를 이용하기 때문에 병변의 정확한 위치를 확인하는 것이 어려울 수 있다. 특히, 조기 병변이나 장의 내강으로 성장하는 양성병변의 경우 장막으로 표시가 나지 않기 때문에 병변의 위치를 파악하여 적절한 절제연을 정하기 어려운 경우가 있다.

[0003] 위 절제술의 경우 수술 중 내시경을 시행하거나 X-ray 촬영을 통한 확인 방법이 소개되기도 하였으나 그 과정의 복잡함과 타 과와의 협업 문제로 임상에서 널리 시행되지 못하고 있으며, 대장 절제술 역시 점막 하에 염료를 주사하여 병변을 표시하는 문신법이 소개되기도 하였으나 수술 전 내시경을 한 번 더 해야하기 때문에 환자의 불편과 추가수술에 따른 경제적인 문제가 있고, 특히 염료가 신속하게 확산되기 때문에, 문신법 후 시간이 지날수록 그 효과는 빠르게 떨어지게 된다. 이러한 문제로 인해 의사들에게는 병변 확인을 위한 신 의료기술에 대한 충족되지 못한 수요가 있었다. 위암의 안전 절제연에 있어서는 의견에 약간의 차이는 있지만, 현재 일본 의료계에서는 약 20mm에서 50mm로 절제연을 두고 위를 절제할 것을 권고하고 있고, 국내 의료계에서도 일반적으로 이러한 기준을 따르고 있다. 하지만, 술 후 삶의 질 개선을 위해 최근 최소 침습수술에 대한 관심이 커지고 있고 이를 실현하기 위한 기술개발 요구도 지속되고 있는 실정이다.

[0004] 기존에도 여러 가지 방법을 이용하여 복강경 수술시 병변의 위치를 확인하기 위한 방법을 연구한 사례가 있었다.

[0005] 2005년 Hyung W. J. 외 2인은 내강으로 자라는 위 점막 하 종양에 대해 수술 중 복강경 초음파를 이용하여 병변을 확인하는 방법을 소개하였는데, 이는 쉽고 안전하게 시행할 수 있다는 장점을 가지나 수술자가 복강경 초음파 술기에 숙달되어야 하고 클립의 크기가 작기 때문에 병변 확인에 실패할 수 있다는 한계점을 가진다. Kim H. I. 외 2인은 2011년 보고에서 조기 위암 환자 80명에서 수술 중 복부X-ray를 통하여 수술 전 설치한 클립을 찾아내는 방법을 제시하였고, 2014년 Kim B. S. 외 3인은 Radio-Opaque Gauze를 이용해 X-ray 촬영 후 병변을 확인하는 방법을 보고하였다. 위 내시경을 통한 여러 방법들도 소개되었다. Jeong O. 외 3인이 2012년 환자의 혈액을 채혈하여 술 전 위 내시경으로 위 점막 하층에 채혈한 혈액을 주사하여 장막에 병변을 표시하는 자가수혈 문신법을 보고하였고, Xuan Y. 외 3인도 역시 수술 전 클립 설치 없이 수술 중 내시경을 통하여 염료를 위 점막 하에 주사하여 위 장막에서 병변의 위치를 확인하는 방법을 소개하였다.

### 선행기술문헌

#### 비특허문헌

- [0006] (비특허문헌 0001) Hyung W. J, Lim J, 등, “Intraoperative tumor localization using laparoscopic ultrasonography in laparoscopic-assisted gastrectomy” Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques, 2005, 19:1353-1357.
- (비특허문헌 0002) Kim H. I, Hyung W. J, 등, “Intraoperative portable abdominal radiograph for tumor localization: a simple and accurate method for laparoscopic gastrectomy” Surgical Endoscopy, 2011, 25:958-963.
- (비특허문헌 0003) Kim B. Su, Yook J. H, 등, “A simplified technique for tumor localization using preoperative endoscopic clipping and radio-opaque markers during totally laparoscopic gastrectomy” The American Surgeon 2014, 80:1266-1270.
- (비특허문헌 0004) Jeong O, Cho S. B, 등, “Novel technique for intraoperative tumor localization during totally laparoscopic distal gastrectomy: endoscopic autologous blood tattooing” Surgical Endoscopy, 2012, 26:1778-1783.
- (비특허문헌 0005) Xuan Y, Hur H, 등, “Efficacy of intraoperative gastroscopy for tumor localization in totally laparoscopic distal gastrectomy for cancer in the middle third of the stomach” Surgical Endoscopy, 2013, 27:4364-4370.

### 발명의 내용

**해결하려는 과제**

- [0007] 상기 비특허문헌 1 내지 5의 연구결과에서 확인할 수 있듯이 수술 중 추가적인 조작을 해야 하거나, 수술자의 숙련도, 신뢰성, 지속성 등의 문제로 이러한 결과들이 임상 현장에서 실제로 활용되고 있지는 않다. 따라서, 이러한 단점을 극복하고 실제 임상현장에 사용 가능한 병변의 위치를 마킹하는 기술개발에 대한 필요성이 제기되었다.
- [0008] 본 발명은 전자태그(RFID)를 부가한 형태의 표식클립을 감지하기 위한 클립감지기로 구성되어, 복강경 수술 시 수술자가 촉지하지 않고 병변의 위치를 파악할 수 있는 복강경 수술용 병변 감지 시스템을 제공하고자 한다.
- [0009] 또한, 본 발명은 표식클립을 감지할 수 있는 클립감지기의 최대감지거리와 클립감지기의 안테나코일에 대한 유도계수의 상관식을 도출하여, 감지범위를 정량화시켜 정확도 높게 조절할 수 있는 복강경 수술용 병변 감지 시스템을 제공하고자 한다.
- [0010] 본 발명이 해결하고자 하는 과제들은 이상에서 언급한 과제로 제한되지 않으며, 여기에 언급되지 않은 본 발명이 해결하려는 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

**과제의 해결 수단**

- [0011] 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템은, 수술하고자 하는 병변에 인접하게 배치되며, 상기 병변의 위치를 비접촉인 방식으로 확인할 수 있도록 전자태그(RFID)가 탑재되는 표식클립; 및 상기 전자태그를 감지하는 안테나코일을 포함하여, 촉지하지 않고 상기 표식클립을 감지할 수 있도록 구성되는 클립감지기;를 포함하고, 상기 클립감지기는 상기 표식클립의 감지가 가능한 최대감지거리를 조정할 수 있도록 마련되는 것을 특징으로 한다.
- [0012] 또한, 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 있어서, 상기 표식클립은 원통형으로 형성되는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 또한, 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 있어서, 상기 클립감지기는, 상기 안테나코일과, 상기 안테나코일의 접점과 연결되며 일 방향으로 연장되도록 배치되는 안테나전선을 포함하는 안테나; 및 상기 안테나의 단부에 연결되며, 원 단면 형상으로 관통되어 형성되는 손잡이부를 포함하는 본체;를 포함하고, 상기 본체는, 상기 전자태그를 감지하기 위한 전자태그감지회로; 및 상기 안테나전선과 연결되는 동력전달장치가 내부에 구비되고, 최대감지거리에 따라 다수 개의 모드가 표시되어 상기 다수 개의 모드 중 한 개로 선택될 수 있는 다이얼;을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 또한, 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템은 상기 다이얼의 모드가 선택되면, 상기 동력전달장치에 의해 상기 안테나전선과 연결되는 상기 안테나코일과 접하는 상기 접점이 이동되고, 이에 따라 상기 안테나코일의 유도계수가 변화되어 상기 표식클립의 상기 최대감지거리가 조정되는 것을 특징으로 한다.
- [0015] 또한, 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 있어서, 기설정된 상기 표식클립의 상기 최대감지거리에 따른 상기 안테나코일의 상기 유도계수는 수학적 1 내지 수학적 3에 의해 도출되어, 상기 기설정된 최대감지거리와 상기 도출된 상기 안테나코일의 상기 유도계수를 이용하여 상기 다이얼에 의해 상기 접점이 이동되는 범위를 설정하는 것을 특징으로 한다.
- [0016] 또한, 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템에 있어서, 상기 클립감지기는 상기 표식클립을 감지할 때 비프음을 출력시키는 것을 특징으로 한다.

**발명의 효과**

- [0017] 상기 과제의 해결 수단에 의해, 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템은, 복강경 수술 시 기존 절제 면적을 최소 16%, 최대 50% 이하로 축소시킬 수 있는 효과가 있다.
- [0018] 또한, 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템은, 표식클립을 감지할 수 있는 최대감지거리를 조정할 수 있어, 장벽의 두께에 따라 이를 조절하여 효과적으로 병변 위치를 확인할 수 있어 절제 부위를 보다 명확하게 결정할 수 있다.
- [0019] 또한, 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템은, 기존 복강경 수술의 과정인 천공 - 내시경 삽입 - 내시경

과 탐지침을 이용하여 병변 확인 - 절제 기구 등을 이용한 병변 절제 과정에서 내시경 삽입 과정에 추가되는 형식이기 때문에 기존 수술방법에 익숙한 수술자에게도 어려움 없이 사용할 수 있는 효과가 있다.

[0020] 또한, 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템은, 수술중 환자를 조작하거나 타과의 협조없이 수술자 혼자서 모든 과정을 끝낼 수 있고 수술시간 또한 많이 절약할 수 있는 효과가 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0021] 도 1은 실제 수술 현장에서 복강경 수술 시에 활용될 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템의 형태를 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템에서 채용하는 RFID의 구동 원리를 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 본 발명에 따른 표식클립이 실제로 위장에 설치된 모습을 나타낸 도면이다.

도 4는 본 발명에 따른 원통형 표식클립의 길이를 나타낸 도면이다.

도 5는 평면 형태의 전자태그(RFID)를 나타낸 도면이다.

도 6은 평면 형태의 전자태그(RFID)를 실험한 결과 도출된 장벽 두께와 최대감지거리에 대한 상관 회귀분석 그래프이다.

도 7은 원통 형태의 전자태그(RFID)를 실험한 결과 도출된 상하좌우 최대감지거리에 해당하는 타원을 나타낸 그래프이다.

도 8은 평면 형태의 전자태그(RFID)를 실험한 결과 도출된 최대감지범위(A), 원통 형태의 전자태그(RFID)를 실험한 결과 도출된 이상적인 최대감지범위(B) 및 원통 형태의 전자태그(RFID)를 실험한 결과 도출된 실제 최대감지범위(C)를 나타낸 그래프이다.

도 10은 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템의 클립감지기의 사시도이다.

도 11은 본 발명에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템의 클립감지기의 시제품이다.

도 12는 본 발명에 따른 클립감지기의 표식클립 최대감지거리를 가변시키기 위한 안테나코일과 다이얼 사이의 동작을 나타내기 위한 도면이다.

도 13은 본 발명에 따른 클립감지기의 감지정보를 PC로 전송시키는 통신 회로를 나타낸 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0022] 이상과 같은 본 발명에 대한 해결하고자 하는 과제, 과제의 해결 수단, 발명의 효과를 포함한 구체적인 사항들은 다음에 기재할 실시예 및 도면들에 포함되어 있다. 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다.

[0023] 본 발명의 일 실시예에 따른 복강경 수술용 병변 감지 시스템은 수술하고자 하는 병변에 인접하게 배치되며, 상기 병변의 위치를 비접촉인 방식으로 확인할 수 있도록 전자태그(RFID)가 탑재되는 표식클립(10); 및 상기 전자태그를 감지하는 안테나코일(211)을 포함하여, 축지하지 않고 상기 표식클립(10)을 감지할 수 있도록 구성되는 클립감지기(20);를 포함한다.

[0024] 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템은 실제 복강경 수술 현장에서 도 1에 도시된 바와 같은 형태로 활용될 것으로, 여기서 A는 표식클립(10)이 설치된 위장 부위를, B는 내시경과 클립감지기(20)가 내장된 수술용 탐지침, 그리고 C는 병변 부위를 절제할 절제기구를 의미한다. 즉, 탐지침(B)이 복강경수술 시 천공을 통해 체내로 삽입되어, 내시경을 통해 위장의 위치를 찾은 후, 정확한 위치를 탐지하기 위해 상기 표식클립(10) 및 상기 클립감지기(20)를 활용하는 것이다.

[0025] 기존 복강경 수술의 과정인 천공 - 내시경삽입 - 내시경과 탐지침을 이용하여 병변 확인 - 절제기구 등을 이용한 병변절제단계 중, 상기 내시경삽입 단계에 상기 클립감지기(20)를 단순히 추가하는 형식이기 때문에 기존 수술 방법에 익숙한 수술자들에게도 적합하다 할 수 있다. 또한, 최근 장기의 절제와 연결의 전 과정을 복강경 수술로 끝내는 방식에 비추어 볼 때 현재 장기 절제는 수술자의 숙련도에 많은 영향을 받게되고 기존의 연구자들이 보고한 방법을 적용하기에는 수술 시간의 연장, 방법의 복잡성, 마취된 환자를 조작해야하는 위험 때문에 한계가 있다. 따라서, 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템은 술자의 숙련도에 대한 의존도를 최대한 낮추

고, 환자에 가해지는 위험을 최소화하며, 술기를 단순화 시키면서도 신뢰도는 높이는 방향으로 개발되었다.

[0028] 우선적으로, 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템에서 채용한 전자태그(RFID; Radio Frequency Identification) 기술에 대해서 상세히 서술하기로 한다.

[0029] 전자태그(RFID) 기술은 RF 스펙트럼의 에너지를 이용하여 물리적 접촉 없이 데이터를 전송할 수 있는 기술이다. 기본적인 RFID 시스템은 전자태그와 RFID 태그 감지기로 구성되며, 본 발명에서 상기 전자태그는 상기 표식클립(10)에, 상기 RFID 태그 감지기는 상기 클립감지기(20)로 형성된다. 도 2는 전자태그(RFID)의 구동 원리를 나타내고 있다. 상기 표식클립(10)의 코일(11)과 상기 클립감지기(20)의 안테나코일(211)을 각각 포함하는 두 개의 RLC 회로가 서로 상호유도현상을 이용하여 신호를 전달할 수 있는 것이다. 전자태그(RFID) 기술은 라디오 파를 사용하기 때문에, 라디오 파의 주파수 대역에 따라 다른 특성을 가지며, 주파수가 높을수록 파장이 짧아지면서 고에너지이고, 감지 거리가 가장 길다.

[0030] 본 발명에서는 인체 내에서, 주로 위와 대장에 상기 표식클립(10)을 부착시켜 작동하기 때문에, 파장이 짧아 투과성이 낮은 고주파 대역이나 초 고주파대역의 RFID는, 사용하기에 어려움이 있고 상대적으로 고에너지파이기 때문에 신체 안정성에 악영향을 끼칠 가능성이 있다. 따라서, 본 발명의 클립감지기의 작동주파수는 파장이 길고 투과성이 높은 125 내지 134 kHz 범위의 저주파 대역으로 설계된다.

[0032] 이하에서는, 상기 표식클립(10)과 상기 클립감지기(20)에 대해 각각 상세히 서술하기로 한다.

[0034] 먼저, 상기 표식클립(10)은 기존의 내시경용 지혈 클립을 응용한 것으로, 기존의 의료용 클립에 전자태그(RFID)를 탑재시켜 RFID 일체형 클립으로 제조된다. 상기 표식클립(10)은 별도의 수단에 의해 도 3에 도시된 바와 같이 병변 부위에 부착되며, 상기 표식클립(10)은 도 4에 도시된 바와 같이 약 11mm의 길이를 가질 수 있다.

[0035] 상기 전자태그(RFID)는 안테나와 고유 데이터를 담고 있는 집적회로 칩으로 구성되며, 전원 공급의 여부에 따라 수동적태그와 능동적태그로 구분될 수 있다. 본 발명에서는 전자태그를 활용함에 있어 데이터 전송이 아닌 감지만을 목적으로 하므로, 상기 전자태그(RFID)는 전원공급 없이 상기 클립감지기(20)의 유도전류로만 동작하는 수동적태그인 것을 특징으로 한다.

[0036] 또한, 상기 전자태그(RFID)의 형상은 감지 영역의 형태와 감지 거리에 영향을 미치는데, 일반적으로 안테나 체적이 넓을수록 긴 감지 범위를 가지게 된다. 본 발명에서는 상기 전자태그(RFID)가 원통형으로 구성되고, 그러므로 상기 표식클립(10) 또한 원통형으로 형성된다.

[0038] **[실험예]**

[0039] 상기 전자태그(RFID)의 형상이 원통형일 때 더 효과적인 것을 입증하기 위해, 하기 표 1과 같이 실시예와 비교예를 설정하여 장벽의 두께별 감지거리 및 감지범위를 분석하였다. 또한, 실험을 통해 절체 범위를 표준 절체범위에 비해 축소시킬 수 있음을 입증하였다.

**표 1**

[0040]	실시예	원통형 전자태그
	비교예	평면형 전자태그

[0041] 실험에서 사용되는 원통형 전자태그(실시예)는 도 3 및 도 4에 도시된 바와 같고, 평면형 전자태그(실시예)는 도 5에 도시된 바와 같다.

[0042] 두 형상의 전자태그 모두, 돼지 위의 상체부(cardia)와 전정부(antrum) 총 2개의 위치에서 측정하였고, 대장(colon)은 얇은(thin) 부분과 두꺼운(thick) 부분, 총 2개의 위치에서 상기 클립감지기(20)에 의해 상기 표식클립(10)이 감지되는 가장 먼 거리를 측정하였고, 각 부위의 두께도 함께 측정하여 두께와 감지 거리 사이의 상관

관계를 분석하였다.

[0043] 실시예의 경우, 부착되는 표면적이 좁으므로, 상기 표식클립(10)의 위치를 기준으로 각 부위의 4방향 위, 아래, 좌, 우 점이 각각 수직 교차하도록 설정하여, 각 25회씩 상기 표식클립(10)이 감지되는 가장 먼 거리를 측정하였고, 비교예의 경우, 부착되는 표면적이 넓으므로, 각 25회씩 측정하였다.

[0044] 1) 비교예

[0045] 실험한 결과, 비교예의 경우, 위장의 상체부 부위가 7mm로 가장 두껍고, 얇은 대장 부분이 2mm로 가장 얇은 것으로 나타났다. 전자태그(RFID)가 인식되는 최장 거리는 장벽의 두께에 따라 다르게 측정되었으며, 가장 가까운 거리가 7mm였고 가장 먼 거리는 22mm이었다. 하기 표 2의 결과에서 보듯이, 장벽의 두께가 증가할수록 최대감지거리는 감소하는 상관성이 나타났다.

표 2

[0046]

장기 부위	위치	장벽 두께(mm)	최대감지거리(mm)
위장	상체부	4	8±1
	전정부	6	13±2
대장	얇은 부분	2	17.5±4.5
	두꺼운 부분	5	10.5±0.5

[0047] 도 6의 상관 회귀분석 그래프를 참조하면, 안테나 코일의 형태가 평면이므로 장벽이 두꺼울수록 평면형 전자태그의 중심 근접부에서 인식이 되었음을 알 수 있다.

[0048] 2) 실시예

[0049] 실험한 결과, 실시예의 경우, 하기 표 3의 결과에서 보듯이, 비교예의 실험 결과(표 2)에 비해 감지 거리의 편차가 더 작음을 알 수 있다. 전정부가 다른 부위와 차이가 더 나타나는 이유는 위의 가장 두꺼운 부위이기 때문에, 실험 상태에서는 위 내부가 팽창되어 있지 않고 협착이 되어 있는 상태로, 원통형 전자태그(RFID)의 설치 각도가 상대적으로 많이 기울어져서 이러한 결과가 나온 것으로 유추할 수 있다.

표 3

[0050]

장기 부위	위치	장벽 두께(mm)	최대감지거리(mm)			
			우	좌	상	하
위장	상체부	4	4.5±0.9	5.6±0.7	12.5±0.7	5.3±0.5
	전정부	6	5.8±0.7	6.9±0.5	5.6±0.5	3.7±0.5
대장	얇은 부분	3	6.3±0.5	5.0±0.5	9.7±0.7	6.4±0.4
	두꺼운 부분	8	3.5±0.8	6.6±0.5	8.4±0.6	9.8±0.5

[0051] 복강경 수술 시 병변의 측지 지점으로부터 외부로 절제 표준 거리(일본 기준, 20 내지 50mm)만큼 원형으로 절제하므로, 수술 시 감지된 지점으로부터 타원의 면적을 평가하는 것이 기존의 절제 면적과의 비교가 합리적이라 할 수 있다. 따라서, 상하좌우의 최대감지거리를 이용하여 타원을 유도하여 절제 면적에 대한 평가를 시행하였다.

[0052] 도 7의 그래프는 검출 점 상측과 하측, 좌측과 우측 점은 서로 수직으로 교차하게 실험 시 설정하였으므로, 이 축들이 타원의 장축과 단축과 각각 평행하다고 가정하고 도출된 타원이다. 각 유도된 타원들의 장축과 단축 길이, 면적을 하기 표 4에 나타내었다. 감지거리범위가 최대 12.5 mm, 최소 5.0 mm로 모두 기존 수술 절제 기준 20 내지 50 mm보다 작은 경향을 보이고 있다. 실험에서 코일의 반경이 6 mm인 것을 사용하였는데, 측정된 감지거리범위는 이 반경을 제외한 것이고, 절제할 때는 코일의 반경이 포함된 최대 18.5 mm이 정확한 감지거리범위가 될 것이므로, 절제 표준 범위(20 내지 50 mm)의 표준 범위의 1/2 수준으로 기준이 비해 절제 면적을 1/4로 줄일 수 있을 것이다. 비교예 실험 결과에서는 평면 형태의 전자태그의 경우 내장의 벽이 두꺼울수록 감지 거리가 작아지는 경향을 보였지만, 실시예 실험 결과에서는 감지범위 내에 있는 타원의 면적이 두께와 상관없이 대체로 일정함을 하기 표 4로부터 확인할 수 있었다.

표 4

장기부위	위치	장벽두께(mm)	장축(mm)	단축(mm)	면적( mm <sup>2</sup> )
위장	상체부	4	18.1	10.6	150.62
	전정부	6	12.5	8.5	83.86
대장	얇은 부분	3	14.7	13.4	154.67
	두꺼운 부분	8	15	13.4	157.74

[0053]

도 8에 도시된 바와 같이, 평면형(A)의 경우에는 토러스 또는 중간에 구멍이 뚫린 구와 같은 형태로 높이방향으로 갈수록 면적이 작아져 두께에 따라 감지 범위가 달라졌지만, 원통형(B)의 경우에는 면적이 비교적 일정하게 나타났다. 최대감지거리보다 얇은 내장 벽에서는 두께에 상관없이 감지 범위가 일정하기 때문에, 후에 감지 거리가 가변적인 클립감지기(20)를 설계할 때에도 편의가 높을 것으로 예상된다. 다만, 원통형 전자태그(RFID)일 경우, 기울어짐에 따라 편차가 나타날 수 있다. 도 7의 전정부 그래프를 살펴보면 위장 벽이 두꺼운 전정부에 설치된 전자태그가 기울어져서, 타원의 단축이 타부분에 비해 짧은 것으로 유추할 수 있다.

[0054]

실제 원통형 전자태그의 감지범위는 도 8의 C에 도시된 바와 같이 원통 양끝이 둥근 형태로 끝부분이 잘린 경우 일 것이다. 다만, 이러한 경우에도 범위는 실제 수술 시 절제 표준보다 작은 범위이므로 유효한 결과로 볼 수 있다. 그러나, 실험은 위 내부가 팽창한 상태가 아닌 협착된 상태로 이루어졌으므로, 실제 수술 시에는 큰 영향이 없을 것으로 사료된다.

[0055]

따라서, 본 발명에 따른 본 발명의 복강경 수술용 병변 감지 시스템은 도 9에 도시된 바와 같이, 클립감지기(20)를 이용하여 용이하게 감지할 수 있도록 술자는 위 장벽에 원통형 표식클립(10)을 설치할 수 있을 것이다.

[0056]

다음으로, 상기 클립감지기(20)는 상기 표식클립(10)의 상기 원통형 전자태그(RFID)와 상호유도하여 상기 표식클립(10)을 감지하는 장치로써, 본 발명에서는 상기 표식클립(10)의 감지가 가능한 최대감지거리를 조정할 수 있도록 마련된다.

[0057]

상기 클립감지기(21)는 직접 발생시키는 전자기파를 이용하는 축전(Capacitive) 방식으로 통신이 이루어진다. 이는 직접 발생시키는 자기장이 전자태그에 의해 변화가 나타나는 신호로 통신이 이루어지는 유도(Inductive) 방식에 비해 설계가 간편하며, 감지거리를 다양하게 설계할 수 있는 장점이 있다. 더욱 구체적으로, 상기 클립감지기(21)는 축전(Capacitive) 방식 중 내부의 코일 유도계수의 크기를 이용하여 응답의 특성을 변화시키는 방식으로 설계될 수 있다.

[0058]

상기 클립감지기(20)는 도 10 및 도 11에 도시된 바와 같이, 상기 안테나코일(211)과, 상기 안테나코일(211)의 접점과 연결되며 일 방향으로 연장되도록 배치되는 안테나전선(212)을 포함하는 안테나(21); 및 상기 안테나(21)의 단부에 연결되는 본체(22);를 포함한다.

[0059]

상기 안테나코일(211)은 상기 안테나(21)에서 상기 본체(22)로부터 제일 멀리 떨어져 있는 끝단에 위치되며, 상기 표식태그(10)의 상기 코일(11)과 상호 유도된다.

[0060]

상기 안테나전선(211)은 상기 안테나코일(211)로부터 상기 본체(22) 사이를 전기적으로 연결하며, 도 12에 도시된 바와 같이, 두 개의 접점(212a, 212b)으로 상기 안테나코일(211)과 접한다. 두 개의 접점(212a, 212b)은 이동 가능한 이동접점(212a)과 고정접점(212b)으로 구분되며, 이에 대해서는 후술할 다이얼(223)과 같이 상세히 설명하기로 한다.

[0061]

상기 본체(22)는 원 단면 형상으로 관통되어 형성되는 손잡이부(221); 상기 전자태그(RFID)를 감지하기 위한 전자태그감지회로(222); 및 상기 안테나전선(212)과 연결되는 동력전달장치(미도시)가 내부에 구비되고, 최대감지 거리에 따라 다수 개의 모드가 표시되어 상기 다수 개의 모드 중 한 개로 선택될 수 있는 다이얼(223);을 포함한다.

[0062]

상기 손잡이부(221)는 수술 시에 상기 클립감지기(20)를 복강경 수술에서 사용하는 어댑터 튜브에 삽입하여 상기 표식클립(10)을 감지할 때, 수술자가 사용하기 편리하도록 설계된다.

[0063]

[0064]

[0065] 상기 전자태그감지회로(222)는 상기 안테나코일(211)이 상기 표식클립(10)의 코일(11)로 인해 상호유도되어 상기 표식클립(10)을 감지할 수 있는 구조로 형성된다.

[0066] 상기 다이얼(223)은 최대감지거리에 따라 다수 개의 모드가 표시되어 수술자에 의해 상기 다수 개의 모드 중 한 개로 선택될 수 있는데, 상기 다이얼(223)의 모드가 선택되면, 상기 동력전달장치에 의해 상기 안테나전선(212)과 연결되는 상기 안테나코일(211)과 접하는 상기 이동접점(212a)이 이동된다. 도 12에 도시된 바와 같이, 상기 안테나코일(211)은 상기 이동접점(212a)외에도 상술한 상기 고정접점(212b)과 접하기 때문에, 상기 이동접점(212a)이 이동하게 되면, 상기 안테나코일(211)의 감은 횟수가 변하게 되어, 이에 따라 상기 안테나코일(211)의 유도계수도 함께 변하므로, 최종적으로 상기 클립감지기(20)가 상기 표식클립(10)을 가장 먼 거리에서 감지할 수 있는 최대감지거리를 변화시킬 수 있는 것이다.

[0067] 여기서, 상기 동력전달장치는 기어 등 상기 이동접점(212a)을 밀고 당겨 이동시킬 수 있는 장치이면 통상의 기술자가 적절히 선택할 수 있다.

[0068] 최대감지거리를 정확하게 설정하기 위해서, 상기 최대감지거리와 상기 안테나코일(211)의 유도계수 사이의 정량화된 관계식을 도출하는 것이 바람직할 것이다.

[0069] 상기 표식클립(10)의 상기 최대감지거리에 따른 상기 안테나코일(211)의 상기 유도계수는 하기의 수학적 식 1 내지 수학적 식 3에 의해 도출될 수 있다.

[0070] [수학적 식 1]

$$P_{Low} = 20 \log \frac{4\pi * d}{\lambda} + 20 \log 4\pi + P_{att} + G_A$$

[0071]

[0072] 여기서,  $P_{Low}$  은 최대감지거리에서의 신호세기,

[0073]  $d$  는 상기 안테나코일의 중심으로부터 상기 전자태그의 코일 중심까지의 거리,

[0074]  $\lambda$  는 사용하는 전자기파 주파수의 파장길이,

[0075]  $20 \log 4\pi$  는 전자기파가 한 개의 파장을 진행할 수 있는 신호세기,

[0076]  $P_{att}$  는 회로에 의해 감쇠되는 신호세기,

[0077]  $G_A$  는 안테나 회로에 의해서 얻는 이득이다.

[0078] 특히,  $P_{Low}$  은 일반적으로 RLC 회로의 차단 신호 세기인 -20dB로 설정한다.

[0079] [수학적 식 2]

$$c = \lambda f_r$$

[0080]

[0081] 여기서,  $c$  는 광속(299,792,458 m/s),

[0082]  $f_r$  는 안테나 회로의 공진주파수이다.

[0083] [수학적 식 3]

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

[0084]

[0085] 여기서,  $L$  은 상기 안테나코일의 유도계수,

[0086]  $C$  는 축전기의 전기용량이다.

$$20 \log \frac{4\pi * d}{\lambda}$$

[0087] 구체적으로 살펴보면, 상기 [수학식 1]의  $20 \log \frac{4\pi * d}{\lambda}$  은 신호 세기 감소량을 의미하는 것으로, 이를 적용하여 원하는 거리  $d$  에서 최소한의 신호 세기를 구할 수 있다. 즉, 원하는 거리  $d$  가 설정되면, 상기 [수학식 1]로부터 사용하는 전자파 주파수의 파장길이  $\lambda$  을 도출할 수 있고, 도출된  $\lambda$  은 상기 [수학식 2]로부터 안테나 회로의 공진주파수  $f_r$  을 도출할 수 있으며, 도출된  $f_r$  은 상기 [수학식 3]으로부터 변수인 안테나코일의 유도계수  $L$  을 구할 수 있는 것이다.

[0088] 상기 [수학식 1] 내지 상기 [수학식 3]에 따라, 기설정된 최대감지거리를 만족하는 도출된 상기 안테나코일(211)의 상기 유도계수를 이용하면, 상기 다이얼(223)에 의해 상기 안테나전선(212a) 이동접점이 이동하는 범위를 정확히 설정할 수 있을 것이다.

[0089] 상술한 바와 같이 최대감지거리가 가변인 상기 클립감지기(20)는 수술자가 환자의 병변 부위 크기 또는 중증 정도에 따라서 모드를 선택할 수 있을 것이다. 구체적으로, 병변 부위 크기가 작고 초기 증상이면, 최대감지거리를 최소화하도록 유도 계수를 감소시켜, 더욱 병변 부위 가까이에서 수술을 할 수 있도록 상기 다이얼(223)을 조절할 것이나, 반면에 병변 부위 크기가 크고 중증이면, 최대감지거리를 최대화하도록 유도 계수를 증가시키는 방식으로 상기 다이얼(223)을 조절할 것이다.

[0090] 한편, 상기 클립감지기(20)는 도 13에 도시된 바와 같이, 상기 전자태그감지회로(222)를 감지하면 UDP(User Program Protocol)를 기반으로 PC와 통신하도록 구성될 수 있다. 따라서, 상기 클립감지기(20)는 상기 표식클립(10)을 감지할 때 비프음을 출력시키도록 구성되어, 수술자가 연결된 모니터 화면을 보지 않고도 상기 표식클립(10)의 감지 여부, 즉 병변의 위치를 용이하게 파악할 수 있다.

[0091] 한편, 통신은 상기 클립감지기(20)의 MCU를 UDP Client, PC를 UDP server로 이루어지며, 사이의 통신 속도는 테스트 결과 평균 1ms 이하이고, 이는 전자태그 감지에 영향을 미치지 않을 속도이다. 더 나아가, 상기 클립감지기(20)는 PC와 무선통신으로 이루어질 수 있다.

[0093] 상술한 본 발명의 기술적 구성은 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자가 본 발명의 그 기술적 사상이나 필수적 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다.

[0094] 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적인 것이 아닌 것으로서 이해되어야 하고, 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타나며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 등가 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

**부호의 설명**

- [0095] A : 표식클립이 설치된 위장 부위
- B : 내시경과 클립감지기가 내장된 수술용 탐지침
- C : 절제기구
- 10 : 표식클립
- 11 : 코일
- 20 : 클립감지부
- 21 : 안테나
- 211 : 안테나코일
- 212 : 안테나전선
- 212a : 안테나전선(이동접점)

212b : 안테나전선(고정접점)

22 : 본체

221 : 손잡이부

222 : 전자태그감지회로

223 : 다이얼

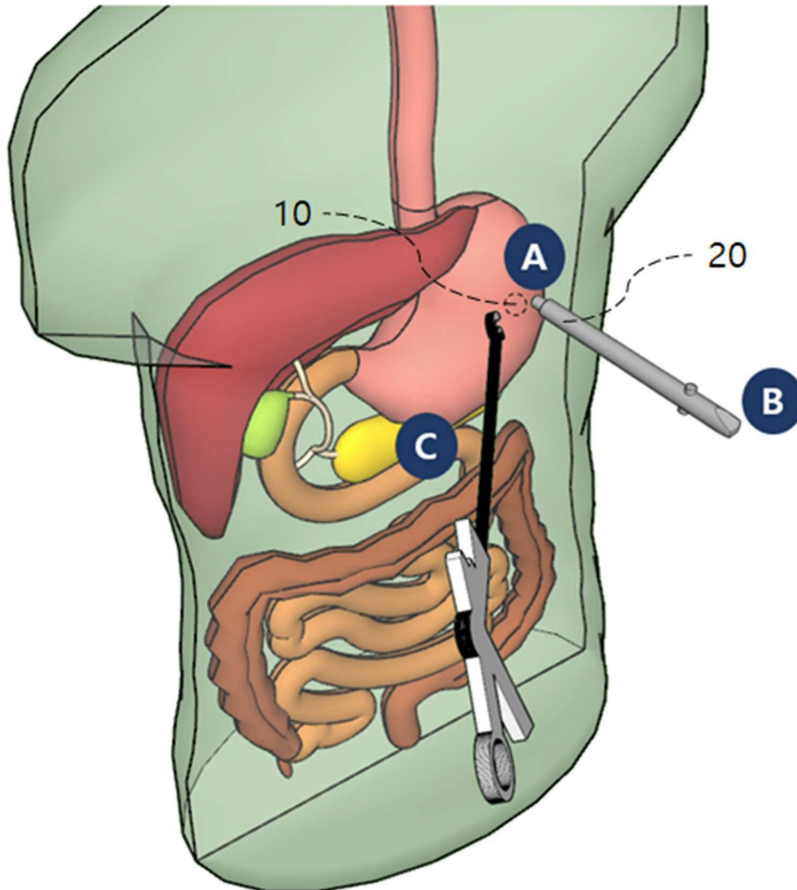
224 : MCU

24 : 데이터선정부

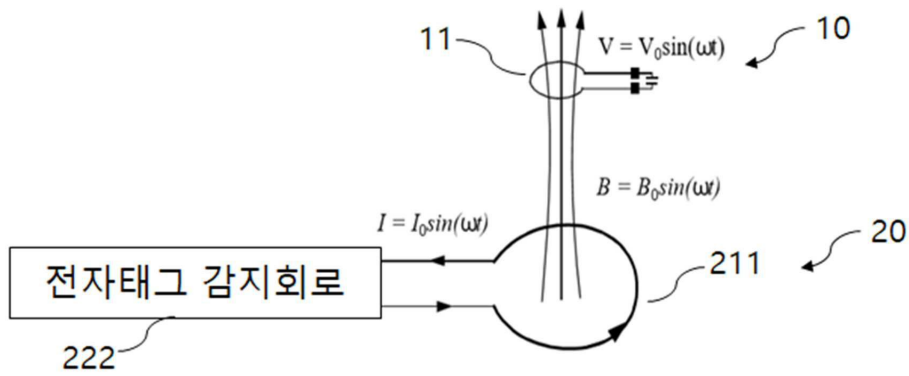
30 : 감별부

**도면**

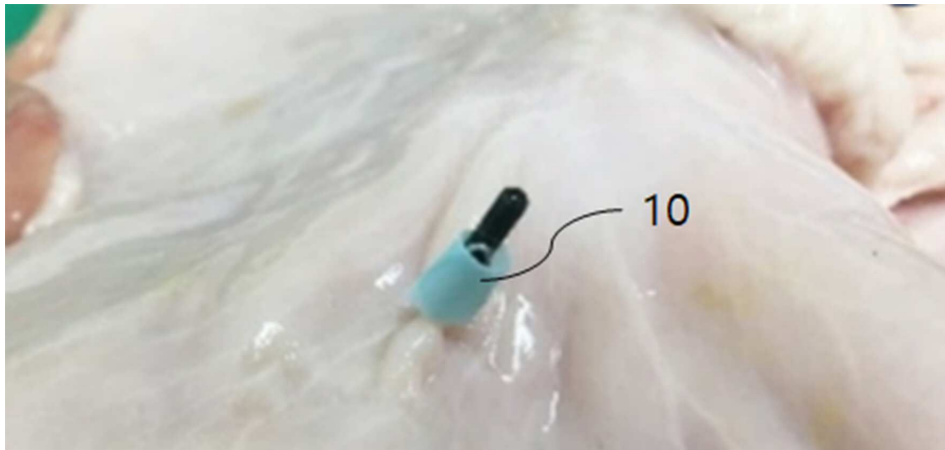
**도면1**



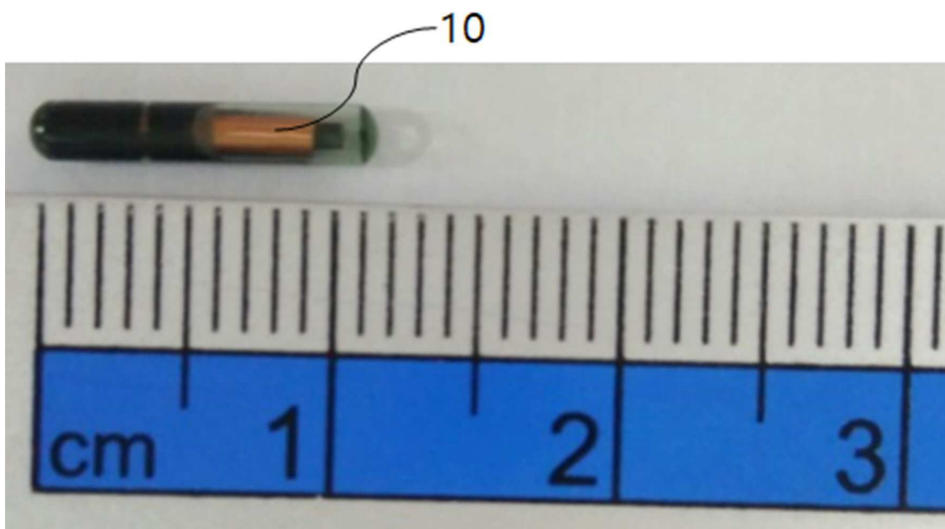
도면2



도면3



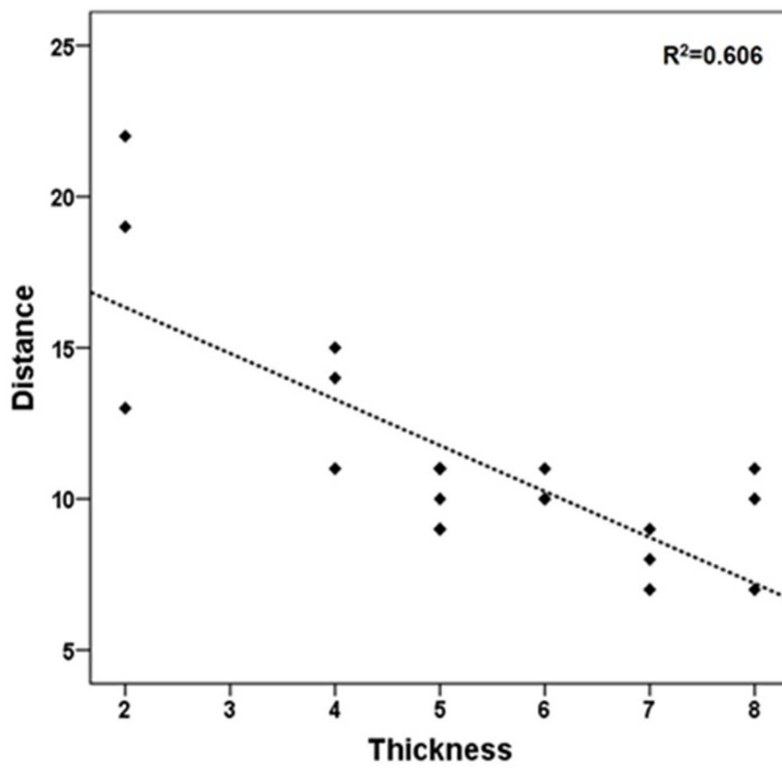
도면4



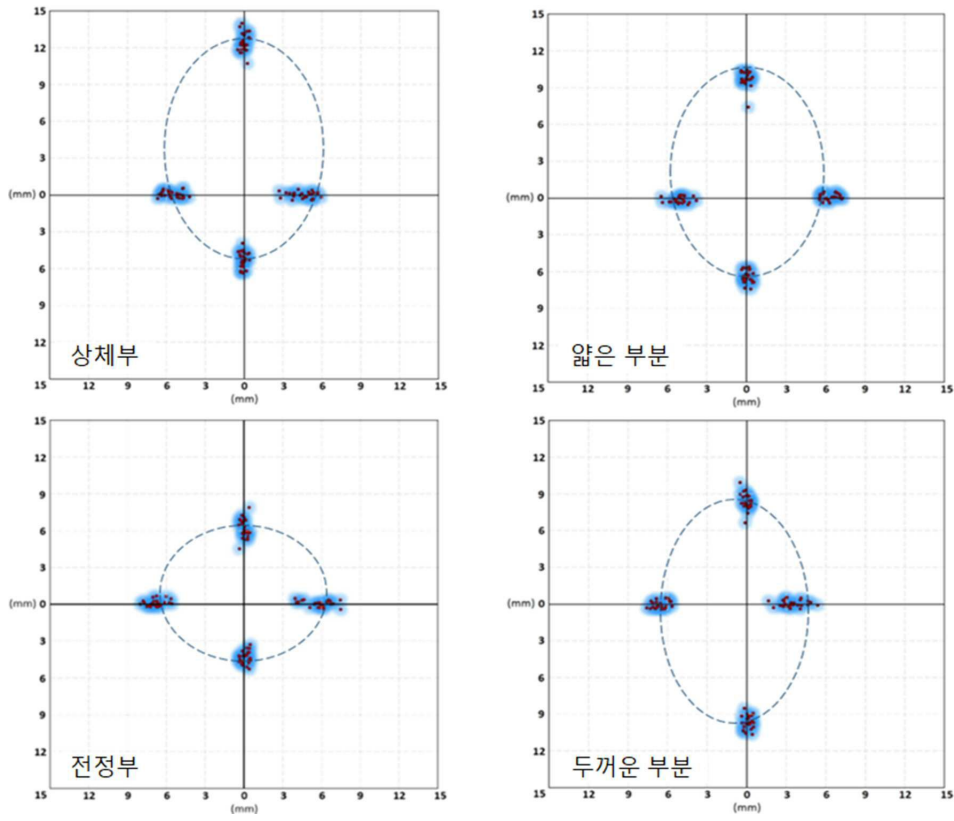
도면5



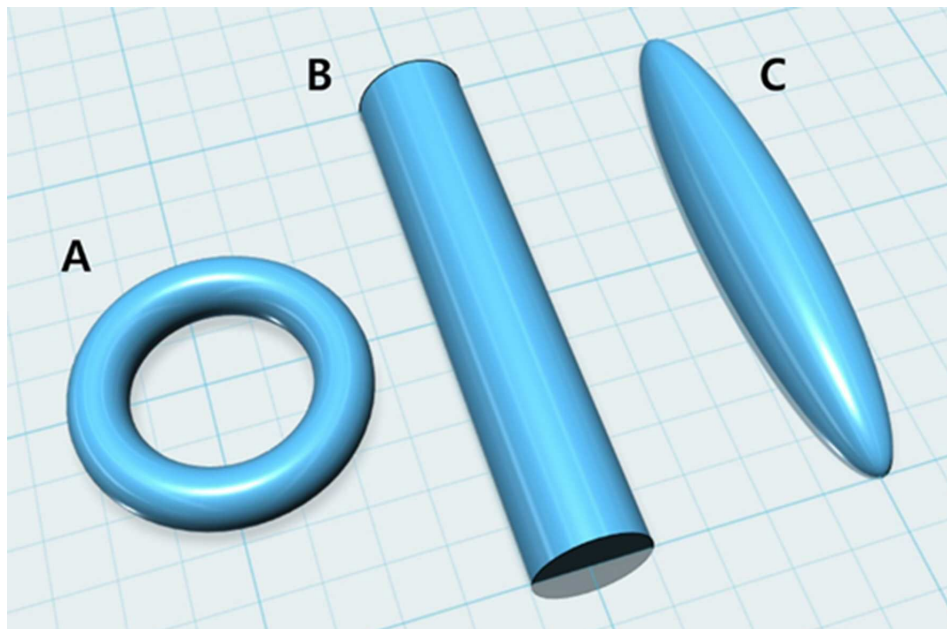
도면6



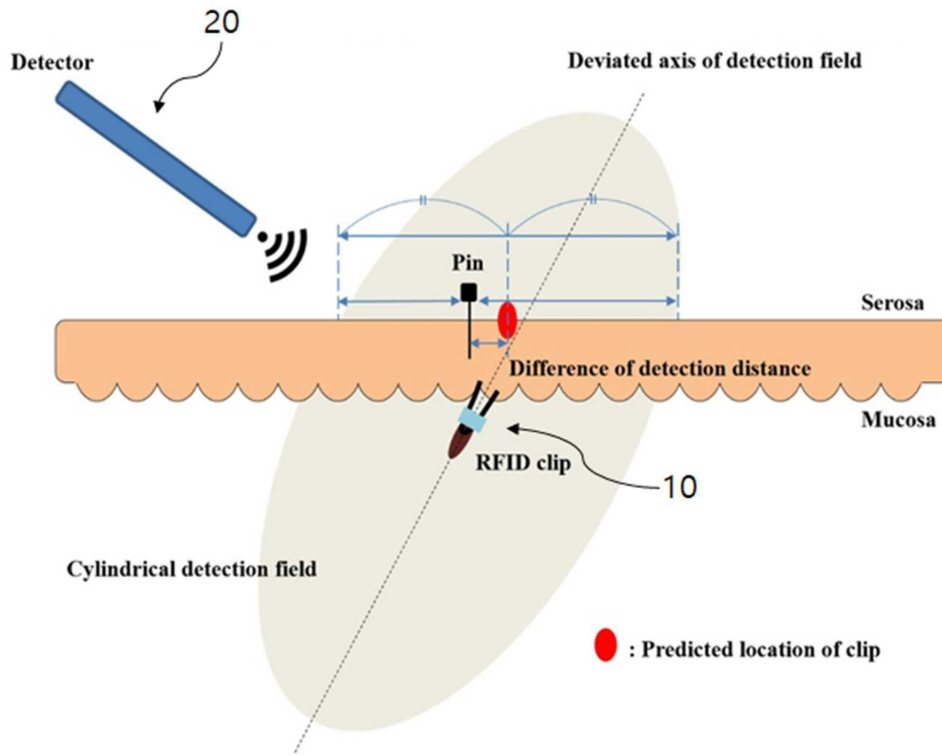
도면7



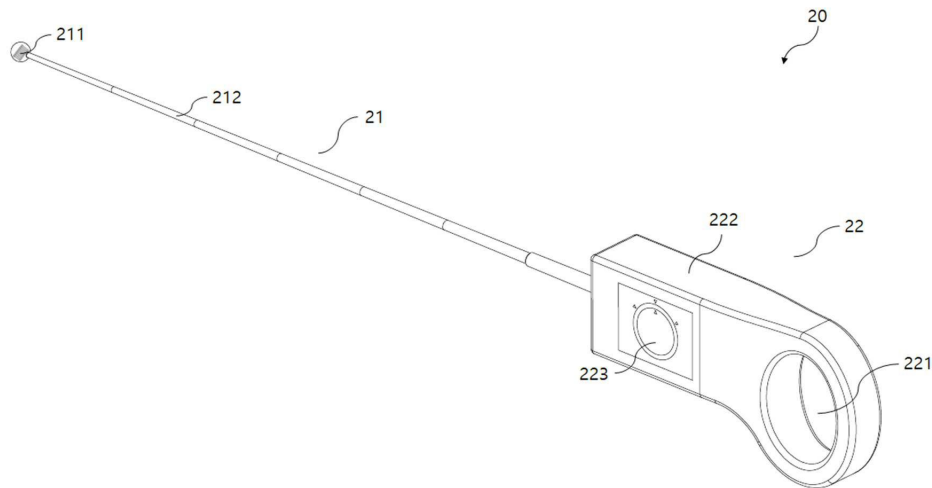
도면8



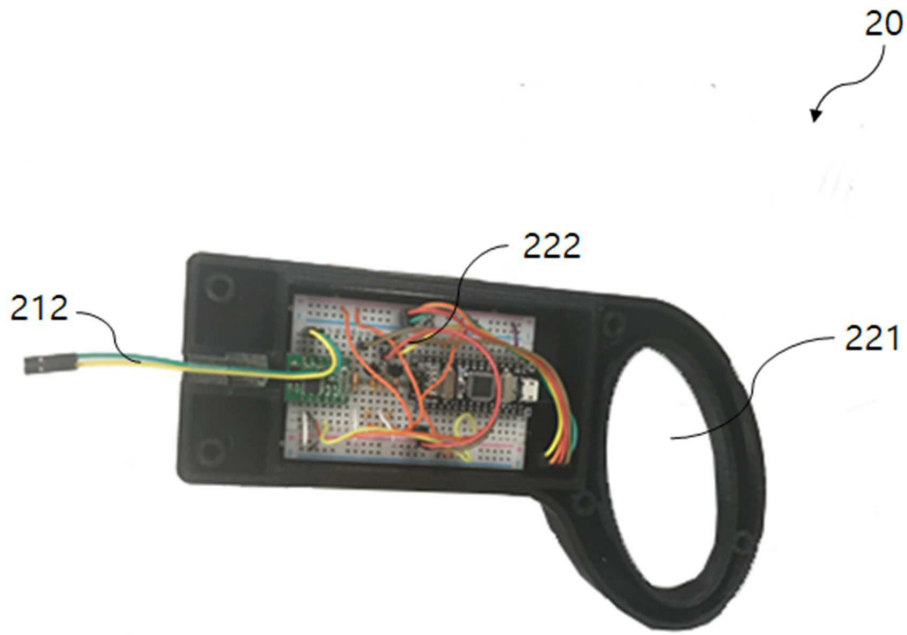
도면9



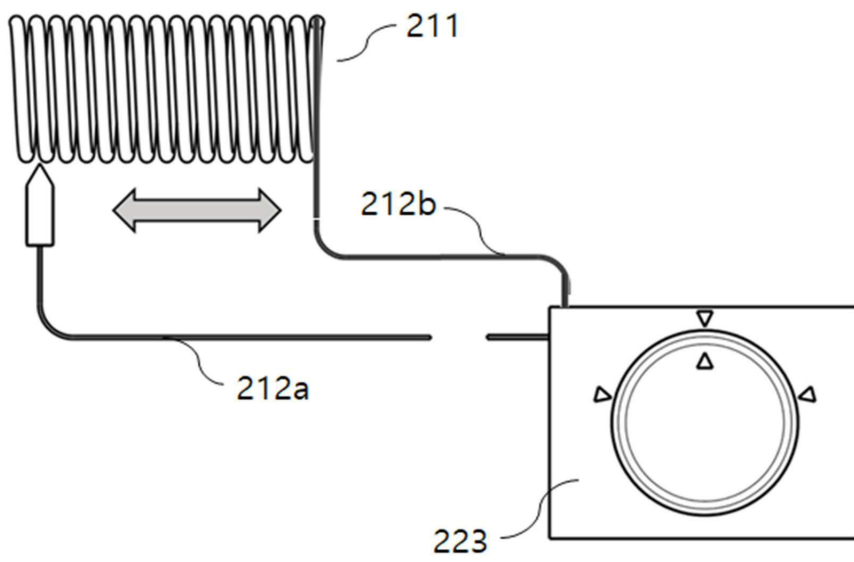
도면10



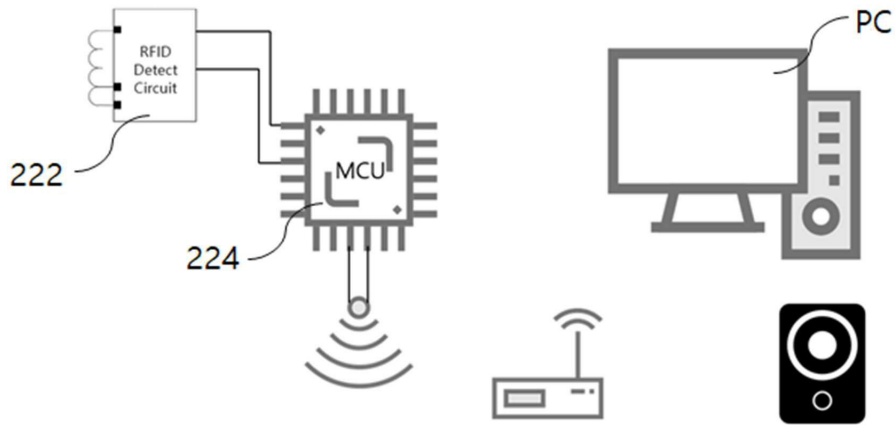
도면11



도면12



도면13



专利名称(译)	检测器系统，用于在微创手术中识别病变位置		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020200024525A</a>	公开(公告)日	2020-03-09
申请号	KR1020180101312	申请日	2018-08-28
[标]申请(专利权)人(译)	PUSAN NAT UNIV HOSPITAL		
申请(专利权)人(译)	釜山大学医院		
[标]发明人	안석영 주환이 박초롱		
发明人	최창인 안석영 주환이 박초롱		
IPC分类号	A61B90/00 A61B17/00 A61B90/98		
CPC分类号	A61B90/39 A61B90/98 A61B2017/00119 A61B2017/00221 A61B2090/3904 A61B2090/3958 A61B17/00 A61B90/00		
代理人(译)	Gimjongseok		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种用于腹腔镜手术的病变感测系统,并且更具体地,涉及一种涉及用于腹腔镜手术的病变感测系统的新技术,其中该系统包括:标记夹,其上安装有电子标签(RFID)。应用现有的内窥镜止血夹;夹传感器检测标记夹。可以通过低频电子标签传感器的天线设计来调整感应范围。

