



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0033439
(43) 공개일자 2020년03월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 17/34 (2006.01) A61B 17/00 (2006.01)

A61B 34/30 (2016.01) A61B 90/00 (2016.01)

(52) CPC특허분류

A61B 17/3421 (2013.01)

A61B 17/00234 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0112697

(22) 출원일자 2018년09월20일

심사청구일자 2018년09월20일

(71) 출원인

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

박노철

서울특별시 마포구 마포대로 195, 202동 1403호(아현동, 마포 래미안 푸르지오)

구교철

서울특별시 강남구 언주로63길 20(역삼동)

김동욱

서울특별시 송파구 올림픽로 435, 214동 2101호(신천동, 파크리오)

(74) 대리인

김민태

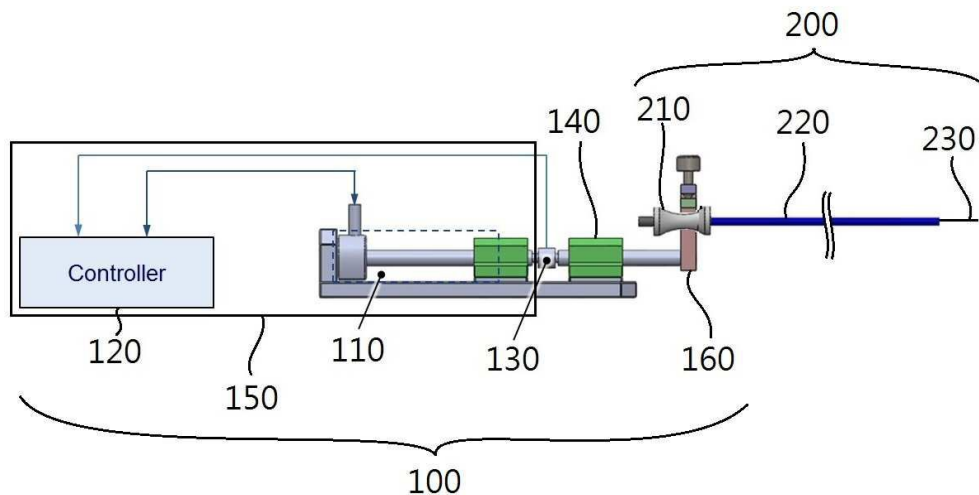
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 내시경 수술장치

(57) 요약

내시경 수술장치는 진동유닛 및 수술유닛을 포함한다. 상기 진동유닛은 진동을 발생시킨다. 상기 수술유닛은 쉬스(Sheath) 및 수술부재를 포함한다. 상기 쉬스는 길게 연장된 튜브형상을 가지며 내부에 장축방향으로 관통된 공동이 형성되며, 생체내부에 삽입된 상태에서 상기 진동유닛으로부터 전달받은 진동에 의해 전체적으로 진동한다. 상기 수술유닛은 상기 쉬스 내부의 공동을 통과하여 배치되며, 상기 쉬스의 단부쪽으로 돌출되어 상기 생체내부에서 시술작업을 수행한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 17/3415 (2013.01)
A61B 17/3478 (2013.01)
A61B 17/3494 (2013.01)
A61B 2017/00296 (2013.01)
A61B 2017/0034 (2013.01)
A61B 2017/345 (2013.01)
A61B 2034/301 (2016.02)
A61B 2090/064 (2016.02)
A61B 2562/0247 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

| | |
|----------|-------------------------|
| 과제고유번호 | 1711065906 |
| 부처명 | 과학기술정보통신부 |
| 연구관리전문기관 | 한국연구재단 |
| 연구사업명 | 집단연구지원(R&D) |
| 연구과제명 | 초정밀 광 기계기술 연구센터 |
| 기 여 율 | 1/1 |
| 주관기관 | 연세대학교 |
| 연구기간 | 2018.03.01 ~ 2019.02.28 |

명세서

청구범위

청구항 1

진동을 발생시키는 진동유닛; 및

길게 연장된 튜브형상을 가지며 내부에 장축방향으로 관통된 공동이 형성되며, 생체내부에 삽입된 상태에서 상기 진동유닛으로부터 전달받은 진동에 의해 전체적으로 진동하는 쉬스(Sheath)와, 상기 쉬스 내부의 공동을 통과하여 배치되며 상기 쉬스의 단부쪽으로 돌출되어 상기 생체내부에서 시술작업을 수행하는 수술부재를 구비한 수술유닛을 포함하는 내시경 수술장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 진동유닛은 초음파진동을 발생시키는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 초음파진동은 250mV 내지 500mV의 진동강도를 가지며, 300Hz 내지 18,000Hz의 진동수를 갖는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 진동유닛은 상기 쉬스를 장축방향으로 진동시키는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 진동유닛은,

상기 진동을 생성하는 진동부재;

상기 진동부재와 상기 수술유닛의 사이에 배치되어, 상기 수술유닛의 삽입압력을 감지하는 압력센서; 및

상기 압력센서로부터 인가되는 압력신호가 임계값에 도달하는 경우, 상기 진동부재의 진동을 정지하는 제어부재를 포함하는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 진동유닛은 상기 압력센서 및 상기 수술유닛의 사이에 배치되고, 상기 수술유닛의 단부와 고정되는 진동전달부재를 포함하는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 압력센서의 축은 상기 수술유닛의 축과 서로 일치하지 않는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

청구항 8

제6항에 있어서,

상기 진동부재 및 상기 압력센서는 상기 쉬스와 서로 동일한 축을 공유하는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

청구항 9

제5항에 있어서,

상기 진동유닛은 시술자의 손의 접촉상태를 감지하는 접촉센서를 더 포함하고, 상기 제어유닛은 상기 시술자의 손이 상기 진동유닛의 외면에서 미끄러지는 경우 상기 진동유닛의 진동을 정지시키는 것을 특징으로 하는 내시경 수술장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 내시경 수술장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 생체 내부로의 진입이 용이하고 조직손상이 감소하는 내시경 수술장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 내시경 수술은 생체 내부의 수술에 있어서 절개부위를 최소화하고 회복이 빠른 장점이 있어서 널리 사용되고 있다.

[0003] 최근에는 요도, 요관, 혈관 등 생체내부의 관을 통하여 수술도구를 삽입하여 신장, 심장 등의 장기를 내부에서 수술하는 수술도구가 개발되고 있다.

[0004] 그러나 수술도구를 삽입하는 과정에서 수술도구가 생체내부로 진입하는 과정에서, 수술도중에 생체내부의 관이 손상될 수 있다.

[0005] 특히 역행 신장내 수술(Retrograde Intrarenal Surgery; RIRS)의 경우, 외부 쉬스(Sheath)의 지름이 생체내부의 요도나 요관의 지름보다 커서 진입과정에 요도나 요관이 손상될 수 있다. 심한 경우, 요도나 요관의 손상부위가 협착되는 부작용이 발생할 수도 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 일본국 등록특허 제4,095,729호
(특허문헌 0002) 일본국 등록특허 제4,504,361호
(특허문헌 0003) 일본국 공개특허 제2003-510159호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 이에, 본 발명의 기술적 과제는 이러한 점에서 착안된 것으로 본 발명의 목적은 생체 내부로의 진입이 용이하고 조직손상이 감소하는 내시경 수술장치에 관한 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기한 본 발명의 목적을 실현하기 위한 일 실시예에 따른 내시경 수술장치는 진동유닛 및 수술유닛을 포함한다. 상기 진동유닛은 진동을 발생시킨다. 상기 수술유닛은 쉬스(Sheath) 및 수술부재를 포함한다. 상기 쉬스는 길게 연장된 튜브형상을 가지며 내부에 장축방향으로 관통된 공동이 형성되며, 생체내부에 삽입된 상태에서 상기 진동유닛으로부터 전달받은 진동에 의해 전체적으로 진동한다. 상기 수술유닛은 상기 쉬스 내부의 공동을 통과하여 배치되며, 상기 쉬스의 단부쪽으로 돌출되어 상기 생체내부에서 시술작업을 수행한다.

- [0009] 일 실시예에서, 상기 진동유닛은 초음파진동을 발생시킬 수 있다.
- [0010] 일 실시예에서, 상기 초음파진동은 250mV 내지 500mV의 진동강도를 가지며, 300Hz 내지 18,000Hz의 진동수를 가질 수 있다.
- [0011] 일 실시예에서, 상기 진동유닛은 상기 쉬스를 장축방향으로 진동시킬 수 있다.
- [0012] 일 실시예에서, 상기 진동유닛은, 상기 진동을 생성하는 진동부재와, 상기 진동부재와 상기 수술유닛의 사이에 배치되어 상기 수술유닛의 삽입압력을 감지하는 압력센서와, 상기 압력센서로부터 인가되는 압력신호가 임계값에 도달하는 경우 상기 진동부재의 진동을 정지하는 제어부재를 포함할 수 있다.
- [0013] 일 실시예에서, 상기 진동유닛은 상기 압력센서 및 상기 수술유닛의 사이에 배치되고, 상기 수술유닛의 단부와 고정되는 진동전달부재를 포함할 수 있다.
- [0014] 일 실시예에서, 상기 압력센서의 축은 상기 수술유닛의 축과 서로 일치하지 않을 수 있다.
- [0015] 일 실시예에서, 상기 진동부재 및 상기 압력센서는 상기 쉬스와 서로 동일한 축을 공유할 수 있다.
- [0016] 일 실시예에서, 상기 진동유닛은 시술자의 손의 접촉상태를 감지하는 접촉센서를 더 포함하고, 상기 제어유닛은 상기 시술자의 손이 상기 진동유닛의 외면에서 미끄러지는 경우 상기 진동유닛의 진동을 정지시킬 수 있다.

발명의 효과

- [0017] 상기와 같은 본 실시예에 따르면, 내시경 수술장치의 쉬스에 진동이 인가되어 쉬스와 생체 내부의 관 사이의 마찰력이 감소한다. 감소된 마찰력으로 인하여 쉬스가 생체 내부의 관으로 용이하게 진입하여, 생체내부의 손상이 방지된다.
- [0018] 또한 압력센서가 배치되어 쉬스에 과도한 압력이 인가된 경우 진동을 중단하고 진동유닛과 수술유닛 사이의 결합이 자동으로 해제될 수 있다. 따라서 추가적인 진입을 중단하여 생체내부의 손상이 방지된다.
- [0019] 또한 고정부재와 진동전달부재는 탈착가능한 구조를 가지므로, 시술이 끝난 후에 용이하게 교체될 수 있다.
- [0020] 또한 진동유닛과 수술유닛이 서로 동일한 축을 공유하여, 진동유닛에서 발생한 진동이 수술유닛으로 원활하게 전달되며, 쉬스의 단부와 생체내부의 관 사이의 압력이 압력센서에 원활하게 전달된다.
- [0021] 따라서 진동이 전달되는 과정에서 손실되는 에너지가 감소하여, 진동이 불연속한 축들을 통과하는 과정에서 발생하는 노이즈가 감소하고 진동전달효율이 증가한다. 또한 쉬스의 단부와 생체내부의 관 사이의 압력이 압력센서로 정확히 전달되어, 감지의 정확도가 증가한다.

도면의 간단한 설명

- [0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 내시경 수술장치를 나타내는 단면도이다.
- 도 2는 도 1에 도시된 내시경 수술장치를 나타내는 사시도이다.
- 도 3은 도 1에 도시된 내시경 수술장치의 진동유닛을 나타내는 이미지이다.
- 도 4는 도 1에 도시된 내시경 수술장치의 수술유닛을 나타내는 사시도이다.
- 도 5는 도 4에 도시된 수술유닛을 이용한 수술방법을 나타내는 이미지이다.
- 도 6은 도 1에 도시된 내시경 수술장치를 이용한 수술방법을 나타내는 그래프이다.
- 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 내시경 수술장치를 나타내는 단면도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0023] 본 발명은 다양한 변형을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있는 바, 실시예들을 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변형, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다. 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다.

- [0024] 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다.
- [0025] 본 출원에서, "포함하다" 또는 "이루어진다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0026] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0027] 이하, 첨부한 도면들을 참조하여, 본 발명의 바람직한 실시예를 보다 상세하게 설명하고자 한다.
- [0028] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 내시경 수술장치를 나타내는 단면도이고, 도 2는 도 1에 도시된 내시경 수술장치를 나타내는 사시도이다.
- [0029] 도 1 및 도 2를 참조하면, 내시경 수술장치는 진동유닛(100)과 수술유닛(200)을 포함한다. 진동유닛(100)은 수술유닛(200)의 단부와 결합하여, 수술유닛(200)에 진동을 인가한다.
- [0030] 도 3은 도 1에 도시된 내시경 수술장치의 진동유닛의 이미지이다.
- [0031] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 진동유닛(100)은 진동부재(110), 제어부재(120), 신호전달부(130), 압력센서(140), 케이스(150), 및 진동전달부재(160)를 포함한다.
- [0032] 진동부재(110)는 제어부재(120)와 전기적으로 연결되어 제어부재(120)로부터 인가되는 진동신호에 따라 물리적 진동을 발생시킨다.
- [0033] 본 실시예에서, 진동부재(110)는 수술유닛(200)의 장축방향으로 초음파진동을 발생시킨다. 다른 실시예에서, 진동부재(110)는 수술유닛(200)의 경사방향 또는 단축방향으로 초음파진동을 발생시킬 수도 있다. 다른 실시예에서, 진동부재(110)는 음파진동을 발생시킬 수도 있다.
- [0034] 진동부재(110)는 초음파모터(Ultrasonic Motor; USM), 전자 액츄에이터, 전자식 액츄에이터, 압전 액츄에이터, 정전 액츄에이터, 일라스토머(elastomer) 액츄에이터, 등을 포함할 수 있다. 본 실시예에서, 진동부재(110)는 100mV 내지 1,000mV의 강도를 가지며, 100Hz 내지 20,000Hz의 진동수를 갖는 초음파진동을 생성할 수 있다. 예를 들어, 진동부재(110)는 250mV 내지 500mV의 강도를 가지며, 300Hz 내지 18,000Hz의 진동수를 갖는 초음파진동을 생성할 수 있다.
- [0035] 제어부재(120)는 진동부재(110) 및 압력센서(140)에 전기적으로 연결되어, 압력센서(140)로부터 인가된 압력신호에 따라 진동부재(110)에 진동신호가 인가되는 것을 조절한다. 제어부재(120)는 진동부재(110)에서 생성되는 진동의 강도를 조절하거나 진동부재(110)의 생성여부를 제어하고, 스위스(220)가 삽입되는 과정에서 압력센서(140)에 의해 감지된 압력신호를 처리하고 데이터를 저장한다.
- [0036] 본 실시예에서, 제어부재(120)는 신호전달부(130)를 통하여 압력센서(140)에 연결된다. 신호전달부(130)는 진동부재(110)와 압력센서(140)의 사이에 물리적으로 연결되어 진동부재(110)로부터 생성된 진동을 압력센서(140)로 전달한다. 또한 신호전달부(130)는 제어부재(120) 및 압력센서(140)에 전기적으로 연결되어 압력센서(140)에서 발생한 압력신호를 제어부재(120)로 전달한다.
- [0037] 본 실시예에서, 압력센서(140)로부터 인가된 압력신호가 임계값에 도달하는 경우, 제어부재(120)는 진동부재(110)로 인가되던 진동신호를 정지하고 알람음을 생성하여 시술자가 수술유닛(200)을 밀어넣는 압력을 감소시킬 수 있다.
- [0038] 시술자가 수술도중 수술유닛(200)을 과도하게 밀어넣는 경우, 수술유닛(200)의 스위스(220)의 단부가 생체내부의 관의 내벽에 과도하게 가압될 수 있다. 스위스(220)의 단부가 생체내부의 관의 내벽에 과도하게 가압되면, 생체내부의 관의 내벽을 손상시키거나 심한 경우 내벽을 천공하여 주변 근육조직까지 손상될 수 있다. 요도, 요관

등이 파열되는 경우, 협착이 발생하여 심각한 수술후유증이 발생될 수 있다.

- [0039] 그러나 본 발명의 실시예에 따르면, 수술도중 수술유닛(200)의 쉬스(220)의 단부가 생체내부의 관의 내벽에 임계점이상 가압되면, 진동이 정지되고 쉬스(220)가 진동전달부재(160)로부터 자동으로 탈착되어 압력전달이 중단되고 생체내부의 손상이 방지된다. 또한, 알람음이 들릴 수도 있다.
- [0040] 예를 들어, 수술유닛(200)의 쉬스(220)의 단부가 생체내부의 관의 내벽에 인가되는 압력이 500mN이상인 경우, 제어부재(120)는 진동신호의 인가를 중단하고 진동전달부재(160)에 해제신호를 인가하여 진동전달부재(160)와 고정부재(210) 사이의 결합이 해제될 수 있다. 진동전달부재(160)와 고정부재(210) 사이의 결합이 해제되면, 쉬스(220)에 진동이나 압력이 인가되지 않는다. 진동전달부재(160)는 해제신호에 따라 고정부재(210)와의 결합을 해제하는 모터, 전자석 밸브, 액추에이터, 등을 포함할 수 있다.
- [0041] 케이스(150)는 진동부재(110), 제어부재(120), 및 신호전달부(130)를 커버하고, 시술자가 손으로 잡을 수 있도록 장축방향으로 연장된 형상을 갖는다.
- [0042] 케이스(150)의 외부에는 진동속도, 압력, 시술시간, 시술동작 등을 표시하는 표시부(152) 및 알람음을 생성하는 알람부(도시되지 않음)가 배치될 수 있다. 표시부(152)는 제어부재(120)와 전기적으로 연결되어, 제어부재(120)로부터 인가되는 신호를 표시한다. 알람부(도시되지 않음)은 수술도중 수술유닛(200)의 쉬스(220)의 단부가 생체내부의 관의 내벽에 임계점이상 가압된 것을 외부에 알린다.
- [0043] 진동전달부재(160)는 압력센서(140)와 물리적으로 연결되어, 진동부재(110)에서 발생된 진동을 수술유닛(200)으로 전달하고, 수술유닛(200)로부터 전달된 쉬스(220)와 생체내부의 관 사이의 압력을 압력센서(140)로 전달한다. 본 실시예에서, 진동전달부재(160)는 제어부재(120)로부터 인가되는 해제신호에 의해 고정부재(210)와의 결합을 해제한다.
- [0044] 본 실시예에서, 진동전달부재(160)에 의해 연결되는 압력센서(140)의 축과 수술유닛(200)의 축은 서로 일치하지 않는다. 다른 실시예에서, 진동전달부재가 중공(Central hole)구조를 가지며, 수술유닛이 진동전달부재의 내부와 동일한 축으로 결합될 수도 있다.
- [0045] 도 4는 도 1에 도시된 내시경 수술장치의 수술유닛을 나타내는 사시도이다.
- [0046] 도 1 내지 도 4를 참조하면, 수술유닛(200)은 고정부재(210), 쉬스(Sheath)(220), 수술부재(230), 및 조작버튼(235)을 포함한다.
- [0047] 고정부재(210)는 진동유닛(100)의 진동전달부재(160)에 결합되어, 진동전달부재(160)를 통하여 인가된 진동을 쉬스(220)로 전달한다. 본 실시예에서, 고정부재(210)는 스크류, 지그, 등의 다양한 방식에 의해 진동전달부재(160)와 물리적으로 탈착가능하도록 결합된다.
- [0048] 수술유닛(200)은 생체내부에 삽입되어 수술을 수행하기 때문에, 시술이 끝난 수술유닛(200)은 진동유닛(100)으로부터 분리되어 폐기되거나 멸균절차를 거친 후에 재사용된다. 본 실시예에서, 고정부재(210)와 진동전달부재(160)는 탈착가능한 구조를 가지므로, 시술이 끝난 후에 용이하게 교체될 수 있다.
- [0049] 쉬스(220)는 고정부재(210)와 결합되며 길게 연장된 튜브형상을 갖는다. 쉬스(220)는 생체내부의 관을 통하여 삽입되어 수술부위까지 침투하여야 하므로, 수술종류에 따라 서로 다른 직경과 길이를 가질 수 있다.
- [0050] 쉬스(220)의 내부에는 수술부재(230)가 통과하는 공동이 형성된다. 쉬스(220)의 외부 직경은 수술부재(230)의 폭보다 크기 때문에 요도, 요관 등의 내경보다 커질 수 있다.
- [0051] 본 발명에서는 진동유닛(100)에 의해 생성된 진동이 고정부재(210)를 통하여 쉬스(220)에 인가되어, 쉬스(220)의 외면과 생체내부의 관 사이의 마찰력이 감소한다.
- [0052] 이론에 의해 본 발명의 권리범위를 제한하고자 하는 것은 아니지만, 진동에 의해 생체내부의 손상이 감소되는 이유는 아래와 같다.
- [0053] 첫째 물체가 진동하는 경우 마찰력이 감소하기 때문이다. 일반적으로, 운동마찰계수는 정지마찰계수보다 훨씬 적은 값을 갖는데, 쉬스(220)와 생체내부의 관 사이에 운동마찰계수가 적용되는 경우 정지마찰계수가 적용되는 경우에 비해 적은 압력이 인가된다.
- [0054] 둘째 쉬스(220)의 진동을 통해 쉬스(220)에 인가된 압력이 분산되어 해소될 수 있다. 쉬스(220)와 생체내부의 관 사이에 압력이 인가되더라도, 쉬스(220)가 진동을 하는 과정에서 생체내부의 관을 물리적으로 밀어내는 운동

을 하게 된다. 생체내부의 관이 밀려나면서 쉬스(220)와 생체내부의 관 사이의 위치를 재정렬하게 되고, 인가된 압력이 해소될 수 있다.

- [0055] 본 실시예에서, 진동유닛(100)에 의한 진동은 쉬스(220)의 끝부분 뿐만 아니라 중간부분을 포함하여 전체적으로 인가되기 때문에, 쉬스(220)가 삽입되는 단부 뿐만 아니라 쉬스(220)가 진입하는 중간부분에서의 조직손상도 방지된다. 예를 들어, 쉬스(220)가 삽입되는 과정에서 요도와 방광이 만나는 부분, 방광과 요관이 만나는 부분 등에 응력이 집중될 수 있는데, 쉬스(220)가 진동하는 경우 집중된 응력이 자연스럽게 해소될 수 있다.
- [0056] 수술부재(230)는 쉬스(220)의 내부에 배치되고, 단부가 쉬스(220)의 단부로부터 돌출된다. 수술부재(230)의 돌출된 부분에는 내시경카메라, 레이저, 초음파충격기, 바늘, 등의 다양한 수술도구가 배치될 수 있다.
- [0057] 조작버튼(235)은 수술부재(230)의 반대쪽 단부에 연결되어 수술부재(230)의 동작을 제어한다. 본 실시예에서, 조작버튼(235)은 고정부재(210)의 외부로 돌출되어 쉬스(220)를 삽입하는 과정에서 용이하게 조작할 수 있도록 배치된다.
- [0058] 도 5는 도 4에 도시된 수술유닛을 이용한 수술방법을 나타내는 이미지이다.
- [0059] 도 1 내지 도 5를 참조하면, 진동유닛(100)의 스위치(표시되지 않음)가 켜지면, 제어부재(120)가 진동부재(110)로 진동신호를 인가한다.
- [0060] 진동부재(110)에 의해 생성된 진동은 신호전달부(130) 및 압력센서(140)를 통하여 진동전달부재(160)로 인가된다.
- [0061] 진동전달부재(160)로 인가된 진동은 진동전달부재(160)에 물리적으로 결합된 고정부재(210)로 전달된다.
- [0062] 고정부재(210)로 전달된 진동은 고정부재(210)에 연결된 쉬스(220)에 전체적으로 인가된다.
- [0063] 쉬스(220)에 전체적으로 인가된 진동은 쉬스(220)가 생체내부의 관을 따라서 진입하는 과정에서, 쉬스(220)의 외부(특히 단부)와 생체내부의 관의 내면 사이의 마찰을 감소시킨다.
- [0064] 쉬스(220)의 단부와 생체내부의 관의 내면 사이의 압력은 쉬스(220), 고정부(210), 진동전달부재(160)를 통하여 압력센서(140)로 인가된다.
- [0065] 압력센서(140)는 인가된 압력에 대응되는 압력신호를 생성하여 신호전달부(130)를 통하여 제어부재(120)로 인가한다.
- [0066] 제어부재(120)는 인가된 압력신호를 분석하여, 쉬스(220)의 단부와 생체내부의 관의 내면 사이의 압력이 임계값을 초과하는 경우, 진동신호의 전달을 중단하고 알람음을 생성한다.
- [0067] 도 6은 도 1에 도시된 내시경 수술장치를 이용한 수술방법을 나타내는 그래프이다. 본 실험예에서는 장기의 크기가 인간과 비슷한 돼지의 요도, 방광, 요관을 통하여 내시경 수술장치를 삽입하였다.
- [0068] 도 1 내지 도 6을 참조하면, 진동이 없는 경우(control)와 쉬스(220)에 진동을 인가한 경우(Experimental)를 비교하여 압력센서(140)에 인가되는 압력을 측정하였다.
- [0069] 쉬스(220)에 진동이 없는 경우, 압력센서(140)에 인가되는 압력의 최대값은 570mN이었으며, 평균적인 삽입압력은 370mN이었다.
- [0070] 쉬스(220)에 진동이 인가되는 경우, 압력센서(140)에 인가되는 압력의 최대값은 480mN이었으며, 평균적인 삽입압력은 230mN이었다.
- [0071] 쉬스(220)에 진동이 인가되는 경우, 압력센서(140)에 인가되는 삽입압력의 최대값은 15%정도 감소하였으며, 평균적인 삽입압력은 36%가량 감소하였다.
- [0072] [표 1]은 다양한 강도 및 진동수에 따른 평균적인 삽입압력을 나타낸다. 본 실시예에서, 진동부재의 진동강도는 250mV 또는 500mV이었으며, 진동수가 300Hz 내지 18,000Hz인 초음파진동이 쉬스(220)에 인가되었다. 생체와 비슷한 돼지의 요도, 방광, 요관을 이용하여 실험하였으며, 비슷한 크기의 3마리 돼지의 우측과 좌측 요관을 이용하였다.

[0073] [표 1]

| 돼지 번호 | 요관 위치 | 진동수 및 강도 | 없음 | 300Hz | 500Hz | 1,000Hz | 8,000Hz | 18,000Hz |
|-------|-------|----------|-----|-------|-------|---------|---------|----------|
| 1 | 우측 | 250mV | 223 | 169mN | 153mN | 160mN | 145mN | 145mN |
| | | 500mV | | 192mN | 179mN | 177mN | 154mN | 154mN |
| | 좌측 | 250mV | 252 | 192mN | 167mN | 156mN | 158mN | 161mN |
| | | 500mV | | 229mN | 216mN | 165mN | 168mN | 161mN |
| 2 | 우측 | 250mV | 274 | 178mN | 172mN | 178mN | 170mN | 170mN |
| | | 500mV | | 214mN | 203mN | 196mN | 203mN | 195mN |
| | 좌측 | 250mV | 518 | 334mN | 247mN | 200mN | 216mN | 215mN |
| | | 500mV | | 386mN | 380mN | 288mN | 224mN | 272mN |
| 3 | 우측 | 250mV | 703 | 560mN | 488mN | 439mN | 457mN | 445mN |
| | | 500mV | | 578mN | 409mN | 399mN | 383mN | 342mN |
| | 좌측 | 250mV | 663 | 610mN | 488mN | 480mN | 455mN | 491mN |
| | | 500mV | | 562mN | 485mN | 430mN | 401mN | 429mN |

[0074]

[0075] 실험결과, 250mV의 강도에 18,000Hz의 진동수를 갖는 초음파진동을 쉬스(220)에 인가하였을 때, 평균 삽입압력이 36.4%감소하였다.

[0076] [표 2]는 250mV의 강도에 18,000Hz의 진동수를 갖는 초음파진동을 쉬스(200)에 인가하여, 35 내지 40kg의 몸무게를 갖는 12마리의 요크셔 돼지(Yorkshire porcine)의 평균적인 삽입압력을 나타낸다.

[0077] [표 2]

| 돼지 번호 | 진동없음, mN | 실험예(250mV, 18,000Hz), mN | 감소율(%) |
|-------|----------|--------------------------|--------|
| 1 | 251 | 161 | 35.86 |
| 2 | 218 | 146 | 33.03 |
| 3 | 658 | 291 | 55.78 |
| 4 | 271 | 168 | 38.01 |
| 5 | 648 | 491 | 24.23 |
| 6 | 559 | 445 | 20.39 |
| 7 | 244 | 144 | 40.98 |
| 8 | 114 | 65.7 | 42.37 |
| 9 | 121 | 96.3 | 20.41 |
| 10 | 753 | 601 | 20.19 |
| 11 | 174 | 84.3 | 51.55 |
| 12 | 201 | 111 | 44.78 |

[0078]

[0079] 비슷한 조건의 서로 다른 12마리 돼지들을 이용한 실험결과, 진동이 없는 경우에 비해 250mN의 강도에 18,000Hz의 진동수를 갖는 초음파진동이 인가되는 경우, 평균적인 삽입압력이 36.9%감소하였다.

[0080] 의료분야 또는 수의학분야의 경우, 생체나 동물의 몸에 직접 사용되기 때문에 조직손상의 소폭감소만으로도 의료사고 감소 등에 있어서 중요한 의미가 있다.

[0081] 상기와 같은 본 발명의 실시예에 따르면, 내시경 수술장치의 쉬스(220)에 진동이 인가되어 쉬스(220)와 생체 내부의 관 사이의 마찰력이 감소한다. 감소된 마찰력으로 인하여 쉬스(220)가 생체 내부의 관으로 용이하게 진입하여, 손상이 방지된다.

[0082] 또한 압력센서(140)가 배치되어 쉬스(220)에 과도한 압력이 인가된 경우 진동을 중단하고 알람신호를 인가한다. 따라서 추가적인 진입을 중단하여 생체내부의 손상이 방지된다.

[0083] 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 내시경 수술장치를 나타내는 단면도이다. 본 실시예에서, 제어부재(320), 진동전달부재(360), 및 접촉센서(354)를 제외한 나머지 구성요소들은 도 1 내지 도 6에 도시된 실시예와 동일하므로 동일한 구성요소들에 대한 중복되는 설명은 생략한다.

[0084] 도 7을 참조하면, 내시경 수술장치는 진동유닛(300)과 수술유닛(400)을 포함한다. 진동유닛(300)은 수술유닛(400)의 단부와 결합하여, 수술유닛(400)에 진동을 인가한다.

[0085] 진동유닛(300)은 진동부재(310), 제어부재(320), 신호전달부(330), 압력센서(340), 접촉센서(354), 및 케이스(350)를 포함한다.

- [0086] 제어부재(320)는 진동부재(310), 압력센서(340), 및 접촉센서(354)에 전기적으로 연결되어, 압력센서(340)로부터 인가된 압력신호 및 접촉센서(354)로부터 인가된 접촉신호에 따라 진동부재(310)에 진동신호가 인가되는 것을 조절한다.
- [0087] 압력센서(340)로부터 인가된 압력신호가 임계값에 도달하는 경우, 제어부재(320)는 진동부재(310)로 인가되던 진동신호를 정지하고 알람음을 생성하여 시술자가 수술유닛(400)을 밀어넣는 압력을 감소시킬 수 있다.
- [0088] 접촉센서(354)는 케이스(350)의 외면 상에 배치되어, 시술자의 손과 접촉상태를 감지한다. 예를 들어, 접촉센서(354)는 터치센서, 커패시터 센서, 압전센서, 등의 다양한 센서를 포함할 수 있다.
- [0089] 본 실시예에서, 접촉센서(354)로부터 인가된 접촉신호가 급격히 변경되는 경우, 제어부재(320)는 진동부재(310)로 인가되던 진동신호를 정지한다. 본 발명의 경우, 진동부재(310)에 의해 진동이 발생되기 때문에, 시술자의 손과 케이스(350)의 외면 사이의 마찰력이 순간적으로 낮아질 수 있다.
- [0090] 시술자가 수술도중 시술자의 손과 케이스(350)의 외면 사이의 마찰력이 순간적으로 낮아지는 경우, 시술자의 손이 케이스(350)의 외면으로부터 미끄러질 수 있다. 본 실시예에서는 시술자의 손이 케이스(350)의 외면으로부터 미끄러질 경우, 진동이 정지되어 생체내부의 손상이 방지된다.
- [0091] 압력센서(340)로부터 인가된 압력신호가 임계값에 도달하는 경우, 제어부재(320)는 진동부재(310)로 인가되던 진동신호를 정지하고 알람음을 생성하여 시술자가 수술유닛(400)을 밀어넣는 압력을 감소시킬 수 있다.
- [0092] 케이스(350)는 진동부재(310), 제어부재(320), 및 신호전달부(330)를 커버하고, 시술자가 손으로 잡을 수 있도록 장축방향으로 연장된 형상을 갖는다.
- [0093] 케이스(350)의 외부에는 진동속도, 압력, 시술시간, 시술동작 등을 표시하는 표시부(352) 및 알람음을 생성하는 알람부(도시되지 않음)가 배치될 수 있다.
- [0094] 진동전달부재(360)는 압력센서(340)와 물리적으로 연결되어, 진동부재(310)에서 발생한 진동을 수술유닛(400)으로 전달하고, 수술부재(400)로부터 전달된 쉬스(420)와 생체내부의 관 사이의 압력을 압력센서(340)로 전달한다.
- [0095] 진동전달부재(360)는 중앙에 수납공간을 포함하여, 수술유닛(400)의 고정부재(410)를 수용하여 결합한다.
- [0096] 진동전달부재(360)에 의해 연결되는 압력센서(340)의 축과 수술유닛(400)의 축은 서로 일치한다. 본 실시예에서, 진동부재(310), 신호전달부(330), 압력센서(340), 진동전달부재(360), 및 수술유닛(400)이 서로 동일한 축을 공유하여, 진동부재(310)에서 발생한 진동이 신호전달부(330), 압력센서(340), 진동전달부재(360)를 순차적으로 통과하여 수술유닛(400)으로 원활하게 전달되며, 쉬스(420)의 단부와 생체내부의 관 사이의 압력이 진동전달부재(360)를 통과하여 압력센서(340)에 원활하게 전달된다.
- [0097] 수술유닛(400)은 고정부재(410), 쉬스(Sheath)(420), 수술부재(430), 및 조작버튼(도시되지 않음)을 포함한다.
- [0098] 고정부재(410)는 진동유닛(400)의 진동전달부재(460)에 결합되어, 진동전달부재(460)를 통하여 인가된 진동을 쉬스(420)로 전달한다. 본 실시예에서, 고정부재(410)는 스크류, 지그, 등의 다양한 방식에 의해 진동전달부재(460)와 물리적으로 탈착가능하도록 결합된다.
- [0099] 쉬스(420)는 고정부재(410)와 결합되며 길게 연장된 튜브형상을 갖는다. 쉬스(420)는 생체내부의 관을 통하여 삽입되어 수술부위까지 침투하여야 하므로, 수술종류에 따라 서로 다른 직경과 길이를 가질 수 있다.
- [0100] 쉬스(420)의 내부에는 수술부재(430)가 통과하는 공동이 형성된다.
- [0101] 본 발명에서는 진동유닛(300)에 의해 생성된 진동이 고정부재(410)를 통하여 쉬스(420)에 인가되어, 쉬스(420)의 외면과 생체내부의 관 사이의 마찰력이 감소한다.
- [0102] 상기와 같은 본 실시예에 따르면, 진동부재(310), 신호전달부(330), 압력센서(340), 진동전달부재(360), 및 수술유닛(400)이 서로 동일한 축을 공유하여, 진동부재(310)에서 발생한 진동이 신호전달부(330), 압력센서(340), 진동전달부재(360)를 순차적으로 통과하여 수술유닛(400)으로 원활하게 전달되며, 쉬스(420)의 단부와 생체내부의 관 사이의 압력이 진동전달부재(360)를 통과하여 압력센서(340)에 원활하게 전달된다.
- [0103] 따라서 진동이 전달되는 과정에서 손실되는 에너지가 감소하여, 진동이 불연속한 축들을 통과하는 과정에서 발생하는 노이즈가 감소하고 진동전달효율이 증가한다. 또한 쉬스(420)의 단부와 생체내부의 관 사이의 압력이

압력센서(340)로 정확히 전달되어, 감지의 정확도가 증가한다.

- [0104] 상기와 같은 본 실시예에 따르면, 내시경 수술장치의 쉬스에 진동이 인가되어 쉬스와 생체 내부의 관 사이의 마찰력이 감소한다. 감소된 마찰력으로 인하여 쉬스가 생체 내부의 관으로 용이하게 진입하여, 생체내부의 손상이 방지된다.
- [0105] 또한 압력센서가 배치되어 쉬스에 과도한 압력이 인가된 경우 진동을 중단하고 진동유닛과 수술유닛 사이의 결합이 자동으로 해제될 수 있다. 따라서 추가적인 진입을 중단하여 생체내부의 손상이 방지된다.
- [0106] 또한 고정부재와 진동전달부재는 탈착가능한 구조를 가지므로, 시술이 끝난 후에 용이하게 교체될 수 있다.
- [0107] 또한 진동유닛과 수술유닛이 서로 동일한 축을 공유하여, 진동유닛에서 발생된 진동이 수술유닛으로 원활하게 전달되며, 쉬스의 단부와 생체내부의 관 사이의 압력이 압력센서에 원활하게 전달된다.
- [0108] 따라서 진동이 전달되는 과정에서 손실되는 에너지가 감소하여, 진동이 불연속한 축들을 통과하는 과정에서 발생하는 노이즈가 감소하고 진동전달효율이 증가한다. 또한 쉬스의 단부와 생체내부의 관 사이의 압력이 압력센서로 정확히 전달되어, 감지의 정확도가 증가한다.
- [0109] 또한 시술자가 수술도중 시술자의 손과 케이스의 외면 사이의 마찰력이 순간적으로 낮아지는 경우, 시술자의 손이 케이스의 외면으로부터 미끄러질 수 있는데, 본 발명의 진동유닛은 접촉센서를 포함하여 시술자의 손이 케이스의 외면으로부터 미끄러질 경우, 진동이 정지되어 생체내부의 손상이 방지된다.
- [0110] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

산업상 이용가능성

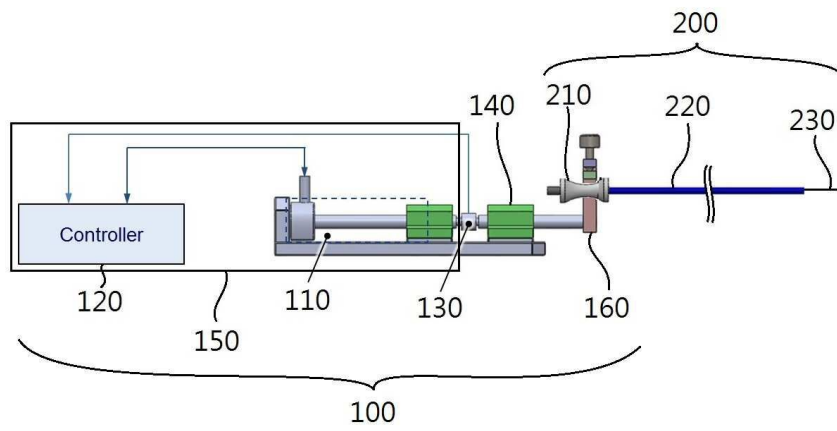
- [0111] 의료분야 또는 수의학분야의 경우, 생체나 동물의 몸에 직접 사용되기 때문에 조직손상의 소폭감소만으로도 의료사고 감소 등에 있어서 중요한 의미가 있다. 본 발명에 따른 내시경 수술장치는 의료용 또는 수의학용 역행 신장내 수술(Retrograde Intrarenal Surgery; RIRS)장치, 관상동맥 수술장치, 등에 사용될 수 있는 산업상 이용 가능성을 갖는다.

부호의 설명

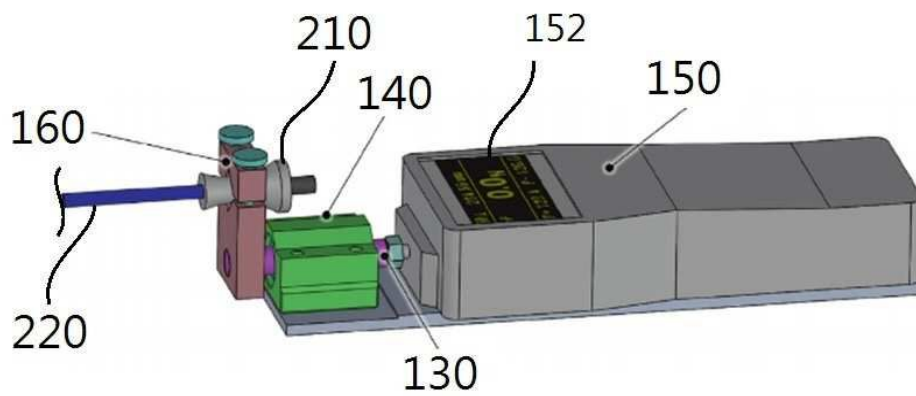
- [0112] 100, 300 : 진동유닛 110, 310 : 진동부재
120, 320 : 제어부재 130, 330 : 신호전달부
140, 340 : 압력센서 150, 350 : 케이스
152, 352 : 표시부 354 : 접촉센서
160, 360 : 진동전달부재 200, 400 : 수술유닛
210, 410 : 고정부재 220, 420 : 쉬스(Sheath)
230, 430 : 수술부재

도면

도면1



도면2



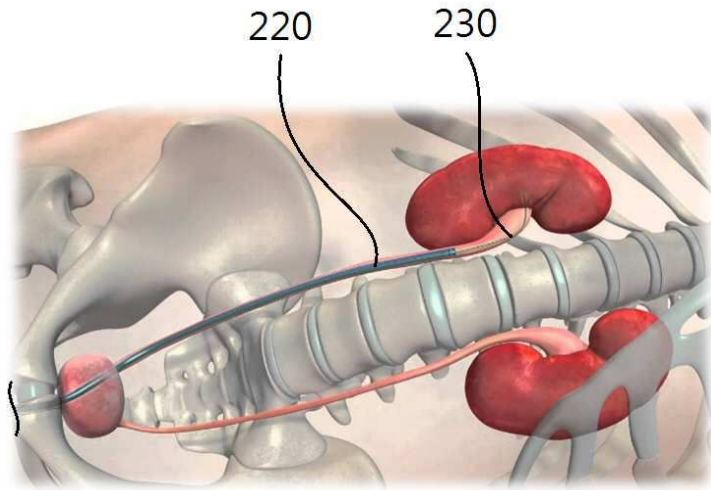
도면3



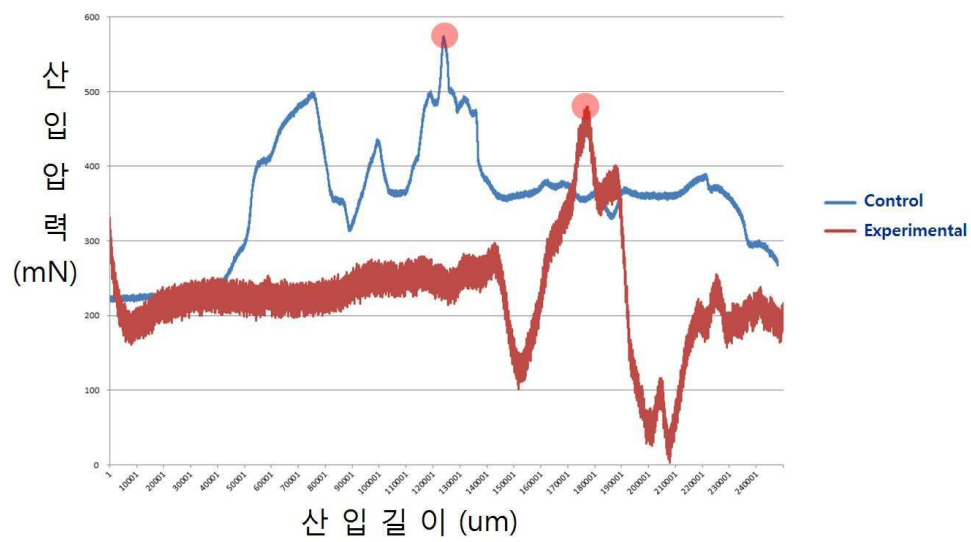
도면4



도면5



도면6



도면7

