



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년04월23일

(11) 등록번호 10-1971185

(24) 등록일자 2019년04월16일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 18/22 (2006.01) *A61B 18/00* (2006.01)

A61B 18/24 (2006.01) *A61L 29/04* (2006.01)

A61M 25/10 (2006.01)

- (52) CPC특허분류

A61B 18/22 (2013.01)

A61B 18/24 (2013.01)

- (21) 출원번호 10-2018-0059045

- (22) 출원일자 2018년05월24일

심사청구일자 2018년05월24일

- (56) 선행기술조사문헌

KR1020150120781 A*

(뒷면에 계속)

- (73) 특허권자

부경대학교 산학협력단

부산광역시 남구 신선로 365 (용당동,
부경대학교)

인하대학교 산학협력단

인천광역시 미추홀구 인하로 100(용현동, 인하대 학교)

- (72) 발명자

강현욱

부산광역시 남구 분포로 111, 103동 304호(용호동, 엘지메트로시티)

이돈행

서울특별시 양천구 목동동로 411, 1214호(목동,
부영그린타운3차)

정석

서울특별시 양천구 목동서로 100, 314동 801호(목동, 목동신시가자아파트3단지)

- (74) 대리인

특허법인총정

전체 청구항 수 : 총 17 항

심사관 : 윤기웅

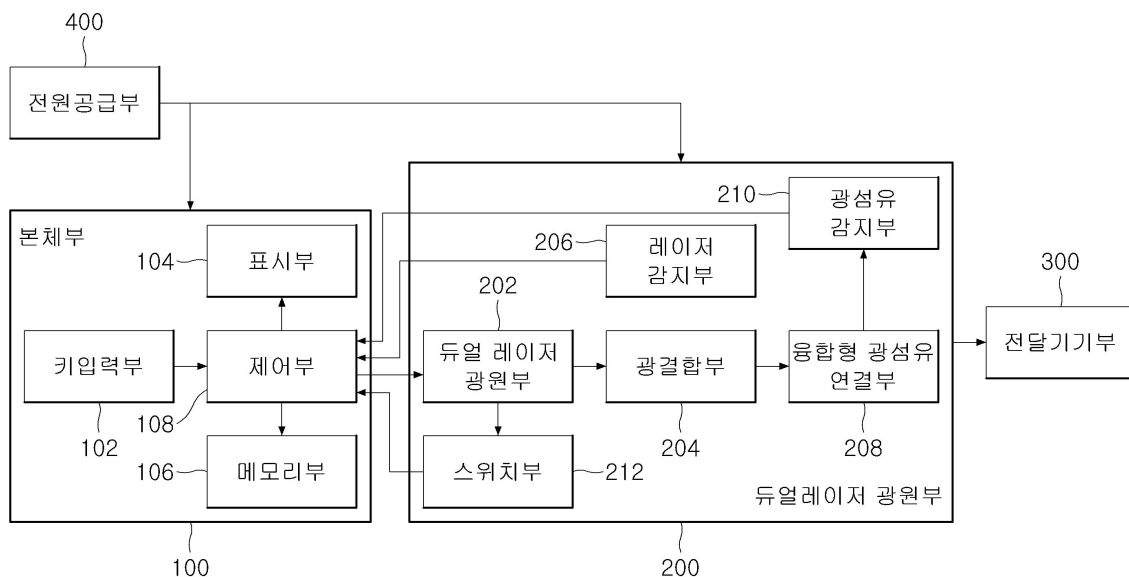
- (54) 발명의 명칭 광 조사 장치

(57) 요약

본 발명은 서로 다른 출력으로 생성되는 복수개의 광원을 동시 또는 선택적으로 출사하는 듀얼 레이저 광원부, 상기 듀얼 레이저 광원부에 연결되어, 상기 듀얼레이저 광원부로부터 출사된 광원을 전달받아 양각화 된 끝단 표면을 통해 상기 전달받은 광원을 방사하는 광 섬유 및 상기 양각화 된 광 섬유 끝단 표면을 둘러싸도록 형성되어, 협착 조직을 확장시키는 팽창형 벌룬 카테터를 포함하는 광 조사 장치인 것을 특징으로 한다.

본 발명을 통해 다양한 안종에 대한 전신항암 치료를 수행함에 있어, 협착 조직의 치료를 효과적으로 수행할 수 있으며, 광열치료 후 협착의 재발물을 줄일 수 있어 환자의 고통을 완화시킬 수 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61L 29/04 (2013.01)

A61M 25/10 (2013.01)

A61B 2018/00577 (2013.01)

A61B 2018/00589 (2013.01)

A61B 2018/2255 (2013.01)

A61M 2025/105 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020110112269 A*

KR1020110120920 A*

JP05990460 B2

KR101784213 B1

KR1020160027441 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI16C1017-020016

부처명 보건복지부

연구관리전문기관 한국보건산업진흥원

연구사업명 보건의료기술연구개발사업

연구과제명 스마트 마이크로 패터닝 기반 광기능성 카테터 융합내시경 치료 시스템 개발

기 여 율 1/1

주관기관 인하대학교병원

연구기간 2017.04.01 ~ 2018.01.31

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

서로 다른 출력으로 생성되는 복수개의 광원을 동시 또는 선택적으로 출사하는 듀얼 레이저 광원부;

상기 듀얼 레이저 광원부에 연결되어, 상기 듀얼레이저 광원부로부터 출사된 광원을 전달받아 측면이 양각화 된 끝단 측면표면을 통해 상기 전달받은 광원을 방사하는 광 섬유;

상기 양각화 된 광 섬유 끝단 표면을 둘러싸도록 형성되어, 협착 조직을 확장시키고, 사각형, 원형, 타원형, 원뿔형, 테이퍼형 및 계단형 중 어느 하나의 형상을 갖는 팽창형 벌룬 카테터; 및

상기 광 섬유를 수용하기 위한 제1 채널 및 상기 팽창형 벌룬 카테터를 확장시키기 위한 물질의 출입이 가능하도록 하는 제2 채널을 포함하는 전달 튜빙;

을 포함하는 광 조사 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 광 조사 장치는 상기 서로 다른 출력으로 생성되는 복수개의 광원을 결합하기 위한 광 결합부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 복수개의 광원은,

10 mW 내지 5 W 의 출력으로 생성되는 저출력 광원 및 1 W 내지 60 W 의 출력으로 생성되는 고출력 광원을 포함하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 저출력 광원은 조직의 회복 또는 상처의 재발 억제를 위해 사용되는 광원인 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 고출력 광원은 조직의 제거 또는 응고(coagulation) 과사를 위해 사용되는 광원인 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 광섬유는 끝단부 표면 전체가 양각화되어, 상기 양각화된 표면 전체에서 광이 조사될 수 있도록 하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 광섬유는 끝단부 측면표면이 소정의 간격을 두고 양각화되어, 부분적으로 광이 조사될 수 있도록 하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 광섬유는 끝단부 측면표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 양각화되어, 소정의 각도에서 축 방향으로 광이 조사될 수 있도록 하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 광섬유는 끝단부 측면표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 소정의 간격을 두고 양각화되어, 소정의 각도에서 축 방향으로의 부분적인 광 조사가 이루어질 수 있도록 하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 10

삭제

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 팽창형 벌룬 카테터의 직경은 1 내지 10 mm 이며, 길이는 5 내지 25 mm 인 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 12

제1항에 있어서,

상기 팽창형 벌룬 카테터의 재질은 PTFE(Polytetrafluoroethylene), Polyethylene, Polyvinyl Chloride, Nylon 66, Nylon 11, Nylon 12, Urethanes, Polypropylene, Polycarbonate, ABS, Pebax, PEEK(Polyetheretherketone) 및 PET (Polyethylene Terephthalate) 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 13

제1항에 있어서,

상기 팽창형 벌룬 카테터 표면이 약물코팅된 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 14

제1항에 있어서,

상기 전달 튜빙은,

진입 경로를 확보하는 가이드 와이어를 수용하기 위한 제3 채널을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 15

제1항에 있어서,

상기 제1 채널은 원형이고, 상기 제2 채널은 반달형인 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 16

제14항에 있어서,

상기 제3 채널은 상기 전달 튜빙 외부에 형성되는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 17

제1항에 있어서,

상기 광섬유 말단에 광섬유의 말단을 보호하는 투명 재질의 보호용 캡을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

청구항 18

제1항에 있어서,

상기 광 조사장치는,

상기 팽창형 벌룬 카테터 표면이 협착 조직에 접촉하여 팽창함으로써 상기 협착 조직을 확장시키고, 상기 광 섬유는 상기 팽창된 팽창형 벌룬 카테터 내부에 위치하여 상기 협착 조직에 접촉하지 않은 상태에서 광을 조사하는 것을 특징으로 하는 광 조사 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 광 조사 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 전자기 에너지를 내시경 또는 좁은 채널 내부로 전달하는 광 조사 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 악성 위장관 협착(Malignant gastrointestinal obstruction)은 식도암, 위암, 대장암등의 다양한 악성 질환에 의하여 소화기관의 내강이 좁아져서 음식물의 통과에 장애가 발생하는 질환을 의미한다. 통상적으로 위장관 악성 협착 질환을 가진 환자는 음식을 삼킬 수 없고, 쓸개즙이 배출되지 않아 심한 체중감소와 영양실조, 황달 등의 증상을 보일 수 있으며, 심한 경우 조기 사망의 위험이 매우 높은 질병이다.

[0004] 상기 이러한 증상을 치료하기 위해 시행되는 고주파열치료와 광역동치료의 경우, 기존의 의료용 레이저기기는 고출력의 에너지가 직진형으로 발생되어 위장관 천공과 주변 조직 열 손상 등의 위험 및 천공, 출혈과 광과민성의 위험성을 가지고 있다.

- [0005] 종래의 광 조사 장치는 카테터 전체를 수축 및 팽창시켜 소화 기관의 협착조직만을 광학섬유로 치료할 뿐 확장시키지는 못하여 치료가 효율적으로 이루어지지 않는다는 문제점이 있었다.
- [0006] 또한 상기 종래의 광 조사 장치는 광학섬유를 사용하기 때문에 일정한 방향으로만 광 에너지를 조사하고 있어, 특정 조직에 다양한 방향 또는 각도로 에너지를 방출하지 못하는 단점이 있었다.
- [0007] 따라서 입체적으로 일정한 에너지를 방출하여 종양 전체를 효과적으로 괴사시킬 수 있는 광 조사 장치에 대한 요구가 지속적으로 늘어나는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 본 발명의 목적은 입체적으로 일정한 에너지를 방출하여 종양 전체를 효과적으로 괴사시킬 수 있는 광 조사 장치를 제공하는데 있다.

과제의 해결 수단

- [0011] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여 본 발명은 서로 다른 출력으로 생성되는 복수개의 광원을 동시 또는 선택적으로 출사하는 듀얼 레이저 광원부, 상기 듀얼 레이저 광원부에 연결되어, 상기 듀얼레이저 광원부로부터 출사된 광원을 전달받아 양각화 된 끝단 표면을 통해 상기 전달받은 광원을 방사하는 광 섬유 및 상기 양각화 된 광 섬유 끝단 표면을 둘러싸도록 형성되어, 협착 조직을 확장시키는 팽창형 벌룬 카테터를 포함하는 광 조사 장치인 것을 특징으로 한다.
- [0012] 또한 상기 광 조사 장치는 상기 서로 다른 출력으로 생성되는 복수개의 광원을 결합하기 위한 광 결합부를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0013] 또한 상기 복수개의 광원은, 10 mW 내지 5 W 의 출력으로 생성되는 저출력 광원 및 1 W 내지 60 W 의 출력으로 생성되는 고출력 광원을 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 또한 상기 저출력 광원은 조직의 회복 또는 상처의 재발 억제를 위해 사용되는 광원인 것을 특징으로 한다.
- [0015] 또한 상기 고출력 광원은 조직의 제거 또는 응고(coagulation) 괴사를 위해 사용되는 광원인 것을 특징으로 한다.
- [0016] 또한 상기 광섬유는 끝단부 표면 전체가 양각화되어, 상기 양각화된 표면 전체에서 광이 조사될 수 있도록 하는 것을 특징으로 한다.
- [0017] 또한 상기 광섬유는 끝단부 표면이 소정의 간격을 두고 양각화되어, 부분적으로 광이 조사될 수 있도록 하는 것을 특징으로 한다.
- [0018] 또한 상기 광섬유는 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 양각화되어, 소정의 각도에서 축 방향으로 광이 조사될 수 있도록 하는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 또한 상기 광섬유는 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 소정의 간격을 두고 양각화되어, 소정의 각도에서 축 방향으로의 부분적인 광 조사가 이루어질 수 있도록 하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 또한 상기 팽창형 벌룬 카테터의 형상은 사각형, 원형, 타원형, 원뿔형, 테이퍼형 및 계단형 중 어느 하나인 것을 특징으로 한다.
- [0021] 또한 상기 팽창형 벌룬 카테터의 직경은 1 내지 10 mm 이며, 길이는 5 내지 25 mm 인 것을 특징으로 한다.
- [0022] 또한 상기 팽창형 벌룬 카테터의 재질은 PTFE(Polytetrafluoroethylene), Polyethylene, Polyvinyl Chloride, Nylon 66, Nylon 11, Nylon 12, Urethanes, Polypropylene, Polycarbonate, ABS, Pebax, PEEK(Polyetheretherketone) 및 PET (Polyethylene Terephthalate) 중 어느 하나인 것을 특징으로 한다.
- [0023] 또한 상기 팽창형 벌룬 카테터 표면이 약물코팅된 것을 특징으로 한다.
- [0024] 또한 상기 광 조사 장치는, 상기 광 섬유를 수용하기 위한 제1 채널, 상기 팽창형 벌룬 카테터를 확장시키기 위한 물질의 출입이 가능하도록 하는 제2 채널 및 진입 경로를 확보하는 가이드 와이어를 수용하기 위한 제3 채널이 형성된 전달 튜빙을 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

- [0025] 또한 상기 제1 채널은 원형이고, 상기 제2 채널은 반달형인 것을 특징으로 한다.
- [0026] 또한 상기 제3 채널은 상기 전달 튜빙 내부 또는 외부에 형성되는 것을 특징으로 한다.
- [0027] 또한 상기 광섬유 말단에 광섬유의 말단을 보호하는 투명 재질의 보호용 캡을 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0028] 또한 상기 광 조사장치는, 상기 팽창형 벌룬 카테터 표면이 협착 조직에 접촉하여 팽창함으로써 상기 협착 조직을 확장시키고, 상기 광 섬유는 상기 팽창된 팽창형 벌룬 카테터 내부에 위치하여 상기 협착 조직에 접촉하지 않은 상태에서 광을 조사하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0030] 본 발명의 실시 예들에 따른 광 조사 장치의 효과에 대해 설명하면 다음과 같다.
- [0031] 본 발명에 따른 광 조사 장치를 통하여 다양한 암종에 대한 전신항암 치료를 수행함에 있어, 협착 조직의 치료를 효과적으로 수행할 수 있으며, 광열치료 후 협착의 재발률을 줄일 수 있어, 환자의 고통을 완화시킬 수 있다.
- [0032] 또한 치료 목적에 따라 저출력 광원, 고출력 광원을 각각 또는 결합하여 선택적으로 조사함으로써 치료율을 높일 수 있다.
- [0033] 또한 협착 조직을 확장시키는 팽창형 벌룬 카테터를 사용함으로써, 해당조직에 광이 정확히 조사되도록 할 수 있다.
- [0034] 또한 끝단 표면이 전방향 또는 일부 방향으로 양각화된 광 섬유를 통하여 특정 조직에 다양한 방향 또는 각도로 광을 조사할 수 있도록 한다.
- [0035] 다만, 본 발명의 실시 예들에 따른 광 조사 장치가 달성할 수 있는 효과는 이상에서 언급한 것들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0037] 본 발명에 관한 이해를 돕기 위해 상세한 설명의 일부로 포함되는, 첨부도면은 본 발명에 대한 실시예를 제공하고, 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술적 사상을 설명한다.
- 도 1은 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)의 전체 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 2는 본 발명에 따른 듀얼 레이저 광원부(200)의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 3은 조직 치료시 조사되는 파장에 따른 조직 치료효과와 상처 재발 억제 효과를 나타낸 그래프이다.
- 도 4는 본 발명에 따른 전달기기부(300)의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 5는 본 발명에 따른 팽창형 벌룬 카테터(320) 물질의 투과율을 나타낸 그래프이다.
- 도 6의 (a), (b), (c)는 본 발명에 따른 전달 튜빙(330)의 일 실시예를 도시한 것이다.
- 도 7은 끝단 표면 전체가 양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- 도 8은 끝단부 표면 전체가 소정의 간격을 두고 양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- 도 9는 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- 도 10은 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 소정의 간격을 두고 양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- 도 11은 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)가 문합부위에 삽입되는 일 예를 도시한 것이다.
- 도 12는 본 발명에 따른 전달기기부(300)가 협착부위에 위치하여 광을 조사하는 일 예를 도시한 것이다.
- 도 13은 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)의 사용에 따른 조직 확장 및 응고 정도를 나타낸 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0038] 본 명세서 및 특허청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이거나 사전적인 의미로 한정하여 해석되어서는 아니 되며, 발명자는 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해서 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여, 본 발명의 기술적 사상에 부합되는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다. 따라서 본 명세서에 기재된 실시예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 가장 바람직한 하나의 실시예에 불과할 뿐이고, 본 발명의 기술적 사상을 모두 대변하는 것은 아니므로, 본 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 있을 수 있음을 이해하여야 한다. 이하에서는, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 광 조사 장치를 상세하게 설명하기로 한다.
- [0040] 도 1은 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)의 전체 구성을 나타내는 블록도이다.
- [0041] 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)는 가시광선 또는 적외선 등 복수개의 광원을 동시 또는 선택적으로 조합할 수 있는 듀얼 레이저 광원 및 협착 조직을 확장시키는 팽창형 벌룬 카테터를 이용하여, 끝단 표면이 전체 또는 부분 양각화 된 광 전달기기를 통해 내시경 또는 좁은 채널 내부로 전달하는 광 조사 장치에 관한 것이다.
- [0042] 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)는 본체부(100), 듀얼 레이저 광원부(200) 및 전달기기부(300)를 포함한다.
- [0043] 상기 본체부(100)는 광 조사 장치를 동작 및 제어하는 모든 선택버튼이 구비되어 사용자로부터 원하는 구동 모드를 입력받는 키입력부(102), 사용자에게 선택가능한 모드를 표시하고, 동작 상태를 표시하기 위한 표시부(104), 각 모드에 대한 광의 세기, 조사 시간, 조사 간격 등 일련의 발생하는 정보들을 저장하는 메모리부(106), 상기 광 조사 장치의 전반적인 동작을 제어하여, 키입력부에서 입력된 선택 모드에 따라 지정된 세기, 조사 시간, 조사 간격 등을 가지는 광이 출사되도록 레이저 송출 제어신호를 출력하는 제어부(108)를 포함한다.
- [0044] 상기 듀얼 레이저 광원부(200)는 서로 다른 출력으로 생성되는 복수개의 광원을 동시 또는 선택적으로 출사하는 듀얼 레이저 광원(210), 상기 서로 다른 출력으로 생성되는 복수개의 광원을 결합(또는 분리)하기 위한 광 결합부(220), 레이저 출력을 자동으로 제어하는 레이저 감지부(230), 전달기기로 생성된 전자기 에너지를 광섬유 내부로 집적하기 위한 융합형 광섬유 연결부(240), 광섬유 연결 상태를 확인하여 표시부에 알리기 위한 광섬유 감지부(250), 광 조사의 on/off 를 제어하는 스위치부(260)를 포함한다.
- [0045] 한편, 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)는 생성된 전자기 에너지를 내시경이나 좁은 채널로 전달할 수 있는 전달기기부(300), 상기 본체부(100) 및 듀얼 레이저에 전광원부(200)에 전원을 공급하기 위한 전원공급부(400)를 포함하는데, 상기 듀얼 레이저 광원부(200) 및 전달기기부(300)에 대해서는 이하의 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0047] 도 2는 본 발명에 따른 듀얼 레이저 광원부(200)의 구성을 나타내는 블록도이다.
- [0048] 본 발명에 따른 듀얼 레이저 광원부(200)에 포함되는 듀얼 레이저 광원(210)은 저출력 광원(212), 고출력 광원(214)을 포함한다. 즉, 복수개의 파장을 생성하는 레이저 광원부는 저출력 및 고출력 치료 광원으로 이루어져 있으며, 상기 광원(212, 214)을 렌즈 시스템(270)을 이용하여, 복수개의 파장들을 결합하고 이를 광섬유 내부로 집적하여 에너지를 전달한다.
- [0049] 상기 저출력 광원(212)은 다이오드 드라이브(212-1)와 레이저 다이오드(212-2)를 포함한다. 일차적으로 다이오드 드라이브(212-1)가 제어부(108)로부터 선택 모드에 대한 신호를 수신하고, 이를 기초로 레이저 다이오드(212-2)를 선택된 세기, 조사 시간, 조사 간격에 따라 구동함으로써 광원이 생성될 수 있다.
- [0050] 상기 고출력 광원(214)은 펌핑 광원(214-1)과 공진기(214-2)를 포함한다. 펌핑 광원(214-1)을 통하여 광원이 펌핑되고, 공진기를 통하여 고출력 광 에너지가 생성될 수 있다. 상기 펌핑 광원에는 1000 W 이상의 고출력을 출사하는 고출력 DPSS(Diode pumped-solid state) 펌핑 광원이 사용될 수 있다.
- [0051] 구체적으로 제어부(108)로부터 선택 모드에 대한 신호를 먼저 수신하고, 선택된 세기, 조사 시간, 조사 간격에 따라 펌핑 광원(214-1)을 구동하여 공진기(214-2)를 통해 원하는 파장과 광 에너지를 생성할 수 있다. 여기서, 펌핑에 사용되는 DPSS 레이저의 파장은 800 nm 에서 1040 nm 사이일 수 있다. 고출력 치료 광원은 DPSS 광원 이외에 diode laser, frequency multiplied solid state laser, ultraviolet/IR flash lamp, light emitting diode (LED), infrared bulb 가 사용될 수 있다.
- [0052] 한편, 조직의 회복이나 상처 재발 억제를 위해 사용되는 저출력 광원(212)에는 450~750 nm의 파장이 사용될 수 있으며, 이 때, 이용하는 광원 출력 범위는 10 mW ~ 5 W 일 수 있다. 저출력 파장 조사 시 사용하는 방법은 연속파(continuous wave) 또는 펄스파(pulsed) 모드일 수 있다.

- [0053] 펄스파 모드 시 사용하는 펄스 길이는 마이크로초(μ s)에서 밀리초(ms)를 사용할 수 있으며, 펄스파 모드 시 사용하는 반복율(repetition rate)은 1 Hz에서 1000 Hz 가 사용될 수 있다.
- [0054] 조직의 제거나 응고 피사를 유도하기 위해 사용되는 고출력 광원(214)은 500~600 nm 또는 1000~1200 nm의 파장이 사용될 수 있으며, 이 때, 이용하는 광원 출력 범위는 1 ~ 60 W 일 수 있다. 고출력 파장의 조사 시 사용하는 방법은 펄스파(pulsed)모드 일 수 있다.
- [0055] 펄스파 모드 시 사용하는 펄스 길이는 나노초(ns)에서 밀리초(ms)를 사용할 수 있으며, 펄스파 모드 시 사용하는 반복율 (repetition rate)은 0.1 kHz에서 30 kHz 가 사용될 수 있다.
- [0056] 한편, 협착된 조직의 주성분은 콜라겐 등의 단백질로 이루어져 있기 때문에, 협착 발생에 따라 관형 조직 내부를 부분 또는 전체로 막을 수 있고, 이로 인해 관 조직에 따라 소화액이나 체내 분비물 등의 이동 및 공급에 방해가 될 수 있다. 이 때, 레이저를 이용하여 막혀진 협착 부위를 전체 또는 부분으로 제거하거나 응고 피사를 시킬 수 있는데, 열 치료시 상처 발생으로 인해 치료된 협착 부위가 재협착 될 수도 있기 때문에 재협착 현상을 없애거나 줄이기 위해 추가 파장의 레이저가 사용될 수 있다.
- [0058] 도 3은 조직 치료시 조사되는 파장에 따른 조직 치료효과와 상처 재발 억제 효과를 나타낸 그래프이다.
- [0059] 도 3을 참조하면, 조사되는 파장에 따라 조직 치료효과와 상처 재발 억제 효과가 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 저출력 광원에서 상대적으로 긴 가시광선 영역의 파장은 조직 치료시 치료 부위의 회복을 촉진하면서 상처나 협착의 재발을 억제하는 데 사용될 수 있다. 저출력 광원에서 사용하는 파장은 온도 상승이 거의 발생하지 않는다. (약 = 5도 이내)
- [0060] 반면, 고출력 광원에서 상대적으로 짧은 가시광선 영역의 파장은 조직 내 흡수체들의 광 흡수 과정을 통해 빠른 온도 상승 (60 ~ 120 도)을 유도하고 이에 따라 조직 치료율을 높이는데 사용될 수 있다.
- [0061] 내시경이나 좁은 채널을 통해 협착 조직을 치료하기 위하여 저출력과 고출력 광원의 조건을 미리 설정한 후 연결된 광섬유를 이용하여 복수개의 파장을 순차적으로 전달 (고출력 광원 파장 사용 후 저출력 광원 파장 사용) 하거나 동시에 전달할 수 있다.
- [0062] 내시경이나 좁은 채널을 통해 전달되는 저출력과 고출력 광 에너지는 주변 조직에 손상을 입힐 수 있기 때문에, 이를 최소화하기 위하여, 조직 내부 크기, 협착 길이, 광섬유 종류, 카터테 크기, 조직 간 거리 등을 미리 조절하는 과정이 필요하다.
- [0063] 한편, 앞서 언급한바와 같이, 복수개의 파장을 결합하기 위하여 광 결합부(220)의 빔 스플리터(beam splitter)를 이용하여 결합하고, 광학 렌즈(270)를 이용하여 연결된 광섬유에 집적시켜 광 에너지를 전달한다.
- [0065] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 전달기기부(300)를 도시한 것이다.
- [0066] 본 발명에 따른 전달기기부(300)는 내시경이나 좁은 채널을 통해 조직 치료를 하기 위한 것으로, 광섬유(310), 팽창형 벌룬 카테터(320), 전달 튜빙(330), 가이드 와이어(340), 라디오 마커(350) 및 고정팁(360)을 포함한다.
- [0067] 상기 광섬유(310)는 듀얼 레이저 광원부(200)의 융합형 광섬유 연결부(240)를 통해 연결되어, 상기 듀얼레이저 광원부(200)로부터 출사된 광원을 전달받아 끝단 표면을 통해 전달받은 광원을 방사한다.
- [0068] 본 발명은 두 가지 파장을 치료 조직으로 전달하기 위하여 광섬유(310)를 사용하며, 광섬유의 재질은 low/high OH silica, fused silica, germanium oxide, fluoride, phosphate, chalcogenide, hollow wave guide 일 수 있다.
- [0069] 광섬유(310)의 구성은 코어(core), 클래딩(cladding), 버퍼(buffer), 재킷(jacket) 등으로 이루어지며, 광섬유 코어(core)의 직경은 전달 에너지 밀도에 따라 0.2 ~ 1 mm, 광섬유 전체 직경은 내시경의 내경에 따라 0.3 ~ 1.3 mm, 광섬유의 전체 길이는 내시경의 길이에 따라 1~4 m 가 사용될 수 있다. 광 조사가 이루어지는 광섬유 끝단 부위 길이는 협착 조직 길이에 따라 2 ~ 25 mm 일 수 있다.
- [0070] 광섬유(310) 끝단을 보호하기 위해 보호형 캡(370)을 광섬유 끝단에 씌우며, 상기 보호형 캡(370)은 투명 플라스틱, 투명 아크릴, 유리, quartz, PDMS, PTFE 등이 사용될 수 있다. 광섬유 끝단 보호형 캡의 길이는 레이저 조사 부위 길이에 따라 5 ~ 25 mm 일 수 있으며, 외경은 1 ~ 5 mm 일 수 있다.
- [0071] 광섬유(310)를 통해 가시광선과 적외선 파장 전달시, 보호형 캡(370)의 광전달율은 60~95% 사이로 유지되도록 하며, 광섬유(310) 끝단 전면으로 나오게 되는 광 전달을 최소화하기 위하여 광섬유(310)를 테이퍼링 시킬 수

있다.

- [0072] 상기 광섬유(310)는 좁은 관 조직 내부에 위치한 협착 조직을 치료하기 위해 광 에너지를 전달하는 광 섬유 끝단 표면이 전체 또는 부분적으로 양각화 될 수 있는데, 이에 대한 상세한 설명은 도 7 내지 도 9를 참조하여 후술한다.
- [0073] 상기 팽창형 벌룬 카테터(320)는 협착이나 좁아진 조직 내부 구조를 일정하게 확장하기 위하여 전달기기부(300) 끝단에 결합될 수 있다. 광 에너지를 방사상으로 전달하기 위해 팽창형 벌룬 카테터(320) 내부에 광섬유(310)가 위치한다. 즉, 팽창형 벌룬 카테터(320)는 광 섬유(310) 끝단 표면을 둘러싸도록 형성될 수 있다.
- [0074] 상기 팽창형 벌룬 카테터(320) 확장 후, 광 조사시 카테터 내부에 위치한 광섬유(310)는 조직과 직접 접촉하지 않게 되며, 치료하는 동안 광섬유가 조직 내부 한 가운데 위치하게 된다. 이 때, 광섬유가 조직 내부 한 가운데 위치하게 되어 관 조직을 일정하게 치료할 수 있게 한다.
- [0075] 조직 확장을 위한 팽창형 벌룬 카테터(320)의 직경은 1 ~ 10 mm 이며, 길이는 5 ~ 25 mm 일 수 있다. 팽창형 벌룬의 모양은 협착 조직의 형태에 따라 사각형, 원형, 타원형, 원뿔형, 테이퍼형 또는 계단형 등일 수 있다.
- [0076] 팽창형 벌룬 카테터(320)를 구성하는 물질은 PTFE (Polytetrafluoroethylene), Polyethylene, Polyvinyl Chloride, Nylon 66, 11, 12, Urethanes, Polypropylene, Polycarbonate, ABS, Pebax, PEEK (Polyetheretherketone), PET (Polyethylene Terephthalate) 등 일 수 있다. 도 5는 팽창형 벌룬 카테터 물질의 투과율을 나타낸 그래프이다. 도 5를 참조하면, 상기 언급한 팽창형 벌룬 카테터의 물질은 저출력 및 고출력 가시광선 파장을 손실없이 통과시킨다는 것을 알 수 있다.
- [0077] 또한 상기 팽창형 벌룬 카테터(320) 표면을 약물코팅하여 광 조사시 광 에너지와 함께 약물을 해당 조직에 전달함으로써, 치료효과를 향상시킬 수 있다. 전달가능한 약물은 마이토마이신 C (mitomycin C), 인도사이아닌 그린 (Indocyanine Green), 후코이단 (Fucoidan), 플루로타닌 (Phlorotannin), 아스타잔틴 (Astaxanthin) 일 수 있다. 약물을 5 ~ 350 μm 크기의 마이크로파티클 (microparticle) 내에 주입하여 팽창형 카테터 표면에 코팅할 수 있다.
- [0078] 한편, 전달기기부(300)를 인체 내부에 삽입할 때, 정확한 위치를 알 수 있도록 광이 조사되는 광 섬유(310) 끝단 앞 뒤에 라디오 마커(350)를 위치시켜, 치료 전 전달기기의 위치를 X-ray로 확인할 수 있다.
- [0079] 그리고 전달기기가 좁은 관 내부로 삽입되는 경우, 조직 표면에 상처나 구멍이 발생될 수 있어, 이를 최소화 하기 위해 전달기기 끝단을 올리브 팁(362)으로 구성할 수 있다.
- [0080] 팽창형 벌룬 카테터(320) 내부에 공기 또는 유체 (물, 중수, 조영제 등)을 공급하여 카테터가 팽창되도록 할 수 있다. 이 때, 팽창형 벌룬 카테터(320) 내부에 공급된 공기 또는 유체 (물, 중수, 조영제 등)는 전달되는 레이저 파장의 흡수나 산란이 최소화 되도록 선택될 수 있다.
- [0081] 상기 전달 튜빙(330)은 내시경이나 좁은 채널 내부로 전달기기부(300)를 삽입하기 위한 구성으로, 광섬유(310), 팽창형 벌룬 카테터(320) 및 가이드와이어(340)를 전달하는 역할을 한다. 전달 튜빙(330)에 대한 상세한 내용은 도 6을 참조하여 후술한다.
- [0082] 상기 가이드 와이어(340)는 내시경이나 좁은 채널의 진입 경로를 확보하기 위한 것으로, 전달 튜빙(330) 내부 또는 외부에 위치하여 가이드 와이어 전달 채널을 구성할 수 있다.
- [0083] 내시경이나 좁은 채널을 통하여 관 내부에 위치한 조직에 전달기기부(300)를 삽입하기 전 가이드 와이어(340)를 사용하여 삽입 경로를 먼저 확보하며, 이후 확보된 삽입 경로를 따라 상기 전달기기부(300)를 내시경이나 좁은 채널 속으로 삽입하며, 광 섬유(310) 끝단을 치료 부위에 위치할 수 있도록 한다.
- [0084] 상기 가이드 와이어(340)의 소재는 니티놀(nitinol) 합금 또는 스테인리스 스틸(stainless steel)이며, 직경은 0.021 ~ 0.038 인치(inch)이고, 길이는 150 ~ 450 cm 일 수 있다.
- [0086] 도 6의 (a), (b), (c)는 본 발명에 따른 전달 튜빙(330)의 일 실시예를 도시한 것이다.
- [0087] 상기 전달 튜빙(330)은 광 섬유를 수용하기 위한 제1 채널(330a), 상기 팽창형 벌룬 카테터를 확장시키기 위한 물질의 출입이 가능하도록 하는 제2 채널(330b) 및 진입 경로를 확보하는 가이드 와이어를 수용하기 위한 제3 채널(330c)을 구비할 수 있다.
- [0088] 즉, 전달 튜빙(330)은 제 1채널(330a)를 통해 광섬유(310)가 한 가운데로 전달되도록 하고, 제2 채널(330b)을

통해 그 주위로 팽창형 벌룬 카테터(320)를 확장시키기 위한 공기나 유체가 지나다닐 수 있도록 하며, 제3 채널(330c)을 통해 전달 튜빙과 같은 방향으로 가이드 와이어가 전달될 수 있도록 한다.

- [0089] 여기서 상기 제1 채널(330a)은 원형이고, 상기 제2 채널(330b)은 반달형일 수 있으며, 상기 제3 채널(330c)은 상기 전달 튜빙 내부 또는 외부에 형성될 수 있다.
- [0090] 상기 전달 튜빙(330)의 지름은 내시경이나 좁은 채널의 내경에 따라 0.5 ~ 5 mm 일 수 있다. 전달 튜빙의 채널은 각 부위 전달을 위해 다양한 형태 (채널 개수, 모양 등) 으로 구성할 수 있다.
- [0091] 도 6의 (a)와 같이 광 섬유를 수용하기 위한 제1 채널(330a)은 원형이고, 팽창형 벌룬 카테터를 수용하기 위한 제2 채널(330b)은 2 개로 분리된 반달형으로 형성되어, 광섬유 채널의 둘레 상하로 위치할 수 있으며, 가이드 와이어를 수용하기 위한 제3 채널(330c)은 전달 튜빙(330) 외부에 형성될 수 있다.
- [0092] 다른 실시예로서, 도 6의 (b)와 같이, 제1 채널(330a)을 한 개의 채널로 형성함으로써, 제2 채널(330b), 제3 채널(330c) 모두가 전달 튜빙(330) 내부에 형성되도록 할 수 있다.
- [0093] 또 다른 실시예로서, 도 6의 (c)와 같이, 제1 채널(330a), 제2 채널(330b)을 하나의 채널로 구성하고, 제3 채널(330c)을 전달 튜빙(330) 내부에 형성되도록 할 수 있다.
- [0094] 한편, 전달 튜빙(330)은 다공 채널로 구성될 수 있으며, 이를 구성하는 물질은 PTFE (Polytetrafluoroethylene), Polyethylene, Polyvinyl Chloride, Nylon 66, 11, 12, Urethanes, Polypropylene, Polycarbonate, ABS, Pebax, PEEK (Polyetheretherketone), PET (Polyethylene Terephthalate) 등 일 수 있다.
- [0096] 도 7은 끝단부 표면 전체가 양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- [0097] 도 7은 전체 표면이 일정하게 양각화된 광섬유를 도시한 것으로, 광 조사가 360 ° 전반에 걸쳐 방사상으로 이루어질 수 있도록 한다. 광섬유 전체 표면을 광섬유 축방향으로 일정하게 전체 양각 가공함에 따라, 축 방향으로의 광을 일정하게 전달할 수 있다.
- [0099] 도 8은 끝단부 표면 전체가 소정의 간격을 두고 양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- [0100] 도 8은 끝단부 표면이 소정의 간격을 두고 양각화된 광섬유를 도시한 것으로, 부분적으로 광이 조사될 수 있도록 한다.
- [0101] 도 8에 도시된 바와 같이, 광섬유 전체 표면을 일정한 간격으로 양각화됨으로써 광 조사가 360 ° 전반에 걸쳐 방사상으로 이루어질 수 있도록 한다. 광섬유 전체 표면을 광섬유 축방향으로 일정하게 부분적으로 양각 가공함에 따라 축 방향으로의 광을 부분적으로 전달할 수 있다.
- [0102] 이와 같이, 광섬유 표면을 부분적으로 양각화함에 따라, 조직 표면 내 조사되는 광의 빛과 온도의 분포를 부분적으로(일률적 무너처럼) 조절 할 수 있다.
- [0104] 도 9는 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- [0105] 도 9는 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 양각화된 광섬유를 도시한 것으로, 소정의 각도에서 축 방향으로 광이 조사될 수 있도록 한다. 즉, 광섬유 전체 표면을 일정한 각도만으로 양각 가공함으로써 광 조사가 축을 기준으로 일부 각도에서 방사상으로(부채꼴 모양) 이루어질 수 있도록 한다.
- [0106] 이와 같이, 광섬유 전체 표면을 광섬유 축방향으로 일정하게 그리고 부분 각도만 양각 가공함에 따라 축 방향으로의 광을 일정하게 전달할 수 있다. 부분적 광 조사가 가능함으로써 협착 부위가 관형 조직 내에서 일부분만 발생할 경우 선택적으로 광 치료가 가능하다.
- [0108] 도 10은 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 소정의 간격을 두고 양각화된 광섬유 형태를 도시한 것이다.
- [0109] 도 10은 끝단부 표면이 축 방향을 따라 소정의 각도에 대응되는 부분이 소정의 간격을 두고 양각화된 광섬유를 도시한 것으로, 소정의 각도에서 축 방향으로의 부분적인 광 조사가 이루어질 수 있도록 한다. 이 경우, 축방향으로 일정하게 부분적으로 광조사가 가능하다.
- [0110] 한편, 상기 광섬유에서 조직 표면에 전달되는 가시광선 광출력은 1 W ~ 60 W 일 수 있으며, 전달되는 광밀도는 10 ~ 600 W/cm² 일 수 있다. 또한 치료된 관 협착 조직에서 회복 및 재협착 치료를 위해 광섬유에서 조직 표면

에 전달되는 가시광선 광출력은 10 mW ~ 5 W 일 수 있으며, 전달되는 광밀도는 0.01 ~ 50 W/cm² 일 수 있다.

[0112] 도 11은 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)가 문합부위에 삽입되는 일 예를 도시한 것이다.

[0113] 도 11는 내시경을 이용하여 가이드 와이어를 간문합 부위에 삽입하여 총담관까지의 경로를 확보하고, 가이드 와이어를 따라 전달기기를 내시경을 통해 삽입하여 전달기기의 끝단을 협착 부위에 위치시키고, 팽창형 카테터를 통해 조직을 확장한 후 치료를 위한 광을 조사하는 예를 도시한 것이다.

[0114] 팽창형 벌룬 카테터 표면이 협착 조직에 접촉하여 팽창함으로써 상기 협착 조직을 확장시키고, 광 섬유는 상기 팽창된 팽창형 벌룬 카테터 내부에 위치하여 상기 협착 조직에 접촉하지 않은 상태에서 광을 조사한다. 즉, 팽창형 카테터를 통해, 광섬유는 조직과 접촉하지 않으며, 광이 전달되는 동안 관조직 한 가운데에 위치하게 된다.

[0115] 광치료가 완료된 경우, 팽창된 카테터를 먼저 수축시키고 가이드 와이어 및 전달기기를 내시경을 따라 제거한 후 내시경을 체내에서 빼낸다.

[0117] 도 12는 본 발명에 따른 전달기기부(300)가 협착부위에 위치하여 광을 조사하는 일 예를 도시한 것이다.

[0118] 본 발명에 따른 전달기기부(300)를 내시경을 통해 관상 조직 내부로 삽입하고, 전달기기부(300)의 끝단이 협착 부위에 위치하였을 때 팽창형 벌룬 카테터를 확장시킨다. 팽창형 벌룬 카테터가 확장된 후 광섬유에서 방사상으로 레이저 빛이 전달되며, 광섬유는 조직에 접촉하지 않은 상태로 항상 팽창형 벌룬 카테터 내 중앙에 위치한다.

[0119] 도 12의 (a)에서는 전달기기부(300)를 위치 시키기 전 조직 협착 부위가 막혀있으나, 도 12의 (b)에서는 카테터 확장으로 조직 내부가 확장되고, 확장된 부분을 유지하여 광 조사가 가능한 것을 확인할 수 있다.

[0121] 도 13은 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)의 사용에 따른 조직 확장 및 응고 정도를 나타낸 그래프이다.

[0122] 협착 조직 부위에 광 조사 장치(1000)를 삽입하고 팽창형 벌룬을 사용하여 조직을 확장 시킬 경우, 최초 협착 면적에 비교하여 내부 면적이 2배 이상 확장되는 것을 확인하였다.

[0123] 한편, 광 조사를 통해 협착 조직을 치료시 방사상으로 응고 괴사가 일정한 두께로 발생할 수 있는데, 본 발명에 따른 광 조사 장치(1000)를 통하여 확장된 조직에 광을 조사하는 경우, 관형 조직 내부로의 응고가 3 mm 이하로 발생하는 것을 확인하였다.

[0125] 이상에서 본 발명의 대표적인 실시예들을 상세하게 설명하였으나, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상술한 실시예에 대하여 본 발명의 범주에서 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 변형이 가능함을 이해할 것이다. 그러므로 본 발명의 권리범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 안되며, 후술하는 특허청구범위뿐만 아니라 이 특허청구범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

부호의 설명

[0127] 1000 : 광 조사 장치

100 : 본체부

102 : 키입력부

104 : 표시부

106 : 메모리부

108 : 제어부

200 : 듀얼 레이저 광원부

210 : 듀얼 레이저 광원

212 : 저출력 광원

212-1 : 다이오드 드라이브

212-2 : 레이저 다이오드

214 : 고출력 광원

214-1 : 펌핑 광원

214-2 : 공진기

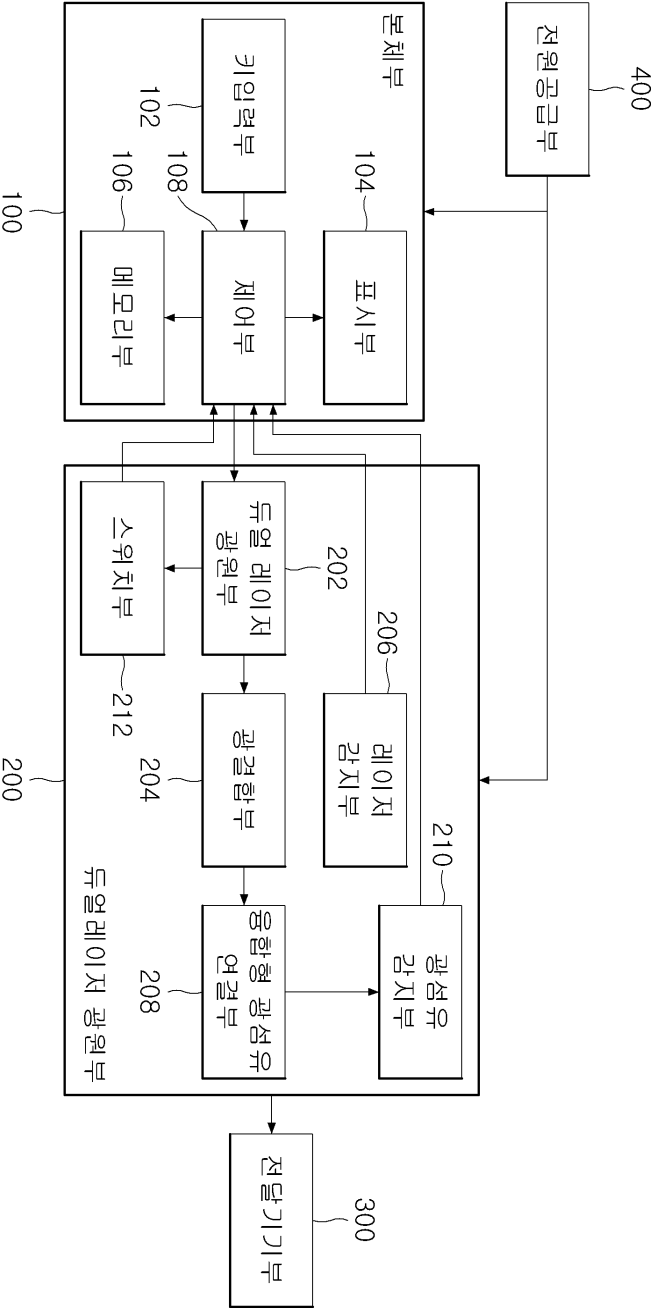
220 : 광 결합부

230 : 레이저 감지부

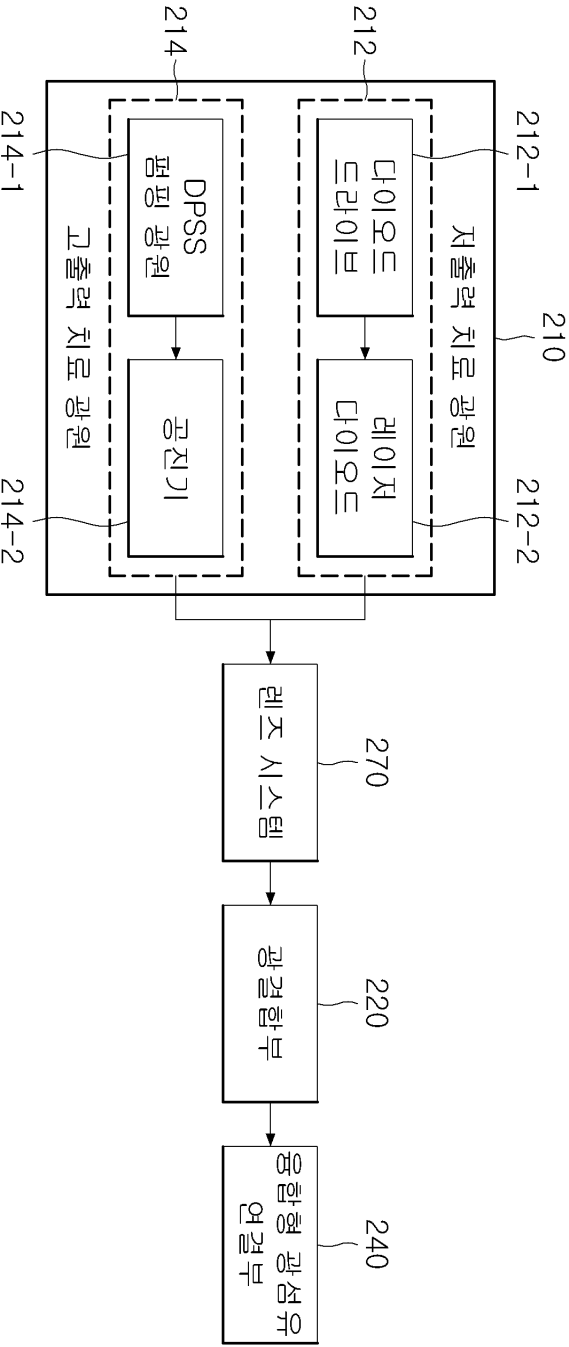
- 240 : 융합형 광섬유 연결부
- 250 : 광섬유 감지부
- 260 : 스위치부
- 270 : 렌즈 시스템
- 300 : 전달기기부
- 310 : 광섬유
- 320 : 팽창형 벌룬 카테터
- 330 : 전달 튜빙
- 330a : 제1 채널
- 330b : 제2 채널
- 330c : 제3 채널
- 340 : 가이드 와이어
- 350 : 라디오 마커
- 360 : 고정팁
- 362 : 올리브 팁
- 370 : 보호형 캡
- 400 : 전원공급부

도면

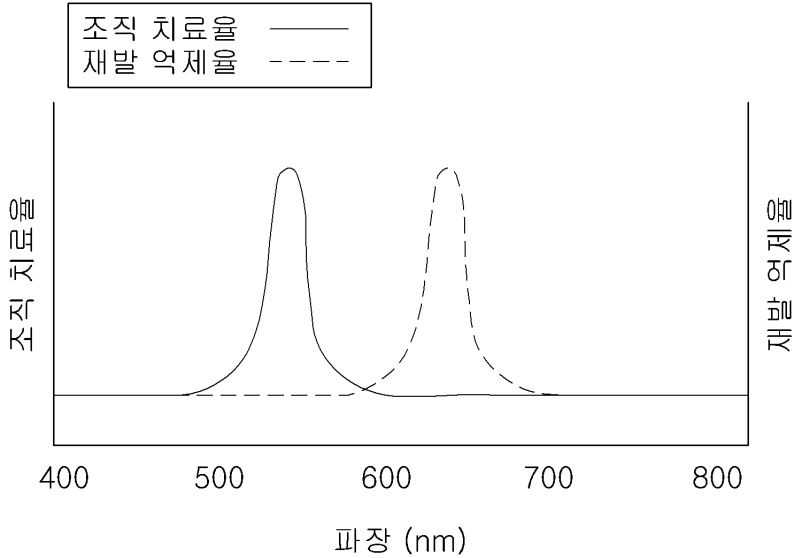
도면1



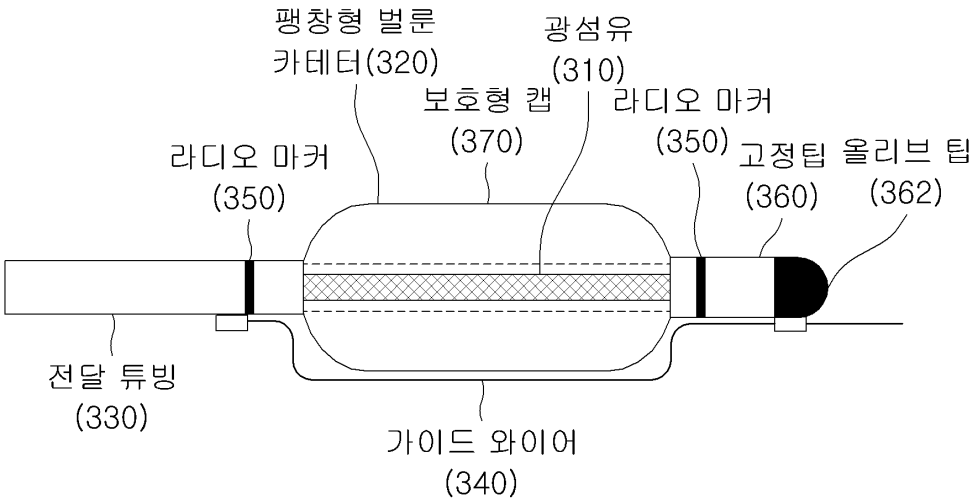
도면2



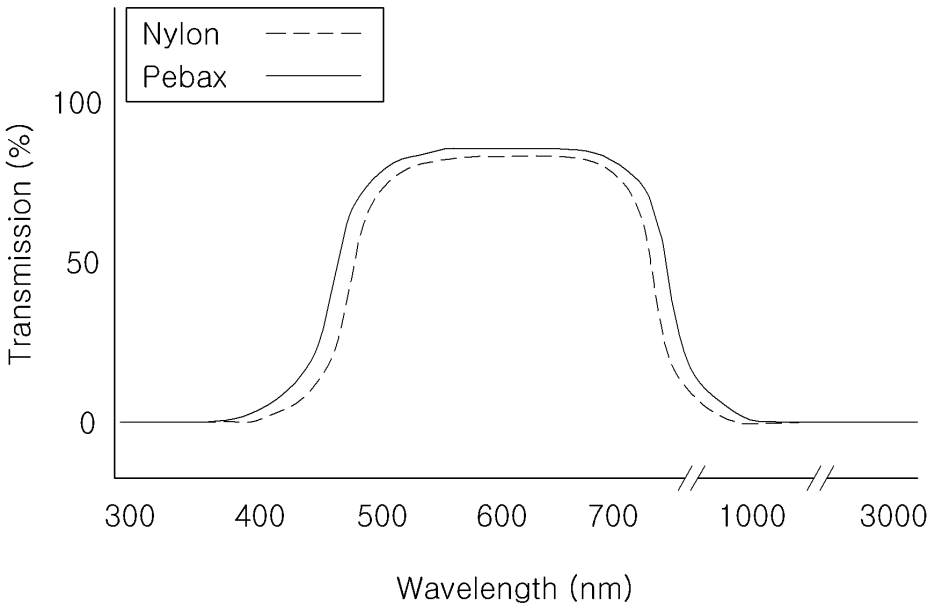
도면3



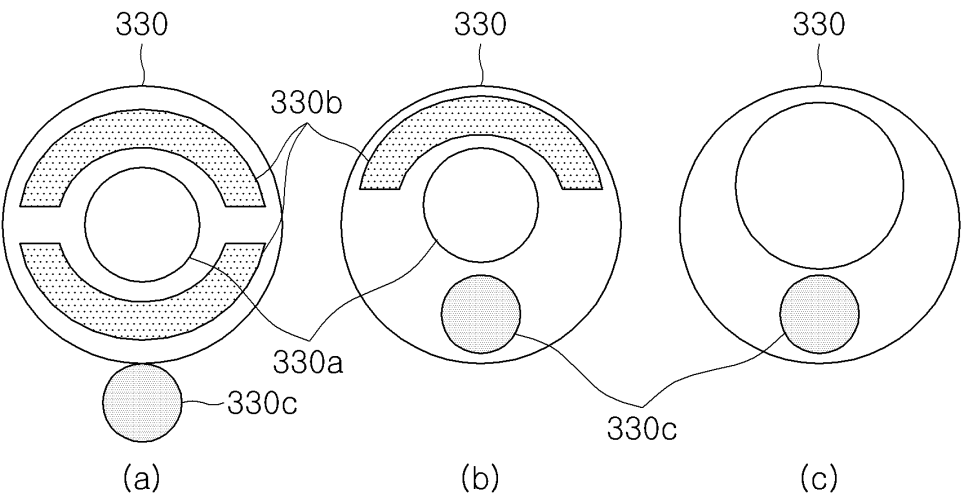
도면4



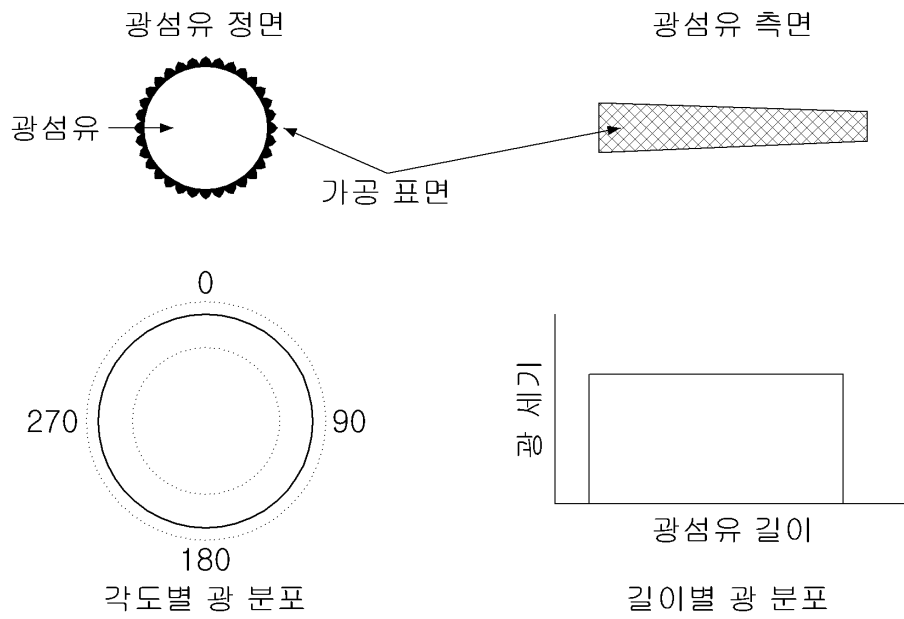
도면5



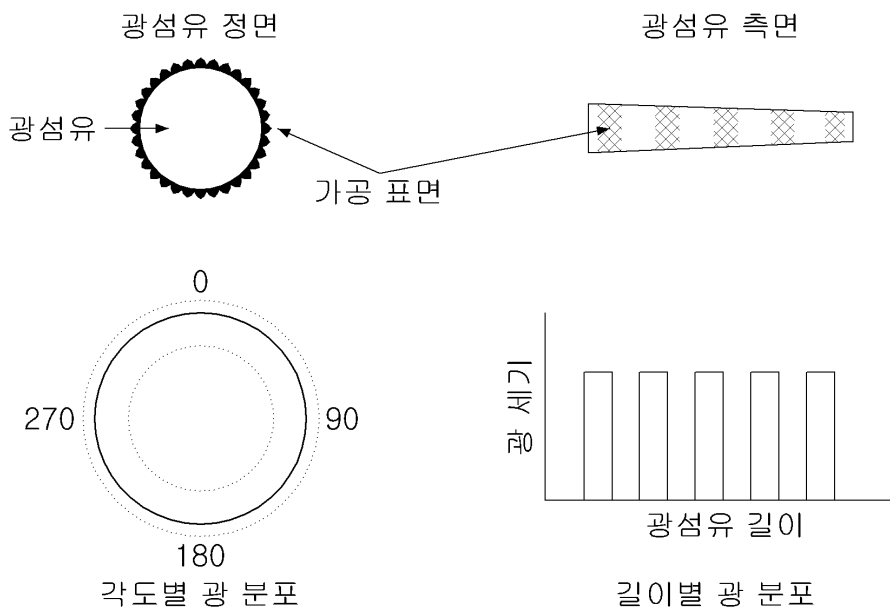
도면6



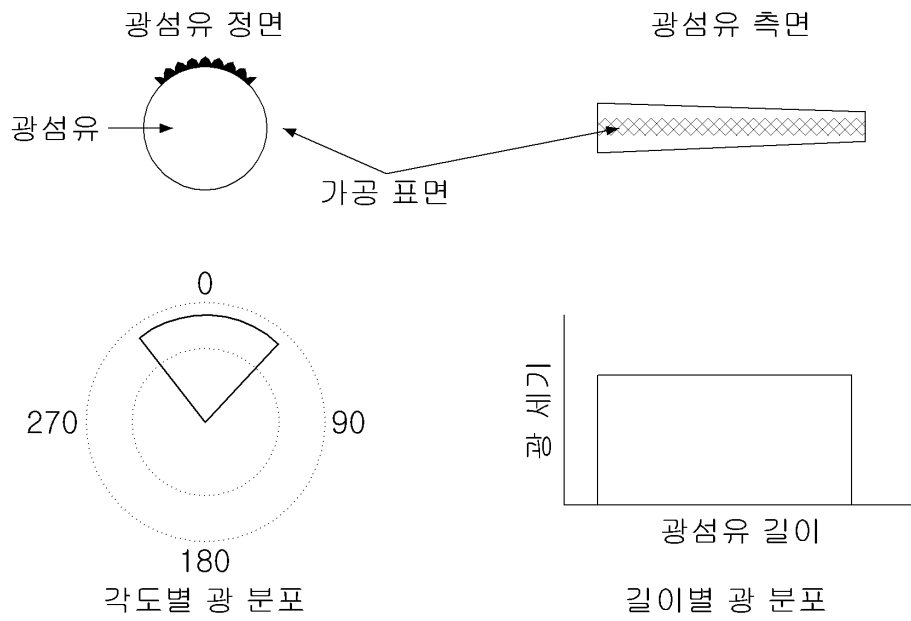
도면7



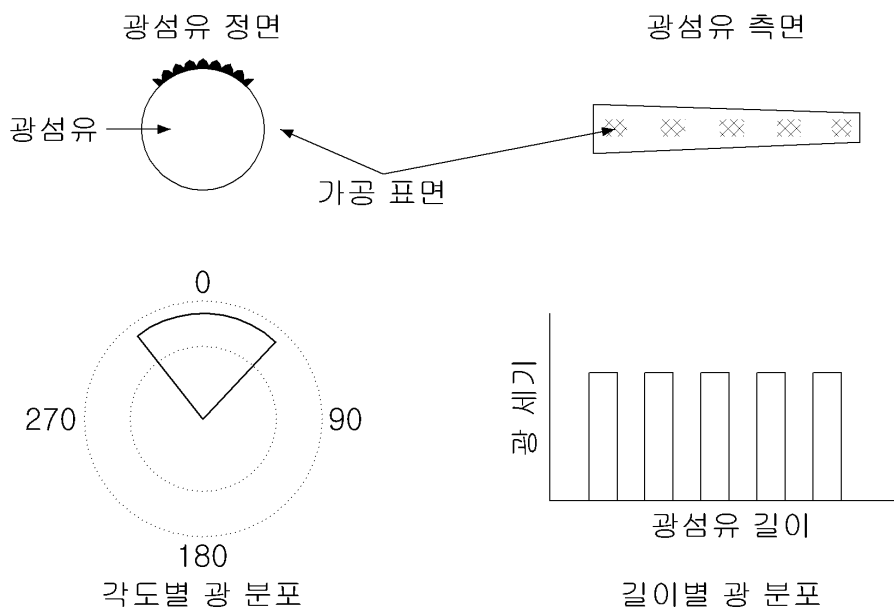
도면8



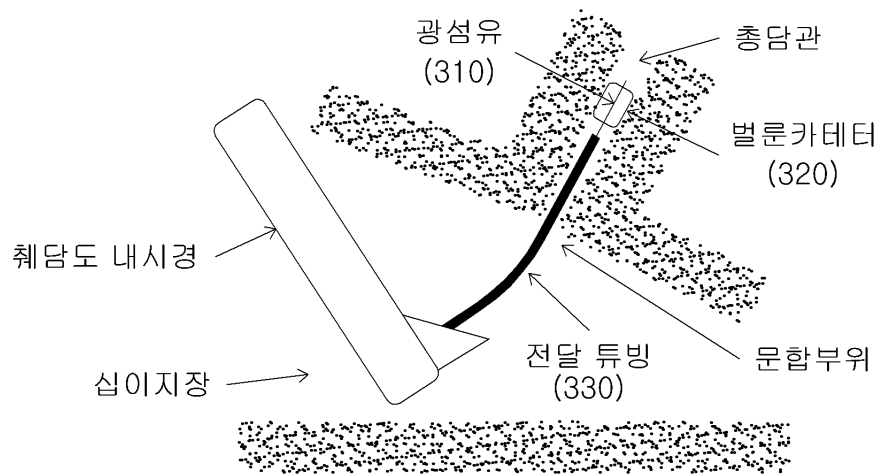
도면9



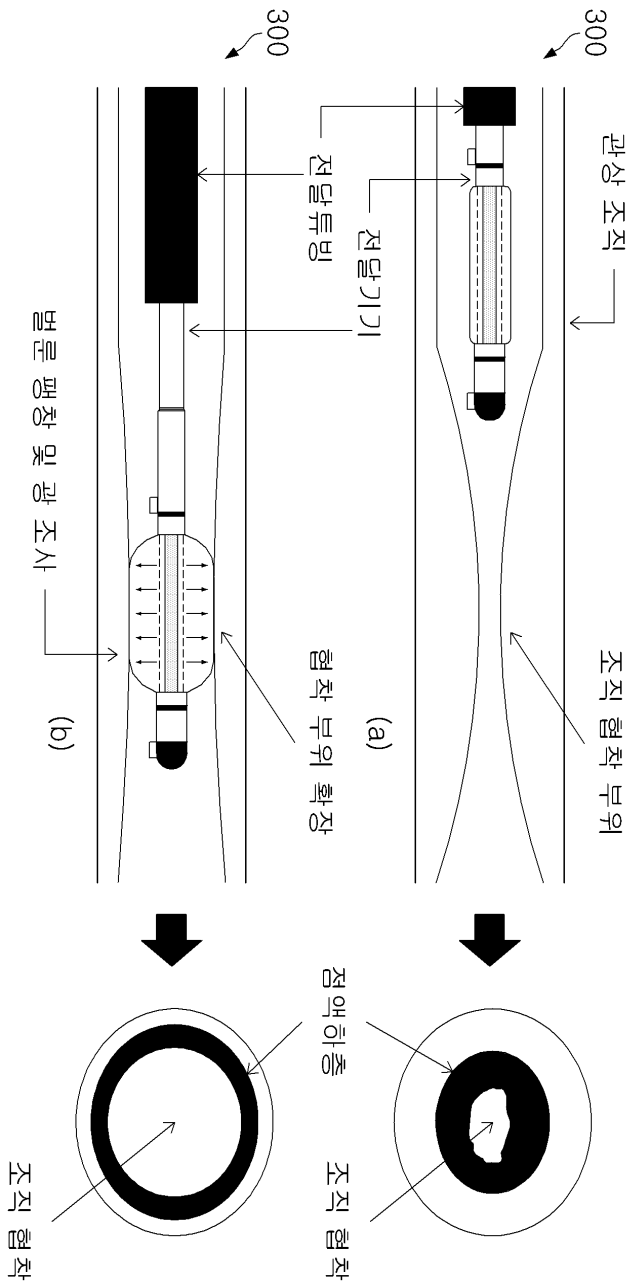
도면10



도면11



도면12



도면13

