



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0152995
(43) 공개일자 2022년11월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61N 5/06 (2006.01) A61B 1/05 (2006.01)
A61N 5/067 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61N 5/0625 (2018.08)
A61B 1/0005 (2022.02)
(21) 출원번호 10-2022-7024800
(22) 출원일자(국제) 2021년01월18일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2022년07월18일
(86) 국제출원번호 PCT/JP2021/001527
(87) 국제공개번호 WO 2021/153319
국제공개일자 2021년08월05일
(30) 우선권주장
JP-P-2020-014371 2020년01월31일 일본(JP)

(71) 출원인
고쿠리츠 다이가쿠 호우징 도우카이 고쿠리츠 다
이가쿠 기코우
일본국 464-8601, 아이치켄 나고야시 치구사쿠 후
로쵸 1
(72) 발명자
우치다 히로오
일본국 아이치켄 나고야시 치구사쿠 후로쵸 1 고
쿠리츠 다이가쿠 호우징 도우카이 고쿠리츠 다
이가쿠 기코우 나이
모리모토 유지
일본국 사이타마켄 토코로자와시 나미키 3쵸메 2
반 내셔널 디펜스 메디컬 컬리지 나이
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
하영욱

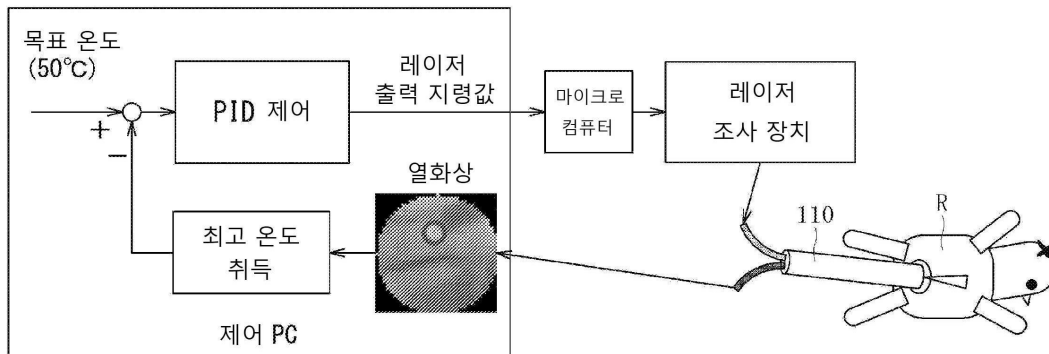
전체 청구항 수 : 총 8 항

(54) 발명의 명칭 서모 내시경을 갖는 광온열 치료 장치

(57) 요약

광온열 치료 장치는 체강 내의 병변 조직에 가열 광선을 조사하는 조사 수단과, 체강 내를 활상하는 내시경 활상 수단과 체강 내의 조직의 표면 온도를 열화상으로서 활상하는 서모그래피 활상 수단을 갖는 서모 내시경과, 조사 수단의 출력과 조사 시간을 서모그래피 활상 수단으로부터 얻어진 열화상의 온도 정보에 의거하여 제어하는 제어 수단(제어 PC)을 갖는다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 1/05 (2013.01)

A61B 5/01 (2021.01)

A61B 5/6847 (2013.01)

A61N 5/0603 (2013.01)

A61N 5/067 (2021.08)

A61N 2005/0626 (2013.01)

A61N 2005/0659 (2013.01)

A61N 2005/0662 (2013.01)

(72) 발명자

노무라 신스케

일본국 사이타마켄 토크로자와시 나미키 3쵸메 2반
내셔널 디펜스 메디컬 컬리지 나이

오야 준

일본국 도쿄도 신주쿠구 오키보 3쵸메 4방 1고 와
세다다이가쿠 소고 키키이 코우가쿠카 나이

오하라 무츠키

일본국 도쿄도 신주쿠구 오키보 3쵸메 4방 1고 와
세다다이가쿠 소고 키키이 코우가쿠카 나이

마사무네 켄

일본 도쿄도 신주쿠구 가와다쵸 8-1 각코우 호우진
도쿄 죠시 이카다이가쿠 나이

명세서

청구범위

청구항 1

체강 내의 병변 조직에 가열 광선을 조사하는 조사 수단과,

체강 내를 촬상하는 내시경 촬상 수단과, 체강 내의 조직의 표면 온도를 열화상으로서 촬상하는 서모그래피 촬상 수단을 갖는 서모 내시경과,

상기 조사 수단의 출력과 조사 시간을 상기 서모그래피 촬상 수단으로부터 얻어진 열화상의 온도 정보에 의거하여 제어하는 제어 수단을 설치한 것을 특징으로 하는 서모 내시경을 갖는 광온열 치료 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 내시경 촬상 수단으로부터 얻어지는 내시경상과, 상기 서모그래피 촬상 수단으로부터 얻어지는 열화상을 1개의 표시 수단에 중첩해서 표시하는 화상 처리 수단을 갖는 광온열 치료 장치.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 제어 수단이 상기 열화상의 소정 영역 내의 평균 온도에 의거하여 상기 조사 수단의 출력과 조사 시간을 제어하는 광온열 치료 장치.

청구항 4

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

상기 제어 수단이 상기 열화상의 소정 영역 내의 온도 분포로부터 2차원 가우스 함수를 근사적으로 도출하고, 상기 가우스 함수로부터 얻어지는 가우스 분포의 최고 온도에 의거하여 상기 조사 수단의 레이저 출력과 조사 시간을 제어하는 광온열 치료 장치.

청구항 5

제 3 항 또는 제 4 항에 있어서,

상기 제어 수단에 의한 상기 출력의 제어가 PID 제어에 의해 행해지는 광온열 치료 장치.

청구항 6

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 내시경 촬상 수단의 광축과 상기 서모그래피 촬상 수단의 광축이 상기 서모 내시경의 프로브 내에서 동축 형상으로 배치되어 있는 광온열 치료 장치.

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 조사 수단이 가열 광선으로서 가시광영역으로부터 적외역의 범위 내의 파장을 갖는 레이저 광선을 조사하는 광온열 치료 장치.

청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 서모그래피 촬상 수단이 적외선 서모그래피인 광온열 치료 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 서모 내시경을 갖는 광온열 치료 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 종래 외과적 적출이 곤란한 악성 종양에도 적용 가능한 저침습성의 치료 방법으로서 광온열 치료법(Photothermal therapy: PTT)이 주목받고 있다. 이 PTT는 광 흡수 약제라고 불리는 감광 색소를 체내에 투여해서 표적이 되는 생체 조직에 집적시킨 후에 특정 파장의 레이저 광을 조사하여 광 흡수 약제를 여기시켜 표적 조직의 세포를 죽음에 이르게 하는 치료 방법이다. 이 광온열 치료 장치에 의하면 병변 조직을 그 종류에 대응한 소정 온도·소정 시간 동안 가온함으로써 효과적인 조직 괴사를 발생시킬 수 있고, 또한 주변 건전 조직의 손괴를 최소한으로 막을 수 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0003] (특허문헌 0001) 일본 특허공개 2000-79089호 공보

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 그러나 종래는 병변 조직의 가온 상황을 정확하게 추적·파악하는 것이 곤란했기 때문에 병변 조직을 확실하게 괴사시키는 것이 반드시 용이하지는 않았다. 한편, 체강 내의 조직의 표면 온도를 측정하기 위해 서모그래피 촬상 수단을 내시경에 장착한 것이 알려져 있다(특허문헌 1: 일본 특허공개 2000-79089호 공보).

[0005] 이와 같은 서모그래피 촬상 수단을 사용하면 병변 조직의 가온 상황을 추적·파악하는 것이 가능하다. 그러나 수술 현장의 의사가 상기 서모그래피를 적절하게 잘 다루는 것은 지난한 일이었다. 즉, 수술 현장의 의사는 내시경 화상과 서모그래피 열화상의 양쪽을 보면서 광온열 치료를 하는 것이 되므로 내시경 화상과 열화상의 대응 관계를 정확하게 파악하여 신속·정확한 진단을 내리는 것이 매우 곤란했다. 이것에 추가하여, 열화상은 광 조사의 진행에 따라 시시각각으로 변화하므로 이것에 대응해서 광 조사의 출력·시간을 적절하게 컨트롤하지 않으면 안되는 복잡함이 있으며, 이것으로 상기 곤란성이 한층 증가되어 있었다.

[0006] 그래서 본 발명의 목적은 병변 조직의 온도 변화를 용이하게 파악 가능하며, 상기 조직을 소정 온도·소정 시간 동안 용이하고 또한 적절하게 가온할 수 있는 광온열 치료 장치를 제공하는 것에 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 과제를 해결하기 위해 본 발명의 광온열 치료 장치는 체강 내의 병변 조직에 가열 광선을 조사하는 조사 수단과, 체강 내를 촬상하는 내시경 촬상 수단과, 체강 내의 조직의 표면 온도를 열화상으로서 촬상하는 서모그래피 촬상 수단을 갖는 서모 내시경과, 상기 조사 수단의 출력과 조사 시간을 상기 서모그래피 촬상 수단으로부터 얻어진 열화상의 온도 정보에 의거하여 제어하는 제어 수단을 설치한 것을 특징으로 한다.

[0008] (발명의 효과)

[0009] 본 발명에 의하면 병변 조직의 온도 변화를 용이하게 파악할 수 있고, 상기 조직을 소정 온도·소정 시간 동안 용이하고 또한 적절하게 가온할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 본 발명의 실시형태에 의한 광온열 치료 장치의 측면도이다.

도 2는 본 발명의 실시형태에 의한 광온열 치료 장치의 사시도이다.

도 3은 광온열 치료 장치의 프로브 선단 정면도이다.

도 4a는 서모 내시경 프로브를 트로카에 삽입하는 상태를 나타내는 측면도이다.

도 4b는 트로카를 쥐 복강 내에 삽입하여 병변에 대해서 레이저 조사하는 상태를 나타내는 개념도이다.

도 5는 열화상의 화상 처리 상태를 나타내는 도면이다.

도 6은 쥐 간 종양의 온도 제어 실험을 나타내는 도면이다.

도 7은 광온열 시행 시의 목표 온도를 변화시켰을 때에 치료할 수 있는 종양의 깊이를 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0011] 이하에 본 발명의 실시형태에 의한 광온열 치료 장치와 그 사용법을 도면에 의거하여 설명한다. 도 1과 도 2에 나타내는 바와 같이 본 발명의 실시형태에 의한 광온열 치료 장치(100)는 가늘고 긴 프로브(10)와, 상기 프로브(10)의 기단측에 배치된 조작부(20)와, 프로브(10)와 조작부(20) 사이에 배치된 통신 모듈(30)을 갖는다.
- [0012] 프로브(10)는 직경 약 14mm의 원통형상이며, 길이는 약 200mm이다. 단, 상기 직경과 길이는 필요에 따라 변경 가능하며, 예를 들면 프로브(10)의 직경에 대해서는 바람직하게는 3~20mm의 범위, 보다 바람직하게는 5~16mm의 범위에서 변경 가능하다. 본 실시형태에서는 직경 약 14mm를 가장 바람직한 크기로 한다. 또한, 프로브(10)의 길이에 대해서도 바람직하게는 150~250mm의 범위, 보다 바람직하게는 180~220mm의 범위에서 변경 가능하다. 본 실시형태에서는 길이 약 200mm를 가장 바람직한 크기로 한다. 프로브(10)의 선단부에는 내시경 대물 렌즈(40)와, 적외선 서모그래피의 대물 렌즈(50)와, 레이저 조사용의 콜리메이트 렌즈(60)가 배치되어 있다.
- [0013] 체강 내의 관찰 영역으로부터 방사된 적외선은 적외선 서모그래피의 대물 렌즈(50)와 그 후방의 적외선 필터를 통해 서모파일 소자에 수광되어 전기 에너지로 변환된다. 그리고 상기 전기 에너지가 통신 모듈(30)에 의해 화상 처리 수단(70)에 보내진다.
- [0014] 내시경 대물 렌즈(40)와 그 후방의 CCD 소자에 의해 촬상된 체강 내의 내시경 화상과, 적외선 서모그래피의 열 화상이 도 2의 모니터(80)에 표시되도록 되어 있다. 내시경 화상과 열화상은 모니터(80) 상에서 별도로 표시 가능하지만 스위치를 스위칭함으로써 내시경 화상과 열화상을 화상 처리 수단(70)으로 합성 처리하여 중첩한 상태로 모니터(80)에 표시할 수도 있다. 상기 합성 처리에 있어서는 내시경 화상과 열화상의 광축의 어긋남을 고려하여 양자가 거의 겹치도록 소프트웨어적으로 조정함으로써 중첩 표시를 실현한다.
- [0015] 콜리메이트 렌즈(60)의 후방에 상기 콜리메이트 렌즈(60)와 함께 가열 광선의 조사 수단을 구성하는 레이저 파이버(90)가 접속되어 있다. 그리고 광온열 치료용의 레이저 광이 레이저 파이버(90)와 콜리메이트 렌즈(60)를 통해 병변 조직에 조사 가능하게 되어 있다. 여기에서 말하는 광온열 치료용의 레이저 광은 가시광영역으로부터 적외역의 범위 내의 파장을 갖는 레이저 광을 포함한다.
- [0016] 이어서, 쥐 간 종양에 대해서 광온열 치료 장치(100)를 적용하는 방법을 설명한다. 우선, 도 4a와 같이 광온열 치료 장치(100)의 프로브(10)를 트로카(110)에 삽입한다. 이어서, 도 4b와 같이 트로카(110)를 쥐 복강 내에 삽입하고, 광 흡수 약제가 집적한 표적이 되는 병변 조직에 레이저 광을 조사한다. 동시에 적외선 서모그래피의 열화상으로부터 최고 온도를 취득하고, 제어 PC로 목표 온도 50℃가 되도록 레이저 출력을 PID 제어(Proportional-Integral-Differential Controller)한다. 상기 목표 온도는 표적이 되는 병변 조직의 종류나 크기에 따라 적당히 변경해야 한다. 본 실시형태에서는 목표 온도를 50℃로 하지만 바람직하게는 43℃~100℃의 범위, 보다 바람직하게는 43℃~90℃의 범위, 가장 바람직하게는 80℃에서 레이저 출력을 PID 제어할 수 있다.
- [0017] 제어 PC 내의 화상 처리 수단(70)에서는 도 5(a)의 열화상으로부터 도 5(b)와 같이 최고 온도 화소의 주변 9x9의 화소가 추출되고, 이것이 2차원 가우스 함수에 근사된다. 그리고 도 5(c)와 같이 가우스 분포의 최고 온도가 종양 온도로 간주되고, 상기 종양 온도에 의거하여 PID 제어가 행해진다. 또한, 열화상의 소정 영역 내(예를 들면, 상기 9x9의 화소 영역 내)의 평균 온도에 의거하여 PID 제어를 행해도 좋다.
- [0018] 도 6은 쥐 간 종양에 대한 실제의 광온열 시행 시의 종양 온도의 변화를 나타낸 것이며, 종양 온도는 목표 온도 50℃의 $\pm 5^\circ\text{C}$ 의 범위 내로 제어할 수 있는 것이 확인되었다. 수술 현장의 의사는 내시경 화상에 열화상이 중첩 표시된 상태 또는 양 화상이 별도로 표시된 상태를 모니터(80)로 간단하게 확인할 수 있으므로 미묘한 온도차도 용이하게 인식할 수 있고, 광 증감제가 여겨된 체강 내의 목표 조직에 대해서 정확한 프로브 조작으로 레이저 광을 신속·정확하게 위치 결정할 수 있다.

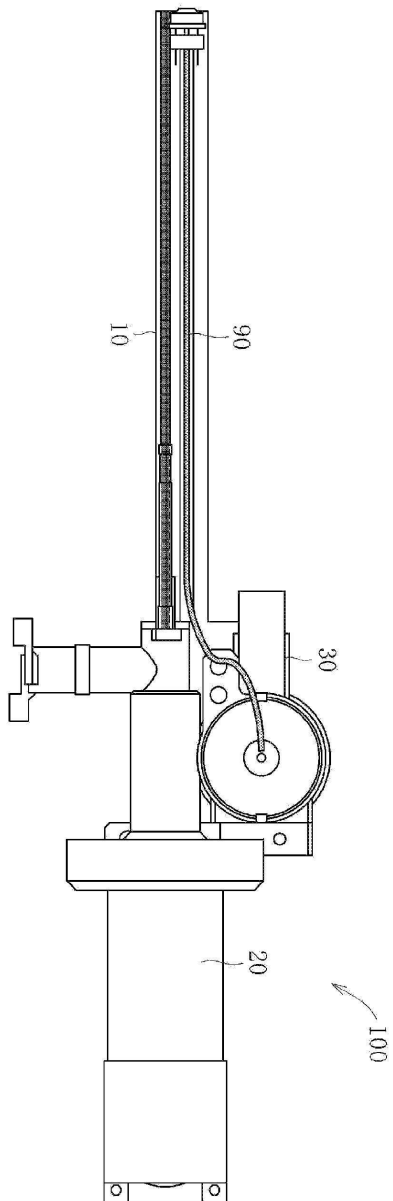
- [0019] 도 7은 쥐 간 종양에 대한 실제의 광온열 시행 시의 목표 온도를 변화(45℃~100℃)시켰을 때에 치료할 수 있는 종양의 깊이(치료 심도)를 나타낸 것이다. 종양 온도를 45℃로부터 80℃로 변화시켰을 때 치료 깊이가 목표 온도에 비례해서 커지고, 목표 온도 80℃일 때에 치료 심도가 최대(약 9mm)가 되고, 그것보다 높은 목표 온도일 때에는 치료 심도가 작아졌다. 수술 현장의 의사는 초음파 이미징 등으로 종양의 크기를 사전 측정하여 그 깊이 에 맞춰 목표 온도를 변화시킴으로써 정상 조직의 손상을 회피하면서 효율적인 종양 치료를 행할 수 있다.
- [0020] 레이저 광을 위치 결정한 후에도 종래는 의사가 레이저 조사의 진행에 따라 시시각각으로 변화하는 열화상에 대응하여 레이저의 출력·조사 시간을 적절하게 계속 컨트롤할 필요가 있었다. 그러나 본 실시형태의 광온열 치료 장치에 의하면 레이저 조사 영역에 있는 병변 조직의 온도 변화를 용이하게 파악할 수 있고, 또한 레이저의 출력·조사 시간을 제어 PC로 자동 제어할 수 있다.
- [0021] 따라서, 병변 조직을 소정 온도·소정 시간 동안 용이하고 또한 적절하게 가온할 수 있다. 이것에 의해 병변 조직을 광온열 치료에 의해 확실하게 괴사시킬 수 있고, 또한 주변 건전 조직의 손괴도 최소한으로 막을 수 있다.
- [0022] 이상, 본 발명의 실시형태에 대해서 설명했지만 본 발명은 상기 실시형태에 한정되는 일 없이 여러 가지의 변형이 가능하다. 예를 들면, 상기 서모그래피 촬상 수단은 병변 조직의 열화상을 확대 표시하기 위해 줌 렌즈를 탑재해도 좋다. 또한, 내시경 촬상 수단의 광축과 서모그래피 촬상 수단의 광축을 서모 내시경의 프로브 내에서 동축형상으로 배치함으로써 내시경 화상과 열화상의 중첩 표시에 있어서의 화상의 위치 어긋남을 최소한으로 하거나, 양 화상을 별도로 표시하는 경우의 표시 범위의 어긋남을 최소한으로 하거나 할 수 있고, 화상 처리 수단을 간략화할 수 있다.

부호의 설명

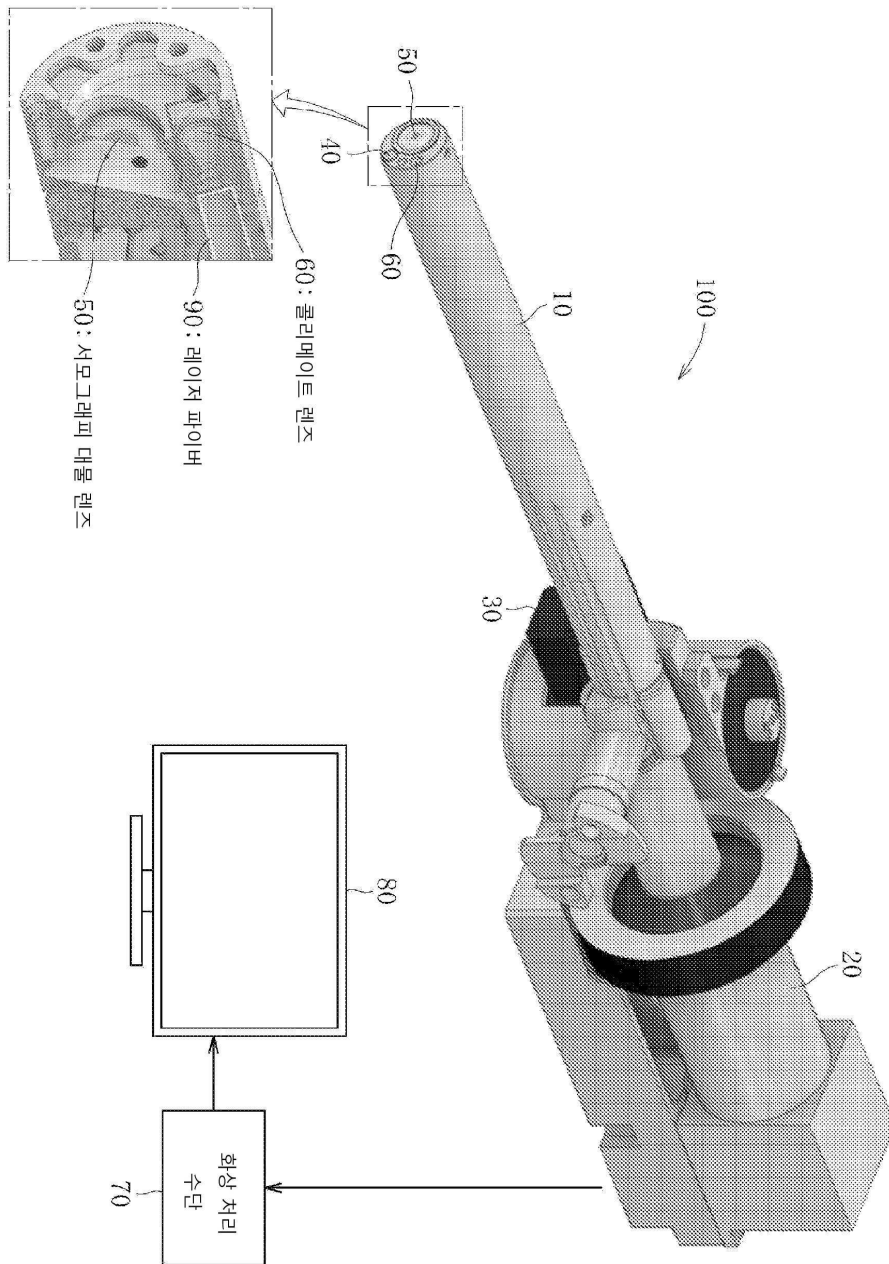
- [0023] 10: 프로브 20: 조작부
- 30: 통신 모듈 40: 내시경 대물 렌즈
- 50: 서모그래피 대물 렌즈 60: 콜리메이트 렌즈
- 70: 화상 처리 수단 80: 모니터
- 90: 레이저 파이버 100: 광온열 치료 장치
- 110: 트로카

도면

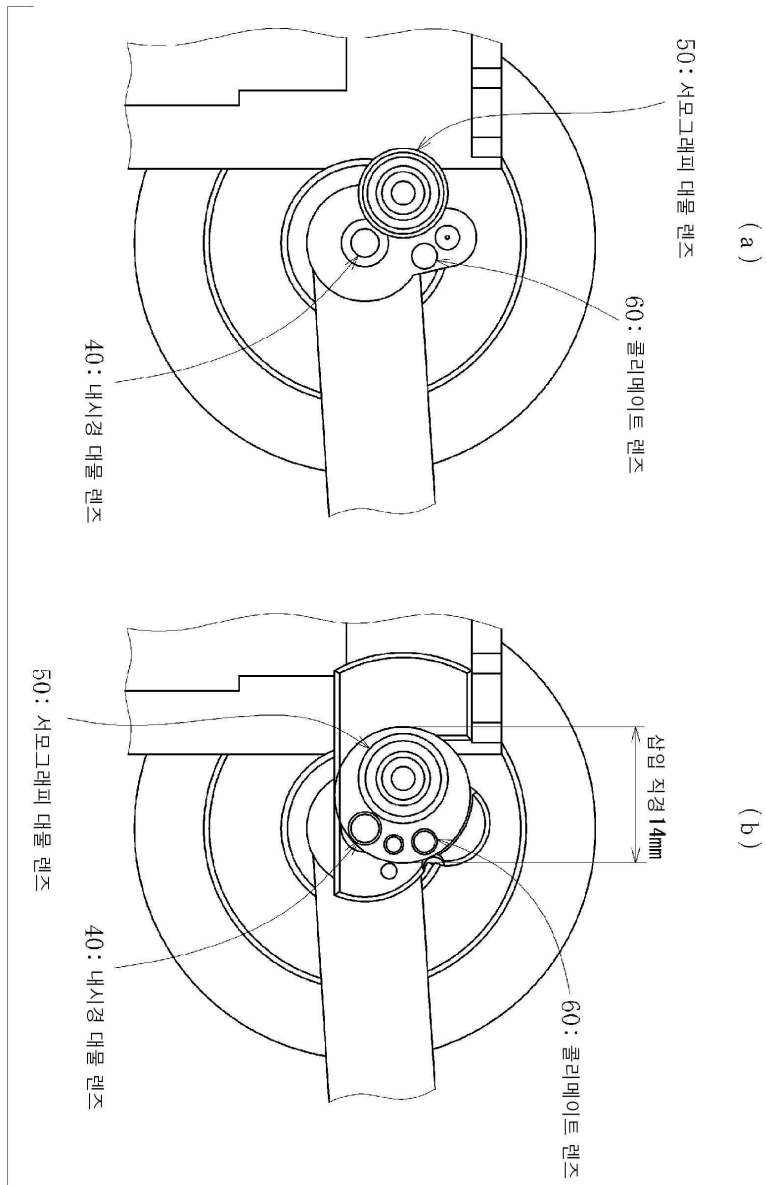
도면1



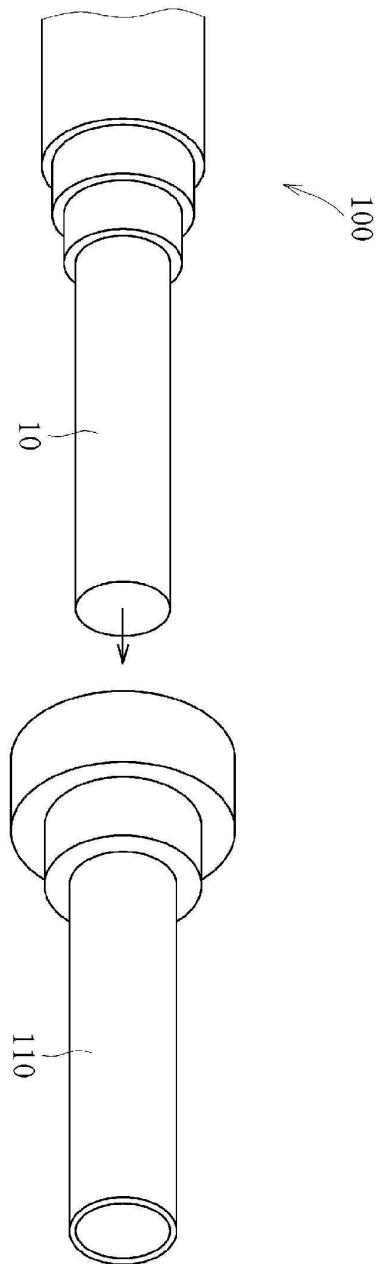
도면2



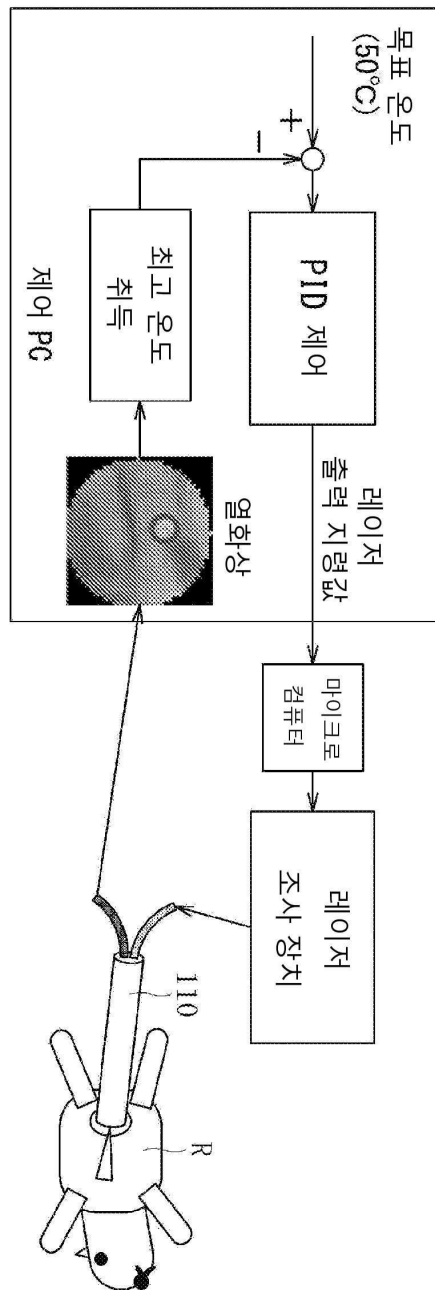
도면3



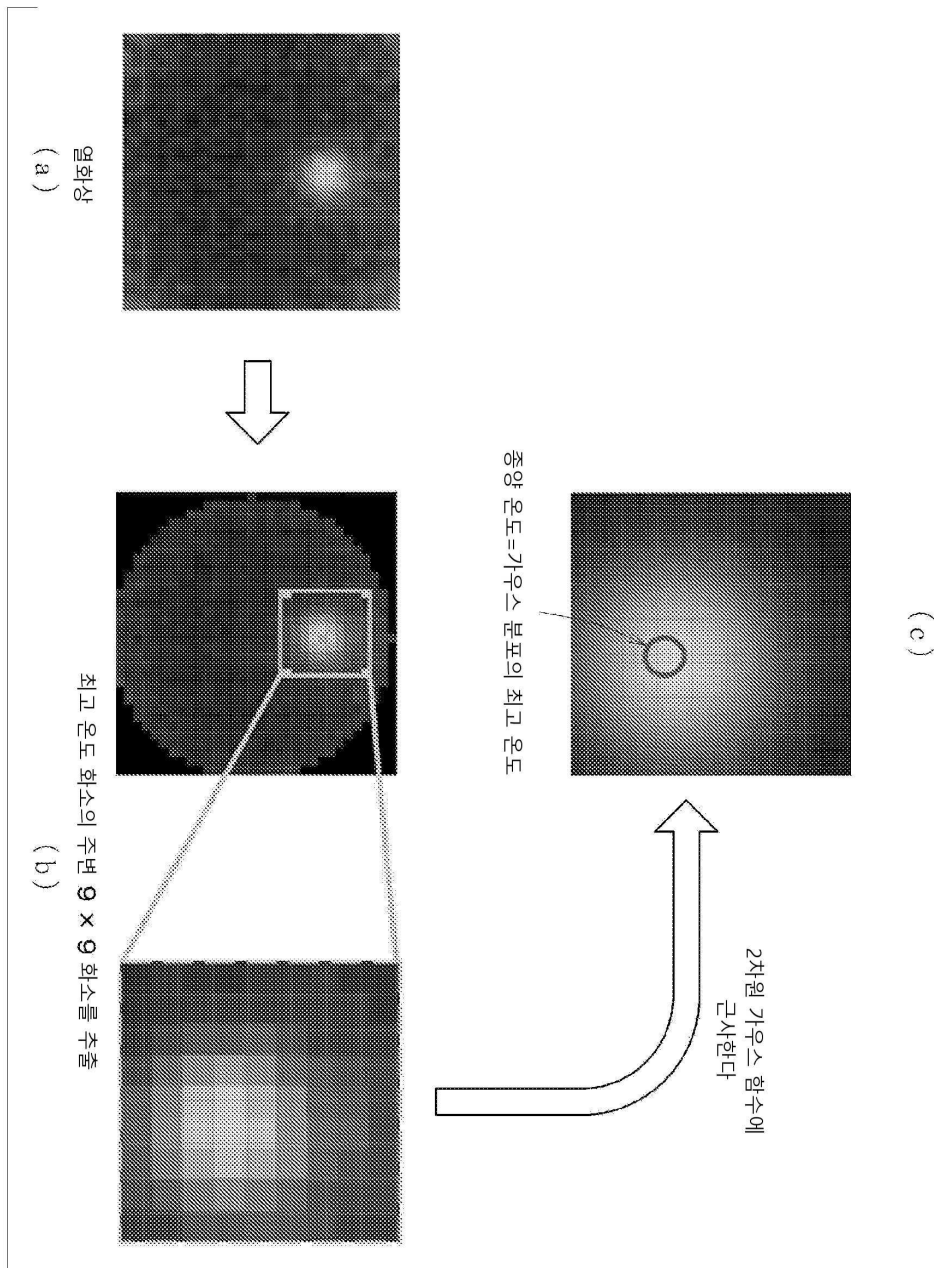
도면4a



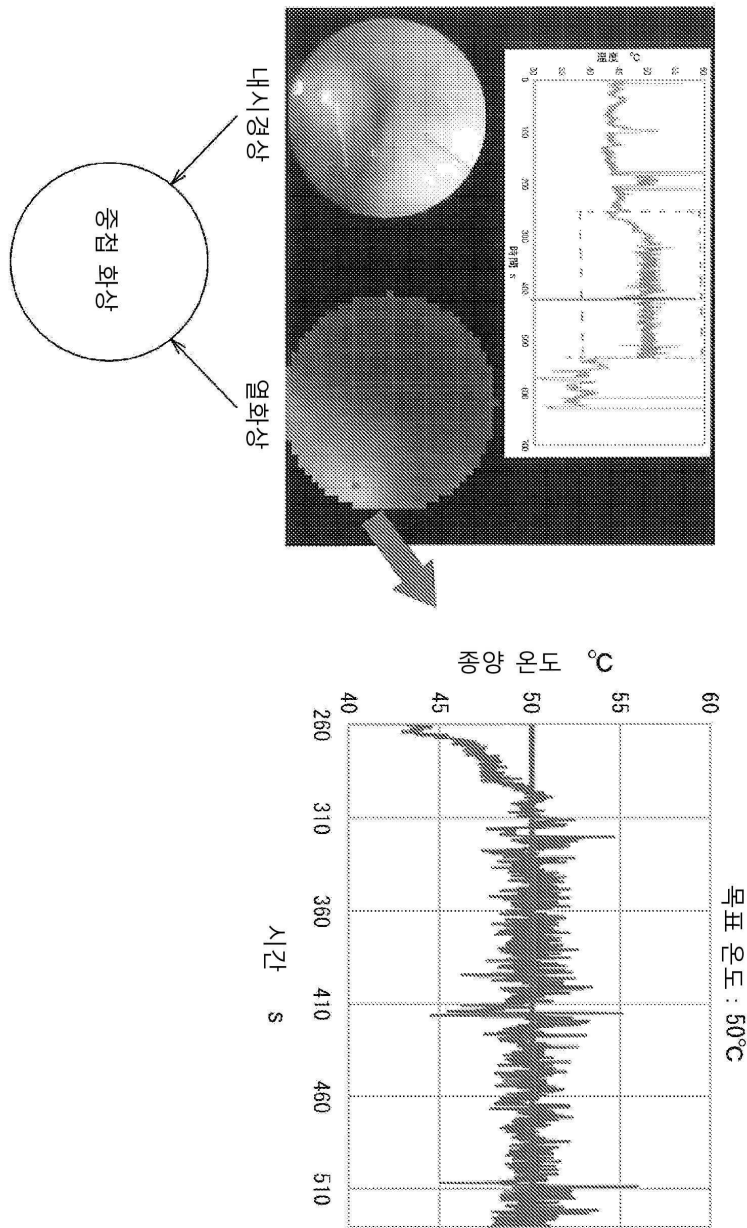
도면4b



도면5



도면6



도면7

