



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0100917
(43) 공개일자 2012년09월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 1/05 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
H04N 5/225 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-7009605
(22) 출원일자(국제) 2010년09월16일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2012년04월13일
(86) 국제출원번호 PCT/IL2010/000764
(87) 국제공개번호 WO 2011/033513
국제공개일자 2011년03월24일
(30) 우선권주장
61/242,823 2009년09월16일 미국(US)

(71) 출원인
메디거스 엘티디.
이스라엘 84965 오며 오며 인더스트리얼 파크
피.오. 박스 3030
(72) 발명자
소넨체인 엘라자르
이스라엘 오메르 84965 피.오.비. 944 타마르 스
트리트 44
스모리어 아리엘
이스라엘 76406 레호보트 카하노브 스트리트 3에
이
말카 유발
이스라엘 84641 비어 쉐바 라파엘 클라킨 스트리
트 45/19
(74) 대리인
제일특허법인

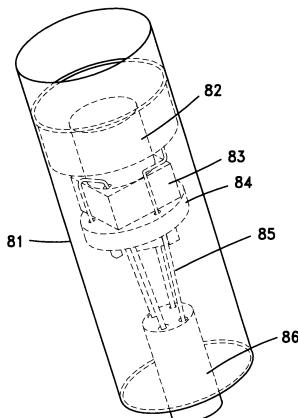
전체 청구항 수 : 총 45 항

(54) 발명의 명칭 소구경 비디오 카메라 헤드 및 가시화 프로브와 이들을 포함하는 의료 디바이스

(57) 요 약

제 1 태양에서, 본 발명은 출력 비디오 신호를 생성하기 적합한 부가 회로와 고체 광업 디바이스로 구성되는 고체 이미저 및 대물렌즈 조립체를 포함하는 비디오 카메라 헤드이다. 비디오 카메라 헤드는 1.1mm 이하의 최대 외경을 갖고, 대물렌즈 조립체의 길이는 2.5mm 이하이다. 제 2 태양에서, 본 발명은 출력 비디오 신호를 생성하기에 적합한 부가 회로와 고체 광업 디바이스로 구성되는 고체 이미저(SPI), 조명 수단 및 대물렌즈 조립체를 포함하는 가시화 프로브이다. 가시화 프로브는 2.8mm 이하의 최대 외경을 갖는다. 제 3 태양에서, 본 발명은 출력 비디오 신호를 생성하기에 적합한 부가 회로와 고체 광업 디바이스로 구성되는 고체 이미저(SPI), 조명 수단 및 대물렌즈 조립체를 포함하는 가시화 프로브를 포함하는 의료 디바이스이다. 의료 디바이스는 3.2mm 이하의 최대 외경을 갖는다.

대 표 도 - 도6



특허청구의 범위

청구항 1

비디오 카메라 헤드에 있어서,

출력 비디오 신호를 생성하도록 구성된 부가 회로 및 고체 팩업 디바이스(solid state pick up device)로 이루어지는 고체 이미저(SSI)와 대물렌즈 조립체를 포함하며,

상기 비디오 카메라 헤드는 1.1mm 이하의 최대 외경을 갖고, 상기 대물렌즈 조립체의 길이는 2.5mm 이하인 비디오 카메라 헤드.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체는 웨이퍼 레벨(wafer level) 기술을 사용하여 실행되는 비디오 카메라 헤드.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 출력 비디오 신호는 전류에 의해 전달되는 비디오 카메라 헤드.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 고체 이미저는, 상기 고체 이미저에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드(electrically connecting pads)를 포함하고, 상기 전기 접속용 패드의 수는 3개 이하인

비디오 카메라 헤드.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 고체 이미저는, 상기 고체 이미저에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함하고,

상기 전기 접속용 패드와 상기 고체 팩업 디바이스 및 상기 부가 회로 사이의 전기적 연결은 관통 실리콘 비아(through silicon vias)에 의해 실행되는

비디오 카메라 헤드.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 고체 팩업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명(back side illumination) 기술을 사용하여 실행되는 비디오 카메라 헤드.

청구항 7

가시화 프로브(visualization probe)에 있어서,

출력 비디오 신호를 생성하도록 구성된 부가 회로와 고체 팩업 디바이스로 이루어지는 고체 이미저(SSI), 조명

수단 및 대물렌즈 조립체를 포함하며,
상기 가시화 프로브는 2.8mm 이하의 최대 외경을 갖는
가시화 프로브.

청구항 8

제 7 항에 있어서,
상기 대물렌즈 조립체는 웨이퍼 레벨 기술을 사용하여 실행되는
가시화 프로브.

청구항 9

제 7 항에 있어서,
상기 출력 비디오 신호는 전류에 의해 전달되는
가시화 프로브.

청구항 10

제 7 항에 있어서,
상기 고체 이미저는, 상기 고체 이미저에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함하고, 상기 전기 접속용 패드의 수는 3개 이하인
가시화 프로브.

청구항 11

제 7 항에 있어서,
상기 고체 이미저는, 상기 고체 이미저에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함하고, 상기 전기 접속용 패드와 상기 고체 광업 디바이스 및 상기 부가 회로 사이의 전기적 연결은 관통 실리콘 비아에 의해 실행되는
가시화 프로브.

청구항 12

제 7 항에 있어서,
상기 고체 광업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명 기술을 사용하여 실행되는
가시화 프로브.

청구항 13

의료 디바이스에 있어서,
출력 비디오 신호를 생성하도록 구성된 부가 회로와 고체 광업 디바이스로 이루어지는 고체 이미저(SSI), 조명 수단 및 대물렌즈 조립체로 구성되는 가시화 프로브를 포함하며,
상기 의료 디바이스는 3.2mm 이하의 최대 외경을 갖는
의료 디바이스.

청구항 14

제 13 항에 있어서,
상기 대물렌즈 조립체는 웨이퍼 레벨 기술을 사용하여 실행되는

의료 디바이스.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 출력 비디오 신호는 전류에 의해 전달되는
의료 디바이스.

청구항 16

제 13 항에 있어서,

상기 고체 이미저는, 상기 고체 이미저에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함하고, 상기 전기 접속용 패드의 수는 3개 이하인

의료 디바이스.

청구항 17

제 13 항에 있어서,

상기 고체 이미저는, 상기 고체 이미저에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함하고, 상기 전기 접속용 패드와 상기 고체 픽업 디바이스 및 상기 부가 회로 사이의 전기적 연결은 관통 실리콘 비아에 의해 실행되는

의료 디바이스.

청구항 18

제 13 항에 있어서,

상기 고체 픽업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명 기술을 사용하여 실행되는
의료 디바이스.

청구항 19

제 1 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체의 길이는 2.0mm 이하인
비디오 카메라 헤드.

청구항 20

제 1 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체의 길이는 1.5mm 이하인
비디오 카메라 헤드.

청구항 21

제 6 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체의 길이는 2.0mm 이하인
비디오 카메라 헤드.

청구항 22

제 6 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체의 길이는 1.5mm 이하인

비디오 카메라 헤드.

청구항 23

제 1 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체의 일 구성부품의 일 표면을 금속화하고 상기 표면에 에칭함으로써 생성되는 아이리스(iris)를 포함하는

비디오 카메라 헤드.

청구항 24

제 6 항에 있어서,

2.2미크론×2.2미크론, 1.75미크론×1.75미크론, 1.4미크론×1.4미크론, 및 0.9미크론×0.9미크론 중 하나인 치수를 갖는 픽셀 셀(pixel cells)을 포함하는

비디오 카메라 헤드.

청구항 25

제 7 항에 있어서,

- a. 관절 섹션(articulation section) 및
- b. 작동 채널(working channel) 중 하나 또는 그 이상을 포함하는

가시화 프로브.

청구항 26

제 25 항에 있어서,

상기 관절 섹션은 어떠한 힌지도 없이 그리고 일체형으로 구성되는

가시화 프로브.

청구항 27

제 26 항에 있어서,

상기 관절 섹션은 하나의 플레이트로 구성되고, 각 링크는 전자기 장치 또는 기계 장치에 의해 정밀하게 절단되는

가시화 프로브.

청구항 28

제 26 항에 있어서,

일체형의 상기 관절 섹션은,

1mm < 척추부(vertebrae)의 직경 < 3mm;

2mm < 굽힘 반경 < 20mm;

앵글레이션 각도(Angulations angle) ±270도(degree);

0.04mm < 벽 두께 < 0.5mm; 및

0.5mm < 하나의 링크의 길이 < 25mm의 조건을 만족하는

가시화 프로브.

청구항 29

제 25 항에 있어서,

상기 관절 섹션은 상기 가시화 프로브/의료 디바이스의 축방향으로 배치된 기다란 가요성 구성부품에 부착된 복수의 링형 소자로 구성되는

가시화 프로브.

청구항 30

제 25 항에 있어서,

상기 관절 섹션은 스프링의 신장된 부분과, 상기 신장된 부분에 있어서의 인접한 코일들 사이의 공간 내에 나사체결되는 플라스틱 인서트(plastic inserts)로 구성되는

가시화 프로브.

청구항 31

제 7 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체의 일 구성부품의 일 표면을 금속화하고 상기 표면에 에칭함으로써 생성되는 아이리스를 포함하는

가시화 프로브.

청구항 32

제 12 항에 있어서,

2.2미크론×2.2미크론, 1.75미크론×1.75미크론, 1.4미크론×1.4미크론, 및 0.9미크론×0.9미크론 중 하나인 치수를 갖는 픽셀 셀을 포함하는

가시화 프로브.

청구항 33

제 7 항에 있어서,

상기 프로브의 말단부는 투명한 볼록 커버에 의해 덮여 있고, 상기 커버의 최대 외경은 상기 가시화 프로브의 최대 외경과 동일하거나 또는 그보다 작은

가시화 프로브.

청구항 34

제 13 항에 있어서,

상기 의료 디바이스는,

- a. 내시경;
- b. 복강경;
- c. 가이드와이어;
- d. 가요성, 반가요성, 반강성 또는 강성의 단일 또는 다중 루멘(lumen)튜브;
- e. 가위;
- f. 외과용 메스;
- g. 핀셋;
- h. 스프링;
- i. 로드;

- j. 조직(tissues)으로의 접근을 위해 사용되는 디바이스;
- k. 조직 절단을 위해 사용되는 디바이스;
- l. 조직 밀봉을 위해 사용되는 디바이스;
- m. 물체 연소를 위한 디바이스;
- n. 물체 응고를 위한 디바이스;
- o. 공급용 디바이스;
- p. 루멘 내의 위치로 물체 또는 물질을 안내하기 위한 디바이스;
- q. 루멘 내의 위치로부터 물체 또는 물질을 배출하기 위한 디바이스;
- r. 루멘 내의 위치로 물체 또는 물질을 이송하기 위한 디바이스;
- s. 모니터링 기구 또는 센서를 포함하는 디바이스;
- t. 진단 기구 또는 센서를 포함하는 디바이스; 및
- u. 무선 체내 디바이스(wireless in vivo device) 중 하나인
의료 디바이스.

청구항 35

- 제 13 항에 있어서,
- a. 관절 섹션 및
 - b. 작동 채널 중 하나 또는 그 이상을 포함하는
의료 디바이스.

청구항 36

- 제 35 항에 있어서,
상기 관절 섹션은 어떠한 힌지도 없이 그리고 일체형으로 구성되는
의료 디바이스.

청구항 37

- 제 36 항에 있어서,
상기 관절 섹션은 하나의 플레이트로 구성되고, 각 링크는 전자기 장치 또는 기계 장치에 의해 정밀하게 절단되는
의료 디바이스.

청구항 38

- 제 36 항에 있어서,
일체형의 상기 관절 섹션은,
 $1\text{mm} < \text{척추부의 직경} < 3\text{mm}$;
 $2\text{mm} < \text{굽힘 반경} < 20\text{mm}$;
 앵글레이션 각도 $\pm 270\text{도}$;
 $0.04\text{mm} < \text{벽 두께} < 0.5\text{mm}$;
 $0.5\text{mm} < \text{하나의 링크의 길이} < 25\text{mm}$ 의 조건을 만족하는

의료 디바이스.

청구항 39

제 35 항에 있어서,

상기 관절 섹션은 상기 가시화 프로브/의료 디바이스의 축방향으로 배치된 기다란 가요성 구성부품에 부착된 복수의 링형 소자로 구성되는

의료 디바이스.

청구항 40

제 35 항에 있어서,

상기 관절 섹션은 스프링의 신장된 부분과, 상기 신장된 부분에 있어서의 인접한 코일들 사이의 공간 내에 나사체결되는 플라스틱 인서트로 구성되는

의료 디바이스.

청구항 41

제 13 항에 있어서,

상기 대물렌즈 조립체의 일 구성부품의 일 표면을 금속화하고 상기 표면에 예칭함으로써 생성되는 아이리스를 포함하는

의료 디바이스.

청구항 42

제 18 항에 있어서,

2.2미크론×2.2미크론, 1.75미크론×1.75미크론, 1.4미크론×1.4미크론, 및 0.9미크론×0.9미크론 중 하나인 치수를 갖는 팩셀 셀을 포함하는

의료 디바이스.

청구항 43

제 13 항에 있어서,

상기 디바이스의 말단부는 투명한 볼록 커버에 의해 덮여 있고, 상기 커버의 최대 외경은 상기 의료 디바이스의 최대 외경과 동일하거나 또는 그보다 작은

의료 디바이스.

청구항 44

제 13 항에 있어서,

상기 가시화 프로브는,

- a. 상기 의료 디바이스의 외부면에의 부착;
- b. 상기 의료 디바이스 내의 작동 채널을 관통;
- c. 상기 의료 디바이스 내의 소켓에의 수용; 및
- d. 상기 의료 디바이스 내의 소켓으로서, 상기 프로브에 의해 발생된 신호를 수신하고 이를 신호를 디스플레이 장비에 전달하도록 구성된 신호 전달 커넥터를 포함하는, 상기 소켓에의 수용의 방법 중 하나에서 상기 의료 디바이스와 관련되는

의료 디바이스.

청구항 45

제 13 항에 있어서,
상기 가시화 프로브는 일회용이고, 상기 의료 디바이스의 나머지는 재사용가능한
의료 디바이스.

명세서

기술 분야

[0001]

본 발명은 가시화 도구(visualization tools)의 분야에 관한 것이다. 특히, 본 발명은 진단, 치료 및 외과 수술용 장치뿐만 아니라 다양한 비의료 응용예(예컨대 산업 응용예)에 유용한 가시화 프로브에 관한 것이다.

배경 기술

[0002]

신체 내부의 가시화는 의사가 다양한 질병들의 정확한 진단을 실시하고, 치료제를 분배하고, 및/또는 신체 내부의 최소 침습성(invasive) 수술 동작을 실시할 수 있는 필수적인 도구이다. 명확하게는 환자를 위해 외상을 감소시키기 위해, 이러한 치료법은 신체의 내츄럴 오리피스(natural orifices)을 통해 더 양호하게 실행되나, 때때로 가능할 때마다, 이는 침습성 기술을 사용하고 피부를 통해 신체를 침투할 필요가 있다. 매우 많은 수의 내시경 디바이스들이 오늘날 존재한다. 채널들을 통해 의료 디바이스가 삽입될 수 있고, 유체 또는 공기/CO₂/진공 또는 다른 디바이스들, 예컨대 절제, 절단, 밀봉, 근접 조직 등의 디바이스들이 분배 또는 회수될 수 있는 채널들을 구비한 기다란 바디로 구성되는 이를 디바이스는 이 절차들이 실행되는 지점까지 신체 안으로 도입된다. 명확하게는, 이러한 디바이스들은 독립형 디바이스로서 사용될 수 있고, 채널들을 통해 사용될 필요성이 없을 수 있다. 많은 이를 내시경 디바이스는 내장 카메라를 구비하고 있고, 다른 것들은 내시경 디바이스의 바디 내로 채널들을 통해 도입되는 카메라들을 갖는다. 이러한 맥락에서 그리고 본 명세서를 통해서, 의료 적용의 문장에서 사용되는 용어 "내시경 디바이스(endoscopic device)"는 내츄럴 오리피스를 통해서, 피부 내의 절개를 통해서, 또는 먼저 내츄럴 오리피스를 통한 다음 내부 기관(internal organ) 내의 절개를 통해서 체강들(human cavities) 안으로 삽입될 수 있는 임의의 기다란 디바이스를 지칭한다. 비 배타적인 리스트는 예컨대, 결장경(colonoscopes), 기관지경(bronchoscopes), 복강경(laparoscopes), 요관경(ureteroscope), 방광경(cystoscope), 혈관경(angioscope), 듀렌내시경(durendoscope)과 같은 통상적인 내시경들을 포함할 수 있으나, 다른 디바이스들은 예컨대, 니들, 카테터, 후두경(laryngoscopes), 스테이플러, 가이드와이어, 파이필로토머(papillotomes), 커터, 벌룬(balloons), 핀셋(forceps), 투관침(trocars) 등을 또한 포함할 수 있다.

[0003]

상술한 바와 같이, 상술한 기구들 모두는 그들 사이즈로 인해 환자에게 충분한 외상을 일으킬 없이는 신체 내의 임의의 위치에 도달할 수 없다. 다른 것들은 환자의 안전을 상당히 위태롭게 할 수 있고, 그들 사이즈로 인해 심각한 손상을 일으킬 수 있다. 세 가지 예시적 실례들은 인간 두뇌, 이도(ear canal) 및 심장 동맥이다. 코를 통해 실시되는 내시경 두뇌 시술, 즉 경비내시경 시술 절차에서, 터널 생성과 관련된 치수 및 두뇌 형상으로 인해 종래 기술의 기구 중 하나를 전진시키는 것이 가능하지 않다. 더욱이, 2mm보다 큰 기구가 양호한 이미지와 최상의 관절 없이 도입된다면, 그 기구의 목적지에 도달하기 전에 안전성 및 외상의 문제가 이를 차단할 것이다. 제 2 예에서, 유스타키오관(Eustachian tube)은 대략 1.5mm의 통상적인 치수를 갖는다(성인 기준). 관(canal)을 관찰하기 위하여, 양호한 관절을 갖는 소구경 디바이스가 필요하다. 이 디바이스는 환자에게 외상을 일으킬 없이 해부학적 형상에서 회전을 검토해야 한다. 동일한 문제는 심장 동맥, 신장, 총담관(common bile duct), 췌장, 폐 등과 같은 다른 기관들에도 또한 적용된다.

[0004]

상술한 바와 같이, 본 발명이 수의학, 산업, 조사 등과 같은 의료 이외의 다른 분야에 사용하기 위해 적용될 수 있는 한편, 다른 분야들과의 관련성이 당업자들에게 쉽게 이해될 수 있기 때문에, 하기 설명은 특히 의료 응용 예를 기준으로 이루어질 것이다. 예를 들면, 산업 적용은 터빈 블레이드들의 조사, 방사능 또는 생물학적으로 유해한 유체들을 포함하는 컨테이너들의 조사, 매우 좁은 파이프들의 내부의 조사, 또는 매우 작은 직경의 개구들을 통해서만 접근할 수 있는 폐쇄된 용기 또는 챔버의 내부의 조사이다.

[0005]

최신 기술의 내시경 장비에 사용되는 카메라는 광을 전파하기 위한 조명 원(illumination sources)과 광섬유를 구비한 통상적으로 고화질의 CCD 카메라이다. 이를 카메라는 최상의 전자장치와 최신 기술의 센서, 광학소자 및 이미지 프로세싱뿐만 아니라 카메라 헤드와 광학소자의 핸드 조립체를 필요로 하고, 이를 모두는 매우 고가

의 장비를 초래한다. 이러한 최종 장비는 취급 비용을 차례로 수반하는 비용을 고려하면 살균을 통해서 재사용되어야 한다.

[0006] 환자에 대한 외상을 감소시키기 위하여, 소구경 내시경 디바이스가 적합하다. 이 디바이스의 외피(envelope) (그 외부 단면)는 그 내부 구성부품들에 의해 한정될 것이다. 따라서, 내시경 디바이스의 전체 직경을 감소시키기 위하여, 내부 구성부품들은 상당히 작아야만 한다. 이러한 요구조건은 내시경 디바이스를 설계할 시에 절충안을 설명하는데, 그 이유는 예컨대 큰 작동 채널(working channels), 즉 내시경 디바이스의 내부 부품에 영향을 미침 없이 내시경 디바이스를 통해 다른 도구들이 신체 내의 관심 영역에 진입할 수 있게 하는 파이프들이 관절 또는 최소 조명 등을 위해 작은 이미저(imagers) 또는 극히 작은 케이블들의 사용을 설명할 것이기 때문이다.

[0007] 소형 이미저들이 사용되는 소구경 조명 섬유들, VCSEL들 또는 LED들의 채용에 의해 야기되는 불충분한 조명으로 인해 노이즈 이미지(noisy images)로부터 영향을 받는 것이 본 기술 분야에 잘 알려져 있다. 이들 문제점 중 일부를 극복하기 위해서는, 절충안은 이 디바이스의 주된 목표, 즉, 작은 직경이 고화질 이미지보다 더 중요한지 또는 최소 조립체 비용이 달성되어야만 하는지 등에 기초하여 이루어져야만 한다. 이 모두는 필요한 절차를 실시할 수 있게 의사에 의해 수용가능한 양호한 이미지를 생성하기 위하여, 우수한 픽셀 어레이(pixel array)가 현재 이용가능한 디바이스들에 채용되어야 하는 것을 설명한다. 이 센서는 최신 기술에서 짧은 길이의 광학소자에 결합되어야 하고, 크세논(Xenon)과 같은 아크 램프에 의해 일반적으로 발생되는 백색광, 작은 굽힘 반경에 견디는 양호한 조명, 및 유사한 요구 조건들을 제공해야 한다.

[0008] 가장 작은 이용가능한 이미징 센서, 조명 수단(섬유, VCSEL 또는 LED) 및 내부 조종 수단(기계적 또는 전기적)은 내시경 디바이스의 내부 치수를 설명한다. 또한, 때때로 브레이드(braid) 또는 금속 스프링과 관련하여 사용되는 외부 외피(sheath)는 내시경 디바이스의 외경으로 알려진 외부 치수를 설명할 것이다. 명확하게, 내츄럴 오리피스를 통과하는 내시경 절차를 실시하기 위하여, 이 외경은 오리피스 자체의 치수들과 비교하여 작아야만 한다. 따라서, 예컨대, 이비인후과(ENT) 시술에서, 혈흔하는 ENT 내시경 디바이스의 치수는 2mm 내지 3.6mm의 범위일 것이다. 시장에서 입수가능한 가장 작은 CCD(소니에 의해 제조됨)가 - 통상 내시경 디바이스에 외부적으로 배치되는 이미지 프로세싱 유닛에 전송되는 수용가능한 원시(raw) 신호(아날로그)를 발생하기 위하여 일정한 광량을 물론 요구하는 대략 120K 유효 픽셀을 갖는 그 패키지를 포함 - 1.4mm×1.4mm 범위에 있는 것으로 고려하면, 이는 작동 채널 없이 내시경 디바이스의 최소 외경이 센서의 대각선 플러스(+) 0.15mm의 범위(외부 외피의 벽 두께를 위해), 즉 2.11mm의 범위에 있어야 하는 것을 도시할 가능성이 있다. 관주/인서플레이션(irrigation/insufflations) 또는 흡입을 위한 작동 채널과 다른 채널을 부가하는 것은 이 직경을 3mm 내지 3.6mm의 실제 직경으로 증가시킬 것이다. 다른 한편, 이는 이미징 목적을 위해 가장 작은 이용가능한 CMOS 센서를 사용하는 것이 가능하고, 그 결과 이러한 웨이퍼들의 마이크로 전자장치의 강도 및 값싼 생산을 활용한다. 예를 들면, CSP 패키지(Cypress에 의해 제조됨)를 포함하여 1mm×1mm를 측정하는 10K 픽셀만을 갖는 CMOS 센서는 스크린 상에 표시되는 이미지(디지털)를 발생하기 위해 필요한 모든 전자장치를 포함한다. 이러한 센서는 임의의 작동 채널 없이 그러나 CCD 이미지와 비교하여 불량한 이미지를 갖는 1.6mm의 최소 외경을 갖는 내시경 디바이스를 양산할 것이다. 사실, 10K 픽셀 CMOS 센서를 갖는 이러한 1mm×1mm는 동일한 직경을 갖는 그러나 20K 픽셀을 갖는 이미징 섬유보다 우수한 성능을 제공하지 못한다. 그러나, CCD 센서 보다 직경에 있어서 더 작고, 따라서 내츄럴 오리피스가 작은 절차에서 사용될 수 있으며, 이는 이미지의 품질과 관련하여 절충하는 것이 가능하다. 당업자들에 의해 이해되는 바와 같이, 최소 이미지 센서들을 생성하는 것은 양산이 낫기 때문에 어려운 디자인과 제조 캘린지를 나타내고, 조립체는 복잡하고 시간 소비적이며, 이 센서들은 비싸다.

[0009] 상술한 양 경우에, 이는 이미저를 비디오 프로세싱 유닛에 연결 또는 모니터에 직접 연결하는 케이블이 이미저 자체보다 더 작은 것을 가정한다. 그러나, 이는 이미저의 디자인(아날로그 또는 디지털), 패키지에서의 패드의 수, 및 그 치수에 훨씬 더 의존한다. 오늘날 이용가능한 이미저들 대부분에서 최소 수의 패드들은 CMOS를 위해 선 6 내지 24이고 CCD를 위해선 8 내지 14이다. 각 패드가 최소 치수(150 내지 350 미크론)를 가지는 것을 현재의 기술들이 제시하므로, 이는 이미저의 전체 치수, 즉 내시경 디바이스의 외경에 영향을 미친다. 이들 두 가지 극단적인 해결책은 문제점을 설명하는데, 한편으로는 몇몇 부가적인 파이프들(작동 채널용 및/또는 관주/인서플레이션/흡입용) 및 조명 수단과 함께 양호한 이미지를 제공하는 이미저는 대구경 내시경 센서와 값비싼 구성부품을 요구한다. 그 결과 투자수익율(return on investment)을 받아들이기 위해 재사용되어야 하는 비싼 내시경 도구가 초래된다. 다른 한편으로는 저 해상도 이미징을 제공하는 이미저이나, 다른 구성부품들, 조립, 및 상기 디바이스의 생성과 관련된 노동으로 인해 비싼 도구가 초래될 것이다.

[0010] 최적의 결과를 달성하기 위하여, 환자의 안전 절차에 대한 외상과 디바이스의 비용 양자에 관해서 - 또는 다른

말로서, 가장 작은 절개와 가장 작은 가능한 외경이 디바이스를 신체 안으로 도입하기 위해 요구되는 한편 일회 용일 수 있는 대량 생산 물품으로 생성될 수 있는 최소 비용 유지에 관해서- 본 기술에서 이를 용어들로 해결되기 전에는 결코 없었던 새로운 세트의 문제들이 해결되어야 한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0011] 따라서, 디자인, 구성, 기능상 문제들 및 소구경 가시화 프로브 또는 내시경 디바이스의 비용에 관해서, 종래 기술의 단점을 극복하기 위한 해결책을 제공하기 위해 바람직할 수 있다.
- [0012] 본 발명의 목적은 종래 기술의 단점을 극복할 수 있는 해결책을 제공하는 것이다.
- [0013] 본 발명의 다른 목적은 비교적 저렴한 가시화 수단을 장비한 수술, 치료 및/또는 진단 디바이스를 제공하는 것이다.
- [0014] 본 발명의 다른 목적들 및 장점들은 상술한 바와 같이 명백하게 나타날 것이다.

과제의 해결 수단

- [0015] 제 1 태양에서, 본 발명은 출력 비디오 신호를 생성하기 적합한 부가 회로와 고체 광업 디바이스(solid state pick up device)로 구성되는 고체 이미저(solid state imager)(SSI) 및 대물렌즈 조립체를 포함하는 비디오 카메라 헤드이다. 이 비디오 카메라 헤드는 1.1mm 이하의 최대 외경을 갖고, 대물렌즈 조립체의 길이는 2.5mm 이하이다.
- [0016] 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예에서, 대물렌즈 조립체는 웨이퍼 레벨(wafer level) 기술을 사용하여 실행된다.
- [0017] 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예에서, 출력 비디오 신호는 전류에 의해 전달된다.
- [0018] 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예에서, SSI는 SSI에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드(electrically connecting pads)를 포함한다. 이들 실시예에서, 전기 접속용 패드의 수는 3개 이하이다.
- [0019] 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예에서, SSI는 SSI에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함한다. 이들 실시예에서, 전기 접속용 패드와 고체 광업 디바이스 및 상기 부가 회로 사이의 전기적 연결은 관통 실리콘 비아(through silicon vias)에 의해 실행된다.
- [0020] 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예에서, 고체 광업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명(back side illumination) 기술을 사용하여 실행된다.
- [0021] 제 2 태양에서, 본 발명은 출력 비디오 신호를 생성하기 적합한 부가 회로와 고체 광업 디바이스로 구성된 고체 이미저(SI), 조명 수단 및 대물렌즈 조립체를 포함하는 가시화 프로브(visualization probe)이다. 이 가시화 프로브는 2.8mm 이하의 최대 외경을 갖는다.
- [0022] 본 발명의 가시화 프로브의 실시예에서, 대물렌즈 조립체는 웨이퍼 레벨 기술을 사용하여 실행된다.
- [0023] 본 발명의 가시화 프로브의 실시예에서, 출력 비디오 신호는 전류에 의해 전달된다.
- [0024] 본 발명의 가시화 프로브의 실시예에서, SSI는 SSI에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함한다. 이들 실시예에서, 전기 접속용 패드의 수는 3개 이하이다.
- [0025] 본 발명의 가시화 프로브의 실시예에서, SSI는 SSI에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함한다. 이들 실시예에서, 전기 접속용 패드와 고체 광업 디바이스 및 부가 회로 사이의 전기적 연결은 관통 실리콘 비아에 의해 실행된다.
- [0026] 본 발명의 가시화 프로브의 실시예에서, 고체 광업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명 기술을 사용하여 실행된다.

- [0027] 제 3 태양에서, 본 발명은 출력 비디오 신호를 생성하기 적합한 부가 회로와 고체 픽업 디바이스로 이루어지는 고체 이미저(SSI), 조명 수단 및 대물렌즈 조립체로 구성되는 가시화 프로브를 포함하는 의료 디바이스이다. 이 의료 디바이스는 3.2mm 이하의 최대 외경을 갖는다.
- [0028] 본 발명의 의료 디바이스의 실시예에서, 대물렌즈 조립체는 웨이퍼 레벨 기술을 사용하여 실행된다.
- [0029] 본 발명의 의료 디바이스의 실시예에서, 출력 비디오 신호는 전류에 의해 전달된다.
- [0030] 본 발명의 의료 디바이스의 실시예에서, SSI는 SSI에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함한다. 이들 실시예에서, 전기 접속용 패드의 수는 3개 이하이다.
- [0031] 본 발명의 의료 디바이스의 실시예에서, SSI는 SSI에 전력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 구성부품을 연결하기 위해 전기 접속용 패드를 포함한다. 이들 실시예에서, 전기 접속용 패드와 고체 픽업 디바이스 및 부가 회로 사이의 전기적 연결은 관통 실리콘 비아에 의해 실행된다.
- [0032] 본 발명의 의료 디바이스의 실시예에서, 고체 픽업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명 기술을 사용하여 실행된다.
- [0033] 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예에서, 대물렌즈 조립체의 길이는 2.0mm 이하이다. 이들 실시예에서, 대물렌즈 조립체의 길이는 1.5mm 이하이다.
- [0034] 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예에서, 고체 픽업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명 기술을 사용하여 실행되고, 대물렌즈 조립체의 길이는 2.0mm 이하이다. 다른 실시예들에서, 고체 픽업 디바이스의 감광성 소자는 후면 조명 기술을 사용하여 실행되고, 대물렌즈 조립체의 길이는 1.5mm 이하이다.
- [0035] 본 발명의 비디오 카메라 헤드는 대물렌즈 조립체의 일 구성부품의 일 표면을 금속화하고 그 표면에 에칭함으로써 생성되는 아이리스(iris)를 포함한다.
- [0036] 고체 픽업 디바이스의 감광성 소자가 후면 조명 기술을 사용하여 실행되는 본 발명의 비디오 카메라 헤드의 실시예들은 2.2미크론×2.2미크론; 1.75미크론×1.75미크론; 1.4미크론×1.4미크론; 및 0.9미크론×0.9미크론 중 하나인 치수를 갖는 픽셀 셀(pixel cells)을 포함할 수 있다.
- [0037] 본 발명의 가시화 프로브는,
- [0038] a. 관절 섹션(articulation section) 및
- [0039] b. 작동 채널(working channel) 중 하나 또는 그 이상을 포함할 수 있다.
- [0040] 가시화 프로브의 관절 섹션은 어떠한 힌지도 없이 그리고 일체형으로 구성될 수 있고; 예컨대, 각 링크는 전자기 장치 또는 기계 장치에 의해 정밀하게 절단되는 하나의 플레이트로 구성될 수 있다. 본 발명의 가시화 프로브의 이 실시예에서, 일체형 관절 섹션은 다음 조건들을 만족한다.
- [0041] 1mm < 척추부(vertebrae)의 직경 < 3mm;
- [0042] 2mm < 굽힘 반경 < 20mm;
- [0043] 앵글레이션 각도(Angulations angle) ±270도(degree);
- [0044] 0.04mm < 벽 두께 < 0.5mm; 및
- [0045] 0.5mm < 하나의 링크의 길이 < 25mm
- [0046] 본 발명의 가시화 프로브의 다른 실시예에서, 관절 섹션은 가시화 프로브/의료 디바이스의 축방향으로 배치된 기다란 가요성 구성부품에 부착된 복수의 링형 소자로 구성된다. 다른 실시예에서, 관절 섹션은 스프링의 신장된 부분과, 이 신장된 부분에 있어서의 인접한 코일들 사이의 공간 내에 나사체결되는 플라스틱 인서트(plastic inserts)로 구성된다.
- [0047] 가시화 프로브는 대물렌즈 조립체의 일 구성부품의 일 표면을 금속화하고 그 표면에 에칭함으로써 생성되는 아이리스를 포함한다.
- [0048] 고체 픽업 디바이스의 감광성 소자가 후면 조명 기술을 사용하여 실행되는 본 발명의 가시화 프로브의 실시예들은 2.2미크론×2.2미크론; 1.75미크론×1.75미크론; 1.4미크론×1.4미크론; 및 0.9미크론×0.9미크론 중 하나인

치수를 갖는 꿀셀 셀을 포함할 수 있다.

[0049] 가시화 프로브의 말단부는 투명한 볼록 커버에 의해 덮여 있고, 이 커버의 최대 외경은 가시화 프로브의 최대 외경과 동일하거나 또는 그보다 작다.

[0050] 본 발명의 의료 디바이스는 하기 중 하나일 수 있다.

[0051] a. 내시경;

[0052] b. 복강경;

[0053] c. 가이드와이어;

[0054] d. 가요성, 반가요성, 반강성 또는 강성의 단일 또는 다중 루멘(lumen)튜브;

[0055] e. 가위;

[0056] f. 외과용 메스;

[0057] g. 핀셋;

[0058] h. 스프링;

[0059] i. 로드;

[0060] j. 조직(tissues)으로의 접근을 위해 사용되는 디바이스;

[0061] k. 조직 절단을 위해 사용되는 디바이스;

[0062] l. 조직 밀봉을 위해 사용되는 디바이스;

[0063] m. 물체 연소를 위한 디바이스;

[0064] n. 물체 응고를 위한 디바이스;

[0065] o. 공급용 디바이스;

[0066] p. 루멘 내의 위치로 물체 또는 물질을 안내하기 위한 디바이스;

[0067] q. 루멘 내의 위치로부터 물체 또는 물질을 배출하기 위한 디바이스;

[0068] r. 루멘 내의 위치로 물체 또는 물질을 이송하기 위한 디바이스;

[0069] s. 모니터링 기구 또는 센서를 포함하는 디바이스;

[0070] t. 진단 기구 또는 센서를 포함하는 디바이스; 및

[0071] u. 무선 체내 디바이스(wireless in vivo device)

[0072] 본 발명의 의료 디바이스는,

[0073] a. 관절 섹션 및

[0074] b. 작동 채널 중 하나 또는 그 이상을 포함할 수 있다.

[0075] 의료 디바이스의 관절 섹션은 어떠한 힌지도 없이 그리고 일체형으로 구성될 수 있고; 예컨대, 각 링크는 전자 기 장치 또는 기계 장치에 의해 정밀하게 절단되는 하나의 플레이트로 구성될 수 있다. 본 발명의 의료 디바이스의 이 실시예에서, 일체형 관절 섹션은 다음 조건들을 만족한다.

[0076] 1mm < 척추부의 직경 < 3mm;

[0077] 2mm < 굽힘 반경 < 20mm;

[0078] 앵글레이션 각도 ±270도;

[0079] 0.04mm < 벽 두께 < 0.5mm; 및

[0080] 0.5mm < 하나의 링크의 길이 < 25mm

[0081] 본 발명의 의료 디바이스의 다른 실시예에서, 관절 섹션은 가시화 프로브/의료 디바이스의 축방향으로 배치된

기다란 가요성 구성부품에 부착된 복수의 링형 소자로 구성된다. 다른 실시예에서, 관절 섹션은 스프링의 신장된 부분과, 이 신장된 부분에 있어서의 인접한 코일들 사이의 공간 내에 나사체결되는 플라스틱 인서트로 구성된다.

[0082] 본 발명의 의료 디바이스는 대물렌즈 조립체의 일 구성부품의 일 표면을 금속화하고 그 표면에 예칭함으로써 생성되는 아이리스를 포함한다.

[0083] 고체 광학 디바이스의 감광성 소자가 후면 조명 기술을 사용하여 실행되는 본 발명의 의료 디바이스의 실시예들은 2.2미크론×2.2미크론; 1.75미크론×1.75미크론; 1.4미크론×1.4미크론; 및 0.9미크론×0.9미크론 중 하나인 치수를 갖는 광셀 셀을 포함할 수 있다.

[0084] 의료 디바이스의 말단부는 의료 디바이스의 최대 외경과 동일하거나 또는 그보다 작은 최대 외경을 갖는 투명한 블록 커버에 의해 덮여 있다.

[0085] 다른 실시예들에서, 가시화 프로브는 하기 방법들 중 하나에서 의료 디바이스와 관련된다.

[0086] a. 의료 디바이스의 외부면에의 부착;

[0087] b. 의료 디바이스 내의 작동 채널을 관통;

[0088] c. 의료 디바이스 내의 소켓에의 수용; 및

[0089] d. 의료 디바이스 내의 소켓으로서, 프로브에 의해 발생된 신호를 수신하고 이를 신호를 디스플레이 장비에 전달하기 적합한 신호 전달 커넥터를 포함하는 소켓에의 수용

[0090] 본 발명의 의료 디바이스의 실시예에서, 가시화 프로브는 일회용이고, 의료 디바이스의 나머지는 재사용가능하다.

[0091] 어떠한 헌지도 없이 그리고 일체형으로 구성된 관절 섹션이 더 포함된다. 이 관절 섹션은 필요한 형상으로 굽혀질 수 있고, 일 실시예에서 하나의 플레이트로 구성되며, 각 링크는 전자기 장치 또는 기계 장치에 의해 정밀하게 절단된다.

도면의 간단한 설명

[0092] 도 1a는 본 발명의 일 실시예에 따라 프로브의 제조시에 사용되는 전자장치와 고체 이미저의 조립체를 개략적으로 도시한 도면,

도 1b는 그 완성된 상태에서 다른 조립체를 도시하는 도면,

도 2a 내지 도 2e는 본 발명의 일 실시예에서 CMOS 칩에 결합되는 광학소자의 다양한 관찰을 도시한 도면,

도 2f는 도 2a의 광학 조립체의 렌즈 레이아웃(layout)을 도시한 도면,

도 3a 내지 도 3e는 소구경 의료 디바이스를 도시하는 도면,

도 4a 내지 도 4c는 본 발명에 따라 프로브를 채용하는 수술 또는 치료 디바이스의 팁의 다양한 형상을 도시한 도면,

도 5a 내지 도 5c는 본 발명에 따라 프로브를 채용하는 수술용 가위 및 수술용 핀셋을 개략적으로 도시한 도면,

도 6은 이미저의 패들로부터 케이블(중간 충을 갖는 또는 갖지 않는)까지 직접 와이어 본딩을 도시하는 도면,

도 7a는 센서 표면으로부터 제 1 렌즈까지 2.05mm 미만(<)의 길이와 100도 FOV를 갖는 대물렌즈를 도시한 도면,

도 7b는 센서 표면으로부터 제 1 렌즈까지 2.14mm 미만(<)의 길이와 140도 FOV를 갖는 대물렌즈를 도시한 도면,

도 7c는 도 7b의 렌즈 조립체의 변조 전달 함수(Modulation Transfer Function)를 도시한 도면,

도 8은 센서 표면으로부터 제 1 렌즈까지 1.96mm 미만(<)의 대물렌즈의 길이를 도시하는 도면,

도 9는 CMOS 광학 조립체의 일 실시예의 기계적 부품을 개략적으로 도시한 도면,

도 10은 도 9의 CMOS 광학 조립체의 구조를 단면으로 도시한 도면,

도 11은 전기 신호를 위한 4 패드의 패키지를 포함하는 700미크론×700미크론의 최대 치수를 갖는 고체 이미저

를 도시한 도면,

도 12는 도 11의 고체 이미지의 픽셀을 도시하는 도면,

도 13은 렌즈의 수를 감소시킴으로써 길이의 최적화를 도시하는 도면,

도 14는 도 13의 렌즈 중 하나를 더블릿(doublet)으로 구성함으로써 길이의 추가 감소를 도시하는 도면,

도 15는 센서 표면으로부터 제 1 렌즈까지 1.38mm 미만(<)의 대물렌즈의 길이를 갖는 도 14의 광학 시스템을 위한 변조 전달 함수를 도시한 도면,

도 16은 본 발명에 따른 관절 섹션의 링크와 척추부를 도시한 도면,

도 17은 도 16의 하나의 링크의 형상을 개략적으로 도시한 도면,

도 18a 및 도 18b는 도 16의 전체 관절 섹션을 굽힘 위치와 직선 위치로 각각 개략적으로 도시한 도면,

도 19a 및 도 19b는 프로브의 축방향으로 배치된 기다란 구성부품에 부착된 개별 척추부로 구성되는 관절 섹션의 실시예를 개략적으로 도시한 도면,

도 20a 내지 도 20d는 본 발명의 소구경 프로브로 사용하기 적합한 척추부 섹션의 다른 실시예를 개략적으로 도시한 도면,

도 21은 카메라 및 LED, VCSEL 또는 MicroLED 어레이 조명을 갖고 직경 1.51mm와 3mm 길이를 갖는 본 발명에 따른 디바이스의 팁의 예시를 도시한 도면,

도 22는 카메라, LED 및 관주 채널(irrigation channel)을 포함하는 1.99mm 직경과 4mm 길이를 갖는 팁에 관한 본 발명에 따른 다른 디바이스의 팁의 예시를 도시한 도면,

도 23은 LED, VCSEL 또는 MicroLED 어레이, 관주 채널, 및 다른 도구들을 전진시키기 위해 사용될 수 있는 빈작동 채널의 상이한 조합으로 1.99mm 직경과 4mm 길이를 갖는 팁에 관해 본 발명에 따른 다른 디바이스의 팁의 예시를 도시한 도면,

도 24a 및 도 24b는 볼록 커버를 구비하는 1.75mm 맥관관찰 카테터(angiography catheter)의 말단 팁의 예시를 도시한 도면,

도 25는 두 가지 기능을 갖는 실리콘 칩을 도시하는 간단한 다이아그램,

도 26a는 웨이퍼 레벨 광학 방법을 사용하여 생성되는 완성된 카메라 헤드의 단면도를 개략적으로 도시하는 도면,

도 26b는 도 26a의 카메라 헤드의 변조 전달 함수를 도시하는 도면,

도 27a는 전방측 조명 CMOS 컬러 센서의 픽셀을 개략적으로 도시하는 도면,

도 27b는 후방측 조명 CMOS 컬러 센서의 픽셀을 개략적으로 도시하는 도면,

도 28은 본 발명에 따른 가시화 프로브들에 사용된 0.7mm×0.7mm CMOS 센서의 실제 정면(상부) 및 배면(저부) 관찰 이미지들을 도시하는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0093]

일반적으로 디지털 비디오 카메라들 그리고 특히 내시경 디바이스에 사용하기 위해 설계된 것들과 관련된 문헌에 사용되는 기술 용어들은 표준화의 부족으로 고려된다. 본 명세서에서, 달리 특정하게 지시하지 않는 한, 하기 기술 용어들이 사용될 것이다:

[0094]

- 용어 "활성 영역(active area)", "픽셀(들) 영역[pixel(s) area]" 및 "픽셀의 어레이(array of pixels)"는 입사광을 전자로 변환하는 감광성 소자, 예컨대 포토다이오드의 어레이의 광 수용 표면을 지칭하도록 상호교환 가능하게 사용된다.

[0095]

- 용어 "센서(sensor)", "칩(chip)", "고체 이미지 픽업 디바이스(solid state image pick up device)" 및 "이미지 픽업 디바이스(image pickup device)"는 활성 영역; 입사광을 포토다이오드 상에 집중시키는 마이크로렌즈(microlenses)의 어레이; 컬러 센서의 경우에는 필터의 어레이; 및 활성 영역이 생성되는 실리콘 기판을 지칭하도록 상호교환 가능하게 사용된다. CMOS 처리에 의한 센서 제조의 경우에, 이들 용어는 실리콘 상에서 어레이와

함께 실행되는 포토다이오드의 출력 신호를 처리하기 적합한 전자장치를 또한 포함할 수 있다.

[0096]

- 본 명세서에 사용된 바와 같은 용어 "고체 이미저" 또는 간략히 "SSI"는 동일한 실리콘 상에 또는 부가 층으로서 신호를 프로세싱하는 부가적인 기능들을 발생하기 위해 부가적인 전자 회로를 포함하는 임의의 적합한 고체 이미지 핵심 디바이스(예컨대, CMOS 또는 CCD)를 가리킨다.

[0097]

- 용어 "카메라 헤드(camera head)"는 단일 패키지로 캡슐화된 활성 영역 상에 광을 포커싱하기 위해 요구되는 관련 광학소자 및 SSI를 지칭한다.

[0098]

- 용어 "비디오 카메라" 및 "카메라"는 카메라 헤드만을 지칭하거나 존재하는 경우에는 카메라 헤드 및 부가적인 전자 드라이버를 지칭하도록 상호교환가능하게 사용된다.

[0099]

- 용어 "카메라"는 오로지 비디오 카메라만을 지칭한다.

[0100]

본 출원의 맥락에서, 용어 "유효 직경"은 그 형상에 관계없이 프로브의 최종 직경을 지칭한다. 대부분의 경우에 비록 프로브의 최종 형상이 원형일지라도, SSI가 통상적으로 정사각형 또는 직사각형 형상을 갖는 사실에도 불구하고, 임의의 다른 형상이 가능하고 따라서 유효 직경은 프로브의 가장 긴 단면 치수와 동일할 수 있다. 따라서, 예를 들면, 정사각형 단면을 갖는 프로브를 위해, 유효 직경은 정사각형의 대각선과 동일할 것이고, 동일한 주장들은 직사각형 형상, 타원형 형상(예컨대 도 21 참조) 또는 비완성된 타원형 형상에 준용하여 적용된다.

[0101]

본 발명의 실시예에 따르면, 프로브는 SSI에 의해 발생된 신호를 설명하기 위해 요구되는 전자 회로(또는 드라이버)를 포함한다. 대부분의 경우에, CCD에 비해 SSI로서 CMOS를 사용하는 장점은 이미지 또는 디지털 프로세싱의 다른 특징들, 예컨대 상호 관련된 이중 샘플링(CDS), A/D, 게인(gain) 등을 발생하기 위해 필요하게 되는 여러 중요한 특징들을 채용하는 여러 전자 회로들을 실행하는 것이 용이하고 가능하다는 사실이다. 이들 회로들은 하나의 패키지 내에서 트랜지스터들로 실행되는 픽셀(pixels)로 만들어지는 순수한 센서를 갖는 디자인에 부가된다. 이들 픽셀의 실행은 픽셀 당 2 트랜지스터, 3, 4, 5, 6 및 그 이상에 기초할 수 있고, 또는 공유 트랜지스터 또는 다른 디자인, 예컨대 2T2S 또는 4T4S, 또는 이 픽셀을 실행하는 더 높은 등급의 표준 트랜지스터의 사용에 기초할 수 있다. 명확하게는, 이들 회로는 패키지의 치수를 연장하고 많은 패드를 부가한다. 부가로, 높은 클록 속도를 갖는 신호를 사용한다면, 이는 증폭기 또는 조정기를 포함하는 드라이버, 노이즈 감소를 위한 수 개의 캐패시터, 및 신호를 정합하기 위한 몇몇 저항기를 사용하는 것이 바람직하다. 이러한 전자 회로(드라이버)는 패키지 또는 실리콘 내에 공간을 부가할 것이고, 따라서 대부분의 경우 이는 포장된 CMOS로 또는 실리콘 구조에서 부가적인 층으로 외부적으로 실행될 것이다.

[0102]

CMOS가 1.0mm보다 작은 대각선을 갖는다면, 드라이버는 이미지 프로세싱 특징들, 예컨대 포장된 CMOS 센서 자체로 실행되는 이미지를 발생하기 위해 필요한 다른 특징 또는 상호 관련된 이중 샘플(CDS)의 부품을 포함할 것이고, 이제 드라이버로 또는 이미지 프로세싱 유닛으로 외부적으로 시프트된다. 이 경우에, CMOS 센서는 신호를 제공하고 CMOS로부터 원시 신호(raw signal)를 생산하기(pump out) 위해 필요한 최소 회로의 실행만을 포함할 수 있다. 부가로, 드라이버는 CMOS를 활성화하기 위해 필요한 클록 신호와 정합하고 이 신호를 비디오 처리 프로세싱으로 생산하기 위해 요구되는 최소 구성부품을 포함할 것이며, 이 원시 신호를 프로세싱하고 이를 비디오 신호로 변형하기 위해 필요한 모든 회로와 구성부품을 포함할 것이다.

[0103]

이러한 방식에서, CMOS 센서는 광자를 전자로 변환하고 그 사이즈가 최소인 순수 이미저(imager)로서 거의 모두 작용한다. 드라이버가 최소 수의 구성부품(하나 또는 둘 및 때때로 그 수가 제로(0)일 수 있음)을 또한 포함하므로, 이는 새롭게 포장된 CMOS 비디오 카메라의 전체 치수가 최소인 것을 보장한다. 이를 극복하기 위한 부가적인 문제는 CMOS를 활성화하기 위해 신호를 제공하고 이 신호를 비디오 처리 프로세싱으로 생산하기 위해 작용하는 케이블(모든 와이어를 포함함) 및 CMOS 디자인과 관련된 패드의 수이다. 일반적인 실시에서는 이들 서비스를 제공하기 위한 여러 와이어들이 있다. 예컨대 SONY에 의해 제조된 CCD(예컨대, ICX256 또는 ICX 257 또는 ICX 421)에서는 하기 표 1에 도시된 바와 같이 10개의 패드가 있다.

표 1

[0104]

핀 번호	부 호	설 명	핀 번호	부 호	설 명
1	$V_{\phi 2}$	수직 레지스터 전송 클록	6	V_{OUT}	신호 출력
2	$V_{\phi 1}$	수직 레지스터 전송 클록	7	RGΦ	리셋 게이트 클록

3	GND	GND	8	H_{ϕ}	수평 레지스터 전송 클록
4	V_{DD}	공급 전압	9	$V_{\phi 3}$	수직 레지스터 전송 클록
5	ϕ SUB	기재 클록	10	$V_{\phi 4}$	수직 레지스터 전송 클록

[0105] IC-Media에 의해 제조된 ICM105A CMOS에 대해서는 48개의 패드가 있다(표 2).

표 2

핀 #	네임	클래스*	기능
14	CLKSEL	D, L, N	클록 소스 선택, 0: 내부 진동자 1: CLKIN
11	CLKIN	D, L, N	외부 x2 클록 소스
12	XIN	A, I	진동자 인
13	XOUT	A, O	진동자 아웃
34	PCLK	D, O	픽셀 클록 출력
36	OEN	D, L, N	출력 가능, 0: 가능, 1: 불가능
32	I2CID	D, L, N	I2C 슬레이브 어드레스의 Lab
33	I2CMS	D, L, U	I2C 마스터/슬레이브 선택, 0: 슬레이브, 1: 마스터(제설정 후 EEPROM으로부터 자동 부하)
2	SCL	D, I/O	I2C 클록
1	SDA	D, I/O	I2C 데이터
10	POWERDN	D, L, U	동력 다운 제어, 0: 동력 다운, 1: 활성
16	RSET	A, I	칩에 대한 페지스터 = $39 K\Omega$ @ $27 MHz$ 메인 클록
8	RSTIN	D, L, U	칩 재설정 활동 낮음
48	DOUT[7]	D, O	데이터 출력 비트 7
47	DOUT[6]	D, I/O	데이터 출력 비트 6: 풀 업/다운이면, TIMING_CONTROL_LOW[2] (VSYNC 극성) 의 초기값은 1/0 이다
46	DOUT[5]	D, I/O	데이터 출력 비트 5: 풀 업/다운이면, TIMING_CONTROL_LOW[1] (HSYNC 극성) 의 초기값은 1/0 이다
44	DOUT[4]	D, I/O	데이터 출력 비트 4: 풀 업/다운이면, AD_IDL[3] (Sub ID) 의 초기값은 1/0 이다
41	DOUT[3]	D, I/O	데이터 출력 비트 3: 풀 업/다운이면, AD_IDL[2] (Sub ID) 의 초기값은 1/0 이다
39	DOUT[2]	D, I/O	데이터 출력 비트 2: 풀 업/다운이면, AD_IDL[1] (Sub ID) 의 초기값은 1/0 이다
38	DOUT[1]	D, I/O	데이터 출력 비트 2: 풀 업/다운이면, AD_IDL[0] (Sub ID) 의 초기값은 1/0 이다
37	DOUT[0]	D, I/O	데이터 출력 비트 0: 풀 업/다운이면, 동기화 모드는 출력/입력 모드에서 작동하는 HSYNC 및 VSYNC를 요구하는 마스터/슬레이브 모드이다
3	HSYNC	D, I/O	수평 동기화 신호
5	VSYNC	D, I/O	수평 동기화 신호
35	FLASH	D, O	플래시 광 제어
15	RAMP	A, O	아날로그 램프 출력
7, 31	VDDA	P	센서 아날로그 파워
9, 30	GNDA	P	센서 아날로그 접지
19	VDDD	P	센서 디지털 파워

[0106]

[0107] 다른 실시예에서, Agilent ADCM 1650-3011에 대해서는 18개의 패드가 있다(표 3).

표 3

위 치	신호 이름	형 태	설 명	주 의
1	GND	공통	시스템 접지	
2	MCLK	입력	모듈 클록	
3	VSYNC	출력	수직 동기화	[End_of_Frame]
4	DATA0	출력	병렬 데이터 0	
5	DATA1	출력	병렬 데이터 1	
6	DATA2	출력	병렬 데이터 2	
7	DATA3	출력	병렬 데이터 3	
8	DATA4	출력	병렬 데이터 4	
9	DATA5	출력	병렬 데이터 5	

10	DATA6	출력	병렬 데이터 6	
11	DATA7	출력	병렬 데이터 7	
12	VCLK	출력	비디오 클록	[Data_Ready]
13	H SYNC	출력	수평 동기화	[End_of_Line]
14	ON/OFF	입력	전압 레귤레이터 제어	
15	SCLK	입력	직렬 인터페이스 제어 클록	
16	SDATA	입력/출력	직렬 인터페이스 제어 데이터	
17	Vcc	입력	전압 입력	
18	GND	공통	시스템 접지	

[0109] 1.0mm보다 작은 대각선을 갖는 고체 이미저에서, 그렇게 많은 패드를 위한 충분한 공간이 없으므로, 이러한 문제를 극복하기 위하여, 이는 최소 수의 패드(이상적으로는 1개의 패드)를 설정할 필요가 있다. 동일한 패드를 사용하는 여러 신호를 다중화(multiplexing)함으로써, 전체 SSI에 대해 4개의 패드만 때로는 3개의 패드만을 사용하는 것이 가능하다.

[0110] 이미저의 영역을 최소로 감소하기 위한 다른 방식은 전압 방법 대신에 전류 방법을 사용함으로써 이미저의 출력 비디오 신호의 방법론을 변경하는 것이다. 이는 외부 드라이버가 정합 스테이지 회로를 포함할 수 있는 것을 또한 설명한다. 이러한 방법을 사용하는 장점은 증폭과 관련된 노이즈의 더 양호한 필터링을 포함하고, 비디오 신호 드롭에 의한 보상을 위해 비디오 프로세서에 의해 제어되는 레귤레이터(regulators)를 사용함으로써 긴 거리에 걸쳐 비디오 신호를 전송하기 위한 성능을 포함한다.

[0111] SSI의 치수가 감소될 수 있는 방식의 다른 예시는 즉, 이미지를 파지하고 이를 전송하는 두 가지 기능을 갖는 실리콘 상에 구성부품을 제공하는 것이다. 도 25는 본 발명의 이러한 실시예를 도시하는 간단한 다이아그램이다. 이 도면에서 이미지 센서(또는 SSI)(342), 비디오 트랜스미터(343), 및 트랜지스터(344)를 그 위에 생성하는 실리콘 칩(341)을 볼 수 있다. 전압원(voltage source)(346)은 와이어(345)를 통해서 칩(341)에 전력을 공급하고, 또한 아날로그 대 디지털 변환기(348), 디지털 신호 프로세서(349) 및 비디오 인코더(encoder)(350)를 포함하는 외부 유닛(347)에 연결된다. 이 칩은 하기와 같이 작동한다.

[0112] 1. 단계(Phase) 1 : 이미지 센서(342)는 이미지를 파지하여 이를 걸리게 한다.

[0113] 2. 단계 2 : 비디오 트랜스미터(343)는 이미지를 전달하는 한편 칩의 나머지는 조용하고 노이즈를 발생하지 않는다.

[0114] 와이어 모델(345)은 규칙적인 와이어에 의해 또는 이 예시에서 인쇄 회로 기술을 사용 및/또는 명확한 용량과 저항을 위한 레이저 트리밍(trimming)을 사용함으로써 실행될 수 있는 와이어이다. 비디오 출력을 위한 실제 와이어가 없으므로, 비디오 트랜스미터(343)는 전류를 끌어당기는 트랜지스터(344)에 연결된다. 비트(bits)의 스트림인 비디오 이미지를 비디오 트랜스미터(343)로부터 트랜지스터(344)로 전송함으로써, 전류 신호는 전압원(346)(특히, 이것이 명확한 저항을 갖는다면) 상에서 노이즈를 변형하여 발생된다. 전력 공급의 전압을 측정함으로써, 칩 내측에서 비디오 비트 스트림이 결정될 수 있다. 이 비트 스트림은 노이즈의 채널 작용을 고정하기 위해 바람직한 바와 같이 느리게 발생된다. 따라서, 이는 본 발명에 따라 간단하고 효율적인 방식으로 그리고 최소 수의 패드의 사용에 의해 칩으로부터 정보를 전송하는 것이 가능하다.

[0115] 도 28은 본 발명에 따른 가시화 프로브들에서 사용되는 0.7mm×0.7mm CMOS 센서의 실제 정면(상부) 및 배면(저부) 관찰 이미지들을 도시하는 도면이다. 당업자들에게 명백한 바와 같이, 센서에 동력을 공급하고 이로부터 비디오 신호를 수신하는 외부 전기적 구성부품들에 대한 센서의 전방측 상에서 생성된 회로 사이의 전기적 연결은 관통 실리콘 비아(TSV; through silicon via) 기술을 사용하여 이루어지고, 여기서 소구경 홀들은 실리콘을 통하여 생성되며 그런 다음 전도성 재료로 채워진다. TSV의 사용은 센서의 전체 치수들을 증가시킬 없이 전도체의 수직 루팅(vertical routing)을 허용한다. 도 28의 하부 이미지에 보이는 바와 같이, 센서의 실리콘 기판의 배면측은 볼 그리드 어레이(BGA) 또는 라인 그리드 어레이(LGA) 연결 구성이 사용될 수 있는지에 따라 바이어스들의 하부와 전도성 볼들 또는 패드들 중 하나와의 사이에 전도성을 제공하기 위해 패턴화된다. 도 28이 4개의 패드를 도시하고 있을지라도, 다중화를 사용하여 패드의 수를 3개로 감소시킬 수 있음을 보이는 것은 용이하다.

[0116] 도 28에 도시된 센서는 상술된 전류 방법론을 채용한다. 4개의 패드들은 각각 Vdd에서의 전압, 접지(Ground) Vss, 셔터 타이밍 SHTR, 및 비디오 신호 출력 전류 POUT이다. SHTR은 조절되는 셔터 타이밍, 즉 픽셀에서 전하

의 수집 시기를 허용하고, 그러나 많은 경우에, 이러한 파라미터는 변경될 필요가 없으며, 결정된 값은 실리콘 상의 회로에서 결정 및 실행될 수 있다. 이 경우에, 패드의 수는 3개의 최소값으로 감소될 수 있다. 비디오 신호를 출력 및 멀티플렉싱하기 위한 현재의 방법을 사용하는 사실에서, 이는 이론적으로 패드의 수를 2개로 감소하는 것이 가능하다.

[0117] 이를 해결책, 즉 전류 비디오 신호들 및 TSV의 관점에서, 이 카메라에 내장된 임의의 내시경 디바이스의 외경은 최소일 것이다. 이는 내시경 디바이스의 직경을 감소시키기 위한 이유가 이 디바이스를 소구경 개구들 또는 채널들을 통과하게 하는 것에 주목한다. 일반적으로, 원 형상이 고려되나, 몇몇 경우에 이 개구는 일반적으로 타원 형상을 갖는다. 이를 경우에, 직사각형 센서가 사용될 수 있고, 가시화 프로브의 말단부는 개구와 더 양호하게는 정합하는 달걀 형상을 가질 수 있으며, 필요한 구성부품들 모두를 포함하기 위해 충분한 내부 공간을 가질 것이다.

[0118] 도 11은 전기 신호를 위한 4 패드의 패키지를 포함하는 치수 700미크론×700미크론을 갖는 고체 이미저의 레이아웃을 개략적으로 도시한다. 이 경우에, 활성 영역은 500미크론×500미크론보다 작다. SSI는 다른 사이즈의 픽셀 셀들로 생성될 수 있다. 예컨대, 2.2미크론×2.2미크론 셀에 대해서는 50176개의 픽셀(224×224)을 포함할 것이고; 1.75미크론×1.75미크론 셀에 대해서는 81225개의 픽셀(285×285)을 포함할 것이며; 1.4미크론×1.4미크론 셀에 대해서는 127449개의 픽셀(357×357)을 포함할 것이고; 0.9미크론×0.9미크론 셀에 대해서는 308025개의 픽셀(555×555)을 포함할 것이다.

[0119] 도 12는 도 11의 고체 이미저의 픽셀들을 도시한다. 이 이미저는 픽셀들과 마이크로 렌즈들을 덮기 위해 글래스를 포함할 것이나, 글래스 커버를 포함하지 않도록 또한 설계될 것이며, 대신에 0.5미크론 내지 1.2미크론 상부 코트(coat)(폴리머) 층을 포함하도록 설계될 것이다.

[0120] 본 발명자에게 알려진 의료 디바이스를 위한 모든 비디오 카메라들은 CMOS 이미지 픽업 디바이스를 생성하기 위해 전방측 조명(FSI) 기술로서 당업계에 알려진 것을 사용하여 만든다. 도 27a는 FSI CMOS 컬러 센서의 픽셀을 개략적으로 도시한다. 컬러들은 바이엘 필터(Bayer filter)로 당업계에 알려진 것을 사용하여 달성된다. FSI 센서에서, 활성 영역(146)을 포함하는 포토다이오드(148)는 실리콘 기판에 생성된다. 활성 영역의 상부에는 전자 구성부품들과 금속 와이어를 포함하는 전기 회로 층(148)이 구성되어 있다. 적색, 녹색 및 청색 컬러 필터들(142R, 142G, 142B)은 전기 회로 층에 걸쳐 배치되고, 마이크로렌즈(140)는 이 필터들의 상부에 배치된다. 이러한 형태의 구조는 도 27a에 도시된 바를 보고 용이하게 이해되는 바와 같이 입사광의 적어도 일부가 층(144) 안으로 전기 회로의 소자들과 마주치는 가장 명확한 많은 단점들에 영향을 받고, 결코 활성 영역(146)에 도달하지 않거나 또는 이웃하는 포토다이오드 상에서 결코 벗어나지 않는다. 전자의 경우에, 광이 포토다이오드 상에 충분히 떨어지지 않는 것을 의미하고, 후자의 경우에 흐린 이미지가 기록될 것이다. 이를 문제점들에 대한 가장 쉬운 해결책들은 조명의 양을 증가시키는 것이고 및/또는 마이크로렌즈로부터 포토다이오드로 광의 "자유 통로(free passage)"를 위한 많은 룸을 허용하기 위해 픽셀들의 단면적을 증가시키는 것이다. 이를 해결책들 어느 것도 본 발명의 목표와 호환될 수 있고, 그 이유로는 전자는 더 큰 직경의 광섬유들 또는 LED들을 수용하기 위하여 프로브의 직경을 증가시킬 것을 요구하고, 후자는 센서의 직경이 증가되어야만 하거나 또는 이미지들의 해상도에 영향을 미칠 수 있는 픽셀들의 전체 수가 감소되어야만 하는 것 중 하나를 의미한다.

[0121] FSI 구조와 관련된 이들 및 다른 어려움을 극복하기 위하여, 이는 후면 조명(BSI)으로 알려진 픽셀을 생성하는 비교적 새로운 원리의 사용을 만들기 위해 본 발명에서 제안된다. BSI 픽셀은 FSI 픽셀과는 극적으로 다르게 구성되고, 이 차이는 포토다이오드에 의해 100% 광 수집을 가능하게 한다. 도 27b는 BSI 구조를 개략적으로 도시한다. BSI 픽셀에서, 전기 회로 층(144)과 포토다이오드 층(148)의 순서는 역전되고, 광 진입 마이크로렌즈(140) 모두는 컬러 필터를 통과한 후에 대응하는 포토다이오드의 활성 영역(146) 상에서 직접 굴절된다.

[0122] BSI 픽셀은 상당히 낮은 광을 요구하고, 따라서 이는 FSI 픽셀보다 훨씬 더 민감하다. 부가로 BSI는 금속화 층의 구성부품들에 의해 분산되지 않기 때문에 FSI 픽셀과 비교하여 훨씬 더 정확한 컬러를 가능하게 한다. 더 중요한 BSI는 광의 동일한 양을 위해 FSI보다 더 많은 픽셀들의 동일한 영역 상에서 생성을 가능하게 하거나 또는 FSI 픽셀들을 채용하는 이미저들과 비교하여 그 성능에 영향을 미치지 않는 이미저 영역을 더 감소시킨다. 의료 디바이스를 위해, BSI는 화질을 떨어뜨림 없이 의료 디바이스의 직경의 감소를 가능하게 하기 때문에 많은 장점을 제공한다. 따라서, CMOS 센서 및/또는 SSI는 다르게 설계되고 구성된다. 새로운 조건을 위해 최적인 적합한 광학소자를 부가하는 것은 치수 및 화질의 관점에서 최적의 비디오 카메라를 양산한다.

[0123] 본 발명의 일 실시예에서, 프로브는 의료 디바이스에 접속할 수 있다. 이 실시예에 따르면, 따라서, 이는 재사용가능한, 즉 연속 절차들로 사용되고 살균될 수 있는 의료 디바이스를 제공하는 것이 가능한 한편, 가시화 프

로브는 일회용일 수 있다. 이는 본 발명에 따른 가시화 프로브들의 실시예들을 제조하기 위해 본 명세서에 기재된 방법들을 채용함으로써 달성할 수 있는 저비용에 의해 가능하다.

[0124] 다른 태양에서, 본 발명은 1.1미크론의 최대 외경의 이미저를 갖는 가시화 프로브를 수용하기 적합한 소켓 또는 채널을 포함하는 의료 디바이스에 관한 것이다. 이러한 디바이스에서, 소켓은 프로브에 의해 발생된 신호를 수신하고 이를 디스플레이 장비에 전달하기 적합한 신호 전달 커넥터들을 포함할 수 있다.

[0125] 본 명세서에 사용된 바와 같은 용어 "의료 디바이스"는 사람 또는 동물 몸체에서 수술 절차를 활동적으로 실시하기 위해 사용되는 디바이스뿐만 아니라 진단 목적만을 위해 사용되는 디바이스 그리고 치료 및/또는 약제의 분배를 위해 사용되는 디바이스를 지칭한다. 사람 또는 동물 몸체의 자연적 또는 발생된 체강(cavity) 안으로 도입되는 임의의 디바이스는 본 명세서 전체를 통해서 의료 디바이스의 한정을 받는다. 이러한 의료 디바이스는 예컨대, 내시경; 가위; 외과용 메스; 복강경; 다른 디바이스를 이들 투브(또는 파이프)를 통해서 삽입 또는 추출할 때에 몸체를 보호하기 위해 또는 치료 절차를 위해 사용되는 가요성, 반가요성, 반강성 또는 강성의 단일 또는 다중 루멘 투브(또는 파이프); 스프링; 로드(rods); 조직에의 접근, 조직 절단 및 조직 밀봉을 위해 사용되는 디바이스들; 물체를 연소, 응고 또는 다른 방식으로 소멸시키기 위한 디바이스들; 물체 또는 물질의 공급, 안내, 배출 또는 이송을 위한 디바이스들; 가이드와이어, 핀셋, 모니터링 및/또는 진단 디바이스; 무선 체내 디바이스 등으로부터 선택될 수 있다.

[0126] 본 발명은 상술한 의료 디바이스와 프로브의 조합을 더 포함한다. 예컨대, 고체 이미저는 의료 디바이스의 표면에 부착되는 가시화 프로브의 말단부에 배치될 수 있다.

[0127] 이제 도 3a를 참조하면, 다양한 의료 적용을 위해 사용될 수 있는 일반적인 형태의 내시경 디바이스가 개략적으로 도시되어 있다. 이 디바이스는 핸들링 부분(도 3b)으로 구성되고, 이에 팁(tip)(32)(도 3c)을 구비한 기다란 부분(31)이 부착되고, 도 3d에 확대도로 도시되어 있다. 팁(32)은 도 3e에 도시된 바와 같이 굽힘 가능한 부재(33)에 고정 또는 연결될 수 있다.

[0128] 도 4a 내지 도 4c는 도 3c 내지 도 3e의 팁(32)을 위한 세 가지 다른 옵션을 도시한다. 도 4a는 작동 채널(42)을 구비한 팁(41)을 도시하고, 이 작동 채널을 통해 도구들이 도입될 수 있거나 또는 액체들 또는 가스들이 공급 또는 회수될 수 있다. 가시화 프로브(43)는 소켓(도시 생략) 내에 수용된다. 유사하게, 도 4b에서 팁은 확대되고, 가시화 프로브(43)에 부가하여, 3개의 작동 채널(44, 45, 46)을 또한 포함한다. 또한, 도 4c에서 4개의 다른 작동 채널(44, 45, 46, 47)이 제공된다.

[0129] 도 4a 내지 도 4c에 도시된 실시예들에서, 카메라를 위한 조명원은 도시되지 않았지만, 조명 섭유, 하나 이상의 LED, VCSEL, 또는 작동 채널을 통해서 실시되거나 또는 디바이스의 일체부로서 말단 면상에서 실시되는 MicroLED의 어레이로서 실시될 수 있다. 도 4a에는 예컨대 하나의 작업이 있고, 다른 작동 채널은 카메라 및 광을 위해 사용되며, 이는 소켓(43) 내에서 대물렌즈를 둘러싸는 광섬유의 링에 의해 실시된다. 예컨대, 소켓(43) 안으로 삽입되는 카메라 헤드는 0.7mm 센서와 일체형 1.4mm 직경 광 링을 포함할 수 있다.

[0130] 본 명세서에서, MicroLED는 5 내지 50 미크론 범위의 직경을 갖는 LED를 더 큰 LED와 구별하기 위해 사용된다. MicroLED는 충분한 광을 생성하기 위해 어레이에 통상 배열되는 한편, 카메라 주위의 작은 "빈(empty)" 공간에 끼워질 수 있고, 이에 의해 본 발명의 카메라가 부착되는 가시화 프로브 또는 다른 의료 디바이스의 전체 직경을 최소화하게 한다.

[0131] 도 5a는 가위의 두 블레이드들 사이에 소켓을 구비한 수술 가위를 개략적으로 도시하고, 이 가위에 상술한 바와 같은 가시화 프로브가 수용된다. 따라서, 외과 의사가 가위를 조작할 때에, 외과 의사의 이미지가 디바이스의 몸체를 통과하여 데이터 라인을 거쳐서 이미지 프로세싱 및 디스플레이 장치에 전달되어 소켓에 도달할 때에 도구의 팁이 보여지는 것을 명확하게 보이도록 할 수 있다. 도 5b는 가시화 프로브를 구비한 수술 핀셋들을 개략적으로 도시한다. 도 5c는 카메라 헤드의 대물렌즈를 에워싸는 링을 형성하도록 배열된 MicroLED의 어레이를 도시하는 도 5b의 핀셋의 죠오(jaws) 사이의 영역을 확대 도면이다.

[0132] 환자에 대한 최소 외상으로 절개하거나 또는 내츄럴 오리피스를 통해 효율적인 조작을 가능하게 하기 위하여, 특히 오리피스가 3mm보다 작다고 말할 수 있는 좁을 때에, 모든 도구는 진입 및 다른 경로들을 처리하기 위해 관절 섹션의 여러 형태를 요구한다. 이러한 섹션으로부터의 요구 조건들은 한편으론 관절 접합하기에 충분히 가요성이 있고, 다른 한편으로는 회전(중단 없이)을 위해 충분히 강성이 있다. 직선 위치로부터 임의의 스텝(점프; jump) 없이 전체 앵글레이션까지 관절 섹션의 부드러운 전이는 의무적이고, 그렇지 않으면 조정 중에 이는 조작을 심하게 손상시킬 것이다. 부가로, 그 안으로 도구가 전진하는 체강 또는 내부 기관에서 내부 회전을

위해, 짧은 관절이 고려되어야 한다. 예로서, 상부 또는 하부 GI 절차, 기관지경 검사 또는 비뇨기과를 위한 대부분의 가요성 내시경에서, 각 가요성 내시경은 이러한 조정을 가능하게 하기 위해 관절 섹션(20mm로부터 120mm까지의 길이)을 포함할 것이다. 따라서, 척추부(관절) 섹션은 필요한 바와 같이 가요성 또는 강성을 제공하는 0.3mm 내지 1.5mm의 벽 두께를 갖는 여러 링크를 포함하도록 구성된다. 이 굽힘 반경은 보통 10mm 내지 60mm이고, 0.8mm 내지 2mm의 직경을 통상적으로 갖는 강한 힌지들은 링크들을 서로 연결하고 도구와 척추부의 회전 중에 단단함을 제공한다. 링크의 수는 굽힘 반경을 결정하고; 굽힘 섹션의 전체 직경과 벽 두께는 가요성/강성 및 저항력을 제공한다. 이들 링크들이 개별적으로 생성될 때에, 각 링크 간의 최종 각도, 벽 두께 및 2개의 링크들을 연결하는 힌지는 최대 앵글레이션(상한/하한)을 달성하기 위하여 적용되는 최종 굽힘 반경과 힘을 결정한다. 이는 링크들로부터 매끄러운 아크를 구성하기 위하여, 많은 아이템들을 요구할 수 있는 상당수의 링크들, 상당량의 조립 시간을 포함해야 하고, 전체 굽힘 섹션을 파괴할 것이 분명하다.

[0133] 1mm 내지 3mm 범위의 작은 내츄럴 오리피스 또는 절개를 위해, 이러한 척추부 개념이 사용되지 않을 것이다. 이는 15mm보다 작은, 일부 경우에는 3mm보다 작은 굽힘 반경의 짧은 길이를 가지는 관절 섹션을 제공할 필요가 있고, 이 링크는 힌지들이 매우 작은 직경의 경우에 그들 사이즈 또는 그들 취약성 때문에 단면 섹션을 차단하므로 짧은 벽 두께로 그리고 어떤 힌지들 없이 구성된다. 부가로, 그 작은 사이즈로 인해, 더 두꺼운 케이블을 사용할 가능성이 없고; 그래서 최대 앵글레이션을 위해 적용되는 힘은 상당히 적다.

[0134] 다른 세트의 문제점들은 표준 크기 직경의 내시경으로 사용되는 종래 기술의 측면일 수 있는 이러한 척추부의 조립에 관한 것이며, 이는 커다란 링크들(3.2mm 내지 10mm의 직경)과 힌지들(0.8mm 내지 2mm의 직경)을 조립하기 위한 간단한 공정이다. 그러나 링크가 작으면(1mm 내지 3mm의 직경) 이는 불가능하지 않지만 어려운 작업이고, 확실하게 정확하지 않으며, 각 시기에 동일한 관절 섹션을 생성하기 위해 정밀한 검사뿐만 아니라 여러 도구들을 필요로 한다.

[0135] 이러한 문제점들을 극복하기 위하여, 어떠한 힌지도 없이 그리고 일체형으로 구성되어 필요한 형상(원형, 달걀 모양 또는 임의의 다른 제한되지 않은 형상)으로 굽혀지는 관절 섹션을 발명했다. 두 방향 굽힘을 허용하는 관절 섹션의 예시는 도 16 내지 도 18b를 참조하여 설명된다.

[0136] 이 실시예에서, 전체 관절 섹션은 예컨대 0.04mm의 두께를 갖는 하나의 플레이트(226)로 구성된다. 각 링크는 두 열로 배열되고 척추부(spine)(230)로부터 외향으로 돌출하는 복수의 소자들(228)을 형성하기 위해 전자기 장치 또는 기계 장치에 의해 정밀하게 절단된다. 적합한 방법들이 예시 및 비제한적 리스트는 레이저, 펀치, 플라즈마, 초음파, 와이어 등을 포함한다. 이 링크의 치수들은 다음을 규정한다.

[0137] a. 전체 섹션의 굽힘 반경;

[0138] b. 가요성;

[0139] c. 최대 관절 각도[풀 앵글레이션-업/다운(up/down)]; 및

[0140] d. 단단함(stiffness)[모든 링크들을 따른 등뼈부(backbone)에 의함]

[0141] 그 후에, 돌출 소자들(228)은 관절 섹션을 구성하는 개별 링크(척추부(vertebrae))(234)들을 형성하도록 굽혀진다. 관절 섹션은 하나의 단계, 또는 형상이 더 복잡한 경우에는 그 이상의 단계로 일체형 관절을 구성하기 위해 필요한 형상으로 구부러질 수 있다.

[0142] 도 17은 한 링크(228)의 형상을 개략적으로 도시한다. 도시된 바와 같이, 링크(234)는 척주(230)의 일 측면상에서 돌출 소자(228)를 반원 형상으로 상향으로 구부림으로써 형성되는 한편, 척주(230)의 다른 측면 상에서 제 1의 것과 반대되는 돌출 소자(228)는 반원 형상으로 하향으로 구부러진다. 돌출 부재의 "자유" 단부는 연속적인 주변을 형성하기 위해 용접될 수 있거나 또는 이 적용에 의해 요구되는 바와 같이 왼쪽에서 결합되지 않는다. 이 실시예에서, 관절 케이블을 위한 가이드들(232)은 도면들에 도시된 바와 같이 제 3 돌출 소자(228) 모두에서 생성된다. 관절 케이블들을 위한 가이드들(232)에 부가하여 최종 형상은 전기 및 신호 케이블들이 통과하는 개방 "윈도우" 뿐만 아니라 이 적용에 의해 필요한 바와 같은 작동 채널들을 포함한다.

[0143] 전체 굽힘 섹션은 도 18a에서는 구부러진 형상으로 그리고 도 18b에서는 직선 형상으로 도시되어 있다. 본 발명에 따른 링크의 통상적인 치수는 가요성, 최소 굽힘 반경, 강성 및 최소 길이를 유지하는 한편 임의의 다른 이용 가능한 링크보다 더 작을 수 있다. 예컨대, 0.04mm 또는 0.05mm 벽 두께에 대해, 1mm 직경 이상으로부터 시작하는 상이한 관절 섹션들, 2mm 이상으로부터 시작하는 상이한 굽힘 반경들 및 전체 앵글레이션, 즉 양 방향으로 270도에 대해 0(zero) 이상으로부터 시작하는 상이한 굽힘 각도들을 구성하는 것이 가능하다. 이러한 관

절의 최소 길이는 한 링크의 길이이고, 이는 앵글레이션들과 필요한 가요성에 따라 0.5mm 및 25mm까지의 범위 내에 있다. 따라서, 일체형 관절 섹션을 위한 하기 조건들이 만족된다.

- [0144] $1\text{mm} < \text{척추부의 직경} < 3\text{mm}$
- [0145] $2\text{mm} < \text{굽힘 반경} < 20\text{mm}$
- [0146] 앵글레이션 각도 $\pm 270\text{도}$
- [0147] $0.04\text{mm} < \text{벽 두께들} < 0.5\text{mm}$
- [0148] $0.5\text{mm} < \text{하나의 링크의 길이} < 25\text{mm}$
- [0149] 도 19a 및 도 19b는 소자들 각각의 중심을 통과하는 프로브의 축방향으로 배치된 기다란 가요성 구성부품에 부착된 복수의 링형 소자들로 구성된 관절 섹션의 실시예를 개략적으로 도시하고, 이에 의해 그 사이에 미리 결정된 거리를 유지하며 인접한 소자들을 연결하는 헌지로서 작용한다. 이 실시예에서, 금속 또는 플라스틱으로 만들어진 개별 소자들(34)은 도 19a에 도시된 바와 같은 형상이다. 소자들(334)은 프로브의 길이를 통과하는 작동 채널(336), 카메라 케이블, 또는 유사한 구성부품에 직접 용접 또는 아교 접착함으로써 부착된다. 소자들(334)은 2개 또는 4개의 홀들(338)을 구비하고, 이 홀들을 통해 관절 케이블들이 두 방향 또는 네 방향으로 구부러지는 관절 섹션을 통과할 수 있다.
- [0150] 도 19b는 이 실시예에 따라 완성된 관절 섹션을 도시한다. 복수의 소자들(334)은 중심 작동 채널(336)에 부착된다. 관절 케이블들(340)은 홀들(334)과 중공 튜브(342)의 섹션들을 통과하고, 이 중공 튜브의 섹션은 케이블들이 당겨질 때에 관절 섹션이 붕괴되는 것을 방지하는 기능을 한다. 관절 섹션의 이 실시예의 장점은 얇은 벽식 작동 채널이 관절 섹션의 축선에 항상 중심설정되어 유지되는 것이고, 이에 의해 작동 채널이 굽힘 공정 중에 꼬이는 것을 방지한다. 도 19b에 도시된 관절 섹션은 2.8mm 직경의 단일 사용 프로브에 사용하기 위해 설계된다.
- [0151] 도 20a 내지 도 20d는 본 발명의 소구경 프로브들로 사용하기 적합한 척추부 섹션의 다른 실시예들을 개략적으로 도시한다. 이 실시예에서 전체 삽입 섹션은 단일 금속, 즉 통상적인 고무 튜브(도면들에 도시하지 않음)로 덮이는 스테인리스 스틸 또는 니티놀(nitinol) 스프링(440)으로 만들어진다. 스프링의 말단부 부근에서, 관절 섹션은 도 20a에 도시된 바와 같이 인접한 코일들 사이에 공간을 만들기 위해 이 스프링의 일부를 잡아당김으로써 만들어진다.
- [0152] 도 20b는 척추부로서 작용하고 스프링의 말단부가 굽혀질 때에 되돌릴 수 없게 꼬이는 것을 방지하기 위해 스프링의 말단부에 "나사 체결"되는 2개의 플라스틱 인서트들(442)을 도시한다. 도 20b에 도시된 바와 같이, 인서트들(442)은 외부면 상에 생성된 길이방향 케이블 가이드들(444); 관절 섹션이 구부러질 때에 인접한 인서트들(442)이 분리되는 것을 방지하기 위해 스프링(440)의 코일들(도 20c에 확대도로 도시된 바와 같이) 사이에 끼워지는 외부면 상에 있는 4개의 방사상 돌출부들(446); 및 일 단부 상에 있는 2개의 거친 반원형 돌출부와 다른 단부상에서 돌출부에 대해 90도로 배향된 2개의 정합하는 거친 반원형 리세스들을 갖는다. 인접한 인서트들(442)은 척추부 섹션이 조립될 때에 서로에 대해 90도 회전되어, 하나의 인서트 상에 있는 돌출부는 관절 섹션이 구부러질 때에 인서트/척추부가 그 둘레에서 선화하는 표면을 제공하기 위해 이웃한 인서트 상에 있는 리세스에 진입한다.
- [0153] 도 20e는 제거되는 고무 커버링을 갖는 완전히 조립된 관절 섹션을 도시한다. 말단부, 즉 관절 섹션에 관한 스프링의 근위 단부의 길이는 대부분의 경우에 도시된 것보다 훨씬 더 길 것이고, 프로브의 삽입 섹션의 길이와 동일할 것이다. 2개 또는 4개의 굽힘 케이블들이 사용되는 경우에 따라, 관절 섹션의 이 실시예는 2-방향 또는 4-방향 굽힘을 위해 적합할 것이다.
- [0154] 초소형 프로브를 디자인할 시에 고려해야만 하는 다른 태양은 팁의 길이와 직경, 즉 임의의 수술/내시경 도구/디바이스의 말단 부품이다. 해부학적 제약으로 인해, 체강(자연적 또는 그렇지 않음)에 진입하는 임의의 내시경 도구의 기본적 요구 조건들 중 하나는 만약 전혀 없다면 최소 외상을 일으킨다. 제 1 부분, 즉 도구의 팁이 장기를 손상시키지 않거나 또는 장기를 매끄럽게 통과하기 위해 가능한 한 짧아야만 하는 경우들이 많이 있다. 예를 들면, 총담관은 8mm 이상의 강성 길이가 손상을 야기하는 제약을 갖는다. 10mm 이상의 길이들은 위험하다. 다른 경우에, 예컨대 신장에서, 7mm는 팁의 최대 강성 길이로서 고려된다.
- [0155] 상술한 $0.7\text{mm} \times 0.7\text{mm}$ CMOS 센서를 사용하여, $0.625\text{mm} \times 0.285\text{mm}$ 치수들을 갖는 LED, 및 작동 채널들 또는 관주/인서플레이션(irrigation/insufflations) 튜브들을 위한 다른 직경들은 최소 직경 말단 팁을 양산한다. 말단

팁의 직경을 더 감소시키기 위하여, 이는 다른 형상들을 갖는 MicroLED의 어레이를 사용하고 더 효율적으로 말단 팁 상의 빈 영역을 채우는 것이 가능하다. MicroLED의 통상적인 최대 치수는 15미크론 내지 50미크론이다.

[0156] 카메라 헤드 및 LED, VCSEL, 또는 MicroLED 어레이 조명을 갖고, 직경 1.51mm와 3mm 길이를 갖는 말단 팁의 일 예시는 도 21에 정면 및 측면도로 도시되어 있다.

[0157] 카메라 헤드, LED, VCSEL, 또는 MicroLED 어레이, 인서플레이션 채널 및 관계 채널을 포함하는 1.99mm 직경과 4mm 길이를 갖는 말단 팁의 다른 예시는 도 22에 정면 및 측면도로 도시되어 있다.

[0158] 카메라 헤드, LED, VCSEL, 또는 MicroLED 어레이, 관주 채널, 및 다른 도구들을 전진시키기 위해 또는 별, 핀셋, 초음파 등과 같은 부가적으로 고정된 악세서리를 위해 사용될 수 있고 이러한 악세서리를 공급하기 위한 전기 케이블을 필요로 하는 빈 작동 채널을 포함하는 1.99mm 직경과 4mm 길이를 갖는 말단 팁의 제 3 예시는 도 23에 정면 및 측면도로 도시되어 있다.

[0159] 말단 팁의 제 4 예시가 도 24a 및 24b에 도시되어 있다. 말단 팁은 맥관관찰 시술을 실행하기 위해 사용되는 카테터에 부착된다. 도 24a는 카메라 헤드(90), 조명 원(92), 및 작동 채널(94)을 볼 수 있는 정면도이다. 도 24b의 측면도에 가장 잘 도시된 바와 같이, 말단부는 투명한 볼록부, 즉 카테터가 전지될 때에 루멘에 대한 손상을 방지하기 위한 반구형 커버(96)에 의해 덮인다. 커버(96)는 작동 채널에 걸쳐 개구(98)를 갖는다. 팁의 근위 단부에는 전기 케이블 커넥터(100)가 있다. 커버(96)의 최대 외경은 말단 팁의 최대 외경(pf) 이하이다. 이 센서는 본 명세서에서 상술한 0.7mm×0.7mm 센서이다. 카메라 헤드(90)의 직경은 1.1mm이다. 조명 원은 0.25mm의 직경을 갖는 광섬유 또는 LED 또는 MicroLED의 어레이 중 하나일 수 있다. 작동 채널은 0.3mm의 직경을 갖고, 팁의 전체 직경이 1.75mm이며, 다른 실시예들에서 그 길이는 2.5mm와 4mm 사이이다.

[0160] 0.5mm×0.5mm와 같은 작은 센서 및 작은 LED, VCSEL, 또는 MicroLED 어레이를 사용하여 말단 팁의 직경을 부가적으로 0.3mm만큼 감소시키는 것을 가능하게 할 수 있다.

[0161] 상기 예시들은 하기 조건들을 만족한다.

[0162] 1.0mm < 팁의 직경 < 2.8mm

[0163] 2.5mm < 팁의 길이 < 4mm

[0164] 도구의 팁의 전체 길이를 감소시키는 주 문제점은 이러한 도구의 구성에 포함되는 구성부품들의 길이를 감소시키는 개별 문제점을 해결할 필요가 있는 것으로 보인다. 예컨대, 내시경 도구에서, 팁은 하기 소자들: 고체 이미저, 광학 대물렌즈, 전자장치, 케이블, 하우징 등을 포함할 것이다. 고체 이미저와 대물렌즈는 팁의 전체 길이에 영향을 미친다. 따라서, 이들 구성부품들의 길이의 감소는 팁의 길이를 직접적으로 감소시킬 것이다. 하나의 옵션은 SSI를 위한 패키지를 제거하기 위한 것이다. 이는 BGA 패키지들 또는 웨이퍼 레벨 패키지들(WLP)의 경우에 사이즈를 감소시킬 것이다. 다른 옵션은 상술한 바와 같이 관통 홀 실리콘 비아[through hole silicon vias(TSV)]를 사용하는 것이고, SSI에 전력을 가져오고 신호를 이에 그리고 이로부터 가져오기 위해 사용되는 케이블에 이들을 직접 연결하기 위해 사용하는 것이다. 또 다른 옵션은 도 6에 더 도시된 바와 같이 이미저의 패드들로부터 케이블(중간 충을 갖는 또는 갖지 않는)까지 적접 와이어 본딩을 사용하기 위한 것이다.

[0165] 도 6은 본 발명에 따른 내시경의 말단 팁을 개략적으로 도시한다. 말단 팁의 외부 커버링(81)의 부분은 내부를 나타내기 위해 제거되었다. 커버(81) 내측에는 센서(83) 전방에 장착된 광학 조립체(82)가 배치되어 있다. 도시된 실시예에서, 센서는 지지 층(84) 상에서 전기 접점 패드들에 접합된 와이어이다. 이 경우에, 이는 작은 드라이버의 구성부품을 지지 층(84) 상에 장착하는 것이 또한 가능하다. 관통 바이어스는 지지 층(84)의 상부를 그 바닥부에 전기적으로 연결하고 내시경의 말단부로부터 기단부까지 전력과 전기 신호를 유도하는 케이블(86)의 와이어(85)에 전기적으로 연결하기 위해 사용된다.

[0166] 센서의 높이, 즉 전방에서 후방의 거리를 줄이기 위한 다른 옵션은 픽셀(및 마이크로렌즈들)을 덮는 글래스를 제거하고 픽셀들을 덮기 위해 폴리머 용액을 사용하는 것이다. 예시로서, 이는 상부 코팅 폴리머의 수 미크론을 사용하는 것이 가능하고, 이는 센서의 높이(및 따라서 0.05mm 내지 0.5mm까지 말단 팁의 길이)를 감소시킨다.

[0167] 본 발명의 다른 목적은 대물렌즈 길이를 감소시키는 것이다. 이 작업은 광학 성능[MTF, 피사계 심도(depth of field), 왜곡 등]의 요구조건을 고려하면서 실시해야 한다. 예컨대, 일정한 조명 조건들 하에서 구면 렌즈들을 사용하여 큰 시계(field of view; FOV)를 만족하기 위하여, 대물렌즈는 아이리스를 포함해야 한다. 기계적 아이리스는 일정한 길이를 갖고 이 문제점의 해결이 제공된다. 기계적 아이리스를 제거하는 한가지 방법은 한 렌

즈의 일 표면을 금속화하고 그 표면에 아이리스를 에칭함으로써 아이리스를 만드는 것이다. 이는 아이리스의 치수를 필수적으로 제거한다. 그들 대응하는 광학 MTF[변조 전달 함수(modulation transfer function)]를 갖는 2.2mm 또는 1.5mm보다 작은 대물렌즈 길이의 조건을 만족하는 이러한 디자인의 예시들은 하기에 상세히 설명된다. 동일한 원리는 렌즈 표면들 중 하나 상에 코팅하는 바와 같이 필터를 실행함으로써 IR 필터들에 적용될 수 있다. 이들 방법의 채용은 100도의 FOV를 갖는 구면 렌즈들을 사용하여 길이에 있어서 3mm보다 작을 수 있는 완전한 대물렌즈 시스템으로 초래된다. 이는 80도의 FOV에 대해 길이를 1.5mm로 감소시키는 것이 가능하고 더 큰 FOV를 갖는 시스템이 약간 더 긴 길이만으로 형성될 수 있는 것을 도시하는 것이(동일한 주장에 기초하여) 또한 가능하게 한다.

[0168] 그러나 주된 문제는 비구면 렌즈를 사용할 시에는 다르다. 이 경우에, 이는 80도보다 작은 FOV를 위해 텁의 길이가 2.5mm보다 작고, 큰 FOV를 위해 4mm보다 작은 것을 도시하는 것이 가능하다. 이들 텁들 모두는 하나 또는 2개의 비구면 렌즈들로 실행될 수 있다.

[0169] 이제 도 1a를 참조하면, CMOS 칩(1)은 일반적으로 도면부호 3으로 지시된 전자장치를 포함하는 PCB(2) 상에 위치된다. 조립시, 이미징 CMOS 조립체는 도 1b에 도시된 바와 같이 커넥터(4)를 갖는 콤팩트 형태를 가정하고, 이 커넥터를 통해 CMOS(1)에 의해 발생된 신호들이 다른 이미지 프로세싱 장치에 전달된다. 또한 도 1b에는 상술한 바와 같이 필요하지 않은 글래스 커버 플레이트(5)가 도시되어 있다.

[0170] PCB를 갖는 및 갖지 않는 이러한 형태의 콤팩트 형상은 동일한 출원인의 WO 2005/002210 및 WO 2005/115221에 상세히 설명되어 있다. 이들 조립체들의 제조는 간략화를 위해 본 명세서에 상세히 기술하지 않는다.

[0171] 도 2a 내지 도 2e는 도 2a에서 CMOS(1)에 결합되는 것을 도시하는 광학 조립체(20)의 다양한 도면들을 개략적으로 도시한다.

[0172] 광학 조립체(20)의 렌즈 레이아웃이 도 2f에 도시되어 있다. 렌즈 조립체(20)는 2개의 렌즈를 포함하고, 양 렌즈는 글래스 또는 폴리머로 만들어진다. 도 2f에서, 도면부호 11은 렌즈 1이고, 도면부호 12는 렌즈 2이며, 도면부호 13은 아이리스이고, 도면부호 14는 CMOS 커버 글래스이며, 도면부호 15는 CMOS 활성 영역이다.

[0173] 이 예시에서 광학 조립체(20)의 광학-기계식 소자들은 도 9에 도시되어 있다. 이들은 세 부품들: 메인 튜브(22), CMOS 홀더(24), 그 커버 글래스를 포함하는 CMOS 칩(1)을 포함한다. 도 10은 도 2f에 또한 도시된 광학 구성부품을 도시하는 도 9로부터 렌즈 조립체(20)의 단면도이다. 광학 조립체의 렌즈들은 하기 순서로 메인 튜브(22)에 조립된다. 먼저, 기계식 아이리스(13)는 렌즈 2(도면부호 12)에 이어지는 메인 튜브 내측에 삽입된다. 다음에, 렌즈 1(도면부호 11)은 메인 튜브(22)의 정면에 위치된다. 렌즈 1은 내시경 절차 중에 물의 침입을 회피하기 위해 도면부호 101로 지시된 Glue EPOTEK 353 또는 UV 애폴시와 같은 아교(glue)로 튜브(22)에 밀봉된다. 그 후에, CMOS 홀더(24)는 CMOS 칩(1)의 커버 글래스 상에 아교 접착된다. CMOS 홀더(24)는 그런 다음 초점 조정을 위해 메인 튜브(22) 상에 나사 체결된다. 마지막으로, 광학 조립체(20)는 아교에 의해 밀봉된다.

[0174] 상술한 바와 같이, 본 발명의 목적들 중 하나는 카메라 헤드에서 대물렌즈의 길이를 최소화하는 것이다. 대물렌즈의 길이를 최소화하기 위한 기술의 하기 논의는 구면 렌즈들로 참조하여 이루어진다. 명확하게, 비구면 렌즈에 대해, 이 해결은 광학소자의 수를 감소시키기는 것이 가능하고 그래서 전체 대물렌즈 길이를 효과적으로 감소시키는 것이 가능하기 때문에 단순하다.

[0175] 완전한 대물렌즈의 광학 설계는 여러 파라미터들, 예컨대 시계(FOV), 피사계 심도(DOF), 픽셀 치수, 센서의 유효 영역, 및 전체 고체 센서 카메라 헤드의 기계적 축선과 비교하여 그 광학 축선의 배향을 고려하여 취해진다. 이러한 설명의 간략화를 위해, 이들 두 축선이 일치하는 것으로 가정하는데, 이들이 일치하지 않는다면, 기계적 부품 및/또는 조립체에서 시프트(shift)가 고려되어야만 하거나, 또는 비구면 렌즈들의 경우에, 이들 렌즈들을 위한 몰드(mould)는 이러한 시프트를 고려하여 취해질 수 있다. 다른 파라미터들은 예컨대 왜곡의 레벨 및 F 수가 그 디자인에 또한 영향을 미친다. 이 왜곡이 너무 높다면, '피시 아이(fish eye)' 효과가 나타나고, F 수가 너무 높다면, 많은 조명이 밝은 이미지를 수용하기 위해 필요하다.

[0176] 하기 예시에서는 센서(8)의 표면으로부터 제 1 렌즈(6)의 정면까지의 대물렌즈의 길이가 2.05mm보다 작은 조건을 만족하는 $492\mu \times 492\mu$ 및 F/3.5 시스템의 유효 영역을 갖는 $0.7mm \times 0.7mm$ 고체 센서를 위한 100도 FOV의 짧은 광학 시스템을 나타낸다. 트리플릿(triplet) 제 1 렌즈(6)와 더블릿(doublet) 제 2 렌즈(7)로 구성되는 광학 시스템이 도 7a에 도시되어 있다. 광학소자를 모두의 직경은 0.8mm이다.

[0177] 도 7a에 도시된 시스템의 FOV는 도 7b에 도시된 바와 같이 제 1 렌즈(6)에 있는 제 1 소자의 디자인을 변경함으

로써 140도로 증가될 수 있다. 도 7b에 도시된 시스템은 F/2.5의 F-수와 2.14mm의 길이를 갖는다. 광학소자와 센서의 모든 다른 치수들은 동일하다. 도 7c는 도 7b의 광학 시스템의 변조 전달 함수(MTF)를 도시한다.

[0178] 기계적 소자의 수를 감소시키기 위하여 그리고 이러한 치수에서 매우 정확한 기계적 아이리스(수 미크론의 정밀도)를 생성하는 것이 거의 불가능하기 때문에, 아이리스를 실행하는 다른 방법이 사용된다. 렌즈들 중 하나, 이 경우에 최소 두께를 갖는 플라노(plano) 렌즈는 일 표면을 금속화하고 매우 높은 정밀도를 갖는 표면에 아이리스를 예치함으로써 아이리스를 실행하기 위해 사용된다. 렌즈의 다른 표면을 사용하는 것이 또한 가능하고 상기 렌즈들 중 하나의 표면상에서 코팅 공정을 사용함으로써 IR 거절 필터를 실행하는 것이 또한 가능하다.

[0179] 명확하게는, 필터로서 플라노 렌즈를 사용하는 것과, 이전과 동일한 파라미터들에 대하여 도 8을 참조해서 도시된 바와 같이 일 표면에 아이리스를 생성하기 위해 금속화 및 예치 공정을 실행하는 것이 가능하지만, 대물렌즈의 길이에 대해서는 센서 표면으로부터 제 1 렌즈까지의 대물렌즈의 길이가 1.96mm보다 작은 조건을 만족한다. 이 경우에, 플라노 필터는 Schott Glasses 재료 BG40으로부터 만들어진다.

[0180] 길이를 더 최적화하기 위하여, 도 13에 도시된 바와 같은 렌즈의 수를 감소시키는 것이 가능하다. 이 경우에, 상술한 예시에서와 동일한 파라미터들은 F/4를 제외하고 사용된다. 이 예시에서, 대물렌즈의 길이는 센서 표면으로부터 제 1 렌즈까지 대물렌즈의 길이가 1.45mm보다 작은 조건을 만족한다. 이 경우에, 렌즈는 고체 이미저에 걸쳐 직접 아교 접착(시멘트 접착)된다.

[0181] 렌즈의 다른 실시예는 SSI에 아교 접착되어, 즉 도 14에 도시된 바와 같이 더블릿으로부터 이를 구성한다. 이 실시예는 전체 길이의 추가 감소를 허용하고, 렌즈 조립체는 센서 표면으로부터 제 1 렌즈까지 대물렌즈의 길이가 1.38mm보다 작은 조건을 만족한다.

[0182] 도 14에 도시된 렌즈 시스템을 위한 최종 변조 전달 함수(MTF)는 도 15에 도시되어 있고, 여기서 MTF는 MTF@80 쌍 렌즈/mm가 가시 대역에 대해 0.78보다 큰 조건을 만족하고, MTF는 MTF@40 쌍 렌즈/mm가 가시 대역에 대해 0.9보다 큰 조건을 만족한다.

[0183] 상기 예시들 모두에서, 이는 기계적 아이리스를 제거하는 것을 설명하고, 렌즈에 걸쳐 금속화 공정으로 이를 실행하고 얇은 대물렌즈를 만드는 고체 센서로 광선을 전파하기 위해 이를 통해 "스톱(stop)" 또는 "홀(hole)"을 예치하는 것을 설명한다. 렌즈들의 상이한 디자인들은 상기 방법의 예시들로서 본 명세서에 존재하고, 상술된 마지막 시스템의 MTF는 계산된다. 이는 이러한 시스템의 MTF가 효율적이고 고체 이미저들에 기초한 소형 비디오 카메라들로서 작용할 수 있는 것을 설명한다. 부가로, 이는 FOV > 100도의 요구 조건들에 적합한 대물렌즈 시스템을 위해, 표 4에 도시된 하기 파라미터들은 대물렌즈의 최소 길이를 만족한다.

표 4

소자의 수	렌즈의 길이	광학소자의 수(더블릿 또는 트리플릿)
5	2.05	2
4	1.96	2
3	1.45	1
3	1.38	1

[0185] 동일한 주장과 동일한 디자인 개념은 더 작은 FOV 렌즈 조립체들, 예컨대 60도 또는 80도로 적용된다. 60도 FOV의 경우에, 렌즈 소자의 수는 감소되고, 이는 소자의 수가 2 내지 4(MTF 레벨에 따라)일 수 있는 한편, 대물렌즈의 최대 길이는 디자인에 사용되는 더블릿 수에 따라 0.7mm 내지 1.6mm이다. 또한 작은 FOV 렌즈 조립체들을 위해, 금속화 및 예치의 개념은 아이리스를 구성하기 위해 사용된다.

[0186] 본 발명의 하나의 최종 태양은 카메라 헤드의 구성, 즉 대물렌즈 광학 조립체를 센서들에 부착하는 구성이다. 센서들의 포토다이오드, 마이크로렌즈, 및 때때로 관련된 전자장치는 본 기술 분야에 알려진 방법을 사용하여 실리콘 웨이퍼들로 생성된다. 그런 다음, 마이크로렌즈의 상부는 투명한 폴리머 층 또는 커버 글래스로 덮인다. 그런 다음, 바이어스는 웨이퍼를 통해 드릴 가공되고, 도전 재료로 채워지며, 볼 그리드 조립체는 각 센서의 바닥부에 형성된다. 렌즈는 그런 다음 본 명세서에서 상술한 도 9 및 도 10에 대해 설명된 바와 같이 웨이퍼가 다이스(dice)되기 전 또는 후에 센서들의 상부에 수동으로 부착된다.

[0187] 대물렌즈 조립체들을 센서들에 부착하고 생성하는 다른 훨씬 더 효율적인 방법은 웨이퍼 레벨 광학(WLO)으로서

알려진 최근에 발전된 방법이다. 이 방법은 또한 관련된 노동력을 감소시키기 위해 전체 카메라의 가격에 영향을 미친다. WLO 기술에서, 렌즈들은 렌즈 소자들의 네거티브 몰드(negative mold)를 얇은 글래스(또는 투명한 폴리머) 기판의 표면 상에 뿐여진 투명한 폴리머 층 안으로 가압하고, 이 몰드를 제거하며, 이 폴리머를 경화함으로써 생성된다. 렌즈들은 글래스 기판의 하나 또는 양 측면 및 기판과 렌즈의 정확한 두께 및 렌즈 소자들의 필요성이 상술한 예시들에 도시된 바와 같이 광학 디자인에 의해 결정된다면 곡률과 광학 축선 시프트로 만들어질 수 있다.

[0188] 글래스 기판들은 센서들이 만들어지는 실리콘 웨이퍼와 동일한 사이즈 및 형상으로 양호하게 만들어진다. 렌즈 소자들은 실리콘 웨이퍼 상에서 센서들의 정확한 위치들에서 글래스 기판들 상에 만들어진다. 렌즈들이 경화된 후에, 글래스 기판들은 렌즈들 간의 디자인된 거리를 유지하기 위해 필요한 바와 같이 스페이서를 사용하여 웨이퍼의 상부에 적층된다. 다음에, 웨이퍼와 글래스 기판은 본 기술에 알려진 에폭시 또는 임의의 다른 방법을 사용하여 함께 접합되어 주의깊게 정렬된다. 마지막으로, 웨이퍼들은 단일 8인치(inch) 실리콘 웨이퍼로부터 대략 40,000 0.7mm×0.7mm 카메라 헤드들을 생성하기 위해 다이스된다.

[0189] 도 26a는 웨이퍼 레벨 광학 방법을 사용하여 생성되는 완성된 카메라 헤드의 단면도를 개략적으로 도시한다. 이 도면에는 글래스 기판(66)의 대향 표면들에 생성되는 렌즈 소자들(62, 64)로 구성되는 제 1 렌즈(60), 스페이서(68), 글래스 기판(72) 상에 생성된 제 2 렌즈 소자(70), 에폭시 및 상부코팅(topcoat) 층(74), 실리콘(78)의 상부 표면에 있는 꽉셀 활성 층(76), 및 볼 그리드 조립체(80)가 도시되어 있다. 도 26a에 도시된 카메라 헤드는 직경 = 1.1mm, F 수 = F/3.5, 및 시계(Field of View) = 140도를 갖는다. 도 26a의 카메라 헤드의 MTF는 도 26b에 도시되어 있다.

[0190] 본 발명의 목적들, 즉 매우 작은 사이즈의 카메라 헤드들과 이들을 포함하는 휴대용 가시화 프로브들을 제조하기 위한 본 발명의 목적들은 상술한 기술들을 활용함으로써, 즉 이미저의 출력 비디오 신호의 현재 방법론, 관통 실리콘 비아, 후면 조명 꽉셀 구조들, 및 웨이퍼 레벨 광학을 사용함으로써 달성된다. 부가적으로, 이들 기술들의 조합은 서브-밀리미터(sub-millimeter) 카메라 헤드들을 대량으로 그리고 저비용으로 제조할 수 있게 한다.

[0191] 당업자들에게 명백하게 되는 바와 같이, 상기 설명과 예시들 모두는 도시의 목적을 위해 제공되었고 어떤 방법으로도 본 발명을 제한할 의도는 없다. 본 발명의 서브-밀리미터 프로브들은 많은 다른 수술 도구들을 만들기 위해 사용될 수 있고, 많은 이러한 다른 도구들은 만들어질 수 있으며, 이 도구들은 본 발명에 따라 다른 도구들에 따라 적합하고 양호한 바와 같은 다양한 위치들에서 프로브들을 수용하기 위한 소켓들과 이들을 채용하는 절차들을 포함한다. 따라서, 본 발명은 의료 디바이스, 특히 그들의 형상, 프로브들의 위치 및 그들의 의도된 사용을 제한함 없이 3.2mm 이하의 직경을 갖는 의료 디바이스의 신규한 발생을 위한 문호를 개방한다. 하우징 없이 프로브를 "설치하는(install)" 또는 도구 내에 이미 하우징을 포함하는 프로브를 설치하는 것이 또한 가능하다.

부호의 설명

[0192] 1 : CMOS 칩

2 : FCB

4 : 커넥터

13 : 아이리스

14 : CMOS 커버 글래스

15 : CMOS 활성 영역

20 : 광학 조립체

24 : CMOS 홀더

81 : 외부 커버링

82 : 광학 조립체

83 : 센서

90 : 카메라 헤드

92 : 조명 원

94 : 작동 채널

100 : 케이블 커넥터

342 : 생성된 이미지 센서(SSI)

343 : 비디오 트랜스미터

344 : 트랜지스터

347 : 외부 유닛

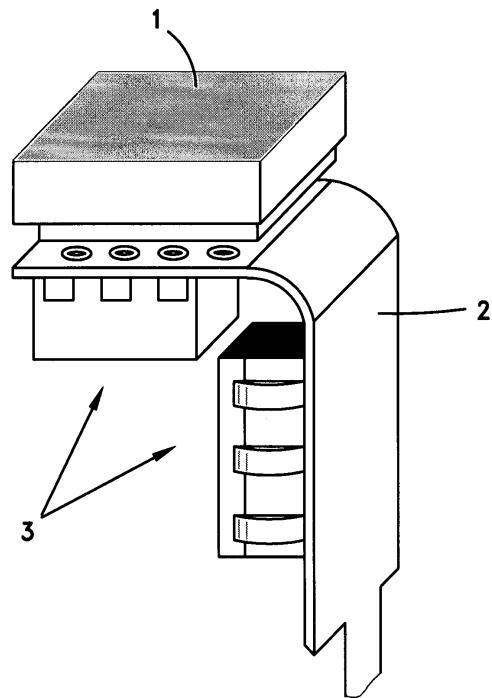
348 : 아날로그 대 디지털 변환기

349 : 디지털 신호 프로세서

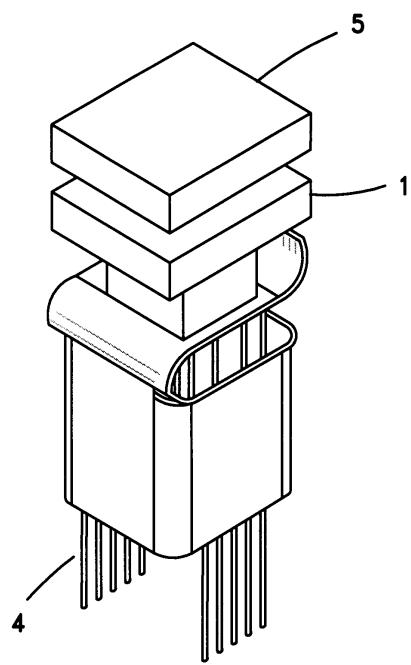
350 : 비디오 인코더

도면

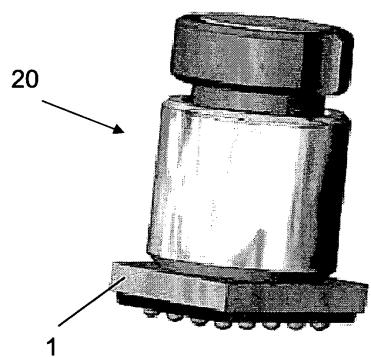
도면 1a



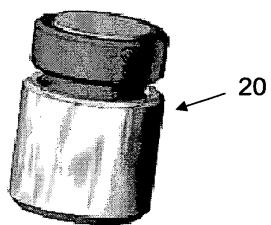
도면 1b



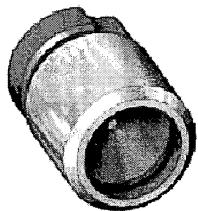
도면2a



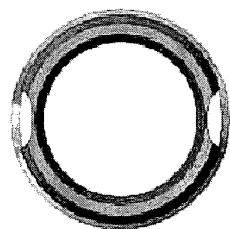
도면2b



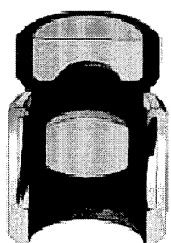
도면2c



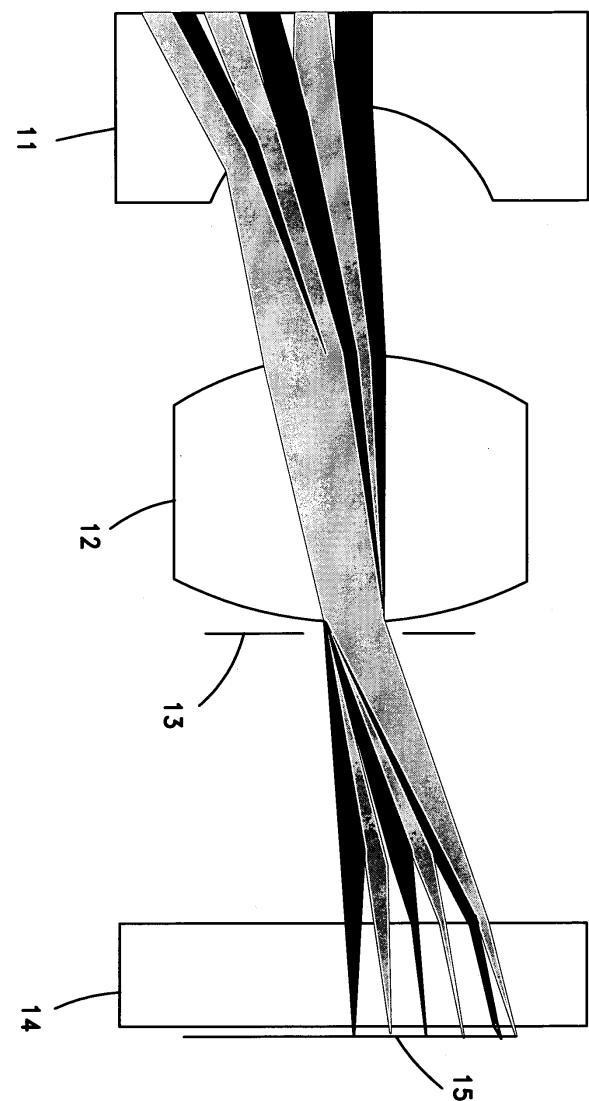
도면2d



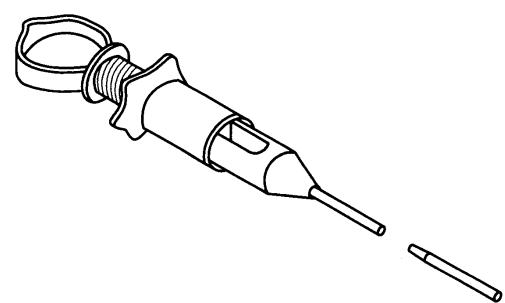
도면2e



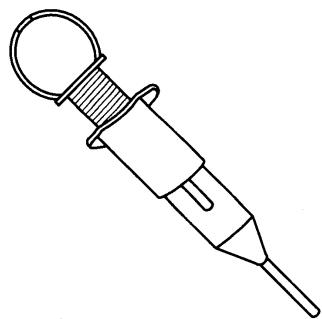
도면2f



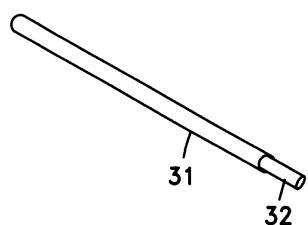
도면3a



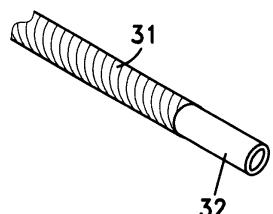
도면3b



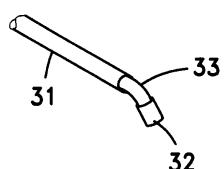
도면3c



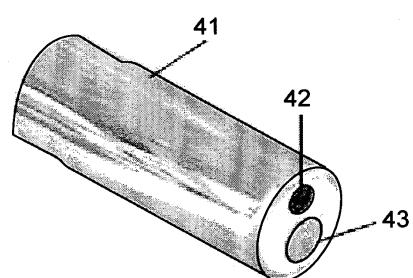
도면3d



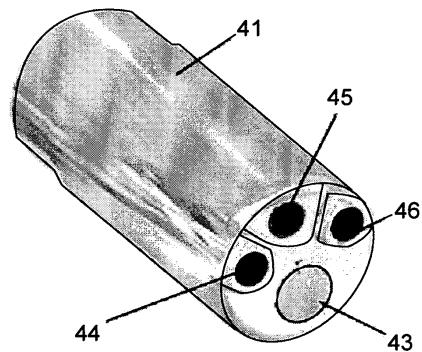
도면3e



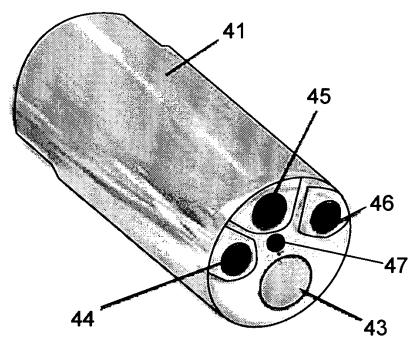
도면4a



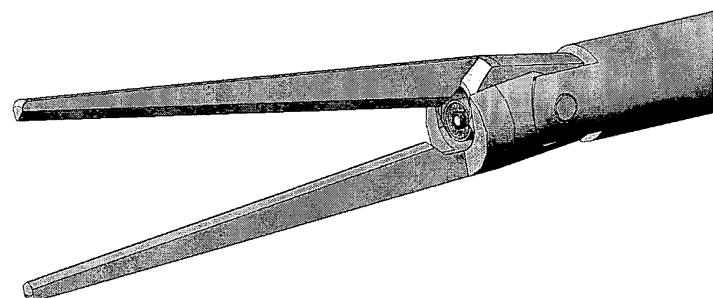
도면4b



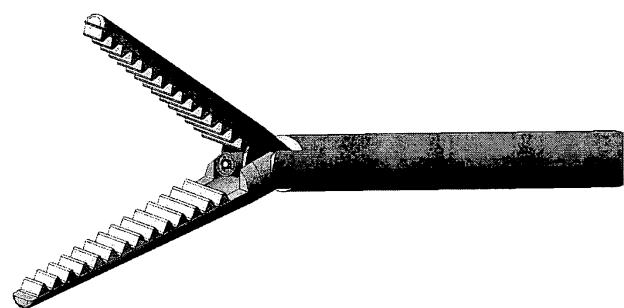
도면4c



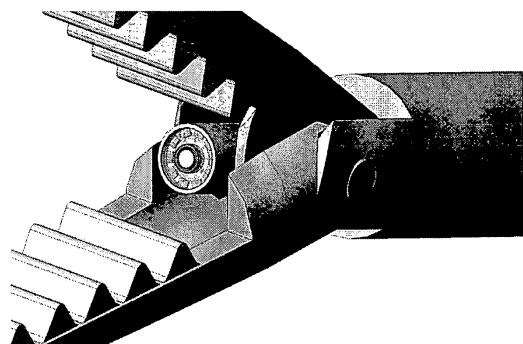
도면5a



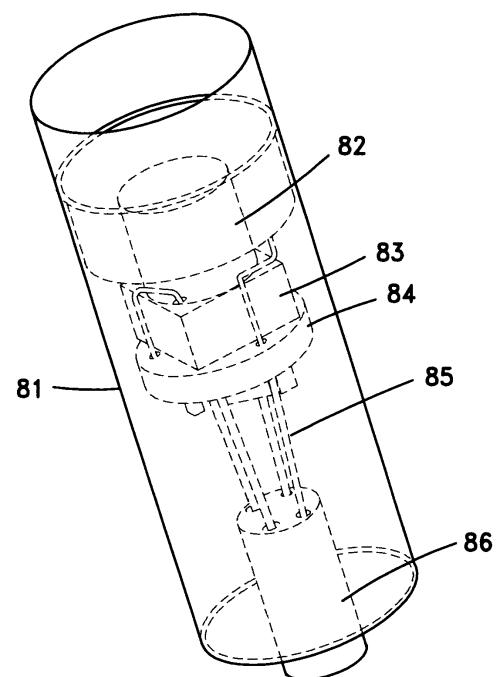
도면5b



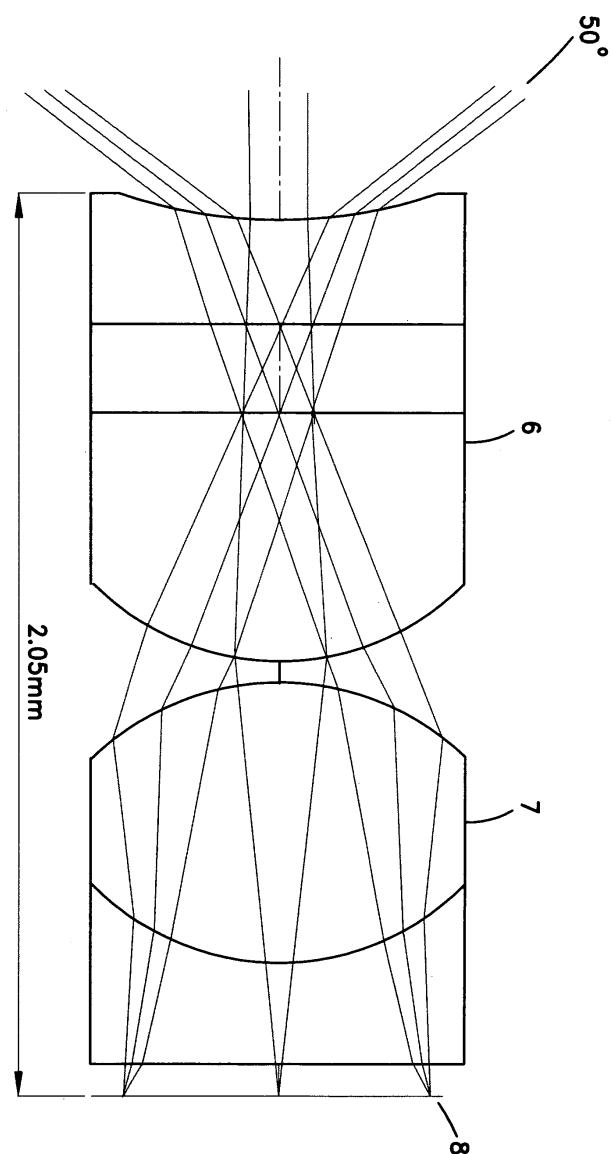
도면5c



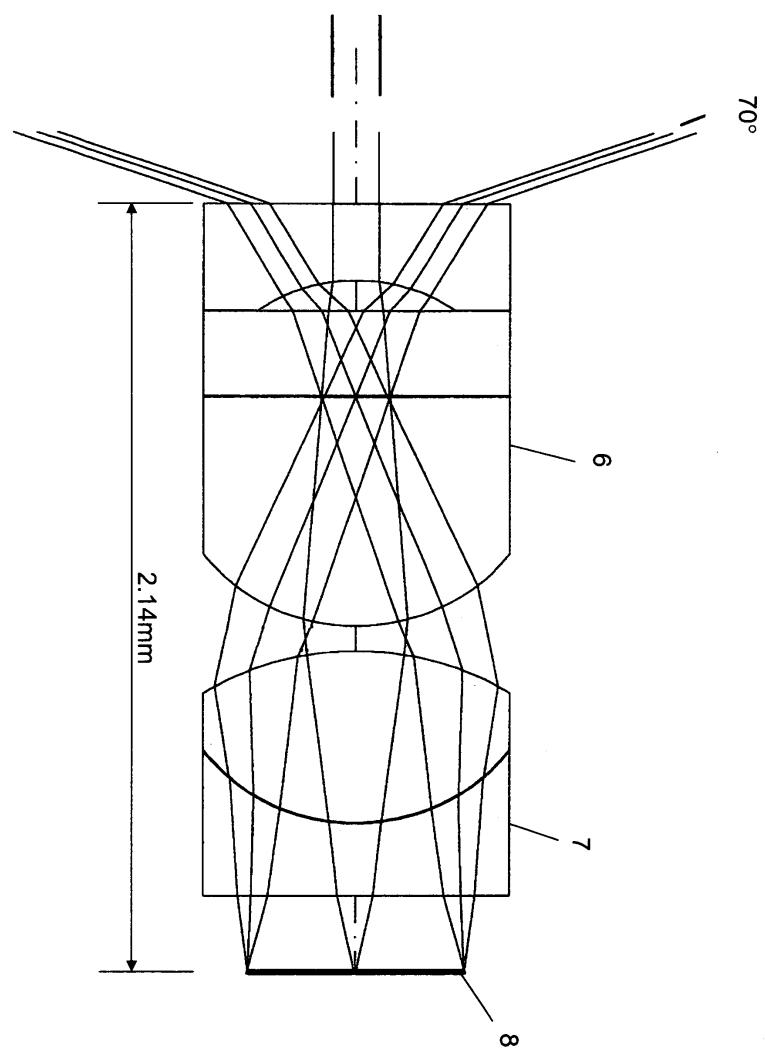
도면6



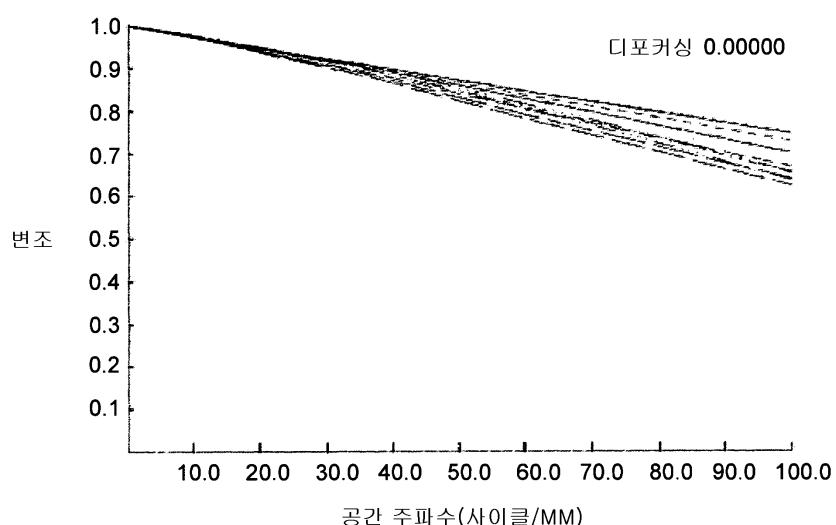
도면7a



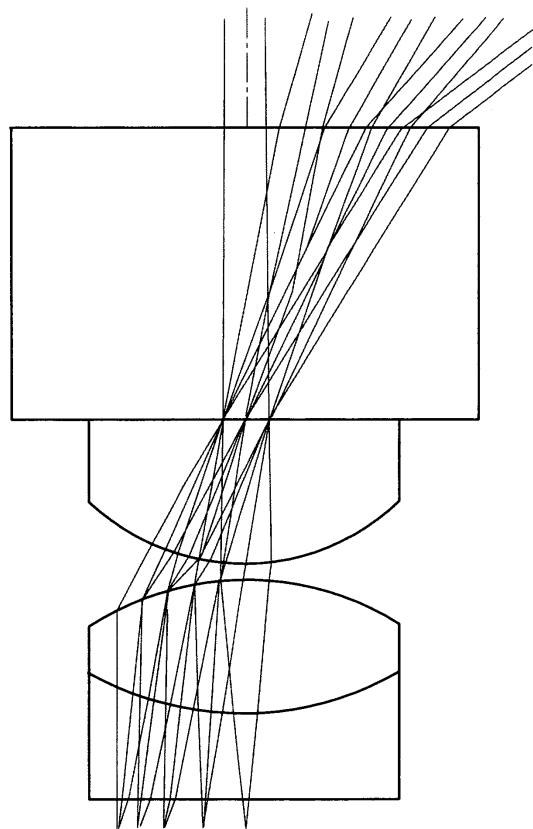
도면7b



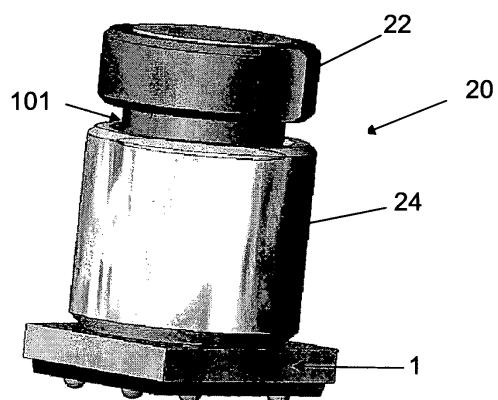
도면7c



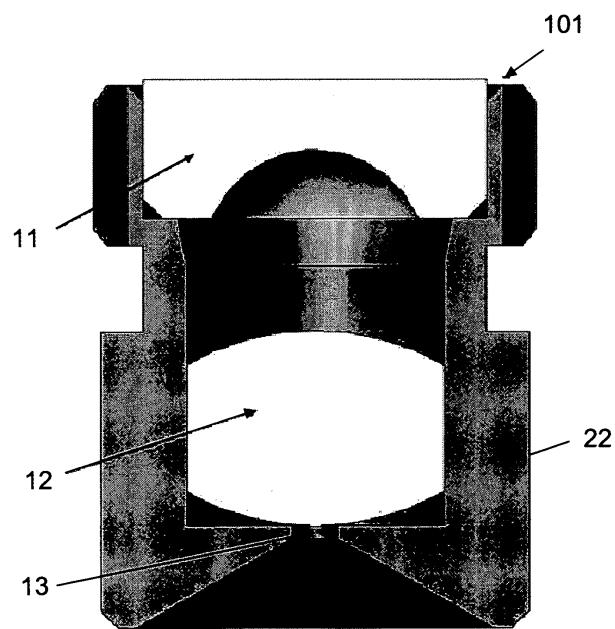
도면8



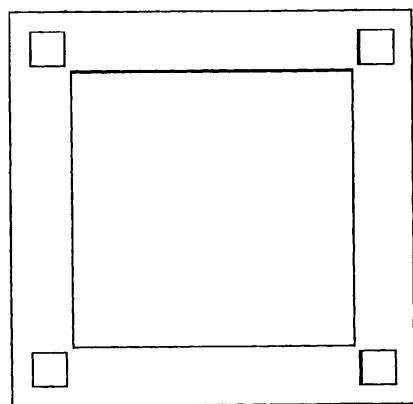
도면9



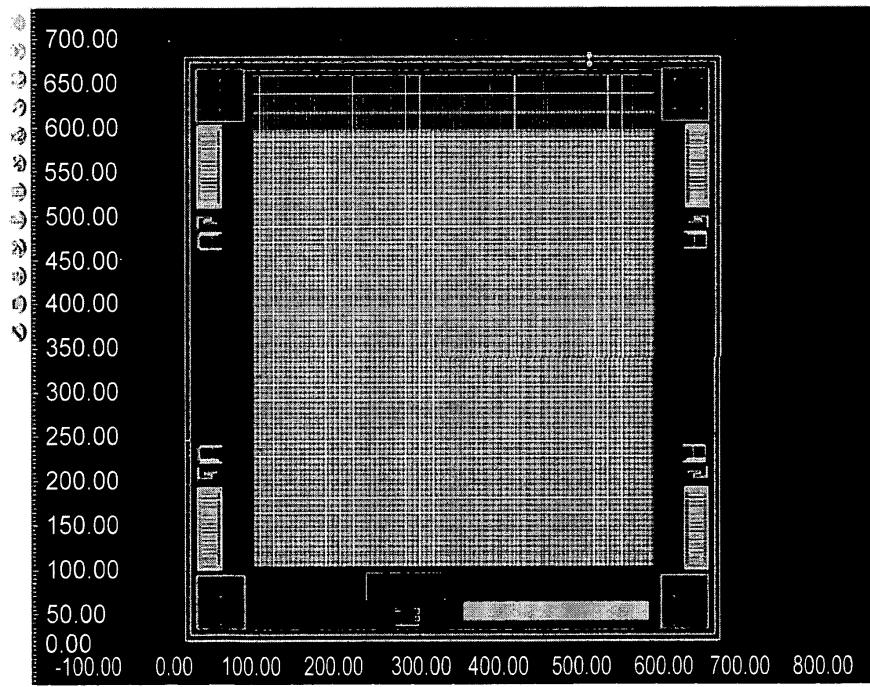
도면10



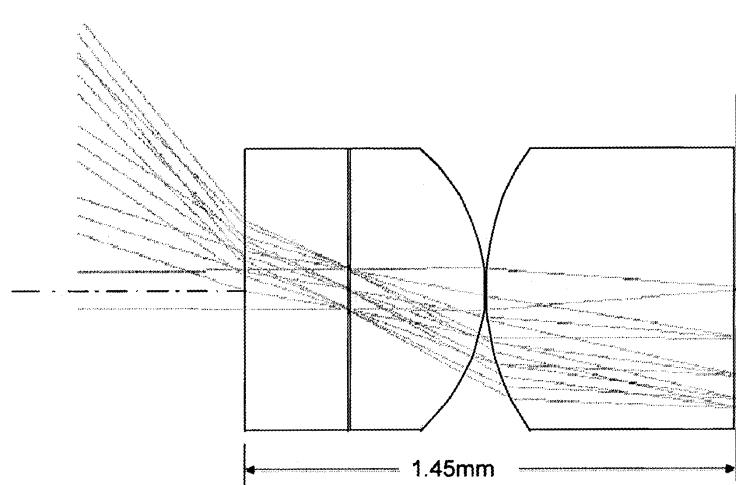
도면11



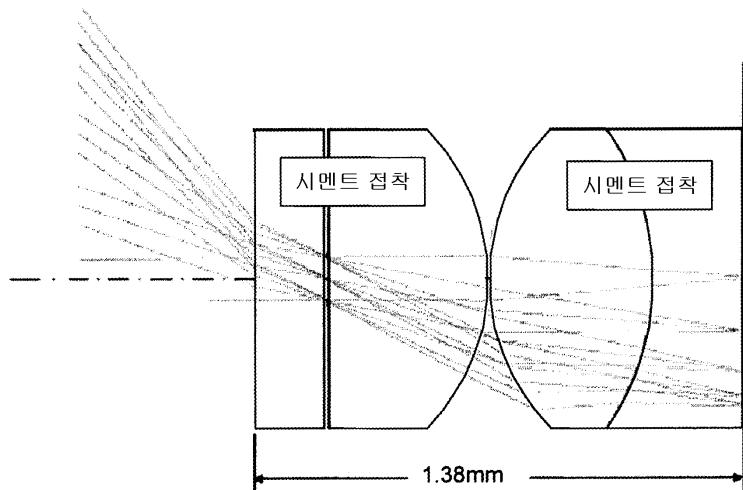
도면12



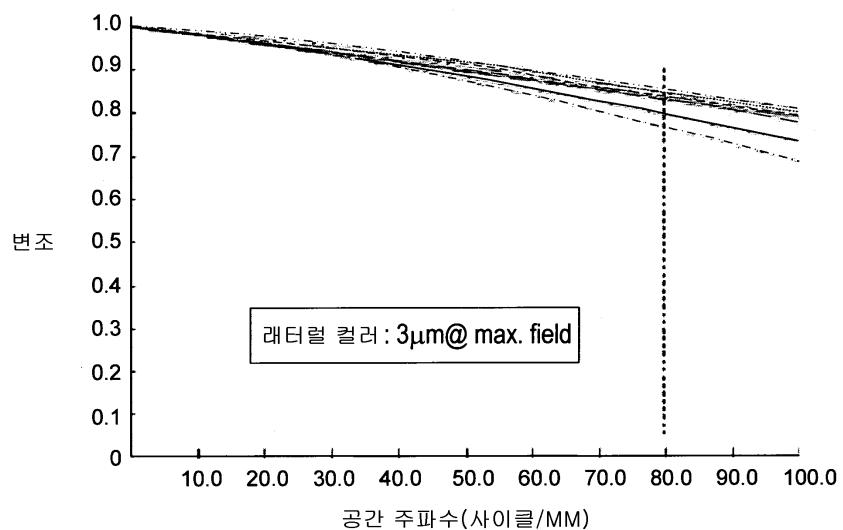
도면13



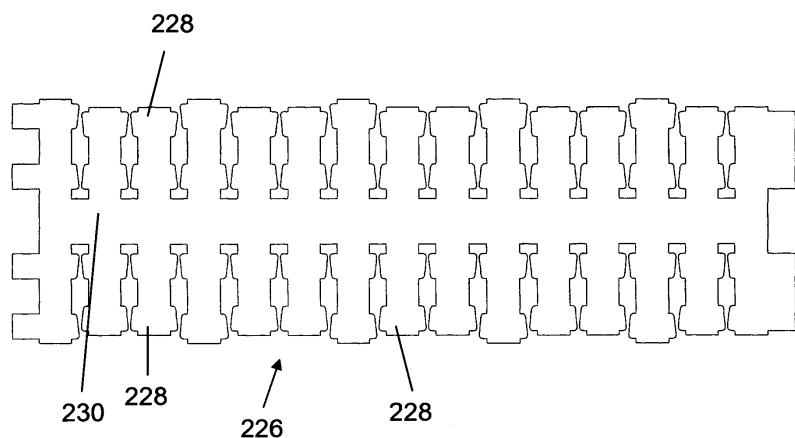
도면14



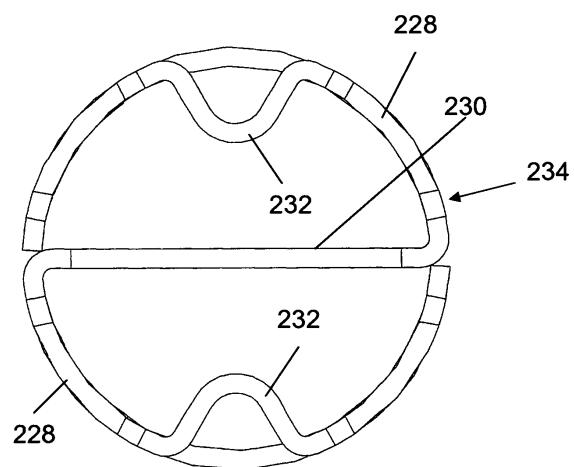
도면15



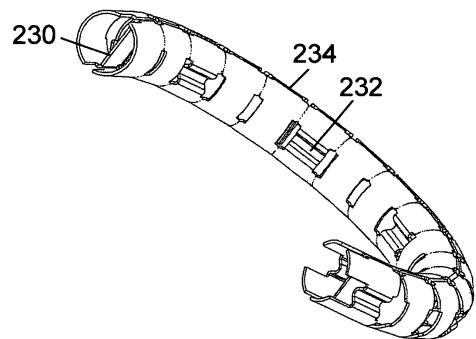
도면16



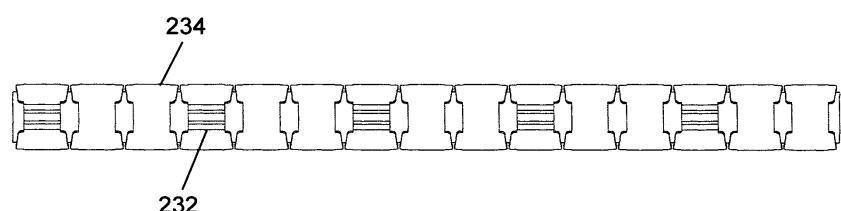
도면17



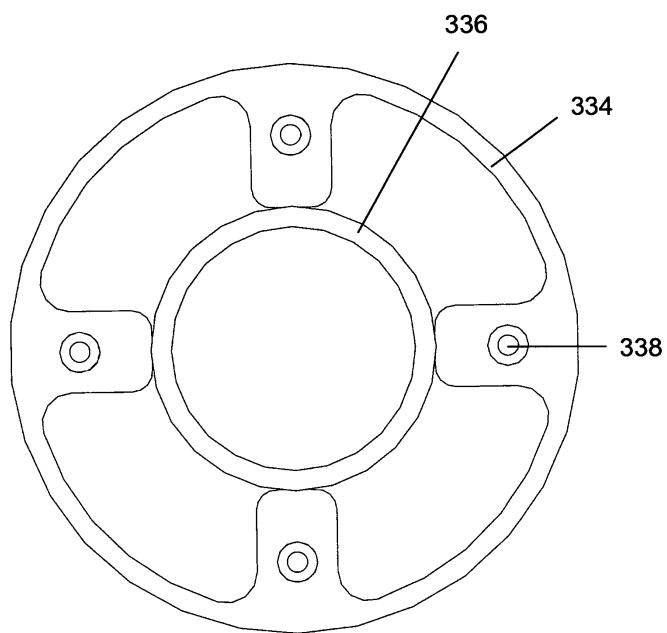
도면18a



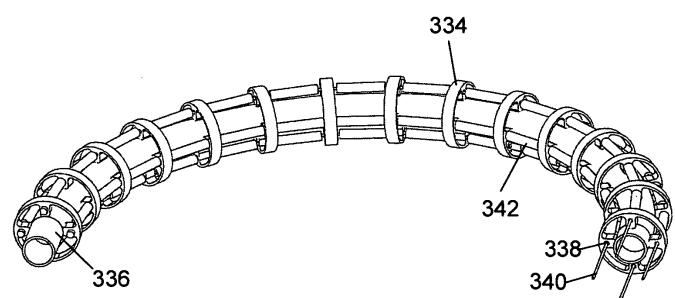
도면18b



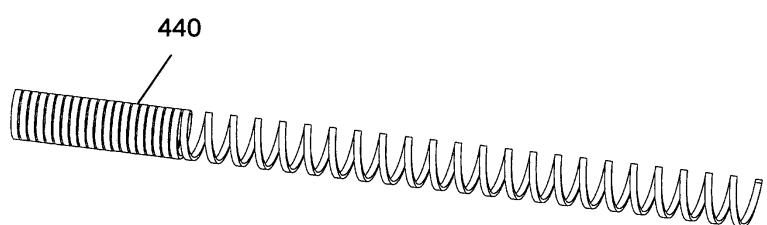
도면19a



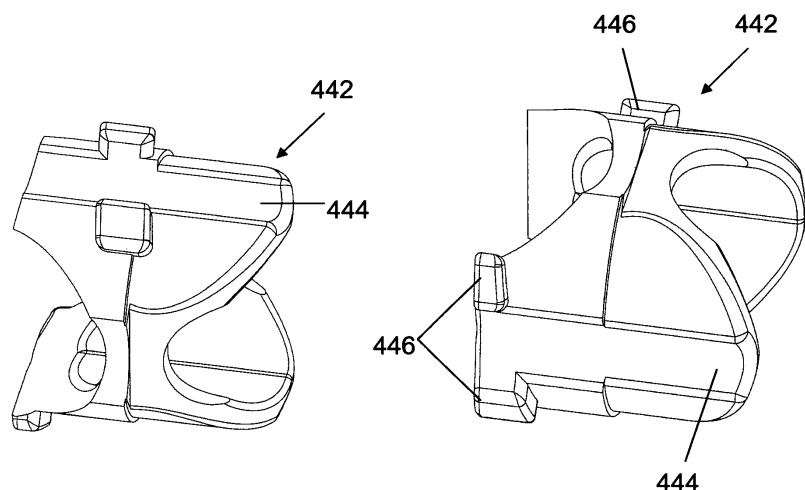
도면19b



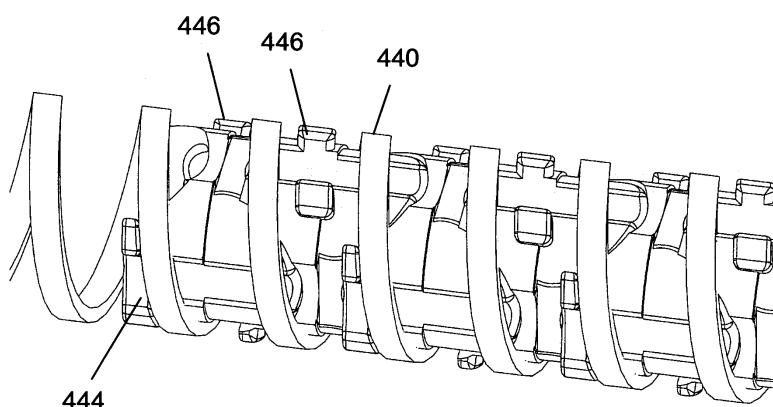
도면20a



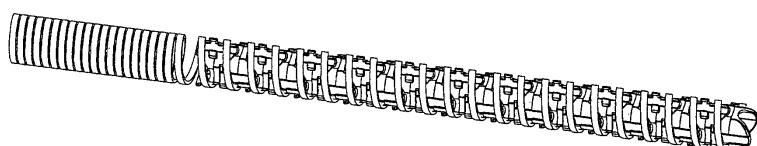
도면20b



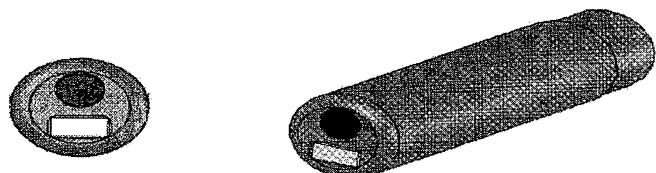
도면20c



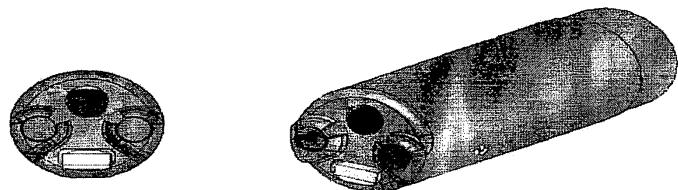
도면20d



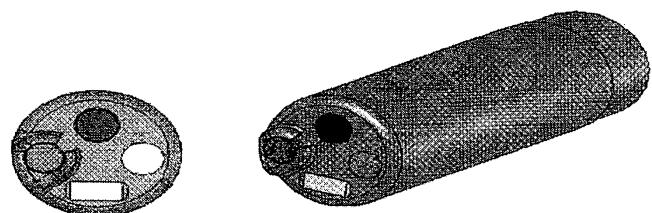
도면21



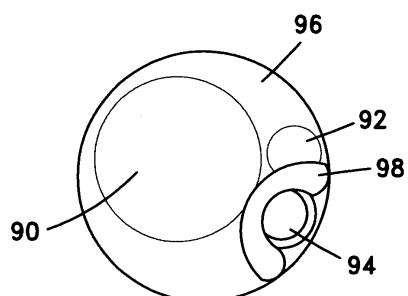
도면22



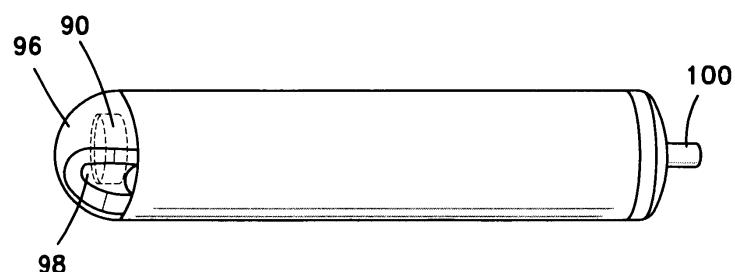
도면23



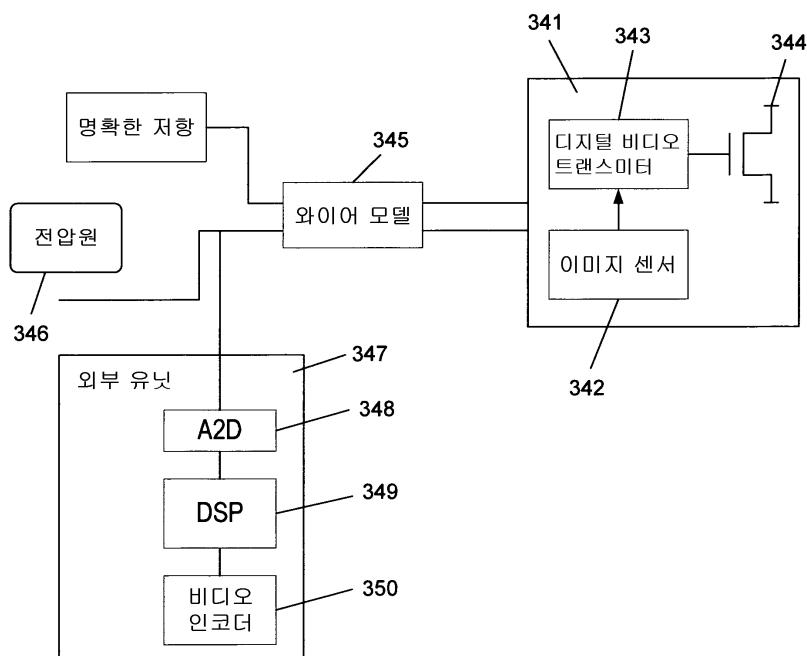
도면24a



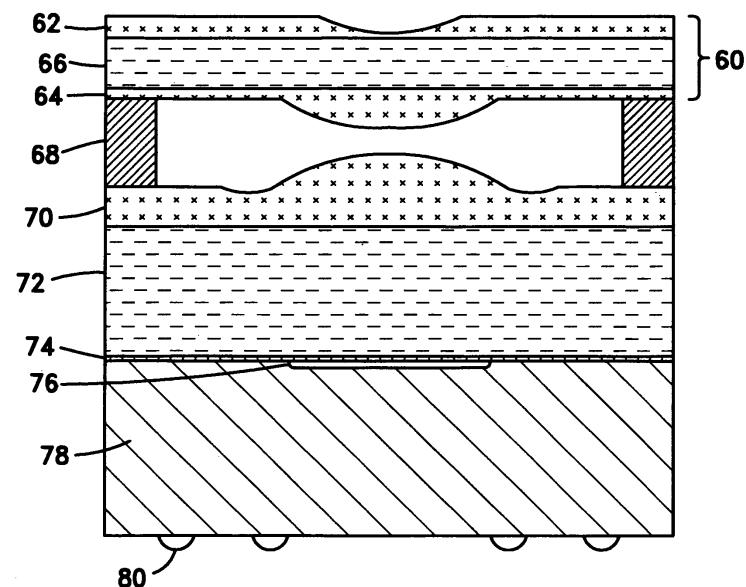
도면24b



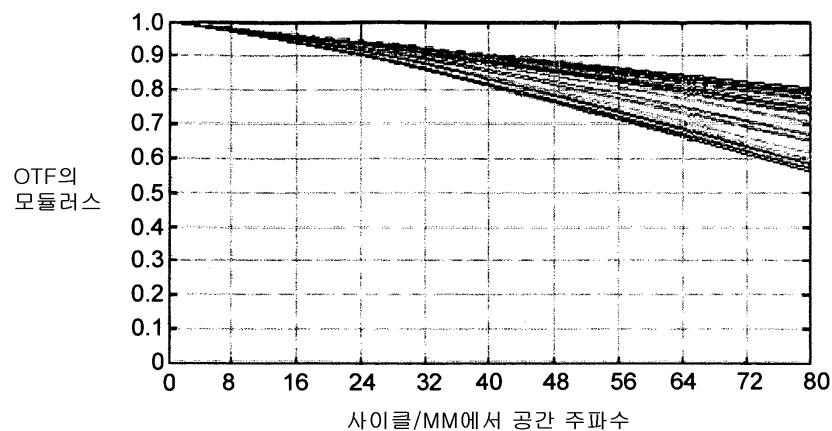
도면25



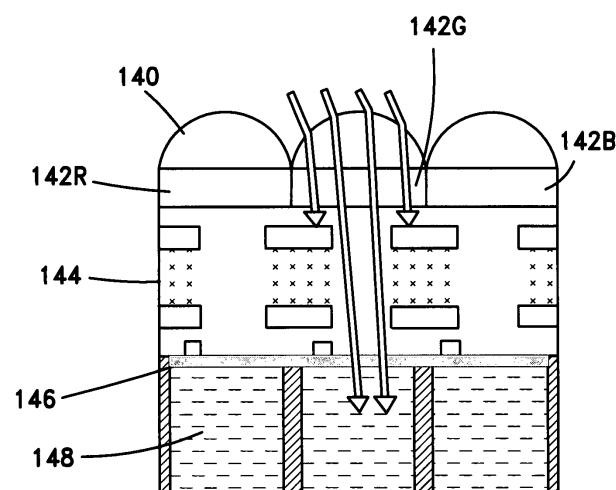
도면26a



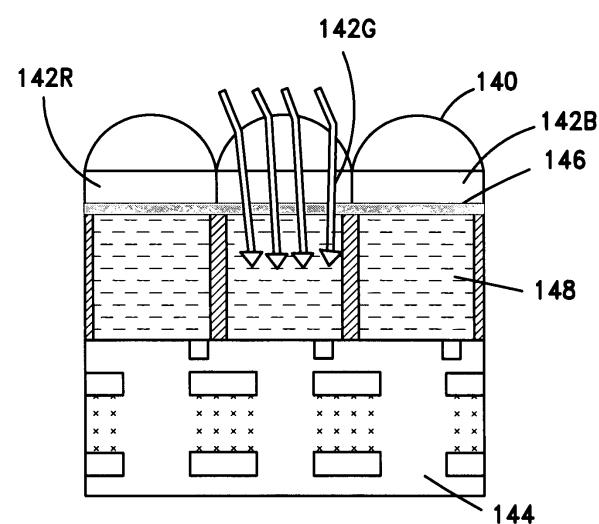
도면26b



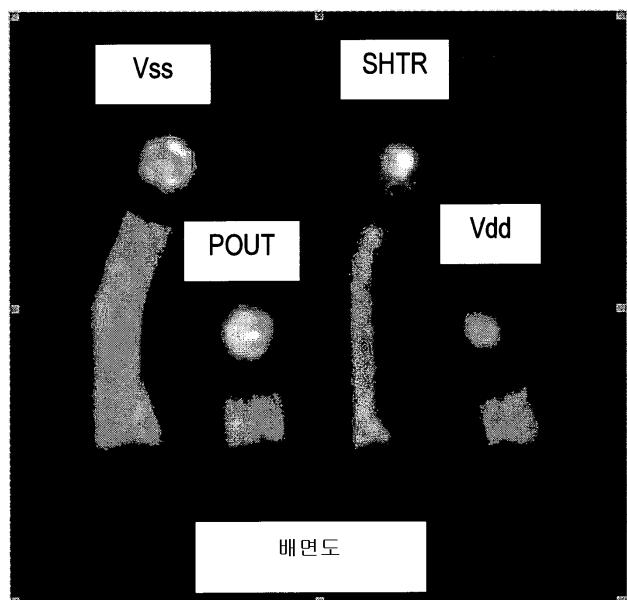
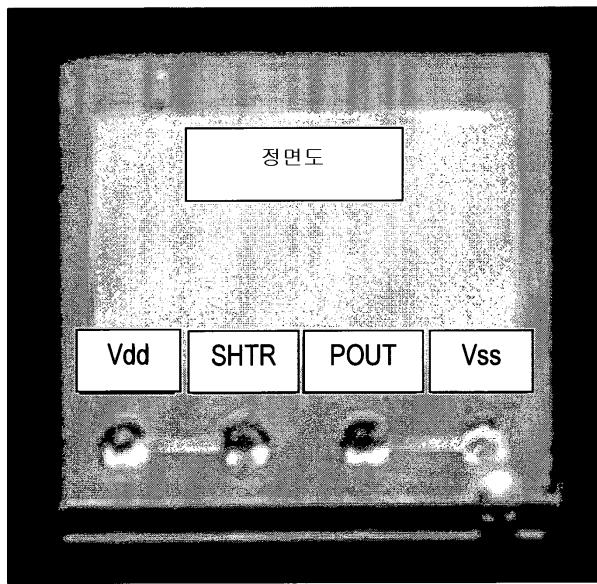
도면27a



도면27b



도면28



专利名称(译)	小直径摄像头和可视化探头以及包括其的医疗设备		
公开(公告)号	KR1020120100917A	公开(公告)日	2012-09-12
申请号	KR1020127009605	申请日	2010-09-16
[标]申请(专利权)人(译)	MEDIGUS		
申请(专利权)人(译)	方法.号.		
当前申请(专利权)人(译)	方法.号.		
[标]发明人	SONNENSCHEIN ELAZAR SMOLIAR ARIEL MALKA YUVAL		
发明人	소넨체인엘라자르 스모리아리엘 말카유발		
IPC分类号	A61B1/05 G02B23/24 H04N5/225 A61B1/00 H04N5/232		
CPC分类号	A61B1/051 H04N5/2253 G02B23/243 H04N2005/2255 A61B17/29 H04N5/2254 A61B1/05 A61B1/00096 A61B1/0055 H04N5/23287 A61B1/00087		
优先权	12/242823 2009-09-16 US 61/242823 2009-09-16 US		
其他公开文献	KR101814830B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在第一方面，本发明是一种摄像机头，包括固态成像装置和固态成像器以及适于产生输出视频信号的物镜组件。摄像机头的最大外径为1.1mm或更小，物镜组件的长度为2.5mm或更小。在第二方面，本发明是一个可视化探针包括加法电路和所述固态成像器(SSI)，照明装置以及由适于以产生输出视频信号的固态拾取装置的物镜组件。可视化探头的最大外径为2.8 mm或更小。在第三方面，本发明是一种用于可视化的医疗装置，包括附加的电路和所述固态成像器(SSI)，照明装置以及由适于产生包括探头的输出视频信号的固态拾取装置的物镜组件。医疗器械的最大外径为3.2mm或更小。

