



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0133173  
(43) 공개일자 2013년12월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 10/02* (2006.01) *A61B 17/34* (2006.01)  
*A61M 25/06* (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2013-7008487  
(22) 출원일자(국제) 2011년08월10일  
심사청구일자 없음  
(85) 번역문제출일자 2013년04월02일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2011/047170  
(87) 국제공개번호 WO 2012/030490  
국제공개일자 2012년03월08일  
(30) 우선권주장  
12/875,200 2010년09월03일 미국(US)

(71) 출원인  
데비코어 메디컬 프로덕츠, 인코포레이티드  
미국 오하이오 45241 신시내티 이스트 비즈니스  
웨이 300 5 플로어  
(72) 발명자  
스피그 트래버 더블유.브이.  
미국 오하이오주 45176 월리엄즈버그 럭키 로드  
4712  
필러 매튜 씨.  
미국 오하이오주 45208 신시내티 줌스타인 애브뉴  
3524  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
장훈

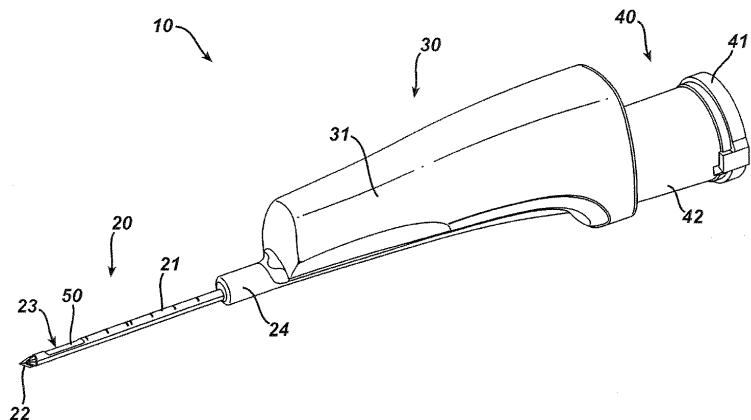
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 생검 장치용 에코발생 바늘

### (57) 요약

생검 장치는 천공 끝단, 측면 구멍, 및 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들을 가진 긴 바늘을 포함한다. 몇몇 실시예에서, 함몰된 표면이 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들을 제공한다. 상기 함몰부들은 오목하거나 또는 볼록할 수 있다. 몇몇 실시예에서, 천공 끝단은 블레이드를 포함하고, 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들은 블레이드를 통해 횡단 방향으로 형성된 개구들에 의해 제공된다. 몇몇 실시예에서, 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들은 블레이드의 톱니 부분들에 의해 제공된다. 이러한 톱니 부분들은 둘쭉날쭉하게 형성되거나 또는 등글게 형성될 수도 있다. 몇몇 실시예에서, 천공 끝단은 다면체 형태로 구성되고 끝단의 면들은 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들을 제공한다. 또한, 응고제도 바늘에 제공될 수 있다. 바늘의 천공 끝단은 조직 내에 바늘을 용이하게 삽입할 수 있도록 바늘의 그 외의 다른 부분들에 대해 회전할 수 있다.

### 대 표 도



(72) 발명자

**벤델리 마이클 제이.**

미국 오하이오주 45036 레바논 쇼이커 런 블러바드  
1505

**블러 루시아 지.**

미국 오하이오주 45140 러블랜드 제롬스 웨이 9131  
르하드 에드워드 에이.

미국 오하이오주 45014 페어필드 베커 드라이브  
1460

**레오나드 커크 에스.**

미국 미시간주 48070 헨팅턴 우즈 셔우드 드라이브  
12940

**듀크 다니엘 에이치.**

미국 오하이오주 4005 프랭클린 맥 클린 로드 3552

**쉘튼 프레더릭 이. IV세**

미국 오하이오주 45133 헬스버러 이스트 메인 스트리트 245

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

생검 장치로서,

상기 장치는:

- (a) 긴 바늘을 포함하고, 상기 바늘은 근위단부와 원위단부를 포함하며, 상기 바늘은 측면 구멍(lateral aperture)을 추가로 포함하고, 상기 바늘의 상기 원위단부의 적어도 일부분은 함몰된 표면(dimpled surface)을 포함하며, 상기 함몰된 표면은 에코발생(#echo-ogenic) 하도록 구성되고 거리가 떨어져 있으며 크기가 형성된 함몰부들을 포함하고, 상기 바늘의 상기 원위단부는 천공 끝단(piercing tip)을 추가로 포함하며;
- (b) 상기 바늘 내에 배열된 원통형의 커터를 포함하고, 상기 커터는 상기 측면 구멍을 가로질러 절단하기 위해 병진운동 하도록 구성되며;
- (c) 핸드피스(handpiece)를 포함하고, 상기 핸드피스로부터 원위 방향으로 상기 바늘이 연장되며, 상기 핸드피스는 상기 커터를 작동시킬 수 있는, 생검 장치.

### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 함몰부들은 복수의 오목한 인입부(concave indentation)를 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 함몰부들은 복수의 볼록한 돌출부를 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 4

제1항에 있어서,

상기 천공 끝단은 블레이드(blade)를 포함하고, 상기 블레이드는 하나 이상의 톱니형 에지(edge)를 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 5

제4항에 있어서,

상기 블레이드는 복수의 블레이드 함몰부들을 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 6

제4항에 있어서,

상기 블레이드는 상기 블레이드를 통해 횡단 방향으로 형성된 제1의 복수의 홀들을 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 7

제1항에 있어서,

상기 바늘은 캐뉼라 부분을 추가로 포함하고, 상기 천공 끝단은 상기 캐뉼라 부분과 회전가능하게 커플링되어(coupled), 상기 커터는 절단 부분을 통해 연장되는, 생검 장치.

### 청구항 8

제7항에 있어서,

상기 커터는 상기 천공 끝단의 근위 면과 맞물리도록(engaging) 구성된 원위 에지를 가지며, 이에 따라 상기 커

터는 상기 커터의 회전을 통해 천공 끝단을 회전시키도록 작동될 수 있는, 생검 장치.

### 청구항 9

제7항에 있어서,

상기 커터의 원위 에지는 텁니형인, 생검 장치.

### 청구항 10

제1항에 있어서,

상기 함몰된 표면은 하나 이상의 스캐ല럽(scallop)을 추가로 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 11

생검 장치로서,

상기 생검 장치는:

(a) 허브(hub)를 포함하고;

(b) 상기 허브로부터 연장되는 바늘을 포함하며, 상기 바늘은 원위 부분과 근위 부분을 포함하고, 캐뉼라의 원위 부분은 천공 끝단을 포함하고 또한 상기 천공 끝단에 대해 근위 위치에 위치된 측면 구멍을 포함하며, 상기 바늘은, 상기 바늘의 다른 부분들에 비해 초음파 영상에서 두드러지게 하도록(stand out) 배열되고 구성되며 크기가 형성된 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들(echogenic features)을 포함하고;

(c) 커터를 포함하며, 상기 커터의 적어도 일부분은 상기 캐뉼라를 통해 연장되고, 상기 커터는 상기 측면 구멍을 통해 돌출하는 조직을 절단하도록 상기 바늘에 대해 이동될 수 있는, 생검 장치.

### 청구항 12

제11항에 있어서,

상기 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들은 초음파에서 신호를 굴절시키도록 작동될 수 있는 복수의 함몰부들을 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 13

제11항에 있어서,

상기 천공 끝단은 2개 이상의 에지를 포함하고, 상기 2개 이상의 에지는 공면(coplanar)이 되도록 위치되며, 상기 2개 이상의 에지는 한 지점에서 교차되도록 구성되고, 상기 2개 이상의 에지 각각은 하나 이상의 텁니 부분을 가지도록 구성되는, 생검 장치.

### 청구항 14

제13항에 있어서,

상기 텁니 부분들은 일련의 교대로 배열된 홈파진 부분들과 직선 블레이드 부분들을 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 15

제14항에 있어서,

상기 홈파진 부분들은 등근 홈들을 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 16

제15항에 있어서,

상기 등근 홈들은 부분원(partial circle)들로서 구성되는, 생검 장치.

### 청구항 17

제11항에 있어서,

상기 천공 끝단은 다면체 끝단을 포함하는, 생검 장치.

### 청구항 18

제11항에 있어서,

상기 바늘은 응고제(coagulating agent)로 코팅되는, 생검 장치.

### 청구항 19

초음파 영상 장치와 바늘을 사용하여 가슴에 생검을 실시하는 방법으로서,

상기 바늘은 천공 부분, 측면 구멍, 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들, 및 커터를 포함하고,

상기 방법은:

- (a) 상기 천공 부분을 사용하여 상기 가슴을 천공하는 단계;
- (b) 상기 가슴 내에서 상기 바늘을 전진시키는 단계;
- (c) 상기 초음파 영상 장치로 상기 가슴 내에서의 상기 바늘의 위치를 모니터링하는 단계;
- (d) 상기 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들을 사용하여 상기 초음파 장치에 의해 방출되는 초음파를 굴절시키는 단계;
- (e) 상기 초음파 장치를 사용하여 상기 바늘의 상기 천공 부분을 안내하는 단계(여기서, 상기 안내 행위는, 상기 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들의 가시화(visualization)에 따라 적어도 부분적으로 수행된다);
- (f) 상기 측면 구멍을 통해 가슴 조직의 적어도 일부분을 수용하는 단계;
- (g) 상기 커터를 작동시켜 조직의 한 부분을 절단하는 단계; 및
- (h) 상기 가슴으로부터 상기 바늘을 제거하는 단계를 포함하는,

초음파 영상 장치와 바늘을 사용하여 가슴에 생검을 실시하는 방법.

### 청구항 20

제19항에 있어서,

상기 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들은 상기 천공 부분 위에 위치되며, 상기 안내 행위는, 상기 천공 부분 위의 상기 하나 또는 그 이상의 에코발생 피쳐들을 가시화함으로써 상기 천공 부분의 위치를 가시화함을 포함하는, 초음파 영상 장치와 바늘을 사용하여 가슴에 생검을 실시하는 방법.

## 명세서

### 배경기술

- [0001] 스피그 트레버 더블유.브이.
- [0002] 밀러 매튜 씨.
- [0003] 벤델리 마이클 제이.
- [0004] 불러 루시아 지.
- [0005] 르하드 에드워드 에이.
- [0006] 레오나드 커크 에스.
- [0007] 듀크 다니엘 에이치.
- [0008] 웰튼 프레더릭 이. IV세
- [0009] 배경기술

[0010]

생검 샘플(biopsy sample)들은 다양한 장치들을 사용하여 다양한 의료 시술에서 여러 방법들로 수득될 수 있다. 생검 장치들은 입체정위 안내(stereotactic guidance), 초음파 안내(ultrasound guidance), MRI 안내, PEM 안내, BSGI 안내 하에서 사용될 수 있으며, 혹은 그 외의 경우도 있다. 예를 들어, 몇몇 생검 장치는 환자로부터 하나 또는 그 이상의 생검 샘플을 캡처하기 위해 1회 삽입하고 사용자가 한 손을 사용하여 완전히 작동될 수도 있다. 또한, 몇몇 생검 장치들은, 가령, 유체(예컨대, 압축 공기, 식염수(saline), 주변 공기, 진공 등)의 소통(communication)을 위해, 전력의 소통을 위해, 및/또는 명령들의 소통 등을 위해 진공 모듈 및/또는 컨트롤 모듈에 테더링연결될 수 있다(tethered). 그 외의 다른 생검 장치들은 테더링연결 없이도 또는 그렇지 않은 경우 또 다른 장치와 연결되지 않고도 완전히 작동될 수 있거나 혹은 적어도 부분적으로는 작동될 수 있다.

[0011]

단지 대표적인 생검 장치들이, 1996년 6월 8일에 허여되고 발명의 명칭이 "Method and Apparatus for Automated Biopsy and Collection of Soft Tissue"인 미국 특허번호 5,526,822호; 2000년 7월 11일에 허여되고 발명의 명칭이 "Control Apparatus for an Automated Surgical Biopsy Device"인 미국 특허번호 6,086,544호; 2003년 6월 12일에 공개되고 발명의 명칭이 "MRI Compatible Surgical Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2003/0109803호; 2006년 4월 6일에 공개되고 발명의 명칭이 "Biopsy Apparatus and Method"인 미국 특허공보번호 2006/0074345호; 2007년 5월 24일에 공개되고 발명의 명칭이 "Remote Thumbwheel for a Surgical Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2007/0118048호; 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호; 2009년 7월 2일에 공개되고 발명의 명칭이 "Clutch and Valving System for Tetherless Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2009/0171242호; 2010년 6월 17일에 공개되고 발명의 명칭이 "Hand Actuated Tetherless Biopsy Device with Pistol Grip"인 미국 특허공보번호 2010/0152610호; 2010년 6월 24일에 공개되고 발명의 명칭이 "Biopsy Device with Central Thumbwheel"인 미국 특허공보번호 2010/0160819호; 2009년 6월 12일에 출원되고 발명의 명칭이 "Tetherless Biopsy Device with Reusable Portion"인 미국 가특허출원번호 12/483,305호; 및 2010년 2월 22일에 출원되고 발명의 명칭이 "Spring Loaded Biopsy Device"인 미국 가특허출원번호 12/709,624호에 기술된다. 위에 기술한 각각의 미국 특허, 미국 특허출원공보, 및 미국 가특허출원들의 내용은 본 명세서에서 참조문현들로서 인용된다.

[0012]

몇몇 시스템들과 방법들이 생검 샘플을 수득하기 위해 실시되고 사용되었지만, 본 발명의 발명자들 이전에는 어느 누구도 하기 특허청구범위에 기술된 발명을 실시하거나 사용하지 않았다고 믿어진다.

### 발명의 내용

[0013]

본 명세서는 본 발명을 강조하고 특별히 청구하고 있는 특허청구범위에 의해 종결되지만, 본 발명은 유사한 도면부호들이 동일한 요소들을 가리키는 첨부 도면들을 참조하여 특정 예들을 기술한 하기 설명으로부터 더 잘 이해될 것이다. 도면에서, 몇몇 구성요소들 또는 이 구성요소들의 부분들은 점선들로 표시된 것과 같이 가상으로 도시된다.

### 도면의 간단한 설명

[0014]

도 1은 대표적인 생검 장치를 도시한 투시도이다.

도 2는 도 1의 생검 장치와 함께 사용되거나 또는 상기 생검 장치의 일부인 구성요소들을 개략적으로 도시한 블록 다이어그램이다.

도 3은 바늘의 횡단면이 도시되어 있고 커터는 초기의 원위 위치에 있는, 도 1의 생검 장치의 바늘 부분을 일렬로 도시한 제 1 도면이다.

도 4는 바늘의 횡단면이 도시되어 있고 철회되는 동안 커터는 중간 위치에 있는, 도 1의 생검 장치의 바늘 부분을 일렬로 도시한 제 2 도면이다.

도 5는 바늘의 횡단면이 도시되어 있고 커터는 철회된 근위 위치에 있는, 도 1의 생검 장치의 바늘 부분을 일렬로 도시한 제 3 도면이다.

도 6은 바늘의 횡단면이 도시되어 있고 커터는 전진된 원위 위치에 있는, 도 1의 생검 장치의 바늘 부분을 일렬로 도시한 제 4 도면이다.

도 7은 바늘의 표면 위에 함몰부들이 있는, 도 1의 생검 장치의 바늘의 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 투시도이다.

도 8은 톱니형 원위 에지(edge)와 바늘의 표면 위에 함몰부들이 있는, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 측면도이다.

도 9는 돌출부 또는 원위 블레이드(blade)에 대한 개구들을 가진, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 측면도이다.

도 10은 스캘롭(scallop)형 면들과 다이아몬드 면체의 끝단을 가진, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 측면도이다.

도 11은 톱니형 원위 에지와 바늘의 끝단 위에 함몰부들이 있는, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 측면도이다.

도 12a는 홈파진 표면(grooved surface)이 있는 커터를 가진, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 측면도이다.

도 12b는 도 12a의 커터의 일부를 도시한 투시도이다.

도 13은 바늘 위에 외측 코팅을 가진, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 투시도이다.

도 14는 회전하는 바늘 끝단을 가진, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 투시도이다.

도 15는 기다란 톱니들이 있는 블레이드를 가진, 도 1의 생검 장치의 바늘의 또 다른 대표적인 대안의 구체예의 일부를 도시한 측면도이다.

도 16은 도 15의 바늘의 일부를 도시한 상부도이다.

상기 도면들은 본 발명을 제한하려는 것이 아니au, 본 발명의 다양한 구체예들이 그 외의 다른 다양한 방법들로 실시될 수 있으며, 상기 방법들에는 도면에 예시된 방법들이 포함하지만 이들에만 제한되지는 않는다. 본 명세서의 일부를 형성하며 본 명세서에 통합된 첨부 도면들은 본 발명의 여러 형태들을 예시하며, 본 발명의 설명과 함께, 본 발명의 원리를 설명하기 위해 사용되지만, 본 발명이 도면들에 도시된 것과 같은 구성들에만 제한되지 않는다는 사실을 이해해야 한다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0015]

본 발명의 특정 실시예들을 기술한 하기 내용은 본 발명의 범위를 제한하도록 사용되어서는 안 된다. 예시로서 기술된 하기 설명으로부터 본 발명의 그 외의 다른 실시예, 특징, 형태, 구체예들 및 이점들은 당업자에게 자명할 것이며, 본 발명을 실시하기 위하여 이들 중 가장 우수한 실시예가 고려된다. 본 발명은 발명의 범위를 벗어나지 않고도 그 외의 상이하고 명백한 형태들을 실시할 수 있다. 따라서, 도면과 설명은 제한적인 것이 아니라 예시적인 것으로 간주되어야 한다.

[0016]

### I. 개요

[0017]

도 1에 도시된 것과 같이, 대표적인 생검 장치(10)는 바늘(20), 바디(30), 조직 샘플 홀더(40), 및 커터(50)를 포함한다. 특히, 바늘(20)은 바디(30)의 원위 부분으로부터 원위 방향으로 연장되며(extend distally) 조직 샘플 홀더(40)는 바디(30)의 근위 부분으로부터 근위 방향으로 연장된다(extend proximally). 바디(30)는 생검 장치(10)가 사용자의 한 손에 의해 작동될 수 있도록 크기와 형태가 형성된다. 특히, 사용자는, 단지 한 손만 사용하여, 바디(30)를 쥐고, 바늘(20)을 환자의 가슴 안에 삽입하여, 환자의 가슴 내부로부터 한 조직 샘플 또는 복수의 조직 샘플을 수집할 수 있다. 대안으로, 사용자는 양손을 사용하여 및/또는 임의의 원하는 보조장치를 사용하여 바디(30)를 월 수 있다. 몇몇 실시예에서, 사용자는 환자의 가슴 내에 바늘(20)을 단지 1회 삽입하여 복수의 조직 샘플을 캡쳐(capture)할 수 있다. 이러한 조직 샘플은 조직 샘플 홀더(40) 내에 공압 방식으로 증착될 수 있으며(pneumatically deposited), 분석을 위해 추후에 조직 샘플 홀더(40)로부터 회수된다(retrieved). 본 명세서에서 기술된 실시예들이 종종 환자의 가슴으로부터 나온 생검 샘플을 수집하는 것이긴 하지만, 생검 장치(10)가 환자의 해부학적 형상(anatomy)의 그 외의 다른 여러 부분들과 그 외의 다른 여러 목적을 위하여 그 외의 다른 여러 수술(procedure)에서 사용될 수 있다는 사실을 이해해야 한다.

[0018]

본 실시예의 바늘(20)은 조직 천공 끝단(piercing tip)(22), 측면 구멍(lateral aperture)(23), 및 허브

(hub)(24)를 가진 캐뉼라(21)를 포함한다. 조직 천공 끝단(22)은 많은 양의 힘을 필요로 하지 않고도 끝단(22)을 삽입하기 전에 개구(opening)가 조직 내에 사전-형성될 필요 없이 조직을 천공하여 관통하도록 형성된다. 대안으로, 끝단(22)은 원할 시에 둉특할 수도 있다(가령, 예를 들어, 둉글거나, 평평할 수도 있다). 측면 구멍(23)의 크기는 장치(10)의 작동 동안 조직 표본으로부터 조직을 수용하도록 형성된다. 캐뉼라(21) 내부에 커터(50)가 배열되는데, 상기 커터는 캐뉼라(21)에 대해 회전운동하고 병진운동하여(translate) 측면 구멍(23)을 지나 측면 구멍(23)을 통해 돌출하는 조직으로부터 조직 샘플을 절단한다(sever). 허브(24)는 바늘(20) 주위에서 오버몰딩되거나(overmolded) 또는 그 외의 경우 바늘(20)에 고정되는 플라스틱으로 형성될 수 있으며, 허브(24)는 바늘(20)에 일체형으로 고정된다. 대안으로, 허브(24)는 임의의 적절한 공정을 통해 그 외의 다른 임의의 적합한 재료로 형성될 수 있으며 바늘(20)과 그 외의 다른 임의의 적절한 연관성을 가질 수 있다. 본 실시예의 허브(24)는 진공 도관(도시되지 않음)과 커플링되며(coupled) 상기 진동 도관으로부터 측면 구멍(23)까지 진공(또는 주변 공기, 식염수, 압축 유체 등)과 소통하도록(communicate) 작동가능하다. 진공 도관은 다양한 공급원, 가령, 2009년 6월 12일에 출원되고 발명의 명칭이 "Tetherless Biopsy Device with Reusable Portion"인 미국 특허출원번호 12/483,305호, 및/또는 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호의 원리에 따라 생검 장치(10)에 대해 외부 혹은 내부에 있는 진공공급원(vacuum source)(상기 진공공급원에만 제한되지는 않음)과 커플링될 수 있는데, 상기 미국 특허들은 본 명세서에서 참조문헌으로서 인용된다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 진공 도관이 커플링될 수 있는 그 외의 다른 적절한 유체 공급원(fluid source)도 당업자에게 자명할 것이다. 물론, 임의의 적절한 타입의 벨브(들) 및/또는 스위칭 메커니즘(들), 가령, 예컨대, 2009년 6월 12일에 출원되고 발명의 명칭이 "Tetherless Biopsy Device with Reusable Portion"인 미국 특허출원번호 12/483,305호, 및/또는 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호의 원리에 따른 장치도 진공 도관과 커플링될 수 있는데, 상기 미국 특허들은 본 명세서에서 참조문헌으로서 인용된다. 또한, 진공, 주변 공기, 액체, 가령, 식염수 등도 커터(50)에 의해 형성된 내강(lumen)에 선택적으로 소통될 수 있다는 사실을 이해해야 한다.

[0019]

본 실시예의 바디(30)는 하우징(31)을 포함한다. 몇몇 실시예에서, 바디(30)는 프로브 부분과 홀스터 부분을 포함하여 2개 이상의 부재(piece)들로 형성된다. 예를 들어, 이러한 몇몇 실시예에서, 프로브 부분은 홀스터 부분으로부터 분리될 수 있다. 더욱이, 프로브 부분은 1회용 구성요소(disposable component)로서 제공될 수 있는 반면 홀스터 부분은 재사용가능한 부분으로서 제공될 수 있다. 단지 예로서, 이러한 프로브 및 홀스터 형상은 2009년 6월 12일에 출원되고 발명의 명칭이 "Tetherless Biopsy Device with Reusable Portion"인 미국 특허출원번호 12/483,305호, 및/또는 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호의 원리에 따라 제공될 수 있는데, 상기 미국 특허들은 본 명세서에서 참조문헌으로서 인용된다. 대안으로, 그 외의 다른 임의의 프로브 및 홀스터 형상도 사용될 수 있다. 또한, 바디(30)는 상기 바디가 분리가능한 프로브 부분과 홀스터 부분을 가지지 못하도록 형성될 수도 있다는 사실을 이해해야 한다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 바디(30)가 구성될 수 있는 그 외의 다른 여러 적절한 방법들은 당업자에게 자명할 것이다.

[0020]

본 실시예의 조직 샘플 홀더(40)는 캡(41)과 외측 컵(42)을 포함한다. 상기 외측 컵(42) 내부에 필터 트레이(도시되지 않음)가 제공된다. 본 실시예에서, 외측 컵(42)은 바디(30)에 고정된다. 이러한 맞물림(engagement)은 임의의 적절한 방법으로 제공될 수 있다. 본 실시예의 외측 컵(42)은 실질적으로 투명하여 사용자가 필터 트레이 위에서 조직 샘플을 관찰할 수 있게 하지만, 외측 컵(42)은 원할 시에 그 외의 다른 임의의 적절한 성질을 가질 수도 있다. 외측 컵(42)의 중공 내부(hollow interior)는 본 실시예에서 진공공급원과 커터(50)와 유체 소통상태에 있다(in fluid communication). 단지 예로서, 진공은 외측 컵(42)에 제공될 수 있으며, 이러한 진공은 2009년 6월 12일에 출원되고 발명의 명칭이 "Tetherless Biopsy Device with Reusable Portion"인 미국 특허출원번호 12/483,305호, 및/또는 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호의 원리에 따라 커터(50)에 추가로 소통될 수 있는데, 상기 미국 특허들은 본 명세서에서 참조문헌으로서 인용된다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 진공이 외측 컵(42)에 제공될 수 있는 그 외의 다른 여러 적절한 방법들은 당업자에게 자명할 것이다. 외측 컵(42)이 바늘(20) 내에 있는 진공 도관과 같이 동일한 진공공급원으로부터 진공을 수용할 수(receive) 있다는 사실을 이해해야 한다. 생검 장치(10)는, 외측 컵(42)과 진공 도관이 공통적인 진공공급원 또는 그 외의 다른 유체 공급원과 커플링되는지 여부에 상관없이, 진공 및/또는 그 외의 다른 유체를 외측 컵(42) 및/또는 진공 도관에 소통시키는 것을 선택적으로 조정하기 위해 하나 또는 그 이상의 벨브(예컨대, 셔틀 벨브(shuttle valve), 전기기계식 솔레노이드 벨브(electromechanical solenoid valve) 등)를 추가로 포함할 수 있다.

[0021]

본 실시예에서, 조직 샘플이 커터(50)에 의해 조직 표본으로부터 절단되었을 때, 이 조직 샘플은 진공에 의해 커터(50)로부터 조직 샘플 홀더(40)로 끌어당겨진다(pulled). 본 실시예에서 캡(41)은 사용자가 생검 과정(biopsy process) 동안 외측 컵(42) 내에서 필터 트레이(도시되지 않음) 위에 모여진 조직 샘플에 접근하기 위해 캡(41)을 제거할 수 있도록 외측 컵(42)과 탈착 방식으로 커플링된다(removably coupled). 정지식(stationary) 필터 트레이를 가지는 대신, 조직 샘플 홀더(40)는 회전식 매니폴드(rotatable manifold)와 탈착 방식으로 커플링되는 복수의 트레이를 가질 수 있으며, 이에 따라 상기 매니폴드는 커터(50)의 연속적인 절삭 행정(cutting stroke)에서 수득된 조직 샘플을 개별적으로 수용하기 위해 커터(50)에 대해 각각의 트레이를 아주 잘 인덱싱(index)하도록 작동될 수 있다. 예를 들어, 조직 샘플 홀더(40)는 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호의 원리에 따라 작동되고 구성될 수 있는데, 상기 미국 특허는 본 명세서에서 참조문헌으로서 인용된다. 단지 예시적인 목적으로 기술된 또 다른 실시예에서와 같이, 조직 샘플 홀더(40)는 2008년 12월 18일에 출원되고 발명의 명칭이 "Biopsy Device with Discrete Tissue Chambers"인 미국 가특허출원번호 12/337,911호의 원리에 따라 작동되고 구성될 수도 있다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 조직 샘플 홀더(40)가 작동되고 구성될 수 있는 그 외의 다른 적절한 방법들도 당업자에게 자명할 것이다.

[0022]

본 명세서에 기술된 다른 구성요소들과 같이, 바늘(20), 바디(30), 조직 샘플 홀더(40), 및 커터(50)가 다양한 방법들로 변형되고, 개선되며, 대체되거나 혹은 보완될 수 있으며, 바늘(20), 바디(30), 조직 샘플 홀더(40), 및 커터(50)는 다양한 대안의 특징, 구성요소, 형상 및 기능들을 가질 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 오직 대표적인 몇몇의 변형예, 개선예, 대체예, 또는 보완예들이 2010년 2월 22일에 출원되고 발명의 명칭이 "Spring Loaded Biopsy Device"인 미국 가특허출원번호 12/709,624호에 기술되어 있는데, 이 미국 특허는 본 명세서에서 참조문헌으로서 인용된다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 바늘(20), 바디(30), 조직 샘플 홀더(40), 및 커터(50)의 또 다른 적절한 대안의 실시예, 특징, 구성요소, 형상 및 기능들은 당업자에게 자명할 것이다.

[0023]

도 2에 도시된 것과 같이, 도 1의 생검 장치와 함께 사용될 수 있거나, 혹은 생검 장치의 일부인 대표적인 구성요소들은 전원(60), 진공공급원(70), 진공 컨트롤 모듈(80), 모터(90), 기어 세트(100), 및 커터 액츄에이터(110)를 포함하는데, 이를 구성요소 중 몇몇은 앞에서 기술되었다. 본 실시예에서, 전원(60)은 진공공급원(70), 진공 컨트롤 모듈(80), 및 모터(90)에 전력을 공급한다. 몇몇 실시예에서, 전원(60)은 예를 들어 배터리와 같이 온보드(onboard) 생검 장치(10)에 위치되며, 다른 몇몇 실시예에서는, 전원(60)은, 가령, 예를 들어, 생검 장치(10)와 전기 리셉터클(electrical receptacle) 사이에 있는 추가적인 모듈을 통해 및/또는 생검 장치(10)에 연결된 케이블 연결부(cable connection)를 가진 표준 전기 리셉터클로부터의 라인 전압(line voltage)과 같이, 생검 장치(10)로부터 일정 거리에 떨어져서 위치된다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 전원(60)에 대한 다양한 개선예들과 여러 형상들은 당업자에게 자명할 것이다.

[0024]

본 실시예에서, 진공공급원(70)은 조직을 바늘(20)의 측면 구멍(23) 내부로 끌어내기 위해(drawing) 생검 장치(10)에 진공을 공급한다. 또한, 진공공급원(70)은 절단된 조직 샘플을 커터(50)로부터 조직 샘플 홀더(40)로 전달하기 위해 생검 장치(10)에 진공을 공급한다. 몇몇 실시예에서, 진공공급원(70)은 온보드 생검 장치(10)에 위치된 진공 펌프를 포함한다. 단지 예로서, 이러한 온보드 진공공급원(70)은 모터(90)에 의해 구동되는 막 펌프(diaphragm pump)를 포함할 수 있다. 이러한 몇몇 실시예에서, 진공공급원(70)은 전원(60)과 커플링되지 않으며 진공 컨트롤 모듈(80)은 생략된다(omitted). 그 외의 다른 몇몇 실시예에서, 진공공급원(70)은 도관 또는 진공 케이블을 통해 진공을 공급하는 생검 장치(10)로부터 일정 거리에 떨어져 위치된 진공 펌프를 포함한다. 물론, 진공공급원(70)은, 원할 시에, 하우징(31)에 대해 외부에 위치되는 진공 펌프와 하우징(31) 내에 위치된 진공 펌프의 조합을 포함할 수도 있다. 본 실시예에서, 진공공급원(70)은 진공 컨트롤 모듈(80)과 소통상태에 있다. 진공 컨트롤 모듈(80)은 진공공급원(70)으로부터 진공을 생검 장치(10)에 전달하고 진공 공급을 조절하기 위한 기능(functions)들을 포함한다. 본 발명의 원리에서 볼 때, 진공이 어떤 방식으로 공급되고 전달되는지를 조절하기 위해 진공 컨트롤 모듈(80)로 사용될 수 있는 다양한 기능들과 성능들은 당업자에게 자명할 것이다. 또한, 본 명세서의 원리에서 볼 때, 진공 컨트롤 모듈(80)과 진공공급원(70)에 대한 개선예들과 그 외의 다른 다양한 형상들은 당업자에게 자명할 것이다.

[0025]

본 실시예의 모터(90)는 통상적인 DC 모터를 포함하지만, 그 외의 다른 임의의 적절한 타입의 모터도 사용될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 단지 예로서, 모터(90)는 압축 공기에 의해 전력이 공급되는 공압 모터(예컨대, 임펠러 등을 가진 공압 모터), 공압식 선형 액츄에이터, 전기기계식 선형 액츄에이터, 압전 모터(예컨대, MRI 세팅에 사용하기 위한 모터), 또는 그 외의 다른 다양한 타입의 움직임-유도 장치(movement-inducing device)를 포함할 수 있다. 위에서 언급한 것과 같이, 모터(90)는 전원(60)으로부터 전력을 공급받는다. 몇몇 실시예에서,

모터(90)는 온보드 생검 장치(10)에 위치된다(예컨대, 하우징(31) 내부에 위치된다). 그 외의 다른 몇몇 실시예에서, 모터(90)는 생검 장치(10)로부터 일정 거리에 떨어져 위치되고 구동 샤프트 또는 케이블을 통해 생검 장치(10)에 에너지를 제공한다. 본 실시예에서, 모터(90)는 기어 세트(100) 내에 회전 입력(rotary input)을 제공하기 위해 모터(90)로부터 기어 세트(100)로 원위 방향으로 연장되는(extend distally) 구동 샤프트(도시되지 않음)를 회전시키도록 작동될 수 있다. 구동 샤프트가 모터(90)로부터 기어 세트(100)로 직접 연장되지만, 기어 세트(100)와 모터(90) 사이에는 그 외의 다른 다양한 구성요소들, 가령, 여러 기어, 클러치 등(이들 구성요소에만 제한되는 것은 아님)도 커플링될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 기어 세트(100)는 상기 기어 세트에 고정된 구동 기어(도시되지 않음)를 가진 출력 샤프트(도시되지 않음)를 포함하며 커터 액츄에이터(110)를 선택적으로 작동시키도록 작동될 수 있다. 기어 세트(100)는 유성 기어박스(planetary gearbox)를 포함할 수 있으며 감속(speed reduction)을 제공하도록 형성될 수 있다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 기어 세트(100)와 모터(90)를 위한 다양한 적절한 형상들은 당업자에게 자명할 것이다.

[0026] 본 실시예의 커터 액츄에이터(110)는 팽창 행정(firing stroke)에서 커터(50)가 바늘(20)과 바디(30)에 대해 원위 방향으로 병진운동하고(distal translation) 동시에 회전하도록 상호작용하는(interact) 다양한 구성요소들을 포함한다. 또한, 커터 액츄에이터(110)는 커터(50)를 근위 방향으로 철회시켜(retract proximally) 팽창(firing)을 위해 커터(50)가 준비상태가 되도록 작동될 수 있다. 단지 예로서, 커터 액츄에이터(110)는 2010년 2월 22일에 출원되고 발명의 명칭이 "Spring Loaded Biopsy Device"인 미국 특허출원번호 12/709,624호, 및/또는 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호의 원리에 따라 작동되고 구성될 수 있는데, 상기 미국 특허들은 본 명세서에서 참조문현으로서 인용된다. 본 명세서에 기술된 다른 구성요소들과 같이, 커터 액츄에이터(110)가 다양한 방법들로 변형되고, 개선되며, 대체되거나 혹은 보완될 수 있으며 커터 액츄에이터(110)는 다양한 대안의 특징, 구성요소들, 형상 및 기능들을 가질 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 커터 액츄에이터(110)의 적절한 대안의 실시예, 특징, 구성요소, 형상 및 기능들은 당업자에게 자명할 것이다.

[0027] 도 3 내지 6의 일련의 도면들에 도시된 것과 같이, 대표적인 커터(50)의 팽창 절차(firing sequence)가 도시된다. 도 3은 원위 위치(distal position)에 있는 커터(50)를 도시하고 있는데, 커터(50)의 원위 예지(51)는 측면 구멍(23)의 원위 방향으로 위치되어 이에 따라 바늘(20)의 측면 구멍(23)을 효율적으로 "차단"한다(closing). 이 형상에서, 바늘(20)은 조직이 측면 구멍(23)을 통해 탈출하지(prolapsing) 않고도 삽입될 수 있다. 도 4는 커터(50)가 커터 액츄에이터(110)에 의해 철회되어 이에 따라 조직이 측면 구멍(23)에 노출되고 커터(50)의 커터 내강(52)이 나타나는 것을 도시한다. 본 실시예에서, 커터(50)는 캐뉼라(21)의 제 1 내강(25) 내부에 위치된다. 제 1 내강(25) 밑에는 제 2 내강(26)이 위치되는데, 상기 제 2 내강의 일부는 디바이더(27)에 의해 형성된다. 디바이더(27)는 제 1 및 제 2 내강(25, 26) 사이에 유체 소통상태를 제공하는 복수의 개구(28)를 포함한다. 또한, 바늘(20) 내에는 복수의 외측 개구(도시되지 않음)가 형성될 수 있으며 이 복수의 외측 개구들은 제 2 내강(26)과 유체 소통상태에 있을 수 있다. 예를 들어, 이러한 외측 개구들은 2007년 2월 8일에 공개되고 발명의 명칭이 "Biopsy Device with Vacuum Assisted Bleeding Control"인 미국 특허공보번호 2007/0032742호의 원리에 따라 형성될 수도 있으며, 상기 미국 특허는 본 명세서에서 참조문현으로 인용된다. 또한, 커터(50)는 하나 또는 그 이상의 측면 개구(도시되지 않음)를 포함할 수 있다. 물론, 본 명세서에 기술된 그 외의 다른 구성요소들과 같이, 커터(50)와 바늘(20) 내에 있는 이러한 외측 개구는 단지 선택적이다.

[0028] 도 5는, 측면 구멍(23)이 커터(50)에 의해 완전히 차단되지 않도록(completely unobstructed), 커터(50)가 커터 액츄에이터(110)에 의해 완전히 철회된(fully retracted) 것을 도시한다. 이 형상에서, 조직은, 커터 내강(52)을 통해 제공되는 진공에 의해 및/또는 개구(28)를 통해 전달되고 제 2 내강(26)을 통해 제공되는 진공으로 및/또는 조직의 내부 압력(예컨대, 바늘(20)이 삽입될 때 조직이 이동(displacement)에 의해 야기된 압력)으로 인해, 중력 힘 하에서, 제 1 내강(25) 내에서 측면 구멍(23)을 통해 탈출될 수 있다. 도 6은 조직이 제 1 내강(25) 내에 캡쳐되고(captured) 나서 커터(50)가 전진되어 측면 구멍(23)을 차단하고 난 뒤의 커터(50)를 도시한다. 조직들이 절단되면, 이 조직들은 커터 내강(52) 안에 캡쳐되고 조직 샘플 홀더(40)에 근위 방향으로 전달되기 위한 준비상태가 된다. 이렇게 조직이 커터 내강(52)을 통해 근위 방향으로 전달되어 조직 샘플 홀더(40)에 도달하는 것은, 압력차(pressure differential)를 제공하기 위해 커터 내강(52)의 원위 부분(예컨대, 캡쳐된 조직 샘플의 전방)과 통기(venting)하면서도 커터 내강(52)의 근위 부분(예컨대, 캡쳐된 조직 샘플의 후방)을 통해 진공을 끌어냄으로써, 제공될 수 있다. 대안으로, 커터(50)에 의해 절단된 조직 샘플들은 조직 샘플 홀더(40)에 대해 근위 방향으로 소통될 수 있거나(communicated proximally) 혹은, 그렇지 않은 경우에는 그 외의 다른 임의의 적절한 방법으로 다루어질 수 있다.

[0029] 위에서 언급한 내용들은 대표적인 생검 장치(10)와 이 생검 장치의 용도를 기술하고 있지만, 2010년 2월 22일에 출원되고 발명의 명칭이 "Spring Loaded Biopsy Device"인 미국 가특허출원번호 12/709,624호 및 2008년 9월 4일에 공개되고 발명의 명칭이 "Presentation of Biopsy Sample by Biopsy Device"인 미국 특허공보번호 2008/0214955호의 원리에 따른 추가적인 기술내용과 대표적인 작동 방법들도 제공되며, 이 미국 특허들은 본 명세서에서 참조문헌으로서 인용된다. 물론, 위에서 언급된 생검 장치(10)의 구성 및 용도의 실시예들은 단지 예시적인 것들이다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 생검 장치(10)가 형성되고 사용될 수 있는 그 외의 다른 적절한 방법들도 당업자에게 자명할 것이다.

## [0030] II. 대표적인 바늘의 변형예들

[0031] 하기 기술내용들은 위에서 기술된 바늘(20)에 대한 대체예로서 생검 장치(10)에 일체로 구성될 수 있는 (incorporated) 다양한 바늘들에 관한 것이다. 하기 내용이 개별 실시예들의 집합체로서 제공되지만, 하기 기술되는 실시예들의 모든 특징들 또는 임의의 특징이 임의의 적절한 방식으로 변형되고, 개선되며, 대체되고, 보완되거나 혹은 조합될 수도 있다는 사실을 이해해야 한다. 달리 말하면, 하기 실시예들 중 하나 또는 그 이상의 실시예에 따른 원리들은 밑에서 기술되는 하나 또는 그 이상의 그 외의 다른 실시예들의 원리들과 용이하게 조합되거나 및/또는 상호교환될 수 있다. 따라서, 하기 실시예들은 서로에 대해 독립적인 것으로 간주되어서는 안 된다. 또한, 하기 실시예들은 생검 장치의 바늘에 일체로 구성될 수 있는 타입의 특징들만 설명하는 것으로 간주되어서는 안 된다. 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자에게 자명한 것과 같이, 밑에서 기술되는 다양한 바늘 특징들은 다양한 방식으로 변형되고, 개선되며, 대체되고, 보완되거나 혹은 조합될 수 있다.

### [0032] A. 함몰된 캐뉼라(dimpled cannula)를 가진 대표적인 바늘

[0033] 도 7은 바늘(120)의 대표적인 대안의 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(120)은 측면 구멍(123)과 조직 천공 끝단(122)을 가진다. 측면 구멍(123)은 바늘(120)을 따라 세로 방향으로 연장되지만(extend longitudinally), 몇몇 실시예에서는, 측면 구멍(123)이 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 적절한 것으로 간주하는 임의의 형태 또는 형상을 포함할 수 있다. 조직 천공 끝단(122)은 조직을 천공하고 관통시키도록 구성된 날카로운 블레이드(125) 뿐만 아니라 상기 블레이드(125)에 인접한 등근 부분(127)을 포함한다. 바늘(120)의 외측 표면은 복수의 함몰부(124)를 포함한다. 또한 함몰부(124)는 등근 부분(127) 내에 형성된다. 본 실시예의 함몰부(124)는 등근 부분(127)과 바늘(120)의 외부에서 리세스(recess)로서 형성되지만, 상기 함몰부(124)는 등근 부분(127) 또는 바늘(120)의 측벽을 통과하는 개구를 형성하지 않는다. 예를 들어, 유체, 가령, 액체 혹은 공기 등은 본 실시예에서 함몰부(124)를 통해 등근 부분(127) 또는 바늘(120)의 측벽을 통과할 수 없다. 함몰부(124)는 임의의 적절한 공정 또는 이 공정들의 조합을 사용하여 형성될 수 있다. 단지 예로서, 함몰부(124)는 연삭(grinding), 밀링(milling), 솟 피닝(shot peening) 등을 통해서 형성될 수 있다.

[0034] 예시된 실시예에서, 함몰부(124)는 바늘(120)의 외측 표면을 가로질러 균일하게 분포된다. 하지만, 몇몇 실시예에서는, 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 적절한 것으로 간주하는 것과 같이, 함몰부(124)는 미리 정해진 패턴으로 혹은 미리 정해진 클러스터(cluster)에 분포될 수 있다. 예를 들어, 함몰부(124)는 바늘(120) 표면의 또 다른 부분이 아니라 바늘 표면의 한 부분에 상당히 집중될 수 있다(예컨대, 바늘(120)의 근위 부분이 아니라 바늘(120)의 원위 부분에 더 많이 집중될 수 있다).

[0035] 각각의 함몰부(124)는 일반적으로 오목한 원형 형태를 가진다. 하지만, 몇몇 실시예에서, 각각의 함몰부(124)는 원형 형태가 아닌 다른 형태를 가질 수 있다. 상기 예시된 실시예에서는 오목한 원형 형태인 함몰부(124)의 형태는, 초음파 하에서 관찰될 때, 바늘(120)의 가시성(visibility), 가령, 높은 콘트라스트(contrast)를 통해 가시성에 도움을 줄 수 있다는 사실에 유의해야 할 것이다. 달리 말하면, 함몰부(124)는, 그렇지 않은 경우, 바늘(120)의 외부에서 발견될 수 있는, 매끄러운 표면(smooth surface)보다 더 큰 에코발생도(echogenicity)를 제공할 수 있다. 따라서, 예를 들어 바늘(120)의 함몰부(124)는, 바늘(120)이 조직 내에 정확하게 배치되고 안전하게 안내될 수 있도록, 바늘(120) 표면의 윤곽을 더 잘 보여줄 수 있다는 사실을 유의해야 할 것이다. 또한, 함몰부(124)는 바늘(120)이 환자의 가슴 내로 삽입될 때 조직에 대해 바늘(120)의 항력(drag force)을 감소시킬 수 있다는 사실을 유의해야 할 것이다. 따라서, 함몰부(124)가 있는 바늘(120)은, 그렇지 않은 경우, 함몰부(124)가 없는 비슷한 바늘(20)과 비교했을 때 조직을 관통하기에 힘이 덜 들 수도 있다.

[0036] 몇몇 실시예에서, 예를 들어, 각각의 함몰부(124)는 정사각형 형태, 다이아몬드 형태, 피라미드 형태, 타원형

형태, 초승달(crescent) 형태, 또는 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 적절한 것으로 간주하는 것과 같은 그 외의 다른 임의의 형태를 가질 수 있다. 몇몇 실시예에서, 함몰부(124)의 한 부분은 미리 정해진 형태, 가령, 원형의 형태를 가질 수 있으며, 함몰부(124)의 또 다른 부분은 이와 상이한 형태, 가령, 삼각형 형태를 가질 수 있다. 그 외에도, 각각의 함몰부(124)는 오목한 형태(즉 리세스와 같이) 보다는 볼록한 형태(즉 돌출부와 같이)로 형성될 수도 있다. 몇몇 실시예에서, 함몰부(124)의 한 부분은 볼록한 형태를 가질 수 있으며 함몰부(124)의 또 다른 부분은 오목한 형태를 가질 수 있다. 함몰부(124) 형태에 대해 볼록하거나 혹은 오목한 형태를 선택하고 이러한 형태로 형성되는 데 있어 임의의 적절한 조합이 사용될 수 있다.

[0037] 도 7에 도시된 것과 같이, 본 실시예에서 함몰부(124)는 조직 천공 끝단(122)을 덮지(cover) 않는다. 달리 말하면, 함몰부(124)는 이 실시예에서 블레이드(125) 내에 형성되지 않는다. 하지만, 그 외의 다른 몇몇 실시예에서는, 밑에서 기술되는 것과 같이, 함몰부(124)가 조직 천공 끝단(122)을 덮을 수도 있다.

[0038] 본 명세서의 원리에서 볼 때, 도 7에 도시된 바늘(120)이 여러 적절한 방법들로 사용될 수 있는 것은 당업자에게 자명할 것이다. 예를 들어, 바늘(120)은 환자의 가슴 내에 삽입될 수 있다. 바늘(120)이 가슴 조직 내에 삽입되어 가슴의 내측 부분을 관찰하기 위하여, 가령, 해당 병변(lesion)에 대한 바늘(120)의 위치를 관찰하기 위하여, 초음파 영상 장치(ultrasound imaging device)가 사용될 수 있다. 함몰부(124)는 초음파 파장(ultrasound wave)을 굴절시켜 가슴 내에 삽입된 바늘(120)의 더 우수한 영상을 제공하도록 작용할 수 있다. 바늘(120)이 가슴 내부에서 전진될 때, 함몰부(124)가 초음파 하에서 바늘(120)의 더 좋은 콘트라스트를 제공함에 따라, 사용자는 바늘(120)의 정확한 위치를 더 잘 결정할 수 있게 된다. 가슴의 조직 샘플이 제거되고 나면, 바늘(120)은 가슴으로부터 제거될 수 있다. 사용자는 바늘(120)이 가슴으로부터 제거될 때 바늘의 경로를 모니터링하기 위해 초음파에 의해 제공된 영상을 이용할 수 있다.

## B. 톱니형 에지와 함몰된 캐뉼라를 가진 대표적인 바늘

[0040] 도 8은 바늘(220)의 또 다른 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(220)은 측면 구멍(223)과 조직 천공 끝단(222)을 가진다. 조직 천공 끝단(222)은 조직을 천공하고 관통시키도록 구성된 날카로운 블레이드(225) 뿐만 아니라 상기 블레이드(225)에 인접한 등근 부분(227)을 포함한다. 블레이드(225)는 톱니형 에지(230)를 포함한다. 톱니형 에지(230)는 블레이드(225) 에지의 상측 및 하측 길이를 따라 형성된다. 본 실시예에서는 톱니형 에지(230)의 톱니 형상(serration)이 톱니 프로파일(sawtooth profile)을 제공하지만, 그 외의 다른 임의의 적절한 프로파일을 가진 톱니 형상도 가능하다는 사실을 이해해야 한다. 톱니형 에지(230)는 다양한 방법들로 블레이드(225) 내에 형성될 수 있다. 예를 들어, 톱니형 에지(230)는 스텬핑(stamping) 또는 다이-컷팅(die-cutting), 연삭(grinding), 밀링(milling), 레이저 커팅(laser cutting), 및/또는 그 외의 다른 임의의 적절한 가공공정, 가령, 상기 공정들의 조합을 통해 형성될 수도 있다. 또한, 블레이드(225)가 바늘(220)로부터 분리된 상태로 형성되고 그 후에 바늘(220)에 고정되어 천공 끝단(222)을 제공하는 실시예에서는, 톱니형 에지(230)의 톱니 형상은 블레이드(225)가 바늘(220)에 고정되기 전 및/또는 고정되고 난 후에 형성될 수 있다는 사실을 이해해야 한다.

[0041] 몇몇 실시예에서, 톱니형 에지(230)는 초음파 영상에서 조직 천공 끝단(222)의 원위 에지의 콘트라스트를 높인다. 또한, 바늘(220)은 등근 부분(227)의 표면 위에 위치되고 바늘(220)의 표면 위에 위치된 복수의 함몰부(224)를 포함한다. 본 실시예의 함몰부(224)는 위에서 기술된 함몰부(124)와 비슷하다. 예시된 실시예에서, 함몰부(224)는 바늘(220)의 전체 외측 표면을 따라 형성된다. 이 실시예에서, 함몰부(224)는 조직 천공 끝단(222)까지 추가로 연장되는데, 가령, 등근 부분(227) 뿐만 아니라 블레이드(225)의 측면까지 추가로 연장된다. 달리 말하면, 이 실시예에서 블레이드(225)의 측면은 함몰부(224)를 포함하지만, 원할 시에는, 블레이드(225)로부터 함몰부(224)가 생략될 수도 있다. 예시적인 추가의 변형예들에서와 같이, 블레이드(225) 내의 함몰부(224)는 돌출부, 관통 훌, 및/또는 그 외의 다른 여러 피쳐들(features)로 대체되거나 혹은 보완될 수도 있다.

[0042] 본 명세서의 원리에서 볼 때, 도 8에 도시된 바늘(220)이 다양한 적절한 방법들로 사용될 수 있다는 것은 당업자에게 자명할 것이다. 예를 들어, 바늘(220)은 환자의 가슴 내에 삽입될 수 있다. 바늘(220)이 가슴 조직 내에 삽입되어 가슴의 내측 부분을 관찰하기 위하여, 가령, 해당 병변(lesion)에 대한 바늘(220)의 위치를 관찰하기 위하여, 초음파 영상 장치가 사용될 수 있다. 함몰부(224)는 초음파 파장을 굴절시켜 가슴 내에 삽입된 바늘(220)의 더 우수한 영상을 제공하도록 작용할 수 있다. 톱니형 에지(230)는, 추가로, 초음파 파장을 굴절시켜 이에 따라 초음파 하에서 관찰될 때 더 우수한 원위 에지 영상을 제공하도록 작용할 수도 있다. 바늘(220)이 가슴 내부에서 전진될 때, 함몰부(224)와 톱니형 에지(230)가 초음파 하에서 바늘(220)의 더 좋은 콘트라스트를

제공함에 따라, 사용자는 바늘(220)의 정확한 위치를 더 잘 결정할 수 있게 된다. 가슴의 조직 샘플이 제거되고 나면, 바늘(220)은 가슴으로부터 제거될 수 있다. 사용자는 바늘(220)이 가슴으로부터 제거될 때 바늘의 경로를 모니터링하기 위해 초음파에 의해 제공된 영상을 이용할 수 있다. 또한, 톱니형 에지(230) 및/또는 함몰부(224)는 바늘(220)이 환자의 가슴 내로 삽입될 때 조직에 대해 바늘(220)의 항력을 감소시킬 수 있다는 사실을 유의해야 할 것이다. 따라서, 톱니형 에지(230) 및/또는 함몰부(224)가 있는 바늘(220)은, 그렇지 않은 경우, 톱니형 에지(230) 및/또는 함몰부(224)가 없는 비슷한 바늘(20)과 비교했을 때 조직을 관통하기에 힘이 덜 들 수도 있다.

#### C. 횡단방향 돌출부(transverse protrusion)들을 가진 끝단이 있는 대표적인 바늘

도 9는 바늘(320)의 또 다른 대표적인 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(320)은 측면 구멍(323)과 조직 천공 끝단(322)을 가진다. 조직 천공 끝단(322)은 조직을 천공하고 관통시키도록 구성된 날카로운 블레이드(325)뿐만 아니라 상기 블레이드(325)에 인접한 둥근 부분(327)을 포함한다. 본 실시예에서, 블레이드(325)는 상기 블레이드(325)로부터 횡단 방향으로 연장되고 외부 방향으로 연장되는 복수의 돌출부(324a)를 포함한다. 상기 돌출부(324a)는 조직 천공 끝단(322)으로 제한되며 이 실시예에서는 바늘(320) 길이의 표면을 따라 연장되지는 않는다. 물론, 돌출부(324a)는 원활 시에 바늘(320) 길이의 임의의 적절한 부분을 따라 연장될 수도 있다. 돌출부(324a) 외에도 혹은 돌출부(324a) 대신에, 블레이드(325)는 복수의 관통 홀(324b)을 포함할 수 있다. 관통 홀(324b)은 원형의 형태를 가질 수 있으며 조직 천공 끝단(322)에 걸쳐 균일하게 거리가 떨어져서 위치될 수 있다. 또 다른 실시예에서, 관통 홀(324b)은 그 외의 다른 임의의 적절한 형태, 가령, 예를 들어, 정사각형 형태, 삼각형 형태, 타원형 형태, 초승달(crescent) 형태, 및/또는 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 적절한 것으로 간주하는 것과 같은 그 외의 다른 임의의 적절한 형태를 가질 수 있다. 그 외의 다른 몇몇 실시예에서, 돌출부(324a)는 코인드-인(conined-in) 함몰부(도시되지 않음) 및/또는 그 외의 다른 피쳐들로 대체되거나 혹은 보완된다. 그 외에도 혹은 대안으로서, 둥근 부분(327)은 함몰부 혹은 그 외의 다른 타입의 인입부(indentation)(예컨대, 코인드 피쳐(conined feature)), 돌출부, 및/또는 원활 시에 그 외의 다른 피쳐를 가질 수 있다.

돌출부(324a) 및/또는 관통 홀(324b)은, 그렇지 않은 경우, 끝단(322)이 돌출부(324a) 및/또는 관통 홀(324b)이 없을 때 가질 수 있는 가시성(visibility)보다, 초음파 하에서 끝단(322)의 보다 우수한 가시성을 제공할 수 있음을 이해해야 한다. 따라서, 돌출부(324a) 및/또는 관통 홀(324b)은 초음파 가시화(ultrasound visualization) 하에서 병변에 인접한 구멍(323)을 보다 정밀하게 위치시키기 위해 조직(예컨대, 가슴 조직)을 통해 끝단(322)이 안내되는 것을 더 용이하게 할 수 있다. 또한, 돌출부(324a) 및/또는 관통 홀(324b)은 바늘(320)이 환자의 가슴 내로 삽입될 때 조직에 대해 바늘(320)의 항력을 감소시킬 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 따라서, 돌출부(324a) 및/또는 관통 홀(324b)이 있는 바늘(320)은, 그렇지 않은 경우, 돌출부(324a) 및/또는 관통 홀(324b)이 없는 비슷한 바늘(20)과 비교했을 때 조직을 관통하기에 힘이 덜 들 수도 있다.

#### D. 다면체 끝단과 스캘럽형 캐뉼라를 가진 대표적인 바늘

도 10은 바늘(420)의 또 다른 대표적인 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(420)은 측면 구멍(423)과 조직 천공 끝단(422)을 가진다. 예시된 실시예에서, 바늘(420)은 상기 바늘(420)을 따라 세로 방향으로 연장되는 복수의 스캘럽(422)을 포함한다. 이 스캘럽(424)들은 바늘(420)의 주변 주위에서 실질적으로 균일하게 위치된다. 추가로, 스캘럽(424)들은 임의의 적절한 길이로 구성될 수 있다. 예를 들어, 스캘럽(424)의 몇몇 부분 또는 상기 스캘럽의 모든 부분들이 바늘(420)의 전체 길이에 걸쳐 배열될 수 있으나(span) 스캘럽(424)의 몇몇 부분은 바늘(420)의 전체 길이의 오직 한 부분에만 배열될 수 있다. 물론, 스캘럽(424)에 대한 임의의 적절한 형상, 가령, 나선형 형상, 교차 해칭(cross hatching) 형상, 또는 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 자명한 것으로 간주하는 그 외의 다른 임의의 적절한 형상이 사용될 수 있다. 그 외의 다른 몇몇 대안의 실시예들에서, 스캘럽(424) 대신 혹은 스캘럽과 함께, 각진(angular) 홈들이 사용될 수도 있다.

본 발명의 조직 천공 끝단(422)은 복수의 면(facet)(426)을 가진 다면체 끝단(multi-faceted tip)을 포함한다. 이 면(426)들은 조직 천공 끝단(422) 주위에서 주변 방향으로 위치되며, 바늘(420)의 날카로운 지점(425)으로부터 바늘(420)의 캐뉼라까지 연장된다. 상기 면(426)들은 일반적으로 여러 방향을 향하는 일련의 판(plate)들을 포함할 수 있는데, 상기 일련의 판들은 대칭 또는 비대칭 패턴으로 형성될 수 있다. 몇몇 실시예에서, 단순히,

면(426)들은 끝단(422)을 형성하는 고형 재료(예컨대, 금속, 세라믹 등)에 의해 나타난 평평한 표면들을 포함한다.

[0049] 면(426)들이 비대칭 패턴으로 배열되는 실시예에서, 이러한 비대칭 패턴은 회전 키(rotational key)를 제공하기 위해 사용될 수 있는데 상기 회전 키는 초음파 하에서 관찰될 때 조직 천공 끝단(422)의 회전 방향(rotational orientation)을 결정하도록 사용될 수 있다. 조직 천공 끝단(422)의 이러한 회전 방향은 구멍(423)의 회전 방향을 나타낼 수 있다. 따라서, 구멍(423)을 해당 병변에 인접하게 위치시키는 데 보조하기 위해 바늘(420)이 조직 내에 있는 동안 면(426)들은 초음파 하에서 관찰된다. 구멍(423)의 회전 위치의 기준(reference)을 제공하는 것 외에도, 초음파 영상 장치와 함께 사용될 때, 면(426)들과 스캐립(424)들이 바늘(420)의 영상 품질을 향상시킬 수 있다는 사실을 이해할 수 있을 것이다. 또한, 상기 면(426)들 및/또는 스캐립(424)은 바늘(420)이 환자의 가슴 내로 삽입될 때 조직에 대해 바늘(420)의 항력을 감소시킬 수 있다는 사실을 유의해야 할 것이다. 따라서, 면(426)들 및/또는 스캐립(424)들이 있는 바늘(420)은, 그렇지 않은 경우, 면(426)들 및/또는 스캐립(424)들이 없는 비슷한 바늘(20)과 비교했을 때 조직을 관통하기에 힘이 덜 들 수도 있다.

#### E. 함몰된 끝단과 톱니형 에지를 가진 대표적인 바늘

[0051] 도 11은 바늘(720)의 또 다른 대표적인 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(720)은 측면 구멍(723)과 조직 천공 끝단(721)을 가진다. 조직 천공 끝단(721)은 끝단 바디(726)와 블레이드(722)를 포함한다. 끝단 바디(726)는 블레이드(722)와 함께 조직 내로 용이하게 삽입될 수 있도록 하기 위해 일반적으로 원뿔 형태를 가진다. 물론, 끝단 바디(726)는 그 외의 다른 임의의 적절한 형상을 가질 수도 있다. 블레이드(722)는 바늘(720)이 조직 내에 삽입될 수 있게 하는 방향에서 외부를 향하도록 끝단 바디(726)에 의해 고정된다. 블레이드(722)는 일반적으로 끝단 바디(726)의 상측 및 하측 윤곽을 따라 형성되지만, 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 자명한 것으로 간주하는 것과 같이 그 외의 다른 임의의 적절한 형태를 가진 블레이드(722)가 사용될 수도 있다. 블레이드(722)는 톱니형 에지(730)를 포함한다. 톱니형 에지(730)는 일련의 교대로 배열된 홈파진 부분(grooved portion)들과 직선 블레이드 부분들을 포함한다. 상기 홈파진 부분들과 직선 블레이드 부분들은 둘 다 조직을 통해 절단하도록 날카로울 수 있거나, 혹은 대안으로, 상기 홈파진 부분들과 직선 블레이드 부분들 중 한 부분들 또는 두 부분들 모두 날카롭지 않을 수도 있다. 도 11에서 볼 수 있듯이, 톱니형 에지(730)의 홈파진 부분들은 본 실시예에서 둥글다. 단지 예로서, 이 홈파진 부분들은 균일하고 일정한 곡률반경을 가진 부분원(partial circle)과 비슷하게 형성될 수 있다. 이러한 둥근 홈들은 특정 실시예들에서 현저히 이상적인 에코발생도(ideal echogenicity)를 제공할 수 있다. 그 외의 다른 몇몇 실시예에서, 홈파진 부분들은 삼각형으로 또는 들쭉날쭉하게 형성되어(jagged), 톱니형 에지(730)가 톱(saw) 형태의 형상을 가진다. 물론, 그 외의 다른 적절한 형상도 사용될 수 있다. 몇몇 실시예에서, 톱니형 에지(730)의 상측 부분은 4개의 홈을 가지며 톱니형 에지(730)의 하측 부분도 4개의 홈을 가진다. 대안으로, 임의의 적절한 개수를 가진 홈들이 제공될 수도 있다. 또한, 톱니형 에지(730)의 상측 부분은 톱니형 에지(730)의 하측 부분과 상이한 개수의 홈을 가질 수 있다는 사실을 이해해야 한다.

[0052] 끝단(721)이 조직 내로 삽입될 때와 끝단(721)이 조직 내에 삽입되고 난 후에, 초음파 장치가 바늘(720)과 함께 사용될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 특히, 상기 초음파 장치는 바늘(720)이 조직을 통해 전진되는 것을 모니터링하고 조직 내에서 의심쩍은 병변에 대한 바늘(720)의 위치를 탐지하도록 사용될 수 있다. 본 실시예에서, 톱니형 에지(730)는 바늘(720)이 조직을 통해 전진될 때 초음파 신호가 용이하게 굴절되게 하여, 이에 따라 톱니형 에지(730)의 콘트라스트와 가시성을 향상시킨다. 달리 말하면, 톱니형 에지(730)의 존재와 이러한 톱니형 에지(730)의 형상은 그렇지 않은 경우 톱니형 에지(730)가 없을 때 수득될 수 있는 가시성보다 초음파 영상 하에서 조직 내에 있는 끝단(721)의 더 우수한 가시성을 제공할 수 있다.

[0053] 게다가, 본 실시예의 조직 천공 끝단(721)은 복수의 함몰부(724)를 포함한다. 함몰부(724)는 톱니형 에지(730)에 근접한 블레이드(722) 부분들과 끝단 바디(726)를 덮는다(cover). 함몰부(724)는 톱니형 에지(730)와 끝단 바디(726)를 실질적으로 균일하게 덮을 수 있거나, 혹은 대안으로, 함몰부(724)는 균일하지 않게 서로 거리가 떨어져 배열될 수도 있다. 또한, 함몰부(724)가 오직 끝단 바디(726) 위에서만 제공될 수 있으며, 오직 블레이드(722) 위에서만 제공될 수 있거나, 혹은 원할 시에는 모두 생략될 수도 있다. 함몰부(724)는 본 명세서에 기술된 그 외의 다른 임의의 함몰부와 비슷하게 형성될 수 있다. 이와 유사하게, 함몰부(724)는 본 명세서에 기술된 그 외의 다른 임의의 함몰부 또는 이와 비슷한 피쳐들과 같이 초음파 영상 하에서 조직 내의 바늘(720)의 향상된 가시성을 제공할 수 있다.

[0054]

단지 예시적인 또 다른 변형예로서, 바늘(720)은 끝단 바디(726)가 함몰부(724)를 포함하도록 형성될 수 있고, 블레이드(722)가 홈파진 부분들을 가진 톱니형 에지(730)를 포함하도록 형성될 수 있으며, 블레이드(722)가 톱니형 에지(730)에 근접한 블레이드(722) 부분들을 통해 형성된 관통 홀들을 포함하도록 형성될 수도 있다. 이러한 관통 홀들은 도 11에는 도시되지 않았지만, 이러한 관통 홀들이 도 9에 도시되고 위에서 기술된 관통 홀(324b)이 비슷하게 형성될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 대안으로, 이러한 관통 홀들은 그 외의 다른 임의의 적절한 형상을 가질 수도 있다. 본 명세서의 원리에서 볼 때, 바늘(720)이 가질 수 있는 그 외의 다른 임의의 적절한 특징들과 형상들은 당업자에게 자명할 것이다.

[0055]

몇몇 실시예에서, 톱니형 에지(730)의 홈파진 부분들과 함몰부(724)들은 같은 기기를 사용하여 형성된다. 특히, 몇몇 이러한 실시예에서, (예컨대, 바늘(720) 등을 관통하는 홀들을 실제로 형성하지 않고도) 함몰부(724)를 형성하기 위해 드릴비트(drill bit) 또는 이와 비슷한 타입의 밀링 공구가 사용되고 그리고 톱니형 에지(730)의 홈파진 부분들을 형성하기 위해 상기 드릴비트 또는 그 외의 다른 타입의 밀링 공구가 사용된다. 블레이드(722)가 관통 홀들을 가지는 경우, 이러한 관통 홀들을 형성하기 위해 상기 드릴비트 또는 그 외의 다른 타입의 밀링 공구가 사용될 수 있다. 물론, 바늘(720)은 그 외의 다른 임의의 적절한 기술 또는 이러한 기술들의 조합, 가령, 스템핑(stamping) 또는 다이-컷팅(die-cutting), 연삭(grinding), 밀링(milling), 레이저 커팅(laser cutting) 등을 사용하여 형성될 수 있지만 이러한 기술들에만 제한되는 것은 아니다.

[0056]

#### F. 홈파진 커터를 가진 대표적인 바늘

[0057]

도 12a는 바늘(820)의 또 다른 대표적인 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(820)은 측면 구멍(823)과 조직 천공 끝단(821)을 가진다. 조직 천공 끝단(821)은 끝단 바디(826)와 블레이드(822)를 포함한다. 측면 구멍(823)은 바늘(820)의 길이 부분을 따라 세로 방향으로 연장된다. 바늘(820)의 표면은 본 실시예에서 통상 매끄럽지만, 바늘(820)은 표면처리된(textured) 표면 또는 함몰된 표면 및/또는 그 외의 다른 여러 편평들을 포함할 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 바늘(820)에 의해 형성된 내강을 통해 커터(825)가 연장된다. 커터(825)는, 상기 커터(825)가 바늘(820)을 통해 회전하며 전진되거나 및/또는 원위 방향으로 전진됨에 따라, 조직을 절단하여 측면 구멍(823) 내로 끌고 오는 원위 커팅 단부(distal cutting end)를 포함한다. 도 12b는 본 실시예의 커터(825)를 도시한 횡단면도이다. 커터(825)는 세로 방향으로 연장되는 복수의 홈(824)들을 포함한다. 3개의 홈(824)들이 도시되어 있으며, 임의의 적절한 개수의 홈(824), 가령, 단일 홈(824), 2개의 홈(824), 3개보다 많은 홈(824) 등이 사용될 수도 있지만, 이들에만 제한되는 것은 아니다.

[0058]

홈(824)들은 본 실시예에서 일반적으로 V자 형태를 가지지만, 그 외의 다른 임의의 적절한 형태 또는 이러한 형태들의 조합들도 사용될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 예를 들어, 직사각형 또는 원형 형태의 홈(824)도 사용될 수 있다. 예를 들어, 예시된 실시예에서는, 홈(824)들은 서로에 대해 평행하도록 배열된다. 또한, 홈(824)들은 상기 홈(824)들이 서로 일정하게 거리가 떨어져 배열되도록 일반적으로 커터(825)의 주변 주위로 서로 거리가 떨어져 배열된다. 하지만, 홈(824)들은 커터(825)의 한 영역이 또 다른 영역보다 더 많은 홈(824)들을 포함하도록 거리가 떨어져 위치될 수 있다. 홈(824)들은, 추가로, 상기 홈(824)들이 커터(825)의 세로축에 대해 평행하게 배열되도록 위치되지만, 커터(825) 위에서 홈(824)들이 그 외의 다른 임의의 적절한 방향으로 배열되고 위치될 수도 있다. 홈(824)들은 도 12a에 도시된 실시예에서는 커터(825)의 전체 길이를 따라 연장되지 않지만, 몇몇 실시예에서는 홈(824)들이 커터(825)의 전체 길이를 따라 연장될 수도 있다. 예시된 실시예에서, 홈(824)들은 커터(825)의 길이를 따라 엇갈림 형태로 배열되고(staggered) 커터(825)의 길이보다 더 작은 길이를 가지는데; 몇몇 실시예에서는, 홈(824)들이 측면 구멍(823)의 길이보다 더 짧은 길이를 가질 수도 있다.

[0059]

커터(825)가 회전되거나 및/또는 전진될 때, 사용자는 조직 내의 바늘(820)의 위치를 결정하기 위해 초음파 영상을 사용할 수 있다. 홈(824)들은 초음파 신호를 굴절시킬 수 있으며 홈(824)들에 의해 초음파 신호가 굴절되면 바늘(820) 내의 커터(825)의 더 좋은 콘트라스트 및/또는 가시성을 제공할 수 있다. 바늘(820)에 대해 상이한 표면처리된 표면(textured surface)을 가진 홈(824)들 때문에, 초음파 하에서 관찰될 때, 이러한 초음파 하에서 커터(825)가 바늘(820) 내에서 전진하는 상태로 보여질 수 있도록, 커터(825)가 바늘(820)과 구분지어질 수 있다는 사실에 유의해야 될 것이다. 또한, 커터(825)가 바늘(820)에 대해 원위 방향으로 전진될 때, 측면 구멍(823)을 통해 노출되는 홈(824)들이, 초음파 영상 하에서, 홈(824)들에 의해 제공되는 증가된 에코발생도(echogenicity) 때문에, 측면 구멍(823)을 용이하게 위치시킬 수 있으며 이에 따라 해당 병변에 근접한 측면 구멍(823)이 용이하게 위치될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 게다가, 커터(825)의 회전 방향을 결정하기 위해 커터(825)의 주변 주위에서 비대칭으로 위치된 홈(824)들이 사용될 수 있다. 또한, 홈(824)들의 길이는 바늘

(820) 내에서 커터(825)가 전진하는 정도(deree)에 대하여 사용자에게 정보를 제공하기 위해 사용될 수도 있다. 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 자명한 것으로 간주하는 것과 같이 홈(824)들이 커터(825) 위에 위치될 때, 사용자에게 홈(824)들의 위치와 배열 방향이 제공될 수 있는 그 외의 다른 임의의 유용한 정보가 고려될 수 있다.

#### [0060] G. 코팅된 캐뉼라를 가진 대표적인 바늘

도 13은 바늘(520)의 또 다른 대표적인 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(520)은 측면 구멍(523)과 조직 천공 끝단(522)을 가진다. 바늘(520)은 응고제(coagulating agent)(524)로 코팅된 외측 표면을 추가로 포함한다. 응고제(524)는 바늘(520)의 외측 표면에 균일하게 도포될 수 있거나, 혹은, 대안으로, 응고제(524)는 바늘(520)의 외측 표면의 오직 한 부분만이 응고제(524)로 덮혀지도록 도포될 수 있다. 예를 들어, 바늘(520)의 절반은 응고제(524)로 코팅될 수 있거나 혹은 응고제(524)는 예를 들어 바늘(520)의 외측 표면의 원형 부분에 도포될 수도 있다.

몇몇 실시예에서, 응고제(524)는 바늘(520)의 그 외의 다른 부분들에 비해 바늘(520)의 몇몇 부분들에 보다 두껍게(heavily) 도포될 수 있다. 몇몇 실시예에서, 응고제(524)는 바늘(520)이 가슴 내에 삽입되기 전에 바늘(520)에 도포될 수 있다. 그 외의 다른 몇몇 실시예에서, 응고제(524)는 바늘(520)이 가슴 내에 삽입되고 난 후에, 가령, 예를 들어, 바늘(520)의 표면 위에 응고제(524)를 주입함으로써(injecting) 바늘(520)에 도포될 수도 있다. 응고제(524)를 사용하면 바늘(520)이 조직을 통해 삽입되거나 혹은 제거될 때 조직이 응고하게 하도록 사용될 수 있다는 사실을 이해해야 될 것이다. 그 외에도 혹은 대안으로서, 응고제(524)는 혈액이 침투(infiltration)하거나 및/또는 그 외의 다른 체액들이 측면 구멍(523)에 유입되는 것을 줄이거나 혹은 방지할 수 있다.

그 외에도, 커터(50)의 내측 표면은 윤활성 계면활성제(lubricating surfactant), 가령, 예를 들어, 트리보필름(tribofilm)으로 코팅될 수 있다. 윤활성 계면활성제를 도포하면 샘플들이 커터(50)의 내강(52)을 통해 수거 챔버(도시되지 않음)까지 근위 방향으로 더 잘 이동될 수 있게 한다는 사실을 이해해야 할 것이다. 윤활성 계면활성제는 커터(50)의 내측 표면의 전체 길이를 따라 도포될 수 있거나 혹은, 대안으로, 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자가 적절한 것으로 간주하는 것과 같이 커터(50)의 내측 표면 부분들에 도포될 수도 있다.

#### [0064] H. 회전하는 끝단을 가진 대표적인 바늘

도 14는 바늘(620)의 또 다른 대표적인 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(620)은 측면 구멍(623), 조직 천공 끝단(622), 및 캐뉼라(621)를 가진다. 조직 천공 끝단(622)은 상기 끝단(622)이 캐뉼라(621)에 대해 회전하게 할 수 있는 커플링(624)에 의해 캐뉼라(621)에 고정된다. 캐뉼라(621)에 의해 형성된 내강을 통해 커터(626)가 연장된다. 이 실시예의 커터(626)는 톱니형 원위 에지(628)를 포함한다. 캐뉼라(621) 내에 배열되는 천공 끝단(622)의 근위 면(proximal face)(도시되지 않음)이 원위 에지(628)의 톱니들과 상호보완되는(complement) 리세스들을 포함한다. 특히, 커터(626)가 원위 위치로 전진할 때, 원위 에지(628)는 천공 끝단(622)의 근위 면과 맞물리고, 원위 에지(628)의 톱니들은 천공 끝단(622)의 근위 면에 있는 상호보완적인 리세스들과 맞물린다. 이렇게 끝단(622)과 커터(626)가 맞물리면, 커터(626)가 회전할 때 이에 상응하여 끝단(622)도 회전하게 된다. 따라서, 커터(626)와 끝단(622)은 캐뉼라(621)에 대해 동반 회전될 수 있다. 본 실시예에서는 원위 에지(628)가 톱니들을 가지지만, 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자에게는 원위 에지(628)에 대한 그 외의 다른 여러 적절한 형상들도 자명할 것이다.

조직 천공 끝단(622)은 가슴 내로 용이하게 삽입할 수 있도록 하기 위해 낮은 마찰계수를 가진 매끄러운 표면을 포함할 수 있다. 대안으로, 조직 천공 끝단(622)은 상기 조직 천공 끝단(622)이 가슴 조직을 통해 보다 용이하게 통과하여 가슴 내에서 전진할 수 있도록 표면처리되거나 혹은 패턴처리된(patterned) 표면을 포함할 수 있다. 예를 들어, 조직 천공 끝단(622)은 나선형의 패턴처리된 표면 또는 다면체 표면(multi-faceted surface)을 포함할 수 있다. 몇몇 실시예에서, 조직 천공 끝단(622)은 상기 조직 천공 끝단(622)의 주변 주위로 복수의 함몰부를 가진 함몰된 표면을 포함할 수 있다. 몇몇 형상에서, 조직 천공 끝단(622)의 표면은 상기 조직 천공 끝단(622)이 조직 내에서 전진될 때 조직에 점착되거나 혹은 조직에 일부 점착성(adherence)을 보여줄 수 있다는 사실을 유의해야 할 것이다. 이에 반해, 복수의 함몰부는 조직 천공 끝단(622)의 표면에 의해 야기된 점착성을 줄이거나 혹은 제거할 수 있으며 이에 따라 바늘(620)이 조직 내에 전진하는데 보조하여 힘이 덜 사용될 수

있도록 한다. 끝단(622)의 선택적인 특징(예컨대, 본 명세서에 기술된 다양한 생검 바늘 끝단 특징들 중 임의의 특징)들도 초음파 영상 하에서 끝단(622)의 더 우수한 가시성을 제공할 수 있다.

[0067] 도 12에 도시된 바늘(620)은 본 발명의 원리에서 볼 때 당업자에게 자명할 수 있는 여러 적절한 방법들로 사용될 수 있다. 예를 들어, 삽입 지점(insertion point)을 가진 바늘(620)을 제공할 수 있도록 가슴 내에 절개부위(incision)가 형성될 수 있다. 대안으로, 조직 천공 끝단(622)은 진행 절개부위(advance incision)를 사용하지 않고도 가슴을 천공할 수 있기에 충분히 날카로울 수 있다. 양 경우에서, 커터(626)는 끝단(622)과 맞물릴 수 있으며 바늘(620)이 조직 내로 전진됨에 따라 회전될 수 있다. 끝단(622)이 회전하면 바늘(620)이 조직을 통해 천공하는데 도움을 줄 수 있으며, 이에 따라 조직을 관통하기 위하여 사용자로부터 필요한 삽입 힘이 줄어든다. 바늘(620)이 가슴 내로 전진됨에 따라, 조직 내에서 바늘(620) 위치를 결정하기 위해 초음파 영상 장치(도시되지 않음)가 사용될 수 있다. 바늘(620)과 조직 천공 끝단(622)이 사용자에 의해 결정될 때 적절한 위치에 도달하고 나면, 커터(626)는 조직의 한 부분이 측면 구멍(623) 내에 삽입될 수 있도록 근위 방향으로 철회될 수 있다. 조직이 측면 구멍(623) 내에 삽입되고 나면, 커터(626)는 캐뉼라(621) 내에서 원위 방향으로 전진되어(그리고, 원활 시에는, 이러한 전진 이동 동안 회전될 수도 있어) 측면 구멍(623)을 통해 돌출되는 조직을 절단한다. 원활 시에, 사용자는 커터를 수 회 작동시켜 다수의 조직 샘플을 수득할 수 있다. 이러한 몇몇 실시예들에서, 바늘(620) 내의 커터(626)의 원위 전진이동의 정도는 바늘(620)이 조직 내에 삽입되고 난 후에는 제한될 수 있다. 예를 들어, 커터(626)는 바늘(620)이 조직 내에서 충분한 깊이에 도달하고 나면 끝단(622)의 근위 면과 맞물리기 직전에 상기 커터가 정지하도록 조절될 수 있다.

[0068] 몇몇 실시예에서, 진공 포트(vacuum port)가 캐뉼라(621)과 소통될 수 있어서 진공이 측면 구멍(623)으로 소통되며, 이에 따라 절단을 위해 조직을 측면 구멍(623) 내로 끌어당기는 데 보조할 수 있다. 충분한 개수의 조직 샘플들을 수집하고 나면, 바늘(620)은 조직으로부터 철회되어 절개부위 또는 바늘(620)이 조직으로 삽입되었던 개구를 통해 제거될 수 있다. 바늘(620)이 조직으로부터 제거될 때, 원활 시에, 조직 천공 끝단(622)은 다시 회전될 수 있다. 대안으로, 바늘(620)이 조직으로부터 철회됨에 따라 끝단(622)은 회전될 필요가 없다.

[0069] 본 실시예에서 커터(626)의 회전을 통해 끝단(622)이 회전되지만, 끝단(622)은 그 외의 다른 다양한 방법들로 회전될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 단지 예로서, 개별 모터가 캐뉼라(621)의 원위단부에 위치되거나 또는 원위단부 가까이에 위치될 수 있으며, 이러한 모터는 끝단(622)을 회전시키도록 작동될 수 있다. 단지 예시적인 또 다른 실시예로서, 회전식 구동 샤프트가 캐뉼라(621)를 통해 연장될 수 있으며 끝단(622)과 커플링되어 끝단을 회전시킬 수 있다. 또한, 이러한 회전식 구동 샤프트는 커터(626)의 내강을 통해 연장될 수도 있다. 끝단(622)이 회전될 수 있는 그 외의 다른 적절한 방법들도 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자에게 자명할 것이다.

## I. 기다란 톱니(obleng serration)들을 가진 블레이드가 있는 대표적인 바늘

[0070] 도 15 및 16은 바늘(920)의 또 다른 대표적인 실시예를 도시한다. 이 실시예의 바늘(920)은 측면 구멍(923)과 조직 천공 끝단(921)을 가진다. 조직 천공 끝단(921)은 끝단 바디(926)와 블레이드(922)를 포함한다. 끝단 바디(926)는 일반적으로 블레이드(922)와 함께 조직 내에 용이하게 삽입할 수 있도록 하기 위하여 일반적으로 테이퍼드 형태(tapered shape)를 가진다. 물론, 끝단 바디(926)는 그 외의 다른 적절한 형상을 가질 수도 있다. 블레이드(922)는 바늘(920)이 조직 내로 삽입될 수 있도록 하는 방향에서 외부를 향하도록 끝단 바디(926)에 의해 고정된다. 이 실시예의 블레이드(922)는 실질적으로 평평한 노출 부분(940), 복수의 톱니(950), 및 날카로운 원위 지점(970)을 포함한다.

[0071] 본 실시예의 톱니(950)들은 복수의 직선 모서리(straight sharp edge)(952)와 복수의 곡선 모서리(954)를 포함한다. 도 16에서 가장 잘 볼 수 있듯이, 실질적으로 평평하지만 각진(angled) 한 쌍의 면(956)들이 각각의 직선 모서리(952)에 수렴된다(converge). 한 쌍의 오목 면(958)들이 각각의 곡선 모서리(954)에 수렴된다. 또한, 각각의 오목 면(958)들은 각각의 외측의 모서리(960)에서 측방향으로 끝을 이룬다(laterally terminate). 도 15에서 가장 잘 볼 수 있듯이, 각각의 외측의 모서리(960)의 원위 부분들은 바늘(920)에 의해 형성된 세로축에 대해 실질적으로 평행한 경로를 따라 연장된다. 물론, 그 외의 다른 임의의 적절한 형상도 사용될 수 있다. 대안의 몇몇 실시예에서, 톱니(950)들은 블레이드(922)의 오직 한 측부(lateral side)에서만 편날 형태로(chisel ground) 제공되고 블레이드(922)의 다른 측부는 단순히 평평하다. 예를 들어, 블레이드(922)의 편날 형태에는 브레이드(922)의 전체 면을 따라 오목 면(958)들과 각진 면(956)들이 없을 수 있으며, 상기 면 위에서만 단순히 평평할 수 있다. 그 외의 다른 적절한 형상들도 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자에게 자명할 것이다. 또한, 본 명세서에 기술된 임의의 블레이드도, 원활 시에, 편날 형상을 가질 수 있다는 사실을 이해해야 한다.

- [0073] 본 실시예에서, 도 15에서 가장 볼 수 있듯이, 톱니(950)들은 블레이드(922)의 바닥 면과 상측 면 모두를 따라 제공된다. 그 외의 다른 몇몇 실시예에서, 톱니(950)들은 블레이드(922)의 오직 상측 면을 제공되며, 블레이드(922)의 바닥 면은 단일의 직선 커팅 에지(cutting edge)를 가진다. 단지 예시적인 또 다른 변형예에서와 같이, 톱니(950)들은 블레이드(922)의 오직 바닥 면을 따라 제공되며, 블레이드(922)의 상측 면은 단일의 직선 커팅 에지를 가진다.
- [0074] 본 실시예에서, 오목 면(958)들이 타원(ellipse)과 비슷한 기다란 곡률(oblone curvature)을 나타내고 있지만, 임의의 적절한 곡률도 사용될 수 있다는 사실을 이해해야 한다. 도 15 및 16에서 볼 수 있듯이, 각각의 곡선 모서리(954)에서 오목 면(958)들의 쌍들에 의해 형성된 피치(pitch)는 각각의 직선 모서리(952)에서 각진 면(956)들의 쌍들에 의해 형성된 피치보다 더 가파르며(steeper), 상부와 측면으로부터 관찰하였을 때 톱니(950)들에게 기다란 스켈럽 형상(oblone scalloped configuration)을 제공한다. 몇몇 실시예에서, 오목 면(958)들 및/또는 곡선 모서리(954)들은 불릿 그라인더(bullet grinder) 또는 "중공 그라운드(hollow ground)" 형상을 제공하는 비슷한 장치를 사용하여 형성된다. 물론, 오목 면(958)들 및/또는 곡선 모서리(954)들을 형성하기 위해 그 외의 다른 임의의 적절한 장치들 또는 방법들, 가령, 와이어 EDM 공정도 사용될 수 있으나, 이 방법에만 제한되는 것은 아니다. 본 실시예에서, 블레이드(922)는 상측 부분에 3개의 스켈럽을 포함하고 바닥 부분에 3개의 스켈럽을 포함한다. 하지만, 블레이드(922)의 상측 부분 및 바닥 부분들에서 그 외의 다른 임의의 적절한 개수의 스켈럽, 가령, 하나의 스켈럽, 2개의 스켈럽, 4개의 스켈럽, 또는 5개의 스켈럽도 사용될 수 있으며, 이들 개수에만 제한되는 것은 아니라는 사실을 이해해야 한다.
- [0075] 날카로운 원위 지점(970)은 모서리(972, 974, 976, 978)들의 수렴(convergence)에 의해 형성된다. 모서리(972, 974, 976, 978)들은 상부 모서리(972), 제 1 측면 모서리(974), 하부 모서리(976), 및 제 2 측면 모서리(978)를 포함한다. 따라서, 상기 모서리(972, 974, 976, 978)들은 본 실시예에서 다면체 형상(예컨대, 상이한 배열방향에서 4개의 수렴 면(converging face)들)을 가진 블레이드(922)의 원위단부를 제공한다.
- [0076] 도 16에서 가장 잘 볼 수 있듯이, 블레이드(922)의 상측 부분 위에 있는 직선 모서리(952)들, 블레이드(922)의 상측 부분 위에 있는 곡선 모서리(954)들, 및 상부 모서리(972)는 모두 실질적으로 나란하게 정렬되어, 이에 따라 이들은 모두 전체적으로 단일의 커팅 에지(cutting edge)를 형성한다. 이와 비슷하게, 블레이드(922)의 바닥 부분 위에 있는 직선 모서리(952)들, 블레이드(922)의 바닥 부분 위에 있는 곡선 모서리(954)들, 및 하부 모서리(976)는 모두 실질적으로 나란하게 정렬되어, 이에 따라 이들도 모두 전체적으로 단일의 커팅 에지를 형성한다. 측면 모서리(974, 978)들은 단순히 블레이드(922)의 평평한 노출 부분(940)으로부터 내부 방향으로 각이 져 있다. 각각의 측면 모서리(974, 978)들은 각각의 근위 종료 지점(proximal termination point)(979)에서 근위 방향으로 끝을 이룬다(proximally terminate). 평평한 노출 부분(940)도 상기 지점(979)에서 원위 방향으로 끝을 이룬다(distally terminate). 본 실시예에서, 끝단 바디(926)는 원위 종료 지점(928)에서 원위 방향으로 끝을 이루며, 원위 지점(970)으로부터 근위 종료 지점(979)까지 세로방향 수치(longitudinal dimension)를 따르는 거리는 근위 종료 지점(979)으로부터 원위 종료 지점(928)까지 세로방향 수치를 따르는 거리보다 더 길다. 물론, 이 거리들은 똑같을 수도 있거나 혹은 그 외의 다른 경우에서 서로에 대해 그 외의 다른 임의의 적절한 관련성을 가질 수도 있다.
- [0077] 몇몇 실시예에서, 톱니(950)들 및/또는 블레이드(922)의 그 외의 다른 피쳐들의 형상은 종래의 생검 장치 바늘 끝단에서 발견될 수 있는 에코발생도보다 더 큰 끝단(921)의 에코발생도를 제공한다. 예를 들어, 오목 면(958)들의 형태 및/또는 각도는 실질적으로 평평하고 서로 맞은편에 있는 한 쌍의 블레이드 표면들보다 더 우수한 초음파 영상파(ultrasound imaging wave)를 굴절시킬 수 있다. 예를 들어, 블레이드(922)의 스켈럽들은 바늘(920)이 다양한 배열방향으로 조직 내에 삽입될 때 초음파 영상 하에서 밝고 뚜렷하게 보일 수 있어서 사용자가 조직 내에서 바늘(920)의 위치를 상대적으로 용이하게 탐지할 수 있게 한다. 모서리(972, 974, 976, 978)들에 의해 제공된 블레이드(922)의 원위단부의 다면체 형상도 서로 맞은편에 있는 평평한 한 쌍의 블레이드 면보다 더 우수한 초음파 영상파를 굴절시킬 수 있다. 그 외에도 또는 대안으로서, 톱니(950)들 및/또는 블레이드(922)의 그 외의 다른 피쳐들의 형상은 종래의 생검 장치 바늘 끝단에 의해 필요로 할 수도 있는 힘보다 끝단(921)이 조직을 관통하기 위해 사용되어야 하는 힘이 덜 들도록 요구할 수도 있다. 물론, 본 명세서에 기술된 블레이드(922)의 여러 피쳐들은 관통을 위해 감소된 힘 및/또는 더 큰 에코발생도를 제공하는 것 대신 또는 이들을 제공하는 것 외에도 그 외의 다른 결과를 제공할 수 있다. 또한, 블레이드(922)는, 본 명세서의 원리에서 볼 때 당업자에게 자명한 것과 같이, 다수의 방법들로 변형되거나 혹은 개선될 수 있다.
- [0078] 전체적으로 또는 부분적으로 본 명세서에서 참조문헌으로 인용되는 것으로 언급되는 임의의 특허, 공보 또는 다른 개시 자료는 통합된 자료가 기준의 정의들, 내용들 또는 본 명세서에 설명된 그 외의 다른 개시 자료와 상충

하지 않는 정도로만 본 명세서에서 참조문헌으로 인용된다는 사실을 유의해야 한다. 이 때문에, 그리고, 필요한 정도로, 본 명세서에 명시적으로 기재된 내용은 본 명세서에서 참조문헌으로 인용되는 임의의 상충하는 개시 자료를 대신한다. 본 명세서에서 참조문헌으로 인용되는 것으로 설명되었지만 기존 정의들, 내용들 또는 본 명세서에 설명된 그 외의 다른 개시 자료와 상충하는 임의의 자료 또는 그 자료의 일부는 인용된 자료와 기존 개시 자료 사이에 아무런 상충도 발생하지 않는 정도로만 인용될 것이다.

[0079] 본 발명의 구체예들은 종래의 내시경 및 개복 수술 기구에 대한 용례와 로봇-보조 수술의 용례를 가진다.

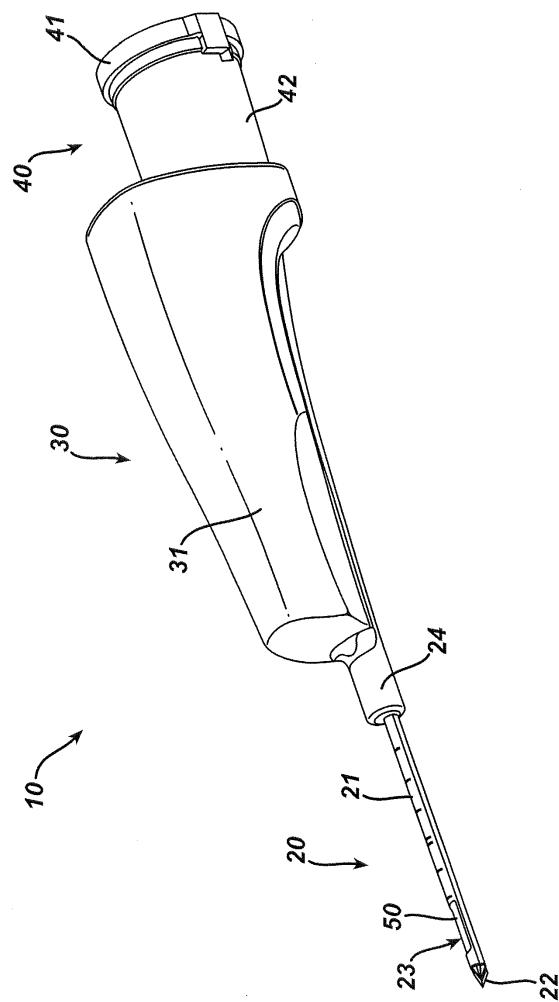
[0080] 본 명세서에 개시된 장치들의 구체예들은 한 번 사용하고 난 후에 폐기되도록 설계될 수 있거나, 혹은 상기 장치들은 여러 번 사용될 수 있도록 설계될 수 있다. 한 경우에 또는 두 경우 모두, 구체예들은 한 번 이상 사용한 후에 재사용되도록 재조정될 수 있다(reconditioned). 이러한 재조정 단계는 장치의 분해 단계와, 그 뒤, 특정 부재들의 세정 또는 교체 단계와, 후속하는 재조립 단계 중 임의의 조합을 포함할 수 있다. 특히, 장치의 구체예들은 분해될 수 있고, 장치의 임의의 개수의 특정 부재들 또는 부분들이 임의의 조합으로 선택적으로 교체되거나 또는 제거될 수 있다. 특정 부분들의 세정 및/또는 교체 시에, 장치의 구체예들은 외과수술 바로 직전에 수술진에 의해 또는 재조정 설비(reconditioning facility)에서 추후 사용을 위해 재조립될 수 있다. 당업자들은 장치의 재조정 단계가 분해, 세정/교체 및 재조립을 위해 다양한 기술들을 사용할 수 있다는 것을 이해할 것이다. 이러한 기술들의 사용 및 그에 따라 재조정된 장치는 모두 본 특허출원의 범위 내에 있다.

[0081] 단지 예로서, 본 명세서에 설명된 구체예들은 수술 전에 처리될 수 있다. 우선, 새로운 또는 사용된 기구가 수득될 수 있으며, 필요하다면 세정될 수 있다. 그 뒤에, 상기 기구는 살균될 수 있다. 한 살균 기술에서, 기구는 닫혀 있고 밀봉된 용기, 가령, 플라스틱 또는 TYVEK 백 내에 배치된다. 그 뒤, 상기 용기 및 기구는 용기를 관통할 수 있는 방사선장(radiation field), 가령, 감마 방사선(gamma radiation), x-선 또는 고-에너지 전자들 내에 배치될 수도 있다. 이 방사선은 용기 내에 있고 기구 위에 있는 박테리아를 살균할 수 있다. 그 뒤, 살균된 기구는 무균 용기 내에 보관될 수 있다. 밀봉된 용기는 상기 용기가 의료 설비 내에서 개방될 때까지 무균 상태를 유지할 수 있다. 또한, 장치는 종래 기술에 알려진 그 외의 다른 임의의 기술, 가령, 베타 또는 감마 방사선, 에틸렌 옥사이드, 또는 증기를 포함하지만 이들에만 제한되지 않는 기술을 사용하여 살균될 수도 있다.

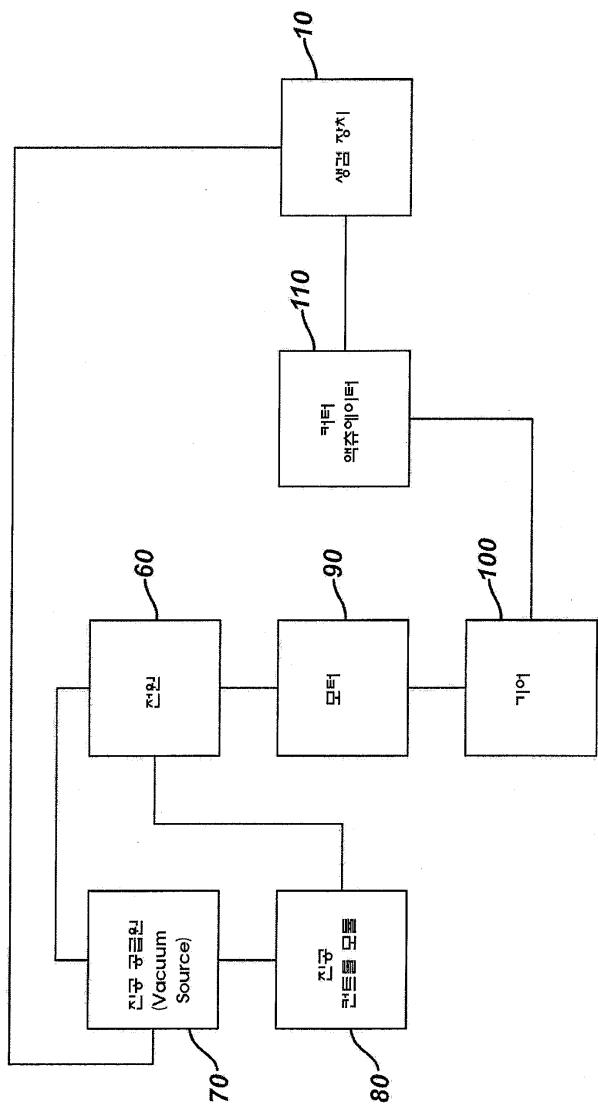
[0082] 본 발명의 다양한 구체예들을 기술하고 도시하였지만, 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고 당업자들이 적절하게 변형함으로써 본 명세서에 기술된 시스템들과 방법들이 추가로 적용될 수 있다. 이런 잠재적으로 가능한 변형예들 중 몇몇이 언급되어 있으며, 다른 변형예들도 당업자들에게 자명할 것이다. 예를 들어, 위에서 논의된 실시예들, 구체예들, 기하학적 형상들, 재료들, 수치들, 비율들, 단계들 등은 예시적인 것이지 필수적이지 않다. 따라서, 본 발명의 범위는 하기의 특허청구범위에 관하여 고려되어야 하며, 명세서 및 도면들에서 기술되고 도시된 작동과 구성의 세부내용들에 제한되는 것으로 이해되어서는 안 된다.

도면

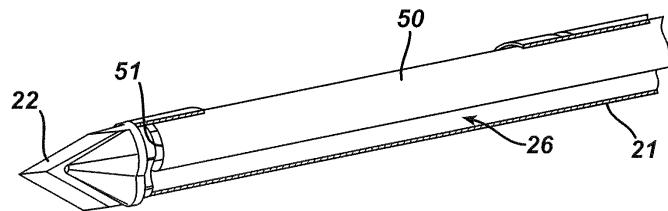
도면1



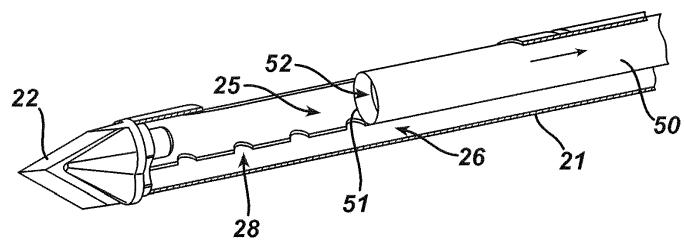
## 도면2



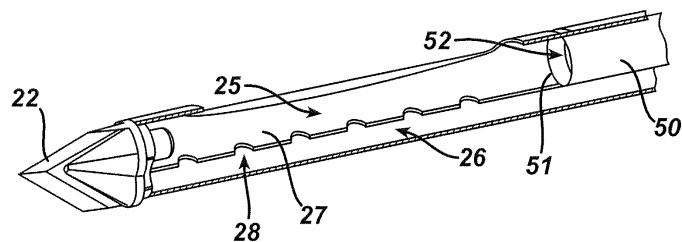
### 도면3



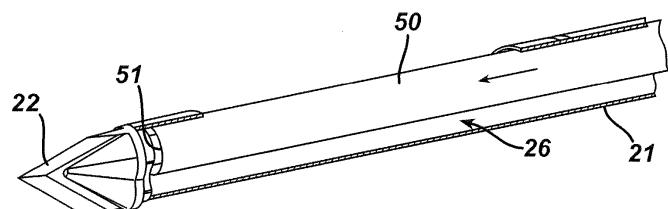
## 도면4



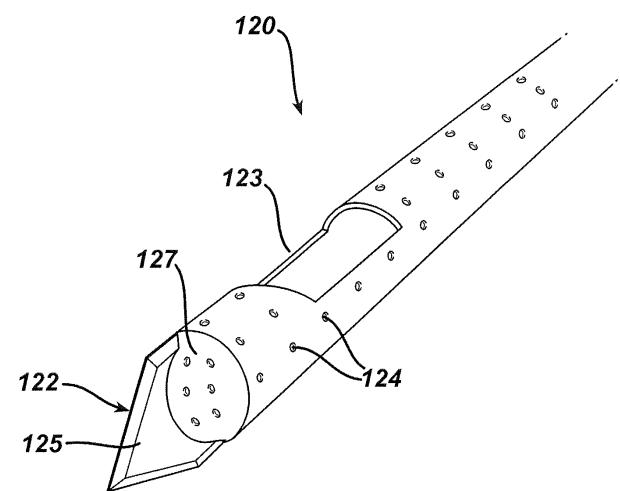
도면5



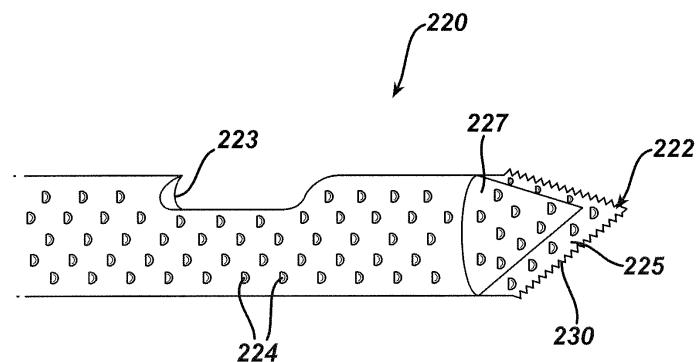
도면6



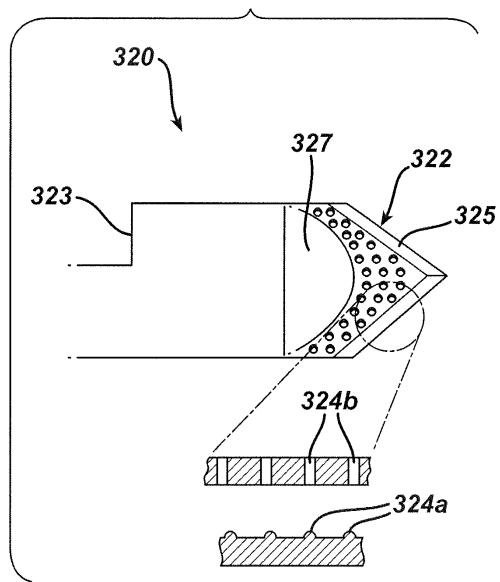
도면7



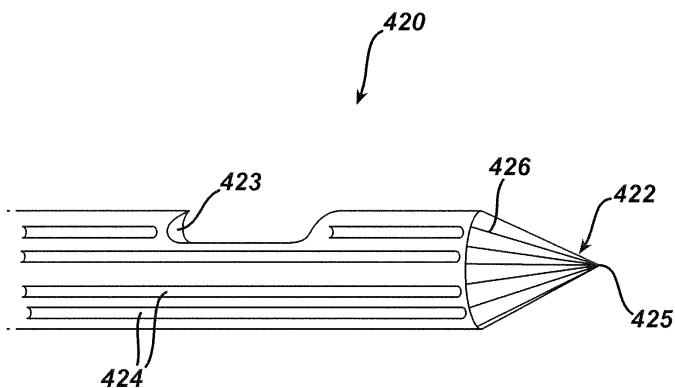
도면8



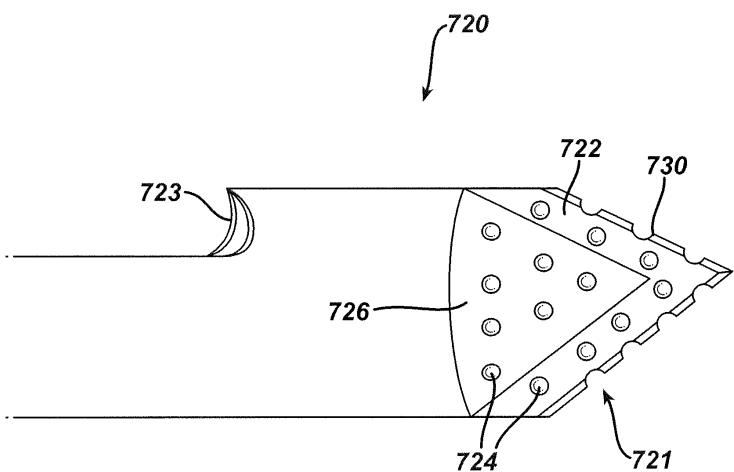
도면9



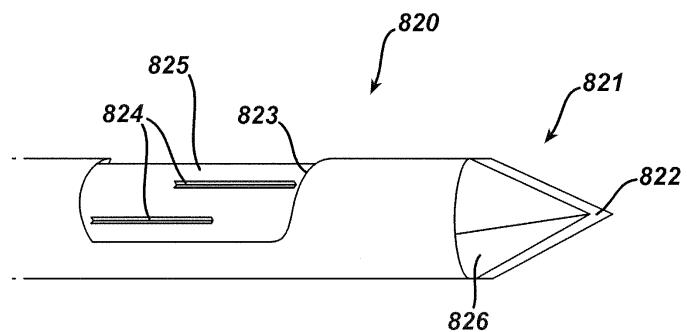
도면10



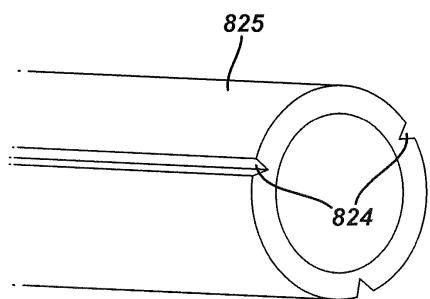
도면11



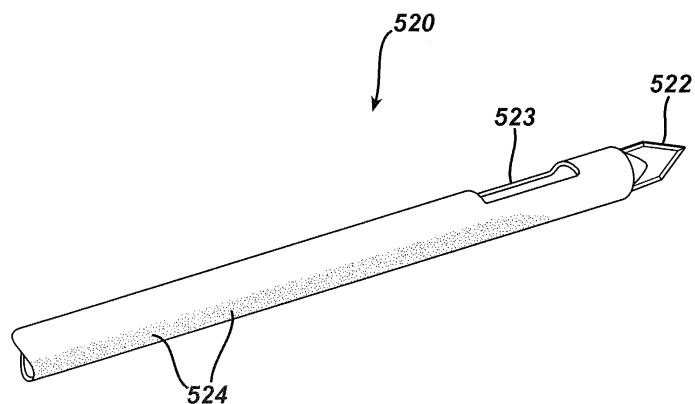
도면12a



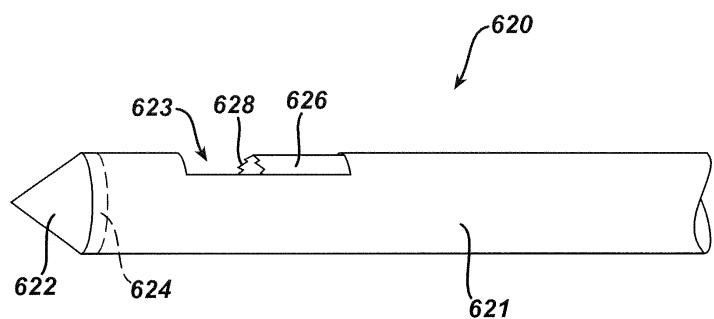
도면12b



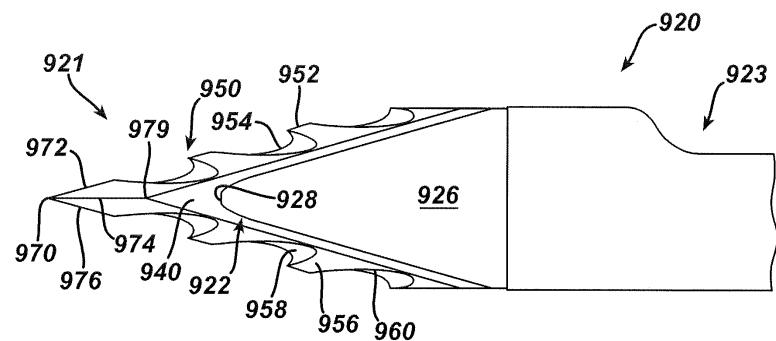
도면13



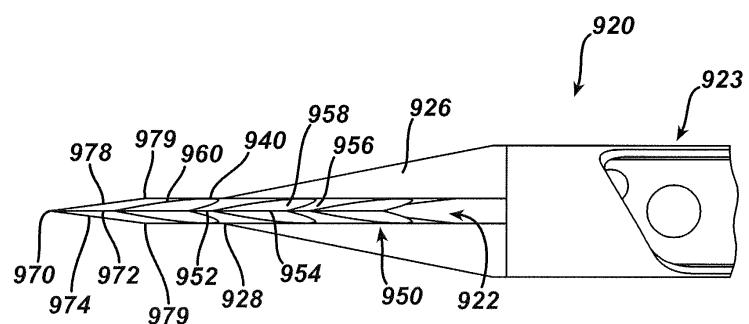
도면14



도면15



도면16



专利名称(译)	标题 : 用于活检装置的回声发生针		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020130133173A</a>	公开(公告)日	2013-12-06
申请号	KR1020137008487	申请日	2011-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	德威科醫療產品公司		
申请(专利权)人(译)	黛比核心医学产品公司		
当前申请(专利权)人(译)	黛比核心医学产品公司		
[标]发明人	SPEEG TREVOR W V 스피그트레버더블유브이 MILLER MATTHEW C 밀러매튜씨 VENDELY MICHAEL J 벤델리마이클제이 BUEHLER LUCIA G 블루얼리우시아지 RHAD EDWARD A 르하드에드워드에이 LEONARD KIRK S 레온纳드Kir크에이 DUKE DANIEL H 뒤크다니엘에이치 SHELTON FREDERICK E IV 쉘튼프레더릭이.이브이		
发明人	스피그트레버더블유.브이. 밀러매튜씨. 벤델리마이클제이. 블루얼리우시아지. 르하드에드워드에이. 레온나드Kir크에이 뒤크다니엘에이치. 쉘튼프레더릭이.이브이		
IPC分类号	A61B10/02 A61B17/34 A61M25/06		
CPC分类号	A61B2010/0225 A61B10/0275 A61B10/0283 A61B8/0841 A61B2017/3454 A61B2017/346 A61B2090/3925		
代理人(译)	李昌勋		
优先权	12/875200 2010-09-03 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

活检装置包括孔端，侧孔和具有一个或多个回波产生特征的长针。在一些实施例中，凹陷表面提供一个或多个的回声产生特征。压下凹陷或凸起。在一些实施例中，孔端包括刀片。通过叶片提供一个或多个的回波产生特征，其中开口形成在横向方向上。在一些实施例中，通过叶片的锯条部分提供关于一个或多个的回波产生特征的一个或多个的回波产生特征。该锯片部分是锯齿状形成的，或者可以是圆形的。在一些实施例中，孔端包括多面体形状。并且末端提供一个或多个的回声生成特征。此外，凝结剂可以提供给针。针可以相对于针的其他部分旋转，使得针的孔端容易将针插入组织内。图像的存在(专业参考)。

