



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2008년08월04일  
 (11) 등록번호 10-0850268  
 (24) 등록일자 2008년07월29일

- (51) Int. Cl.  
*A61B 8/00* (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2002-7002211
- (22) 출원일자 2002년02월20일  
 심사청구일자 2005년08월16일  
 번역문제출일자 2002년02월20일
- (65) 공개번호 10-2002-0043561
- (43) 공개일자 2002년06월10일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2000/022485  
 국제출원일자 2000년08월16일
- (87) 국제공개번호 WO 2001/13796  
 국제공개일자 2001년03월01일
- (30) 우선권주장  
 09/378,175 1999년08월20일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌  
 US05839442A1\*  
 US5483963 A  
 \*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자  
**노바소닉스 인코퍼레이티드**  
 미국, 캘리포니아 94043, 마운틴뷰, 테라 벨라 애비뉴 1061
- (72) 발명자  
**임란, 미르, 에이.**  
 미국94025캘리포니아로스알토스로렐레인26641  
**맥러그린, 글렌, 더블유.**  
 미국95070캘리포니아사라토가캐미노바코14016  
 (뒷면에 계속)
- (74) 대리인  
**남상선**

전체 청구항 수 : 총 13 항

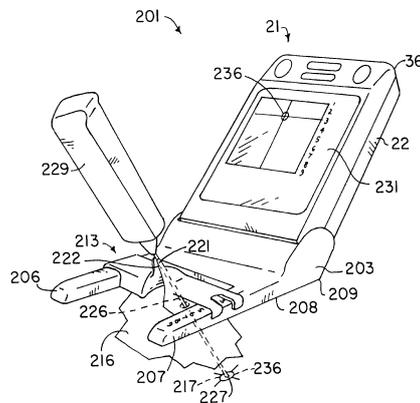
심사관 : 김태훈

**(54) 소형화된 초음파 장치 및 방법**

**(57) 요약**

신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직을 검사하기 위한 초음파 장치(21)는 조망부(21)를 가지는 하우징을 포함한다. 초음파 트랜스듀서(52)는 조망부에 배치된 초음파 엘리먼트들의 어레이(53)로 이루어진다. 전기 펄스는 다루고자 하는 부분의 조직으로부터 반사를 위해 신체 내로 초음파 신호를 주입하도록 트랜스듀서 여기를 위한 트랜스듀서에 공급된다. 트랜스듀서는 신체 내의 조직으로부터 트랜스듀서로 반사된 초음파 신호를 전기신호로 변환할 수 있다. 전기 신호가 제공되어 디지털화된다. 디지털화된 전기 신호는 디스플레이되는 총 33개 미만의 트랜스듀서 여기들로부터 신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직의 단일 프레임에 대한 하나의 이미지를 형성하기 위해 수집된다.

**대표도** - 도6



(72) 발명자

**립스, 윌리엄, 디.**

미국95765캘리포니아록클린페블크릭드라이브5822

**브렌난, 제임스, 엠.**

미국95126캘리포니아샌어제이마틴애브뉴1224

(81) 지정국

국내특허 : 알바니아, 아르메니아, 오스트리아, 오스트레일리아, 아제르바이잔, 보스니아 헤르체고비나, 바베이도스, 불가리아, 브라질, 벨라루스, 캐나다, 스위스, 중국, 쿠바, 체코, 독일, 덴마크, 에스토니아, 스페인, 핀란드, 영국, 그루지야, 헝가리, 이스라엘, 아이슬랜드, 일본, 케냐, 키르기스스탄, 북한, 대한민국, 카자흐스탄, 세인트루시아, 스리랑카, 리베이라, 레소토, 리투아니아, 룩셈부르크, 라트비아, 몰도바, 마다가스카르, 마케도니아공화국, 몽고, 말라위, 멕시코, 노르웨이, 뉴질랜드, 슬로베니아, 슬로바키아, 타지키스탄, 투르크멘, 터키, 트리니다드토바고, 우크라이나, 우간다, 우즈베키스탄, 베트남, 폴란드, 포르투갈, 루마니아, 러시아, 수단, 스웨덴, 싱가포르, 아랍에미리트, 안티구와바부다, 코스타리카, 도미니카, 알제리, 모로코, 탄자니아, 남아프리카, 벨리즈, 모잠비크, 그라나다, 가나, 감비아, 크로아티아, 인도네시아, 인도, 시에라리온, 세르비아 앤 몬테네그로, 짐바브웨

AP ARIPO특허 : 레소토, 말라위, 수단, 스와질랜드, 우간다, 시에라리온, 감비아, 짐바브웨, 모잠비크, 케냐, 탄자니아, 가나

EA 유라시아특허 : 아르메니아, 아제르바이잔, 벨라루스, 키르기스스탄, 카자흐스탄, 몰도바, 러시아, 타지키스탄, 투르크멘

EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 독일, 덴마크, 스페인, 프랑스, 영국, 그리스, 아일랜드, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투갈, 스웨덴, 핀란드, 사이프러스

OA OAPI특허 : 부르키나파소, 베닌, 중앙아프리카, 콩고, 코트디부아르, 카메룬, 가봉, 기니, 말리, 모리타니, 니제르, 세네갈, 차드, 토고, 기니 비사우

**특허청구의 범위**

**청구항 1**

신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직 영역을 검사하기 위한 초음파 장치로서,

조망부(a viewing aperture)를 가지는 하우징;

고유 해상도를 가지며 상기 조망부에 배치된 초음파 엘리먼트들의 어레이로 이루어진 초음파 트랜스듀서;

신체와 접촉하도록 배치될 수 있는 표면을 가지며 임피던스 정합 렌즈가 상기 어레이 위에 놓이도록 형성되는, 상기 하우징에 의해 장착된 초음파 투과 수단;

신체에 초음파 신호들을 주입하여 상기 다루고자 하는 부분의 조직 영역으로부터 반사시키기 위해, 단일 트랜스듀서 여기(excitation)를 위해 전송된 전기 펄스들을 상기 트랜스듀서에 공급하는 수단 - 상기 트랜스듀서는 신체 내부로부터 반사된 초음파 신호들을 변환하여 상기 조직 영역에 대한 로우(raw) 데이터의 전기 신호들을 제공할 수 있음 -;

상기 전기 신호들을 디지털화하여 저장하기 위한 수단;

상기 디지털화된 전기 신호들을 처리하여 단일 영역에 대한 상기 로우 데이터로부터 하나의 이미지 프레임을 형성하고 다수의 이미지 프레임을 사용하여 비디오 이미지를 생성하는 수단; 및

상기 하우징 내에 통합된 디스플레이를 포함하는, 초음파 장치.

**청구항 2**

제 1항에 있어서, 상기 하우징은 제1 및 제2 부분으로 형성되며, 상기 제2 부분은 상기 제1 부분으로부터 탈착 가능하고 그 내부에 상기 조망부를 가지며, 상기 조망부 내에는 상기 초음파 엘리먼트들의 어레이가 배치되고, 상기 초음파 트랜스듀서들의 어레이 위에는 임피던스 정합 렌즈들이 놓이는 것을 특징으로 하는 초음파 장치.

**청구항 3**

신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직 영역을 검사하기 위한 초음파 장치로서,

조망부를 가지는 하우징;

고유 해상도를 가지며 상기 조망부에 배치된 초음파 엘리먼트들의 어레이로 이루어진 초음파 트랜스듀서;

신체와 접촉하도록 배치될 수 있는 표면을 가지며 임피던스 정합 렌즈가 상기 어레이 위에 놓이도록 형성되는, 상기 하우징에 의해 장착된 초음파 투과 수단;

신체에 초음파 신호들을 주입하여 상기 다루고자 하는 부분의 조직 영역으로부터 반사시키기 위해, 단일 트랜스듀서 여기를 위해 전송된 전기 펄스들을 상기 트랜스듀서에 공급하는 수단 - 상기 트랜스듀서는 신체 내부로부터 반사된 초음파 신호들을 변환하여 상기 조직 영역에 대한 로우 데이터의 전기 신호들을 제공할 수 있음 -;

상기 전기 신호들을 디지털화하여 저장하기 위한 수단; 및

상기 디지털화된 전기 신호들을 처리하여 단일 영역에 대한 상기 로우 데이터로부터 하나의 이미지 프레임을 형성하는 수단을 포함하며,

상기 디지털화된 전기 신호들을 처리하는 수단은,

중심을 가지는 공간에 전기 신호들의 웨이브 패킷을 선택하기 위한 수단, 상기 웨이브 패킷에서 포인트(x, y)를 선택하기 위한 수단, 상기 포인트(x, y) 주위의 상기 웨이브 패킷의 중심으로부터 상기 트랜스듀서의 상기 어레이의 선택된 엘리먼트까지의 간격을 계산하기 위한 수단, 샘플 포인트를 선택하기 위하여 간격을 시간으로 변환하기 위한 수단, 계산되는 포인트와 가장 인접하는 샘플 포인트들 사이의 위상 및 크기를 보간하여 상기 계산되는 포인트의 정정된 위상 및 크기를 결정하기 위한 수단, 상기 트랜스듀서의 상기 어레이의 상기 초음파 엘리먼트의 각각에 대해 동일 시퀀스의 단계들을 반복하기 위한 수단, 및 상기 정정된 위상 및 크기의 계산된 포인트들을 합산하고 다수의 이미지 프레임을 사용하여 비디오 이미지를 생성하기 위한 수단을 포함하는, 초음파 장치.

**청구항 4**

제 3항에 있어서, 상기 하우징은 제1 및 제2 부분으로 형성되며, 상기 제2 부분은 상기 제1 부분으로부터 탈착 가능하고 그 내부에 상기 조망부를 가지며, 상기 조망부 내에는 상기 초음파 엘리먼트들의 어레이가 배치되고, 상기 초음파 트랜스듀서들의 어레이 위에는 임피던스 정합 렌즈들이 놓이는 것을 특징으로 하는 초음파 장치.

**청구항 5**

초음파 엘리먼트들의 어레이로 이루어지며, 수신된 초음파 신호들에 의한 단일 여기에 의해 여기되어 전기 신호들을 제공하는 초음파 트랜스듀서를 사용하여, 그리고 전자장치 및 상기 전자장치를 제어하는 마이크로프로세서를 사용하여 신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직 영역을 검사하기 위한 방법으로서,

단일 여기에 의해 상기 트랜스듀서로부터 상기 전기 신호를 수신하는 단계;

상기 영역의 로우 데이터를 제공하는 단계;

상기 전기 신호들을 디지털화하여 저장하는 단계;

신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직의 단일 영역의 상기 로우 데이터로부터 하나의 이미지 프레임을 형성하기 위해 상기 디지털화된 전기 신호들을 처리하는 단계;

비디오 이미지를 생성하기 위해 다수의 이미지 프레임을 사용하는 단계; 및

상기 전자장치의 적어도 일부 부품들이 그들의 기능을 수행했을 때 상기 전자장치의 적어도 일부 부품들을 슬립 (sleep) 모드가 되게 하여 전력을 보존하도록 상기 마이크로프로세서를 사용하는 단계를 포함하는, 조직 영역 검사 방법.

**청구항 6**

제 5항에 있어서, 상기 이미지 프레임의 해상도를 개선하기 위하여 복수의 로우 데이터 영역들에 대하여 디지털화된 전기 신호들을 평균화하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 영역 검사 방법.

**청구항 7**

제 5항에 있어서, 상기 디지털화된 전기신호들을 처리하는 단계는,

중심을 가지는 공간에 전기 신호들의 웨이브 패킷을 선택하는 단계, 상기 웨이브 패킷에서 포인트(x, y)를 선택하는 단계, 상기 포인트(x, y) 주위의 상기 웨이브 패킷의 중심으로부터 상기 트랜스듀서의 어레이의 선택된 엘리먼트까지의 간격을 계산하는 단계, 상기 웨이브 패킷에서 가장 인접한 포인트들 사이의 위상 및 크기를 보간하여 계산되는 포인트의 정정된 위상 및 크기를 결정하는 단계, 상기 트랜스듀서의 어레이의 초음파 엘리먼트들 각각에 대해 동일한 단계들을 반복하는 단계 및 상기 정정된 위상 및 크기의 계산된 포인트들을 합산하여 이미지를 제공하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 영역 검사 방법.

**청구항 8**

제 7항에 있어서, 이미지의 부가적인 포인트들을 계산하기 위해 이용될 다음 웨이브 패킷의 중심을 얻기 위하여  $x(x, y)$ 를 증분하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 영역 검사 방법.

**청구항 9**

초음파 엘리먼트들의 어레이로 이루어지며, 수신된 초음파 신호들에 의한 단일 여기에 의해 여기되어 전기 신호들을 제공하는 초음파 트랜스듀서를 사용하여, 신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직 영역을 검사하기 위한 방법으로서,

단일 여기에 의해 상기 트랜스듀서로부터 상기 전기 신호를 수신하는 단계;

상기 영역의 로우 데이터를 제공하는 단계;

상기 전기 신호들을 디지털화하여 저장하는 단계;

신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직의 단일 영역의 상기 로우 데이터로부터 하나의 이미지 프레임을 형성하기

위해 상기 디지털화된 전기 신호들을 처리하는 단계;

상기 이미지 프레임의 해상도를 개선하기 위하여 복수의 로우 데이터 영역들에 대하여 디지털화된 전기 신호들을 평균화하는 단계; 및

비디오 이미지를 생성하기 위해 다수의 이미지 프레임을 사용하는 단계를 포함하는, 조직 영역 검사 방법.

**청구항 10**

제 9항에 있어서, 상기 디지털화된 전기신호들을 처리하는 단계는,

중심을 가지는 공간에 전기 신호들의 웨이브 패킷을 선택하는 단계, 상기 웨이브 패킷에서 포인트(x, y)를 선택하는 단계, 상기 포인트(x, y) 주위의 상기 웨이브 패킷의 중심으로부터 상기 트랜스듀서의 어레이의 선택된 엘리먼트까지의 간격을 계산하는 단계, 상기 웨이브 패킷에서 가장 인접한 포인트들 사이의 위상 및 크기를 보간하여 계산되는 포인트의 정정된 위상 및 크기를 결정하는 단계, 상기 트랜스듀서의 어레이의 초음파 엘리먼트들 각각에 대해 동일한 단계들을 반복하는 단계 및 상기 정정된 위상 및 크기의 계산된 포인트들을 합산하여 이미지를 제공하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 영역 검사 방법.

**청구항 11**

제 10항에 있어서, 이미지의 부가적인 포인트들을 계산하기 위해 이용될 다음 웨이브 패킷의 중심을 얻기 위하여  $x(x, y)$ 를 증분하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 영역 검사 방법.

**청구항 12**

초음파 엘리먼트들의 어레이로 이루어지며, 수신된 초음파 신호들에 의한 단일 여기에 의해 여기되어 전기 신호들을 제공하는 초음파 트랜스듀서를 사용하여, 신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직 영역을 검사하기 위한 방법으로서,

단일 여기에 의해 상기 트랜스듀서로부터 상기 전기 신호를 수신하는 단계;

상기 영역의 로우 데이터를 제공하는 단계;

상기 전기 신호들을 디지털화하여 저장하는 단계;

신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직의 단일 영역의 상기 로우 데이터로부터 하나의 이미지 프레임을 형성하기 위해 상기 디지털화된 전기 신호들을 처리하는 단계 - 상기 처리 단계는,

중심을 가지는 공간에 전기 신호들의 웨이브 패킷을 선택하는 단계, 상기 웨이브 패킷에서 포인트(x, y)를 선택하는 단계, 상기 포인트(x, y) 주위의 상기 웨이브 패킷의 중심으로부터 상기 트랜스듀서의 어레이의 선택된 엘리먼트까지의 간격을 계산하는 단계, 상기 웨이브 패킷에서 가장 인접한 포인트들 사이의 위상 및 크기를 보간하여 계산되는 포인트의 정정된 위상 및 크기를 결정하는 단계, 상기 트랜스듀서의 어레이의 초음파 엘리먼트들 각각에 대해 동일한 단계들을 반복하는 단계 및 상기 정정된 위상 및 크기의 계산된 포인트들을 합산하여 이미지를 제공하는 단계를 포함함 -; 및

비디오 이미지를 생성하기 위해 다수의 이미지 프레임을 사용하는 단계를 포함하는, 조직 영역 검사 방법.

**청구항 13**

제 12항에 있어서, 이미지의 부가적인 포인트들을 계산하기 위해 이용될 다음 웨이브 패킷의 중심을 얻기 위하여  $x(x, y)$ 를 증분하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 조직 영역 검사 방법.

**청구항 14**

삭제

**청구항 15**

삭제

**청구항 16**

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

**명세서**

**기술분야**

<1> 본 발명은 소형화된 초음파 장치 및 방법에 관한 것이다.

**배경기술**

<2> 다양한 형태의 초음파 측정 장치는 현재 산업 및 의료분야 특히 의료 진단 분야에서 사용중이다. 그러나 이러한 장치는 사이즈가 크고 비교적 비싸다. 그 밖에도, 사용하기가 비교적 복잡하다. 보다 소형이고 덜 비싸며 조작성이 보다 간단한 장치에 대한 필요성이 대두하고 있다.

**발명의 상세한 설명**

- <3> 본 발명의 목적은 사이즈 및 비용이 크게 감소되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <4> 본 발명의 다른 목적은 휴대가능한 소형화된 초음파 장치를 제공하는 것이다.
- <5> 본 발명의 다른 목적은 포켓 사이즈의 휴대용 장치에 패키징될 수 있는 소형화된 초음파 장치를 제공하는 것이다.
- <6> 본 발명의 다른 목적은 낮은 전력 요건이 가능하도록 전력 관리가 사용되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <7> 본 발명의 다른 목적은 탈착 가능한 스캔 헤드가 특정 응용분야에 대해 원하는 주파수를 선택하는데 사용되는 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <8> 본 발명의 다른 목적은 33번 미만의 트랜스듀서 여기로부터 하나의 프레임에서 이미지를 만들기 위해 이용되는 모든 데이터를 한 번에 수집함으로써 요구되는 전자회로의 수를 감소시키고 전력 소모를 감소시키기 위해 특히 신규한 이미징 방법이 이용되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <9> 본 발명의 다른 목적은 초음파 트랜스듀서의 여기당 단일 프레임을 생성하는 것이 가능한 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <10> 본 발명의 다른 목적은 일정한 화소 밀도가 얻어지는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <11> 본 발명의 다른 목적은 신호 대 잡음의 향상을 제공하기 위해 이미지 구성 이전에 사전처리된 데이터의 평균화가 달성될 수 있는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <12> 본 발명의 다른 목적은 아주 낮은 듀티 사이클을 가지는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <13> 본 발명의 다른 목적은 선형, 굴곡(curved) 및 위상 조정된(phased) 어레이와 함께 이용될 수 있는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <14> 본 발명의 다른 목적은 트랜스듀서 어레이의 고유 해상도(inherent resolution)까지 확장이 가능하도록 하기 위

해 줌 특성이 제공되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.

- <15> 본 발명의 다른 목적은 연관된 전자장치가 스캔 헤드의 주파수 범위를 알려줄 수 있도록 비휘발성 메모리 장치가 스캔 헤드에 사용되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <16> 본 발명의 다른 목적은 특히 원하는 장소에 니들과 같은 탐침을 지향시키는데 사용되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <17> 본 발명의 다른 목적은 신체의 다루고자 하는 부분에서 다수의 이미지가 간격이 분리된 위치에 제공되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <18> 본 발명의 다른 목적은 다수의 이미지가 원하는 간격으로 분리되어 있는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <19> 본 발명의 다른 목적은 다수의 이미지가 각에 따라 분리되어 있는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <20> 본 발명의 다른 목적은 간격이 분리된 위치의 이미지가 균형을 이룬 간격으로 분리되어 있는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <21> 본 발명의 다른 목적은 신체 내의 다루고자 하는 부분의 동적(kinetic) 이미지를 생성하기 위하여 간격이 분리된 이미지가 순차적으로 디스플레이되는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <22> 본 발명의 다른 목적은 다수의 이미지가 신체에 대하여 트랜스듀서 어레이의 움직임에 의해 얻어지는 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <23> 본 발명의 다른 목적은 다양한 의료 진단 과정에 적용가능한 소형화된 초음파 장치 및 방법을 제공하는 것이다.
- <24> 본 발명의 부가적인 목적 및 특징들은 첨부도면을 참조로 바람직한 실시예가 상세하게 개시되어 있는 상세한 설명으로부터 명백해질 것이다.

**실시예**

- <36> 일반적으로, 본 발명의 초음파 장치는 신체 내의 다루고자 하는 부분을 검사하기 위한 것이며 조망부를 가지는 하우징을 포함한다. 트랜스듀서의 어레이는 조망부에 배치되어 있다. 초음파 투과 수단은 하우징에 의해 장착되고 임피던스 정합 렌즈가 트랜스듀서 어레이 위에 놓이도록 형성하며 신체와 접촉될 수 있는 표면을 갖는다. 초음파 트랜스듀서의 어레이는 전기 신호를 제공하기 위하여 신체 내로부터 트랜스듀서의 어레이로 반사된 초음파 에너지를 전기신호로 변환할 수 있다. 시간에 따라 전기 신호의 이득 정정을 제공하기 위한 수단이 제공된다. 전기 신호의 동상 및 이상(out-of-phase) 성분을 제공하기 위한 믹싱 수단이 제공된다. 전기 신호의 동상 및 이상 성분을 디지털화하기 위한 수단이 제공된다. 신체 내의 다루고자 하는 부분의 33개 미만의 프레임으로부터 하나의 이미지를 형성하기 위해 디지털화된 전기신호를 한번에 수집하기 위한 수단이 제공된다. 각각 수신된 전기신호의 크기 및 위상각을 저장함으로써 메모리 수단에 단일 프레임을 저장하기 위한 메모리 수단이 제공된다. 디스플레이 수단이 제공된다. 신체 내의 다루고자 하는 부분의 시각 이미지를 제공하기 위하여 단일 프레임을 디스플레이 수단에 결합하기 위한 수단이 제공된다.
- <37> 특히, 도1에 도시된 바와 같은 본 발명의 초음파 장치(21)는 사람의 손에 의해 지지될 수 있는 방법으로 구성된 하우징(22)으로 이루어진다. 하우징(22)에는 탈착 가능한 스캔 헤드(23)가 제공되어 있다. 하우징(22)은 외부 형상이 평행육면체이며 평행하게 간격이 분리된 전방 및 후방벽(26, 27)과 측벽(28, 29)이 제공되어 있다. 또한, 하우징에는 상부벽(31)이 제공되어 있다. 하부벽은 탈착 가능한 스캔 헤드(23)에 의해 형성된다. 하우징(22) 및 스캔 헤드(23)는 플라스틱과 같은 적합한 재료로 형성될 수 있다.
- <38> 액정 디스플레이(36)와 같은 적합한 디스플레이는 전방벽에 제공된다. 복수의 제어 버튼(37, 38, 39 및 41)들은 디스플레이(36) 위의 전방벽(26) 상에 제공되고 이후에 기술되는 바와 같이 다양한 기능을 제공하는데 사용될 수 있다.
- <39> 하우징(22) 및 탈착 가능한 스캔 헤드(23)는 도3에 도시된 전자장치 내에 수용된다. 탈착 가능한 스캔 헤드(23)는 하우징(22)에 사용가능한 복수의 스캔 헤드들 중 하나이다. 후술되는 바와 같이, 스캔 헤드는 다른 응용을 위해 상이한 주파수에서 사용된다.
- <40> 탈착 가능한 스캔 헤드(23)의 각각은 트랜스듀서 어레이를 형성하는 복수의 압전 트랜스듀서 엘리먼트(53)로 이

루어진 트랜스듀서(52)를 포함한다. 트랜스듀서 엘리먼트(53)는 32개부터 예를 들면, 64, 128 및 256개의 엘리먼트와 같은 복수 개까지의 범위를 갖는다. 이들 엘리먼트들은 PZT와 같은 종래의 초음파 트랜스듀서 재료로 형성될 수 있다. 트랜스듀서 엘리먼트(53)들은 태아 감시 또는 말초 혈관계 진단을 위해 특히 유용한 와이드 풋프린트를 제공하기 위하여 도1에 도시된 바와 같이 예를 들면 선형 어레이로서 특정 어레이를 형성하도록 배열될 수 있다. 보다 작은 풋프린트를 원할 경우, 예를 들면 인간 신체 내의 간격이 분리된 갈비뼈를 검사할 때 위상 조정된 어레이가 사용될 수 있다. 또한, 어떤 경우에는 곡선형의 어레이가 사용될 수 있다.

- <41> 도1 및 도2에 도시된 바와 같이, 탈착 가능한 스캔 헤드(23)에는 선형 어레이를 위해 치수설정된 장방형 윈도우(51)가 함께 제공되어 있으며, 스캔 헤드(23)는 트랜스듀서(52)가 배치된 대략 10mm의 길이 및 25 내지 30mm의 폭과 같은 치수를 가지며 윈도우(51)의 길이 및 폭을 연장하여 원하는 구성의 어레이를 형성하기 위한 복수의 초음파 트랜스듀서 엘리먼트(53)를 포함한다. 트랜스듀서 엘리먼트(53)의 어레이는 종래의 방법으로 배열되고 음향 지지층(backing layer)(54) 위에 병렬배치되어 있다. 트랜스듀서 엘리먼트(53)는 스캔 헤드(23) 내에 장착된 인쇄회로(PC)기판(57)에 도체(56)에 의해 종래의 방법으로 접속되어 있다. 종래 타입의 반도체 스위칭 장치(58)는 PC 기판(57) 상에 장착되며, 스캔 헤드(23)에 장착된 종래의 고밀도 저전력 암커넥터(61)에 접속되어 있다. EEPROM과 같은 적합한 형태의 비휘발성 메모리 장치(59)는 PC 기판(57)상에 장착되어 있다. 비휘발성 메모리 장치(59)는 선택된 스캔 헤드에 제공된 특정 트랜스듀서 어레이를 사용하여 동작할 수 있도록 하우징 내에 전자장치를 프로그래밍하는 선택된 트랜스듀서 및/또는 응용 구성에 대한 프로그램 정보를 포함한다.
- <42> 초음파 에너지에 투과되는 적합한 플라스틱으로 형성된 결합 임피던스 정합층 및 렌즈(66)는 윈도우(51) 내에 장착되고 트랜스듀서(52) 위에 놓인다. 정합층 및 렌즈(66)에는 후술하는 바와 같이 초음파 장치에 의해 검사될 신체의 조직의 표면과 결합하도록 구성된 표면이 제공된다. 정합층 및 렌즈(66)는 어레이의 길이에 상응하는 y 차원과 어레이의 전방-대-후방 치수 또는 폭에 상응하는 x 차원을 갖는다. 정합층 및 렌즈(66)는 원계(far field) 근방 또는 직교 평면에서 스캐닝하는 동안 조직을 이미지화하는데 초음파 신호가 사용되는 최대 깊이 근방 또는 이를 넘어서 포커스를 갖는다.
- <43> 하우징(22)에 탈착 가능한 스캔 헤드(23)를 장착하기 위하여 조합 수단이 제공되며 조합수단은 스캔 헤드의 대향 단부 상에 배치된 상부 및 외부로 연장하는 스프링 형상의 제1 및 제2 래치 암(71)으로 이루어진다. 암(71)은 하우징(22)의 측벽(28, 29)에 제공된 리지(ledge)(74) 상에 스냅될 수 있는 최외부 말단에서 후크(73)를 운반한다. 래치(74)의 암(71)의 후크(73)를 리지(74)로부터 밀어서 스캔 헤드(23)를 해제하도록 하기 위하여 하우징(22)의 측벽(28, 29)에 플랜지 형상의 노브 또는 푸시버튼(76)이 장착되어 있다.
- <44> 스캔 헤드(23)가 하우징(22) 내로 밀려들어 가면, 탈착 가능한 스캔 헤드(23)에 의해 운반된 암 커넥터(61)와 하우징(22)에 제공된 대응하는 수 커넥터(81) 사이에 접속이 이루어진다. 수 커넥터(81)는 종래의 방법으로 하우징(22) 내에 전자장치에 접속되어 있다. 스캔 헤드(23)는 암(71, 72) 위를 안쪽으로 누름으로써 탈착될 수 있으며, 그로 인해 후크(73)는 홀(76)을 제거함으로써 스캔 헤드가 탈착될 수 있고 동시에 암 커넥터(61)가 수 커넥터(81)로부터 분리되며, 사용자는 사용자에 의해 원하는 바와 같이 다른 스캔 헤드(23)를 장착할 수 있게 된다.
- <45> 다른 탈착 가능한 스캔 헤드가 도3에 도시되어 있으며 그 안에 제공된 윈도우(51a)가 윈도우(51)보다 짧은 길이를 가지며 대략 장방형이고 선형 어레이보다는 위상 조정된 어레이를 수용하기 위하여 대략 25mm×25mm의 개구를 갖는 것을 제외하고는 전술한 스캔 헤드(23)와 유사한 방법으로 구성된 스캔 헤드(23a)로서 식별된다. 유사한 형태의 구성이 곡선형의 어레이에 대해 사용될 수도 있다.
- <46> 초음파 장치(21)에 사용된 전자장치가 도4에 도시되어 있으며 여기서 트랜스듀서 어레이(52)는 신체의 외부 표면 상에 도시된 것과 같은 조직 또는 신체 내의 조직일 수 있는 이미지 타깃(101)과 접촉하여 도시되어 있다. 이 트랜스듀서 어레이(52)는 사용할 경우 트랜스듀서 엘리먼트(53)에 대하여 전송 및 수신 모드 사이에서 스위칭을 수행하기 위하여 불규칙적으로 바이어싱되는 복수의 다이오드를 포함하는 전송 및 수신 스위치(102)에 어레이의 엘리먼트 수에 상응하는 복수의 채널에 의해 접속되어 있다. 전송 모드 동안, 구동 프로파일 발생은 블록(106)에서, 전송 및 수신 스위치(102)를 통해 에너지를 트랜스듀서 어레이(52)의 트랜스듀서 엘리먼트에 공급하기 위하여 전력 증폭기(108)를 제어하는 구동 프로파일 블록(107)으로 공급되며 그로 인해 구동 신호 형태로 초음파 에너지가 다루고자 하는 부분의 조직 내로 공급된다. 다루고자 하는 부분의 조직으로부터 반사된 신호 형태로 반사된 초음파 에너지는 트랜스듀서 어레이의 트랜스듀서 엘리먼트(53)에 의해 픽업된다. 예를 들면 스캔 헤드(23)의 어레이에서 트랜스듀서 엘리먼트(53)를 사용함으로써, 구동 신호는 초음파 에너지를 조직의 다루고자 하는 부분에 포커싱하기 위한 시간 지연으로 64개 트랜스듀서 엘리먼트들 중 16개 트랜스듀서 엘리먼트로

전달될 수 있다. 반사된 초음파 에너지는 트랜스듀서 엘리먼트 중 64개 전부에 의해 픽업된다.

- <47> 트랜스듀서 엘리먼트(53)로부터 반사된 전기 신호는 수신 모드 동안 전송 및 수신 스위치(102)로 공급된다. 반사된 신호는 조직 내로 깊게 관통할 때 초음파 에너지의 스캐터링/감쇠를 보상하는데 사용되는 시간-이득 정정 블록(111)으로 공급된다. 그러므로 조직의 멀리 떨어진 필드(the far field)로부터의 신호는 이들 손실을 보상하기 위하여 시간에 따라 증폭된다. 이 시간-이득 정정(111)은 블록(106)에 공급되고 디지털 대 아날로그(D/A) 컨버터(112)에 의해 공급되는 시간 이득 제어(TGC) 램프 프로파일로부터 사용자 제어하에서 조절가능하다. 그러므로 디지털로 합성된 아날로그 램프가 생성되어 시간-이득 정정 블록(111)을 제어하는데 사용된다. 디지털 신호 처리(106)에 의해 제공된 TGC 램프 프로파일은 그래픽 사용자 인터페이스가 제공되어 있는 마이크로프로세서(116)의 제어하에 있다. 전형적으로, 이득은 신체 내에 깊게 침투하는 것이 바람직할 경우에 증가한다. 침투의 깊이는 본 과정을 위해 선택된 탈착 가능한 스캔 헤드(23)에 의존한다.
- <48> 시간-이득이 정정된 후에 수신된 반사 신호는 블록 6에서 국부 발진기로부터 국부 발진기 신호를 수신하는 직교 믹서(121)에 공급된다. 국부 발진기는 반사된 신호의 주파수보다 더 높은 주파수에서 발생한다. 믹서(121)는 반사된 신호 주파수와 국부 발진기 주파수 사이의 차이인 주파수에서 두 개의 헤테로다인 저주파 신호를 전달하고 제로 위상 시프트를 가지는 I신호와 90도(직교) 위상 시프트를 가지는 Q 신호로서 식별한다. 믹서(121)로부터의 이들 두 신호는 하나는 동상 신호 I에 대한 것이고 다른 하나는 직교 신호 Q에 대한 것인 아날로그 대 디지털(A/D) 컨버터(123)로 공급된다. 변환된 아날로그 대 디지털 신호는 현장 프로그램가능 게이트 어레이(106)로 공급된다. 적합한 게이트 어레이는 바이텍스(Virtex) 시리즈로부터 선택된 Xylink에 의해 공급된 것으로 판명되었다. 예를 들면 게이트 어레이는 내장 메모리 및 신호 처리 기능을 갖는다. 또한, 그것은 시간-이득 정정 램프 프로파일을 발생하고 구동 프로파일을 발생하기 위한 기능을 갖는다. 제공된 메모리는 이미지 타깃(101)에서 초음파 에너지의 침투 깊이에 직접 비례하는 정정 시간으로 한 프레임에 대한 데이터를 수집하기에 적어도 충분한 시간 주기 동안 입력 신호를 저장하는 기능을 갖는다. 그것이 바람직하다고 판명되는 경우, 게이트 어레이(106)는 예를 들면 2 내지 4 전형적으로는 6 프레임 미만으로 부가 프레임에 대한 로우 데이터(raw data)를 수집하기 위해 A/D 컨버터(123)로부터 부가적인 로우 데이터를 수집하고 하나의 프레임에 대해 개선된 신호 대 잡음 데이터를 제공하기 위해 로우 데이터를 평균화하는데 사용될 수 있다. 이 평균화된 로우 데이터는 동일 메모리 위치에 저장될 수 있다. 그러므로 사용자는 원하는 수의 프레임으로부터 평균화를 선택하는 기능을 갖는다.
- <49> 그러므로 게이트 어레이(106)는 데이터 버퍼로서 기능하며, 디지털 신호 처리(DSP) 칩의 사용에 의해 이미지 구성 블록(131)에서 수행되는 이미지 구성에 필요할 때까지 로우 데이터를 저장한다. 만족스럽게 판명된 이러한 칩은 텍사스 인스트루먼트 사에 의해 제조된 모델번호 320TMS6203이다. DSP 칩에 의한 이미지 구성은 그레이스케일을 제공하기 위하여 수신되는 음향 신호의 진폭을 분석함으로써 수행된다. 디지털 신호 처리 칩(131)의 동작은 초음파 이미지 재구성이 본 발명에 따라 수행되는 방법을 기술하는 도5에 도시된 플로우 차트를 참조로 가장 잘 설명될 수 있다. 이미지 구성은 DSP 칩(131)에 의해 수행된 기능들 중 단지 하나이다. 줌 기능, 도플러 처리 및 색 플로우는 마이크로프로세서(116)의 제어하에서 DSP 칩(131)을 통해 실시될 수 있다. 당업자에게 잘 알려진 바와 같이 도플러 처리시에, 수신된 신호와 전송된 신호 사이의 주파수 시프트가 분석된다.
- <50> 마이크로프로세서(116)는 사용자 인터페이스와 사용자 입력 기능이 제공되어 있다. 또한, 마이크로프로세서는 프레임 평균을 제어하기 위한 제어부를 가지며 사용자 프레임 평균 기능에 액세스 가능하도록 하기 위하여 프로그램가능 게이트 어레이(106)에 접속되어 있다. 도4에 도시한 바와 같이 사용자 입력(137)은 ON/OFF, TGC, 줌 및 사용자와 인터페이스 가능한 도플러 기능을 포함한다.
- <51> 마이크로프로세서(116)의 제어하에 있는 프레임 평균화는 로우 데이터로 수행되는 게이트 어레이(106)와 관련하여 기술되는 프레임 평균화하고는 다르다. 마이크로프로세서(116)에 의한 프레임 평균화는 프레임들 간의 전이를 원활하게 하려는 목적이며 이미지 구성 후에 비디오 프레임을 평균화함으로써 제공된다.
- <52> 프레임 메모리(141)는 리콜될 수 있도록 예를 들면 4 내지 8프레임과 같이 복수의 프레임을 저장하기 위해 마이크로프로세서(116)에 결합되어 있다. 그러므로 적어도 5 내지 8 프레임이 리콜을 위해 메모리에 세이브될 수 있다.
- <53> 전원은 도4에 도시된 바와 같이 전자장치에 제공되어 있으며 그 안에 도시된 바와 같이 도4에 도시된 시스템의 모든 전자장치에 대해 조정된 전원을 제공하기 위하여 조정기(147)로 그 출력을 공급하는 9볼트 dc 배터리와 같은 적합한 형태의 배터리로 이루어진다. 또한, 전원은 배터리 전력 사용을 크게 보존하기 위하여 배터리(146)에 의해 공급된 전력을 제어하기 위해 제공되는 전력 관리 블록(148)을 포함한다. 이것은 보다 작은 사이즈 및

/또는 보다 긴 수명을 가지는 배터리의 사용을 가능하게 한다. 이것은 전자장치에 사용된 모든 반도체 칩들에 전력 다운이나 슬립 모드 단자로서 식별될 수 있는 다른 단자들이 제공되기 때문에 가능하게 된다. 전력 관리 블록(148)을 통해 작용하는 마이크로프로세서(116)는 어떤 전자장치 즉 전자장치의 일부가 그들의 기능을 수행하는 경우를 결정하고 전력을 소모할 필요가 있을 때까지 그것들을 슬립 모드에 놓이게 한다. 예를 들면, 초음파 에너지의 게이트 버스트(gated burst)가 이미지 타깃 내로 발사(fire)될 경우, 전력 증폭기(108) 및 구동 프로파일(107) 및 연관된 전자장치들은 다른 게이트 버스트가 이미지 타깃 내로 발사되는 시간까지 낮은 전력 소모를 위해 슬립 모드에 놓일 수 있다. 이와 유사하게, 시간-이득 정정(111), 믹서(121), 및 A/D 컨버터(123)는 데이터를 수집하고 그것을 게이트 어레이(106)로 공급하는 경우에 슬립 모드에 놓일 수 있다. 마이크로프로세서(116)만이 연속적으로 동작하는데, 그 이유는 마이크로프로세서가 전력 관리를 수행하기 때문이다. 즉, 디스플레이(36) 상의 이미지 구성에 있어서, 모든 아날로그 신호 처리 회로는 초음파 장치가 동작중인 시간 중 90% 이상 전력이 다운된다.

- <54> 마이크로프로세서(116)는 전술한 바와 같이 도1에 도시된 액정 디스플레이의 형태일 수 있는 디스플레이(36)에 디지털 신호 처리기(131)에 의해 생성된 이미지를 공급한다. 인코더(도시하지 않음)는 디스플레이(36) 상의 이미지를 인코딩하기 위해 마이크로프로세서(116)에 접속될 수 있다.
- <55> 도4에 도시한 전자장치들에는 보조기능들이 제공되며 점선 사각형(152) 내에 포함되어 있다. 그 안에 제공된 블록(153)에서, 이미지 구성, 도플러 처리 및 디지털 신호 처리기(131)의 색 플로우 기능들은 복사되어 마이크로프로세서(116)의 제어하에 있는 외부 디스플레이 어댑터(154)에 공급된다. 외부 디스플레이 어댑터(154)는 예를 들면 대형 액정 디스플레이나 종래의 음극선관 모니터일 수 있는 외부 디스플레이(156)에 데이터를 공급한다. 상기 데이터는 하드 카피를 제공하거나 또는 택일적으로 그것을 저장하거나 비디오카세트 레코더나 플라로이드 카메라에 공급하기 위하여 사용되는 데이터 저장장치(157)에 공급된다.
- <56> 본 발명의 소형화된 초음파 장치 및 그 방법의 동작 및 사용은 도5에 도시된 바와 같이 플로우 차트와 관련하여 기술될 것이다. 이미지 타깃(101)으로서 작용하는 복부 영역의 조직을 검진하는 것과 같이 진료실의 환자에게 초음파 진단 테스트를 수행하는 것이 바람직하다는 것을 가정해 본다. 의사는 도1에 도시된 바와 같이 초음파 장치(21)를 취하고 그것을 손으로 잡고 손가락으로 ON/OFF 버튼(37)을 눌러서 전자장치를 통전시킨다. 적절한 탈착 가능한 스캔 헤드(23)가 선택되고 하우징(22)에 장착된다. 탈착 가능한 스캔 헤드(23)에 제공된 비휘발성 메모리 장치(59)는 전력 업 기간 내에 스캔 헤드(23)를 전력을 제공하기 위한 요건들 중 하우징(22)을 갖는 전자장치를 프로그램한다.
- <57> 탈착 가능한 스캔 헤드(23)의 표면(67)은 이미지 타깃을 형성하는 다루고자 하는 조직을 보기 위하여 복부 영역 위에 놓이는 환자의 피부와 접촉하여 놓인다. 이미지는 보여지는 다루고자 하는 조직을 묘사하는 액정 디스플레이(36) 상에 나타난다. 원하는 방향으로 신체의 피부 위로 의사에 의해 포켓용 초음파 장치(21)가 움직이면 부가적인 이미지가 액정 디스플레이(36) 상에 나타나지며 그것에 의해 탈착 가능한 스캔 헤드(23)의 위치에 의존하는 환자의 이미지 타깃의 다양한 뷰를 의사에게 제공하게 된다.
- <58> 전자장치의 동작시에, 게이트 어레이(106)로부터 구동 프로파일 발생은 선택된 스캔 헤드(23)의 주파수중 적어도 하나 바람직하게는 2 내지 5 사이클 그러나 6 사이클 이하의 게이트 버스트를 구동 프로파일 블록(107)에 공급한다. 구동 프로파일(107)은 버퍼로서 기능하며, 사이클의 증폭된 게이트 버스트를 전송 및 수신 스위치(102)에 공급하고 이어 이미지 타깃(101)에서 다루고자 하는 부분의 조직을 향하는 초음파 펄스를 생성하도록 대응하는 트랜스듀서 여기를 제공하기 위하여 트랜스듀서(52)에 공급하는 전력 증폭기(108)를 공급한다. 고해상도 이미지를 달성하는데 있어서 장치의 성능을 개선하기 위하여, 기술을 형성하는 종래 빔에 의해 신체 내에 유도되는 초음파 에너지를 포커싱함으로써 신호대 잡음비를 개선하는 것이 바람직하다. 전형적으로, 이것은 타깃(101)의 조직의 순차적인 부분들을 선택적으로 고주파 음파를 발사(insonify)하기 위하여 적당한 시간 지연을 삽입함으로써 달성된다. 이러한 방법으로, 다루고자 하는 조직의 선택적 부분들은 원하는 시퀀스로 고주파 음파를 발사할 수 있다.
- <59> 초음파 신호는 다루고자 하는 부분의 조직에 의해 반사되고 전송 및 수신 스위치(102)를 통과하는 전기신호로 전환하는 트랜스듀서(52)로 되돌아간다. 원할 경우, 별도의 트랜스듀서가 전송을 위해 사용될 수 있으며 전송 및 수신 스위치(102)와 관련하여 전송 및 수신을 수행하기 위해 트랜스듀서(52)와 같은 단일 트랜스듀서를 사용하는 것보다 수신을 위해 다른 트랜스듀서가 사용될 수 있다는 것을 인지하여야 한다.
- <60> 전술한 바와 같이 전송 및 수신 스위치(102)로부터 전기 신호는 아날로그 포맷으로 전기신호의 동상 성분 I 및 직교 성분 Q를 제공하기 위하여 믹서(121)를 통해 TGC 증폭기(111)를 통과한다. 이들 아날로그 신호는 A/D 컨

버터(123)에서 디지털화되고 6 이하의 복수의 트랜스듀서 여기를 원하는 경우나 단일 트랜스듀서 여기로부터 신체의 조직의 단일 프레임에 대한 이미지를 형성하기 위하여 수집되는 게이트 어레이(106)에서 메모리에 공급된다. 이 메모리는 각 수신된 전기 신호의 수신 시간, 크기 및 위상각을 저장함으로써 단일 프레임에 대한 전기 신호를 저장한다.

<61> 디지털 신호 처리기(131)에서 수행된 이미지 구성에 있어서, 도5에 설정된 단계들이 수행된다. 그러므로 단계 161에 도시된 바와 같이 계산될 선택된 포인트(x, y) 주위로 집중되는 샘플 포인트들을 가지는 저장된 전기 신호 대신에 웨이브 패킷이 선택된다. 이후 단계 162에서 도시한 바와 같이 (i)로서 식별되는 초음파 트랜스듀서(52)에서 선택된 초음파 엘리먼트로부터 (x, y) 주위로 웨이브 패킷 중심까지의 간격이 계산된다.  $d=rt$ 이고  $t=d/r$ (여기서 d는 간격, r은 이동 속도 그리고 t는 이동 시간)이기 때문에, 검사하에서 조직 샘플로부터 이동 시간은 공지된 이동 간격을 취하고 이동 속도로 나눔으로써 결정될 수 있다. 간격은 조직에서 초음파 에너지의 공지된 이동 속도를 사용하고 그것을 간격을 얻기 위한 시간으로 곱함으로써 확인된다. 이후 단계 163에서 도시된 바와 같이 간격은 샘플 포인트를 선택하기 위한 시간으로 전환된다. 이것은 계산될 포인트에 대한 정정된 위상 및 크기를 결정하기 위하여 계산될 포인트와 가장 최근 샘플 포인트 사이의 위상 및 크기를 보간함으로써 단계 164가 뒤따른다. 이후, 피드백 루프(166)에 의해 지시되는 바와 같이, 이들 동일한 단계들이 트랜스듀서의 어레이에서 초음파 엘리먼트의 각각에 대해 수행된다. 모든 포인트들이 계산된 후에, 이들 포인트들은 화소 값을 제공하기 위하여 계산된 포인트를 나타내는 각 벡터의 방향 및 크기를 고려함으로써 단계 167에 의해 도시된 바와 같이 합산된다.

<62> 이후, 단계 164, 166 및 167이 수행된 후에, x 및 y는 모든 x 및 y 포인트들이 전술한 방법으로 계산되는 다음 웨이브 패킷의 중심을 얻기 위하여 한번에 하나씩 규칙적인 방식으로 피드백 루프(168)에 의해 도시한 바와 같이 증가한다. x 및 y 파라미터는 최상의 이미지를 제공하도록 선택된다. 예를 들면, 그들은 최상의 이미지를 달성하기 위하여 정방형, 장방형 또는 타원형을 한정할 수 있다. 예를 들어 64개의 엘리먼트 트랜스듀서에서, 원하는 계산된 포인트를 생성하기 위해 합산되는 320 포인트를 제공하기 위하여 각 엘리먼트에 대해 5개의 상이한 포인트들이 선택될 수 있다. 이 과정은 완전히 구성된 이미지를 제공하기 위하여 시계(field of view)의 모든 포인트에 대해 계속된다.

<63> 이들 단계들이 달성된 후에, 사후 처리 단계들이 도5에 도시된 바와 같이 수행될 수 있다. 그러므로 단계 171에 도시된 바와 같이, 사용자 그레이 스케일 정정은 원하는 콘트라스트를 달성하기 위하여 수행될 수 있다. 그 외에도 이미지 필터링이 원할 경우 에지 강화를 제공하기 위하여 사용될 수 있다. 부가적인 종래의 사후 처리 단계들이 사용될 수 있으며 그것들은 도플러 처리 및 색 플로우를 포함할 수 있다. 또한, 단계 172에서 도5에 도시한 바와 같이, 이미지 데이터가 디스플레이 구동기나 처리기에 공급될 수 있다.

<64> 본 발명에 따르면, 이미지에서 확실성을 생성하는 단일 트랜스듀서 여기로부터 다루고자 하는 부분의 조직의 단일 프레임에서 하나의 이미지를 형성하기 위하여 디지털화된 전기 신호가 수집되는 것을 알 수 있을 것이다. 전술한 바와 같이, 원할 경우 33번 미만의 부가적인 트랜스듀서 여기가 단일 프레임에 대해 평균화될 수 있다. 이것은 최소량의 데이터를 수집할 필요가 있는, 즉 단일 트랜스듀서 여기 또는 기껏해야 6번 미만의 여기로부터 이미지를 구성할 필요가 있는 사실에 기인하여 훨씬 더 짧은 시간에 훨씬 더 높은 속도로 이미지를 구성할 수 있다. 모든 정보가 이 단일 프레임에 있기 때문에, 트랜스듀서 어레이의 해상도까지 zoom하기 위한 기능이 있다. 본 발명의 장치 및 방법은 초당 3000 내지 7000 프레임과 같이 초당 32-35 프레임의 종래의 프레임 비율보다 실질적으로 더 높은 프레임 비율을 제공하는 것이 가능하다.

<65> 단일 트랜지스터 여기로부터 이미지에 대해 단지 수집되는 디지털화된 데이터로 본 발명의 방법으로 이미지가 구성되어, 환자에게 초음파 에너지의 조사 적량(dosage)이 감소한다. 탈착 가능한 스캔 헤드의 사용에 의하여, 동일한 하우징 및 전자장치를 유지하면서 선형 어레이로부터 곡선형의 어레이로 또는 위상 조정된 어레이로 변화하고 동작 주파수를 쉽게 선택할 수 있다. 그러므로 장치(21)에는 초음파 이미징 진단을 위한 다양한 기능을 가지는 모듈러 유닛이 형성되며 다양한 이미지를 생성할 수 있게 된다.

<66> 본 발명을 통합하는 초음파 장치의 다른 실시예는 도6에 도시된 초음파 가이드 탐침 교환 장치(201)이다. 이 장치는 플라스틱과 같은 적합한 재료로 형성된 탐침 가이드(202)를 포함한다. 이 탐침 가이드(202)는 몸체(203)와 일체로 형성된 간격분리되어 전방으로 연장하는 제1 및 제2 레그(206, 207)가 제공되어 있는 몸체(203)로 이루어진다. 레그(206, 207)에 인접하는 몸체(203)에는 환자의 피부 상에서 이동가능하고 환자의 피부와 결합하여 놓이도록 되어 있는 연속 하부 편평면(208)이 제공되어 있다. 몸체(203)에는 전술한 초음파 장치(21)의 스캔 헤드(23)를 수신하고 예를 들면 편평면(208)에 대하여 45도 각도로 각진 위치에 유지시키도록 형성된

가늘고 긴 가로방향으로 연장하는 리세스(211)가 제공되어 있다. 리세스(211)는 스캔 헤드(23)가 신체 내의 다루고자 하는 부분의 조직 위에 놓이는 피부(209)의 표면과 접촉하게 되도록 하부 평면(208)을 통해 개방되어 있다.

<67> 카트리지(213)는 레그(206, 207) 상에 활주 가능하게 장착되어 있으며 레그의 길이를 따라 이동가능하다. 카트리지(213)는 레그(206, 207)의 외측면과 결합하며 평면 부재(214)의 대향 단부들 상에 한 쌍의 간격이 분리된 종속 플랜지(217)가 제공되어 있는 스페이스(216)를 가로질러 연장하는 평면부재(214)의 형태이다. 개구(218)는 레그(206, 207)의 상부면 위에 제공된 가시적인 간격이 분리된 스케일링 지시부(219)를 만들기 위해 레그(206, 207) 위에 놓이는 평면부재(214)에 제공되어 있다. 상부면 상에 제공된 지시부는 레그(206, 207)의 최전방 말단을 향하여 몸체로부터 멀리 연장하는 방향으로 레그의 각각에 대해 1 내지 9와 같은 증가한 방법으로 판독하는 스케일을 제공한다. 탐침 가이드 부재(221)는 평면 부재(214)와 일체로 형성되며 예를 들면 45와 같은 적당한 각도로 그것으로부터 전방으로 그리고 상방으로 연장한다. 탐침 가이드 부재(221)는 교차 방향으로 반원형인 길이방향으로 연장하는 리세스(222)가 제공되어 있다. 리세스(222)는 그 위에 장착된 주사기(229)를 가지며 예리한 선단(227)을 가지는 피하 주사기와 같은 다양한 크기의 탐침을 수용하도록 하기 위하여 치수설정된다. 주사기(229)는 혈액을 추출하기 위해 손으로 조작될 수 있다.

<68> 디스플레이(36)는 지시부(219)에 의해 형성된 스케일에 대응하는 스케일(231)에 제공되어 있으며 스크린의 상부로부터 하부로 예를 들면 1 내지 9로 증가하여 판독된다. 디스플레이(36)에는 탐침 가이드(221)에 제공된 리세스(222)와 일렬로 디스플레이(36)의 측면들 사이에 중심적으로 배치된 수직 연장 라인(233)이 제공되어 있다.

<69> 예를 들면 정맥과 같이 환자의 피부 아래의 혈관으로부터 혈액을 추출하기 위해 도6에 도시한 바와 같은 장치(201)를 이용하는 것이 바람직하다고 가정해 본다. 그 안에 이동된 장치(201)의 탐침 가이드(202)는 스크린(36)상에 원하는 이미지가 나타날 때까지 환자의 피부(209) 위로 이동된다. 탐침 가이드(202)는 이미지가 라인(233)과 일렬로 되어 라인(233)상에 중심을 이루도록 위치설정된다. 이어 스케일에 대하여 이미지의 위치 및 스케일(231)을 관측함으로써, 카트리지(213)는 스케일(219) 상의 동일한 수직 위치로 이동된다. 니들 또는 탐침(226)은 리세스(222) 내에 놓일 수 있으며 또는 그것에 앞서 리세스(222)에 놓일 수 있다. 니들(226)은 탐침 가이드 부재(221)에 의해 결정된 각도로 피부(209)를 통해 타깃 조직(236) 내로 유입될 수 있다. 타깃 조직 내로의 이동은 디스플레이(36) 상에 관측될 수 있다. 타깃 조직(101)이 액세스 되자마자, 예를 들면 혈액 채취, 생체검사 또는 다른 과정과 같은 계획적인 동작들이 탐침 가이드 부재(221)의 사용에 의해 위치설정된 탐침을 이용하여 수행될 수 있다. 과정이 완료되자마자, 탐침 또는 니들(226)은 빼내지고, 그 후에 탐침 가이드(202)는 제거되고 원할 경우 다른 위치에 놓일 수 있다.

<70> 본 발명을 통합하는 초음파 장치의 다른 실시예가 도7 및 도8에 도시되어 있다. 그 안에 도시된 바와 같이 초음파 장치(251)는 도1, 2 및 3에 기재된 초음파 장치와 아주 유사하며, 원리의 차이는 장치가 두 개의 유닛으로 분리된다는 것으로, 하나는 메인 모듈(252)로서 식별되고 다른 하나는 디스플레이 모듈(253)로서 식별된다. 이들 모듈들은 큰 치수를 가진 하우징(256, 257)이 제공되어 있어서 사람의 손으로 고정된다. 메인 모듈(252)에는 전술한 탈착 가능한 스캔 헤드(23)와 유사한 탈착 가능한 스캔 헤드(258)가 제공되어 있다. 그것에 따르면, 전술한 타입의 정합층 및 렌즈(262)로 덮여지는 전술한 타입의 그 안에 제공된 트랜스듀서(261)를 가지는 윈도우(259)가 제공되어 있다.

<71> 디스플레이 모듈(253)의 하우징(257)에는 전술한 LCD 디스플레이(36)와 유사한 액정 디스플레이(267)가 제공되어 있는 윈도우(266)가 제공되어 있다. 하우징(257)은 예를 들어 산업 표준 PCMCIA 카드와 같은 인쇄회로 카드를 수용하기 위한 슬롯(268)이 제공되어 있다. 커넥터(269)는 하우징(257) 내에 장착되고 원할 경우 하드 카피를 인쇄하기 위한 프린터에 접속하기 위해 프린터 포트로서 기능한다. 카드 슬롯(268)은 퍼스널 컴퓨터나 노트북 컴퓨터에 추후 사용을 위해 이미지를 저장하기 위한 메모리 카드를 수용하는데 사용될 수 있다.

<72> 메인 모듈(252)과 디스플레이 모듈(253) 사이의 통신을 구축하기 위한 수단이 제공되며 코드(umbilical cord)(271)로 이루어진다. 이 코드(271)는 어떤 적당한 타입일 수 있다. 개선된 융통성을 제공하기 위하여, 두 모듈 사이의 통신을 위한 광섬유 코드(cord)를 이용하는 것이 바람직하다. 그러나 예를 들어 전기적 멀티-도체 케이블과 같이 다른 타입의 코드가 사용될 수 있다는 것을 인지하여야 한다. 택일적으로 코드의 사용을 피하고 더 큰 융통성을 제공하기 위하여, 무선 주파수 또는 적외선 링크가 두 모듈 사이에 제공될 수 있으며 그로 인해 디스플레이 모듈(253)은 물리적으로 자유롭고 메인 모듈(252)로부터 분리된다. 이러한 방법으로, 메인 모듈(252)은 종래의 CRT 모니터에 접속되거나 벽걸이 디스플레이 유닛에 결합될 수 있다.

- <73> 메인 모듈 및 디스플레이 모듈(252, 253)은 예를 들면 하우징(256, 257)의 각각의 후방측 상에 Velcro® 스트립을 배치하는 것과 같은 적당한 방법으로 클램-셀 방식으로 도8에 도시된 바와 같이 함께 제거가능하게 고정될 수 있으며 그로 인해 그들은 함께 고정되고 사용 동안 서로 쉽게 분리되면서 한 유닛으로서 운반된다.
- <74> 도7 및 도8에 도시된 장치의 사용시에, 메인 모듈(252)은 의사의 한 손에 의해 취해지고 디스플레이 모듈(253)이 다른 손으로 유지될 수 있는 동안 환자의 몸 위로 이동된다. 이것은 의사에게 더 쉽게 행해질 수 있는데, 그 이유는 디스플레이 모듈이 의사 얼굴 전방에 유지될 수 있어서 메인 모듈이 메인 모듈 자체 상에 있을 경우 디스플레이를 관측하기 위하여 의사에게 어려울 수 있는 위치에서 환자의 몸 위로 이동되는 동안 쉽게 보여지기 때문이다.
- <75> 초음파 장치(251)에 사용된 전자장치들은 메인 모듈(252) 내에 물리적으로 배치되지만 디스플레이 모듈에 제공된 어떤 전자장치에 코드(271)에 의해 상호접속된 전자장치를 갖는 전술한 장치(21)에 사용되는 전자장치와 아주 유사하다. 사용자 인터페이스를 제공하는 제어부(272)는 메인 모듈(252) 상에 제공된다. 그러나 원할 경우 제어부의 적어도 일부는 디스플레이 모듈 상에 제공된다는 것을 인식하여야 한다.
- <76> 본 발명의 초음파 장치의 어떤 응용에 있어서, 진단시에 의사를 돕기 위하여 타깃 조직의 다수 이미지를 얻어 동적 디스플레이를 가능하게 하는 것이 바람직하다. 이를 위해 사용된 초음파 장치(301)는 도9에 도시되어 있다. 그 안에 도시한 바와 같이, 초음파 장치(301)는 탈착 가능한 스캔 헤드(303)가 제공되어 있고 사람 손에 의해 지지되도록 되어 있는 전술한 타입의 하우징(302)을 갖는다. 하우징(302) 및 스캔 헤드(303)는 전술한 하우징(22) 및 스캔 헤드(23)와 동일한 타입으로 이루어질 수 있다. 그러나 스캔 헤드(303)는 트리거링 메커니즘(306)이 제공되어 있어서 이미지 세트가 초당 20 프레임으로 연속적으로 이미지를 취하는 것보다 트리거링 사건이 발생한 경우에만 취해질 것이다. 트리거링 메커니즘(306)은 가시화되는 조직의 동적 이미지를 제공하기 위하여 무한 루프 방식으로 재생될 수 있도록 메모리에 기록되는 여러 다른 공간 간격으로 이미지를 생성하는데 사용된다. 그러므로 신체의 종양이 이미징될 경우, 여러 번 상이한 공간 간격으로 이미지를 취하면 종양이 성장하거나 수축하는지를 확인할 수 있게 된다.
- <77> 도9에 도시된 바와 같이, 이 트리거링 메커니즘(306)은 그것의 일체부를 형성하는 것을 도시한 바와 같이 스캔 헤드(303)의 일단부에 제공된 장착부(307)로 이루어질 수 있다. 이 장착부(307)는 그것이 부착되는 하우징(302) 및 스캔 헤드(303)에 대한 지지 및 가이드로서 기능하는 가늘고 긴 지지부재(312)에 제공된 T형 슬롯(311)에 활주 가능하게 장착된 T형상 풋(309)을 포함한다. 지지 부재(312)는 검사될 신체의 조직위에 놓이는 피부에 배치되도록 되어있는 하부면(313)을 갖는다. 그렇게 위치설정될 경우, 그것의 스캔 헤드(303) 및 하우징(302)을 갖는 장착부(307)는 화살표 316로 도시한 바와 같이 두 방향 중 어느 한 방향으로 T형 슬롯(311)에 부재의 길이방향으로 이동될 수 있다.
- <78> 트리거링 메커니즘(306)은 상이한 공간 간격으로 하우징(302) 및 스캔 헤드(303)에 제공된 전자장치를 순차적으로 트리거링하기 위한 수단을 포함한다. 이 트리거링 수단은 장착부(307)에 인접한 스캔 헤드 내에 운반된 광학 스캐너(321)와 같은 어떤 적당한 타입일 수 있으며 외부에서 볼 때 지지부재(312)의 길이를 연장하는 편평한 수직면(322)을 가지며 그 안에 복수의 동일하게 간격이 분리된 수직 마크(324)의 형태로 스케일(323)이 제공되며 수직 마크는 예를 들어 광학 판독기나 스캐너에 쉽게 보일 수 있도록 콘트라스트를 제공하기 위하여 스케일(323)의 배경으로부터 가시적으로 두드러지게 검정이나 다른 불투명한 색일 수 있다. 이러한 스케일(323)을 지지부재(312) 상에 제공함으로써, 지지부재는 룰러(ruler)로서 기능한다. 그러므로 원할 경우, 다른 지지부재에 상이한 방법으로 간격이 분리된 마크를 갖는 스케일(323)이 제공될 수 있다. 예를 들면 하나의 룰러는 작은 기관과 같은 조직의 비교적 작은 부분의 다수 이미지를 취하기 위해 아주 밀접하게 간격이 분리된 마크를 갖는다. 택일적으로, 다른 룰러는 비교적 큰 신체부분의 순차적인 이미지를 얻기 위하여 더 분리된 마크가 제공되어 있는 스케일을 가질 수 있다.
- <79> 초음파 장치(301)의 사용 및 동작은 다음과 같이 간단하게 기술될 수 있다. 예를 들어 복부 영역에서와 같은 환자의 기관을 이미징하는 것이 바람직하다고 가정해 본다. 의사는 손으로 하우징(302)을 잡고 환자의 피부 위에 지지부재를 놓을 필요가 있으며 스캔 헤드(303)는 동시에 환자의 피부와 결합한다. 이어 순차적인 이미지가 얻어지고 스케일(323)을 가지는 지지부재(312)의 길이방향으로 이동되는 스캔 헤드(303)에 의해 운반되는 장착부(307)를 갖는 하우징(302)을 이동시킴으로써 메모리에 저장되고 그로 인해 순차적인 이미지가 환자의 피부 밑에서 분석되는 기관이나 조직을 취하게 된다. 이미지의 트리거링이 스케일(323)에 의해 운반된 마크나 바의 제어 하에 있기 때문에, 이미지는 기관의 상이한 공간 간격으로 취해지고 지지부재(312)에 의해 운반되는 스케일(323)에 대하여 스캔 헤드(303)의 이동 속도에 관계없이 동일하게 간격분리될 것이다. 그렇게 취해진 이미지는

전술한 바와 같이 하우징(302)에 운반된 랜덤 액세스 메모리 카드에 저장될 수 있다. 이들 이미지는 초음파 장치의 전자장치 내의 메모리에 저장되며 하우징(302)에 의해 운반된 디스플레이(326) 상에 동적 이미지를 디스플레이하기 위하여 재생될 수 있다. 택일적으로, 비휘발성 랜덤 액세스 메모리 카드는 제거되고 검사될 기관의 동적 이미지를 얻기 위하여 연속 이미지를 디스플레이하기 위해 노트북 컴퓨터나 다른 장치 내에 삽입된다.

- <80> 전술한 바와 같이, 기관의 크기에 따라, 상이한 공간 간격이 사용될 지지부재(312)를 교환함으로써 기관의 크기에 따라 선택될 수 있다. 원하는 공간을 제공하는 지지부재(312)는 원하는 동적 이미징을 얻기 위하여 하나를 다른 것으로 대체할 수 있다.
- <81> 트리거링 장치의 여러 가지 타입이 사용될 수 있다는 것을 인지하여야 한다. 예를 들면 하우징과 함께 이동하는 메커니컬 휠은 취할 이미지를 트리거링하는데 사용될 수 있다. 동적 트리거링이 이러한 장치에 쉽게 사용될 수 있다.
- <82> 동적 이미징을 가능하게 하는 본 발명의 초음파 장치의 다른 실시예가 도10에 도시되어 있다. 도시된 초음파 장치(331)는 전술한 타입의 탈착 가능한 스캔 헤드(333)를 갖는 하우징으로 이루어진다. 초음파 장치(331)의 이 실시예의 트리거링 메커니즘은 스캔 헤드(333)의 대향 단부 상에 제공된 간격이 분리된 제1 및 제2쌍의 삼각형 푯(337)을 포함한다. 푯(337, 338)은 핀(339)에 의해 스캔 헤드(333)에 피벗 가능하게(pivotably) 접속되어 있다. 푯(337, 338)은 스캔 헤드(333)의 하부 말단과 일렬로 되어 있으며 간격분리되고 서로 평행한 하부 편평면(341)을 갖는다. 광학 판독기(346)는 스캔 헤드(333)의 일단부에 의해 운반되며, 광학 판독기에 가시적이며 푯(338)의 내부면에 의해 운반되는 각지게 간격이 분리된 마크(348)의 형태로 아치형 스케일(347)을 볼 수 있도록 되어 있다. 마크(348)는 각지게 간격분리되며 하우징 및 스캔 헤드(332,333)는 푯(337, 338)에 의해 운반된 핀(339)에 대하여 피벗되어 있으며, 광학 판독기는 마크를 순차적으로 볼 수 있어서 전자장치를 트리거링하고 조직의 섹터 형상 스캔으로 쉽고 동일하게 간격이 분리된 연속 이미지를 취한다. 방사상으로 더 간격분리되거나 보다 더 밀접하게 간격배치된 스캔은 푯(338)을 광학 판독기(346)에 의해 스캐닝할 수 있는 상이한 스케일을 가지는 다른 푯으로 대체함으로써 달성될 수 있다. 전술한 바와 같이, 이들 이미지는 전자장치 내의 메모리에 저장되거나 하우징(332) 내에 삽입된 별도의 비휘발성 메모리 카드에 저장될 수 있으며 예를 들어 노트북 컴퓨터와 같은 별도의 장치상의 별도의 위치에 보여진다. 이러한 섹터 형상 동적 이미징은 공간 제약 때문에 선형 이미징을 달성하기가 어려운 경우에 아주 바람직할 수 있다. 예를 들면 섹터 형상 동적 이미징은 경동맥 혈관을 이미징하는데 아주 적절할 수 있다.
- <83> 동적 이미징은 동일한 간격으로 기관의 길이를 따라 검사될 기관의 복수의 이미지를 만듦으로써 2차원 이미지를 갖는 3차원 공간에 접근하는 방법으로서 사용된다. 그 결과로 인한 이미지는 순차적으로 재생되고 선택된 위치에서 기관의 3차원 이미징을 제공한다. 캐논러(cannular) 및 탐침은 초음파 디스플레이된 이미지와 타깃을 정렬시킴으로써 적당한 깊이의 침투로 정확하게 가이드될 수 있다. 본 발명의 장치 및 방법은 긴급 치료를 위해 특히 유용하다. 또한, 조산술(obstetrics) 및 부인과학(gynecology), 연한 조직 생체검사, 혈관 액세스 및 심장학(cardiology)에 아주 유용할 수 있다.
- <84> 본 발명을 통합하는 다른 초음파 장치(351)가 도 11에 도시되어 있다. 이 초음파 장치(351)는 전술한 전자장치를 밀봉하는 전술한 타입의 포켓용 하우징(352)을 포함한다. 초음파 트랜스듀서는 하우징에 부착되는 탈착 가능한 스캔 헤드에 의해 운반되는 것보다는 케이블(356)에 의해 하우징에 접속된 탐침(353)에서 운반된다. 탐침(353)은 손바닥에서 고정하도록 된 크기 및 길이를 갖는 핸들(361)로 이루어진다. 핸들(361)에는 핸들의 길이 방향으로 활주 가능하게 장착된 슬라이더(362)가 제공되어 있으며 슬롯(364) 내로 노브(363)를 이동시킴으로써 핸들의 파지하는 손의 엄지손가락에 의해 액세스 가능하며 핸들(361)의 상부측 상에 제공된 가늘고 긴 슬롯(364)을 통해 연장하는 상방으로 연장하는 노브(363)가 제공되어 있다. 견고한 샤프트(366)는 슬라이더(362)에 고정되며 슬라이더(362)와 함께 활주 가능하게 이동되고 원추형 선단(368)이 제공되어 있는 탐침 헤드(367)를 운반한다. 트랜스듀서(도시하지 않음)는 탐침 헤드(367) 내에 제공되어 있으며 종래의 타입일 수 있다. 그것은 선형 트랜스듀서 또는 섹터 스캔 트랜스듀서일 수 있다.
- <85> 가요성 케이블(369)은 트랜스듀서로부터 연장하고 케이블(356) 내로 접속된다. 전술한 타입의 트리거 메커니즘(371)은 핸들(361)에 통합되어 있으며 도시한 바와 같이 하우징(352)의 전자장치에 도체(373)에 의해 접속된 광학 판독기(372)의 형태를 취할 수 있다. 광학 판독기는 슬라이더(362) 위에 놓이는 스케일(374)을 스캐닝하기 위해 제공되며 슬라이더(362) 위에 놓이는 복수의 길이방향으로 간격이 분리된 마크가 제공되어 있다. 그러므로 슬라이더가 노브(363)의 동작에 의해 이동되어 탐침 헤드(367)가 길이방향으로 이동되면, 이미지가 분리된 간격으로 얻어진다. 전술한 실시예에서와 같이, 이들 이미지는 노브(363)의 제어 하에서 슬라이더(362)의 이동

속도에 관계없이 원하는 간격으로 검사될 조직에 간격배치될 것이다. 전술한 실시예에서와 같이, 이들 이미지는 동적 이미지를 제공하기 위하여 재생될 수 있으며 비휘발성 메모리 카드의 제거에 의해 별도의 위치에서 검사될 수 있고 그것을 휴대용 컴퓨터에 사용할 수 있다. 도11에 제공된 초음파 장치(351)는 영양 도관(alimentary canal)의 일부를 검사하거나 전립선을 검사하는 것과 같이 비뇨기과에서 다른 다양한 응용분야뿐만 아니라 아울러 경직장(transrectal) 또는 경질(transvaginal) 이미징과 같이 여러 가지 의료 응용분야에 사용될 수 있다.

<86> 소형화되어 아주 콤팩트하고 비교적 동작이 간단한 초음파 장치가 제공되었음을 상기한 바와 같이 명백하다. 총 33번 미만 바람직하게는 단지 한 번의 트랜스듀서 여기로부터 프레임의 이미지를 형성하는데 사용된 모든 데이터를 수집함으로써 프레임을 형성하는 방법은 전력 소모를 크게 감소시킨다. 전술한 전자장치는 트랜스듀서 어레이의 고유 해상도에 대해 얻을 수 있는 가상 해상도를 증가시키는 것이 가능하다. 전술한 전자장치는 더 높거나 더 낮은 해상도 디스플레이 유닛에서 디스플레이를 위한 최적의 방식으로 처리될 사전처리된 데이터를 추출할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

<25> 도1은 어떤 부분이 절개되어 있는 탈착 가능한 스캔 헤드를 갖는 본 발명을 통합하는 소형화된 초음파 장치를 도시한 도면이다.

<26> 도2는 어레이를 가지는 초음파 트랜스듀서를 이용하며 도1에 도시된 장치의 일부를 형성하는 탈착 가능한 스캔 헤드를 도시한 도면이다.

<27> 도3은 위상 조정된 어레이를 통합하는 트랜스듀서를 가지는 도1에 도시된 장치에 사용하기 위한 다른 탈착 가능한 스캔 헤드를 도시한 도면이다.

<28> 도4는 도1에 도시된 장치에 이용되는 전자장치의 블록도이다.

<29> 도5는 본 발명 장치 및 방법의 초음파 이미지 구성에 사용되는 단계들을 도시하는 플로우차트이다.

<30> 도6은 니들이나 탐침을 유도하는데 사용되는 본 발명을 통합하는 초음파 장치의 다른 실시예를 도시한 도면이다.

<31> 도7은 메인 모듈 또는 기본 모듈 및 디스플레이 모듈이 제공되는 본 발명을 통합하는 초음파 장치를 도시한 도면이다.

<32> 도8은 클램셸(clam-shell) 방식으로 함께 결합된 도7에 도시된 메인 또는 기본 모듈 및 디스플레이 모듈을 도시하는 도면이다.

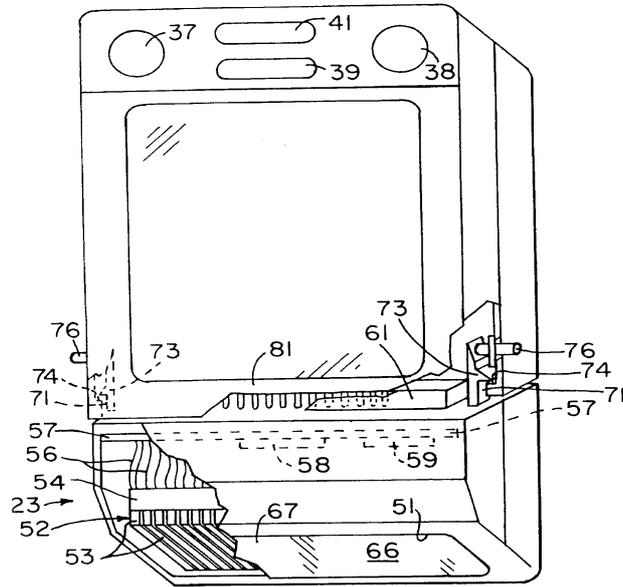
<33> 도9는 선형의 공간 이미징의 사용을 통합하는 본 발명의 초음파 장치의 다른 실시예를 도시한 도면이다.

<34> 도10은 섹터 스캐닝을 이용하는 동적 이미징을 얻기 위한 본 발명을 통합하는 초음파 장치를 도시한 도면이다.

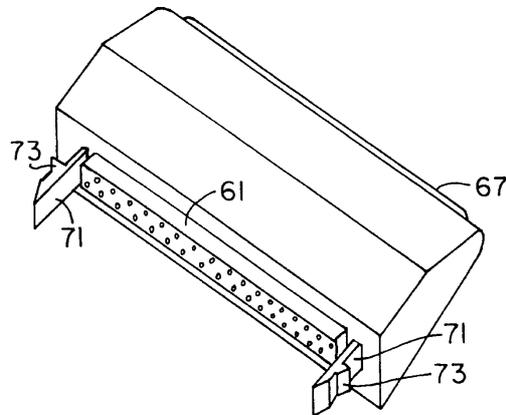
<35> 도11은 탐침을 포함하는 본 발명을 통합하는 초음파 장치의 다른 실시예를 도시한 도면이다.

도면

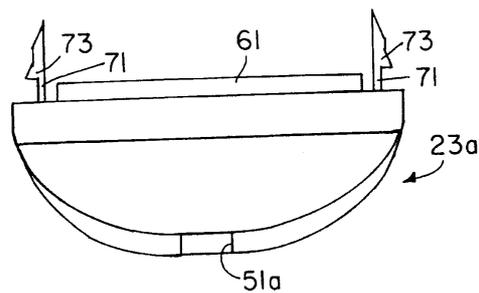
도면1



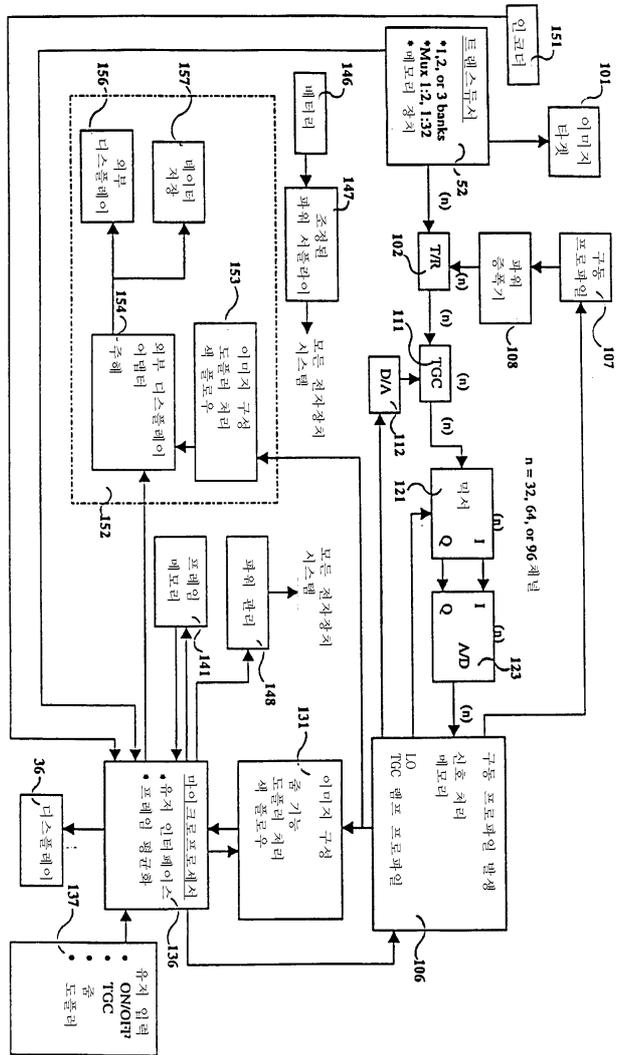
도면2



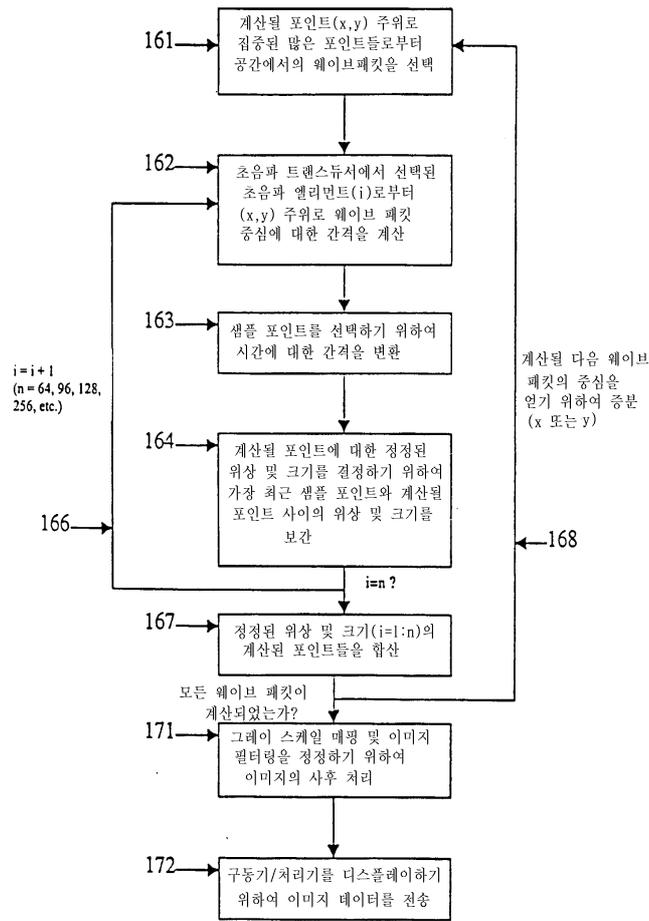
도면3



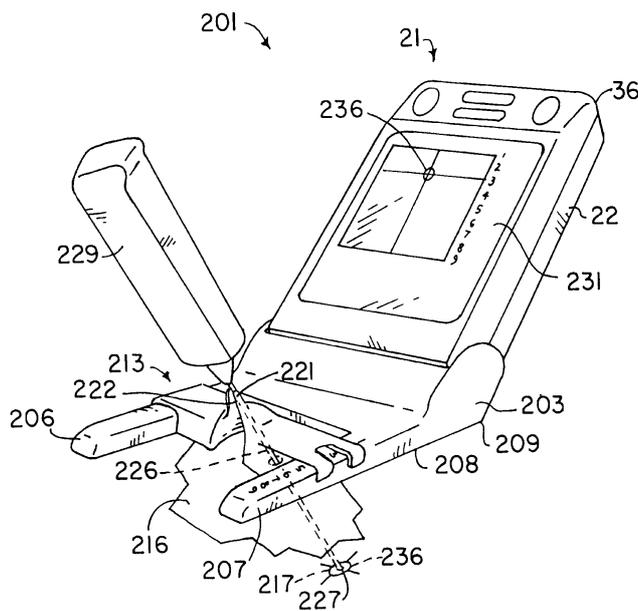
도면4



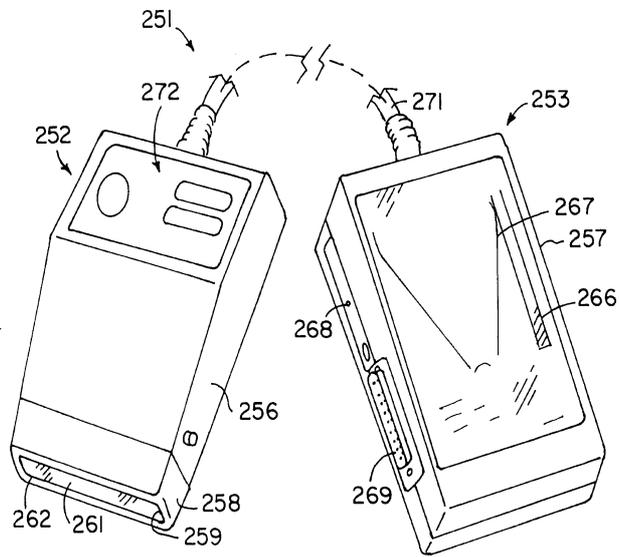
도면5



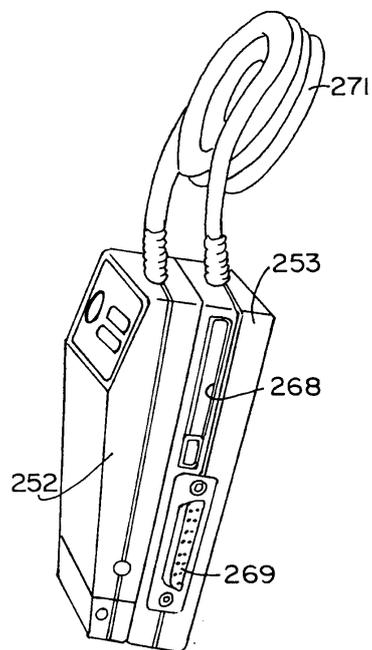
도면6



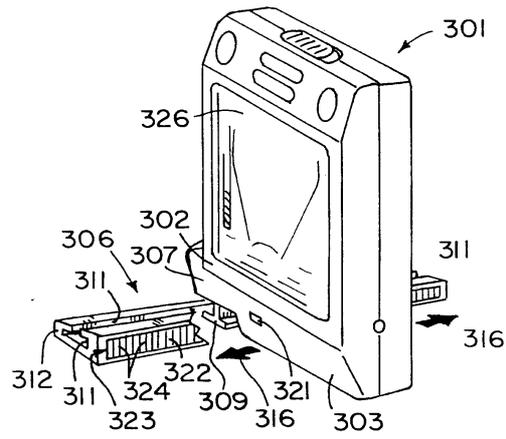
도면7



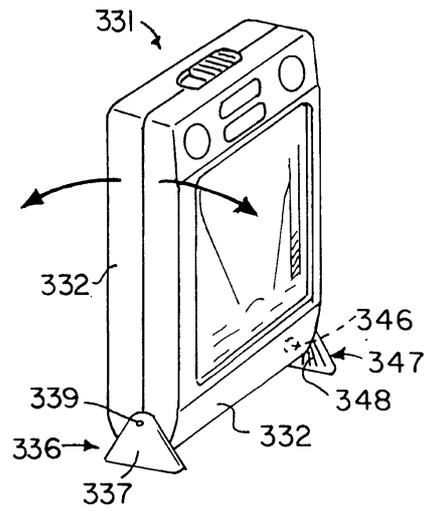
도면8



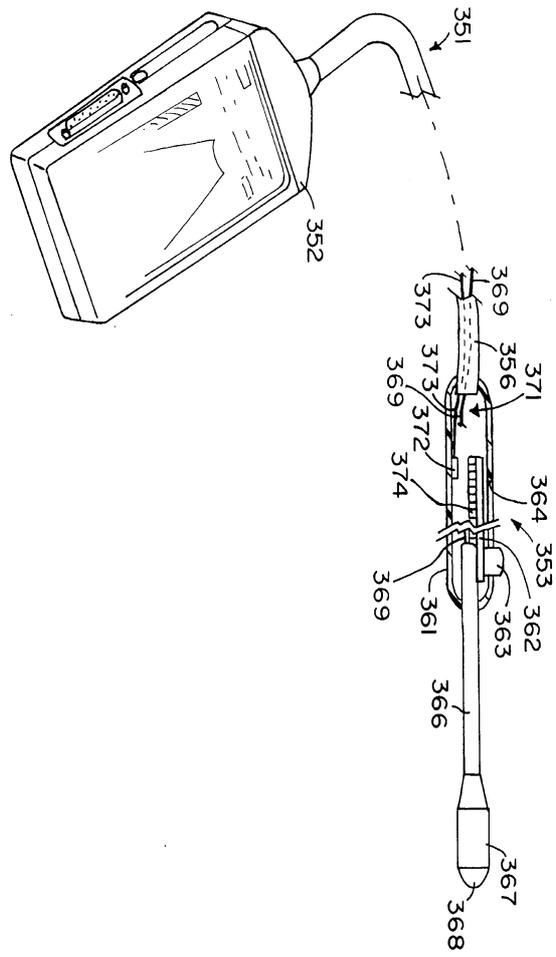
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	微型超声装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100850268B1</a>	公开(公告)日	2008-08-04
申请号	KR1020027002211	申请日	2000-08-16
[标]申请(专利权)人(译)	ZONARE医疗SYST		
申请(专利权)人(译)	约翰你医疗系统、激光炮的鼻子的		
当前申请(专利权)人(译)	约翰你医疗系统、激光炮的鼻子的		
[标]发明人	IMRAN MIR A 임란미르에이 MCLAUGHLIN GLEN W 맥러그린글렌더블유 LIPPS WILLIAM D 립스윌리암디 BRENNAN JAMES M 브렌난제임스엠		
发明人	임란,미르,에이. 맥러그린,글렌,더블유. 립스,윌리암,디. 브렌난,제임스,엠.		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/0833 A61B8/0866 A61B8/13 A61B8/4209 A61B8/4427 A61B8/4438 A61B8/4455 A61B8/462 A61B8/465 A61B8/467 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/56 G01S7/52034 G01S7/52079 G01S7/5208 G01S7/52082 G01S7/52084 G01S7/52096 G01S15/8979 G01S15/8981		
优先权	09/378175 1999-08-20 US		
其他公开文献	KR1020020043561A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于检查身体中待治疗部位的组织的超声波装置21包括具有观察部分21的壳体。超声换能器52包括布置在视口中的超声元件阵列53。电脉冲被提供给换能器以用于换能器激励，以将超声信号注入体内以从待治疗部位的组织的组织反射。换能器可以将从身体组织反射的超声信号转换成换能器成为电信号。提供电信号并数字化。从少于总共三十三个换能器偏移中收集数字化电信号，以形成用于待操纵的身体中的单个组织框架的一个图像。

