



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2009-0031269
(43) 공개일자 2009년03월25일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01) A61B 1/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0091851

(22) 출원일자 2008년09월19일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

JP-P-2007-00245785 2007년09월21일 일본(JP)

(71) 출원인

올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키키가이샤

일본국 도쿄도 시부야구 하타가야 2초메 43반 2고

(72) 발명자

히비 야스시

일본 도쿄도 시부야구 하타가야 2초메 43반 2고

올림푸스 메디칼 시스템즈 가부시키키가이샤 내

(74) 대리인

장수길, 성재동

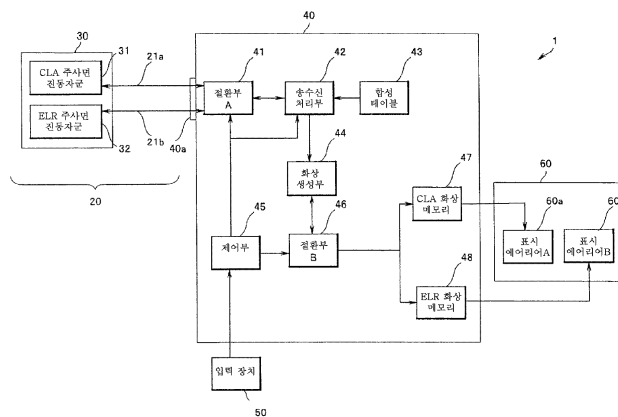
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 초음파 진단 장치

(57) 요약

초음파 진단 장치(1)는 프로브(20a)의 선단부에 설치되고, 동일한 곡률 반경을 갖는 원주 형상 또는 원호 형상으로 배열된 복수의 진동자로 구성된 복수의 진동자군(31, 32)과, 각 진동자군(31, 32)의 제어 데이터를 기억하는 공통의 음선 합성 테이블(43)을 갖는 장치 구성이 간단한 복수의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치이다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

프로브의 선단부에 설치되고, 동일한 곡률 반경을 갖는 원주 형상 또는 원호 형상으로 배열된 복수의 진동자로 구성된 복수의 진동자군과,

상기 각 진동자군의 제어 데이터를 기억하는 공통의 음선 합성 테이블을 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 복수의 초음파 화상을 동시에 표시 가능한 표시 화면을 갖는 표시부를 포함하고,

상기 표시부에 상기 복수의 진동자군에 의해 주사한 복수의 초음파 화상을 동시에 표시하는 초음파 진단 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 각 진동자군을 구성하는 상기 진동자의 배열 피치가 동일한 초음파 진단 장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 복수의 진동자군의 주사가, 미리 설정된 순서에 따라 주사하는 진동자군을 절환하는 초음파 진단 장치.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 복수의 진동자군의 주사가, 1음선 주사할 때마다 주사하는 진동자군을 절환하는 초음파 진단 장치.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 복수의 진동자군이 서로 직교하는 면내를 주사하는 초음파 진단 장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 3개 또는 5개의 진동자군을 이용하는 초음파 진단 장치.

청구항 8

가늘고 긴 프로브와,

상기 프로브의 선단부에 설치되고, 동일한 곡률 반경을 갖는 원주 형상으로 배열된 ELR 주사면 진동자와 원호 형상으로 배열된 CLA 주사면 진동자로 구성되고, 서로 직교하는 면내를 주사하는 ELR 주사면 진동자군 및 CLA 주사면 진동자군과,

상기 ELR 주사면 진동자군 및 상기 CLA 주사면 진동자군의 제어 데이터를 기억하는 공통의 음선 합성 테이블을 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 9

제8항에 있어서, 2개의 초음파 화상을 동시에 표시 가능한 표시 화면을 갖는 표시부를 포함하고,

상기 표시부에 상기 ELR 주사면 진동자군 및 상기 CLA 주사면 진동자군에 의해 주사한 2개의 초음파 화상을 동시에 표시하는 초음파 진단 장치.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 ELR 주사면 진동자군을 구성하는 ELR 주사면 진동자의 배열 피치와, 상기 CLA 주사면 진동자군을 구성하는 CLA 주사면 진동자의 배열 피치가 동일한 초음파 진단 장치.

청구항 11

제8항에 있어서, 상기 ELR 주사면 진동자군의 주사와, 상기 CLA 주사면 진동자군의 주사가 미리 설정된 순서에 따라, 주사하는 진동자군을 절환하는 초음파 진단 장치.

청구항 12

제8항에 있어서, 상기 ELR 주사면 진동자군의 주사와, 상기 CLA 주사면 진동자군의 주사가 1음선 주사할 때마다, 주사하는 진동자군을 절환하는 초음파 진단 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

기술분야

<1> 본 발명은, 초음파 진단 장치에 관한 것으로, 특히 프로브의 선단부에 복수의 진동자군을 갖는 초음파 내시경을 구비한 초음파 진단 장치에 관한 것이다.

배경 기술

<2> 최근, 생체 내에 초음파 내시경을 삽입하여, 그 광학상(像)으로부터 체내의 병변부를 발견하면 초음파를 조사하여, 그 반사파로부터 병변부의 초음파 단층상을 진단하는 방법이 널리 보급되고 있다. 또한, 천자 바늘을 이용하여 광학상·초음파 단층상 가이드 하에서 육안으로 확인하면서 천자하여 세포를 흡인하고, 흡인 세포에 의해 확정 진단을 행하는 방법도 실시되고 있다.

<3> 이 진단을 행할 경우에는 정확하게 조직을 채취할 필요가 있어, 채취의 방법으로서 초음파 화상의 B 모드 가이드 하에서 종양에 바늘을 찔러, 확실하게 종양을 채취해 오는 등의 방법이 있다. 이 경우, 체내와 같은 관강 내의 병변부를 진단하기 위해서는 처음에는 관강 내 전체를 주사 가능한 래디얼 주사가 적합하다. 시술자는 래디얼 주사용 체강 내 초음파 내시경을 사용하여 병변부의 진단을 행한다. 병변부의 위치를 확인한 후, 확정 진단을 행하기 위해서는 컨택스 주사용 체강 내 초음파 내시경으로 다시 병변부를 찾을 필요가 있어, 컨택스 주사용 체강 내 초음파 내시경을 다시 환자에게 삽입한다. 따라서, 환자는 체강 내 초음파 내시경을 2회 삼켜야 할 필요가 있으므로 환자에게 고통을 강요하게 된다.

<4> 이로 인해, 일본 특허 공개평8-56948호 공보 및 일본 특허 공개 제2004-135693호 공보에는 프로브에 래디얼 주사용의 진동자군과 컨택스 주사용의 진동자군을 주사 방향이 교차하도록 근접하여 배치한 바이플레인형 초음파 내시경이 개시되어 있다. 이 초음파 내시경에 의하면, 하나의 스코프로 상이한 방향의 단면상을 관찰할 수 있다.

<5> 또한, 일본 특허 공개 제2002-177278호 공보에는 3개의 진동자를 갖는 프로브를 이용하여 각 진동자가 송수신부를 공용하기 위해 사용하는 진동자를 절환하기 위한 진동자 절환 회로를 구비한 초음파 진단 장치가 개시되어 있다.

<6> 일본 특허 공개평8-56948호 공보 및 일본 특허 공개 제2004-135693호 공보에 개시된 2개의 진동자군을 이용한 바이플레인형 초음파 진단 장치는 각각의 진동자군에 맞춘, 각각의 음선 합성 테이블과 송수신부와 화상 생성부 등이 필요하게 되어, 장치 구성이 복잡하게 된다.

<7> 또한, 일본 특허 공개 제2002-177278호 공보에 개시된 초음파 진단 장치에는, 동일한 형상 및 구동 방식의 진동자군을 복수 갖는 프로브를 이용하여, 동일한 제어 장치 등을 절환하여 사용하는 것이 개시되어 있을 뿐이었다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

<8> 본 발명은, 장치 구성이 간단한 복수의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제 해결수단

<9> 상기 목적을 달성하기 위해, 본 발명의 초음파 진단 장치는 프로브의 선단부에 설치되고, 동일한 곡률 반경을 갖는 원주 형상 또는 원호 형상으로 배열된 복수의 진동자로 구성된 복수의 진동자군과, 각 진동자군의 제어 데

이터를 기억하는 공통의 음선 합성 테이블을 갖는다.

효 과

<10> 본 발명에 따르면, 장치 구성이 간단한 복수의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치를 제공할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<11> 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 실시 형태에 대하여 설명한다.

<12> 도1은 본 발명의 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치(1)의 구성도이다. 본 실시 형태의 초음파 진단 장치(1)는, 초음파 내시경(20)과, 제어 장치(40)와, 제어 장치(40)에 접속되어, 제어 장치(40)를 조작하는 입력 장치(50)와, 동일하게 제어 장치(40)와 접속되어, 제어 장치(40)에서 얻어지는 영상 신호를 투영하는 표시 장치(60)를 구비한다.

<13> 초음파 내시경(20)은 체강 내 등에 삽입되어, 관찰 대상 부위를 향하여 초음파 빔을 송파하여, 관찰 대상 부위의 음향 임피던스의 경계로부터 반사되는 반사파를 수파하여 에코 신호를 얻는다. 제어 장치(40)는, 초음파 내시경(20)과 커넥터(40a)를 통하여 케이블(21a 및 21b)로 접속되어, 초음파 내시경(20)의 송수신을 제어하는 동시에, 얻어진 에코 신호를 표시 가능한 영상 신호로 변환한다.

<14> 초음파 내시경(20)은, 체강 내 등에 삽입되는 가늘고 긴 프로브와, 이 프로브의 선단부에 설치되고, 초음파 빔을 송수파하는 진동자군(30), 즉 2개의 진동자군, CLA(Curved Linear Array) 주사면 진동자군(31)과 ELR(Electrical Radial) 주사면 진동자군(32)을 갖는다.

<15> 제어 장치(40)는, 진동자군(31과 32) 중 어느 하나를 선택하여 절환하는 절환부(41)와, 절환부(41)에서 선택된 진동자군(31 또는 32)의 구동 및 에코 신호의 검파 등을 행하는 송수신 처리부(42)와, 이 송수신 처리부(42)에서 얻어진 데이터로부터 표시 화상 데이터를 생성하는 화상 생성부(44)와, 선택된 진동자군(31과 32)의 어느 한 화상을 각각의 화상 메모리인 CLA 화상 메모리(47) 또는 ELR 화상 메모리(48)에 기억하는 절환부B(46), 그리고 초음파 진단 장치 전반의 제어도 행하는 제어부(45)를 구비한다.

<16> 표시 장치(60)는 2개의 표시 에어리어를 갖고, CLA 화상 메모리(47)에 기억된 CLA 화상은 표시 에어리어A(60a)에, ELR 화상 메모리(48)에 기억된 ELR 화상은 표시 에어리어B(60b)에 표시된다.

<17> 또한, 제어 장치(40)는 합성 테이블(43)을 구비한다. 송수신 처리부(42)는 합성 테이블(43)에 기억된 제어 데이터에 따라, 진동자군을 구성하는 각 진동자 엘리먼트(이하, 진동자라고 한다)로 송신하는 구동 신호에 시간차를 부여한다. 그 결과, 구동 신호의 시간차에 따른 위상차를 갖는 초음파가 각각의 진동자로부터 발신된다. 발신된 위상차를 갖는 초음파의 파면 합성에 의해, 소정 방위의 음선을 따른 1개의 초음파 음선이 합성된다. 그리고, 발신된 초음파가 반사되어 되돌아온 에코 신호에 대해서도, 초음파를 송신한 각 진동자가 수신되어, 역시 합성 테이블(43)에 기억된 제어 데이터에 따라, 송수신 처리부(42)에서 1프레임의 신호에 합성되어, 화상 생성용의 프레임 데이터가 된다.

<18> 도2는 초음파 내시경(20)의 프로브(20a) 선단부의 사시도이다. CLA 주사면 진동자군(31)은 CLA 주사면(31A)으로 나타낸 바와 같이 프로브축에 평행한 면내를 부채형으로 주사한다. 즉, CLA 주사면 진동자군(31)을 구성하는 각 진동자(31a)는 원호 형상으로 배열되어 있다. 한편, ELR 주사면 진동자군(32)은, ELR 주사면(32A)로 나타낸 바와 같이 프로브축에 수직한 면내를 원형으로 주사한다. 즉, ELR 주사면 진동자군(32)을 구성하는 각 진동자(32a)는 원주 형상으로 배열되어 있다. 또한, 예를 들어 세포 시료를 채취하기 위한 생검 바늘(22)은 CLA 주사면(31A)을 따라 천자된다.

<19> 도3a는 본 실시 형태의 프로브(20a) 선단부의 정면도이며, 도3b는 측면도이다. 도3a 및 도3b에 도시한 바와 같이 CLA 주사면(31A)과 ELR 주사면(32A)은 서로 직교하고 있다. 또한, CLA 주사면(31A)과 ELR 주사면(32A)은 각 진동자의 폭(w1 및 w2)에 상당하는 깊이를 갖고 있다.

<20> 도4a에 본 실시 형태에 관한 ELR 주사면 진동자군(32)의 음선을 도시하는 단면도를, 도4b에 CLA 주사면 진동자군(31)의 음선을 도시하는 단면도를 도시한다. ELR 주사면 진동자군(32)은 k_{ELR}개의 각 진동자(32a)가 원주 형상으로 배열되어 있으며, M 번째의 진동자를 32a(M)으로 하고 진동자[32a(M)]를 중심으로 발신하는 음선을 32L(M)으로 나타내고 있다. 마찬가지로, CLA 주사면 진동자군(31)은 k_{CLA}개의 각 진동자(31a)가 원호 형상으로 배열되어 있으며, N 번째의 진동자를 31a(N)으로 하고 진동자[31a(N)]를 중심으로 발신하는 음선을 31L(N)로 나

타내고 있다.

- <21> 그리고, 본 실시 형태에서, CLA 주사면 진동자군(31)의 곡률 반경(r_1)과 ELR 주사면 진동자군(32)의 곡률 반경(r_2)은 동일하다.
- <22> 이로 인해, CLA 주사면 진동자군(31)과 ELR 주사면 진동자군(32)은, 각 진동자의 초음파의 상대적 발신 방향이 동일하게 된다. 즉, 임의의 진동자의 초음파 발신 방향과, 그 진동자와 인접하는 진동자의 초음파 발신 방향의 관계가 일정하다.
- <23> 또한, 본 실시 형태에서, CLA 주사면 진동자군(31)의 각 진동자(31a)의 배열 피치(θ_{p1})와 ELR 주사면 진동자군(32)의 각 진동자(32a)의 배열 피치(θ_{p2})는 동일하다.
- <24> 도5a는 본 실시 형태에 관한 ELR 주사면 진동자군(32)의 음선 합성을 도시하는 단면도이며, 도5b는 CLA 주사면 진동자군(31)의 음선 합성을 도시하는 단면도이다. 여기에서는, 진동자의 초음파의 송수신은 도5a 및 도5b에 도시하는 R의 방향으로 순차적으로 이동하면서 행해지는 것으로 한다.
- <25> 배열된 복수의 진동자 중, 일부의 인접하는 복수의 진동자에 각각 조정된 지연량을 갖는 고전압 펄스를 인가하여, 고전압 펄스의 인가의 타이밍의 편차에 의해 이들 복수의 진동자로부터 조정된 위상을 갖는 버스트파의 초음파가 각각 송신되어, 그들 위상이 상이한 초음파거리의 겹쳐짐에 의해 1개의 음선이 형성된다. 이와 같이, 음선 형성에는 다수의 진동자를 개별적으로 사용하는 것이 아니라, 순서대로 공동으로 이용한다.
- <26> 예를 들어, J번째의 진동자 발신 시에, 인접하는 (J-1)번째의 진동자는 J번째 진동자보다 조금 빠르고 약한 발신을 행하고, (J+1) 번째의 진동자는 J번째 진동자보다 조금 느리고 약한 발신을 행하는 제어가 행해진다. 이 제어를 위한 데이터가 음선 합성용 데이터로서, 음선 합성 테이블에 기억되어 있다.
- <27> 도5a에서는, 진동자[32a(M-1)]로부터의 음선[32L(M-1)]과, 32a(M+1)로부터의 음선[32L(M+1)]이, 32a(M)로부터의 음선과 합성되어 포커스점이 Q인 1개의 음선[32L(M)]이 형성되어 있다. 마찬가지로, 도5b에서는 진동자[31a(N-1)]로부터의 음선[31L(N-1)]과, 31a(N+1)로부터의 음선[31L(N+1)]이 31a(N)로부터의 음선과 합성되어 포커스 점이 Q인 1개의 음선[31L(N)]이 형성되어 있다.
- <28> 그리고, 피검체(도시되지 않음) 내부로 송신된 초음파는, 피검체 내부의 각 점에서 반사되면서 피검체 내부를 진행하고, 피검체 내부의 각 점에서 반사된 초음파는 배열된 일부의 복수의 인접하는 진동자로 수신되어 수신 신호로 변환된다. 그들 수신 신호는 각각 조정된 지연량만큼 상대적으로 지연되어 서로 가산되고, 이에 의해 음선을 따라 피검체 내로 연장되는 수신 음선을 나타내는 프레임 신호가 형성된다. 즉, 도5a 및 도5b에서는 초음파의 반사파의 수신 시에는 3개의 인접하는 진동자가 수신한 수신 신호를 합성하여 1개의 프레임 신호를 얻을 수 있다.
- <29> 그리고, 송수신을 행하는 진동자를 순차적으로 R 방향으로 이동시키면서 주사함으로써, 주사면을 따른 초음파 화상을 얻을 수 있다.
- <30> 도6에 본 실시 형태의 표시 장치(60)에 표시되는 초음파 화상의 표시예를 도시한다. 도6에서는 표시 화면(60)에는 ELR 주사면 진동자군(32)이 주사한 초음파 화상(60a)과, CLA 주사면 진동자군(31)이 주사한 초음파 화상(60b)이 동시에 표시된다. 이 때문에 시술자는, 양 쪽의 화상에 기초하여 진단할 수 있다. 또한, 표시 화면(60)에는 진단 장치의 진단 조건 등이 표시되는 영역(60c)이 있어도 된다.
- <31> 도7 및 도8은 본 실시 형태의 진동자군을 구성하는 각 진동자의 주사 수순을 도시하는 흐름도이다. 도7 및 도8은 k_{CLA} 개의 진동자(31a)로 구성된 CLA 주사면 진동자군(31)과, k_{ELR} 개의 진동자(32a)로 구성된 ELR 주사면 진동자군(32)을 갖는 초음파 진단 장치의 예이다.
- <32> 도7에 도시하는 주사 수순으로는 k_{CLA} 개의 모든 CLA 주사면 진동자(31a)에 의한 CLA 주사면 전체면의 주사 및 표시가 완료된 후에 k_{ELR} 개의 모든 ELR 주사면 진동자(32a)에 의한 ELR 주사면 전체면의 주사 및 표시를 행한다. 그리고, CLA 주사면 전체면의 주사 및 표시와 ELR 주사면 전체면의 주사 및 표시를 반복한다.
- <33> 즉, 주사가 스타트되면, 최초로 CLA면 주사 진동자(31a) 중에서 주사하는 진동자를 선택하는 설정값(N)을 초기화한다(S1). 그리고, 인접하는 3개의 진동자[31a(N-1), 31a(N) 및 31a(N+1)]의 송수신 동작을 행하여, 1프레임의 화상을 표시 장치에 표시한다(S2). 이 송수신 동작 시의 제어에 음선 합성 테이블(43)에 기억된 제어 데이터를 이용한다.

- <34> 다음에, 동일한 CLA 주사 진동자군(31)을 이용하여, 다음 프레임 화상을 얻기 위해 설정값(N)에 1을 가산한다(S4). 그리고, 다음 CLA 주사면 주사 진동자(31a)에 의한 주사를 행한다. 진동자군(31)의 단부의 진동자[31a(k_{CLA}-1)]까지의 처리가 완료된 시점(S3), 즉 CLA 주사면 전체면의 주사가 완료된 시점에서 ELR 주사면의 주사를 개시한다.
- <35> ELR 주사면의 주사에서도, 최초로 ELR면 진동자(32a) 중에서 주사하는 진동자를 선택하는 설정값(M)을 초기화한다(S5). 그리고, 인접하는 3개의 진동자[32a(M-1), 32a(M) 및 32a(M+1)]의 송수신 동작을 행하여, 1프레임의 화상을 표시 장치에 표시한다(S6). 이 송수신 동작 시의 제어에도 CLA 주사면의 주사 시와 동일한 음선 합성 테이블(43)에 기억된 제어 데이터를 이용한다.
- <36> 다음에, 동일한 ELR 주사 진동자군(32)을 이용하여, 다음 프레임 화상을 얻기 위해, 설정값(M)에 1을 가산한다(S8). 그리고, 다음 ELR면 주사 진동자(32a)에 의한 주사를 행한다. 진동자군(32)의 단부의 32a(k_{ELR})까지의 처리가 완료된 시점(S7), 즉 ELR 주사면 전체면의 주사가 완료된 시점에서 시술자로부터의 엔드 지시가 없으면(S9), 다시 CLA 주사면의 주사를 개시한다. 그리고, S1로부터의 동작을 반복한다.
- <37> 이에 대하여 도8에 도시하는 진동자군의 주사 수순으로는 k_{CLA}개의 CLA 주사면 진동자(31a) 중 31a(N-1), 31a(N) 및 31a(N+1)의 3개의 진동자를 이용하여, 음선[31L(N)]의 주사 및 표시 후에 k_{ELR}개의 ELR 주사면 진동자(32a) 중 32a(M-1), 32a(M) 및 32a(M+1)의 3개의 진동자를 이용하여, 음선[32L(M)]의 주사 및 표시를 한다. 그리고, 또한 순서대로 음선[31L(N+1)]의 주사 및 표시, 음선[32L(M+1)]의 주사 및 표시를 한다.
- <38> 즉, 주사가 스타트되면, 최초로 주사하는 진동자를 선택하는 설정값(N 및 M)을 초기화한다(S11). 그리고, CLA 주사 진동자군(31)의 인접하는 3개의 진동자[31a(N-1), 31a(N) 및 31a(N+1)]의 송수신 동작을 행하여, 1프레임의 화상을 표시 장치에 표시한다(S12). 이 송수신 동작 시의 제어에 음선 합성 테이블(43)에 기억된 제어 데이터를 이용한다. 주사 및 표시된 진동자(31a)가 CLA 진동자군(31)의 단부의 진동자[31a(k_{CLA}-1)]가 아니면(S13) 설정값(N)에 1을 가산하고(S15), 진동자[31a(k_{CLA}-1)]인 경우에는(S13) N을 초기화하여(S14), 다음의 주사 및 표시에 구비한다.
- <39> 다음에, ELR 주사 진동자군(32)의 인접하는 3개의 진동자[32a(M-1), 32a(M) 및 32a(M+1)]의 송수신 동작을 행하여, 1프레임의 화상을 표시 장치에 표시한다(S16). 이 송수신 동작 시의 제어에도 CLA 주사면의 주사일 때와 동일한 음선 합성 테이블(43)에 기억된 제어 데이터가 이용된다. 주사 및 표시된 진동자(32a)가 ELR 진동자군(32)의 단부의 진동자[32a(k_{ELR})]가 아니면(S17), 설정값(M)에 1을 가산하고(S19), 진동자[31a(k_{ELR})]인 경우에는(S17), M을 초기화하여(S18), 다음의 주사 및 표시에 구비한다. 그리고, 시술자로부터의 엔드 지시가 있을 때까지(S20), S12부터의 동작을 반복한다.
- <40> 도8의 흐름도에 도시하는 주사 수순에서는 CLA 주사면 진동자군(31) 또는 ELR 주사면 진동자군(32)에 의한, 각 1개의 프레임 신호마다 표시 장치(60)에 새로운 프레임 표시가 행해진다. 즉, 도8의 흐름도에 도시하는 주사 수순을 이용한 초음파 진단 장치는 복수의 진동자군의 주사가 1음선 주사할 때마다 주사하는 진동자군을 전환한다. 이로 인해, 도7에 도시하는 주사 수순을 이용한 초음파 진단 장치에 비하여, CLA 주사면 표시(60b)와 ELR 주사면 표시(60a) 사이의 시간적인 편차가 없어져, 시술자에게 보다 리얼타임의 화상이 표시 가능하다.
- <41> 또한, CLA 주사면 진동자군(31)의 일단부의 진동자[31a(1)]는 음선[31L(2)]의 합성에 사용되기만 할 뿐으로 음선[31L(1)]은 발신되지 않는다. 마찬가지로, CLA 주사면 진동자군(31)의 타단부의 진동자[31a(k_{CLA})]는 음선[31L(k_{CLA}-1)]의 합성에 사용되기만 할 뿐으로 음선[31L(k_{CLA})]은 발신되지 않는다. 이에 대하여 ELR 주사면 진동자군(31)의 음선[32L(1)]은 진동자[32a(k_{ELR})]와, 32a(1)와, 32a(2)의 3개의 진동자에 의해 합성되며, 마찬가지로 음선[32L(k_{ELR})]은, 진동자[32a(k_{ELR}-1)]와, 32a(k_{ELR})와, 32a(1)의 3개의 진동자에 의해 합성된다.
- <42> 이로 인해, 도7 및 도8의 흐름도에서, CLA 주사 시의 설정값(N)의 초기값은 2이며, CLA 주사 진동자군(31)의 단부의 음선을 발신하는 진동자(31)는 진동자[31a(k_{CLA}-1)]이었던 것에 대해서, ELR 주사 시의 설정값(M)의 초기값은 1이며, ELR 주사 진동자군(31)의 최후의 진동자(32)는 진동자[32a(k_{ELR})]로 되어 있다.
- <43> 상기한 바와 같이 복수의 진동자의 협조 동작에 의해, 1개의 음선 및 1개의 프레임 데이터를 얻기 위해서는 송수신을 위한 구동 제어 데이터 및 수신한 데이터를 처리하는 파라미터 등의 제어 데이터를 사전에 구하여, 음선

합성 테이블에 기억해 두어야 한다. 이 음선 합성 테이블을 복수의 진동자군에서 공용으로 사용하기 위해서는, 각 진동자의 음선 방향, 즉 상대적인 초음파의 발진 방향이 각 진동자군간에서 일치하는 것이 필요한데, 바꿔 말하면 음선 합성 테이블을 공용하는 진동자군의 곡률 반경이 동일해야 한다. 이와 같은 특수한 조합의 진동자군이 아니면, 공통의 음선 합성 테이블을 사용하고, 절환부에 의해 진동자군을 절환하여 공용으로 사용할 수는 없다.

- <44> 또한, 공용하는 진동자군의 개개의 진동자의 배치 간격, 즉 피치(Θp_1)와 피치(Θp_2)도 일치하는 것이 바람직하다.
- <45> 또한, 상기한 실시 형태에서는 인접하는 3개의 진동자에 의해 1개의 음선을 합성하는 예를 나타냈으나, 3개를 초과하는 개수의 진동자에 의해 1개의 음선을 합성해도 된다. 또한, 의사 음선을 사용하는 제어를 행함으로써, CLA 진동자군의 양 단부의 진동자로부터 음선을 발신하는 것뿐만 아니라, 피치(Θp)가 상이한 진동자군이어도 공통의 음선 합성 테이블을 사용하는 것도 가능하다.
- <46> 상기한 실시 형태에서는, 래디얼형 진동자군과 컨벡스형 진동자군을, 각각 1개, 즉 2개의 진동자군을 이용한 예로 설명했으나, 3 이상의 복수의 진동자군을 절환하여 사용하는 것도 가능하다. 도9a 내지 도9c, 도10a 내지 도10c 및 도11a 내지 도11c는 서로 직교하는 면내를 주사하는 복수의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면이고, 각각 도9a, 도10a 및 도11a는 스코프 길이 방향에 대하여 수직 방향으로부터 관찰한 정면도이고, 도9b, 도10b 및 도11b는 스코프 길이 방향에 대하여 상면으로부터 관찰한 상면도이고, 도9c, 도10c 및 도11c는 스코프 길이 방향에 대하여 측면으로부터 관찰한 측면도이다.
- <47> 도9a 내지 도9c는 상기 실시 형태와 동일한 래디얼형 진동자군과 컨벡스형 진동자군을 각각 1개, 즉 2개의 진동자군을 이용하여 2개의 면(A1 및 A2)을 주사하는 예이다. 이에 대하여 도10a 내지 도10c는 래디얼형 진동자군 1개와 컨벡스형 진동자군을 2개, 즉 3개의 진동자군을 이용하여, 3개의 면(A1, A2 및 A3)을 주사하는 예이며, 도11a 내지 도11c는 래디얼형 진동자군 1개와 컨벡스형 진동자군을 4개, 즉 5개의 진동자군을 이용하여, 5개의 면(A1, A2, A3, A4 및 A5)을 주사하는 예를 나타내고 있다. 또한, 진동자군의 수가 3이상인 실시 형태에서도 기본적인 구성은 진동자군의 수가 2인 경우의 실시 형태와 동일하다.
- <48> 복수의 전자식 주사 방식의 진동자군을 이용한 초음파 진단 장치에 있어서, 동일한 곡률 반경을 갖는 원주 또는 원호 형상으로 배열된 복수의 진동자로 구성된 진동자군을 갖는 프로브를 이용함으로써, 음선 합성 테이블을 공용하고, 이 1조의 송수신부, 화상 생성부 등을 절환하면서 사용 가능한 초음파 진단 장치에 대하여 서술해 왔다.
- <49> 그러나, 본 발명의 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치는, 송수신부 및 화상 생성부 등을 복수조 구비함으로써, 1조의 송수신부 또는 화상 생성부 등이 고장난 경우에는 고장나지 않은 다른 송수신부 및 화상 생성부 등으로 절환함으로써, 계속사용이 가능해진다는 이점도 갖고 있다. 특히, 3이상의 진동자군을 이용할 경우에는 1조의 송수신부, 화상 생성부 등을 공용하면 처리 속도가 느려지는 경우도 있어, 복수조의 송수신부, 화상 생성부 등을 구비하는 것이 바람직하다.
- <50> 다음에, 본 발명의 다른 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치에 대하여 설명한다. 본 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치에 있어서는, 복수의 진동자군의 주사가 미리 설정된 순서에 따라 주사하는 진동자군을 절환한다. 즉, 이미 설명한 초음파 진단 장치에서는, 예를 들어 도7의 진동자군을 구성하는 각 진동자의 주사의 흐름도에 도시한 주사 수순에서는 CLA 주사면 전체면의 주사가 완료된 시점에서 ELR 주사면의 주사를 개시하고, ELR 주사면 전체면의 주사가 완료된 시점에서 CLA 주사면의 주사를 개시한다. 즉, 각 진동자군의 주사면 전체면의 주사가 완료된 시점에서 주사하는 진동자군을 절환하였다. 또한, 이미 설명한 초음파 진단 장치에서는, 예를 들어 도8의 진동자군을 구성하는 각 진동자의 주사의 흐름도에 도시한 주사 수순에서는 CLA 주사면 진동자군(31) 또는 ELR 주사면 진동자군(32)에 의한 각 1개의 프레임 신호마다 주사하는 진동자군을 절환하였다.
- <51> 이에 대하여 본 발명의 다른 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치에서는, 미리 설정된 순서에 따라 주사하는 진동자군을 절환한다. 또한, 표시 장치(60)에 표시하는 주사 화상은 주사한 진동자군의 화상뿐이어도 된다.
- <52> 이하, 도12를 이용하여, 본 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치의 처리의 흐름을 설명한다. 도12는 본 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치의 처리의 흐름을 설명하기 위한 흐름도이다.
- <53> 본 실시 형태의 초음파 진단 장치에서는, 제어 장치(40)에 초음파 내시경(20)이 접속되면, 제어 장치(40)는 접속된 초음파 내시경(20)이 복수의 진동자군을 갖는 내시경 프로브, 예를 들어 바이플레인 프로브인지를 판단한다(스텝 S31). 접속된 프로브가, 통상의 탐촉자, 즉 1의 진동자군만 갖는 프로브인 경우에는 스텝 S31에서 "아

니오"라고 판단되어, 이하 스텝 S32부터의 처리가 순서대로 행해진다.

- <54> 이에 대하여 스텝 S31에서 "예"라고 판단된 경우에는, 접속된 프로브의 상세한 종별이 또한 판정된다(스텝 S38). 그리고, 접속된 프로브로 주사 가능한 모드, 예를 들어 래디얼 모드, 컨택스 모드 혹은 리니어 모드 등이 판별된다(스텝 S39).
- <55> 그리고, 스텝 S40에서 주사 모드, 즉 복수의 진동자군 중에서 주사하는 진동자군을 미리 설정하기 위한 선택 화면을 표시 장치(70) 상 등에 표시한다. 또한, 선택 화면에서는, 주사하는 진동자군, 주사 순서, 주사 절환 타이밍(시간) 등의 설정이 가능하다. 이 선택 화면으로부터의 시술자의 주사 모드 설정 지시에 의해 제어 회로(40)는 미리 설정된 순서 등에 따라 주사하는 진동자군을 절환한다.
- <56> 또한, 스텝 S40에서 복수의 진동자군 중에서 1의 진동자군만이 선택된 경우에는 스텝 S41에서 "예"라고 판단되어, 이하 스텝 S42부터의 처리가 순서대로 행해진다.
- <57> 이에 대하여 스텝 S41에서 "아니오"라고 판단된 경우에는, 스텝 S40에서 미리 설정된 순서 등에 따라 주사하는 진동자군을 절환하기 위한 콤비네이션이 설정되고(스텝 S47), 최초로 주사하는 1의 진동자군의 송수신 제어 장치(40)에 의해 설정된다(스텝 S48). 그리고, 최초로 주사하는 1의 진동자군의 송수신 데이터 취득과 화상 생성이 행해진다(스텝 S49). 다음에, 제어 장치(40)는, 다음에 주사하도록 설정되어 있는 1의 진동자군의 송수신 제어 설정(스텝 S50) 및 송수신 데이터 취득과 화상 생성(스텝 S51)을 행하여, 화상 표시(스텝 S45)한다.
- <58> 그리고, 임의의 주사에 있어서도, 시술자로부터의 주사 종료 지시 등이 있을 때까지 계속해서 주사가 행해진다.
- <59> 본 실시 형태의 초음파 진단 장치에 있어서는, 시술자가 희망하는 바대로 복수의 진동자군의 주사 절환을 미리 설정할 수 있다. 이 때문에, 본 실시 형태의 초음파 진단 장치는, 전술한 본 발명에 관한 초음파 진단 장치가 갖는 효과 외에 조작성도 우수하다.
- <60> 본 발명은, 상술한 실시 형태에 한정되는 것은 아니며, 본 발명의 요지를 바꾸지 않는 범위에서 다양한 변경, 개변 등이 가능하다.

도면의 간단한 설명

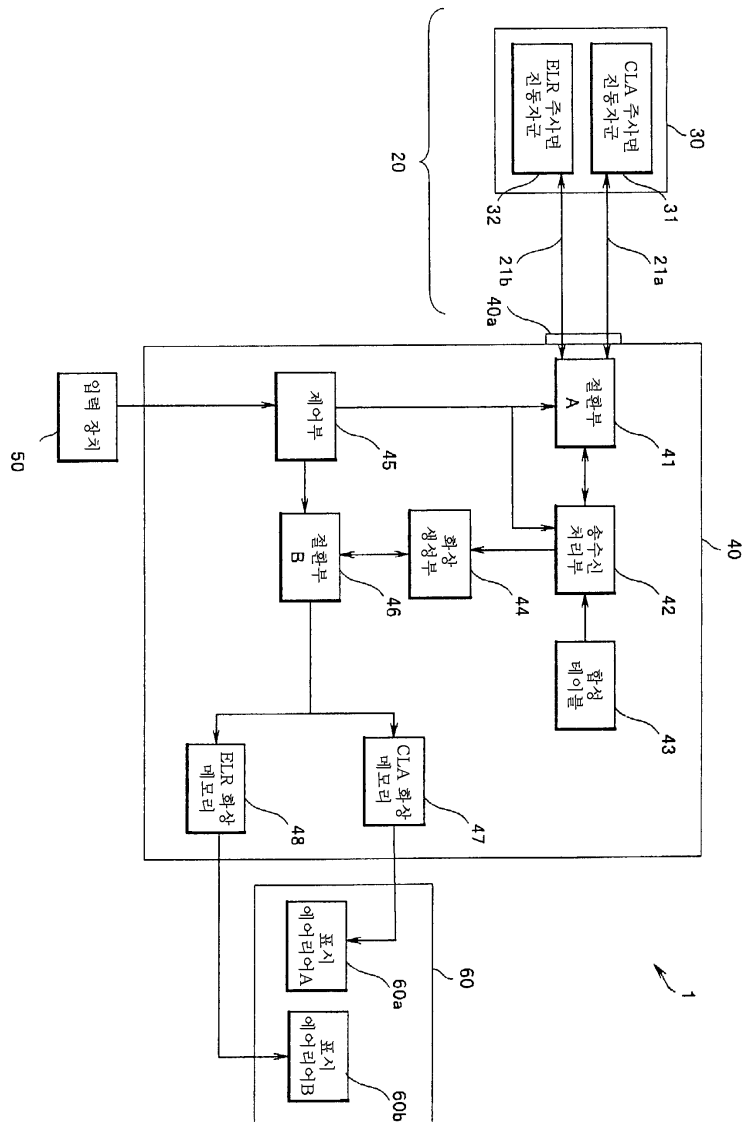
- <61> 도1은 본 발명의 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치의 구성도.
- <62> 도2는 본 발명의 실시 형태에 관한 프로브 선단부의 사시도.
- <63> 도3a는 본 발명의 실시 형태에 관한 프로브 선단부의 정면도.
- <64> 도3b는 본 발명의 실시 형태에 관한 프로브 선단부의 측면도.
- <65> 도4a는 본 발명의 실시 형태에 관한 ELR 주사면 진동자군의 음선을 도시하는 단면도.
- <66> 도4b는 본 발명의 실시 형태에 관한 CLA 주사면 진동자군의 음선을 도시하는 단면도.
- <67> 도5a는 본 발명의 실시 형태에 관한 ELR 주사면 진동자군의 음선 합성을 도시하는 단면도.
- <68> 도5b는 본 발명의 실시 형태에 관한 CLA 주사면 진동자군의 음선 합성을 도시하는 단면도.
- <69> 도6은 본 발명의 실시 형태에 관한 표시 장치에 표시되는 초음파 화상의 표시예.
- <70> 도7은 본 발명의 실시 형태에 관한 진동자군을 구성하는 각 진동자의 주사의 흐름도.
- <71> 도8은 본 발명의 실시 형태에 관한 진동자군을 구성하는 각 진동자의 주사의 흐름도.
- <72> 도9a는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 2개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <73> 도9b는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 2개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <74> 도9c는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 2개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <75> 도10a는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 3개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치

에서의 주사면을 도시한 도면.

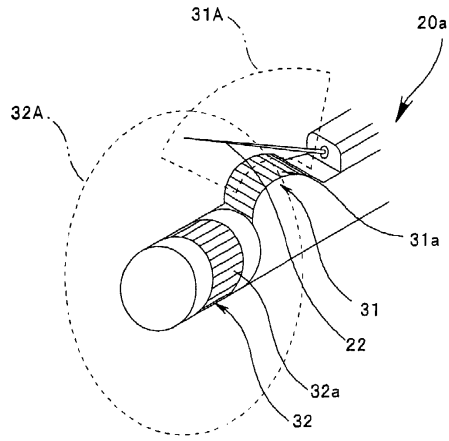
- <76> 도10b는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 3개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <77> 도10c는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 3개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <78> 도11a는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 5개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <79> 도11b는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 5개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <80> 도11c는 본 발명의 실시 형태에 관한 서로 직교하는 면내를 주사하는 5개의 진동자군을 갖는 초음파 진단 장치에서의 주사면을 도시한 도면.
- <81> 도12는 본 발명의 실시 형태에 관한 초음파 진단 장치의 처리의 흐름을 설명하기 위한 흐름도.
- <82> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>
- <83> 1 : 초음파 진단 장치
- <84> 20 : 초음파 내시경
- <85> 40 : 제어 장치
- <86> 50 : 입력 장치

도면

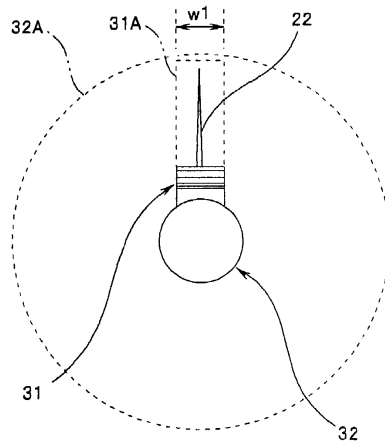
도면1



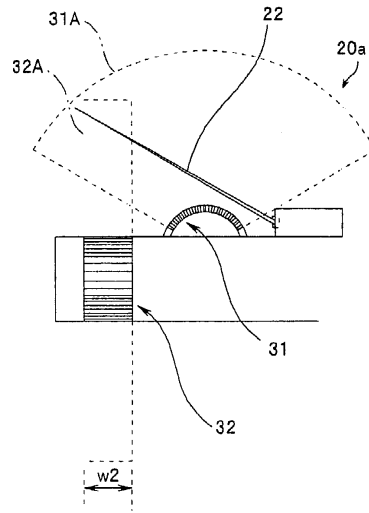
도면2



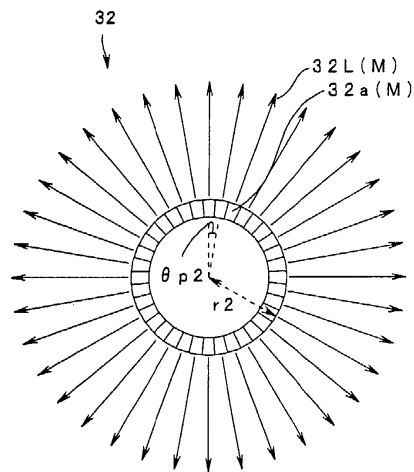
도면3a



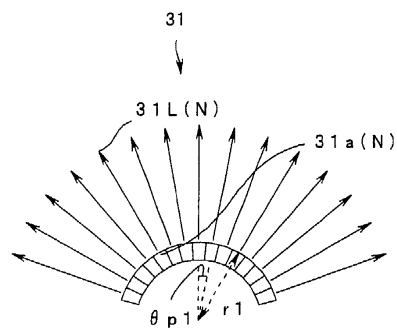
도면3b



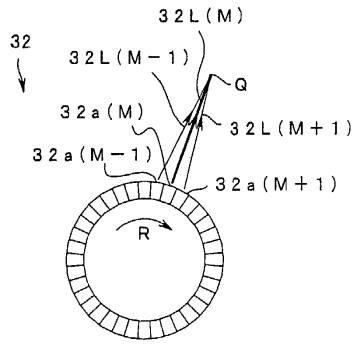
도면4a



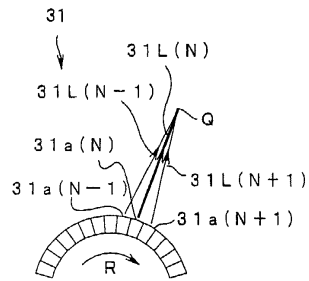
도면4b



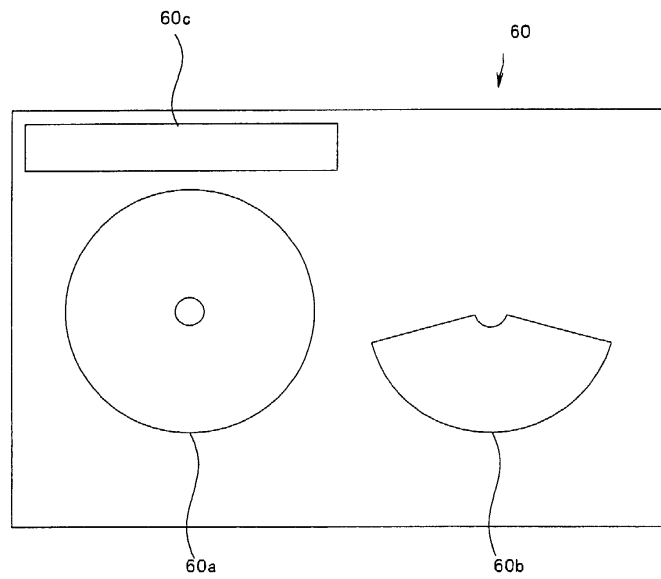
도면5a



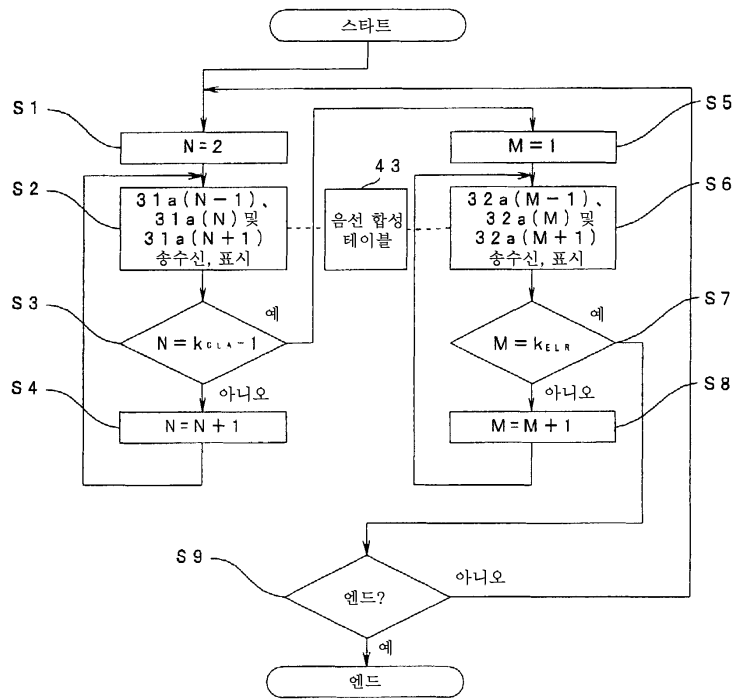
도면5b



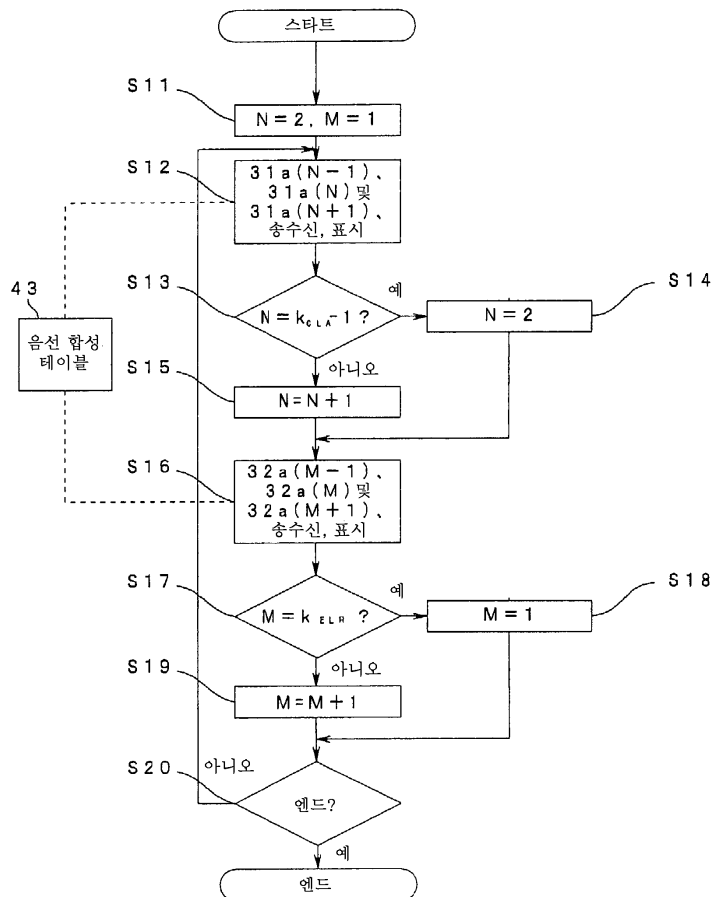
도면6



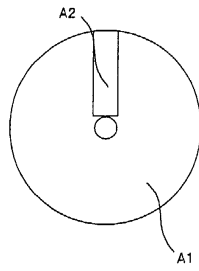
도면7



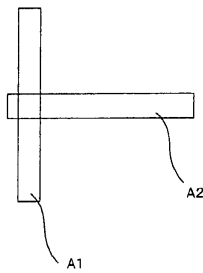
도면8



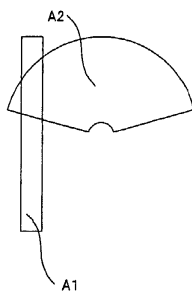
도면9a



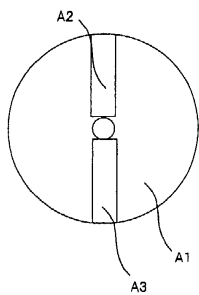
도면9b



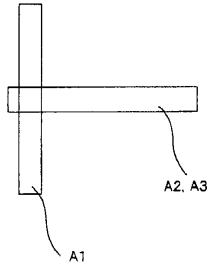
도면9c



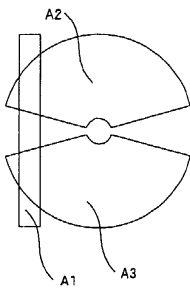
도면10a



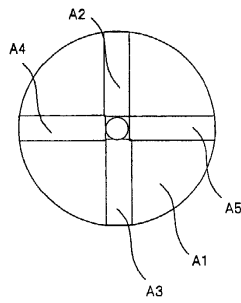
도면10b



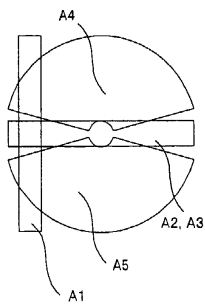
도면10c



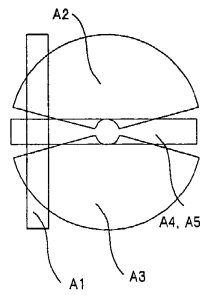
도면11a



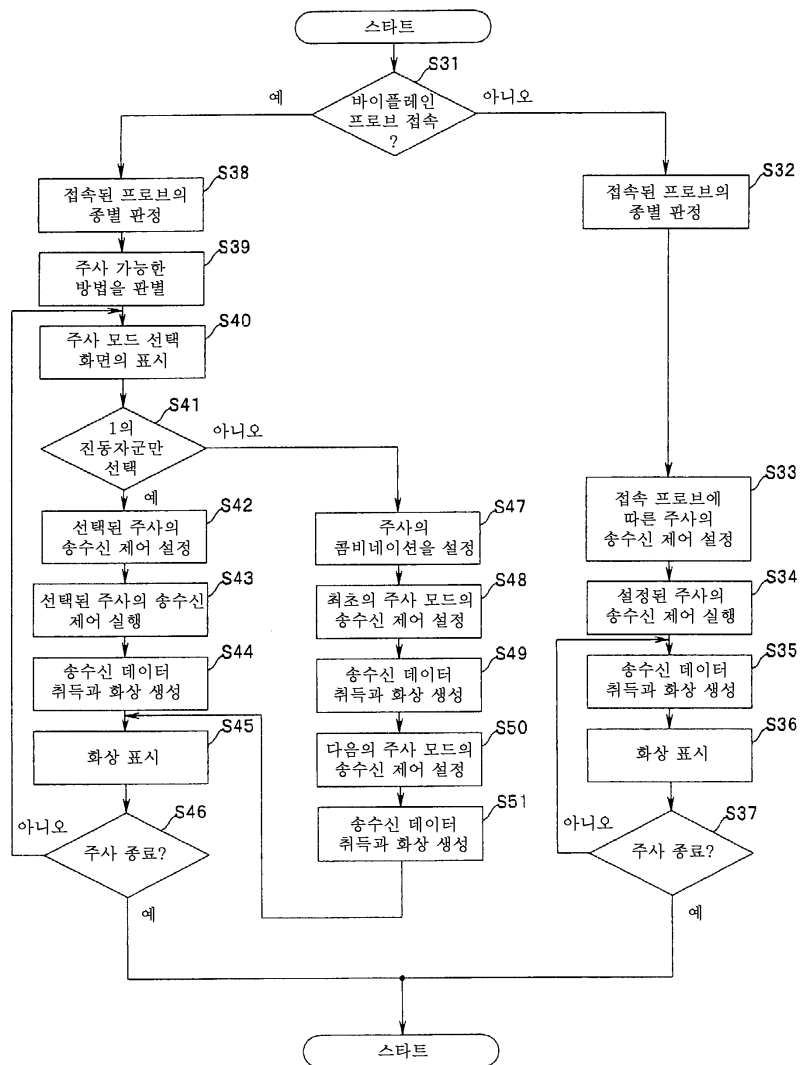
도면11b



도면11c



도면12



| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断设备 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020090031269A | 公开(公告)日 | 2009-03-25 |
| 申请号 | KR1020080091851 | 申请日 | 2008-09-19 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯医疗株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯山制药企业可否让刀系统是夏 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 奥林巴斯山制药企业可否让刀系统是夏 | | |
| [标]发明人 | HIBI YASUSHI | | |
| 发明人 | HIBI, YASUSHI | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 A61B1/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/461 A61B8/145 A61B8/4488 G01S15/8929 A61B8/463 G01S15/892 G01S7/52074 A61B8/0833 A61B8/0841 A61B8/12 A61B8/445 | | |
| 代理人(译) | CHANG, SOO KIL | | |
| 优先权 | 2007245785 2007-09-21 JP | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

类似的。超声波诊断设备 (1) 安装在探头 (20a) 的顶端部分的曲率半径，并且可以参考具有公共记忆控制数据的声线合成表 (43) 的设备配置。振动器组 (31,32)，s和由多个振动器构成的多个振动器组的周向或拱形形状的多个振动器组是具有简单多个振动器组的超声波诊断设备。探头，顶端部分，曲率半径，振动器组，控制数据。

