



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2008년01월11일  
(11) 등록번호 10-0793382  
(24) 등록일자 2008년01월03일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2006-0057293

(22) 출원일자 2006년06월26일

심사청구일자 2006년06월26일

(65) 공개번호 10-2008-0000052

(43) 공개일자 2008년01월02일

(56) 선행기술조사문헌

JP06197896 A

JP08024257 A

JP09224936 A

전체 청구항 수 : 총 2 항

(73) 특허권자

경상대학교산학협력단

경상남도 진주시 가좌동 900

(72) 발명자

김형범

경상남도 진주시 호탄동 631-5 한울타리빌라 402

(74) 대리인

이범일, 이세진

심사관 : 김태훈

**(54) 초음파 프로브를 이용한 고속의 영상 획득방법**

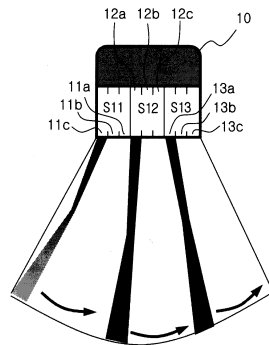
**(57) 요약**

본 발명은 기존의 단일 주파수 스캔 방식의 초음파 프로브와 비교하여 초당 영상 획득수를 획기적으로 증가시킬 수 있는 고속 스캔용 초음파 프로브를 제공하기 위한 것이다.

본 발명의 다중 주파수를 이용하여 초음파 영상을 획득하는 프로브는 사용된 주파수의 수에 따라 측정 구간의 축소 없이 초당 영상획득수가 증가하는 효과가 있다.

본 발명은 초음파 영상을 이용한 혈류유동 속도측정범위를 넓힐 수 있음을 의미하고 심혈관계 진단 및 치료에 많은 도움을 줄 것으로 기대된다.

**대표도** - 도1



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

초음파 영상 진단장치에서 초음파 프로브를 이용하여 영상을 획득하는 방법에 있어서, 초음파 프로브의 제 1부 구간(S<sub>11</sub>)에서 제 1 주파수를 갖는 3개의 초음파 빔(11a, 11b, 11c)으로 스캔하고, 제 2 부구간(S<sub>12</sub>)에서 제 2 주파수를 갖는 3개의 초음파 빔(12a, 12b, 12c)으로 스캔하며, 제 3 부구간(S<sub>13</sub>)에서 제 3 주파수를 갖는 3개의 초음파 빔(13a, 13b, 13c)으로 스캔하되, 상기 제 1 내지 3 주파수는 서로 다른 주파수를 가지며, 상기 제 1 내지 3 부구간(S<sub>11</sub>, S<sub>12</sub>, S<sub>13</sub>)에서 상기 초음파 빔을 동시에 방출하여 스캔하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브(10)를 이용한 고속의 영상 획득방법.

**청구항 2**

초음파 영상 진단장치에서 초음파 프로브를 이용하여 영상을 획득하는 방법에 있어서, 초음파 프로브의 제 1부 구간(S<sub>21</sub>)에서 서로 다른 주파수를 갖는 4개의 초음파 빔(21a, 21b, 21c, 21d)으로 스캔하고, 제 2 부구간(S<sub>22</sub>)에서 서로 다른 주파수를 갖는 4개의 초음파 빔(22a, 22b, 22c, 22d)으로 스캔하며, 제 3 부구간(S<sub>23</sub>)에서 서로 다른 주파수를 갖는 4개의 초음파 빔(23a, 23b, 23c, 23d)으로 스캔하되, 상기 제 1 내지 3 부구간(S<sub>21</sub>, S<sub>22</sub>, S<sub>23</sub>)에서 상기 주파수를 동시에 방출하여 스캔하는 것을 특징으로 하는 초음파 프로브(10)를 이용한 고속의 영상 획득방법.

**명세서**

**발명의 상세한 설명**

**발명의 목적**

**발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술**

- <12> 본 발명은 초음파 프로브를 이용한 고속의 영상 획득방법에 관한 것이다. 더욱 상세하게는 기존의 단일 주파수 스캔 방식의 초음파 프로브와 비교하여 초당 영상 획득수를 획기적으로 증가시킬 수 있는 초음파 프로브를 이용한 고속의 영상 획득방법에 관한 것이다.
- <13> 하나의 초음파 영상은 수에서 수백 개의 라인 빔 스캔과정을 통해 획득된다. 단일 주파수의 초음파를 이용한 기존의 위상 배열(phase array)방식의 스캔 프로브는 최대 초당 영상 획득수는 초음파의 물리적 특성(매질에서의 전달속도)과 한 장의 초음파 화상(ultrasound image)을 구성하는데 필요한 빔의 수(beam number)로 결정된다. 본 발명의 다중 주파수(multi frequency)를 이용하여 초음파 영상을 획득하는 프로브는 사용된 주파수의 수에 따라 측정구간의 축소 없이 초당 영상획득수가 증가한다. 이는 초음파 영상을 이용한 혈류유동 속도측정기법들의 속도측정 범위(dynamic range)를 넓힐 수 있음을 의미하고, 심혈관계 진단 및 치료에 많은 도움을 줄 수 있을 것으로 기대된다.
- <14> 혈류유동의 속도를 정확히 측정하는 것은 심혈관계 질환의 진단 및 치료에 많은 도움이 된다. 이를 위하여 MRI(자기공명영상장치)나 초음파(ultrasound Doppler method)기법 등이 제안되어 현재 사용되고 있다.
- <15> MRI의 경우, 높은 신호대 잡음비(S/N ratio)를 갖고, 비침입식으로 2차원에서 3방향의 속도를 측정할 수 있다는 장점이 있다. 그러나, 사용의 어려움은 실시간 진단(real time monitoring)등의 용도에 맞지 않다.
- <16> 초음파 도플러 현상을 이용한 속도측정은 혈류유동의 속도를 측정하는데 있어 가장 많이 사용되고 있는 기법의 하나로 사용의 편리성과 비침입식의 장점은 초음파 도플러 기법이 갖는 대표적인 장점이다. 이러한 초음파 도플러 기법을 이용한 혈류유속측정의 문제점은 속도의 방향성을 할 수 없다는 것이다. 즉, 도플러 기법이 제공하는 혈류정보는 초음파 진행방향으로의 유동의 속력만을 알 수 있다. 또한 유동이 초음파 진행방향과 평행하지 않고 각도를 가지게 되면 측정된 값에 큰 오차가 포함되게 된다. 이는 실제 임상적용에 있어, 초음파 프로브가 혈류 유동과 평행한 조건을 맞추기가 매우 어렵고, 특히, 심장내부나 큰 혈관등과 같이 복잡한 형태를 갖는 부분에서는 정확도가 더욱 떨어진다. 따라서 조직의 가시화나 유동의 정성적인 측정(qualitative analysis)에서는 초음파 시스템이 뛰어난 성능을 보이지만, 정량적인 측정에는 개선해야 할 점이 많다.

- <17> 이러한 문제를 해결하기 위하여 도플러 기법이 아닌 초음파영상을 직접 이용하여 혈류속도를 측정하려는 새로운 진단기법들이 소개되고 있다. 대표적인 초음파 영상을 기반으로하는 측정기법은 에코(echo) PIV(particle image velocimetry)나 초음파 스펙클 속도계(ultrasound speckle velocimetry, USV)등이 있는데 이 기법들은 모두 기존의 초음파 도플러 측정기법이 가지고 있는 각도 의존성 문제를 해결하여 복잡한 구간에서 혈류의 속도를 측정할 수 있는 방법들이다.
- <18> 기본적으로 앞에서 언급한 초음파 영상을 이용한 속도측정기법들은 모두 초음파 영상을 획득하기 위하여 B-스캔 모드[B(brightness)-scanned mode] 기법을 이용한다. B-스캔 모드는 방사된 초음파가 산란체에 부딪혀 반사되는 반사파의 강도를 측정하여 초음파 영상을 만드는 방법으로 도 3a와 도3b에 예를 나타냈다. 도 3a는 B-스캔 모드의 선형 이미지를 나타낸 것이고, 도 3b는 B-스캔 모드 이미지의 구조를 예시한 것이다. 이와 같은 하나의 빔 영상을 한 방향으로 스캔하면서 여러 개의 빔 영상을 만들어 2차원의 B-스캔 모드 영상을 획득한다.
- <19> B-스캔 모드 스캔기법에서의 초당 획득 가능한 화상수는 다음과 같은 두 개의 물리적 변수들에 의해 결정된다. 첫 번째 변수는 매질 내에서의 초음파의 진행속도이다. 이 진행속도는 초음파가 프로브로부터 방사되어 반사체까지 도달한 후 산란과가 다시 되돌아와 프로브에 의해 감지되기까지 걸리는 시간을 결정한다. 두 번째 변수는 하나의 B-스캔 모드 초음파 영상을 만드는데 사용된 총 라인의 수이다.
- <20> 결과적으로 하나의 스캔 영상을 획득하는데 걸리는 총 시간은 하나의 초음파 빔의 왕복시간에 스캔된 총 빔수를 곱하고, 그리고 빔 간의 시간간격(delay time)으로 결정된다. 빔 간의 시간간격은 현재는 거의 무시할 정도로 작다. 따라서 빔 왕복시간과 사용된 빔 수에 의해 스캔 영상 획득시간이 결정된다. 처음 B-스캔 모드가 제안되어 실시간으로 초음파 영상을 획득했을 당시의 영상획득률은 기계적으로 회전하는 프로브를 사용하여 초당 15장 정도였다. 이후 전자공학의 발달로 선형 배열 프로브(linear array probe)가 개발되어 현재는 약 500frames/sec 정도가 상업용 초음파 기기에서 사용되고 있다.
- <21> 초당 수백장의 영상획득률은 정지되어 있는 조직의 가시화를 위해서는 충분한 값이나 영상을 기반으로 속도를 측정하는 에코 PIV나 USV 방법에서는 빠른 속도를 측정하기 위해서는 충분하지 않다. 측정구간의 크기에 의해 다르지만 0.6m/s정도의 속도를 측정하기 위해서는 초당 400장 이상의 초음파 영상이 획득되어야 한다.
- <22> 하나의 초음파 영상을 만드는데 필요한 빔 수는 측정구간과도 관련이 있다. 빔수가 증가할 수록 넓은 구간을 측정할 수 있고, 작을수록 측정구간은 줄어든다.
- <23> 초음파 영상을 이용한 속도측정기법들에서 측정가능한 속도범위를 높이기 위해서 초당 획득 화상수를 증가시키기 위해 제안된 기존 방법들은 다음의 두 가지가 있다. 기본적으로 빔의 왕복시간은 초음파의 매질내 전달속도에 의해 결정되므로 조절할 수 있는 변수가 아니다. 따라서 빔 수를 변경하는 것이 유일한 초당 화상획득률을 바꿀 수 있는 방법이다.
- <24> 가장 단순한 방법은 도 4에 나타낸 바와 같이, 빔수를 줄이는 방법으로 한 장의 화상을 획득하는데 걸리는 시간을 단축하는 방법이다. 이는 빔수를 줄이면서 동시에 측정구간의 크기도 줄어든다는 단점이 있다. 즉, 속도측정 가능범위의 증가라는 장점은 측정구간의 감소라는 단점과 함께 나타난다. 도 4에서 총 9개의 빔수에서 3개로 감소하게 되면 영상을 획득하는데 걸리는 시간은 1/3으로 줄어들지만, 측정구간(FOV)도 마찬가지로 1/3으로 감소하게 된다. 부호 40은 초음파 프로브이다.
- <25> 두 번째 방법은 도 5에서 보는 바와 같이 단일 주파수를 갖는 초음파 빔을 동시에 방출하고 획득하는 방법이다. 이와 같은 동시 빔방출 기법은 초음파 영상기법이 가질 수 있는 이론적인 최대 화상획득률을 가질 수 있다는 장점이 있다. 이는 스캐닝 방법이 아닌 광학사진촬영과 같은 스냅 샷(snap shot) 기법과 같다고 할 수 있다. 이 방법에서는 하나의 빔을 스캔하는 시간과 하나의 영상을 획득하는데 걸리는 시간이 같고 따라서 화상획득률은 하나의 초음파 빔의 왕복시간의 역수가 된다. 도 5에서 부호 50은 초음파 프로브이다.
- <26> 이 기법에서는 동시에 프로브가 받아들인 반사파는 각각의 다른 산란체가 반사시킨 것들과 구분되도록 영상처리 과정이 필요하고 이 과정을 거친 후 실제 초음파 영상을 형성하게 된다. 여기서 필요한 영상처리과정에서 초음파 빔이 진행하는 매질이 균질이라는 가정이 적용된다. 즉, 매질 내에서의 초음파 빔의 진행속도가 어느 방향으로나 같아야 한다. 이는 근육과 혈관이 복잡하게 배치되어있는 생체의 특성상, 직접 임상에 적용하기 힘들다.

**발명이 이루고자 하는 기술적 과제**

- <27> 이에 본 발명은 기존의 B-스캔 모드를 이용한 초음파 영상획득기법은 간단히 정리하면 단일 주파수를 방출하고 반사되어 돌아오는 반사파(echo)의 같은 주파수 혹은 하모닉 주파수(harmonic frequency)의 세기를 측정하여 영

상을 만드는 대신에 측정구간을 유지하면서, 화상 획득률을 높이기 위해 서로 다른 주파수를 가진 여러 개의 초음파 빔을 동시에 방출하여 스캔할 수 있는 초음파 프로브를 이용한 고속의 영상 획득방법을 제공하는데 그 목적이 있는 것이다.

**발명의 구성 및 작용**

- <28> 본 발명의 제 1 구현예에 따른 초음파 프로브를 이용하여 고속으로 영상을 획득하는 방법은, 제 1부구간( $S_{11}$ )에서 제 1 주파수를 갖는 3개의 초음파 빔(11a, 11b, 11c)으로 스캔하고, 제 2 부구간( $S_{12}$ )에서 제 2 주파수를 갖는 3개의 초음파 빔(12a, 12b, 12c)으로 스캔하며, 제 3 부구간( $S_{13}$ )에서 제 3 주파수를 갖는 3개의 초음파 빔(13a, 13b, 13c)으로 스캔하되, 상기 제 1 내지 3 주파수는 서로 다른 주파수를 가지며, 상기 제 1 내지 3 부구간( $S_{11}$ ,  $S_{12}$ ,  $S_{13}$ )에서 상기 초음파 빔을 동시에 방출하여 스캔하는 것을 특징으로 한다.
- <29> 본 발명의 제 2 구현예에 따른 초음파 프로브를 이용하여 고속으로 영상을 획득하는 방법은, 제 1부구간( $S_{21}$ )에서 서로 다른 주파수를 갖는 4개의 초음파 빔(21a, 21b, 21c, 21d)으로 스캔하고, 제 2 부구간( $S_{22}$ )에서 서로 다른 주파수를 갖는 4개의 초음파 빔(22a, 22b, 22c, 22d)으로 스캔하며, 제 3 부구간( $S_{23}$ )에서 서로 다른 주파수를 갖는 4개의 초음파 빔(23a, 23b, 23c, 23d)으로 스캔하되, 상기 제 1 내지 3 부구간( $S_{21}$ ,  $S_{22}$ ,  $S_{23}$ )에서 상기 주파수를 동시에 방출하여 스캔하는 것을 특징으로 한다.
- <30> 이와 같은 본 발명을 첨부한 도면에 의거하여 더욱 상세하게 설명하면 다음과 같다.
- <31> 첨부 도면 중 도 1은 본 발명의 제 1 구현예에 따른 초음파 프로브를 이용하여 고속으로 영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 초음파 프로브의 개략도이고, 도 2는 본 발명의 제 2 구현예에 따른 초음파 프로브를 이용하여 고속으로 영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 초음파 프로브의 개략도이다.
- <32> 본 발명에서 초음파 영상을 이용한 속도측정기법에서 필요한 고속의 영상획득을 위한 프로브의 기본 개념은 다음과 같다.
- <33> 기존의 B-스캔 모드를 이용한 초음파 영상획득기법은 간단히 정리하면 단일 주파수를 방출하고 반사되서 돌아오는 반사파의 같은 주파수 혹은 하모닉 주파수의 세기를 측정하여 영상을 만들게 된다. 현재까지는 이 과정에서 다중 주파수를 방출하는 기법은 사용되지 않았다.
- <34> 그러나, 본 발명은 측정구간을 유지하면서, 화상 획득률을 높이기 위해 서로 다른 주파수를 가진 여러 개의 초음파 빔을 동시에 방출하여 스캔하는 방법인 것이다. 즉, 단일 주파수와 동일한 크기의 측정구간에서 다중 주파수를 방출하여 영상을 스캔하는 방법인 것이다.
- <35> 본 발명의 제 1 구현예에 의하면, 도 1에 나타난 바와 같이, 전체 초음파 영상은 예를 들어 9개의 초음파 빔(11a, 11b, 11c, 12a, 12b, 12c, 13a, 13b, 13c)으로 이루어진다. 이 9개의 초음파 빔은 각각 3개의 다른 초음파 주파수, 예를 들면 제 1 주파수, 제 2 주파수, 제 3 주파수를 갖는다. 따라서 한 초음파 영상은 3개의 주파수가 다른 초음파 빔이 스캔한 제 1, 제 2, 제 3 부구간(sub region,  $S_{11}$ ,  $S_{12}$ ,  $S_{13}$ )으로 이루어지고, 서로 다른 제 1, 제 2, 제 3 부구간( $S_{11}$ ,  $S_{12}$ ,  $S_{13}$ )은 주파수가 다른 제 1, 제 2, 제 3초음파에 의해 동시에 스캔된다.
- <36> 이는 동일 측정구간을 단일 주파수를 가진 초음파 빔으로 스캔하는 기존의 B-스캔 모드 기법과 비교하여 3배의 영상획득률을 가질 수 있다.
- <37> 본 발명에 따른 제 2 구현예에 의하면, 도 2에 예시한 바와 같이 3개의 서로 다른 부구간, 예를 들면 제 1, 제 2 및 제 3부구간( $S_{21}$ ,  $S_{22}$ ,  $S_{23}$ )을 나누고, 제 1 부구간( $S_{21}$ )은 서로 다른 4개의 주파수를 갖는 초음파 빔(21a, 21b, 21c, 21d), 제 2부구간( $S_{22}$ )은 서로 다른 4개의 주파수를 갖는 초음파 빔(22a, 22b, 22c, 22d), 제 3 부구간( $S_{23}$ )은 서로 다른 4개의 주파수를 갖는 초음파 빔(23a, 23b, 23c, 23d)을 서로 인접해서 동시에 방출하여 스캔을 하게 된다.  
이렇게 순차적으로 스캔되는 다음 제 2부구간( $S_{22}$ )에서는 앞의 제 1부구간( $S_{21}$ )에서 사용된 주파수를 동일하게 사용(21a=22a=23a, 21b=22b=23b, 21c=22c=23c, 21d=22d=23d)하는 것이 일반적이나 다른 주파수를 사용하는 것도 문제되지는 않는다.

다시 강조하면, 부구간 내를 동시에 스캔하는 경우에는 서로 다른 주파수를 사용하여야 하지만, 순차적인 스캔에서는 같은 주파수를 사용해도 된다.

즉, 도 2에서의 스캔은 제 1 부구간(S<sub>21</sub>)에서 초음파빔(21a~21d)을 동시에 주사하여 스캔하고, 이때의 초음파 빔(21a~21d)은 서로 다른 주파수를 갖게 된다.

또한, 제 2부구간(S<sub>22</sub>)에서 초음파빔(22a~22d)을 동시에 주사하여 스캔하고, 이때의 초음파 빔(22a~22d)도 제 1 부구간(S<sub>21</sub>)에서와 마찬가지로 서로 다른 주파수를 갖게 되나, 앞의 구간인 제 1부구간(S<sub>21</sub>)에서의 초음파 빔(21a~21d)과 같은 주파수를 사용해도 무방하고, 다음 제 3부구간(S<sub>23</sub>)에서도 앞의 제 1, 2부구간과 동일하게 스캔하여 한 장의 스캔영상을 완성하는 것이다.

본 발명의 제 1구현예와 제 2구현예의 경우 같은 구간을 동일한 총 빔수와 같은 수의 다중 주파수로 스캔할 경우 영상획득시간은 서로 동일하게 된다.

<38> 삭제

<39> 본 발명에 따른 제 1구현예 및 제 2구현예의 초음파 프로브를 이용하여 고속으로 영상을 획득하는 방법은 브로드밴드(Broadband) 트랜스듀서로 프로브 2 ~ 5, 3 ~ 7, 5 ~ 10 MHz 범위에서 초음파를 발생하게 할 경우 예를 들어 2 ~ 5 MHz 프로브의 경우, 한쪽에는 2MHz를 가지게 할 때 다른 쪽은 3.5 MHz를 가지게 해서 동시에 초음파를 방출하고 수신하면 달성할 수 있다. 다른 수단으로서, 예를 들어 5MHz의 프로브와 10MHz를 붙여 하나의 프로브처럼 만들어서 다중 주파수 프로브로 사용할 수 있다.

### 발명의 효과

<40> 본 발명에 따른 이러한 다중 주파수를 이용한 고속 스캔 프로브의 영상 획득 방법에 의해 형성되는 영상획득률은 동시에 사용되는 주파수의 수에 의해 결정된다. 앞의 예를 들은 3종류의 주파수를 동시에 방출하면 3배의 영상획득률 향상을, 만일 4개의 다른 종류의 주파수를 방출하면 단일 주파수를 사용했을 때와 비교하여 4배의 영상획득률을 갖게 된다.

<41> 본 발명의 다중 주파수 스캔을 통한 초음파 프로브의 고속 영상 획득 방법에 의하면, 최대 영상획득률은 앞서 언급한 스냅 방식과 비교하여 적지만 실제 임상에 적용할 수 있다는 장점이 있다.

<42> 또한, 초당 400장으로 약 0.6m/s의 측정이 가능하므로 2개의 다중 주파수만을 사용하더라도 최대 측정 가능한 속도는 1.2m/s으로 이는 일반적인 혈관유동을 측정하는데 충분한 속도범위이다.

<43> 이상에서 본 발명의 바람직한 구현예에 한정하여 설명하였으나, 본 발명은 이에 한정하지 않고, 다양한 변경 및 균등물을 사용할 수 있다. 따라서 본 발명은 상기 구현예를 적절히 변형하여 응용할 수 있고, 이러한 응용도 하기 특허청구범위에 기재된 기술적 사상을 바탕으로 하는 한 본 발명의 권리범위에 속하게 됨은 당연하다 할 것이다.

### 도면의 간단한 설명

<1> 도 1은 본 발명의 제 1 구현예에 따른 초음파 프로브를 이용하여 고속으로 영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 초음파 프로브의 개략도이고,

<2> 도 2는 본 발명의 제 2구현예에 따른 초음파 프로브를 이용하여 고속으로 영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 초음파 프로브의 개략도이다.

<3> 도 3a는 종래 B-스캔 모드의 선형 이미지를 나타낸 도면이다.

<4> 도 3b는 종래 B-스캔 모드 이미지의 구조를 예시한 도면이다.

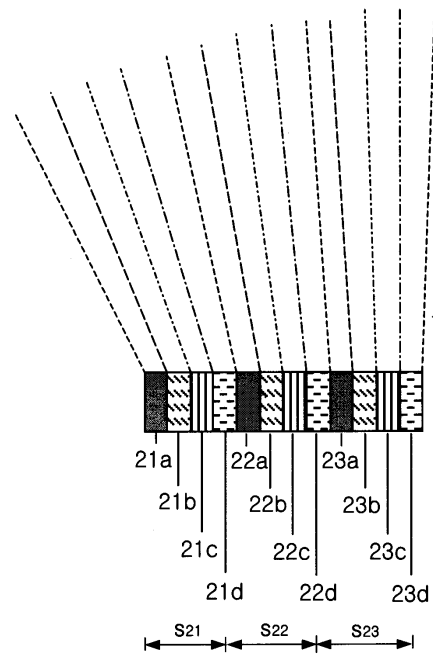
<5> 도 4는 종래 고속 영상획득을 위하여 스캔 빔의 수를 감소하는 방법을 설명하기 위하여 예시한 도면이다.

<6> 도 5는 종래 고속 영상획득을 위하여 동시 측정 방법을 설명하기 위하여 예시한 도면이다.

<7> <도면의 주요부분에 대한 부호의 설명



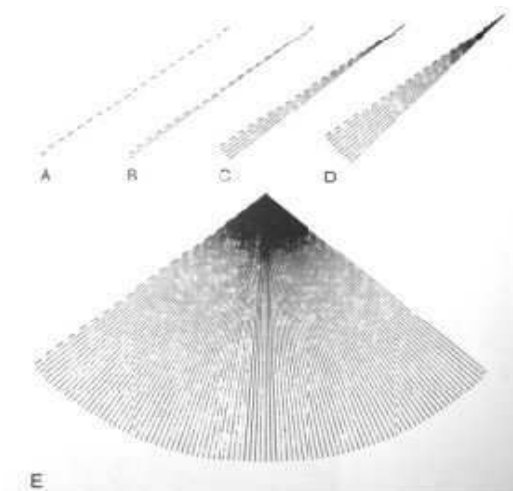
도면2



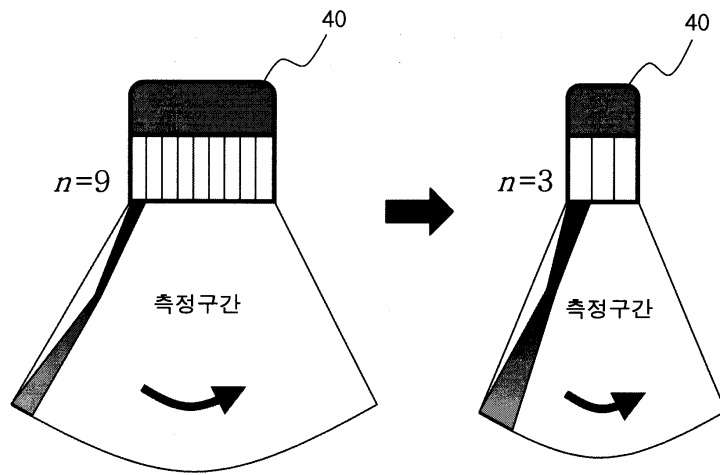
도면3a



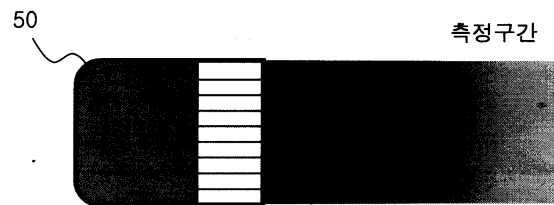
도면3b



도면4



도면5



专利名称(译)	使用超声波探头的高速图像采集方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100793382B1</a>	公开(公告)日	2008-01-11
申请号	KR1020060057293	申请日	2006-06-26
申请(专利权)人(译)	学术合作司		
当前申请(专利权)人(译)	学术合作司		
[标]发明人	KIM HYUNG BUM		
发明人	KIM, HYUNG BUM		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/4444 G01N29/24		
代理人(译)	LEE , SE JIN		
其他公开文献	KR1020080000052A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供了一种使用超声换能器记录高速超声图像的方法，以提高图像记录速率并将最大图像记录速率应用于实际诊所。一种使用超声换能器记录高速超声图像的方法，包括以下步骤：用三个具有第一频率的超声束（11a，11b，11c）在超声换能器的第一部分（S11）中进行扫描；以及利用超声束在超声换能器的第一部分（S11）中进行扫描。在超声换能器的第二部分（S12）中用具有第二频率的三个超声束（12a，12b，12c）扫描；并在超声换能器的第三部分（S13）中用具有第三频率的三个超声束（13a，13b，13c）进行扫描，其中第一频率至第三频率彼此不同，并且发射并扫描超声束在第一部分到第三部分同时进行。

