



(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。 Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0014957
(43) 공개일자 2007년02월01일

(21) 출원번호 10-2006-0051800
(22) 출원일자 2006년06월09일
심사청구일자 없음

(30) 우선권주장 11/192,857 2005년07월28일 미국(US)

(71) 출원인 지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베이니아 앨버튼 벨리 스트립 파크웨이 51 (우: 19355-1406)

(72) 발명자 모, 지안-후아
미국 95035 캘리포니아 밀피타스 캐스케이드 스트리트 2288
프룰스, 티모시 엘.
미국 95062 캘리포니아 산타 크루즈 에피 스트리트 317
브래들리, 찰스 이.
미국 94010 캘리포니아 버링게임 오크 그로브 애브뉴 #4 1217

(74) 대리인 남상선

전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 고조파용의 의료 진단 초음파 변환기 시스템

(57) 요약

의료 진단 초음파 변환기 시스템은 적어도 엘리먼트(14)의 제 1 및 제 2 세트의 변환기 층들(20, 22)을 구비한다. 각각의 세트는 독립적인 전기 액세스(32, 36)를 갖는 하나 이상의 변환기 층들(20, 22)을 구비한다. 광대역 전기 신호들을 갖는 제 1 세트의 변환기 층들(20, 22)을 통한 전송 이벤트는 적어도 두 개의 상이한 주파수 대역들을 포함하는 음향 신호들을 생성하고(42), 제 2 및 상이한 세트의 변환기 층들(20, 22)을 통한 수신 이벤트는 광대역폭 응답을 생성하기 위해 다중 조직 고조파 신호들을 수신한다(44). 기본 신호들이 반전된 펄스들의 제 2 전송 이벤트를 통한 펄스 반전 기술, 제 2 수신 이벤트 및 두 수신 이벤트들로부터의 중첩(58)을 통해서 감소될 수 있다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

초음파를 통해 고조파를 수신하기 위한 방법으로서,

광대역 전기 신호에 따라 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 음향 신호를 생성하는 단계(42) - 상기 음향 신호는 범위 크기(range dimension)를 따라 적어도 제 1 및 제 2 변환기 층(20)(20, 22)을 갖는 엘리먼트(14)의 제 1 변환기 층 세트(20, 22)에 의해서 생성되고, 상기 제 1 세트는 하나 이상의 변환기 층들(20, 22)임 -; 및

상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 전기 신호를 수신하는 단계(44) - 상기 수신 단계는 제 2 변환기 층 세트(20, 22)를 통해 수행되고, 상기 제 2 세트는 하나 이상의 변환기 층들(20, 22)이며 상기 제 1 세트와는 상이함 - 를 포함하는,

고조파 수신 방법.

청구항 2.

제 1항에 있어서, 상기 생성 단계(42)는 상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 제 1 및 제 2 피크 응답들로부터 적어도 6dB 아래 포인트만큼 제 2 주파수 대역으로부터 분리되는 상기 제 1 주파수 대역을 갖는 음향 신호를 생성하는 단계(42)를 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 3.

제 2항에 있어서, 상기 적어도 6dB 아래는 적어도 20dB 아래인, 고조파 수신 방법.

청구항 4.

제 1항에 있어서, 상기 생성 단계(42)는 광대역 전기 신호를 상기 제 1 변환기 층(22)에 인가하고 상기 제 2 변환기 층(20)에는 인가하지 않는 단계를 포함하고, 상기 수신 단계는 상기 제 2 변환기 층(20)을 통해 수신하고 상기 제 1 변환기 층(22)을 통해서 수신하지 않는 단계를 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 5.

제 1항에 있어서, 상기 제 1 주파수 대역의 제 1 중심은 1-4MHz 내에 있고, 상기 제 2 주파수 대역의 제 2 중심은 2-8MHz 내에 있으며, 상기 제 2 중심은 상기 제 1 중심보다 큰, 고조파 수신 방법.

청구항 6.

제 1항에 있어서,

상기 제 1 주파수 대역의 제 1 중심은 상기 제 2 주파수 대역의 제 2 중심보다 낮고,

상기 수신 단계(44)는 제 2 중심 주파수로부터 제 1 중심의 차이이면서 상기 제 1 중심 주파수의 두 배인 주파수로 에코를 수신하는 단계를 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 7.

제 6항에 있어서, 상기 수신 단계(44)는 제 1 및 제 2 중심 주파수들의 합이거나 또는 상기 제 2 중심 주파수의 두 배인 주파수로 수신하는 단계(44)를 또한 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 8.

제 1항에 있어서, 상기 생성 단계(42) 및 수신 단계(44)는 제 1 이벤트를 포함하고,

상기 제 1 이벤트는,

제 2 이벤트에서 상기 생성 단계(42) 및 수신 단계(44)를 반복하는 단계 - 상기 제 2 이벤트의 음향 신호는 상기 제 1 이벤트의 경우와는 다른 극성을 가짐 -, 및

상기 제 1 이벤트의 경우의 수신된 전기 신호와 상기 제 2 이벤트의 경우의 전기 신호를 합하는 단계(46)를 더 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 9.

제 1항에 있어서, 상기 제 1 변환기 층(22)은 제 1 압전 블록을 포함하고, 상기 제 2 변환기 층(20)은 제 2 압전 블록을 포함하고, 상기 제 1 변환기 층(22)은 전송 면에 더욱 근접하는 상단 층이고,

범위 크기를 따라 제 3 변환기 층(28)을 더 포함하고, 상기 제 3 변환기 층(28)은 PVDF-코폴리머를 포함하고,

상기 수신 단계(44)는,

상기 제 1 주파수 대역의 두 배, 상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 차이, 또는 상기 제 1 주파수 대역의 두 배 및 상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 차이 모두로 상기 제 2 변환기 층(20)을 통해 수신하는 단계;

상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 합, 상기 제 2 주파수 대역의 두 배, 또는 상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 합 및 상기 제 2 주파수 대역의 두 배 모두로 상기 제 3 변환기 층(28)을 통해 수신하는 단계; 또는

상기 제 2 및 제 3 변환기 층(28)(20, 22) 모두로 수신하는 단계를 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 10.

제 1항에 있어서, 상기 수신 단계(44)는 이미징 세션에 걸쳐 임의의 추가된 조영제들(contrast agents)로부터의 응답이 없는 에코 신호를 수신하는 단계를 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 11.

초음파를 통해 고조파를 수신하기 위한 방법으로서,

광대역 전기 신호에 따라 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 제 1 음향 신호를 생성하는 단계(50);

상기 제 1 음향 신호에 따라 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 제 1 전기 신호를 수신하는 단계(52);

감소된 제 2 주파수 대역을 갖거나 또는 상기 제 2 주파수 대역을 갖지 않는 제 1 주파수 대역을 가진 제 2 음향 신호를 생성하는 단계(54) - 상기 제 2 음향 신호는 상기 제 1 주파수 대역의 제 1 음향 신호로부터 반전됨 -;

상기 제 2 음향 신호에 따라 제 2 전기 신호를 수신하는 단계(56); 및

상기 제 1 및 제 2 전기 신호들을 결합하는 단계(58)를 포함하는,

고조파 수신 방법.

청구항 12.

제 11항에 있어서, 상기 제 1 음향 신호를 생성하는 단계(50)는 범위 크기를 따라 적어도 제 1 및 제 2 변환기 층들(20, 22)을 갖는 엘리먼트(14)의 제 1 변환기 층(22)에 광대역 전기 신호를 인가하는 단계를 포함하고, 상기 제 1 전기 신호를 수신하는 단계(52)는 상기 제 2 변환기 층(20)을 통해 수신하는 단계를 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 13.

제 11항에 있어서, 상기 제 1 주파수 대역은 상기 제 2 주파수 대역보다 더 높은 중심 주파수를 갖는, 고조파 수신 방법.

청구항 14.

제 11항에 있어서, 상기 제 2 주파수 대역은 상기 제 1 주파수 대역보다 더 높은 중심 주파수를 갖는, 고조파 수신 방법.

청구항 15.

초음파를 통해 고조파를 수신하기 위한 시스템으로서,

적어도 두 개의 변환기 층들(20, 22)을 갖는 변환기 엘리먼트(14);

상기 변환기 엘리먼트(14)를 갖는 제 1 전기 접속부(32); 및

상기 변환기 엘리먼트(14)를 갖는 제 2 전기 접속부(34) - 상기 제 2 전기 접속부(34)는 상기 적어도 두 개의 변환기 층들(20, 22) 중 적어도 하나의 상이한 변환기 층을 위한 것임 -;를 포함하고,

상기 변환기 엘리먼트(14)는 광대역 전기 신호에 따라 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 음향 신호를 상기 제 1 전기 접속부(32) 상에서 생성하고 또한 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 상기 제 2 전기 접속부(34)에서 에코 신호를 수신하도록 동작가능한,

고조파 수신 시스템.

청구항 16.

제 15항에 있어서, 상기 제 1 전기 접속부(32)는 변환기 엘리먼트(14)의 상단 변환기 층(22)을 갖고, 상기 상단 변환기 층(22)은 상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 제 1 및 제 2 피크 응답들로부터 적어도 6dB 아래 포인트만큼 상기 제 2 주파수 대역으로부터 분리되는 상기 제 1 주파수 대역을 갖는 광대역 전기 신호에 대한 응답 특징을 갖는, 고조파 수신 시스템.

청구항 17.

제 15항에 있어서, 상기 제 1 주파수 대역의 제 1 중심은 상기 제 2 주파수 대역의 제 2 중심보다 낮고, 고조파 상호작용 주파수는 상기 제 2 중심 주파수로부터 제 1 중심 주파수의 차이를 포함하는, 고조파 수신 시스템.

청구항 18.

제 17항에 있어서, 상기 고조파 상호작용 주파수는 상기 제 1 및 제 2 중심 주파수들의 합을 포함하는, 고조파 수신 시스템.

청구항 19.

제 15항에 있어서, 적어도 두 변환기 층들(20, 22)의 제 1 및 제 2 변환기 층들(20, 22)은 제 1 및 제 2 압전 블록들을 각각 포함하고, 상기 적어도 두 변환기 층들(20, 22)의 제 3 변환기 층(28)은 피조-폴리머 복합(piezo-polymer composite) 또는 PDVF를 포함하고,

상기 제 1 전기 접속부(32)는 제 1 변환기 층(22)을 갖고, 상기 제 2 전기 접속부(34)는 제 2 변환기 층(20)을 갖고,

상기 시스템은 상기 제 3 변환기 층(28)을 갖는 제 3 전기 접속부를 더 포함하며,

상기 제 3 변환기 층(28)은 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 합인 주파수 대역으로 수신하도록 동작가능하고, 상기 제 2 변환기 층(20)은 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 차이인 주파수 대역으로 수신하도록 동작가능한, 고조파 수신 시스템.

청구항 20.

제 1항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 수신하는 단계(44)는 고조파 상호작용 주파수로 수신하는 단계를 포함하는, 고조파 수신 방법.

청구항 21.

제 11항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 수신하는 단계(52)는 고조파 상호작용 주파수로 수신하는 단계를 포함하는, 고조파 수신 방법.

명세서**발명의 상세한 설명****발명의 목적****발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술**

의료 진단 초음파 고조파 이미징에 있어서, 음향 에너지는 기본 주파수로 전송된다. 전송된 주파수의 고조파에서 전파 및/또는 반사에 의해 생성되는 에코들이 수신된다. 예컨대, 변환기는 2MHz에 중심을 둔 주파수 대역의 음향 에너지를 생성한다. 동일한 변환기가 4MHz의 제 2 고조파에 중심을 둔 고조파 주파수 대역에서 에코 신호들을 수신하는데 사용된다. 변환기는 제한된 대역폭을 가질 수 있고, 그로 인해 고조파 신호들이 그 대역폭의 높은 단부에 위치된다. 이러한 대역폭 제한이 제공되는 경우에, 수신되는 신호들은 일반적으로 협대역이며 더 약한 신호 세기를 가질 수 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

아래에서 설명되는 바람직한 실시예들은 초음파를 통한 고조파 수신을 위한 방법들 및 시스템들을 포함한다. 상이한 주파수 대역들로 전송하는 것은 수신을 위한 광대역 고조파 정보를 제공한다. 전송되는 두 주파수들의 상호작용은 수신을 위한 고조파들을 생성한다. 다중 변환기 층들을 갖는 변환기를 사용함으로써, 상이한 전송 및 수신 대역폭들을 위해 상이한 전기적 액세스들이 제공된다. 상이한 주파수 대역들로의 전송에 따라서 이미징하기 위한 광대역 조직 고조파 정보(wideband tissue harmonic information)가 제공된다.

다중 전송 이벤트들이 다른 실시예들에서 사용된다. 한 전송 이벤트는 광대역 펄스를 사용함으로써 둘 이상의 주파수 대역들로 음향 에너지를 제공한다. 다른 전송 이벤트의 경우에는, 주파수 대역들 중 하나 이상의 대역들의 음향 에너지가 다른 전송 이벤트에 대해 반전된 펄스나 펄스들을 통해 전송된다. 두 전송 이벤트들에 따른 수신되는 신호들은 결합된다.

제 1 양상에서는, 초음파를 통한 고조파 수신을 위한 방법이 제공된다. 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 음향 신호가 광대역 전기 신호에 따라 생성된다. 음향 신호는 범위 크기에 따라 적어도 제 1 및 제 2 변환기 층들을 갖는 엘리먼트의 제 1 변환기 층들 세트에 의해 생성된다. 상기 제 1 세트는 하나 이상의 변환기 층들을 포함한다. 에코 신호가 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 수신된다. 수신은 제 2 변환기 층들 세트를 통해 수행되는데, 상기 제 2 세트는 제 1 세트와는 다른 변환기 층 또는 층들의 결합이다.

제 2 양상에서는, 초음파를 통한 고조파 수신을 위한 방법이 제공된다. 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 제 1 음향 신호가 광대역 전기 신호에 따라 생성된다. 제 1 에코 신호는 제 1 음향 신호에 따라 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 수신된다. 감소되거나 또는 없는 제 2 주파수 대역을 가진 제 1 주파수 대역을 갖는 제 2 음향 신호가 생성된다. 제 2 음향 신호는 제 1 주파수 대역의 제 1 음향 신호로부터 반전된다. 제 2 에코 신호는 제 2 음향 신호에 따라 수신된다. 제 1 및 제 2 에코 신호들은 결합된다.

제 3 양상에서는, 초음파를 통한 고조파 수신을 위한 시스템이 제공된다. 변환기 엘리먼트는 적어도 두 개의 변환기 층들을 구비한다. 제 1 및 제 2 전기 접속부들에는 변환기 엘리먼트가 제공된다. 제 2 전기 접속부는 적어도 두 변환기 층들 중 적어도 하나의 다른 층을 위한 것이다. 변환기는 제 1 전기 접속부를 통한 광대역 전기 신호에 따라 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 음향 신호를 생성하고 또한 제 2 전기 접속부를 통한 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 고조파 또는 고조파 상호작용 주파수로 에코 신호를 수신하도록 동작가능하다.

본 발명의 아래의 청구범위에 의해서 정의되고, 상기 청구범위에서는 어느 것도 청구범위를 제한하는 것으로 간주되지 않아야 한다. 본 발명의 다른 양상들 및 장점들이 바람직한 실시예를 참조하여 아래에서 설명된다.

구성성분들 및 도면들은 반드시 축적에 맞게 도시되지 않았으며, 대신에 본 발명의 원리들을 설명하기 위해 강조가 이루어져 있다. 게다가, 도면들에서는 동일한 참조번호가 각기 다른 도면들에 걸쳐 상응하는 부분들을 나타낸다.

발명의 구성

의료 진단 초음파 이미징을 위해서 광대역 초음파 에너지가 사용될 수 있다. 다중 중심 주파수들 또는 주파수 대역들로 동시에 전송함으로써, 다중 주파수들의 상호작용에 의해 생성되는 고조파들은 광대역 이미징을 위해 수신될 수 있다.

일실시예에서, 다중층 변환기가 광대역 이미징을 제공하기 위해 사용된다. 한 층 또는 층들의 결합이 광대역 펄스에 따라 다중 주파수들을 생성한다. 다른 층 또는 층들의 결합이 원하는 고조파 주파수들로 에코들을 수신한다. 다른 층들 또는 층들의 결합으로의 독립적인 전기적 액세스가 단일 전송에 응하여 광대역 수신을 제공한다. 변환기는 특수한 전기 신호 파를 형성할 필요없이 다중 주파수들 및 광대역 수신을 생성하도록 설계된다. 기본 신호들이 후속하는 전송 및 수신 이벤트들을 통한 펄스 반전에 의해서 감소될 수 있다. 이 경우에는, 제 1 및 제 2 수신 이벤트들로부터의 정보가 원하는 광대역 정보를 제공하기 위해서 결합된다. 다른 실시예에서는, 제 2 전송 이벤트가 전송되는 주파수 대역들의 서브세트를 위한 단지 반전된 펄스들을 포함한다. 상기 두 수신 이벤트들은 필터링되거나 그렇지 않으면 조작되어 상기 대역의 서브세트들의 정보를 분리한다. 제 1 및 제 2 수신 이벤트들로부터의 정보는 원하는 서브세트 대역 정보를 제공하기 위해 결합된다. 다른 서브세트 대역 정보가 또한 원하는 광대역 정보를 제공하기 위해서 결합된다.

도 1은 초음파를 통한 고조파 수신을 위한 시스템(10)을 나타낸다. 시스템(10)은 다수의 엘리먼트들(14)을 갖는 변환기(12), 전송 빔형성기(16) 및 수신 빔형성기(18)를 포함한다. 이미지 프로세서, 검출기, 스캔 변환기 및/또는 디스플레이와 같이 추가적으로 다른 또는 더 적은 구성성분들이 제공될 수 있다. 시스템(10)은 이미징 시스템과의 접속을 위한 프로브 및/또는 의료 진단 이미징 시스템의 일부이다.

전송 및 수신 빔형성기들(16, 18)은 다수의 채널들을 갖는 디지털 또는 아날로그 빔형성기들이다. 채널들은 변환기의 각각의 엘리먼트들(14) 또는 엘리먼트 그룹과 직접으로 또는 스위칭가능하게 접속한다. 둘 이상의 시스템 채널들이 각각의 엘리먼트에 접속될 수 있다. 일실시예에서는 각 엘리먼트(14)에 대한 전송 빔형성기(16) 및 수신 빔형성기(18)의 개별적인 접속이 제공된다. 대안적으로는, 각 엘리먼트(14)에 대한 전송 및 수신 빔형성기(16, 18)의 독립적인 액세스를 위해 수동 또는 능동 스위칭이 제공된다.

전송 빔형성기(16)는 펄서들(pulsers), 스위치들, 메모리들, 아날로그-디지털 변환기들, 또는 다른 공지되었거나 추후 개발되는 파형 생성기들과 같은 다수의 파형 생성기들을 포함한다. 각각의 채널을 위해 생성되는 전기 신호들은 사인파, 방형파, 단극, 양극이거나 또는 다른 형태들을 갖는다. 채널들에 걸쳐 지연, 위상 시프트 및/또는 진폭 조절을 사용함으로써, 전송 빔형성기(16)는 평면파에서 또는 발산하는 넓은 파 프런트로서 하나 이상의 라인들을 따라 전기 신호들의 응용에 의하여 생성되는 음향 에너지를 집중시킨다.

수신기 빔형성기(18)는 수신되는 에코들을 나타내는 전기 신호들을 지연, 위상 시프트, 및/또는 진폭 조절한다. 다음으로, 정보는 스캐닝된 영역 또는 볼륨을 나타내는 하나 이상의 빔들을 형성하기 위해서 결합된다. 수신 빔형성기(18)의 필터들, 증폭기들, 아날로그-디지털 변환기들, 프로세서들, 곱셈기들 또는 다른 구성성분들이 원하는 주파수 대역 상의 데이터에 대해 동작한다.

변환기(12)는 일차원, 다차원, 선형, 곡선(curved), 위상(phased) 또는 다른 현재 공지되어 있거나 추후 개발되는 타입의 초음파 엘리먼트 어레이(14)이다. 일실시예에서는, 변환기(12)의 각 엘리먼트(14)가 변환기 재료의 단일 층이다. 도 2에 도시된 다른 실시예에서는, 변환기(12)의 엘리먼트들(14)이 둘 이상의 변환기 층들(20, 22, 28), 배킹 블록(backing block)(26), 하나 이상의 매칭 층들(24, 28), 렌즈 또는 음향 윈도우(30), 및 전기 액세스들(32, 34, 36)을 포함한다. 또한, 매칭 층뿐만 아니라 변환기 층으로서 동작하는 층(28)을 위한 추가 전기 액세스들 또는 전극들과 같이 상이하거나 더 적은 구성성분들이 제공될 수 있다. 일실시예에서, 엘리먼트들(14) 및 변환기(12)는 미국 특허 제 6,409,667호, 제 6,673,016호, 제 5,724,976호, 제 5,446,333호 또는 제 6,416,478호에 개시되어 있는 구조 및/또는 접속들을 가지며, 상기 미국 특허들은 여기서 참조문헌으로 포함된다.

엘리먼트(14)는 임의의 크기 및 형태를 갖는다. 예컨대, 각각의 엘리먼트는 정사각형, 삼각형, 직사각형, 육각형, 다각형이거나 다른 형태이다. 일실시예에서, 엘리먼트(14)는 170 μ m의 넓이(방위)이고 13.5mm의 길이(높이)를 갖는다. 다른 크기들도 제공될 수 있다. 배킹 블록(26)은 고무 분말이 20mm의 에폭시 두께(범위)에 혼합되는 것과 같이, 임의의 형태, 재료 또는 크기를 갖는다. 매칭 층(24)(및/또는 28)은 매칭 층(24)이 220 μ m 두께의 구리 조각 필터를 갖는 고 임피던스 에폭시 층이고 층(28)이 150 μ m 두께의 저임피던스 층인 것과 같이, 임의의 형태, 재료 또는 크기를 갖는다. 렌즈 재료(20)는 RTV 1mm 두께와 같이, 초점을 갖거나 갖지 않는 임의의 형태, 재료 또는 크기를 갖는다.

변환기 층들(20, 22)(그리고 일실시예에서 28)은 압전 세라믹(PZT) 블록들, 압전 폴리머들(PVDF), 피조-폴리머 복합, 미세전자기계(예컨대, cMUT) 또는 다른 현재 공지되어 있거나 추후 개발되는 재료 또는 전기 에너지와 음향 에너지간의 변환을 위한 기술이다. 각각의 층(20, 22, 28)은 동일하거나 상이한 크기, 형태, 폴링(poling) 또는 재료를 갖는다. 일실시예에서는, 두 개의 하단 층들(20, 22)은 PZT 블록들이고, 상단 층(28)은 압전 빔들과 에폭시의 복합체이거나 다른 폴리머이다. 예컨대, 두 하단 변환기 층들(20, 22)은 300 μ m 두께(범위)의 PZT 블록들이거나 고체 PZT이고, 상단 층(28)은 140 μ m 두께의 PVDF-코폴리머이다. 상단 층(28)은 하단의 두 변환기 층들(20, 22)(예컨대, 30 MRays)을 위한 저임피던스 매칭 층(예컨대, 2-4 MRays)으로서 기능할 수 있다. 도시된 바와 같이, 상단 층(28)은 하나 이상의 매칭 층들(24)에 의해서 다른 변환기 층들(20, 22)과 분리된다. 상단 층(28)은 엘리먼트들(14)과 다이싱되거나(diced) 또는 패터닝된 전극들과 비다이싱된 재료 시트임으로써 상기 엘리먼트들을 정의한다. 그 두께는 6.25 내지 8MHz의 주파수 범위에서 수신하는 것과 같이 원하는 주파수 응답을 제공하기 위해 선택된다. 다른 실시예에서는, 단지 두 개의 변환기 층들(20, 22)이 제공된다. 또 다른 실시예들에서는, 변환기 재료의 상단 층(28)이 상단 층(28)과 렌즈들(30) 사이에 어떠한 매칭 층들(24)도 갖지 않거나 또는 하나 이상의 매칭 층들(24)을 갖는 다른 변환기 층(22)에 인접한다. 층들(28 및 22) 사이의 공통적인 전기 접속이 접지되거나 전기 접속부(32)와 접속된다.

변환기(12)는 전기 접속부(32, 34, 36)에 제공되는 광대역 전기 신호에 의하여 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 음향 신호를 생성하도록 동작가능하다. 예컨대, 1MHz 아래에서 6MHz 위까지를 커버하는 대역폭을 갖는 절반 또는 한 사이클의 방형파나 사인파와 같은 광대역 전기 신호가 전기 접속부(32)의 상단 변환기 층(22)에 인가되는 반면, 전기 접속부(36)는 접지된다. 더 크거나 더 작은 대역폭 및/또는 더 높거나 더 낮은 주파수 범위를 갖는 신호들이 사용될 수 있다. 두께, 형태, 크기, 재료 및 범위 방향을 따라 변환기 내에 있는 다른 층에 대한 상대적인 위치에 기초하는 상단 변환기 층(22)은 둘 이상의 주파수 대역들에서 발생하는 광대역 전기 신호에 대한 응답 특징을 갖는다. 도 4는 단일 변환기 층(22)의 한 가지 가능한 응답 특징을 나타낸다. 대안적으로, 동일하거나 상이한 전기 접속부들(32)을 갖는 둘 이상의 층들이 둘 이상의 주파수 대역들을 갖는 음향 에너지를 생성하기 위해 사용된다.

도 4에 도시된 바와 같이, 주파수 대역들은 제 1 및 제 2 주파수 대역들의 피크 응답들로부터 적어도 6dB 아래의 포인트에 의해서 서로 분리된다. 도 4는 대략 2MHz에 중심을 두거나 피크를 갖는 하부 주파수 대역과, 대략 4.25MHz에 중심을 두거나 피크를 갖는 상부 주파수 대역을 나타낸다. 응답에서 대략 20dB 이상의 감소가 두 주파수 대역들 사이에 제공된다.

광대역 전기 신호에 의하여 제공되는 2 또는 3 또는 다른 수의 주파수 대역들을 갖는 다른 응답 특징들이 제공될 수 있다. 또 다른 실시예에서는, 다중 대역 주파수들을 갖는 음향 신호를 생성하기 위해서 전기 파형 형성이 제공된다. 상이한 주파수의 두 신호들은 전송을 위한 엘리먼트(14)에 의해서 거의 동시에 생성된다.

전송되는 음향 에너지는 조직(tissue)을 통해 전파하여 구조물로부터 반사한다. 반사되는 에코들은 변환기(12)에 다시 전파될 수 있다. 조직에서의 전파 및/또는 반사는 고조파 정보를 생성한다. 일 실시예에서는, 이미징 세션(예컨대 초음파를 통해 환자를 15분 내지 1시간 동안 검사) 동안에 조영제(contrast agent)를 추가하지 않고도 조직 고조파들이 수신 및 이미징을 위해 사용된다. 다른 실시예에서는, 마이크로버블들(microbubbles)과 같은 추가된 조영제들이 조직에 주입됨으로써 스케닝되어 고조파 응답을 발생시킨다.

동일한 엘리먼트(14)가 전송에 따라 에코들을 수신한다. 변환기 층들(20, 22, 28) 및/또는 전기 접속부들(32, 34, 36)(세 개 이상의 변환기 층 실시예들에 대한 다른 가능한 접속부들)의 상이한 결합이 에코들을 수신하기 위해 사용된다. 전송을 위해 사용되는 하나 이상의 층들(20, 22, 28)을 포함하거나 포함하지 않는 변환기 층들(20, 22, 28)의 결합이 에코들을 수신하기 위해 사용될 수 있다. 전송 또는 수신을 위해 사용되는 상이한 변환기 층들(20, 22, 28)은 동일하거나 다른 전기 접속부들(32, 34, 36)과 동작할 수 있다.

에코들은 전송되는 기본 주파수들의 고조파를 포함한다. 고조파들은 서브하모닉스(예컨대, $\frac{1}{2}$), 프랙셔널 하모닉스(예컨대, $1\frac{1}{2}$) 및/또는 정수 하모닉스(예컨대, 제 2 하모닉)를 포함한다. 고조파들은 또한 둘 이상의 전송되는 주파수들의 차이 및/또는 합과 같은 상호작용 주파수를 포함한다. 2 및 4.25MHz의 중심 주파수들을 가지고 전송되는 예에서, 상호작용 주파수들은 2.25MHz 및 6.25MHz를 포함한다. 고조파 주파수들은 4MHz 및 8.5MHz를 포함한다. 하단 변환기 층(20)은 상호작용 고조파들 중 적어도 하나를 수신하기 위한 크기, 형태, 두께 및 재료를 갖는다. 예컨대, 하단 변환기 층(20)은 2MHz 전송 신호의 제 2 고조파 및 차동 상호작용 고조파를 포함해서 대략 2.18MHz 내지 5MHz를 수신하기 위한 스펙트럼 응답을 갖는다. 세 개의 변환기 층들(20, 22, 28)을 갖는 실시예에서, 상단 변환기 층(28)은 합 상호작용 고조파 및 더 높은 전송 주파수 대역의 제 2 고조파와 같이 다른 주파수들을 수신하기 위한 크기, 형태, 두께 및 재료를 갖는다.

도 5는 하단 변환기 층(20)의 주파수 응답 특징을 나타내는데, 상기 하단 변환기 층(20)은 도 4에서 도시된 음향 에너지의 전송에 기초하여 에코들을 수신하는데 사용된다. 하단 변환기 층(20)의 일반적으로 스무스한(smooth) 광대역 주파수 응답은 광대역 복합 수신 응답을 형성하기에 충분히 서로 근접할 수 있는 전송 주파수 대역들에 기초하여 다중 고조파 주파수 대역들의 수신을 가능하게 한다. 예컨대, 3, 6, 10 또는 다른 dB 미만의 값이 둘 이상의 고조파들의 중심 주파수들 사이에 제공된다(예컨대, 2.25MHz의 차동 상호작용 고조파 및 4MHz의 제 2 고조파). 고조파들 사이에는 더 큰 분리가 제공될 수 있다. 둘 이상의 주파수 대역들이 전송되기 때문에, 둘 이상의 고조파 주파수들을 갖는 광대역 신호가 수신될 수 있다.

상이한 전기 접속부들(32, 34, 36)은 접지들, 케이블들, 트레이스들, 유선들 또는 다른 컨덕터들이다. 상기 전기 접속부들은 또한 이산적이거나 통합된 전자 구성성분들(예컨대, 멀티플렉서들, 튜닝 인덕터들, 커패시터들, 변압기들, 또는 사전증폭기들 등) 및 그것들로 이루어진 그룹을 병렬 또는 직렬 접속들로 구비할 수 있다. 각각의 변환기 층(20, 22)은 전극들의 상이한 결합 및 전기 접속부들(32, 34, 36)과 연관된다. 예컨대, 상단 변환기 층(22)은 전기 접속부들(32 및 36)과 각각 접속되는 상단 및 하단 상에 전극들을 갖는다. 하단 변환기 층(20)은 전기 접속부들(36 및 34)과 각각 접속되는 상단 및 하단 상에 전극을 갖는다. 상이한 전기 접속부(32, 34, 36)가 변환기 층들(20, 22) 각각을 위해서 및 변환기 층들(20, 22)의 적어도 두 상이한 결합들 각각을 위해서 제공된다.

상이한 전기 접속부들(32, 34, 36)은 변환기 층들(20, 22)의 각 결합을 위해 전송 빔형성기(16) 및/또는 수신 빔형성기(18)로부터의 독립적인 전기적 액세스를 제공함으로써, 전송 및 수신 동작에 대한 독립적인 액세스를 허용한다. 각각의 엘리먼트(14)는 다중 시스템 채널들에 유선연결될 수 있거나, 스위칭 전자장치들이 직접적으로 적절한 압전 층(20, 22, 28)으로부터의 신호를 수신하여 시스템(10)에 직접 전송하기 위해 각각의 엘리먼트(14)에 위치될 수 있다. 3개 이상의 변환기 층들(20, 22, 28)을 갖는 실시예에서는, 다른 독립적인 전기 접속부들이 제공될 수 있고, 더 많은 광대역 동작을 위해서 신호들이 나중에 결합될 수 있다. 대안적으로, 둘 이상의 층들이 동일한 전기 접속부를 통해 광대역 신호들을 수신하기 위해서 하단 및 상단 변환기 층들(20, 28)과 같이 공통 전기 접속부와 함께 전기적으로 접속된다.

도 2에서는, 하나의 전기 접속부(36)가 접지된다. 영구적인 접지 또는 스위칭가능 접지가 제공될 수 있다. 대안적인 실시예에서는, 전기 접속부(36)가 전송 및 수신을 위한 동작 사이에서 스위칭된다. 전송에 있어서는, 상이한 전극이 접지되고 전기 접속부(36)가 전송 전기 신호를 위해 사용된다. 수신에 있어서는, 상이한 전극이 접지될 수 있고, 전기 접속부(36)가 수신 신호들을 위해 사용될 수 있지만, 전송 동작과는 여전히 독립적이다. 전기 접속부들(32, 34, 36)은 전송 및 수신 동작을 위해서 상이한 층들 또는 층들의 결합들 사이에서의 스위칭을 가능하게 한다.

도 3은 초음파를 통한 고조파 수신 방법의 일실시예를 나타낸다. 상기 방법은 도 1의 시스템(10), 도 2의 엘리먼트(14) 또는 상이한 시스템들이나 엘리먼트들을 사용한다. 도 3에 도시된 것 보다 추가적으로 상이하거나 더 적은 단계들이 제공된다. 예컨대, 상기 방법에는 결합 단계(46)가 제공된다.

단계(40)에서는, 전기 신호들이 변환기의 엘리먼트들에 인가된다. 그 전기 신호들은 스위칭 네트워크나 펄스들에 의해 생성되는 방형파들과 같은 광대역 신호들이다. 대안적으로, 전기 신호들은 다중 주파수 대역들에서 정보를 포함하기 위해 형성되는 파이다.

단계(42)에서는, 음향 신호가 광대역 또는 다른 입력 전기 신호에 응하여 생성된다. 다중 층 엘리먼트들의 변환기 층과 같은 변환기는 인가되는 전기 신호들을 음향 에너지로 변환한다. 변환기 층 세트는 전기 신호를 음향 신호로 변환한다. 상기 세트는 하나 이상의 변환기 층들이다. 예컨대 도 2에 도시된 엘리먼트(14)에서는, 상단 또는 중간 층(22)과 같은 하나의 층만이 전기 신호를 음향 에너지로 변환하고, 하단 층(20) 및/또는 상단 층(28)과 같은 다른 층들은 전송 동작을 위해 사용되지 않는다.

전기 에너지를 음향 에너지를 변환하는 것은 일실시예에서 입력 파형을 필터링한다. 예컨대, 광대역 파형은 둘 이상의 상이한 주파수 대역들로 음향 에너지를 제고하기 위해서 필터링된다. 하나의 주파수 대역은 그 주파수 대역들의 상응하는 피크 응답으로부터 적어도 6dB, 적어도 10dB 또는 적어도 20dB 아래의 포인트만큼 다른 주파수와 분리된다. 크기에 있어 더 크거나 더 작은 분리가 제공될 수 있다. 주파수에 있어서의 분리는 작거나(예컨대, 가장 낮은 주파수 대역의 중심 주파수의 대FIR 10-20 퍼센트) 크거나(예컨대, 가장 낮은 주파수 대역의 중심 주파수의 적어도 대략 100 퍼센트) 또는 다른 값일 수 있다. 도 4에 도시된 바와 같이, 1-4MHz 내의 낮은 주파수 대역의 한 중심과 2-8MHz 내의 높은 주파수 대역의 다른 중심과 같이 낮은 중심 주파수와 높은 중심 주파수를 갖는 두 주파수 대역들이 제공된다.

단계(44)에서는, 에코 신호들이 수신된다. 상기 수신은 단계(42)에서 전송을 위해 사용된 것과 상이한 변환기 층들 세트를 통해 수행된다. 예컨대, 도 2의 엘리먼트(14)를 사용함으로써, 상기 상이한 세트는 하단 층(20)이거나 또는 하단 및 상단 층들(20 및 28) 모두이다. 하나 이상의 변환기 층들이 에코 신호들을 수신하지만, 최소한 하나의 변환기 층은 전송을 위해 사용된다. 음향 에너지는 층들 모두가 전기 에너지를 생성하도록 하지만, 수신 세트에서 단지 하나의 층이나 또는 층들의 결합이 전기 신호들을 수신하거나 처리하기 위해 사용된다. 다른 층들은 전기 에너지를 수신하기 위해서 접지되며 접속되지 않는다.

수신되는 에코 신호들 및 그에 상응하는 수신되는 전기 신호들은 전송되는 주파수 대역들의 다중 고조파들과 같은 광대역 정보를 포함한다. 고조파들은 전송되는 주파수 대역들의 하나 이상의 상호작용 고조파 주파수들을 포함할 수 있다. 광대역은 차이, 합, 제 2 고조파 및 그것들의 결합을 갖는 신호들과 같은 다른 고조파를 포함할 수 있다. 예컨대, 수신되는 전기 신호들은 하나의 변환기 층으로부터의 가장 낮은 전송 주파수 대역의 제 2 고조파 및/또는 차동 상호작용 주파수를 포함한다. 다른 예로서, 수신되는 전기 신호들은 상이하거나 동일한 변환기 층 상에서 가장 높은 전송되는 주파수 대역의 제 2 고조파 및/또는 합 상호작용 주파수를 포함한다. 또 다른 예로서, 수신되는 전기 신호들은 하나 이상의 변환기 층들로부터의 제 2 고조파들, 합 상호작용 및 차동 상호작용 주파수들을 포함한다.

에코 신호들은 일실시예에서 이미징 세션에 걸쳐 임의의 추가적인 조영제로부터의 응답을 포함하지 않는다. 다른 실시예에서는, 에코 신호들은 조영제로부터의 고조파 응답을 포함한다.

단계들(40, 42 및 44)이 반복된다. 예컨대, 상기 단계들은 상이한 스캔 라인들을 따라 스캐닝하도록 반복된다. 다른 예로서, 상기 단계들은 동일하거나 유사한 스캔 라인을 따라 반복되지만, 전송되는 음향 신호들의 상이한 극성을 갖는다. 상이한 전송 및 수신 이벤트들이 제공된다. 상이한 이벤트에 대해 상이한 극성, 위상, 진폭 또는 그것들의 결합을 사용함으로써, 단계(46)에서 정보를 결합하여 기본 또는 고조파 주파수들의 선택적인 제거가 가능할 수 있다. 전송 이벤트들 사이의 극성을 반대로 함으로써, 수신되는 신호들의 합은 기본 정보를 포함해서 홀수 고조파 성분들을 제거하거나 감소시켜 상호작용 고조파들 및 짝수 고조파들을 더욱 쉽게 강조한다.

도 6은 초음파를 통한 고조파 수신 방법의 다른 실시예를 도시한다. 상기 방법은 도 1의 시스템(10), 도 2의 엘리먼트(14) 또는 다른 시스템들이나 엘리먼트들을 사용한다.

단계(50)에서는, 적어도 제 1 및 제 2의 상이한 주파수 대역들을 갖는 음향 신호가 단계(42)에서 설명된 바와 같이 광대역 전기 신호에 응하여 생성된다. 광대역 또는 다른 전기 신호가 변환기 층이나 변환기 층들의 결합에 인가된다. 대안적으로, 단일 층 엘리먼트가 사용된다.

단계(52)에서는, 에코 신호가 전송되는 음향 신호에 따라, 전송되는 주파수 대역들의 고조파 및/또는 고조파 상호작용 주파수로 수신된다. 동일하거나 상이한 층, 층들의 결합 또는 단일 층이 에코를 전기 신호를 변환하기 위해 사용된다.

단계(54)에서는, 단계(50)의 음향 신호에 비해 감소된 다른 주파수 대역을 갖거나 또는 아무런 다른 주파수도 대역도 갖지 않는 하나의 주파수를 가진 다른 또는 후속하는 음향 신호가 생성된다. 상기 후속하는 음향 신호의 극성 또는 위상은 단계(50)의 음향 신호에 비해 반전되거나 시프트된다. 대안적인 실시예에서, 단계(54)는 단계(50) 이전에 수행된다. 단계(54)에서 사용되는 주파수 대역은 더 높거나 더 낮은 중심 주파수를 갖는 주파수 대역이다. 3 이상의 주파수 대역들이 사용되는 경우에는, 주파수 대역으로 이루어지는 서브세트가 단계(54)에서 제공된다.

단계(56)에서는, 에코 신호가 단계(54)의 음향 신호에 따라 수신된다. 수신되는 에코 및 그에 상응하는 전기 신호는 상호작용 고조파들을 갖거나 혹은 갖지 않는 기본 및 임의의 고조파 정보를 포함한다. 단계(54)로부터의 동일하거나 상이한 층, 층들의 결합 또는 단일 층이 에코를 전기 신호로 변환하는데 사용된다.

단계(58)에서는, 단계(52 및 56)에서 수신된 전기 신호들이 결합된다. 합, 차이, 가중된 결합 또는 다른 결합 함수가 사용된다. 상기 결합은 단계들(50 및 54) 모두에서 사용된 주파수 대역의 기본 또는 다른 선택된 고조파들을 제거하고, 그로 인해서 상호작용 고조파들 및 다른 고조파들을 포함하는 광대역 정보를 산출한다.

비록 본 발명은 여러 실시예들을 참조하여 위에서 설명되었지만, 많은 변경 및 변형이 본 발명의 범위로부터 벗어나지 않고 이루어질 수 있다는 것을 알아야 한다. 따라서, 앞선 설명은 제한보다는 설명을 위한 것으로 간주되어야 한다는 것이 의도되고, 또한 모든 등가물들을 포함하고 있는 다음의 청구범위는 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도된다는 것이 이해되어야 한다.

발명의 효과

본 발명은 의료 진단 초음파 고조파 이미징에 있어서 광대역이면서 더 강한 신호를 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

도 1은 초음파를 통한 고조파 수신에 대한 일실시예의 블록도.

도 2는 도 1의 시스템에서 사용하기 위한 변환기 엘리먼트의 일실시예에 대한 단면도.

도 3은 초음파를 통한 고조파 수신을 위한 방법의 일실시예에 대한 흐름도.

도 4는 일실시예에서 전송 시에 광대역 펄스에 따른 한 변환기 층의 음향 신호 스펙트럼 특징에 대한 그래프.

도 5는 수신을 위한 다른 변환기의 음향 신호 스펙트럼 특징에 대한 그래프.

도 6은 초음파를 통한 고조파 수신을 위한 방법의 다른 실시예에 대한 흐름도.

* 도면의 주요부분에 대한 부호의 설명 *

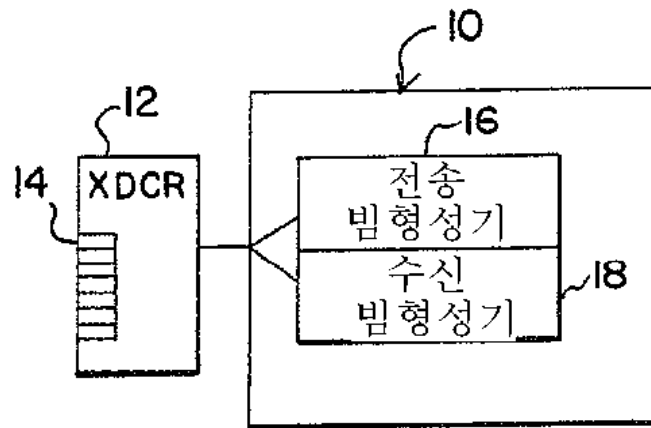
10 : 고조파 수신 시스템 12 : 변환기

14 : 엘리먼트 16 : 전송 빔형성기

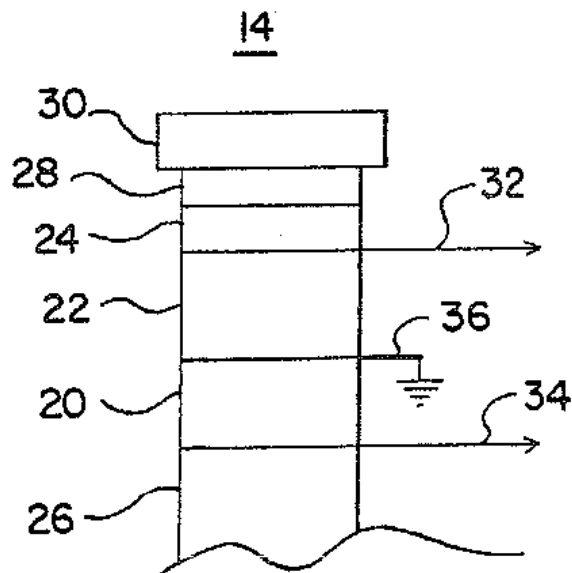
18 : 수신 빔형성기

도면

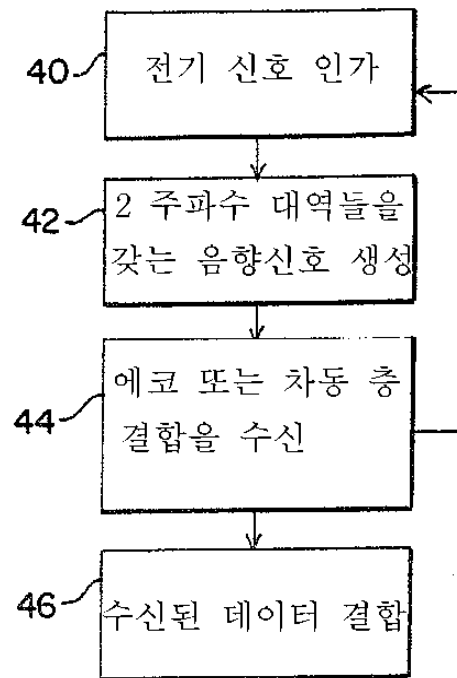
도면1



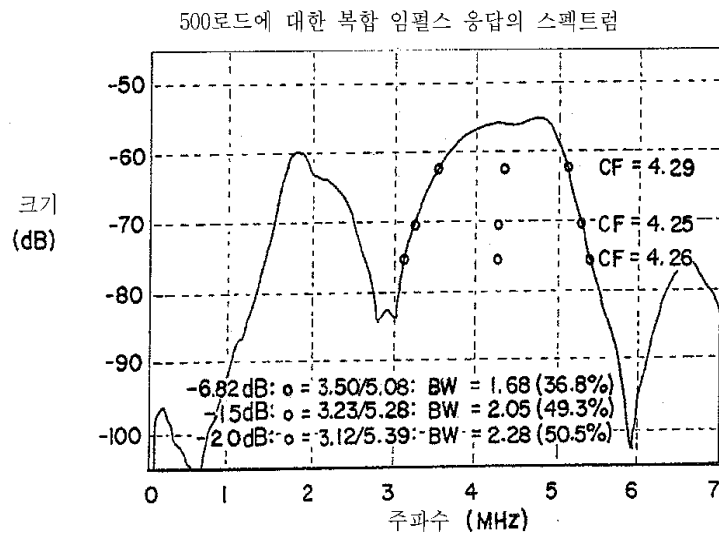
도면2



도면3

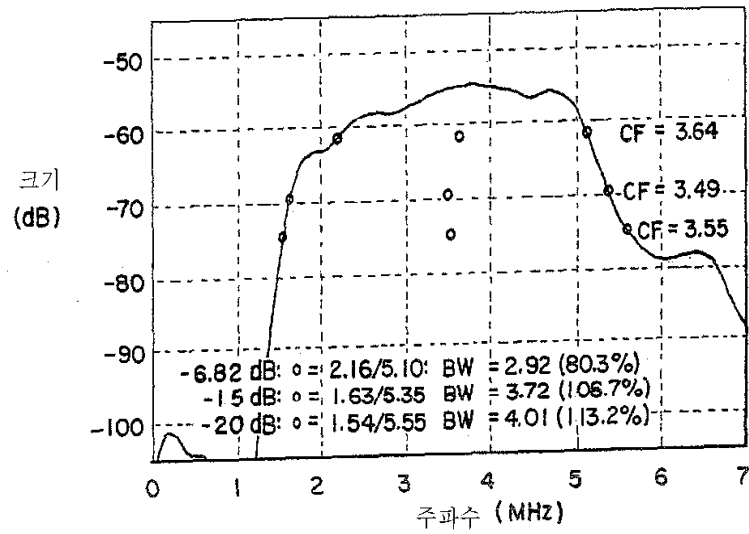


도면4

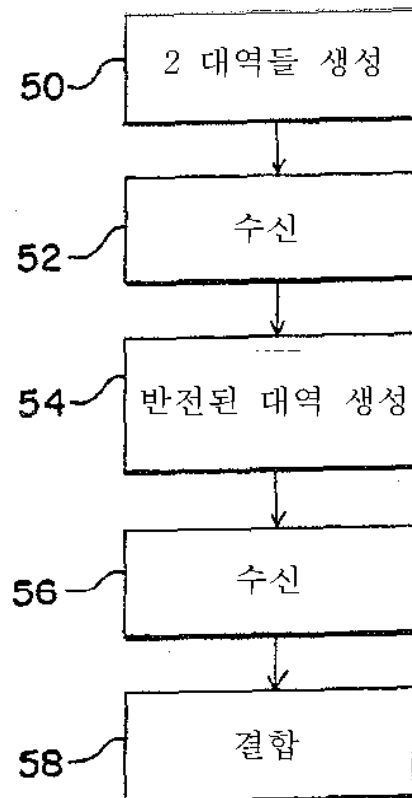


도면5

500로드에 대한 복합 임펄스 응답의 스펙트럼



도면6



专利名称(译)	用于谐波的医疗诊断超声换能器系统		
公开(公告)号	KR1020070014957A	公开(公告)日	2007-02-01
申请号	KR1020060051800	申请日	2006-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	MO JIAN HUA 모지안후아 PROULX TIMOTHY L 프롤스티모시엘 BRADLEY CHARLES E 브래들리찰스이		
发明人	모,지안 후아 프롤스,티모시엘. 브래들리,찰스이.		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52038 B06B1/064 G01S15/8952		
优先权	11/192857 2005-07-28 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

医学检查超声换能器系统包括第一和第二组至少元件 (14) 的转换器层 (20,22)。每组包括至少一个具有独立电通路 (32,36) 的转换器层 (20,22)。接收多个组织谐波信号,使得通过具有宽带电信号的第一组的转换器层 (20,22) 的传输事件通过该组的转换器层 (20,22) 接收事件,该转换器层与隐含的第二声信号不同创建 (42) 是光学带宽响应,创建两个或更多个不同的频带 (44)。它可以通过脉冲反转技术通过其中基本信号被反转的脉冲的第二传输事件以及来自第二接收事件和两个接收事件的重叠 (58) 来减少。

