



(19)대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)  
A61B 8/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0027644  
(43) 공개일자 2007년03월09일

(21) 출원번호 10-2006-7027648  
(22) 출원일자 2006년12월28일  
심사청구일자 없음  
번역문 제출일자 2006년12월28일  
(86) 국제출원번호 PCT/IB2005/052056 (87) 국제공개번호 WO 2006/003555  
국제출원일자 2005년06월22일 국제공개일자 2006년01월12일

(30) 우선권주장 60/584,403 2004년06월30일 미국(US)

(71) 출원인 코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.  
네델란드왕국, 아인드호펜, 그로네보르스베그 1

(72) 발명자 아베키우, 미칼라키스  
미국, 워싱턴주 98041-3003, 보젤, 사서함 3003  
젠슨, 세쓰  
미국, 워싱턴주 98041-3003, 보젤, 사서함 3003

(74) 대리인 문경진

전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 상호변조 곱 신호를 사용한 비선형 초음파 진단 영상형성시스템

(57) 요약

초음파 영상 시스템은 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분을 포함하는 파형을 송신하며, 이러한 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분은 비선형 매질을 통과하거나 콘트라스트 에이전트 미세기포와 상호동작하여 상호변조되어 차이 주파수 성분을 생성한다. 예시된 실시예에서, 제 2 주요 주파수는 제 1 주요 주파수의 두 배이며, 결국 제 1 주요 주파수에서 차이 주파수 신호를 생성한다. 두 개의 다르게 변조된 송신 파형이 송신되고 차이 주파수 성분은 펄스 반전에 의해 분리된다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

청구항 1.

상호변조 곱 신호로 비선형 영상을 형성하는 초음파 진단 영상 시스템으로서,

초음파를 송신하고 이에 응답하여 에코 신호를 수신하도록 동작하는 어레이 트랜스듀서와;

상기 어레이 트랜스듀서에 연결되고, 상기 어레이 트랜스듀서로 하여금 서로 다르게 변조된 제 1 및 제 2 파를 대상 위치로 송신하게 하는 송신기로서, 각 파는 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분을 포함하고, 상기 제 2 주요 주파수 성분의 주파수는 상기 제 1 주요 주파수 성분의 두 배인, 송신기와;

상기 어레이 트랜스듀서에 연결되고, 상기 송신된 파에 응답하여 코히어런트 에코 신호를 형성하는 빔형성기로서, 상기 에코 신호는 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 차이 주파수 신호를 포함하는, 빔형성기와;

상기 빔형성기에 연결된 펄스 반전 프로세서로서, 상기 제 1 주요 주파수 성분의 선형 신호 성분의 상대적 배제를 위해 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 상기 차이 주파수 신호를 분리하도록 동작하는 펄스 반전 프로세서와; 및

상기 펄스 반전 프로세서에 연결되고, 상기 차이 주파수 신호로부터 형성된 영상을 디스플레이하기 위한 디스플레이를 포함하는,

초음파 진단 영상 시스템.

## 청구항 2.

제 1항에 있어서, 상기 빔 형성기는 상기 제 1 주요 주파수 성분의 주파수에서 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 차이 주파수 신호를 포함하는 코히어런트 에코 신호를 상기 송신된 파에 응답하여 형성하기 위한 수단을 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

## 청구항 3.

제 1항에 있어서, 상기 펄스 반전 프로세서는 상기 제 1 주요 주파수 성분의 선형 신호 성분의 상대적인 배제를 위해 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 비선형 차이 주파수 신호를 분리하기 위한 수단을 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

## 청구항 4.

제 1항에 있어서, 상기 송신기는 상기 어레이 트랜스듀서가 제 1 및 제 2 파를 서로 다르게 진폭 변조된 대상 위치로 송신하게 하기 위한 수단을 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

## 청구항 5.

제 1항에 있어서, 상기 송신기는 상기 어레이 트랜스듀서가 위상 또는 주파수 중 적어도 하나가 서로 다르게 변조된 제 1 및 제 2 파를 대상 위치로 송신하게 하기 위한 수단을 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

## 청구항 6.

제 1항에 있어서, 상기 트랜스듀서는 초음파를 송신하고, 더 높은 주파수 신호가 상당한 심도 의존적 주파수 감쇠를 보이는 심도계로부터 파에 응답하여 에코 신호를 수신하도록 동작하는 어레이 트랜스듀서를 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 7.

제 1항에 있어서, 상기 어레이 트랜스듀서는 비선형 대상이나 매질에 의한 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 상호변조에 의해 형성된 차이 주파수 성분을 포함하는 에코를 수신하기 위한 수단을 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 8.

제 7항에 있어서, 상기 비선형 대상은 콘트라스트 에이전트 미세기포(contrast agent microbubble)를 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 9.

제 7항에 있어서, 상기 비선형 매질은 인체 조직을 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 10.

상호변조 곱 신호로 비선형 영상을 형성하는 초음파 진단 영상 시스템으로서,

초음파를 송신하고 이에 응답하여 에코 신호를 수신하도록 동작하는 어레이 트랜스듀서와;

상기 어레이 트랜스듀서에 연결되고, 상기 어레이 트랜스듀서로 하여금 구형파를 대상 위치로 송신하게 하는 송신기로서, 각 파는 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분을 송신하고, 상기 제 2 주요 주파수 성분의 주파수는 상기 제 1 주요 주파수 성분의 세 배인, 송신기와;

상기 어레이 트랜스듀서에 연결되고, 상기 송신된 구형파에 응답하여 코히어런트 에코 신호를 형성하는 빔형성기로서, 상기 에코 신호는 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 차이 주파수 신호를 포함하는, 빔형성기와;

상기 빔형성기에 연결된 신호 분리 회로로서, 상기 주요 주파수 성분의 선형 신호 성분의 상대적 배제를 위해 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 상기 차이 주파수 신호를 분리하도록 동작하는 신호 분리 회로와; 및

상기 펄스 반전 프로세서에 연결되고, 상기 차이 주파수 신호로부터 형성된 영상을 디스플레이하기 위한 디스플레이를 포함하는,

초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 11.

제 10항에 있어서, 상기 송신기는 상기 어레이 트랜스듀서로 하여금 서로 다르게 변조된 구형파를 대상 위치로 송신하게 하기 위한 수단을 더 포함하고, 각 구형파는 기본 주파수의 홀수 고조파를 송신하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 12.

제 11항에 있어서, 상기 송신기는 상기 어레이 트랜스듀서로 하여금 서로 다르게 변조된 구형파를 대상 위치로 송신하게 하기 위한 수단을 더 포함하고, 각 구형파는 기본 주파수의 제 1 및 제 3 고조파 주파수를 송신하고, 기본 주파수의 제 2 고조파 주파수에서 신호 내용은 상대적으로 없는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 13.

제 12항에 있어서, 상기 빔형성기는 상기 송신된 구형파에 응답하여 코히어런트 에코 신호를 형성하기 위한 수단을 더 포함하며, 상기 에코 신호는 상기 기본 주파수의 상기 제 2 고조파 주파수에서 위치한 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 차이 주파수 신호를 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 14.

제 12항에 있어서, 상기 빔형성기는 상기 송신된 구형파에 응답하여 코히어런트 에코 신호를 형성하기 위한 수단을 더 포함하며, 상기 에코 신호는 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 상호변조 곱을 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 15.

제 14항에 있어서, 상기 빔형성기는 상기 송신된 구형파에 응답하여 코히어런트 에코 신호를 형성하기 위한 수단을 더 포함하며, 상기 에코 신호는 상기 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 상호변조 곱을 포함하며, 상기 상호변조 곱은 상기 기본 주파수의 상기 제 2 고조파 주파수에 위치한, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 16.

제 10항에 있어서, 상기 송신기는 이산 전압 레벨 사이에서 출력 파를 스위칭하도록 동작하는 스위칭 송신기를 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 17.

제 10항에 있어서, 상기 신호 분리 회로는 통과대역 필터를 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 18.

제 10항에 있어서, 상기 송신기는 상기 어레이 트랜스듀서로 하여금 서로 다르게 변조된 제 1 및 제 2 구형파를 대상 위치로 송신하게 하기 위한 수단을 더 포함하며;

상기 빔형성기는 상기 서로 다르게 변조된 제 1 및 제 2 구형파에 응답하여 코히어런트 에코 신호를 형성하기 위한 수단을 더 포함하며,

상기 신호 분리 회로는 상기 다르게 변조된 제 1 및 제 2 구형파에 응답하여 수신된 코히어런트 에코 신호에 응답하는 펄스 반전 회로를 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

### 청구항 19.

제 18항에 있어서, 상기 송신기는 상기 어레이 트랜스듀서로 하여금 진폭, 위상 또는 극성 중 적어도 하나에서 다르게 변조된 제 1 및 제 2 구형파를 송신하게 하기 위한 수단을 더 포함하는, 초음파 진단 영상 시스템.

명세서

기술분야

본 발명은 의학 진단 영상형성 시스템에 관한 것이며, 상세하게는, 송신된 신호의 비선형 상호변조 곱이 영상을 만드는데 사용되는 초음파 진단 영상형성 시스템에 관한 것이다.

## 배경기술

비선형 신호를 갖는 영상은 현재 진단 초음파 분야에서 두 가지로 주로 응용되고 있다. 하나는 선형(일반적으로 짜인) 송신 파형이 이것이 인체를 통과하므로 자연적인 왜곡을 겪게 되는 조직 고조파 영상이다. 이 왜곡은 대부분의 성분이 일반적으로 기본 송신 주파수의 제 2 고조파에 있는 비선형 고조파 성분을 생성시킨다. 수신된 에코는 이러한 비선형 성분을 선형 성분으로부터 분리하도록 필터링된다. 바람직한 분리 기술은 미국특허(제 5,951,478)(Hwang 등)에서 기술된 바와 같이 펄스 반전으로 알려져 있다. 비선형 성분으로부터 생성된 영상은 다중경로 산란으로 인한 영상의 낮은 수준의 클러터에 바람직하다.

비선형 영상의 제 2 중요한 응용은 초음파 콘트라스트 에이전트의 영상이다. 콘트라스트 에이전트의 미세기포(microbubbles of contrast agents)는 초음파에 의해 음향홀로그램이 만들어질 때(insonified) 비선형적으로 진동하거나 파괴되도록 설계될 수 있다. 이러한 진동이나 파괴는 미세기포로부터 반환된 에코가 풍부한 비선형 성분을 갖게 한다. 이들 에코는 미세기포 에코의 비선형 성분을 분리하기 위해 조직 고조파 신호와 유사한 방식으로 수신되고 처리된다. 이들 에코와 함께 생성된 영상은 콘트라스트 에이전트를 포함하는 맥관 구조(vasculature) 및 혈액 흐름을 뚜렷하게 분할할 수 있다.

미국특허(제 6,440,075호)(Averkiou)는 비선형 신호 성분의 생성을 개선하는 비선형 영상 기법을 기술한다. 이것은 두 개의 주요한 주파수를 갖는 파형을 송신함으로써 수행된다. 파형이 조직을 통과하거나 미세기포를 만남에 따라, 각 송신 주파수의 비선형 성분이 전술된 바와 같이 생성될 것이다. 게다가, 두 개의 송신 주파수 성분이 상호변조하여, 비선형 합계 및 차이 주파수 성분을 생성할 것이다. 이들 두 타입의 비선형 신호가 수신되어 두 비선형성 메커니즘을 사용하여 개선된 영상을 형성하는데 사용된다. 이 특허는, 합계 및 차이 주파수가 주요한 송신 주파수에 대해 트랜스듀서의 통과대역의 측면을 사용하고 차이 및 고조파 주파수에 대해 중심부를 사용하는 것과 같이 형성되고 위치될 수 있는 여러 방식의 예를 제공한다. 상기 특허('075특허)의 도 7은 트랜스듀서 통과대역의 측면에서 주파수( $f_1$  및  $f_2$ )의 송신 및 통과대역의 중심부에서 에코 성분( $f_1-f_2$  및  $2f_2$ )의 수신의 예를 제공한다. 예시된 송신 기술은 또한 유리하게도 디지털 방식으로 저장된 송신 파형으로부터 생성될 수 있다.

간의 영상과 같은 복부 깊은 곳의 영상에 대해 종종 필요한 인체 내에서 더 큰 심도의 영상을 위해, 더 낮은 주파수가 심도-의존적 주파수 감쇠의 효과를 상쇄하는데 필요하다. '075특허에서 예시한 것처럼, 상호변조 곱은 종종 통과대역 또는 그보다 더 높은 대역의 중심부에 있고, 그러므로 더 깊은 심도 영상에서 상당한 감쇠를 겪을 수 있다. 이러한 감쇠는 수신된 에코의 신호-대-잡음 특징을 감소시키며, 그리하여 영상의 진단 품질을 감소시킬 수 있다. 그러므로, 인체 내에서 더 큰 심도의 영상을 얻을 때 높은 진단 영상을 생성할 방식으로 상호변조 비선형 영상을 사용할 수 있는 것이 바람직하다.

## 발명의 상세한 설명

본 발명의 원리에 따라, 더 깊은 심도에서 상호변조 곱을 갖는 비선형 영상 형성 방법 및 장치가 기술된다. 송신 파형은 두 개의 주요한 주파수 성분을 포함하며, 그 중 하나의 주파수가 다른 하나의 주파수의 두 배이다. 송신 파형은 두 번 송신되고 매번 서로 다른 송신 변조로 송신된다. 두 송신으로부터의 수신된 에코는 펄스 반전에 의해 두 개의 주요 주파수 성분의 비선형 차이 주파수 성분을 분리하기 위해 결합된다. 이러한 차이 주파수 성분은 두 개의 주요 주파수 성분 중 더 낮은 성분에 위치하여, 심도-의존적 감쇠 효과에 덜 취약하다.

## 실시예

먼저, 도 1을 참조하면 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 진단 영상 시스템이 도시되어 있다. 도 1의 초음파 시스템은 영상이 형성되는 대상 내부에 서로 다른 주파수의 신호를 비선형적으로 생성하기 위해 다수 주파수 빔을 송신하는 송신기(16)를 사용한다. 이러한 송신기는 스캔헤드(10)의 어레이 트랜스듀서(12)의 요소에 송신/수신 스위치(14)에 의해 결합된다. 이러한 송신기는 이 도면에 도시된 바와 같이 송신 빔의 특징을 결정하는 다수의 제어 파라미터에 응답한다. 다수 주파수 빔의 두 가지 주요한 주파수( $f_1$  및  $f_2$ )는 제어되어, 차이( $f_1-f_2$ ) 주파수 성분이 갖게 될 주파수를 결정한다. 또한 제어되

는 것은 두 송신된 주파수 성분의 크기 즉 세기(a 및 b)이며, 이것은 송신 빔이 형태( $b\sin(2\pi f_1 t) + a\sin(2\pi f_2 t)$ )를 갖게 한다. 수신된 차이 신호 성분( $f_1 - f_2$ )은, 그러나, 이러한 차이 신호가 비선형 효과의 결과로부터 초래된 것이므로, a 및 b 세기의 선형 곱이 아닌 크기(c)를 가질 것이다.

도 1에서, 트랜스듀서 어레이(12)는 트랜스듀서 통과대역 내에 있는 차이 주파수 성분을 포함하는 인체(body)로부터 에코를 수신한다. 이들 에코 신호는 스위치(14)에 의해 빔형성기(18)에 연결되며, 빔형성기(18)는 다른 요소로부터의 에코 신호를 적절히 지연시킨 후 이들을 결합하여 얇은 심도에서 더 깊은 심도까지 빔을 따라 차이 신호 시퀀스를 형성한다. 바람직하게, 빔형성기는 근거리 심도계에서 원거리 심도계(far depth of field)까지 이산 코히어런트(coherent) 디지털 에코 신호 시퀀스를 생성하기 위해 디지털 에코 신호에 동작하는 디지털 빔형성기이다. 빔형성기는 단일 송신 빔에 응답하여 다수의 공간적으로 구별된 수신 스캔라인을 따라 에코 신호의 둘 이상의 시퀀스를 생성하는 멀티라인 빔형성기일 수 있다. 빔형성된 에코 신호는 비선형 신호 분리기(20)에 연결된다. 분리기(20)는 송신 대역(62, 64나 72, 74)의 상대적 배제(감쇄)를 위해 합계 또는 차이 통과대역(66, 76)을 통과시키는 대역통과 필터일 수 있다. 예시된 실시예에서, 분리기(20)는 차이 주파수 성분을 포함한 비선형 신호를 펄스 반전 기술에 의해 분리하는 펄스 반전 프로세서이다. 차이 주파수 신호가 비선형 효과에 의해 생성되므로, 이들 신호는 유리하게는 펄스 반전 처리에 의해 분리될 수 있다. 펄스 반전을 위해, 송신기는 도면에서 도시된 바와 같이 송신 펄스의 위상, 극성 또는 진폭인 또 다른 가변 송신 파라미터를 갖는다. 초음파 시스템은 다른 송신 극성, 진폭 및/또는 위상의 둘 이상의 빔을 송신한다. 예시된 두 개의 펄스 실시예에 대해, 제 1 송신 펄스에 응답하여 수신된 스캔라인 에코가 라인1 버퍼(22)에 저장된다. 제 2 송신 펄스에 응답하여 수신된 스캔라인 에코는 라인2 버퍼(24)에 저장되며, 그 후 합산기(26)에 의해 라인1 버퍼에서의 공간적으로 대응하는 에코와 결합된다. 대안적으로, 제 2 스캔라인의 에코가 버퍼링없이 제 1 스캔라인의 저장된 에코와 직접 결합될 수 있다. 송신 펄스의 다른 위상이나 극성의 결과로, 다른 위상의 기본(선형) 에코 성분이 소거되며, 동위상인 비선형 차이 주파수 성분은 결합하여 서로 강화할 것이며 개선되고 격리된 비선형 차이 주파수 신호를 생성할 것이다. 이러한 차이 주파수 신호는 필터(30)에 의해 추가로 필터링되어 데시메이션(decimation)과 같은 동작으로 인한 신호와 같이 원치 않는 신호를 제거할 것이다. 이들 신호는 그 후 검출기(32)에 의해 검출되며, 검출기(32)는 진폭이나 위상 검출기일 수 있다. 에코 신호는 그 후 후속한 그레이스케일, 도플러나 기타 초음파 디스플레이를 위해 신호 프로세서(34)에 의해 처리된 후 2차원, 3차원, 스펙트럼, 파라메트릭 또는 기타 디스플레이 형성을 위해 영상 프로세서(36)에 의해 추가로 처리된다. 최종 디스플레이 신호가 디스플레이(38) 상에 디스플레이된다.

본 발명의 원리에 따라 송신기는 두 개의 주요한 송신 주파수( $f_1$  및  $f_2$ )를 갖는 파형을 송신하며, 여기서  $f_2 = 2f_1$ 이다. 이들 두 송신 주파수는 조직을 관통하는 파형 통과나 비선형 콘트라스트 에이전트 미세기포(nonlinear contrast agent microbubble)에 의한 반사와 같은 비선형 효과로 인해 인체 내에서 상호변조될 것이다. 이러한 상호변조는 두 개의 주요한 주파수의 합계 및 차이 주파수에서 성분을 생성한다. 선택된 주요한 주파수로서, 차이 주파수( $f_2 - f_1$ )는  $f_1$ 이며, 이것은 더 낮은 송신 주파수에서 비선형 신호 성분을 포함한다. 더 낮은 송신 주파수가 가장 큰 통과 심도를 보일 것이므로, 비선형 신호 성분은 이 가장 큰 심도로부터 반환될 것이며, 이 심도에서 최저 주파수( $f_1$ )가 수신될 수 있다. 그에 따라, 더 깊은 심도의 영상이 용이해진다.

이러한 프로세스의 예가 도 2a 내지 도 6b에 예시되어 있다. 도 2a는 제 1 변조 특징을 보이는 제 1 송신 파형(50)의 시간 영역 그래프이며, 이러한 제 1 변조 특징은 이 예에서 특정한 위상 특징이다. 그래프의 횡축은 시간이고 종축은 진폭이다. 송신 파형(50)은 도 2b에 도시된 두 개의 주요한 주파수 성분을 갖는다. 이 그래프는 송신 파형(50)의 주파수 스펙트럼을 도시한다. 그래프의 횡축은 MHz 단위의 주파수 스케일 즉 고조파 차수로 간주될 수 있고, 종축은 진폭이다. 이 스펙트럼은 제 1 송신 파형이 1MHz 주위에 제 1 주요 주파수 성분(52)을 가지며, 2MHz 주위에 제 2 주요 주파수 성분(53)을 가짐을 도시한다. 제 2 주요 주파수 성분(53)은 제 1 주요 주파수 성분 값의 두 배인 것으로 보인다. 대안적으로, 스펙트럼은 더 높은 주파수 성분이 더 낮은 주파수 성분의 제 2 고조파 주파수인 두 개의 주요한 기본 주파수 성분을 갖는 것으로 보여질 수 있다.

제 1 송신 파형이 비선형 매질 즉 대상으로 향할 때, 도 3a에 도시된 바와 같이 에코(54)가 반환되고 트랜스듀서(12)에 의해 수신된다. 이 에코는 도 3b에 도시된 바와 같은 스펙트럼 응답을 갖는다. 이 스펙트럼은 기본 주파수 성분(55, 56 및 57)을 포함한다. 쉬운 설명을 위해, 응답 특징(55)이 기본 응답으로 지칭될 것이고, 특징(56)이 제 2 고조파 응답으로 지칭될 것이며, 응답 특징(57)이 제 3 고조파 응답으로 지칭될 것이다. 기본 성분(55)은 송신 성분(52)으로부터의 선형 응답과, 또한 송신 주파수의 상호변조 곱으로부터 비선형 응답을 포함한다. 이 경우, 상호변조 곱은 차이 주파수( $f_1 - f_2$ )이고, 이것은  $f_2 = 2f_1$ 인 이 예에서  $f_1$ 이다. 제 2 고조파 성분(56)은 송신 성분(53)으로부터의 선형 응답이고, 제 2 고조파는 송신 성분

(52)의 비선형 응답이다. 제 3 고조파 성분(57)은 오직 비선형 응답이다. 이 성분은 송신 주파수 성분(52)의 제 3 고조파 성분과 상호변조 주파수의 합( $f_1 + f_2$ )을 포함하며, 이 합은 이 경우  $3f_1$ 이다. 에코 신호(54)가 빔형성되고 라인1 버퍼(22)에 저장된다.

제 2 송신 파형(60)은 도 4a에 도시된 바와 같이 제 1 파형(50)과 동일한 대상 즉 매질에 송신된다. 이 제 2 송신 파형은 이 경우 다른 위상 특징에 의해 제 1 송신 파형으로부터 서로 다르게 변조된다. 제 2 송신 파형의 스펙트럼 특징(62)이 도 4b에 도시되며, 이것은 제 1 송신 파형의 특징과 동일한 것으로 보이며 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분을 보이고 있다. 제 2 송신 파형에 응답하여 매질 즉 대상으로부터 수신된 에코(64)가 도 5b에 도시되며 파형의 서로 다른 위상 변조로 인해 제 1 송신 파형으로부터의 에코(54)와 다르게 보인다. 에코 신호(64)는 도 5b의 스펙트럼 응답 곡선(65, 66 및 67)에 의해 볼 수 있는 바와 같이 에코(54)의 특징과 동일한 스펙트럼 특징을 실질적으로 갖는다. 제 2 송신 파형으로부터의 에코는 송신 파형의 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 기본 성분과, 제 1(더 낮은) 주요 주파수 성분의 제 3 고조파와, 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 비선형(제 2) 고조파와, 1MHz에서 두 주요 주파수 성분의 차이 신호 상호변조 곱을 포함한다. 에코 신호(64)가 빔형성되고 라인2 버퍼(24)에 저장된다.

에코 신호의 비선형 성분은 합산기(26)를 사용하여 두 개의 저장된 에코를 더함으로써 펄스 반전에 의해 분리된다. 이러한 두 개의 신호 결합은 선형 성분이 송신 파형의 서로 다른 변조로 인해 서로 소거되게 하며, 두 개의 에코의 비선형 성분이 서로 강화되게 한다. 이 예에 대한 이러한 결합의 결과는 도 6a에 도시된 신호(70)이다. 이 신호의 주파수 스펙트럼이 도 6b에 도시되며, 세 개의 구별된 성분(71, 72 및 73)을 갖는다. 이 스펙트럼은  $f_1$  주파수의 제 2 및 제 3 고조파 주파수에서 제 1 주요 주파수 성분( $f_1$ )의 비선형 성분( $2f_1$  및  $3f_1$ )을 포함하는 것으로 보인다. 이 스펙트럼은 또한  $f_1$  성분의 기본 주파수에서 비선형 성분을 가지며, 이 기본 주파수는 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 차이 주파수와  $3f_1$ 에서의 또 다른 기여 주파수이고, 이  $3f_1$ 는 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분의 합계 주파수이다. 송신 파형이 실질적인 심도계에 송신되고 이로부터 에코가 수신될 때, 수신된 에코가 심도-의존적 주파수 감쇠에 의해 실질적으로 영향을 받을 것으로 예상된다. 이것은 더 높은 제 2 및 제 3 고조파 주파수의 상당한 감쇠를 초래할 것이며, 결국 희미한(faint) 즉 잡음이 있는 제 2 고조파 영상을 얻게 된다. 그러나, 차이 주파수 성분은  $f_2 = 2f_1$ 을 사용하므로 제 1 주파수 성분과 동일한 낮은 주파수( $f_1$ )에 있다. 즉,  $2f_1 - f_1 = f_1$ . 이 성분은 대상 내에서 생성된 비선형 상호변조 곱이므로, 이 성분은 기본(선형)  $f_1$  송신 신호 자체의 클러터 효과(clutter effect)를 겪지 않을 것이다. 차이 주파수 성분의 주파수 감쇠는  $f_1$  주파수의 주파수 감쇠보다 크지 않을 것이며, 비선형 영상이  $f_1$ ,  $2f_1$  및  $3f_1$  주파수로부터의 성분을 사용하여 형성될 수 있으므로 더 큰 심도계로부터 좀더 진단 효과적인 영상을 생성할 수 있게 한다. 추가로, 다른 주파수 성분( $f_1$ ,  $2f_1$  및  $3f_1$ )이 미국 특허출원 일련번호 제 60/527,538에 기술된 영상에서의 작은 반점(speckle)을 감소시키도록 결합될 수 있다.

송신 파형이 위상 및 진폭 모두에서 펄스 사이에서 변조될 때, 다음의 스펙트럼을 얻게 될 것이다. 제 1 고조파 주파수 범위는 송신 주파수(52 및 62)의 비선형 기본 성분(53-52와 63-62)의 차이 주파수를 더한 성분을 포함할 것이다. 제 2 고조파 주파수 범위는 주파수(53)의 비선형 기본 성분과 주파수(52)의 제 2 고조파를 포함할 것이다. 제 3 고조파 응답은 주파수(52)의 제 3 고조파와 주파수(52 및 53)의 합계 주파수를 포함할 것이다.

본 발명의 추가적인 양상에 따라, 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분을 갖는 송신 파형이 구형파에 의해 생성될 수 있다. 도 7a 및 도 7b는 다르게 변조된 구형파(80 및 82)인 제 1 및 제 2 송신 파형을 예시한다. 이들 파형은 비선형 성분이 펄스 반전 프로세스에 의해 분리되게 하는 에코를 생성하기 위해 서로  $180^\circ$  다른 위상인 것으로 보인다. 구형파는 비싸지 않은 스위칭 송신기에 의해 생성될 수 있으며, 이 송신기의 출력은 다른 전압 레일 사이에서 스위칭 함으로써 생성된다. 그러한 송신기는 디지털방식으로 저장된 파형의 디지털-아날로그 변환을 수행하는 송신기보다 제조하는데 덜 비싸며, 이러한 디지털 방식으로 저장된 파형은 특정한 파형 형상을 갖는 정확히 맞춰진 송신 신호를 생성할 수 있다. 그에 따라, 이러한 실시예는 간단한 스위칭 송신기를 갖는 덜 비싼 초음파 시스템에서 사용하기 좋게 제공된다.

구형파 신호의 정밀한 스위칭은 신호가 풍부한 고조파 주파수 성분을 갖게 한다. 구형파는 홀수 고조파 주파수에서 주요한 주파수 성분을 갖는 송신 신호를 생성할 것이다. 도 7c는 구형파 신호의 주파수 스펙트럼(실선)을 도시하며, 이 스펙트럼은 기본(1차 고조파) 주파수( $f_1$ )에서 제 1 주요 주파수 성분(84)과 제 3 고조파 주파수( $3f_1$ )에서 제 2 주요 주파수 성분(86)을 갖는 것으로 보이며, 송신 신호 주파수가 실질적으로 없는 중간 제 2 고조파 주파수를 남겨둔다. 비선형 매질이나 대상에 의해 초래된 제 1 및 제 2 주요 주파수 성분(84 및 86)은 점선 통과대역(88)에 의해 지시된 바와 같이 반환 에코 신호의 중간 제 2 고조파 주파수에서  $3f_1 - f_1 = 2f_1$ 의 차이 주파수 성분을 생성할 것이다. 통과대역(88)은 또한 통과대역(84)에

서의 주파수의 제 2 고조파를 포함할 것이다. 수신된 차이 신호는 통과대역(88)을 보이는 필터를 사용한 통과대역 필터링이나, 수신된 선형 신호 성분을 추가로 감쇄시킬 펄스 반전 분리에 의해 분리될 수 있다. 수신되고 분리된 비선형 에코 신호가 그에 따라 송신된 신호의 클러터 및 다른 성분에 의해 실질적으로 손상되지 않을 것이다.

요약하면, 통과대역(88)은 통과대역(84)에서 송신된 주파수 성분의 제 2 고조파( $2f_1$ )와 대역(84 및 86)에서 성분( $3f_1 - f_1$ )의 차이 주파수를 포함한다. 두 위상(또는 극성) 및 진폭 변조가 사용될 때, 수신된 성분은 송신 대역(84)에서 주파수의 비선형 기본 주파수 성분과; 중간 대역(88)에서 제 2 고조파( $2f_1$ )와 차이 주파수 성분( $3f_1 - f_1$ )과; 더 높은 통과대역(86)에서 제 3 고조파( $3f_1$ ) 성분을 포함한다.

### 산업상 이용 가능성

상술한 바와 같이, 본 발명은 의학 진단 영상형성 시스템 및, 송신된 신호의 비선형 상호변조 곱이 영상형성에 사용되는 초음파 진단 영상형성 시스템에 이용된다.

### 도면의 간단한 설명

도 1은 본 발명의 원리에 따라 구성된 초음파 진단 영상 시스템의 블록도.

도 2a 내지 도 5b는 본 발명의 원리에 따른 비선형 에코 신호 성분을 생성하는데 사용된 파형을 도시한 도면.

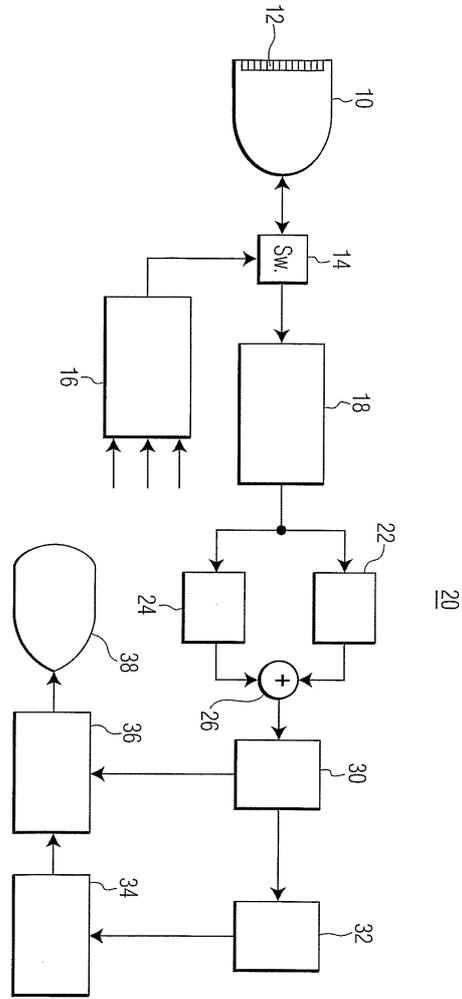
도 6a 및 도 6b는 도 3a 및 도 5a의 에코 신호를 사용한 펄스 반전 분리 결과를 도시한 도면.

도 7a 및 도 7b는 본 발명의 또 다른 실시예에 따라 서로 다르게 변조된 송신 구형파를 예시한 도면.

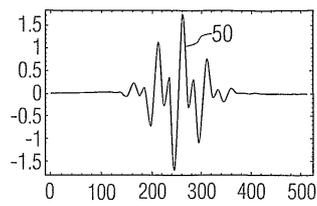
도 7c는 도 7a 및 도 7b의 송신 구형파와 수신된 에코 신호의 비선형 성분의 스펙트럼을 예시한 도면.

### 도면

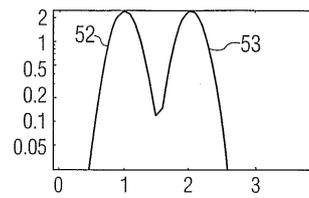
도면1



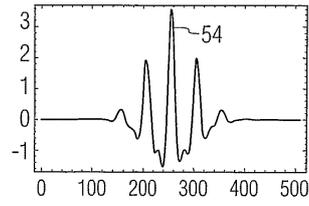
도면2a



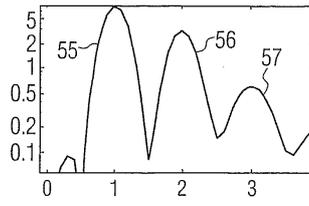
도면2b



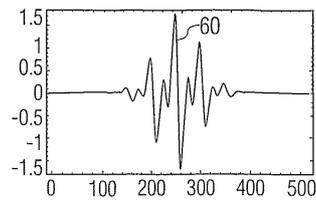
도면3a



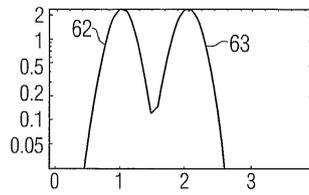
도면3b



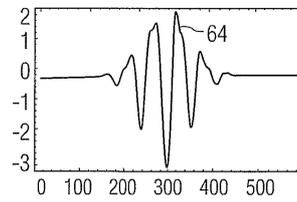
도면4a



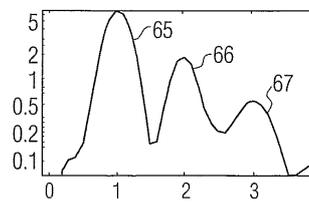
도면4b



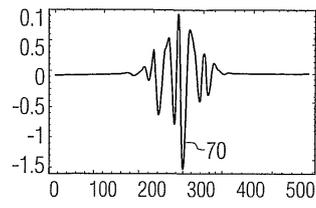
도면5a



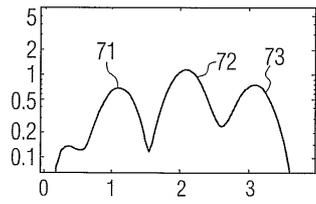
도면5b



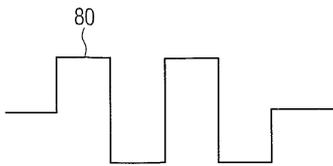
도면6a



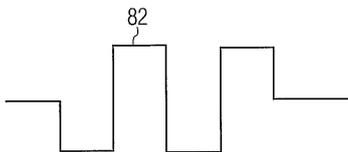
도면6b



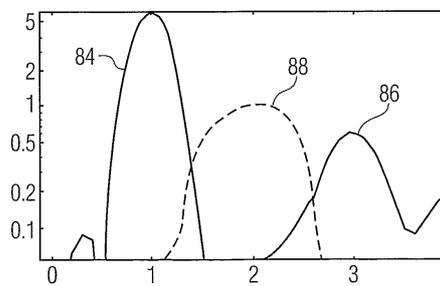
도면7a



도면7b



도면7c



专利名称(译)	使用互调产物信号的非线性超声诊断成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020070027644A</a>	公开(公告)日	2007-03-09
申请号	KR1020067027648	申请日	2005-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
当前申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
[标]发明人	AVERKIOU MICHALAKIS 아베키우미칼라키스 JENSEN SETH 젠슨세쓰		
发明人	아베키우,미칼라키스 젠슨,세쓰		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 G01S7/52038 A61B8/00 A61B8/481 G01S15/8952 G01S15/8963		
代理人(译)	MOON , KYOUNG金		
优先权	60/584403 2004-06-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声成像系统发送包括第一和第二主频分量的波形。并且，该第一和第二主频分量通过非线性介质或者它与造影剂微泡相互作用，并且它与互调产生，并且产生差频分量。在示例性实施例中，第二主频率是第一主频率的两倍。最后，差频信号在第一主频率中产生。发送两个不同调制的发送波形，并且利用脉冲反转分离差频分量。

