(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/00

(45) 공고일자 2002년08월24일
(11) 등록번호 10-0350026
(24) 등록일자 2002년08월12일

(21) 출원번호 10-2000-0033417
(22) 출원일자 2000년06월17일

(65) 공개번호 특2001-0113215
(43) 공개일자 2001년12월28일

(73) 특허권자 주식회사 메디슨
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 송태경
서울특별시서초구잠원동6-3동아아파트105동1403호
유양모
서울특별시영등포구당산동5가강남아파트25-205

(74) 대리인 주성민
장수길

심사관 : 전범재

(54) 확산 대역 신호를 이용한 펄스 압축 방식에 기초한 초음파영상 형성 방법 및 장치

요약

본 발명은 허용 가능한 수준으로 측엽을 감소시킬 수 있도록 변형된 확산 대역 신호(spread spectrum signal) 및 구조적으로 간단한 상관기를 찾아내고 이와 같은 신호 및 상관기를 이용하는 펄스 압축 방식에 기초한 초음파 영상 형성 방법 및 장치를 제공하는 것이다. 이에 대상체의 영상을 형성하기 위한 초음파 영상 형성 방법에 있어서, 기설정된 확산 대역 신호를 하나 이상의 변환자에서 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체에 송신하는 단계와, 상기 초음파 신호를 송신한 후 상기 대상체에서 반사된 반사 신호의 펄스 압축을 수행하는 단계와, 상기 펄스 압축된 신호로부터 수신 집속된 신호를 생성하는 단계와, 상기 수신 집속된 신호를 처리하여 디스플레이하기 위한 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법을 제공한다. 또한, 이러한 방법을 효율적으로 구현할 수 있는 장치를 제공한다.

대표도
도 2

색인어
초음파 영상, 펄스 압축, 확산 대역 신호, 쳐프 신호, 윈도우 함수, 상관기, 유전자 알고리즘

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 종래의 짧은 펄스 방식의 초음파 영상 형성 시스템의 블록도.

도 2는 본 발명에 따른 확산 대역 신호를 이용하는 펄스 압축 방식의 초음파 영상 시스템의 블록도.

도 3a는 확산 대역 신호의 예로서 일반적인 쳐프 신호를 나타내는 그래프.

도 3b는 본 발명에서 사용될 수 있는 윈도우를 나타내는 그래프.

도 3c는 해닝 윈도우로 가중된 쳐프 신호를 나타내는 그래프.

도 4a는 종래의 상관기를 도시하는 도면.

도 4b는 본 발명의 상관기를 도시하는 도면.

도 5는 본 발명의 일실시예에서 상관기 계수 결정에 사용된 유전자 알고리즘을 나타내는 흐름도.

도 6a는 해닝 윈도우를 사용하여 가중된 쳐프 신호의 기본 주파수 성분에 대한 상관기 출력을 나타내는 그래프.

도 6b는 해닝 윈도우를 사용하여 가중된 쳐프 신호의 제2 고조파 성분에 대한 상관기 출력을 나타내는 그래프.

도 7a는 기본 주파수 및 제2 고조파 성분을 포함한 수신 신호를 나타내는 그래프.

도 7b는 도 7a의 수신 신호의 기본 주파수 성분에 대한 상관기 출력을 나타내는 그래프.

도 7c는 도 7a의 수신 신호의 제2 고조파 성분에 대한 상관기 출력을 나타내는 그래프.

< 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명

1 : 배열 변환자

11, 12 : 펄서

13 : 송신 패턴 메모리

21 : 송수신 스위치

31 : 수신부

33 : 상관기

35 : 펄스 압축기

37 : 빔 형성부

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 영상 형성 시스템에 관한 것으로서, 특히 확산 대역(spread spectum) 신호와 효율적인 하드웨어 구조를 가진 상관기를 이용하는 펄스 압축 방식의 초음파 영상 형성 시스템에 관한 것이다.

현재 사용되는 대부분의 초음파 영상 진단기는 짧은 펄스를 사용해서 신체 내부의 정보를 얻고 있다. 이러한 방식의 초음파 영상 진단기는 초음파가 감쇄가 심한 고무나 신체와 같은 매질을 통과할 때 감쇄로 인해서 수신되는 전력이 감소하게 되어서 원하는 정도의 깊이에 있는 반사체에 대한 정보를 얻기가 곤란하다. 특히 의료용 초음파 영상 진단기의 경우에, 수신되는 신호의 전력을 증가시키기 위해서 방출하는 짧은 펄스의 첨두 전압을 증가시키게 되면 신체 내부의 조직에 영향을 주기 때문에 이러한 방식으로는 수신된 신호의 전력을 증가시킬 수가 없다.

방출되는 펄스의 첨두 전압을 증가시키는 대신에 평균 전력을 증가시켜서 초음파 영상 시스템의 신호 대 잡음 비(Signal to Noise Ratio)를 현저하게 향상시킬 수 있는 방법이 레이더 장치에서 사용되는 펄스 압축 기법(pulse compression method)이다. 펄스 압축 기법의 영상 시스템에서는 기존의 짧은 펄스 대신 지속시간이 긴 파형의 신호가 송신된다.

기존의 짧은 펄스를 사용하는 진단기의 경우에는 고압의 짧은 펄스를 이용하기 때문에 초음파 영상 시스템에서 사용되는 초음파 변환자(transducer)의 임펄스 응답으로 초음파가 진행하는 방향의 해상도가 결정된다. 그러나, 펄스 압축 방식의 영상 시스템의 경우에는 코드화된 긴 신호를 사용하기 때문에 변환자 특성함수와이 긴 신호와의 컨벌루션(convolution)에 의해 해상도가 결정된다. 이와 같은 영상 시스템에서는, 초음파의 수신단에 상관기(correlator)에 기반을 둔 펄스 압축기를 둠으로써 마치 짧은 펄스를 송신한 것과 같은 결과를 얻도록 한다. 따라서, 짧은 펄스 방식의 첨두 전압에 비해 낮은 전압으로도 효과적으로 신호 대 잡음 비를 증가시킬 수 있게 된다.

이와 같은 긴 신호를 사용하는 초음파 영상 시스템에서는 사용하는 신호의 특성에 따라 시스템의 성능이 크게 좌우되게 된다. 즉, 신호의 주파수 대역이 의료용 변환자의 제한된 대역특성에 정합되는지 여부에 따라 영상의 품질이 크게 좌우된다.

또한, 긴 신호를 전송하면서도 짧은 펄스를 전송한 것과 같은 결과를 얻기 위한 상관기 내지 펄스 압축기를 수신단에서 어떻게 구현하는가에 따라 시스템의 성능이 좌우된다. 또한, 동적 수신 집속을 위해서는 펄스 압축기가 모든 채널에 사용되어야 하므로 펄스 압축기의 하드웨어 구조에 따라 수신부의 하드웨어적인 복잡도도 크게 영향받는다.

이와 같은 시스템에서는 쳐프(선형 FM) 신호와 같이 초음파 영상 시스템의 제한된 대역폭을 가지는 변환자의 스펙트럼과 잘 정합하는 특성이 있는 확산 대역 신호를 사용할 수 있다. 그러나 일반적인 쳐프 신호와 같은 확산 대역 신호를 종래의 상관기에 통과시키면 주엽보다 대략 -13 dB 정도 낮은 첨두 측엽을 생성한다. 그러나, 의료용 초음파 영상을 형성하기 위해서는 펄스 압축기를 통한 신호의 출력에 있어 측엽이 -50dB 이하이어야 하므로, 일반적인 확산 대역 신호는 의료용 초음파 영상 시스템에 사용하기에 적절하지가 않다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

그러므로, 본 발명의 목적은 허용 가능한 수준으로 측엽을 감소시킬 수 있는 확산 대역 신호를 찾아내고 이와 같은 신호를 이용하는, 펄스 압축 방식에 기초한 초음파 영상 형성 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

본 발명의 다른 목적은 확산 대역 신호를 이용하는 초음파 영상 형성 시스템에서 사용되는 상관기의 효율적인 구조와 상관기 계수를 구하기 위한 방법을 제공하기 위한 것이다.

상기 목적을 달성하기 위해서 본 발명에서는 대상체의 영상을 형성하기 위한 초음파 영상 형성 방법에 있어서,

기설정된 확산 대역 신호(spread spectrum signal)를 하나 이상의 변환자에서 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체에 송신하는 단계와,

상기 초음파 신호를 송신한 후 상기 대상체에서 반사된 반사 신호의 펄스 압축을 수행하는 단계와,

상기 펄스 압축된 신호로부터 수신 집속된 신호를 생성하는 단계와,

상기 수신 집속된 신호를 처리하여 디스플레이하기 위한 단계

를 포함하는 초음파 영상 형성 방법이 제공된다.

또한 본 발명의 다른 목적을 달성하기 위해서 본 발명에서는 대상체의 영상을 형성하기 위한 초음파 영상 형성 장치에 있어서,

기설정된 확산 대역 신호(spread spectrum signal)를 하나 이상의 변환자에서 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체에 송신하는 수단과,

상기 초음파 신호를 송신한 후 상기 대상체에서 반사된 반사 신호의 펄스 압축을 수행하는 수단과,

상기 펄스 압축된 신호로부터 수신 집속된 신호를 생성하는 수단과,

상기 수신 집속된 신호를 처리하여 디스플레이하기 위한 수단

를 포함하는 초음파 영상 형성 장치가 제공된다.

발명의 구성 및 작용

도 1은 종래의 초음파 영상 시스템의 블록도를 나타낸다. 펄서(11)는 이극성 펄스(bipolar pulse)를 출력하기 위한 것으로서, 이진 수열을 입력받아 배열 변환자(transducer)(1)가 구동될 수 있도록 증폭된 신호(예를 들어 +80, -80 볼트)를 변환자(1)에 공급해주는 역할을 한다.

송신 집속 지연 메모리(TX focus delay memory)(14)는 배열 변환자(1)를 통해 인체 내로 송신하려는 초음파 펄스의 지연 패턴을 저장하고, 이 지연값을 펄서에 입력한다. 펄서(11)의 출력인 미리 정해진 크기의 전압은 지연값에 따라 각 변환자로 적절한 시점에 인가되고, 그 결과 각 변환자로부터 출력되는 초음파 펄스가 인체 내로 전송된다. 각 변환자(1)에 대한 송신 지연을 결정하는 방법으로서, 인체내의 소정의 지점으로 초음파 펄스의 에너지가 집속되도록 하는 고정 집속 기법이 주로 사용된다. 근래에는 수신시에는 대상체의 각 지점마다 동적 집속을 하는 한편, 송신시에는 고정 집속 기법을 사용함으로써 생기는 해상도의 한계를 극복하기 위한 합성 구경(synthetic aperture) 기법을 사용하는 것에 대한 관심이 증대되어 오고 있다. 합성 구경 기법에서는 초음파 송신시 하나의 변환자 또는 다수의 변환자를 사용할 수 있고, 송수신시 양방향 동적 집속을 수행하는 것이 가능하다. 합성 구경 기법을 사용하면 해상도를 향상시킬 수 있는 반면, 일반적으로 신호 대 잡음 비는 감소한다. 그러나, 감소된 신호 대 잡음 비는 펄스 압축 방식을 사용하여 원하는 수준으로 향상시킬 수 있다.

스위치(21)는 펄서(11)에서 방출되는 고압의 전력이 수신부에 영향을 주지 않도록 하는 디플렉서(diplexer)의 역할을 한다. 즉, 변환자가 송신 및 수신을 번갈아 가며 수행할 때, 송신부와 수신부를 변환자에 적절히 스위칭해 주는 역할을 한다.

배열 변환자(1)는 다수의 요소로 구성되어 있고, 펄서로부터의 전압 입력에 응답하여 초음파 펄스를 출력한다. 다수의 변환자를 포함하는 배열 변환자 중에서 일부 변환자가 일회 송신시 사용된다. 예를 들어 128개의 변환자가 포함되어 있는 영상 형성 장치라 하여도, 한번 송신할 때 개구(aperture) 내의 64개의 변환자만 초음파를 송신하도록 한다.

수신부(31)는 예를 들어, 전치 증폭기(Pre-Amplifier), 초음파가 신체 내부를 통과하면서 발생하는 감쇄를 보정해주기 위한 TGC(Time Gain Compression, 시간 이득 보상) 유니트 및 ADC(analog-digital converter, 아날로그-디지털 변환기)로 구성되어 있고, 수신 신호를 증폭하여 디지털 신호로 변환한다.

빔 형성부(37)는 수신 집속 지연 조정부(36)로부터의 지연값을 참조해서 수신 집속을 수행한다.

신호 처리부(41)는 엔벨로프 검출(envelope detection), 로그 압축(log compression) 등을 수행해서 B-모드 영상을 구성할 수 있는 신호를 생성시키는 역할을 한다.

스캔 변환기(42)는 B-모드 영상 신호를 실제 모니터에 표시되는 형태로 변환해 주는 역할을 한다.

도 2는 본 발명에 따른 초음파 영상 형성 장치를 개략적으로 도시한 블록도이다. 이하에서, 본 발명의 바람직한 실시예로서 초음파 송신시 가중된 쳐프 신호(weighted chirp signal)를 이용하는 것을 설명하고 있지만 가중 쳐프 신호 대신 유사한 성질을 갖는 다른 확산 대역 신호를 변형시켜 사용할 수도 있다. 또한 본 발명의 초음파 영상 형성 장치는 수신 빔 형성(beamforming) 이전에 RF(radio frequency) 데이터를 이용해서 펄스 압축을 수행하고 그 결과를 가지고 수신 집속을 수행하는 것을 특징으로 한다. 따라서, 본 발명에 따르면 수신 집속 이후에 펄스 압축을 수행하는 경우에 발생하는 근거리 필드(near field)에서 초음파가 진행하는 방향의 측엽(sidelobe)을 제거할 수 있으며 주엽(mainlobe)의 폭이 늘어나는 것 또한 방지할 수 있다.

도 2에서 펄서(12)는 송신 패턴 메모리(13)에 저장된 송신 신호의 패턴을 입력받고 이를 증폭하여 배열 변환자(1)에 전달하는 역할을 수행한다. 이 펄서(12)는 임의의 신호를 선형적으로 증폭시키는 역할을 수행하도록 구현될 수 있다. 송신을 위한 지연 패턴은 송신 집속 지연 메모리(14)에 저장되어 있다. 송신 패턴 메모리(13)에 저장된 송신 신호 패턴은 메모리(14)에 저장된 지연 패턴에 따라 적절히 지연되어 펄서(12)로 전달된다. 도 1을 참조하여 전술한 바와 같이 쳐프 신호의 초음파 송신시 고정 집속 기법 또는 합성 구경 기법이 이용될 수 있다.

도 2에 도시된 실시예에서는 송신 집속 지연 메모리(13) 및 송신 패턴 메모리(14)가 미리 계산된 지연 패턴이나 송신 신호 패턴을 저장해두는 역할을 하지만 이 대신 지연된 송신 신호 패턴을 만들어낼 수 있는 임의의 회로 또는 소프트웨어가 펄서(12)의 입력을 제공하기 위해 사용될 수 있다.

스위치(21)는 도 1에 관한 설명에서 전술한 바와 같이 펄서(12)에서 방출되는 고압의 전력이 수신부(31)에 영향을 주지 않도록 하는 디플렉서 역할을 해준다.

수신부(31)는 수신 RF 신호를 증폭하여 디지털 신호로 변환한다. 수신부(31)에서 수신된 신호는 측엽이 매우 커서 영상을 구성하기에 적합하지 않다. 따라서 이 신호를 처리하여 짧은 펄스 방식의 영상 시스템과 같은 해상도를 가지도록 하기 위해서 펄스 압축기(35)가 사용된다.

수신부(31)를 통해 수신된 RF 신호는 펄스 압축기(32)에 인가되어 먼저 RF 메모리(33)에 저장된다. 각 채널로부터의 출력을 이와 같이 메모리에 저장하여 놓으면 상관기(34)의 동작을 하드웨어나 소프트웨어 중 어느 쪽으로도 구현하는 것이 가능하다. 또한, 가중된 쳐프 신호를 사용하지 않고 일반적인 짧은 초음파 펄스를 사용하는 경우에는 상관기(34)를 바이패스시키기만 하면 도 2에 도시된 장치가 일반적인 초음파 영상 형성 장치의 기능을 수행할 수도 있다.

상관기(34)는 상관기 계수 제어부(15)로부터 제공되는 상관기 계수를 이용하여 수신부(31)로부터의 신호를 펄스 압축하는 역할을 한다. 즉, 상관기(34)는 선택된 상관기 계수로써 수신 신호에 필터링을 수행하여 상기 반사 신호의 상관값을 구한다.

상관기 계수 제어부(15)는 상관기 계수 메모리(16) 저장된 계수의 세트 중 적절한 세트를 선택하여 상관기로 제공해 주는 역할을 한다. 상관기 계수 메모리(16)에 저장되어 있는 상관기 계수는 상관기에서 사용하는 윈도우 함수의 특성, 원 쳐프 신호의 특성, 수신 신호에서 기본 주파수 성분을 사용하는지 고조파 성분을 사용하는지 여부에 따라 미리 계산되어 있다. 기본 주파수 성분 또는 고조파 성분 신호를 사용하는지 여부는 사용자의 외부 입력(도시되지 않음)에 따라 선택될 수 있다.

상관기(34)는 수신부(31)로부터의 수신 신호를 펄스 압축하는 역할을 한다. 상관기(34)는 상관기 계수 제어부(15)로부터의 계수를 이용하여 RF 메모리(32)에 저장되어 있는 수신부(31)로부터의 신호의 상관값(correlation, 이하의 수식 2에서 정의됨)을 구한다. 즉, 상관기는 수신 신호를 필터링하는 정합 필터를 포함하고, 상관기 계수, 즉 필터 계수를 상관기 계수 제어부(15)로부터 수신한다. 상관기는 이 필터 계수를 이용하여 수신 신호에 필터링을 수행함으로써 수신 신호의 펄스 압축을 수행한다.

수신 집속 지연(34), 빔 형성부(37), 신호 처리부(41), 스캔 변환부(42)는 도 1에서와 같은 기능을 수행한다.

전술한 바와 같이, 본 발명의 일실시예에서는 초음파의 송신시 가중된 쳐프 신호를 이용한다. 쳐프(선형 FM) 신호는 한정된 주파수 범위 내에서 주파수가 시간상 선형적으로 변화하고 근사적으로 일정한 진폭을 가지는 신호이다. 쳐프 신호는 원하는 주파수 대역 내에서 주파수가 변화한다는 특성과 움직이는 반사체에 의한 도플러 쉬프트에 의해 주파수가 변화되므로 반사체의 속도를 구할 수 있다는 특성도 갖는다. 시간에 따라 변화하는 각주파수가 $\omega = \omega_0 + \mu t$ 일 때 쳐프 신호는 다음과 같이 표현된다.

수학식 1

$$s(t) = A w_1(t) e^{-j(\omega_0 t + \frac{\mu}{2} t^2)}$$

여기에서 상수 A는 양수이고, ω_0는 쳐프 신호의 중심 각 주파수를 나타낸다. 상수 μ는 단위시간 T 동안의 각 주파수의 변화량 $\Delta\omega/T$를 나타내고, $w_1(t)$는 송신되는 쳐프 신호의 포락선을 나타낸다.

일반적인 쳐프 신호의 경우에는 $w_1(t)$가 구형파 형태인 $w_1(t) = rect(t/T)$이므로 이를 일반적인 상관기를 통과시키면 주엽보다 대략 -13 dB 정도에 첨두 측엽을 생성하기 때문에 약 -50 dB 이하를 요구하는 의료용 초음파 영상 시스템에는 적절하지가 않다. 즉, 시스템에서 신호 대 잡음 비를 원하는 정도로 얻을 수 없게 된다.

따라서, 본 발명에서는 FIR(Finite Impulse Response) 필터 등을 설계할 때 사용되는 윈도우(window) 함수를 이용해서 쳐프 신호의 포락선을 가중시키고 상관기(34)의 계수도 변형시켜 송수신하는 시스템을 제안한다. 이 가중 쳐프 신호(weighted chirp signal)는 수학식 1에서 $w_1(t) = rect(t/T)$뿐 아니라 다른 윈도우 함수도 사용된다.

도 3a는 일반적인 쳐프 신호를, 도 3b는 본 발명에서 사용될 수 있는 해밍(hamming) 윈도우, 해닝(hanning) 윈도우, 블랙만(blackman) 윈도우, 구형(rectangular) 윈도우 등 다양한 윈도우들을 도시하고 있다.

도 3c는 해닝 윈도우를 사용하여 가중시킨 쳐프 신호를 도시하고 있다. 도 3b 및 3c에서 L은 상관기 계수의 개수를 나타낸다. 이러한 가중된 쳐프 신호를 변환자로 인가하기 위해서는 두 개의 값만을 증폭시킬 수 있는 펄서(11)가 아닌 전술한 바와 같이 연속적인 값을 증폭시킬 수 있는 펄서(12)가 필요하다.

이 가중 쳐프 신호의 상관기 출력 신호는 다음 수학식 2와 같이 쳐프 신호를 가중시키는 윈도우 함수 $w_1(t)$와 상관기의 계수를 변형시키는 윈도우 함수 $w_2(t)$에 의해서 결정되는 것을 알 수 있다.

수학식 2

$$y(t) = A^2 e^{j(\omega t_0 + \frac{\mu}{2} t^2)} \int_{-\infty}^{\infty} w_1(\xi) w_2(t+\xi) e^{j\mu t\xi} d\xi$$

수학식 2와 같은 출력을 얻기 위해 사용되는 상관기는 FIR 필터 형태로 구현되며, 그 상관기 계수는 전술한 바와 같이 상관기에서 사용하는 윈도우 함수의 특성, 원 쳐프 신호의 특성, 수신 신호에서 기본 주파수 성분을 사용하는지 고조파 성분을 사용하는지 여부에 따라 계산된다.

가중 쳐프 신호는 일반적인 쳐프 신호의 포락선을 변형시켜서 구하기 때문에 송신 전력의 손실을 가져오고 이는 펄스 압축 기법을 통해서 얻게 되는 신호 대 잡음 비의 증가를 감소시키게 한다. 따라서 변환자(1)에서의 인가된 전력에 대한 출력 전력의 비로 정의되는 전송 전력 효율(TPE: Transmit Power Efficiency)을 고려해서 윈도우 함수를 선택해야 한다. 또한, 초음파 영상의 해상도는 펄스 압축된 신호의 최저 측엽 및 주엽폭에 의해서 결정되므로 가능한 최저 측엽 수준 및 가능한 가장 좁은 주엽 폭을 가진 윈도우 함수를 선택하는 것이 양호하다. 다시 말해, 본발명에서 의료용 초음파 영상 시스템에 적합한 송수신 윈도우 함수는 상관기 출력 신호의 주엽의 폭, 최대 측엽 및 송신 전력의 손실 등의 관점에서 결정해야 한다.

한편, 전술한 바와 같은 특성을 갖는 상관기(34)는 본 발명에서 채널별로 구현되어야 한다. 가중 쳐프 신호를 이용하는 경우나 변형된 상관기 계수를 사용하는 경우 상관기(34)의 계수가 연속적인 값을 가지기 때문에 적산기와 가산기로를 포함하는 상관기의 하드웨어의 구조가 복잡해진다. 이에 따라 다수의 상관기를 포함하는 전체 시스템이 매우 복잡해지게 된다.

도 4a는 종래의 일반적인 정합 필터 형태로 구현된 상관기(34)의 구조를 도시하고 있다. 송신된 신호의 지속 시간이 길수록 정합 필터의 길이가 증가하고, 적산기 및 가산기를 포함하는 상관기의 하드웨어 복잡도가 증가한다.

도 4b는 본 발명에서 제안하는 상관기의 구조를 도시하고 있다. 상관기 계수가 연속적인 임의의 값을 가지는 것에 기인하는 하드웨어적인 복잡도는 주로 적산기에 의해서 발생하게 된다. 따라서 본 발명에서는 유전자 알고리즘을 이용해서 적산기가 제거된 상관기를 설계함으로써 수신부의 하드웨어 복잡도를 감소시켰다. 도 4b는 본 발명의 상관기를 도시하고 있는데, 상관값 계산에 사용되는 필터의 계수를 원래의 연속적인 값으로부터 2의 거듭제곱 또는 그 합으로 표현될 수 있는 값으로만 양자화한 것으로서, 그 결과 가산기와 쉬프트기만으로 상관기를 구현할 수 있게 되었다.이와 같은 상관기 계수의 양자화에는 유전자 알고리즘이 사용되었다.

도 5는 본 발명에서 전술한 바와 같이 상관기(34)의 계수를 결정하기 위해 사용된 유전자 알고리즘을 나타내는 흐름도이다.

유전자 알고리즘이란 생물의 진화 과정을 모델링한 알고리듬으로 현 세대를 구성하는 개체군에서 목적함수에 따라 염색체를 선택하고 유전 연산을 적용하여 새로운 세대의 개체군을 생성하는 과정이다(D.E. Goldberg의 "Genetic algorithm in search, optimization, and machine learning", Addison-Wesley Company Inc., 1989). 유전자 알고리듬에서 개체군은 개체, 즉 염색체들의 집합을 나타내며, 일반적으로 염색체는 고정된 크기의 스트링에 의해 표현된다. 초기에 랜덤하게 발생시킨 염색체들은 목적 함수에 의해 평가되어 종료 조건이 만족되지 않으면 개체군의 일부가 선택 연산에 의해서 다음 세대의 부모 개체로서 결정된다. 이때 선택된 개체들은 서로의 스트링 일부를 교환하는 교배 또는 교배에 의해 얻기 힘든 염색체를 얻기 위한 돌연변이를 통하여 새로운 개체군을 생성한다.

예를 들어, 상관기 계수의 개수가 512개이고 하나의 계수는 8비트로 표현될 때, 하나의 비트는 유전자에 대응되고 512개 계수 전체를 나타내기 위한 512 ×8 = 4096 비트로 구성되는 비트열은 염색체에 대응되는 것이다. 상관기의 계수를 나타내는 염색체들은 전술한 바와 같이 에러 제곱 평균(MSE: mean square error), 최소 국지 최대(Minimax: minimum local maximum) 등의 목적 함수에 의해 평가되는데 본 발명의 일실시예에서는 다음 수학식의 MSE를 목적함수로 사용하였다.

수학식 3

$$MSE = \frac{1}{2N-1} \sum_{i=0}^{2N-2} [R_{mm}(i) - R_{md}(i)]^2$$

여기에서 R_{mm} (i)은 일반적인 정합 필터를 사용한 경우의 상관기 출력이고, R_{md} (i)은 본 발명에 따라 설계된 상관기를 사용한 경우의 상관기 출력을 나타낸다. N는 상관기의 계수들의 개수를 나타낸다.

도 5를 참조하면, 유전자 알고리즘을 사용하는 상관기(34)의 계수 설계 단계는 다음과 같이 요약된다.

단계 101에서, 적산기를 가산기 및 쉬프트 레지스터로 대체시키기 위해 양자화된 상관기 계수의 집합의 초기값을 랜덤하게 발생시킨다.

단계 102에서, 발생된 상관기 계수 집합에 포함된 계수 각각에 대해 상기 수학식 3을 사용하여 MSE를 계산한다.

단계 103에서, 계산된 MSE가 의료용 응용 프로그램에 수용 가능한지 판단한다.

단계 104에서, MSE가 의료용 응용 프로그램에 수용 가능하면 해당 계수를 상관기(34)의 계수로 결정하고 종료한다.

단계 105에서, MSE가 의료용 응용 프로그램에 수용 가능하지 않으면, 생성된 상관기계수 집합의 일부를 선택하고, 단계 106 및 단계 107에서, 계수 일부를 교환(교배) 및 변경(돌연변이)하여 다음 상관기 계수 집합을 얻은 후 단계 102로 돌아가 반복한다.

전술한 바와 같이 상관기 계수를 2의 거듭제곱 또는 그 합으로 표현될 수 있는 값으로 양자화하면 상관기(34)를 가산기와 쉬프트기만으로 구현가능하기 때문에 시스템이 간단해진다.

한편, 상관기 계수는 송신 신호의 중심 주파수가 변경될 때마다 그 변경된 주파수에 대해 새로 계산된 계수를 사용해야 한다. 본 발명에서는 동일한 송신 신호에 대해서는 동일한 상관 계수를 사용할 수 있게 하기 위해서, 송신 신호의 중심 주파수가 변경되면, 펄서(12)가 송신 패턴 메모리(13)로부터 패턴을 인가받는 샘플링 주파수를 동시에 변경하여 중심 주파수와 샘플링 주파수의 비를 일정하게 하고 샘플링 주파수에 따라 RF 메모리(33)에서 상관기(34)로 수신신호가 입력되는 속도를 변경하여 상관값을 구한다.

본발명의 다른 실시예에서는, 가중된 쳐프 신호를 송신할 때도 연속적인 값을 가진 신호를 송신하는 대신 전술한 유전자 알고리즘을 사용하여 양자화된 신호를 송신할 수도 있다. 이 경우 펄서(12)는 선형 증폭기 대신 보다 저렴한 디지털대 아날로그 변환기로 구현될 수 있다.

도 6a 내지 7c는 원 쳐프 신호가 중심주파수가 5 ㎒, 샘플링 주파수가 40 ㎒이고, -3 dB 이상인 대역폭은 3 ㎒이며, 신호값은 8 비트로 양자화된 신호이고, 상관기 계수는 해닝 윈도우를 사용하여 변형된 경우를 예로 들어 상관기 출력을 나타낸 그래프이다. 도 6a 내지 7c에서 L은 상관기 계수의 개수를 나타낸다.

도 6a는 해닝 윈도우 함수를 사용하여 가중시킨 쳐프 신호의 기본 주파수 성분에 대한 상관기(34)의 출력을 나타낸 도면이다. 도 6a에서 볼 수 있듯이 이러한 가중 쳐프 신호의 경우에 주엽의 폭에는 변화가 없고 측엽도 의료용 초음파 영상 시스템에 적합한 수준이다. 이로써 본 발명에 따라 적산기가 제거된 상관기(34)는 시스템의 하드웨어 복잡도를 감소시키면서도 바람직한 시스템 성능을 보임을 알 수 있다.

도 6b는 해닝 윈도우 함수를 사용하여 가중시킨 쳐프 신호의 제2 고조파 성분에 대한 상관기 출력을 도시하는 그래프이다. 도 6a의 기본 주파수 성분에 대한 출력보다 주엽의 폭이 더 좁고 측엽도 적합한 수준이다. 그러므로, 경우에 따라 고조파 성분을 고려하여 영상을 형성하면 영상의 질이 향상될 수 있다. 이와 같이 고조파 성분을 이용하기 위하여, 상관기에서 사용되는 필터 계수를 고조파 성분만을 통과시키도록 조정할 수 있다.

도 7a는 상관기(34)에 제공되는 기본 및 제2 고조파 성분을 포함한 수신 신호의 예를 나타내는 그래프이다. 수신부(31)에서 수신된 신호에는 초음파의 비선형적 전파 등으로 인해 기본 주파수 외에 고조파 성분이 발생되게 되는데 영상을 형성하는 대상체에 따라 이러한 고조파 성분을 이용하여 더 좋은 영상을 얻을 수도 있다.

도 7b는 도 7a의 수신 신호의 기본 주파수 성분에 대한 상관기 출력을 나타내는 그래프이다. 본 발명에서 기본 주파수 성분에 대해 얻을 수 있는 주엽의 폭과 첨두 측엽의 수준이 의료용 장치에 사용하기에 적절함을 알 수 있다. 그래프 우측에 발생된 측엽은 제2 고조파 성분으로 인해 발생한 것이지만 -60dB이하로서 시스템의 특성을 크게 저하시키지는 않는다.

도 7c는 도 7a의 수신 신호의 제2 고조파 성분에 대한 상관기 출력을 나타내는 그래프이다. 본 발명에서 제2 고조파 성분에 대해 얻을 수 있는 주엽의 폭과 첨두 측엽의 수준이 의료용 장치에 사용하기에 적절함을 알 수 있다. 그래프 좌측에 발생된 측엽은 기본 주파수 성분으로 인한 것이지만 -60dB이하로서 시스템의 특성을 크게 저하시키지는 않는다.

본 발명의 바람직한 특징만이 본 명세서에 기재되었지만 다른 변형 및 변환이 가능하다는 것이 본 기술 분야의 당업자에게 자명하다.

예를 들어, 지연 또는 신호 패턴 등의 값은 기설정하여 메모리에 저장하여 사용하는 것 이외에도 다양한 방법으로 계산하여 사용하는 것이 가능하다. 또한 도 2에 도시된 것 이외에 여러 가지 공지의 초음파 영상 개선 방법을 구현하는 부분을 포함하도록 초음파 영상 형성 장치를 구성하는 것도 가능하다.

발명의 효과

본 발명에 따른 가중 확산 대역 신호를 이용한 펄스 압축 시스템은 주엽의 폭, 최대 측엽 및 신호 대 잡음비의 변화량 측면에서 의료용 초음파 영상 시스템에 적합하다. 특히, 확산 대역 신호를 윈도우 함수로 가중시키고, 수신 집속 이전에 펄스 압축을 수행함으로써 수신 신호의 측엽을 저하시키고 영상의 품질을 개선시킬 수 있다.

또한, 본 발명은 유전자 알고리즘을 이용해서 적산기가 제거된 상관기를 설계하여 하드웨어 구조를 간단하게 하였다.

비록 본 발명이 상기의 상세한 설명에 의해 특별히 도시되고 설명되었지만, 첨부된 특허 청구 범위에 의해 정의된 발명의 본질과 범위에서 벗어나지 않고서도 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 다양한 다른 변형을 가할 수 있다는 것이 자명하다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

대상체의 영상을 형성하기 위한 초음파 영상 형성 방법에 있어서,

기설정된 제1 확산 대역 신호(spread spectrum signal)를 하나 이상의 변환자에서 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체에 송신하는 단계와,

상기 초음파 신호를 송신한 후 상기 대상체에서 반사된 반사 신호의 펄스 압축을 수행하는 단계와,

상기 펄스 압축된 신호로부터 수신 집속된 신호를 생성하는 단계와,

상기 수신 집속된 신호를 처리하여 디스플레이하기 위한 단계

를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 기설정된 제1 확산 대역 신호는 쳐프(chirp) 신호에 윈도우(window) 함수를 적용함으로써 생성되는 가중 쳐프 신호인 초음파 영상 형성 방법.

청구항 3.

제2항에 있어서, 상기 윈도우 함수는 해닝(Hanning), 해밍(Hamming), 블랙만(Blackman) 윈도우 함수 중 하나인 초음파 영상 형성 방법.

청구항 4.

제1항에 있어서, 상기 펄스 압축 단계는

기설정된 필터 계수를 사용하여 상기 반사 신호에 필터링을 수행함으로써 상기 반사 신호의 상관값을 구하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법,

청구항 5.

제4항에 있어서, 상기 기설정된 제1 확산 대역 신호는 제2 확산 대역 신호에 윈도우(window) 함수를 적용함으로써 생성되는 가중 확산 대역 신호이고,

상기 초음파 영상 형성 방법은 상기 기설정된 필터 계수를 결정하는 단계를 더 포함하고,

상기 기설정된 필터 계수를 결정하는 단계는,

상기 제2 확산 대역 신호의 정합 필터 계수를 변형시키는 단계와,

상기 변형된 정합 필터 계수에 대해 유전자 알고리즘을 사용하여 2의 거듭제곱 및 그 합으로만 표현되는 양자화된 필터 계수의 세트들을 구하는 단계와,

상기 필터 계수의 세트 중 선택된 하나를 상기 필터 계수로 설정하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

청구항 6.

제5항에 있어서, 상기 제2 확산 대역 신호의 정합 필터 계수를 변형시키는 단계는 상기 제2 확산 대역 신호의 정합 필터 계수에 윈도우 함수를 적용하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

청구항 7.

제1항에 있어서, 상기 제1 확산 대역 신호는 유전자 알고리즘을 사용하여 양자화된 신호인 초음파 영상 형성 방법.

청구항 8.

제1항에 있어서, 상기 펄스 압축 단계는 상기 반사 신호의 기본 주파수 성분 신호와 고조파 성분 신호 중의 하나에 대한 펄스 압축된 신호를 생성하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법.

청구항 9.

기설정된 확산 대역 신호(spread spectrum signal)를 하나 이상의 변환자에서 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하는 단계와, 상기 대상체에서 반사된 반사 신호의 펄스 압축을 수행하는 단계와 - 상기 펄스 압축은 필터 계수를 사용하여 상기 반사 신호에 필터링을 수행함으로써 상기 반사 신호의 상관값을 구하는 단계를 포함함 - , 펄스 압축된 신호로부터 수신 집속된 신호를 생성하고 이를 처리하여 디스플레이하는 단계를 포함하는 초음파 영상 형성 방법에서, 상기 필터 계수를 결정하는 방법에 있어서,

상기 확산 대역 신호의 정합 필터 계수를 계산하는 단계와,

상기 정합 필터 계수에 대해 유전자 알고리즘을 사용하여 2의 거듭제곱 및 그 합으로만 표현되는 양자화된 필터 계수의 세트들을 구하는 단계와,

상기 필터 계수의 세트 중 선택된 하나를 상기 필터 계수로 설정하는 단계를 포함하는 상관 계수 결정 방법.

청구항 10.

대상체의 영상을 형성하기 위한 초음파 영상 형성 장치에 있어서,

기설정된 확산 대역 신호에 응답하여 초음파 신호를 상기 대상체에 송신하는 하나 이상의 변환자와,

상기 송신한 초음파 신호가 상기 대상체에서 반사된 반사 신호를 수신하기 위한 수단과,

상기 수신된 반사 신호에 대해 펄스 압축을 수행하는 수단과,

상기 펄스 압축된 신호로부터 수신 집속된 신호를 생성하는 수단과,

상기 수신 집속된 신호를 처리하여 디스플레이하기 위한 수단

을 포함하는 초음파 영상 형성 장치.

청구항 11.

제10항에 있어서, 상기 확산 대역 신호는 쳐프 신호에 윈도우 함수를 적용함으로써 생성되는 가중 쳐프 신호인 초음파 영상 형성 장치.

청구항 12.

제10항에 있어서, 상기 펄스 압축 수단은 기설정된 필터 계수를 사용하여 상기 반사 신호에 필터링을 수행함으로써 상기 반사신호의 상관값을 구하는 수단을 포함하는 초음파 영상 형성 장치.

청구항 13.

제10항에 있어서, 상기 확산 대역 신호는 유전자 알고리즘을 사용하여 양자화된 신호인 초음파 영상 형성 장치.

청구항 14.

제10항에 있어서, 상기 펄스 압축 수단은 상기 반사 신호의 기본 주파수 성분 신호와 고조파 성분 신호 중의 하나에 대한 펄스 압축된 신호를 생성하는 수단을 포함하는 초음파 영상 형성 장치.

청구항 15.

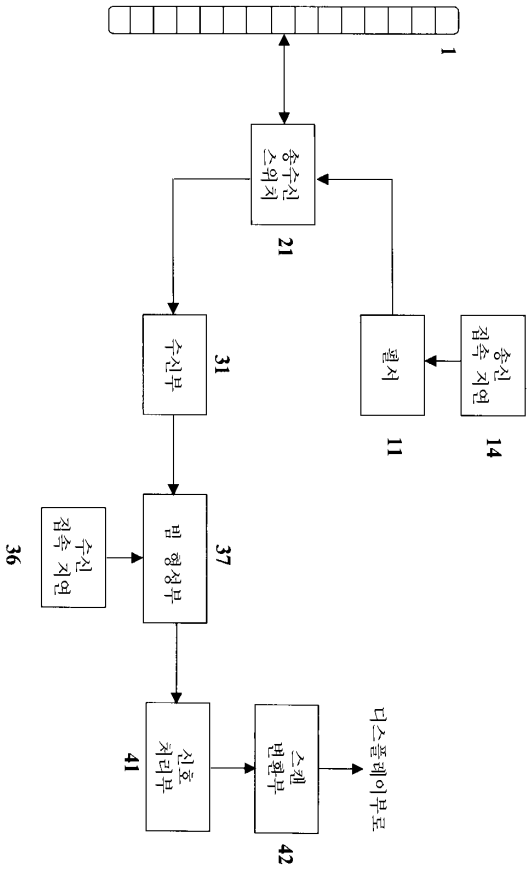
제10항에 있어서, 상기 펄스 압축 수단은 필터 계수를 사용하여 상기 반사 신호에 필터링을 수행하는 수단을 포함하고,

상기 상관 계수는, 상기 확산 대역 신호의 정합 필터 계수를 계산하고, 상기 정합 필터 계수에 대해 유전자 알고리즘을 사용하여 2의 거듭제곱 및 그 합으로만 표현되는 양자화된 필터 계수의 세트들을 구하고, 상기 필터 계수의 세트 중 하나를 선택함으로써 결정되고,

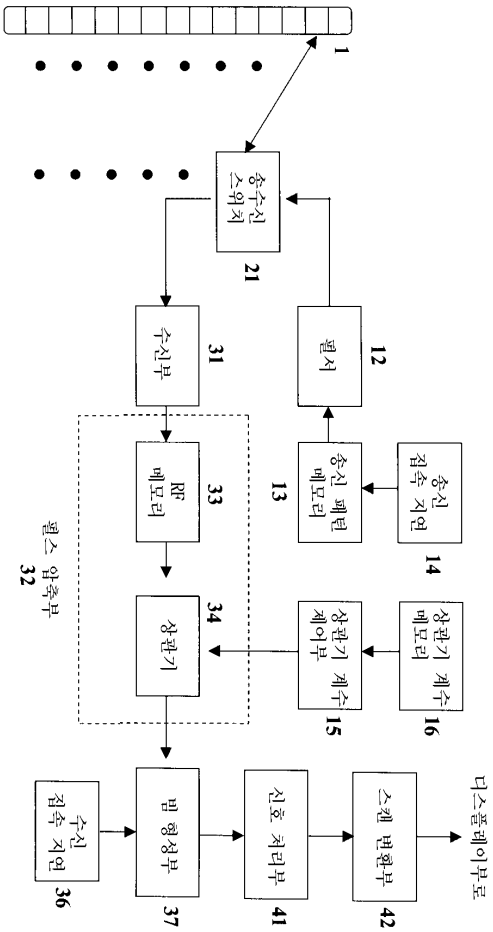
상기 필터링 수단은 가산 수단과 쉬프트 수단만으로 구성되는 초음파 영상 형성 장치.

도면

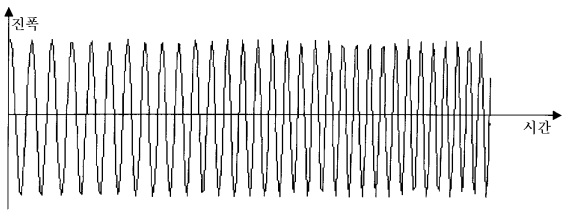
도면 1



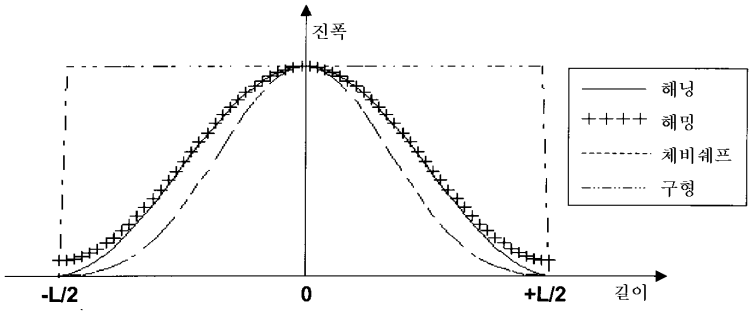
도면 2


1
송수신 스위치
21
수신부
31
펄서
12
RF 메모리
33
송신 패턴 메모리
13
송신 집속 지연
14
펄스 압축부
32
상관기
34
상관기 제어부
15
상관기 계수 메모리
16
수신 집속 지연
36
빔 형성부
37
신호 처리부
41
스캔 변환부
42
디스플레이부로

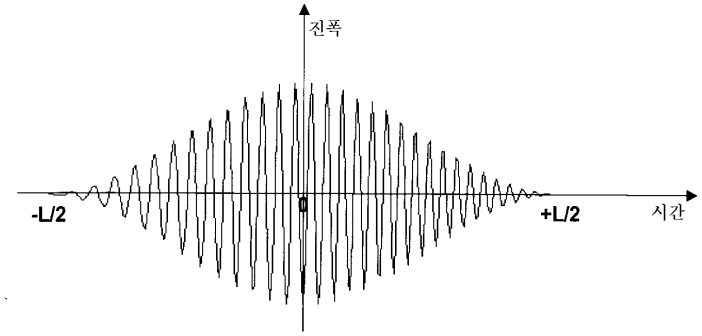
도면 3a


진폭
시간

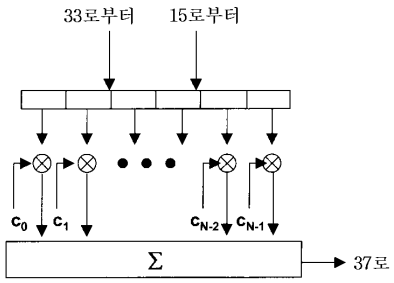
도면 3b



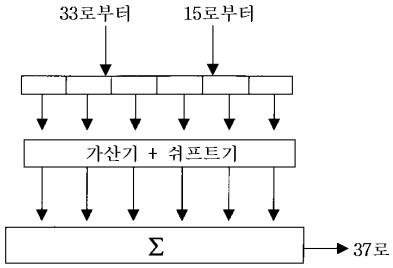
도면 3c



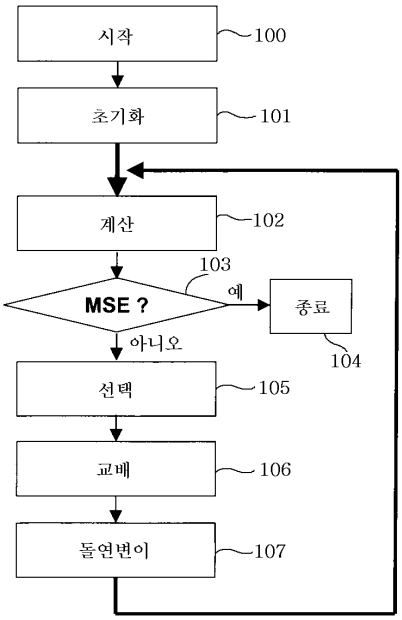
도면 4a



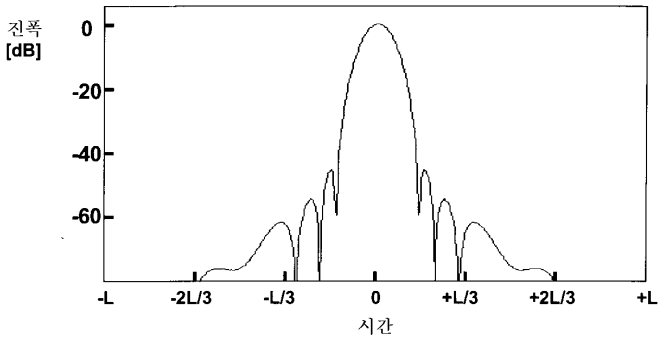
도면 4b


33로부터
15로부터
가산기 + 쉬프트기
Σ
37로

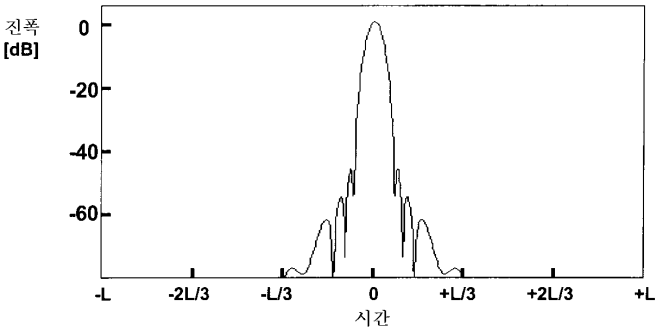
도면 5


시작
100
초기화
101
계산
102
103
MSE ?
예
종료
104
아니오
선택
105
교배
106
돌연변이
107

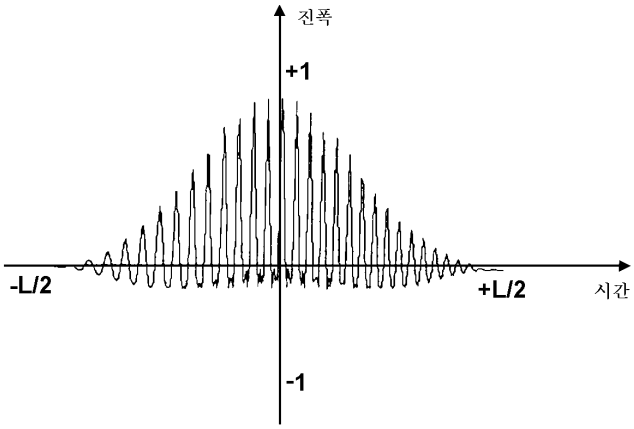
도면 6a



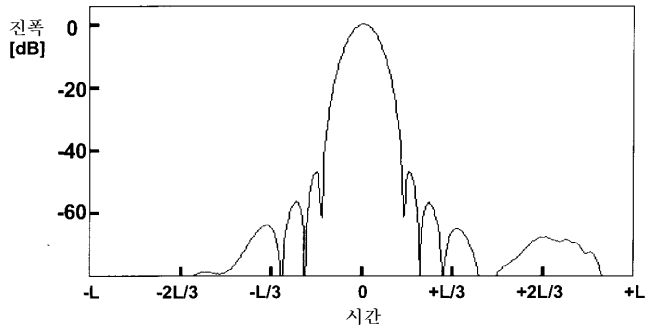
도면 6b



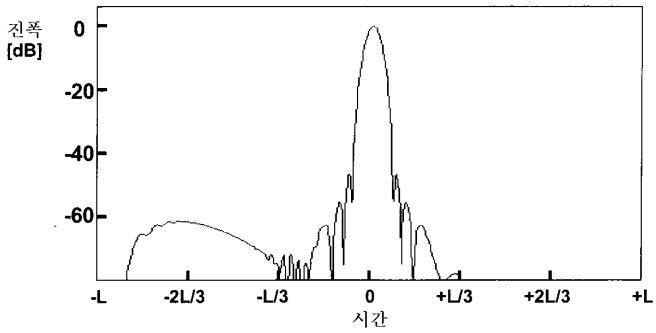
도면 7a



도면 7b


진폭
[dB]
0
-20
-40
-60
-L
-2L/3
-L/3
0
+L/3
+2L/3
+L
시간

도면 7c


진폭
[dB]
0
-20
-40
-60
-L
-2L/3
-L/3
0
+L/3
+2L/3
+L
시간

专利名称(译)	基于使用扩频信号的脉冲压缩方法形成超声图像的方法和装置		
公开(公告)号	KR100350026B1	公开(公告)日	2002-08-24
申请号	KR1020000033417	申请日	2000-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	SONG TAIKYONG 송태경 YOO YANGMO 유양모		
发明人	송태경 유양모		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	CHU，晟敏 CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR1020010113215A		

摘要(译)

本发明涉及一种基于脉冲压缩方法形成超声图像的方法和装置，该方法和装置找到扩频信号和结构简单的相关器，以便将旁瓣减小到可接受的水平并使用这种信号和相关器。提供。在目标对象的图像在用于形成，组包括以下步骤超声图像形成方法：向所述目标对象和所述扩频信号中至少一个换能器到所述超声信号被设置转换，在发送反射信号的超声波信号后的脉冲从目标物体反射的并进行压缩，以生成从脉冲压缩信号集中一个接收信号并且处理和显示所接收的聚焦信号以提供超声图像形成方法。此外，它提供了一种可以有效地实现这种方法的装置。 2 指数方面 超声图像，脉冲压缩，扩频信号，啁啾信号，窗函数，相关器，遗传算法 - 1 -