(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0115922
(43) 공개일자 2017년10월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) *A61B 8/14* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)
A61B 8/14 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0097026
(22) 출원일자 2016년07월29일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
62/320,041 2016년04월08일 미국(US)

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
이우열
서울특별시 강남구 테헤란로108길 42 (대치동)
유양모
서울특별시 영등포구 당산로 214, 419동 1804호 (당산동5가, 당산 삼성 래미안)
강진범
서울특별시 성북구 월곡로14길 26, 107동 703호 (하월곡동, 월곡래미안루나밸리아파트)
(74) 대리인
리앤목특허법인

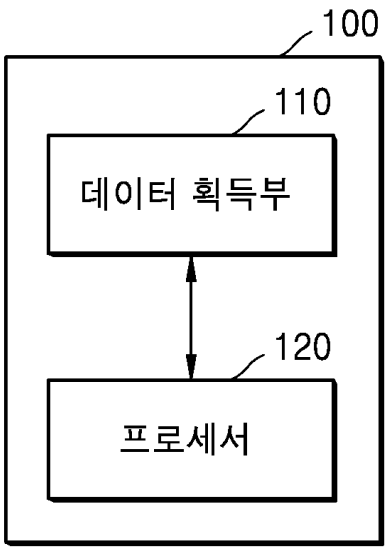
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **초음파 진단 장치 및 그 동작방법**

(57) 요 약

대상체로부터 수신한 에코 신호에 기초하여, 초음파 데이터를 획득하는 데이터 획득부 및 상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하고, 상기 중심 주파수에 기초하여, 상기 초음파 데이터에 대한 펄스 압축을 수행하여, 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 프로세서를 포함하는 초음파 진단 장치를 개시한다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류
G06T 2207/10132 (2013.01)
G06T 2207/30004 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치에 있어서,

대상체로부터 수신한 에코 신호에 기초하여, 초음파 데이터를 획득하는 데이터 획득부; 및

상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하고, 상기 중심 주파수에 기초하여, 상기 초음파 데이터에 대한 펄스 압축을 수행하여, 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 프로세서를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 초음파 데이터를 자기 회귀 모델의 입력으로 이용하여, 상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는 초음파 진단 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 대상체의 깊이에 따라 추정된 중심 주파수들을 다항 함수로 피팅하고, 상기 다항 함수를 이용하여, 상기 대상체의 특정 깊이에 대응하는 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는, 초음파 진단 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 중심 주파수를 이용하여, 상기 초음파 데이터를 동적으로 직각 복조하여, 복소수 기저 대역 데이터를 생성하고, 상기 복소수 기저 대역 데이터에 대한 상기 펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 복소수 기저 대역 데이터를 로우 패스 필터링하는 로우 패스 필터(LPF)를 더 포함하고, 상기 로우 패스 필터의 차단 주파수는, 상기 중심 주파수에 기초하여 결정되는 초음파 진단 장치.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 복소수 기저 대역 신호를 데시메이션하고, 상기 데시메이션된 데이터에 대한 상기 펄스 압축을 수행하는, 초음파 진단 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 펄스 압축을 수행하는 펄스 압축 필터를 더 포함하고, 상기 펄스 압축 필터의 계수는, 상기 중심 주파수에 기초하여 결정되는, 초음파 진단 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 펄스 압축된 데이터에 제곱근 연산을 수행함으로써, 엔벨로프(envelope) 정보를 추출하는, 초음파 진단 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 초음파 진단 장치는,

상기 엔벨로프 정보에 기초하여, 초음파 영상을 생성하는 영상 처리부; 및

상기 초음파 영상을 표시하는 디스플레이부;를 더 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 10

제1항에 있어서,

상기 데이터 획득부에서 획득하는 상기 초음파 데이터는, 빔포밍을 위한 복수의 채널 데이터 및 빔포밍된 RF 데이터 중 적어도 하나인 초음파 진단 장치.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 중심 주파수는 상기 대상체로 송신된 초음파 신호에 대응하는 중심 주파수보다 낮은, 초음파 진단 장치.

청구항 12

펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치의 동작방법에 있어서,

대상체로부터 수신한 에코 신호에 기초하여, 초음파 데이터를 획득하는 단계;

상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는 단계; 및

상기 중심 주파수에 기초하여, 상기 초음파 데이터에 대한 펄스 압축을 수행함으로써, 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 단계를 포함하는 초음파 진단 장치의 동작방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는 단계는,

상기 초음파 데이터를 자기 회귀 모델의 입력으로 이용하여, 상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는 단계를 포함하는 초음파 진단 장치의 동작방법.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는 단계는,

상기 대상체의 깊이에 따라 추정된 중심 주파수들을 다항 함수로 피팅하고, 상기 다항 함수를 이용하여, 상기 대상체의 특정 깊이에 대응하는 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는 단계를 포함하는 초음파 진단 장치의

동작방법.

청구항 15

제12항에 있어서,

상기 방법은,

상기 중심 주파수를 이용하여, 상기 초음파 데이터를 동적으로 직각 복조하여, 복소수 기저 대역 데이터를 생성하는 단계를 더 포함하고,

상기 펄스 압축을 수행하는 단계는,

상기 복소수 기저 대역 데이터에 대한 상기 펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치의 동작방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 방법은,

로우 패스 필터에 의해 상기 복소수 기저 대역 데이터를 로우 패스 필터링하는 단계를 더 포함하고,

상기 로우 패스 필터의 차단 주파수는, 상기 중심 주파수에 기초하여 결정되는 초음파 진단 장치의 동작방법.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 방법은,

상기 복소수 기저 대역 신호를 데시메이션하는 단계를 더 포함하고,

상기 펄스 압축을 수행하는 단계는,

상기 데시메이션된 데이터에 대한 상기 펄스 압축을 수행하는 단계를 포함하는 초음파 진단 장치의 동작방법.

청구항 18

제12항에 있어서,

상기 방법은,

상기 펄스 압축된 데이터에 제곱근 연산을 수행함으로써, 엔벨로프(envelope) 정보를 추출하는 단계를 더 포함하는 초음파 진단 장치의 동작방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 방법은,

상기 엔벨로프 정보에 기초하여, 초음파 영상을 생성하는 단계; 및

상기 초음파 영상을 표시하는 단계;를 더 포함하는 초음파 진단 장치의 동작방법.

청구항 20

제12항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 다양한 실시예들은 초음파 진단 장치 및 그 동작방법에 관한 것으로, 더욱 구체적으로는 펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치 및 그 동작방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 근래 의료분야에서는 각종 질병의 조기 진단 또는 수술을 목적으로 인체의 생체 조직에 대한 정보를 영상화하여 획득하기 위한 각종 의료 영상 장치가 널리 이용되고 있다. 이러한 의료 영상 장치의 대표적인 예로는 초음파 진단 장치, CT 장치, MRI 장치를 포함할 수 있다.

[0003] 초음파 진단 장치는 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 대상체 내부의 부위에 대한 영상을 얻는다. 특히, 초음파 진단 장치는 대상체 내부의 관찰, 이물질 검출, 및 상해 측정 등 의학적 목적으로 사용된다. 이러한 초음파 진단 장치는 X선을 이용하는 진단 장치에 비하여 안정성이 높고, 실시간으로 영상의 디스플레이가 가능하며, 방사능 피폭이 없어 안전하다는 장점이 있어서 다른 화상 진단 장치와 함께 널리 이용된다.

[0004] 한편, 의료 초음파 영상에서 높은 신호 대 잡음비(SNR) 및 공간 해상도는 영상 품질을 향상시키기 위하여 중요하다. 높은 신호 대 잡음비는 전송되는 펄스의 지속 기간을 증가시킴으로써, 즉 시간적으로 긴 펄스를 전송함으로써 달성할 수 있다. 그러나 일반적으로 긴 펄스 지속 기간은 TBP(Time-Bandwidth Product)에 의해 결정되는 축 방향 해상도의 저하를 야기시킨다. 높은 신호 대 잡음비 및 공간 해상도를 얻기 위하여 TBP는 증가되어야 한다. 한편, 높은 TBP를 제공할 수 있는 코드화 여기(Coded excitation)는 축 방향 해상도의 희생 없이 신호 대 잡음비를 증가시킬 수 있다.

[0005] 한편, 송신 집속된 신호는 인체 내부를 진행하면서 주파수 성분에 종속적으로 감쇄(attenuation) 현상을 일으키게 된다. 그 결과 수신 집속된 신호의 주파수 대역을 보면 고주파 대역 성분의 감쇄가 상대적으로 저주파 대역 성분보다 크기 때문에 중심 주파수의 다운 시프트(down-shift) 현상이 발생한다. 이러한 중심 주파수의 다운 시프트 현상은 코드화 여기에 있어, 초음파 영상의 신호 대 잡음비 저하와 해상도의 저하, 타겟의 위치 왜곡 및 에너지 손실을 발생시키게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 실시예들은 주파수 의존 감쇄 현상을 고려한 적응적인 펄스 압축을 수행하기 위하여, 입력된 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하고, 추정된 중심 주파수에 기초하여 펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치 및 그 동작방법을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는, 대상체로부터 수신한 에코 신호에 기초하여, 초음파 데이터를 획득하는 데이터 획득부 및 상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하고, 상기 중심 주파수에 기초하여, 상기 초음파 데이터에 대한 펄스 압축을 수행하여, 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 프로세서를 포함할 수 있다.

[0008] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 동작방법은, 대상체로부터 수신한 에코 신호에 기초하여, 초음파 데이터를 획득하는 단계, 상기 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하는 단계, 및 상기 중심 주파수에 기초하여, 상기 초음파 데이터에 대한 펄스 압축을 수행함으로써, 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0009] 일 실시 예에 따르면, 초음파 데이터의 추정된 중심 주파수에 기초하여 펄스 압축을 수행함으로써, 주파수 의존 신호 감쇄 현상에 의한 타겟의 위치 왜곡을 보상하고, 신호 대 잡음비, 축 방향 해상도 및 대조도 등을 향상시킬 수 있다.

[0010] 일 실시예에 따르면, 복소수 기저 대역 신호에 대하여 펄스 압축을 수행함으로써, 데이터 개수와 압축 필터 계수를 감소시킬 수 있으며, 이에 따라 펄스 압축의 전체적인 계산 복잡도를 낮출 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011] 본 발명은, 다음의 자세한 설명과 그에 수반되는 도면들의 결합으로 쉽게 이해될 수 있으며, 참조 번호

(reference numerals)들은 구조적 구성요소(structural elements)를 의미한다.

도 1은 빔포밍된 초음파 데이터에 대하여 펄스 압축을 수행하는 종래의 방법을 나타내는 도면이다.

도 2는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

도 3은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

도 4는 일 실시예에 따른 프로세서의 구성을 나타내는 도면이고, 도 5는 도 4의 프로세서에 의해 수행되는 펄스 압축 방법의 일 예를 나타내는 도면이다.

도 6은 일 실시예에 따른 중심 주파수 추정 함수를 나타내는 도면이다.

도 7의 (a)는 중심 주파수 추정 없이, 펄스 압축을 수행한 데이터에 기초하여 획득한 초음파 영상을 나타내고, 도 7의 (b)는 일 실시예에 따른 추정된 중심 주파수에 기초하여, 펄스 압축을 수행한 데이터에 기초하여 획득한 초음파 영상을 나타낸다. 도 7의 (c) 및 도 7의 (e)는 도 7의 (a)에서 일부 영역을 확대한 영상을 나타내며, 도 7의 (d) 및 (f) 는 도 7의 (b)에서 일부 영역을 확대한 영상을 나타낸다.

도 8은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 동작방법을 나타내는 흐름도이다.

도 9는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 표시되는 화면의 일 예를 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 판례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0013] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "…부", "…모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.

[0014] 명세서 전체에서 "영상"이란 이산적인 영상 요소들로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 예를 들어, 영상은 초음파 장치, CT 장치, MRI 장치에 의해 획득된 대상체의 의료 영상(초음파 영상, CT 영상, MR 영상) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0015] 대상체는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, 대상체는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있으며, 팬텀은 생물의 밀도와 실효 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미할 수 있다. 예를 들어, 팬텀은, 인체와 유사한 특성을 갖는 구형 팬텀일 수 있다.

[0016] 초음파 영상은 프로브(probe)의 트랜스듀서(transducer)로부터 생성되는 초음파 신호를 대상체로 조사하고, 대상체로부터 반사된 에코 신호의 정보를 수신하여 획득한 영상을 의미할 수 있다. 또한, 초음파 영상은 다양하게 구현될 수 있다. 예를 들어, 초음파 영상은 A 모드(amplitude mode) 영상, B 모드(brightness mode) 영상, C 모드(color mode) 영상, D 모드(Doppler mode) 영상 중 적어도 하나일 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 초음파 영상은 2차원 영상 또는 3차원 영상일 수도 있다.

[0017] 또한, 명세서 전체에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지는 않는다.

[0018] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시 예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다.

[0019] 도 1은 빔포밍된 초음파 데이터에 대하여 펄스 압축을 수행하는 종래의 방법을 나타내는 도면이다.

[0020] 펄스 압축 기법은, 높은 피크 전압을 가지는 짧은 송신 신호 대신에 상대적으로 낮은 전압을 가지고 시간축으로 길이가 긴 코드 신호를 송신 신호로 사용하고, 초음파 수신부에서 상관기(correlator)와 같은 펄스 압축기

(pulse compressor)를 이용하여 짧은 송신 신호를 이용하는 것과 같은 축 방향 해상도(axial resoultion)를 얻도록 하는 것을 의미한다. 이렇게 시간축으로 긴 코드화 신호를 송신하는 방법을 코드화 여기라고 한다. 초음파 진단 장치에서 코드화 여기 기술에 사용되는 코드화 신호는 펄스 압축(pulse compression)이 가능하고, 시간-대역폭의 곱(TBP: time-bandwidth product)이 큰 신호로서, 처프(chirp) 코드, 골레이(Golay) 코드, 바커(Barker) 코드 등이 사용될 수 있다.

[0021] 도 1을 참조하면, 초음파 진단 장치는 빔포밍된 초음파 데이터 r(n)에 대하여, 압축 필터 계수 c(n)을 가지는 압축 필터를 이용하여, 펄스 압축을 수행한다. 펄스 압축이 수행된 후, 초음파 진단 장치는 펄스 압축된 초음파 데이터에 직각 복조(IQ demodulation)를 수행하여, 복소수 기저대역 데이터 ($I_c(n)$ 및 $Q_c(n)$)를 생성한다.

또한, 초음파 진단 장치는 복소수 기저대역 데이터에 L배 데시메이션(decimation)을 수행하여 데이터 속도(data rate)를 줄이고, 제곱근(SQRT) 연산을 수행하여, 엔벨로프(envelope) 정보를 추출한다.

[0022] 도 1의 펄스 압축 방법은, RF 데이터에 대하여 펄스 압축이 수행되므로 충분한 신호 대 잡음비 향상을 얻기 위해서는 수백 개의 필터 탭(tap)이 필요하여, 계산 복잡도가 커지게 된다. 또한, 중심 주파수의 다운 시프트(down-shift) 현상을 고려하지 않고, 펄스 압축을 수행하여, 초음파 영상의 신호 대 잡음비 저하와 해상도의 저하, 타겟의 위치 왜곡 및 에너지 손실을 발생시키게 된다.

[0023] 이하에서는, 일 실시예에 따라 수신한 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정하고, 추정된 중심 주파수에 기초하여, 펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치에 대해 설명하기로 한다.

[0024] 도 2는 일 실시 예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 나타내는 블록도이다. 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100)는 펄스 압축을 수행하는 초음파 진단 장치일 수 있다.

[0025] 도 2를 참조하면, 초음파 진단 장치(100)는 데이터 획득부(110) 및 프로세서(120)를 포함할 수 있다. 일 실시예에 따른 데이터 획득부(110)는 대상체로부터 수신한 에코 신호에 기초하여, 초음파 데이터를 획득할 수 있다. 이때, 수신한 에코 신호는 시간적으로 길이가 긴 신호로, 코드화 신호를 송신했을 때, 수신되는 초음파 에코 신호일 수 있다. 또한, 초음파 데이터는 빔포밍을 위한 복수의 채널 데이터 및 빔포밍된 RF 데이터 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0026] 또한, 프로세서(120)는 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(120)는 초음파 데이터를 자기 회귀 모델의 입력으로 하여 중심 주파수를 추정할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다. 프로세서(120)는 자기 회귀 모델 이외에 공지된 중심 주파수 추정 기술을 이용하여, 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정할 수 있다.

[0027] 또한, 프로세서(120)는 추정된 중심 주파수를 이용하여, 초음파 데이터를 적응적으로 직각 복조함으로써, 복소수 기저 대역 데이터를 생성할 수 있다. 이때, 직각 복조에 이용되는 로우 패스 필터(LPF)의 차단 주파수는 추정된 중심 주파수에 기초하여 결정될 수 있다.

[0028] 또한, 프로세서(120)는 복소수 기저 대역 데이터를 데시메이션(decimation)할 수 있다. 프로세서(120)는 데시메이션된 복소수 기저 대역 데이터에 대하여 펄스 압축을 수행함으로써, 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성할 수 있다. 이때, 펄스 압축을 수행하는 펄스 압축 필터의 계수는, 추정된 중심 주파수에 기초하여 결정될 수 있다.

[0029] 또한, 프로세서(120)는 펄스 압축된 데이터로부터 엔벨로프(envelope) 정보를 추출할 수 있다. 예를 들어, 프로세서(120)는 펄스 압축된 데이터의 제곱근을 연산함으로써, 엔벨로프 정보를 추출할 수 있다.

[0030] 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100)는 추출된 엔벨로프 정보에 기초하여, 초음파 영상을 생성하고 표시할 수 있다.

[0031] 도 3은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.

[0032] 도 3을 참조하면, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(200)는 프로브(20), 초음파 송수신부(210), 제어부(220), 영상 처리부(230), 디스플레이부(240), 저장부(250), 통신부(260), 및 입력부(270)를 포함할 수 있다.

[0033] 한편, 도 2의 데이터 획득부(110)는 도 3의 초음파 수신부(215)에 대응되는 구성일 수 있으며, 도 2의 프로세서(120)는 도 3의 초음파 수신부(215) 및 제어부(220)에 대응되는 구성일 수 있다. 이에 따라, 도 2에서 설명한 구성들(110, 120)에 대한 설명은 각각 대응되는 도 3의 구성들(215, 250)에 동일하게 적용될 수 있으며, 도 2와 동일한 설명은 생략하기로 한다.

[0034] 초음파 진단 장치(200)는 카트형뿐만 아니라 휴대형으로도 구현될 수 있다. 휴대형 초음파 진단 장치의 예로는 프로브 및 어플리케이션을 포함하는 스마트 폰(smart phone), 랩탑 컴퓨터, PDA, 태블릿 PC 등이 있을 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0035] 프로브(20)는 복수의 트랜스듀서들을 포함할 수 있다. 복수의 트랜스듀서들은 송신부(213)로부터 인가된 송신 신호에 따라 대상체(10)로 초음파 신호를 송출할 수 있다. 복수의 트랜스듀서들은 대상체(10)로부터 반사된 초음파 신호를 수신하여, 수신 신호를 형성할 수 있다. 또한, 프로브(20)는 초음파 진단 장치(200)와 일체형으로 구현되거나, 또는 초음파 진단 장치(200)와 유무선으로 연결되는 분리형으로 구현될 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(200)는 구현 형태에 따라 하나 또는 복수의 프로브(20)를 구비할 수 있다.

[0036] 제어부(220)는 프로브(20)에 포함되는 복수의 트랜스듀서들의 위치 및 집속점을 고려하여, 복수의 트랜스듀서들 각각에 인가될 송신 신호를 형성하도록 송신부(213)를 제어한다.

[0037] 제어부(220)는 프로브(20)로부터 수신되는 수신 신호를 아날로그 디지털 변환하고, 복수의 트랜스듀서들의 위치 및 집속점을 고려하여, 디지털 변환된 수신 신호를 합산함으로써, 초음파 데이터를 생성하도록 수신부(215)를 제어 한다.

[0038] 영상 처리부(230)는 초음파 수신부(215)에서 생성된 초음파 데이터를 이용하여, 초음파 영상을 생성한다. 예를 들어, 영상 처리부(230)는 초음파 수신부(215)에서 추출된 엔벨로프 정보를 이용하여, 초음파 영상을 생성할 수 있다.

[0039] 디스플레이부(240)는 생성된 초음파 영상 및 초음파 진단 장치(200)에서 처리되는 다양한 정보를 표시할 수 있다. 초음파 진단 장치(200)는 구현 형태에 따라 하나 또는 복수의 디스플레이부(240)를 포함할 수 있다. 또한, 디스플레이부(240)는 터치패널과 결합하여 터치 스크린으로 구현될 수 있다.

[0040] 제어부(220)는 초음파 진단 장치(200)의 전반적인 동작 및 초음파 진단 장치(200)의 내부 구성 요소들 사이의 신호 흐름을 제어할 수 있다. 제어부(120)는 초음파 진단 장치(200)의 기능을 수행하기 위한 프로그램 또는 데이터를 저장하는 메모리, 및 프로그램 또는 데이터를 처리하는 프로세서를 포함할 수 있다. 또한, 제어부(220)는 입력부(270) 또는 외부 장치로부터 제어신호를 수신하여, 초음파 진단 장치(200)의 동작을 제어할 수 있다.

[0041] 초음파 진단 장치(200)는 통신부(260)를 포함하며, 통신부(260)를 통해 외부 장치(예를 들면, 서버, 의료 장치, 휴대 장치(스마트폰, 태블릿 PC, 웨어러블 기기 등))와 연결할 수 있다.

[0042] 통신부(260)는 외부 장치와 통신을 가능하게 하는 하나 이상의 구성 요소를 포함할 수 있으며, 예를 들어 근거리 통신 모듈, 유선 통신 모듈 및 무선 통신 모듈 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0043] 통신부(260)가 외부 장치로부터 제어 신호 및 데이터를 수신하고, 수신된 제어 신호를 제어부(220)에 전달하여 제어부(220)로 하여금 수신된 제어 신호에 따라 초음파 진단 장치(200)를 제어하도록 하는 것도 가능하다.

[0044] 또는, 제어부(220)가 통신부(260)를 통해 외부 장치에 제어 신호를 송신함으로써, 외부 장치를 제어부의 제어 신호에 따라 제어하는 것도 가능하다.

[0045] 예를 들어 외부 장치는 통신부를 통해 수신된 제어부의 제어 신호에 따라 외부 장치의 데이터를 처리할 수 있다.

[0046] 외부 장치에는 초음파 진단 장치(200)를 제어할 수 있는 프로그램이 설치될 수 있는 바, 이 프로그램은 제어부(220)의 동작의 일부 또는 전부를 수행하는 명령어를 포함할 수 있다.

[0047] 프로그램은 외부 장치에 미리 설치될 수도 있고, 외부장치의 사용자가 어플리케이션을 제공하는 서버로부터 프로그램을 다운로드하여 설치하는 것도 가능하다. 어플리케이션을 제공하는 서버에는 해당 프로그램이 저장된 기록매체가 포함될 수 있다.

[0048] 저장부(250)는 초음파 진단 장치(200)를 구동하고 제어하기 위한 다양한 데이터 또는 프로그램, 입/출력되는 초음파 데이터, 획득된 초음파 영상 등을 저장할 수 있다.

[0049] 입력부(270)는, 초음파 진단 장치(200)를 제어하기 위한 사용자의 입력을 수신할 수 있다. 예를 들어, 사용자의 입력은 버튼, 키 패드, 마우스, 트랙볼, 조그 스위치, 놉(knop) 등을 조작하는 입력, 터치 패드나 터치 스크린을 터치하는 입력, 음성 입력, 모션 입력, 생체 정보 입력(예를 들어, 홍채 인식, 지문 인식 등) 등을 포함할 수 있으나 이에 한정되지 않는다.

[0050] 도 4는 일 실시예에 따른 프로세서의 구성을 나타내는 도면이고, 도 5는 도 4의 프로세서에 의해 수행되는 펄스 압축 방법의 일 예를 나타내는 도면이다.

[0051] 도 4를 참조하면, 프로세서(120)는 주파수 추정부(310), 직각 복조부(320), 연산부(330), 펄스 압축부(340), 추출부(350)를 포함할 수 있다.

[0052] 주파수 추정부(310)는 입력된 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정할 수 있다. 예를 들어, 주파수 추정부(310)는 자기회귀 모델을 이용하여, 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정할 수 있다. 다만, 이에 한정되지 않는다.

[0053] 자기회귀 모델(autoregressive model)은 파라미터를 이용한 모델링 방법으로, 복잡한 시스템을 다수의 파라미터들의 조합으로 간략히 수학적 모델화하는 방법이다. 자기회귀 모델은 수학식 1에서와 같이, 시간 n에서의 시스템 출력 추정값 s(n)을 과거에 출력된 값들의 선형 결합으로 모델화할 수 있다.

수학식 1

[0054] $$\hat{s}(n) = -\sum_{i=1}^{p} a_i r(n-i) + e(n)$$

[0055] 여기서, e(n)은 모델화한 시스템의 추정 오차(error)이고, 최적의 모델 파라미터 $a_i(i = 1,2,\dots,p)$는 e(n)의 분산을 최소로 만드는 값이다. 따라서, 자기 회귀 모델의 파라미터들은 추정 오차를 최소화하는 방향으로 결정되며, Yule-Walker 수식을 이용하여 구할 수 있다.

수학식 2

[0056] $$\begin{bmatrix} R_{rr}(0) & R_{rr}(1) & \dots & R_{rr}(1) \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ R_{rr}(p-2) & \dots & \dots & R_{rr}(1) \\ R_{rr}(p-1) & R_{rr}(p-2) & \dots & R_{rr}(0) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ \vdots \\ a_{p-1} \\ a_p \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} R_{rr}(1) \\ \vdots \\ R_{rr}(p-1) \\ R_{rr}(p) \end{bmatrix}$$

[0057] $$R_{rr} \in \Re^{p \times p} \quad and \quad r_{rr} \in \Re^{p \times 1}$$

[0058] 여기서, Rrr(N)은 지연 N을 갖는 r(n)의 자기상관 함수(autocorrelation function)이다. 자기회귀 모델을 이용하여 모델화한 시스템 함수가 H(z)라고 할 때, 그 시스템의 파워 스펙트럼(power spectrum)은 다음과 같이 수학식 3으로 나타낼 수 있다.

수학식 3

[0059] $$\left|H(\omega)\right|^2 = H(z)H(z^{-1}) = \frac{1}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_p z^{-p}} \cdot \frac{1}{1 + a_1 z + \dots + a_p z^{p}} \Bigg|_{z=e^{j\omega}}$$

[0060] 주파수 추정부(310)는, 수학식 3을 이용하여, 추정된 파워 스펙트럼 상에서 최대 에너지를 갖는 주파수 성분을 중심 주파수로 결정할 수 있다. 자기 회귀 모델의 차수가 높을수록 추정하는 주파수 스펙트럼의 정확성이 증가하는 반면에, 계산의 복잡도가 증가하기 때문에, 주파수 추정부(310)는 해당 신호 특성에 맞게 적절하게 차수를 결정할 수 있다. 예를 들어, 2차 회귀모델을 사용할 경우, 시스템 출력 추정값 s(n)은 다음과 같이 표현할 수 있다.

수학식 4

[0061] $$\tilde{s}(n) = -a_1 r(n-1) - a_2 r(n-2)$$

[0062] 즉, 시간 n에서 추정한 신호 s(n)은 지난 두 개의 신호들의 선형 조합으로 계산된다. 수학식 2를 이용하면, 2차 자기회귀 모델 파라미터 a1, a2는 다음과 같이 계산될 수 있다.

수학식 5

[0063] $$a_1 = \frac{R_{rr}(1)R_{rr}(2) - R_{rr}(0)R_{rr}(1)}{R_{rr}(0)^2 - R_{rr}(1)^2}$$

[0064] $$a_2 = \frac{R_{rr}(1)^2 - R_{rr}(0)R_{rr}(2)}{R_{rr}(0)^2 - R_{rr}(1)^2}$$

[0065] 수학식 5에서 구한 a1과 a2의 함수로 표현되는 파워 스펙트럼 상에서 최대 에너지를 갖는 중심 주파수 fc는 파워 스펙트럼 함수인 수학식 3을 ω에 대하여 미분하여 구할 수 있다. 따라서, 중심 주파수는 수학식 6과 같이 표현될 수 있다.

수학식 6

[0066] $$f_c = \frac{f_s}{2\pi} \cos^{-1}\left(\frac{-a_1}{4}\left(1 + \frac{1}{a_2}\right)\right)$$

[0067] 이때, fs는 수신된 신호 r(n)의 샘플링 주파수이다.

[0068] 주파수 추정부(310)는 초음파 신호의 대상체에서의 진행 깊이에 따라 동적으로 변화하는 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정할 수 있다.

[0069] 또한, 노이즈 성분이 존재하는 실제 신호의 특성상 추정된 결과는 일정 폭의 변동 범위를 가지게 되기 때문에, 주파수 추정부(310)는 대상체의 깊이에 따라 실제로 추정된 중심 주파수들을 이용하여, 중심 주파수 추정 함수를 생성할 수 있다. 예를 들어, 도 6에 도시된 바와 같이, 주파수 추정부(310)는 깊이에 따라 추정된 중심 주파수들을 다항 함수로 피팅하여, 중심 주파수 추정 함수를 생성할 수 있다. 이에 따라, 주파수 추정부(310)는, 주파수 추정 함수를 이용하여, 일정 깊이에 대응하는 중심 주파수를 추정할 수 있다.

[0070] 한편, 도 5를 참조하면, 동적 직각 복조부(320)는 믹서 및 동적 로우 패스 필터를 포함할 수 있다.

[0071] 믹서는 주파수 추정부(110)에서 추정된 중심 주파수 fc 성분을 갖는 코사인 신호와 사인 신호를 입력된 초음파 데이터에 곱함으로써, 동상 성분 및 직각 성분을 생성하고, 복소수 기저 대역 데이터를 생성할 수 있다. 로우 패스 필터는 복소수 기저 대역 데이터에 대하여 로우 패스 필터링을 수행할 수 있으며, 로우 패스 필터의 컷 오프 주파수(f_{cutoff})는 다음과 같이, 추정된 중심 주파수에 기초하여 결정될 수 있다.

수학식 7

[0072] $$f_{cutoff}(n) = \frac{BW_{-6dB}}{2}(f_0 - f_{shift}(n))$$

[0073] 이 때 BW_{-6dB}는 송신 신호의 -6dB 대역폭이다.

[0074] 로우 패스 필터를 통과한 복소수 기저 대역 신호의 결과는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 8

[0075] $$I(n) = \left[r(n) \cdot \cos(2\pi f_c(n)n)\right]_{LPF}$$

[0076] $$Q(n) = \left[r(n) \cdot -\sin(2\pi f_c(n)n)\right]_{LPF}$$

[0077] 또한, 도 5를 참조하면, 연산부(330)는 수학식 8로 표현되는 복소수 기저 대역 신호 $I(n)$와 $Q(n)$에 L-배(fold) 데시메이션(decimation)을 수행하여, 복소수 기저대역 데이터 $I^d(n)$과 $Q^d(n)$을 생성할 수 있다.

[0078] 도 5를 참조하면, 펄스 압축부(340)는 복소수 기저대역 데이터 $I^d(n)$과 $Q^d(n)$에 대하여 펄스 압축을 수행할 수 있다. 펄스 압축부(340)는 압축 필터를 포함할 수 있으며, 압축 필터의 계수는 추정된 중심 주파수 fc에 기초하여 결정될 수 있다.

[0079] 예를 들어, 압축 필터의 계수는, 도 1에서 설명한 종래 펄스 압축에 이용되는 압축 필터의 계수(c(n))를 추정된 중심 주파수 fc를 이용하여, 직각 복조, 로우 패스 필터링 및 L배 데시메이션을 수행함으로써 획득할 수 있다. 압축 필터의 계수는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 9

[0080] $$C_{BB}(n) = I_{PC}(n) + jQ_{PC}(n) = \mathrm{LPF}\left[c(n) \cdot e^{-j2\pi f_c n}\right]_{\downarrow L}$$

[0081] $$I_{PC}(n) = \left[c(n) \cdot \cos(2\pi f_c(n)n)\right]_{LPF}$$

[0082] $$Q_{PC}(n) = \left[c(n) \cdot -\sin(2\pi f_c(n)n)\right]_{LPF}$$

[0083] 여기서 $I_{PC}(n)$과 $Q_{PC}(n)$은 압축 필터 계수의 동상 성분과 직교 성분을 나타낸다.

[0084] 펄스 압축부(340)는 펄스 압축 필터를 이용하여, 복소수 기저 대역 데이터에 펄스 압축을 수행할 수 있으며, 펄스 압축된 데이터는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 10

[0085] $$I_c^d(n) + jQ_c^d(n) = \left[I^d(n) + jQ^d(n)\right] * \left[I_{PC}(n) + jQ_{PC}(n)\right]$$

[0086] $$= \left(I^d * I_{PC} - Q^d * Q_{PC}\right) + j(I^d * Q_{PC} + Q^d * I_{PC})$$

[0087] 여기서, *는 컨벌루션(convolution) 연산이고 $I^d(n)$과 $Q^d(n)$은 적응적 직각 복조와 데시메이션 후 획득된 복소수 기저 대역 데이터이다.

[0088] 수학식 10으로 표현되는 펄스 압축에서, 4번의 컨벌루션이 필요하더라도 입력 신호와 압축 필터 계수 $C_{BB}(n)$는 L-배 만큼 데시메이션되었기 때문에 총 곱셈 횟수는 $L^2/4$ 만큼 감소하게 된다.

[0089] 추출부(350)는 펄스 압축이 수행된 신호의 동상 성분 $I_c^d(n)$와 직각 성분 $Q_c^d(n)$에 제곱근 연산(SQRT)을 수행함으

로써 최종적인 엔벨로프(envelope) 정보를 추출할 수 있다.

[0090] 한편, 도 4 및 도 5에서는, 일 실시예에 따른 프로세서의 구성을 도시하고 설명하였지만, 이에 한정되는 것은 아니며, 일 실시예에 따른 프로세서는 다양하게 구현될 수 있다.

[0091] 도 7의 (a)는 중심 주파수 추정 없이, 펄스 압축을 수행한 데이터에 기초하여 획득한 초음파 영상을 나타내고, 도 7의 (b)는 일 실시예에 따른 추정된 중심 주파수에 기초하여, 펄스 압축을 수행한 데이터에 기초하여 획득한 초음파 영상을 나타내며, 도 7의 (c)는 도 7의 (a)에서 제1 영역(710)을 확대한 영상을 나타내며, 도 7의 (d)는 도 7의 (b)에서 제1 영역(710)에 대응하는 제2 영역(720)을 확대한 영상을 나타내며, 도 7의 (e)는 도 7의 (a)에서 제3 영역(730)을 확대한 영상을 나타내며, 도 7의 (f)는 도 7의 (b)에서 제3 영역(730)에 대응하는 제4 영역(740)을 확대한 영상을 나타낸다.

[0092] 도 7의 (c)와 도 7의 (d)를 비교하고, 도 7의 (e)와 도 7의 (f)를 비교해보면, 일 실시예에 따른 추정된 중심 주파수에 기초하여 펄스 압축을 수행한 데이터를 이용하여 생성된 초음파 영상이, 중심 주파수 추정 없이 펄스 압축을 수행한 데이터를 이용하여 생성된 초음파 영상보다 대상체의 깊이가 깊어질수록 신호 대 잡음비가 향상되는 것을 확인할 수 있다.

[0093] 도 8은 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 동작방법을 나타내는 흐름도이다.

[0094] 도 8을 참조하면, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100)는 초음파 데이터를 획득할 수 있다(S810).

[0095] 초음파 진단 장치(100)는 대상체로 초음파 신호를 송신하고, 대상체로부터 수신한 에코 신호에 기초하여, 초음파 데이터를 획득할 수 있다. 이때, 수신한 에코 신호는 시간적으로 길이가 긴 신호로, 코드화 신호를 송신했을 때, 수신되는 초음파 에코 신호일 수 있다. 또한, 초음파 데이터는 빔포밍을 위한 복수의 채널 데이터 및 빔포밍된 RF 데이터 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0096] 초음파 진단 장치(100)는 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정할 수 있다(S820).

[0097] 예를 들어, 초음파 진단 장치(100)는 초음파 데이터를 자기 회귀 모델의 입력으로 하여 중심 주파수를 추정할 수 있으나, 이에 한정되지 않으며, 자기 회귀 모델 이외에 공지된 중심 주파수 추정 기술을 이용하여, 초음파 데이터의 중심 주파수를 추정할 수 있다.

[0098] 또한, 초음파 진단 장치(100)는 대상체의 깊이에 따라 실제도 추정된 중심 주파수들을 다항 함수로 피팅하여, 중심 주파수 추정 함수를 생성할 수 있다.

[0099] 초음파 진단 장치(100)는 추정된 중심 주파수에 기초하여, 펄스 압축을 수행할 수 있다(S830).

[0100] 초음파 진단 장치(100)는 추정된 중심 주파수를 이용하여, 초음파 데이터를 적응적으로 직각 복조함으로써, 복소수 기저 대역 데이터를 생성할 수 있다. 이때, 복소수 기저 대역 데이터는, 처프(chirp) 신호 또는 임의의 파형 신호 중 어느 하나일 수 있다.

[0101] 또한, 초음파 진단 장치(100)는 복소수 기저 대역 데이터를 데시메이션할 수 있다. 초음파 진단 장치(100)는, 데시메이션된 복소수 기저 대역 데이터에 대한 펄스 압축을 수행함으로써, 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성할 수 있다. 이때, 펄스 압축을 수행하는 펄스 압축 필터의 계수는 추정된 중심 주파수에 기초하여 결정될 수 있다.

[0102] 펄스 압축을 수행하기 위한 곱셈 개수는, 초음파 데이터의 개수와 압축 필터의 개수의 곱에 비례하고, 복소수 기저 대역 데이터를 데시메이션하는 배수(L)의 제곱에 반비례한다.

[0103] 또한, 초음파 진단 장치(100)는 펄스 압축된 데이터의 제곱근을 연산함으로써, 엔벨로프(envelope) 정보를 추출할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(100)는 추출된 엔벨로프 정보에 기초하여 초음파 영상을 생성하고 표시할 수 있다.

[0104] 도 9는 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치에 표시되는 화면의 일 예를 나타내는 도면이다.

[0105] 도 9를 참조하면, 일 실시예에 따른 초음파 진단 장치(100)는 초음파 진단 장치에 미리 설정된 초음파 데이터의 중심 주파수를 표시할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(100)는 대상체의 깊이에 따라 중심 주파수를 설정할 수 있으며, 깊이에 따라 설정된 중심 주파수를 제1 영역(910)에 표시할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(100)는 수신한 초음파 데이터에 기초하여 중심 주파수를 추정하고, 추정된 중심 주파수를 제2 영역(920)에 표시할 수 있다. 예를 들어, 초음파 진단 장치(100)는 도 4에서 설명한 바와 같이, 추정된 중심 주파수에 기초하

여, 생성된 주파수 추정 함수를 제2 영역(920)에 표시할 수 있다.

[0106] 또한, 초음파 진단 장치(100)는 미리 설정된 중심 주파수와 추정된 중심 주파수의 차이를 도 9에 도시된 바와 같이, 제3 영역(930)에 표시할 수 있다. 이에 따라, 사용자는 미리 설정된 중심 주파수와 추정된 중심 주파수의 차이를 용이하게 파악할 수 있다.

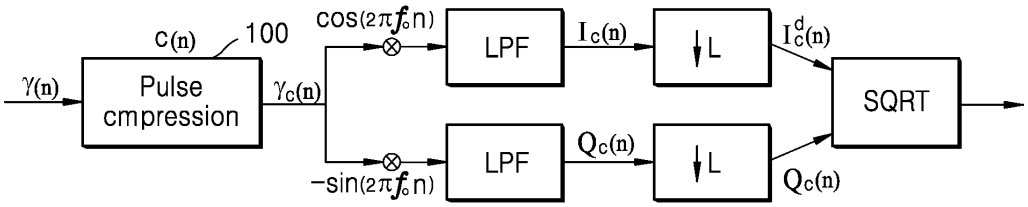
[0107] 한편, 초음파 진단 장치(100)는 미리 설정된 중심 주파수를 적용하여, 초음파 영상을 생성하거나, 추정된 중심 주파수를 적용하여, 초음파 영상을 생성할 수 있다. 초음파 진단 장치(100)는, 제1 아이콘(915)을 선택하고, 적용 버튼(950)을 선택하는 입력을 수신하는 경우, 미리 설정된 중심 주파수를 적용하여, 초음파 데이터의 펄스 압축을 수행할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(100)는 펄스 압축된 초음파 데이터에 기초하여, 초음파 영상을 생성할 수 있다. 또는, 초음파 진단 장치(100)는 제2 아이콘(925)을 선택하고, 적용 버튼(950)을 선택하는 입력을 선택하는 입력을 수신하는 경우, 추정된 중심 주파수를 적용하여, 초음파 데이터의 펄스 압축을 수행할 수 있다. 또한, 초음파 진단 장치(100)는 펄스 압축된 초음파 데이터에 기초하여, 초음파 영상을 생성할 수 있다. 이때, 생성된 초음파 영상은 디스플레이부의 제4 영역(940)에 표시될 수 있다.

[0108] 한편, 본 발명의 초음파 진단 장치 및 그 동작방법은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM. CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 인터넷을 통한 전송 등과 같은 캐리어 웨이브의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 프로세서가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

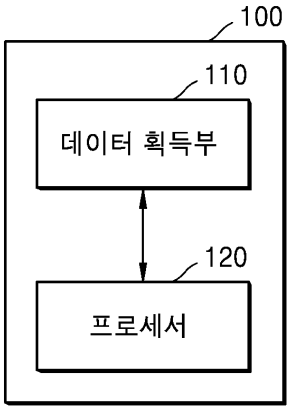
[0109] 또한, 이상에서는 본 발명의 실시예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특정의 실시예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어져서는 안될 것이다.

도면

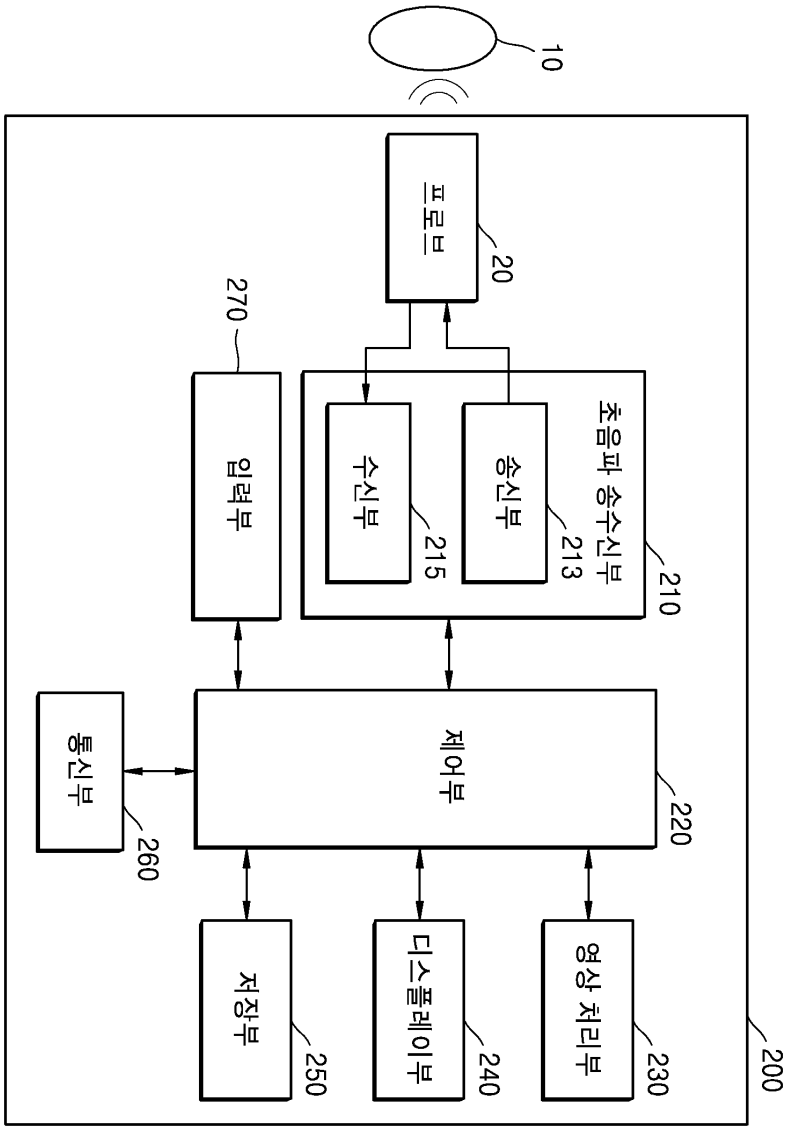
도면1



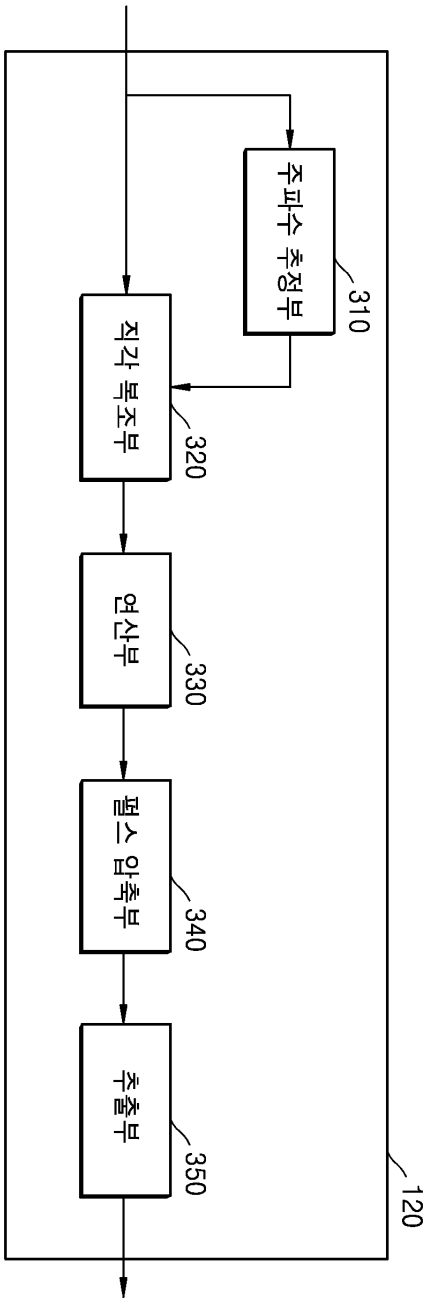
도면2



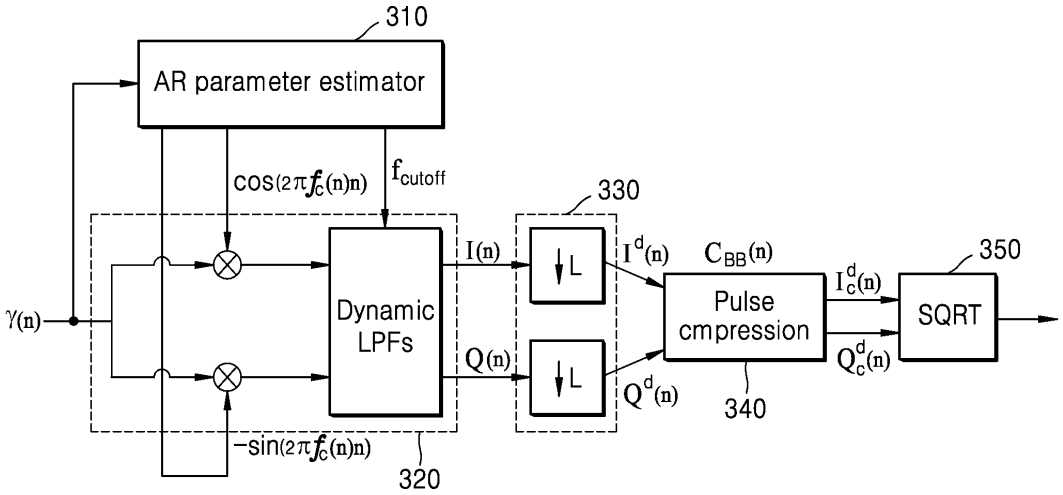
도면3


10
프로브
20
270
입력부
초음파 송수신부
210
수신부
215
송신부
213
통신부
260
제어부
220
저장부
250
디스플레이부
240
영상 처리부
230
200

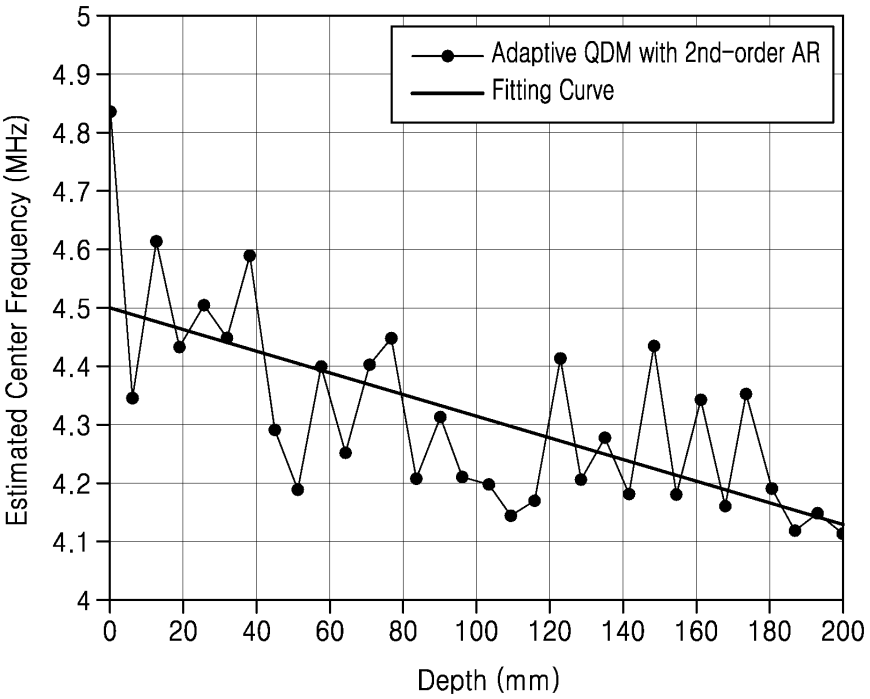
도면4



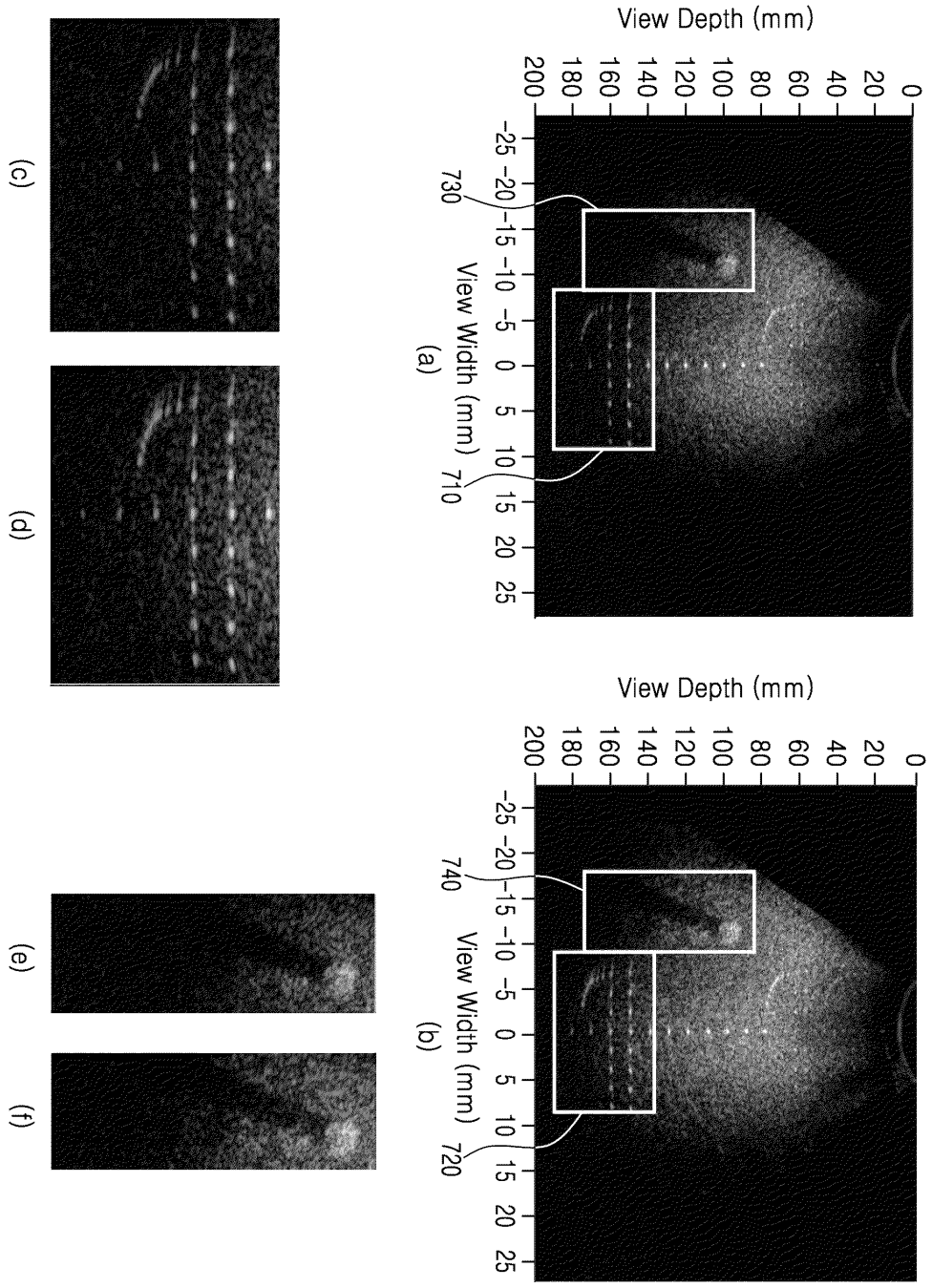
도면5


310
AR parameter estimator
cos(2πfc(n)n)
fcutoff
330
γ(n)
Dynamic LPFs
I(n)
Q(n)
L
L
Id(n)
Qd(n)
CBB(n)
Pulse cmpression
Icd(n)
Qcd(n)
SQRT
350
340
−sin(2πfc(n)n)
320

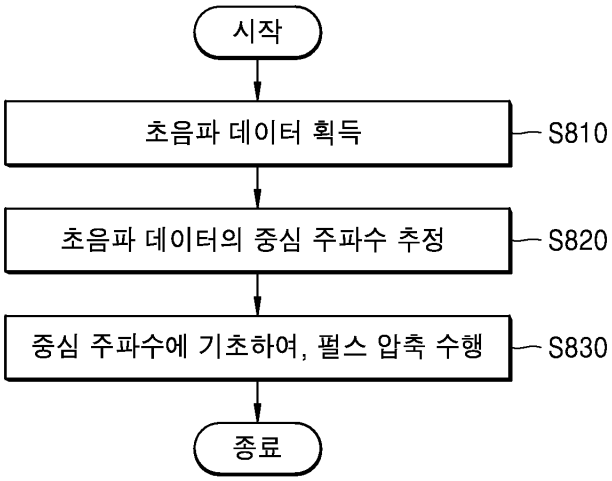
도면6


Adaptive QDM with 2nd-order AR
Fitting Curve
Estimated Center Frequency (MHz)
Depth (mm)
5
4.9
4.8
4.7
4.6
4.5
4.4
4.3
4.2
4.1
4
0
20
40
60
80
100
120
140
160
180
200

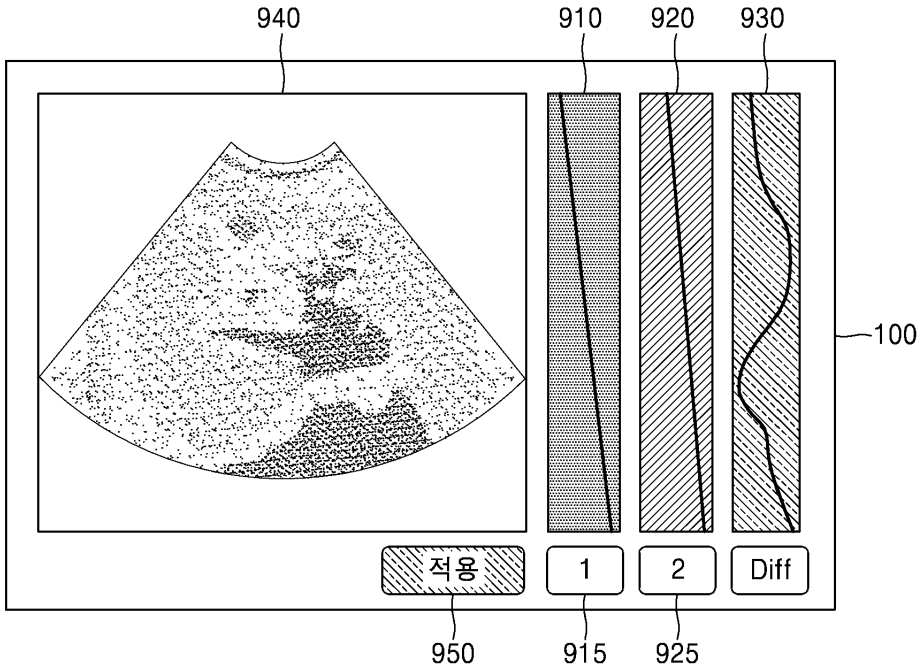
도면7


View Depth (mm)
0 20 40 60 80 100 120 140 160 180 200
-25 -20 -15 -10 -5 0 5 10 15 20 25
730
710
View Width (mm)
(a)
(c)
(d)
View Depth (mm)
740
720
View Width (mm)
(b)
(e)
(f)

도면8


시작
초음파 데이터 획득
S810
초음파 데이터의 중심 주파수 추정
S820
중심 주파수에 기초하여, 펄스 압축 수행
S830
종료

도면9


940
910
920
930
100
적용
1
2
Diff
950
915
925