



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0133107
 (43) 공개일자 2014년11월19일

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

(21) 출원번호 10-2013-0052724

(22) 출원일자 2013년05월09일

심사청구일자 2013년05월09일

(71) 출원인

알피니언메디칼시스템 주식회사

경기도 화성시 만년로 905-17 (안녕동)

(72) 발명자

이현숙

경기 시흥시 승지로 7, 1201동 104호 (능곡동, 시흥능곡신안인스빌아파트)

(74) 대리인

이철희

전체 청구항 수 : 총 18 항

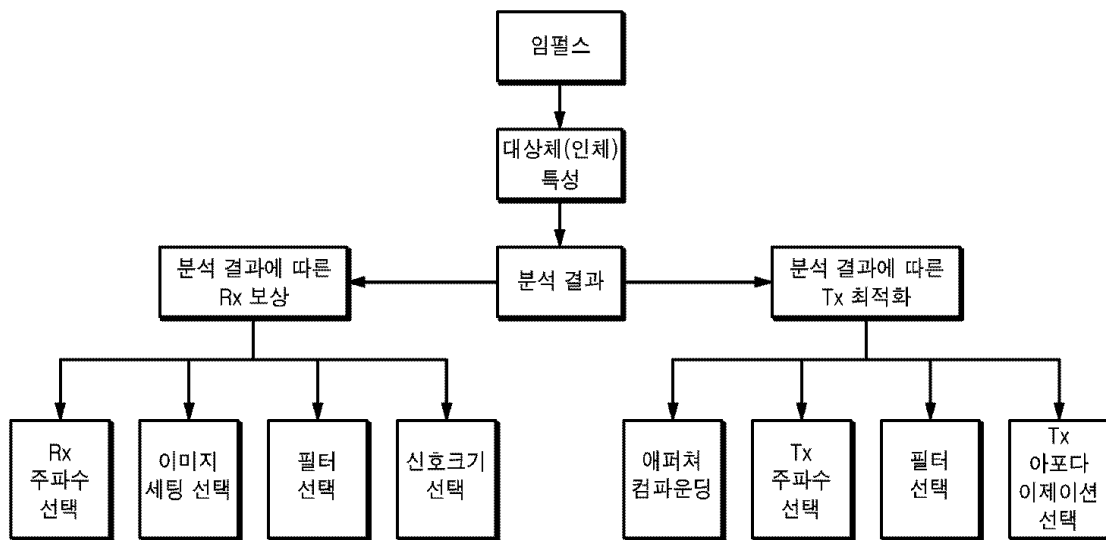
(54) 발명의 명칭 **초음파 최적화 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치**

(57) 요약

초음파 최적화 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 개시한다.

대상체로 송신되는 임펄스에 대한 반사 신호를 분석하여 대상체(인체) 특성을 파악하고, 대상체(인체) 특성에 따라 초음파의 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상하고자 하는 초음파 최적화 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공한다.

대표도



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10033702

부처명 지식경제부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 산업융합원천기술개발사업

연구과제명 초고속 병렬 빔포밍 및 신호처리

기 여 율 1/1

주관기관 알피니언메디칼시스템 주식회사

연구기간 2012.06.01 ~ 2013.05.31

특허청구의 범위

청구항 1

임펄스(Impulse)를 생성하는 임펄스 발생부(Impulse Generator);

대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서(Transducer);

상기 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 대상체 특성 정보를 생성한 후 상기 대상체 특성 정보를 기본값(Default)과 비교한 분석 결과 정보를 생성하는 분석부; 및

상기 분석 결과 정보에 근거하여 상기 대상체로 송신할 초음파의 송신 파라미터(Tx Parameter)를 최적화하거나, 상기 대상체로부터 상기 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호의 수신 파라미터(Rx Parameter)를 보상하는 최적화부

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 분석부는,

상기 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 반사 계수(Reflection Coefficient), 투과 계수(Transmission Coefficient), 음향 임피던스(Acoustic Impedance), 산란 계수(Scattering Coefficient), 감쇠 계수(Attenuation Coefficient), 탄성 계수(Modulus of Elasticity) 및 온도 계수(Temperature Coefficient) 중 적어도 하나 이상의 정보를 파악하고, 이를 상기 대상체 특성 정보로 인식하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 분석부는,

상기 감쇠 계수(α), 초음파 이동거리(d) 및 주파수에 근거하여 상기 대상체에 대한 감쇠량을 산출하며, 매질의 밀도(ρ)와 강도(B)에 근거하여 음속(c)을 산출하며, 반사된 음압진폭(P_r)과 입사된 음압진폭(P_i)의 비에 근거하여 상기 반사 계수(R)를 산출하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 분석부는,

시간축으로 상기 음향 임피던스 정보를 획득하여 상기 대상체의 비선형(Non-Linear) 성분을 예측하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 분석부는,

상기 제 1 반사 신호의 중심 주파수(Center Frequency)와 주파수 변위(Frequency Displacement)를 통해 상기 대상체 특성 정보를 파악하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 분석부는,

상기 제 1 반사 신호에 포함된 계수 정보 각각을 상기 기본값과 비교하여 기본값 초과 또는 이하 여부를 확인한 기본값 초과 정보 또는 기본값 이하 정보를 포함하는 상기 분석 결과 정보를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 최적화부는,

상기 분석 결과 정보에 근거하여 초점 위치(Focal Point)에 따라 각각의 트랜스듀서 엘리먼트의 크기를 다르게 설정하는 아포다이제이션(Apodization) 파라미터, 상기 초음파의 송신 개수를 결정하는 송신 버스트(Burst) 파라미터, 송신 파형(Tx Waveform)의 중심 주파수를 선택하는 송신 주파수 선택 파라미터, 각 시간차 프레임(Frame)에 따른 수신 신호의 비중을 다르게 설정하여 실시간 이미지가 디스플레이되도록 하는 애퍼처 컴파운딩(Aperture Compounding) 파라미터 중 적어도 하나 이상의 상기 송신 파라미터를 조절하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 최적화부는,

상기 분석 결과 정보에 근거하여 시간축으로 수신 신호의 크기를 변화시키는 신호 크기 변화 파라미터, 이미지 처리에 필요한 필터(Filter)를 선택하는 필터 선택 파라미터, 상기 대상체에 따른 이미지 데이터를 설정하는 이미지 설정(Image Setting) 파라미터, 수신 파형(Rx Waveform)의 중심 주파수를 선택하는 수신 주파수 선택 파라미터 중 적어도 하나 이상의 상기 수신 파라미터를 조절하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 최적화부는,

상기 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보 마다 가중치(Weight)를 부여하여 합산 점수를 산출하고, 상기 합산 점수에 따라 상기 송신 파라미터 또는 상기 수신 파라미터를 조절하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 최적화부는,

상기 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보 중 기본값 초과 정보에 해당하는 상기 송신 파라미터 또는 상기 수신 파라미터를 가중치만큼 감소시키도록 조절하거나, 상기 계수 정보 중 기본값 이하 정보에 해당하는 상기 송신 파라미터 또는 상기 수신 파라미터를 가중치만큼 증가시키도록 조절하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 분석부는 상기 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수(Resonance Frequency) 특성을 파악하며,

상기 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형(Arbitrary Waveform)을 생성하는 신호 처리부; 및

상기 임의 파형에 근거하여 상기 초음파를 생성하는 송신부

를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 신호 처리부는,

상기 공진 주파수 특성이 반영된 상기 임의 파형을 생성하는 임의 파형 생성부(Arbitrary Waveform Generator); 및

상기 임의 파형을 고속 푸리에 변환(FFT)한 후 노멀라이제이션(Normalization)된 정규화 신호를 생성하는 정규화부

를 포함하며, 상기 송신부는 상기 정규화 신호에 근거하여 상기 초음파를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 트랜스듀서에 의해 상기 초음파를 대상체로 송신한 후 상기 제 2 반사 신호를 수신하며, 상기 제 2 반사 신호를 디스플레이(Display)하기 위한 영상 데이터로 변환하고, 구비된 디스플레이부 상의 상기 영상 데이터가 나타나도록 하는 주사 변환부(Scan Converter)

를 추가로 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치.

청구항 14

임펄스를 생성하는 임펄스 발생부;

대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서;

상기 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수 특성을 파악하는 분석부;

상기 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한 후 상기 임의 파형을 노멀라이제이션한 정규화 신호를 생성하는 신호 처리부;

상기 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성하는 송신부; 및

상기 대상체로부터 상기 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호를 디스플레이하기 위한 영상 데이터로 변환하고, 구비된 디스플레이부 상의 상기 영상 데이터가 나타나도록 하는 주사 변환부

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치.

청구항 15

초음파 의료 장치가 초음파를 최적화하는 방법에 있어서,

임펄스를 생성하는 임펄스 발생 과정;

대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 송수신 과정;

상기 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 대상체 특성 정보를 생성한 후 상기 대상체 특성 정보를 기본값과 비교한 분석 결과 정보를 생성하는 분석 과정; 및

상기 분석 결과 정보에 근거하여 상기 대상체로 송신할 초음파의 송신 파라미터를 최적화하거나, 상기 대상체로부터 상기 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호의 수신 파라미터를 보상하는 최적화 과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 최적화 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 분석 과정은,

상기 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 반사 계수(Reflection Coefficient), 투과 계수(Transmission Coefficient), 음향 임피던스(Acoustic Impedance), 산란 계수(Scattering Coefficient), 감쇠 계수

(Attenuation Coefficient), 탄성 계수(Modulus of Elasticity) 및 온도 계수(Temperature Coefficient) 중 적어도 하나 이상의 정보를 파악하고, 이를 상기 대상체 특성 정보로 인식하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 최적화 방법.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

상기 최적화 과정은,

상기 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보 마다 가중치(Weight)를 부여하여 합산 점수를 산출하고, 상기 합산 점수에 따라 상기 송신 파라미터 또는 상기 수신 파라미터를 조절하는 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 최적화 방법.

청구항 18

초음파 의료 장치가 초음파를 최적화하는 방법에 있어서,

임펄스를 생성하는 임펄스 발생 과정;

대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 송수신 과정;

상기 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수 특성을 파악하는 분석 과정;

상기 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한 후 상기 임의 파형을 노멀라이제이션한 정규화 신호를 생성하는 신호 처리 과정;

상기 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성하는 초음파 생성 과정; 및

상기 대상체로 상기 초음파를 송신하는 송신 과정

을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 최적화 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 실시예는 초음파 최적화 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치에 관한 것이다. 더욱 상세하게는 대상체로 송신되는 임펄스(Impulse)에 대한 반사 신호를 분석하여 대상체(인체) 특성을 파악하고, 대상체(인체) 특성에 따라 초음파의 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상하고자 하는 초음파 최적화 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 이하에 기술되는 내용은 단순히 본 실시예와 관련되는 배경 정보만을 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것이 아님을 밝혀둔다.

[0003] 초음파 장치는 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 대상체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에 널리 이용되고 있다. 즉, 대상체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술 없이, 초음파 장치를 이용하여 대상체 내부의 고해상도 영상을 실시간으로 제공할 수 있다. 이러한, 초음파 장치는 초음파를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사 신호를 수신하여 대상체의 초음파 영상을 형성한다.

[0004] 일반적으로 초음파 영상을 최적화하기 위해서는 조작자(Operator)가 조절 가능한 영상 파라미터를 직접 조절하거나 수동으로 파라미터를 입력해야 한다. 즉, 대상체(인체) 특성에 따라 초음파 영상의 편차가 발생하게 되며, 이를 인체 특성에 맞게 최적화하지 못하는 문제가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 실시예는 대상체로 송신되는 임펄스에 대한 반사 신호를 분석하여 대상체(인체) 특성을 파악하고, 대상체(인체) 특성에 따라 초음파의 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상하고자 하는 초음파 최적화 방법과 그를 위한 초음파 의료 장치를 제공하는 데 주된 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 실시예의 일 측면에 의하면, 임펄스(Impulse)를 생성하는 임펄스 발생부(Impulse Generator); 대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서(Transducer); 상기 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 대상체 특성 정보를 생성한 후 상기 대상체 특성 정보를 기본값(Default)과 비교한 분석 결과 정보를 생성하는 분석부; 및 상기 분석 결과 정보에 근거하여 상기 대상체로 송신할 초음파의 송신 파라미터(Tx Parameter)를 최적화하거나, 상기 대상체로부터 상기 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호의 수신 파라미터(Rx Parameter)를 보상하는 최적화부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 의료 장치를 제공한다.

[0007] 또한, 본 실시예의 다른 측면에 의하면, 임펄스를 생성하는 임펄스 발생부; 대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 트랜스듀서; 상기 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수 특성을 파악하는 분석부; 상기 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한 후 상기 임의 파형을 노멀라이제이션한 정규화 신호를 생성하는 신호 처리부; 상기 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성하는 송신부; 및 상기 대상체로부터 상기 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호를 디스플레이하기 위한 영상 데이터로 변환하고, 구비된 디스플레이부 상의 상기 영상 데이터가 나타나도록 하는 주사 변환부를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 진단 장치를 제공한다.

[0008] 또한, 본 실시예의 다른 측면에 의하면, 초음파 의료 장치가 초음파를 최적화하는 방법에 있어서, 임펄스를 생성하는 임펄스 발생 과정; 대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 송수신 과정; 상기 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 대상체 특성 정보를 생성한 후 상기 대상체 특성 정보를 기본값과 비교한 분석 결과 정보를 생성하는 분석 과정; 및 상기 분석 결과 정보에 근거하여 상기 대상체로 송신할 초음파의 송신 파라미터를 최적화하거나, 상기 대상체로부터 상기 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호의 수신 파라미터를 보상하는 최적화 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 최적화 방법을 제공한다.

[0009] 또한, 본 실시예의 다른 측면에 의하면, 초음파 의료 장치가 초음파를 최적화하는 방법에 있어서, 임펄스를 생성하는 임펄스 발생 과정; 대상체로 상기 임펄스를 송신하고 상기 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신하는 송수신 과정; 상기 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수 특성을 파악하는 분석 과정; 상기 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한 후 상기 임의 파형을 노멀라이제이션한 정규화 신호를 생성하는 신호 처리 과정; 상기 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성하는 초음파 생성 과정; 및 상기 대상체로 상기 초음파를 송신하는 송신 과정을 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 최적화 방법을 제공한다.

발명의 효과

[0010] 이상에서 설명한 바와 같이 본 실시예에 의하면, 대상체로 송신되는 임펄스에 대한 반사 신호를 분석하여 대상체(인체) 특성을 파악하고, 대상체(인체) 특성에 따라 초음파의 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상할 수 있는 효과가 있다. 즉, 초음파 영상을 최적화하기 위해서는 조작자가 조절 가능한 영상 파라미터를 직접 조절하거나 수동으로 파라미터를 입력할 필요없이, 임펄스에 대한 반사 신호를 분석하여 인체 특성에 맞게 초음파를 최적화할 수 있는 효과가 있다.

[0011] 또한, 본 실시예에 의하면, 영상에 대한 파라미터 값을 조절하는 것이 아니라 대상체(인체)에 대한 특성에 따라 송신되는 초음파 또는 수신되는 반사 신호에 대한 파라미터를 조절하여 초음파 영상이 최적화되도록 하는 효과가 있다. 즉, 대상체로 송신되는 초음파에 대한 송신 파라미터를 최적화하거나 초음파에 대응되는 반사 신호에 대한 수신 파라미터를 보상하여 결과적으로 형성되는 이미지가 최적화되도록 하는 효과가 있다. 또한, 본 실시예에 의하면, 대상체(인체)의 특성에 따른 초음파 영상의 편차가 미발생하도록 하는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0012] 도 1은 제 1 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.

도 2는 제 2 실시예에 따른 초음파 의료 장치의 신호 처리부를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.

도 3은 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성을 이용한 초음파 최적화 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 4는 제 2 실시예에 따른 공진 주파수 특성을 이용한 초음파 최적화 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 5는 제 1, 2 실시예에 따른 임펄스를 이용하여 대상체(인체) 특성 또는 공진 주파수 특성을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 제 2 실시예에 따른 공진 주파수를 이용하여 실시간 이미지를 획득하기 위한 송신 펄스를 나타낸 도면이다.

도 7은 제 2 실시예에 따른 주파수 변위를 위한 임의 파형을 생성하기 위한 신호 처리 과정을 나타낸 도면이다.

도 8은 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성을 이용하여 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상하는 과정을 나타낸 도면이다.

도 9는 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성에 따른 시스템을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0013] 이하, 제 1, 2 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0014] 도 1은 제 1 실시예에 따른 초음파 의료 장치를 개략적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [0015] 제 1 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(Transducer)(110), 송수신 스위치(120), 임펄스 발생부(Impulse Generator)(130), 송신부(132), 수신부(134), 빔포머(140), 아날로그 디지털 컨버터(150), 분석부(162), 최적화부(164), 신호 처리부(170), 주사 변환부(180) 및 디스플레이부(190)를 포함한다. 본 실시예에서는 초음파 의료 장치(100)가 트랜스듀서(110), 송수신 스위치(120), 임펄스 발생부(130), 송신부(132), 수신부(134), 빔포머(140), 아날로그 디지털 컨버터(150), 분석부(162), 최적화부(164), 신호 처리부(170), 주사 변환부(180) 및 디스플레이부(190)만을 포함하는 것으로 기재하고 있으나, 반드시 이에 한정되는 것은 아니며, 제 1 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 초음파 의료 장치(100)에 포함되는 구성 요소에 대하여 다양하게 수정 또는 변형하여 적용 가능할 것이다.
- [0016] 트랜스듀서(110)는 전기적 아날로그 신호를 초음파로 변환하여 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사된 신호(이하, 반사 신호라 한다)를 전기적 아날로그 신호로 변환한다. 일반적으로 트랜스듀서(110)는 복수 개의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)가 결합되어 형성된다. 이러한, 트랜스듀서(110)는 음향 에너지를 전기적 신호로 변환하고, 전기적 에너지를 음향 에너지로 변환한다. 또한, 트랜스듀서(110)는 배열형 트랜스듀서(Transducer Array)로 구현될 수 있으며, 배열형 트랜스듀서 내의 트랜스듀서 엘리먼트를 이용하여 대상체로 초음파를 송신하고 대상체로부터 반사되는 반사 신호를 수신한다.
- [0017] 트랜스듀서(110)는 다수(예컨대, 128개)의 트랜스듀서 엘리먼트를 포함할 수 있으며, 송신부(132)로부터 인가된 전압에 응답하여 초음파를 출력한다. 이때, 다수의 트랜스듀서 엘리먼트 중에서 일부의 트랜스듀서 엘리먼트만이 초음파 송신에 이용될 수 있다. 예컨대, 128개의 트랜스듀서 엘리먼트를 포함하고 있는 트랜스듀서(110)라 하여도, 초음파 송신 시 64개의 트랜스듀서 엘리먼트만이 초음파를 송신하여 하나의 송신 스캔라인(ScanLine)을 형성할 수 있다. 이러한 트랜스듀서(110)는 수신용 및 송신용으로 모두 사용할 수 있다. 이러한, 트랜스듀서(110)는 다수의 1D(Dimension), 1.25D, 1.5D, 1.75D 또는 2D의 배열형 트랜스듀서로 구현될 수 있다.
- [0018] 제 1 실시예에 따른 트랜스듀서(110)는 조작자(Operator)가 선택한 대상체(또는 대상체의 관심 영역)로 임펄스(Impulse)를 송신하고, 대상체로부터 임펄스에 대응한 제 1 반사 신호를 수신한다. 이때, 트랜스듀서(110)는 조작자에 의한 임펄스 송신 명령이 입력된 경우 임펄스를 대상체로 송신한다. 또한, 트랜스듀서(110)는 조작자가 선택한 대상체(또는 대상체의 관심 영역)로 초음파를 송신하고, 대상체로부터 초음파에 대응한 제 2 반사 신호를 수신한다.
- [0019] 또한, 트랜스듀서(110)는 빔포머(140)의 제어에 따라 각 트랜스듀서 엘리먼트에 입력되는 펄스(Pulse)들의 입력 시간을 적절하게 지연시킴으로써 집속된 초음파를 송신 스캔 라인을 따라 대상체로 송신한다. 한편, 대상체로부터 초음파에 대응하여 반사된 제 2 반사 신호는 트랜스듀서(110)에 서로 다른 수신 시간을 가지면서 입력되며, 트랜스듀서(110)는 대상체로부터 입력된 제 2 반사 신호를 빔포머(140)로 출력한다.
- [0020] 송수신 스위치(120)는 트랜스듀서(110)가 송신 또는 수신을 번갈아가며 수행할 수 있도록 송신부(132)와 수신부

(134)를 스위칭하는 기능을 수행한다. 또한, 송수신 스위치(120)는 송신부(132)에서 출력되는 전압이 수신부(134)에 영향을 주지 않도록 하는 역할을 수행한다.

[0021] 임펄스 발생부(130)는 임펄스를 생성하며, 생성된 임펄스를 송신부(132)로 전달하거나 송수신 스위치(120)의 제어에 의해 트랜스듀서(110)로 직접 임펄스를 인가하여, 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 임펄스가 출력되도록 한다. 여기서, 임펄스란 극히 짧은 시간에 단일로 큰 진폭을 내는 전압이나 전류 또는 충격파를 말한다. 이때, 임펄스 발생부(130)가 송수신 스위치(120) 또는 송신부(132)와 연결되는 위치에 존재하는 것으로 도시되어 있으나, 반드시 이에 한정되는 것은 아니며 초음파 의료 장치(100) 내의 다른 모듈과 연결되는 형태로 존재할 수 있다.

[0022] 송신부(132)는 펄스(Pulse)를 생성하여 트랜스듀서(100)에 인가하는 펄서(Pulser)를 포함한다. 예컨대, 송신부(132)는 트랜스듀서(110)에 전압 펄스를 인가하여, 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 초음파가 출력되도록 한다. 또한, 제 1 실시예에 따른 송신부(132)는 트랜스듀서(110)에 임펄스 발생부(130)에서 생성된 임펄스를 인가하여, 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 임펄스가 출력되도록 한다. 수신부(134)는 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 출력된 임펄스가 대상체에서 반사되어 돌아오는 제 1 반사 신호를 수신하고, 수신된 제 1 반사 신호에 대한 증폭, 에일리어싱(Aliasing) 현상 및 잡음 성분의 제거, 임펄스가 신체 내부를 통과하면서 발생하는 감쇄의 보정 등의 수행한 후처리된 신호를 아날로그 디지털 컨버터(150)로 전송한다. 또한, 수신부(134)는 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 출력된 초음파가 대상체에서 반사되어 돌아오는 제 2 반사 신호를 수신하고, 수신된 제 2 반사 신호에 대한 증폭, 에일리어싱 현상 및 잡음 성분의 제거, 초음파가 신체 내부를 통과하면서 발생하는 감쇄의 보정 등의 수행한 후처리된 신호를 아날로그 디지털 컨버터(150)로 전송한다.

[0023] 빔포머(140)는 트랜스듀서(110)에 적합한 전기신호를 지연시켜서 각 트랜스듀서 엘리먼트에 맞는 전기신호로 변환한다. 또한, 빔포머(140)는 각 트랜스듀서 엘리먼트에서 변환한 전기신호를 지연 또는 합산하여 해당 트랜스듀서 엘리먼트의 출력값으로 산출한다. 빔포머(140)는 송신 빔포머, 수신 빔포머 및 빔 형성부(146)를 포함한다. 여기서, 송신 빔포머는 송신 집속 지연부(142)에 해당하며, 수신 빔포머는 수신 집속 지연부(144)에 해당한다. 또한, 빔포머(140)는 대상체로 초음파를 집속하는데 필요한 지연시간을 생성한 후 지연시간이 적용된 디지털 신호 각각을 하나의 신호로 조합한 조합 신호를 생성한다.

[0024] 송신 집속 지연부(142)는 대상체(진단 대상)로부터 트랜스듀서 엘리먼트 각각에 도달하는 시간을 고려하여 각각의 전기적 디지털 신호에 적절한 지연을 가한다. 즉, 송신 집속 지연부(142)는 트랜스듀서(110)가 배열형 트랜스듀서일 경우, 빔을 조정하고 전자적으로 초점을 맞추도록 한다. 즉, 배열형 트랜스듀서가 서로 다른 깊이에 따라 전자적으로 집속하므로, 송신 집속 지연부(142)는 배열형 트랜스듀서 엘리먼트 각각에 펄스 지연시간을 연속적으로 줌으로써 송신측에 빔을 집속한다. 결과적으로 송신 집속 지연부(142)는 전자적으로 주사되는 배열형 트랜스듀서의 대해 빔의 방향을 조절할 수 있다. 수신 집속 지연부(144)는 아날로그 디지털 컨버터(150)에서 변환한 디지털 신호를 집속 또는 빔포밍하는데 필요한 지연시간을 생성한다. 즉, 수신 집속 지연부(144)는 트랜스듀서(110)로부터 수신된 반사 신호를 집속하기 위한 시간 지연을 제공하며, 반사 신호의 동적 집속(Dynamic Focusing)을 조절한다.

[0025] 빔 형성부(146)는 아날로그 디지털 컨버터(150)에 의해 변환된 전기적 디지털 신호를 합산하여 수신 집속 신호(Receive Focusing Signal)를 형성할 수 있다. 빔 형성부(146)는 디지털화된 신호를 하나의 신호로 조합한다. 이때, 동일한 위상의 반사 신호는 빔 형성부(146)에서 결합되고 신호 처리부(170)에서 다양한 신호 처리 방식이 적용된 후 주사 변환부(180)를 통해서 디스플레이부(190)에서 출력된다. 빔 형성부(146)는 아날로그 디지털 컨버터(150)로부터 수신된 신호에 서로 다른 지연량(Amount Of Delay)(수신 집속(Focusing)을 하려는 위치에 따라 결정됨)을 적용하고 지연된 신호를 합성함으로써 동적 집속을 수행한다. 즉, 빔 형성부(146)는 트랜스듀서 엘리먼트 각각으로부터 수신된 반사 신호를 이후에 있을 신호 처리를 위해 하나의 신호로 조합한다. 빔 형성부(146)는 각 반사체(대상체)에 대해 단일 반사 신호를 만들기 위해서 모든 트랜스듀서 엘리먼트로부터 수신된 반사 신호를 하나의 신호를 조합한 조합 신호를 생성한다. 이렇게 생성된 조합 신호는 빔 형성부(146)에 의해 신호 처리부(170)로 전송되고, 최종적으로 영상 데이터 저장을 위하여 디지털 형태로 바꾸어 주는 디지털화 장치(Digitalizing Device)로 전송된다.

[0026] 아날로그 디지털 컨버터(150)는 수신부(134)로부터 수신된 아날로그 반사 신호를 디지털 신호로 변환한 후 빔 형성부(146)로 전송한다. 아날로그 디지털 컨버터(150)가 트랜스듀서(110)로부터 수신한 반사 신호는 아날로그 형식을 띄고 있는데, 아날로그 신호는 연속적인 신호의 전압 형태이다. 이때, 아날로그 신호는 주사 변환부

(180)에 의해 처리되기 전에 먼저 디지털 신호로 전환되어야 한다. 따라서, 아날로그 디지털 컨버터(150)에서 각각의 아날로그 형태의 반사 신호를 0과 1의 조합으로 바꾸어 주는 것이다. 즉, 아날로그 디지털 컨버터(150)는 신호를 디지털로 표현하기 위해, 아날로그 신호를 0과 1의 형태로 나타내며 이러한 디지털 신호는 신호 처리부(170)를 경유하여 주사 변환부(180)의 메모리에 저장된다. 또한, 아날로그 디지털 컨버터(150)는 제 1 반사 신호 또는 제 2 반사 신호를 디지털 신호로 전환한다.

[0027] 분석부(162)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 대상체 특성 정보를 생성한 후 대상체 특성 정보를 기본값(Default)과 비교한 분석 결과 정보를 생성한다. 이때, 기본값은 일종의 기준값으로서 해당 특성 정보에 대한 누적 평균값, 실험을 통한 최적값 또는 이상적인 값으로 설정될 수 있다. 여기서, 대상체 특성 정보는 복수의 계수 정보를 포함하며, 이를 구체적으로 설명하면 다음과 같다. 즉, 분석부(162)는 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 반사 계수(Reflection Coefficient), 투과 계수(Transmission Coefficient), 음향 임피던스(Acoustic Impedance), 산란 계수(Scattering Coefficient), 감쇠 계수(Attenuation Coefficient), 탄성 계수(Modulus of Elasticity) 및 온도 계수(Temperature Coefficient) 중 적어도 하나 이상의 정보를 파악하고, 이를 대상체 특성 정보로 인식한다.

[0028] 분석부(162)는 최적화부(164)가 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상하는 동작을 수행하는데 필요한 정보(분석 결과 정보)를 최적화부(164)로 전송한다. 즉, 분석부(162)는 감쇠 계수(α), 초음파 이동거리(d) 및 주파수에 근거하여 대상체에 대한 감쇠량을 산출하며, 매질의 밀도(ρ)와 강도(B)에 근거하여 음속(c)을 산출하며, 반사된 음압진폭(P_r)과 입사된 음압진폭(P_i)의 비에 근거하여 반사 계수(R)를 산출한다. 이러한, 감쇠 계수(α), 초음파 이동거리(d), 주파수, 감쇠량, 매질의 밀도(ρ), 강도(B), 음속(c), 음압진폭(P_r), 음압진폭(P_i), 반사 계수(R)들은 분석부(162)에 의해 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상의 판단을 위한 정보(분석 결과 정보)로서 최적화부(164)로 전송될 수 있다.

[0029] 이와 관련된 분석부(162)의 동작에 대해 설명하자면 다음과 같다.

[0030] 분석부(162)는 [수학식 1]을 이용하여 주파수에 같은 거리(d)를 측정할 경우 각 인체의 감쇠 계수(α)를 구할 수 있으며, 이로 인해 감쇠량을 산출할 수 있다. 즉, 분석부(162)는 임펄스가 대상체(인체) 조직의 두께를 통과해 지나갈 때 발생하는 감쇠의 양은 감쇠 계수(dB/cm)에 이동한 거리(cm)를 곱하여 산출할 수 있다.

수학식 1

[0031] **감쇠량[dB] = 감쇠 계수[dB/(cm MHz)] × 초음파진행거리[cm] × 주파수[MHz]**

[0032] 대상체의 조직 내에서 임펄스의 감쇠가 발생한다. 대상체의 조직을 통과하는 임펄스는 전파 거리에 따라서 진폭이나 강도가 감속한다. 감쇠(Attenuation)는 일반적으로 통과하는 거리가 길수록 진폭이 더 많이 감속하는 형태로 나타난다.

[0033] 이러한, 감쇠의 원인은 대상체 조직의 경계면에서의 굴절, 산란 또는 흡수(Absorption)이 때문이다. 대상체의 조직 내에서 임펄스의 굴절과 산란은 감쇠의 원인이 되는데, 특정 위치(예컨대, 종양조직 등)에서의 굴절은 초음파 손실의 원인이 될 수 있다. 하지만, 대상체가 거대 장기인 경우 외견상으로 굴절과 산란의 영향이 크지 않지만, 전체적인 감쇠의 요인으로 작용하게 된다. 또한, 대상체(인체)의 조직 내에서 감쇠 요인인 흡수에 의하여 음향 에너지는 열 에너지로 변환된다. 이러한 음향 에너지는 손실을 의미한다.

[0034] 대상체(인체)의 조직 내에서 감쇠 계수는 보통 'dB/cm'로 나타낸다. 이때, 임펄스는 반사체 사이를 왕복해야 하기 때문에 반사체 간격의 두 배 거리를 이동한다. 만일, 반사체들이 동일하다면(즉, 같은 크기, 같은 방향, 같은 반사계수를 가지고 있다면) 같은 크기의 반사 신호가 된다. 'dB/cm'로 표현되는 조직의 감쇠 계수는 이러한 신호 크기의 변화를 정량화한 것이다.

[0035] 대상체(인체)의 조직이 연부 조직인 경우, 감쇠 계수에 대해 조사된 값은 물(Water) 조직에서의 반사 계수는 '0.0002 dB/cm', 피(Blood) 조직에서의 반사 계수는 '0.18 dB/cm', 간(Liver) 조직에서의 반사 계수는 '0.5 dB/cm', 근육(Muscle) 조직에서의 반사 계수는 '1.2 dB/cm'이다. 이러한 반사 계수들은 1 MHz의 주파수에 대한 것이다. 이러한 주파수에서 물의 감쇠 계수는 매우 낮으며, 다기관 유조직(간 등과 같은)은 중간이고, 근육은 다소 높은 값을 갖는다. 한편, 연부 조직에서 감쇠계 수의 값은 주파수 1 MHz에서 감쇠 계수는 0.5 ~ 1 dB/cm의

사이의 값을 갖는다.

[0036] 연부조직에서의 감쇠는 초음파의 주파수와 밀접한 관계가 있다. 대부분의 경우에서 감쇠는 주파수에 거의 비례한다. 따라서, 조직에 대한 주파수 1 MHz에서의 감쇠 계수가 주어지면, 주파수가 2 MHz가 되면 감쇠 계수도 두 배가 되며, 5 MHz에서는 다섯 배가 된다. 주파수가 증가함에 따라 감쇠가 증가하며, 이로 인하여 조직으로의 초음파 침투가 약해지는 결과를 가져온다. 즉, 가장 높은 초음파 주파수를 이용하여 영상을 얻을 때 가장 좋은 공간 분해능이 얻게 된다.

[0037] 또한, 분석부(162)는 [수학식 2], [수학식 3]를 이용하여 대상체(인체)에 압력을 가했을 때 부피(V)의 변화율을 파악할 수 있으며, 이로 인해 강도(Stiffness)(B)를 파악할 수 있다.

수학식 2

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} [m / s]$$

[0038]

[0039] (c: 음속, B: 강도, ρ: 매질의 밀도)

수학식 3

$$B = -V \frac{\partial P}{\partial V} = \rho \frac{\partial P}{\partial \rho} [N/m^2]$$

[0040]

[0041] (B: 강도, ρ: 매질의 밀도, P: 파워, V: 부피. α: 감쇠 계수)

[0042] 즉, 분석부(162)는 트랜스듀서(110)가 임펄스를 송신할 때 대상체와 같은 거리, 같은 위치, 같은 압력을 가한 상태에서 해당 임펄스에 대한 제 1 반사 신호를 분석할 때 대상체(인체)에 따른 밀도(ρ)를 파악할 수 있다.

[0043] 또한, 분석부(162)는 [수학식 4]를 이용하여 반사 계수(R)를 파악할 수 있으며, 반사 계수(R)를 이용하여 대상체(예컨대, 인체)의 음향 임피던스(Z)를 파악한다.

수학식 4

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

[0044]

[0045] (R: 반사계수, P_i: 입사된 음압진폭, P_r: 반사된 음압진폭, Z: 임피던스(Z₁: 인접한 제 1 매질(인접면의 매질)의

음향 임피던스, Z_2 : 제 2 매질(경계면의 매질)에서의 음향 임피던스)

- [0046] 즉, 분석부(162)는 음향 임피던스를 파악한 후 초음파 송신(Tx) 신호의 산란을 예측할 수 있으며 산란을 예측한 후 노이즈(Noise)의 성분을 예측할 수 있다. 이러한 정보는, 최적화부(164)에서 수신 파라미터의 보상 시 이용될 수 있다. 이러한, 분석부(162)에서 대상체로 송신된 임펄스에 대응하는 제 1 반사 신호를 분석한 후 주파수에 따른 감쇠 및 임피던스에 의해 주파수 특성/펄스 모양이 바뀌게 되며, 각각의 주파수별 초음파 전달속도가 달라지게 된다. 이때, 주파수가 높은 성분일수록 전달속도가 빠르게 되므로, 분석부(162)는 대상체의 조직에 따른 경계면의 초음파 속도로 각 대상체(인체)에 따른 변화율을 파악할 수 있다.
- [0047] 또한, 분석부(162)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호의 중심 주파수(Center Frequency)와 주파수 변위(Frequency Displacement)를 통해 대상체 특성 정보를 파악한다. 분석부(162)는 시간축으로 음향 임피던스 정보를 획득하여 대상체의 비선형(Non-Linear) 성분을 예측한다. 분석부(162)는 제 1 반사 신호에 포함된 계수 정보 각각을 기본값과 비교하여 기본값 초과 또는 이하 여부를 확인한 기본값 초과 정보 또는 기본값 이하 정보를 포함하는 분석 결과 정보를 생성한다.
- [0048] 최적화부(164)는 분석부(162)로부터 수신된 분석 결과 정보에 근거하여 대상체로 송신할 초음파의 송신 파라미터(Tx Parameter)를 최적화하거나, 대상체로부터 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호의 수신 파라미터(Rx Parameter)를 보상한다. 즉, 최적화부(164)는 분석부(162)로부터 수신된 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보(반사 계수, 투과 계수, 음향 임피던스, 산란 계수, 감쇠 계수, 탄성 계수 및 온도 계수 등)마다 가중치(Weight)를 부여하여 합산 점수를 산출하고, 합산 점수에 따라 송신 파라미터 또는 수신 파라미터를 조절한다. 예컨대, 분석 결과에 포함된 계수 정보(반사 계수, 투과 계수, 음향 임피던스, 산란 계수, 감쇠 계수, 탄성 계수 및 온도 계수 등)마다 기 설정된 가중치를 적용한 후 가중치가 적용된 모든 계수를 합산한 합산 점수를 산출한 후 합산 점수에 해당하는 조건으로 송신 파라미터를 조절하거나 수신 파라미터를 조절할 수 있다. 또한, 최적화부(164)는 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보 중 기본값 초과 정보에 해당하는 송신 파라미터 또는 수신 파라미터를 가중치만큼 감소시키도록 조절하거나, 계수 정보 중 기본값 이하 정보에 해당하는 송신 파라미터 또는 수신 파라미터를 가중치만큼 증가시키도록 조절한다.
- [0049] 최적화부(164)가 최적화하는 송신 파라미터는 다음과 같다. 즉, 최적화부(164)는 분석 결과 정보에 근거하여 초점 위치(Focal Point)에 따라 각각의 트랜스듀서 엘리먼트의 크기를 다르게 설정하는 아포다이제이션(Apodization) 파라미터, 초음파의 송신 개수를 결정하는 송신 버스트(Burst) 파라미터, 파형(Tx Waveform)의 중심 주파수를 선택하는 송신 주파수 선택 파라미터, 각 시간차 프레임(Frame)에 따른 수신 신호의 비중을 다르게 설정하여 실시간 이미지가 디스플레이되도록 하는 애퍼처 컴파운딩(Aperture Compounding) 파라미터 중 적어도 하나 이상의 송신 파라미터를 조절한다.
- [0050] 또한, 최적화부(164)가 보상하는 수신 파라미터는 다음과 같다. 즉, 최적화부(164)는 분석 결과 정보에 근거하여 시간축으로 수신 신호의 크기를 변화시키는 신호 크기 변화 파라미터, 이미지 처리에 필요한 필터(Filter) (예컨대, LPF(Low Pass Filter), HPF(High Pass Filter))를 선택하는 필터 선택 파라미터, 대상체에 따른 이미지 데이터를 설정하는 이미지 설정(Image Setting) 파라미터, 수신 파형(Rx Waveform)의 중심 주파수를 선택하는 수신 주파수 선택 파라미터 중 적어도 하나 이상의 수신 파라미터를 조절한다.
- [0051] 신호 처리부(170)는 빔 형성부(146)에서 집속된 수신 스캔라인의 반사 신호를 기저 대역 신호(Baseband Signals)로 변화시키고 직교 복조기(Quadrature Demodulator)를 사용해서 포락선(Envelope)을 검출하여 하나의 스캔라인에 대한 데이터를 얻는다. 또한, 신호 처리부(170)는 빔포머(140)에 의해 생성된 데이터를 디지털 신호로 처리한다.
- [0052] 주사 변환부(180)는 신호 처리부(170)에서 얻어진 데이터를 메모리에 기록하고, 데이터의 주사 방향을 디스플레이부(190)(즉, 모니터)의 픽셀 방향과 일치시키며, 해당 데이터를 디스플레이부(190)의 픽셀 위치로 매핑시킨다. 주사 변환부(180)는 초음파 영상 데이터를 소정의 스캔라인 표시형식의 디스플레이부(190)에서 사용되는 데이터 형식으로 변환한다.
- [0053] 주사 변환부(180)의 주된 역할은 일시적인 초음파 영상 데이터의 저장이다. 주사 변환부(180)는 트랜스듀서(110)로부터 반사 신호를 수신하고, 수신된 반사 신호를 내부 메모리(즉, 기억 장치) 내에 저장한다. 이후, 주사 변환부(180)는 반사 신호를 영상 데이터로 변환한 후 디스플레이부(190)로 출력되도록 한다. 이때, 영상 데이터는 B-모드 영상 데이터뿐만 아니라, M-모드 영상 데이터, 도플러 모드 영상 데이터, 컬러 플로우 모드 영상 데이터로도 변환 가능하다. 주사 변환부(180)가 정지모드가 아닐 경우 내부 메모리에 저장된 반사 신호는 계속

해서 새로운 정보로 업데이트된다. 이때, 변환된 영상 데이터가 디스플레이부(190)에 출력됨과 동시에 실시간으로 다시 새롭게 업데이트된다. 반면에 정지 모드 상에서는 주사 작업이 중지되고 출력 기능만을 수행한다. 주사 변환부(180)의 주사 변환은 영상의 획득과 구현이 서로 다른 형식으로 이루어지기 때문에 필수적으로 수행되며, 초음파 영상 데이터는 디스플레이부(190) 상에서 출력된다. 이때, 반사 신호는 각각의 스캔 라인을 따라 주사 변환부(180)에 도달한다. 또한, 주사 변환부(180)의 메모리는 데이터를 기록하고 읽는 동안 다른 데이터 형식 사이에서 완충 역할을 한다. 주사 변환부(180)는 트랜스듀서(110)의 정보 형식과 속도로 반사 신호를 수신한다. 주사 변환부(180)는 반사 신호를 하나의 영상 데이터로 메모리에 기록한다. 영상 데이터는 주사 변환부(180)에 의해 디스플레이부(190)(즉, 모니터)를 위해 메모리로부터 불러들여지고 디스플레이부(190)의 수평 화상 주사에 일치되어 진다.

[0054] 주사 변환부(180)의 메모리는 기 설정된 위치로부터 수신된 초음파 영상 데이터에 대해 멀티 비트(Multi-Bit) 저장 단위로 구성된 각 요소들의 매트릭스(Matrix)로 인식될 수 있다. 여기서, 디지털화된 요소를 픽셀이라 한다. 즉, 주사 변환부(180)의 메모리는 이러한 픽셀들의 매트릭스이다. 디스플레이부(190) 상에 출력되는 초음파 영상 데이터는 실제로 주사 변환부(180)의 메모리 내에 디지털 숫자들의 매트릭스 형태로 존재한다. 즉, 탐상이 이루어지는 동안, 반사 신호는 대상체의 위치에 따라 픽셀의 위치(주소)에 끼워 넣어진다. 주사 변환부(180)는 정확한 픽셀 주소를 산출하기 위해 반사 신호의 지연 시간과 트랜스듀서(110)의 빔 좌표를 이용한다.

[0055] 이때, 주사 변환부(180)는 각 픽셀 위치 상에 반사 신호의 값을 표현하기 위해 최소 8비트 상에서 이용된다. 즉, 8비트가 각 위치에 256개의 진폭 레벨들을 갖는다. 이러한, 주사 변환부(180)의 메모리는 초음파가 관심 영역(ROI: Region Of Interest)을 탐상해 감에 따라 연속적으로 새로운 반사 신호 정보로 업데이트된다. 한편, 주사 변환부(180)의 영상 정지 기능은 반사 신호가 영상 기록뿐 아니라 사진, 디지털 정보 저장을 위해 메모리 상에 저장될 수 있다. 주사 변환부(180)의 메모리는 디스플레이부(190)의 휘도 세기를 조절하는데 필요한 신호를 공급하는 디지털-아날로그 변환기(DAC)로 픽셀 값들을 전달함으로써 출력된다.

[0056] 디스플레이부(190)는 주사 변환부(180)에 의해 생성된 초음파 영상 데이터를 출력한다. 여기서, 초음파 영상 데이터는 B-모드 영상 또는 C-모드 영상을 포함하는 개념이다. 즉, B-모드 영상은 그레이 스케일 영상으로서, 대상체의 움직임을 나타내는 영상 모드를 말하며, C-모드 영상은 컬러 플로우 영상 모드를 말한다. 한편, BC-모드 영상(BC-Mode Image)은 도플러 효과(Doppler Effect)를 이용하여 혈류의 흐름이나 대상체의 움직임을 표시하는 영상 모드로서, B-모드 영상과 C-모드 영상을 동시에 제공하는 모드로서, 혈류 및 대상체의 움직임 정보와 함께 해부학적인 정보를 제공하는 영상 모드를 말한다. 즉, B-모드는 그레이 스케일의 영상으로서, 대상체의 움직임을 나타내는 영상 모드를 말하며, C-모드는 컬러 플로우 영상으로서, 혈류의 흐름이나 대상체의 움직임을 나타내는 영상 모드를 말한다. 한편, 초음파 의료 장치(100)는 B-모드 영상(B-Mode Image)과 컬러 플로우 영상(Color Flow Image)인 C-모드 영상(C-Mode Image)을 동시에 제공할 수 있는 장치이다.

[0057] 한편, 초음파 의료 장치(100)는 사용자 입력부를 추가로 포함할 수 있으며, 사용자 입력부는 사용자의 조작 또는 입력에 의한 명령(Instruction)을 입력받는다. 여기서, 사용자 명령은 초음파 의료 장치(100)를 제어하기 위한 설정 명령 등이 될 수 있다.

[0058] 도 2는 제 2 실시예에 따른 초음파 의료 장치의 신호 처리부를 개략적으로 나타낸 블럭 구성도이다.

[0059] 제 2 실시예에 따른 신호 처리부(170)는 임의 파형 생성부(Arbitrary Waveform Generator)(210) 및 정규화부(220)를 포함한다. 제 2 실시예에서는 신호 처리부(170)가 임의 파형 생성부(210) 및 정규화부(220)만을 포함하는 것으로 기재하고 있으나 반드시 이에 한정되는 것은 아니며 제 2 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 신호 처리부(170)에 포함되는 구성 요소에 대하여 다양하게 수정 또는 변형하여 적용 가능할 것이다.

[0060] 분석부(162)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수(Resonance Frequency) 특성을 파악한다. 여기서, 공진 주파수란 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트(압전소자)가지는 공진 주파수를 말한다. 이러한 공진 주파수에서 가장 효율적으로 전기적 에너지가 음향에너지로 변환되며, 그 역도 성립한다. 일반적으로 공진 주파수는 주로 트랜스듀서(110)의 압전소자의 두께로 설정될 수 있다. 예컨대, 두께가 얇은 압전소자는 높은 공진 주파수를 가지며, 두꺼운 압전소자는 낮은 공진 주파수로 설정될 수 있다. 트랜스듀서(110)는 압전소자의 공진 주파수나 또는 그에 가까운 주파수에서 동작하므로, 고주파용 트랜스듀서에 부착된 압전소자의 두께는 저주파용 트랜스듀서에 부착된 압전소자보다 두께가 더 얇다.

[0061] 예컨대, 광대역 트랜스듀서는 하나의 주파수 이상에서 동작하도록 설계되며, 트랜스듀서를 사용할 때 방출되는 음파의 주파수를 초음파 의료 장치(100)의 자체에서 결정할 수 있다. 조작자는 초음파 의료 장치(100)의 선택

스위치를 이용하여 탐상에 사용할 주파수를 선택할 수 있는데, 초음파 의료 장치(100)의 발신기는 선택된 주파수를 만들어주기 위해 트랜스듀서(110)에 전가되는 전기적 펄스를 결정하게 된다. 이때, 수신기의 증폭기 또한 같은 주파수로 조정된다.

[0062] 하지만, 트랜스듀서(110)의 압전소자의 두께로 설정된 공진 주파수는 송신 펄스의 주파수 특성에 따라 열 잡음(Thermal Noise)을 포함하고 있으므로, 제 2 실시예에 따른 분석부(162)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수를 정확하게 파악하는 것이다.

[0063] 임의 파형 생성부(210)는 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형(Arbitrary Waveform)을 생성한다. 정규화부(220)는 임의 파형을 고속 푸리에 변환(FFT: Fast Fourier Transform)한 후 노멀라이제이션(Normalization)된 정규화 신호를 생성한다. 여기서, 고속 푸리에 변환(FFT)은 스펙트럴(Spectral) 분석으로서, 스펙트럴 분석은 복잡한 신호가 간단한 주파수 성분으로 분류되거나 분석된다. 이러한 스펙트럴 분석에 이용하는 가장 일반적인 방법이 푸리에 분석(Fourier Analysis)이다.

[0064] 초음파 의료 장치(100)에서 스펙트럴 분석을 수행하기 위해 신호 처리부(170)에 포함된 정규화부(220)에서 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행한다. 정규화부(220)는 시간의 함수로 표현된 복수의 주파수 성분을 도플러 신호로 나타낸다. 정규화부(220)는 이러한, 도플러 신호의 세그먼트를 약 1 - 5 ms로 잘게 연속적으로 나눈다. 이때, 신호의 세그먼트는 아날로그 디지털 컨버터(150)에서 디지털값으로 변환된 다음 정규화부(220)로 보내진다. 정규화부(220)는 몇 가지의 이산적인 주파수에서 각각의 상대적인 신호 값을 보여준 후 다른 신호 세그먼트를 작업하고, 연속적으로 나타낸다. 정규화부(220)에서 수행하는 고속 푸리에 변환 결과 수평축은 시간으로 나타나고, 전술한 신호의 세그먼트들에 대응한 작은 간격으로 나뉜다. 즉, 수직 축은 도플러 주파수나 반사체의 속도를 나타내며, 이산적인 주파수로 나누어서 저장된다. 수직 간격에서 저장된 값이 높을수록 주파수는 높다. 정규화부(220)는 세그먼트 사이에 주파수 분포를 표현하기 위한 그레이 농도나 밀도를 가진다. 신호의 세그먼트가 성공적으로 분류됨으로써 분석기는 연속적인 스펙트럼 표현이 가능하다. 정규화부(220)에서 수행되는 노멀라이제이션이란 언노멀라이제이션된 신호(고속 푸리에 변환된 신호)를 수치화하는 과정을 말한다. 즉, 노멀라이제이션은 언노멀라이제이션된 신호에 기준을 설정하고, 피크(Peak)를 파악하고, 'π'를 산출하는 과정을 말한다.

[0065] 제 2 실시예에 따른 송신부(132)는 정규화부(220)로부터 수신된 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성한다. 즉, 제 2 실시예에 따른 송신부(132)는 정규화 신호에 근거한 초음파를 생성하는 펄스를 포함한다. 이후, 제 2 실시예에 따른 트랜스듀서(110)가 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한다. 이후, 주사 변환부(180)는 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신하며, 제 2 반사 신호를 디스플레이하기 위한 (초음파) 영상 데이터로 변환하고, 구비된 디스플레이부 상의 영상 데이터가 나타나도록 한다.

[0066] 즉, 제 2 실시예에 따른 초음파 의료 장치(100)의 임펄스 발생부(130)에서 임펄스를 생성하고, 트랜스듀서(110)에서 대상체로 임펄스를 송신한 후 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)의 분석부(162)에서 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수 특성을 파악하고, 임의 파형 생성부(210)에서 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한 후 정규화부(220)에서 임의 파형을 노멀라이제이션한 정규화 신호를 생성하여 송신부(132)로 전송한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)의 송신부(132)에서 정규화부(220)로부터 수신된 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성한다. 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)에서 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)의 주사 변환부(180)에서 2 반사 신호를 수신하며, 제 2 반사 신호를 디스플레이하기 위한 (초음파) 영상 데이터로 변환하고, 구비된 디스플레이부(190) 상의 영상 데이터가 나타나도록 한다. 즉, 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트의 공진 주파수 특성이 이미 반영되어 있으므로, 주사 변환부(180)에서 결과적으로 최적화된 (초음파) 영상 데이터가 생성되는 것이다.

[0067] 도 3은 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성을 이용한 초음파 최적화 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0068] 초음파 의료 장치(100)는 임펄스를 생성하여 대상체로 송신하고 대상체로부터 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신한다(S310). 초음파 의료 장치(100)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 대상체 특성 정보를 생성한다(S320). 단계 S320에서 초음파 의료 장치(100)는 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 반사 계수, 투과 계수, 음향 임피던스, 산란 계수, 감쇠 계수, 탄성 계수 및 온도 계수 중 적어도 하나 이상의 정보를 파악하고, 이를 대상체 특성 정보로 인식한다. 이때, 초음파 의료 장치(100)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호의 중심 주파수와 주파수 변위를 통해 대상체 특성 정보를 파악한다.

- [0069] 초음파 의료 장치(100)는 대상체 특성 정보를 기본값과 비교한 분석 결과 정보를 생성한다(S330). 단계 S330에서 초음파 의료 장치(100)는 제 1 반사 신호에 포함된 계수 정보 각각을 기본값과 비교하여 기본값 초과 또는 이하 여부를 확인한 기본값 초과 정보 또는 기본값 이하 정보를 포함하는 분석 결과 정보를 생성한다. 또한, 단계 S330에서 초음파 의료 장치(100)는 감쇠 계수(α), 초음파 이동거리(d) 및 주파수에 근거하여 대상체에 대한 감쇠량을 산출하며, 매질의 밀도(ρ)와 강도(B)에 근거하여 음속(c)을 산출하며, 반사된 음압진폭(P_r)과 입사된 음압진폭(P_i)의 비에 근거하여 반사 계수(R)를 산출한다. 이러한, 감쇠 계수(α), 초음파 이동거리(d), 주파수, 감쇠량, 매질의 밀도(ρ), 강도(B), 음속(c), 음압진폭(P_r), 음압진폭(P_i), 반사 계수(R)들은 초음파 의료 장치(100)에 의해 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상의 판단을 위한 정보(분석 결과 정보)로 생성할 수 있다. 또한, 초음파 의료 장치(100)는 시간축으로 음향 임피던스 정보를 획득하여 대상체의 비선형 성분을 예측할 수 있다.
- [0070] 초음파 의료 장치(100)는 분석 결과 정보에 근거하여 대상체로 송신할 초음파의 송신 파라미터를 최적화할 필요가 있는지의 여부를 확인한다(S340). S340에서 초음파 의료 장치(100)는 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보(반사 계수, 투과 계수, 음향 임피던스, 산란 계수, 감쇠 계수, 탄성 계수 및 온도 계수 등)마다 가중치를 부여하여 합산 점수를 산출하고, 합산 점수에 따라 송신 파라미터를 최적화할 필요가 있는지의 여부를 확인한다. 예컨대, 분석 결과에 포함된 계수 정보(반사 계수, 투과 계수, 음향 임피던스, 산란 계수, 감쇠 계수, 탄성 계수 및 온도 계수 등)마다 기 설정된 가중치를 적용한 후 가중치가 적용된 모든 계수를 합산한 합산 점수를 산출한 후 합산 점수에 해당하는 최적화 조건이 있는 경우, 송신 파라미터를 조절(최적화)할 수 있다.
- [0071] 단계 S340의 확인 결과, 송신 파라미터의 최적화가 필요한 경우, 초음파 의료 장치(100)는 송신 파라미터를 해당하는 조건에 따라 최적화한다(S350). 즉, S350에서 초음파 의료 장치(100)는 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보 중 기본값 초과 정보에 해당하는 송신 파라미터를 가중치만큼 감소시키도록 조절하거나, 계수 정보 중 기본값 이하 정보에 해당하는 송신 파라미터를 가중치만큼 증가시키도록 조절한다. 이때, 초음파 의료 장치(100)는 분석 결과 정보에 근거하여 초점 위치에 따라 각각의 트랜스듀서 엘리먼트의 크기를 다르게 설정하는 아포다이제이션 파라미터, 초음파의 송신 개수를 결정하는 송신 버스트 파라미터, 파형의 중심 주파수를 선택하는 송신 주파수 선택 파라미터, 각 시간차 프레임에 따른 수신 신호의 비중을 다르게 설정하여 실시간 이미지가 디스플레이되도록 하는 애퍼처 컴파운딩 파라미터 중 적어도 하나 이상의 송신 파라미터를 조절한다.
- [0072] 초음파 의료 장치(100)는 대상체로부터 초음파에 대응하여 수신된 제 2 반사 신호의 수신 파라미터를 보상할 필요가 있는지의 여부를 확인한다(S360). S360에서 초음파 의료 장치(100)는 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보(반사 계수, 투과 계수, 음향 임피던스, 산란 계수, 감쇠 계수, 탄성 계수 및 온도 계수 등)마다 가중치를 부여하여 합산 점수를 산출하고, 합산 점수에 따라 수신 파라미터를 보상할 필요가 있는지의 여부를 확인한다. 예컨대, 분석 결과에 포함된 계수 정보(반사 계수, 투과 계수, 음향 임피던스, 산란 계수, 감쇠 계수, 탄성 계수 및 온도 계수 등)마다 기 설정된 가중치를 적용한 후 가중치가 적용된 모든 계수를 합산한 합산 점수를 산출한 후 합산 점수에 해당하는 보상 조건이 있는 경우, 수신 파라미터를 조절(보상)할 수 있다.
- [0073] 단계 S360의 확인 결과, 수신 파라미터의 보상이 필요한 경우, 초음파 의료 장치(100)는 수신 파라미터를 해당하는 조건에 따라 보상한다(S370). 즉, S370에서 초음파 의료 장치(100)는 분석 결과 정보에 포함된 계수 정보 중 기본값 초과 정보에 해당하는 수신 파라미터를 가중치만큼 감소시키도록 조절하거나, 계수 정보 중 기본값 이하 정보에 해당하는 수신 파라미터를 가중치만큼 증가시키도록 조절한다. 이때, 초음파 의료 장치(100)는 분석 결과 정보에 근거하여 시간축으로 수신 신호의 크기를 변화시키는 신호 크기 변화 파라미터, 이미지 처리에 필요한 필터(예컨대, LPF, HPF)를 선택하는 필터 선택 파라미터, 대상체에 따른 이미지 데이터를 설정하는 이미지 설정 파라미터, 수신 파형의 중심 주파수를 선택하는 수신 주파수 선택 파라미터 중 적어도 하나 이상의 수신 파라미터를 조절한다.
- [0074] 도 3에서는 단계 S310 내지 단계 S370을 순차적으로 실행하는 것으로 기재하고 있으나, 이는 제 1 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 제 1 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 제 1 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 도 3에 기재된 순서를 변경하여 실행하거나 단계 S310 내지 단계 S370 중 하나 이상의 단계를 병렬적으로 실행하는 것으로 다양하게 수정 및 변형하여 적용 가능할 것이므로, 도 3는 시계열적인 순서로 한정되는 것은 아니다.
- [0075] 진술한 바와 같이 도 3에 기재된 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성을 이용한 초음파 최적화 방법은 프로그램으로 구현되고 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 기록될 수 있다. 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성을

이용한 초음파 최적화 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록되고 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다. 이러한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어, 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수도 있다. 또한, 제 1 실시예를 구현하기 위한 기능적인(Functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 제 1 실시예가 속하는 기술분야의 프로그래머들에 의해 용이하게 추론될 수 있을 것이다.

- [0076] 도 4는 제 2 실시예에 따른 공진 주파수 특성을 이용한 초음파 최적화 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0077] 초음파 의료 장치(100)는 임펄스를 생성하여 대상체로 송신하고 대상체로부터 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신한다(S410). 초음파 의료 장치(100)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호의 주파수 특성을 이용하여 공진 주파수 특성을 파악한다(S420).
- [0078] 초음파 의료 장치(100)는 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한다(S430). 초음파 의료 장치(100)는 임의 파형을 고속 푸리에 변환(FFT)한 후 노멀라이제이션된 정규화 신호를 생성한다(S440). 초음파 의료 장치(100)는 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성한다(S450).
- [0079] 초음파 의료 장치(100)는 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한다(S460). 초음파 의료 장치(100)는 제 2 반사 신호를 수신하며, 제 2 반사 신호를 디스플레이하기 위한 영상 데이터로 변환하고, 구비된 디스플레이부 상의 영상 데이터가 나타나도록 한다(S470). 즉, 초음파 의료 장치(100)는 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트의 공진 주파수 특성이 이미 반영되어 있으므로, 주사 변환부(180)에서 결과적으로 최적화된 (초음파) 영상 데이터가 생성되는 것이다.
- [0080] 도 4에서는 단계 S410 내지 단계 S470을 순차적으로 실행하는 것으로 기재하고 있으나, 이는 제 2 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 제 2 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 제 2 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 도 4에 기재된 순서를 변경하여 실행하거나 단계 S410 내지 단계 S470 중 하나 이상의 단계를 병렬적으로 실행하는 것으로 다양하게 수정 및 변형하여 적용 가능할 것이므로, 도 4는 시계열적인 순서로 한정되는 것은 아니다.
- [0081] 도 5는 제 1, 2 실시예에 따른 임펄스를 이용하여 대상체(인체) 특성 또는 공진 주파수 특성을 획득하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0082] 초음파 의료 장치(100)의 임펄스 발생부(130)는 임펄스를 생성한다. 이때, 임펄스 발생부(130)는 임펄스를 송신부(132)로 전달하거나 송수신 스위치(120)의 제어에 의해 트랜스듀서(110)로 직접 임펄스를 인가하여, 트랜스듀서(110)의 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 임펄스가 출력되도록 한다. 즉, 초음파 의료 장치(100)의 트랜스듀서(110)는 대상체로 임펄스를 송신하고, 대상체로부터 임펄스에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)의 분석부(162)는 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트의 공진 주파수 특성을 찾아 그대로 초음파 생성에 적용한다.
- [0083] 도 5의 (a)에 도시된 바와 같이, 조작자가 '테스트 모드(Test Mode)' 또는 '대상체(인체) 특성 파악 모드'를 선택하는 경우 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트의 공진 주파수 특성을 파악하기 위해 임펄스를 대상체로 송신한다. 도 5의 (b)에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 대상체로부터 임펄스에 대응하는 제 1 반사 신호를 수신하여 아날로그-디지털 컨버팅한 후 메모리에 저장한다.
- [0084] 도 6은 제 2 실시예에 따른 공진 주파수를 이용하여 실시간 이미지를 획득하기 위한 송신 펄스를 나타낸 도면이다.
- [0085] 조작자가 '실시간 모드(Live Mode)'를 선택하는 경우, 초음파 의료 장치(100)는 임펄스에 대응되어 수신된 제 1 반사 신호를 분석하여 획득한 최상의 공진 주파수를 이용하여 실시간 이미지(Live Image)를 위한 초음파를 생성한다. 즉, 도 6에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 임펄스에 대응하여 수신된 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수 특성을 파악한다. 초음파 의료 장치(100)는 임의 파형 생성부(210)를 이용하여 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한다. 즉, 트랜스듀서(110)의 최상의 공진 주파수 특성을 찾아 그 주파수로 대상체로 송신하는 초음파를 생성하여 초음파 영상 데이터가 생성되도록 한다.
- [0086] 이때, 초음파 의료 장치(100)는 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트의 특성에 정확히 맞는 공진 주파수 특

성을 찾아 결과적으로 초음파 영상 데이터를 생성하는 데 이용하고자 하는 것이다. 또한, 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트의 특성에 맞는 정확한 공진 주파수를 획득하고, 이를 이용하여 초음파 영상 데이터를 생성하면, 트랜스듀서(110)에서 생기는 열 잡음도 최소화할 수 있으며, 더 높은 송신 파워(Tx Power)를 대상체(인체)에 가할 수 있어 투과율(Penetration)이 좋아 지게 된다.

- [0087] 도 7은 제 2 실시예에 따른 주파수 변위를 위한 임의 파형을 생성하기 위한 신호 처리 과정을 나타낸 도면이다.
- [0088] 도 7에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 정규화부(220)를 이용하여 임의 파형을 고속 푸리에 변환(FFT)한 후 노멀라이제이션된 정규화 신호를 생성한다. 즉, 초음파 의료 장치(100)의 정규화부(220)는 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한 후 최상의 주파수 변위를 위해 고속 푸리에 변환(FFT)를 이용하는 것이다. 초음파 의료 장치(100)는 제 1 반사 신호에 근거하여 최상의 공진 주파수 특성을 찾아 낸 후 고속 푸리에 변환(FFT)과 노멀라이제이션을 주파수 변경이 가능하다. 초음파 의료 장치(100)는 전송한 신호 처리 과정을 수행하여 고주파 이미지(Harmonic Image)를 형성하기 위한 이상적인 초음파를 생성할 수 있는 것이다.
- [0089] 즉, 초음파 의료 장치(100)는 임펄스 발생부(130)에서 임펄스를 생성하면, 트랜스듀서(110)에서 대상체로 임펄스를 송신하고 임펄스에 대응하여 반사되는 제 1 반사 신호를 수신한다. 이후, 분석부(162)에서 제 1 반사 신호에 근거하여 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 공진 주파수 특성을 파악하고, 임의 파형 생성부(210)에서 공진 주파수 특성이 반영된 임의 파형을 생성한 후 정규화부(220)에서 임의 파형을 노멀라이제이션한 정규화 신호를 생성하여 송신부(132)로 전송한다. 이후, 송신부(132)에서 정규화부(220)로부터 수신된 정규화 신호에 근거하여 초음파를 생성하고, 트랜스듀서(110)에서 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파를 대상체로 송신하고, 대상체로부터 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 대응하는 제 2 반사 신호를 수신한다. 이후, 초음파 의료 장치(100)는 제 2 반사 신호를 디스플레이하기 위한 영상 데이터로 변환하고, 구비된 디스플레이부 상의 영상 데이터가 나타나도록 한다. 즉, 정규화 신호에 근거하여 생성된 초음파에 트랜스듀서(110)의 트랜스듀서 엘리먼트의 공진 주파수 특성이 이미 반영되어 있으므로, 주사 변환부(180)에서 변환된 영상 데이터가 최적화되는 것이다.
- [0090] 도 8은 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성을 이용하여 송신 파라미터를 최적화하거나 수신 파라미터를 보상하는 과정을 나타낸 도면이다.
- [0091] 도 8에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 각각 다른 계수를 가지고 있는 대상체(인체) 특성을 파악하고 이를 분석한다. 이때, 초음파 의료 장치(100)는 대상체(인체)의 특성을 파악하기 위해 대상체로 임펄스를 송신한 후 임펄스에 대응하는 제 1 반사 신호를 분석(예컨대, 신호대잡음비(SNR: Signal to Noise Ratio), 중심 주파수 또는 주파수 변위가 높은 곳을 찾아)하여 송신 파라미터를 최적화 한다. 여기서, 초음파 의료 장치(100)가 최적화할 수 있는 송신 파라미터는 도 8에 도시된 바와 같이, 초점 위치에 따라 각각의 트랜스듀서 엘리먼트의 크기를 다르게 설정하는 아포다이제이션 파라미터, 초음파의 송신 개수를 결정하는 송신 버스트 파라미터, 송신 파형의 중심 주파수를 선택하는 송신 주파수 선택 파라미터, 각 시간차 프레임에 따른 수신 신호의 비중을 다르게 설정하여 실시간 이미지가 디스플레이되도록 하는 애퍼처 컴파운딩 파라미터 중 적어도 하나 이상의 파라미터가 될 수 있다.
- [0092] 또한, 초음파 의료 장치(100)는 대상체(인체)의 특성을 파악하기 위해 대상체로 임펄스를 송신한 후 임펄스에 대응하는 제 1 반사 신호를 분석(예컨대, 신호대잡음비(SNR), 중심 주파수 또는 주파수 변위가 높은 곳을 찾아)하여 수신 파라미터를 보상한다. 여기서, 초음파 의료 장치(100)가 보상할 수 있는 수신 파라미터는 도 8에 도시된 바와 같이, 분석 결과 정보에 근거하여 시간축으로 수신 신호의 크기를 변화시키는 신호 크기 변화 파라미터, 이미지 처리에 필요한 필터(예컨대, LPF, HPF)를 선택하는 필터 선택 파라미터, 대상체에 따른 이미지 데이터를 설정하는 이미지 설정 파라미터, 수신 파형의 중심 주파수를 선택하는 수신 주파수 선택 파라미터 중 적어도 하나 이상의 파라미터가 될 수 있다.
- [0093] 도 9는 제 1 실시예에 따른 대상체(인체) 특성에 따른 시스템을 나타낸 도면이다.
- [0094] 도 9에 도시된 바와 같이, 초음파 의료 장치(100)는 조작자의 조작에 의해 제어 패널(Control Panel)에 환자의 '신체 정보'를 선택하거나 기입할 수 있다. 즉, 초음파 의료 장치(100)는 환자의 '신체 정보'에 '대상체 특성 정보'를 생성할 수 있다.
- [0095] 한편, 초음파 의료 장치(100)는 특정 대상체(환자)에 대해 누적된 대상체 특성 정보를 데이터베이스화 후 이를 기준으로 설정할 수 있다. 예컨대, 초음파 의료 장치(100)는 조작자의 조작에 의해 환자의 신체 정보에 해당하는 '성별 정보', '나이 정보', '키 정보' 및 '몸무게 정보' 중 적어도 하나 이상의 정보를 입력받고, 해당 신체 정보에 대한 최적의 초음파 영상 데이터가 출력될 때의 송신 파라미터 또는 수신 파라미터를 추출하여 데이터베

이스화하고, 유사한 신체 정보끼리 누적한 평균값을 기준으로 설정할 수 있다.

[0096]

이상의 설명은 본 실시예의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 실시예의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 실시예들은 본 실시예의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 실시예의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 실시예의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 실시예의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0097]

100: 초음파 의료 장치

110: 트랜스듀서

120: 송수신 스위치

130: 임펄스 발생부

132: 송신부

134: 수신부

140: 빔포머

150: 아날로그 디지털 컨버터

162: 분석부

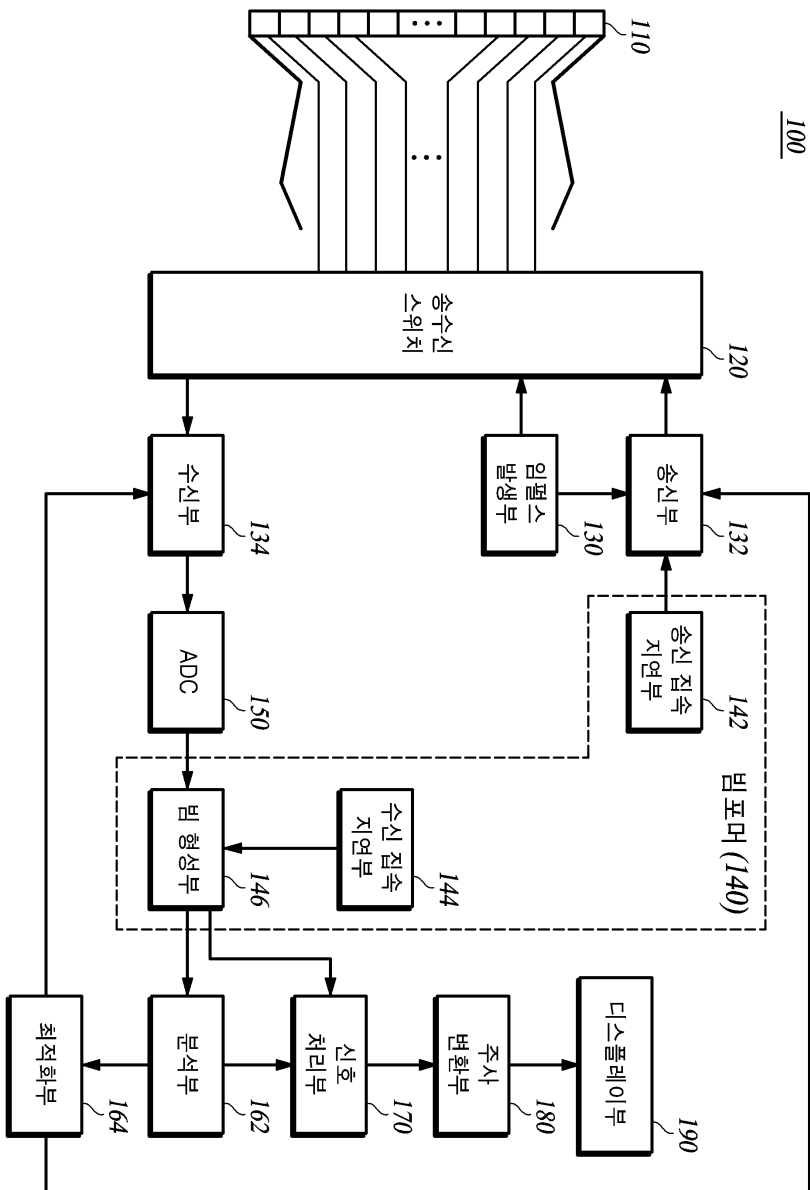
164: 최적화부

170: 신호 처리부

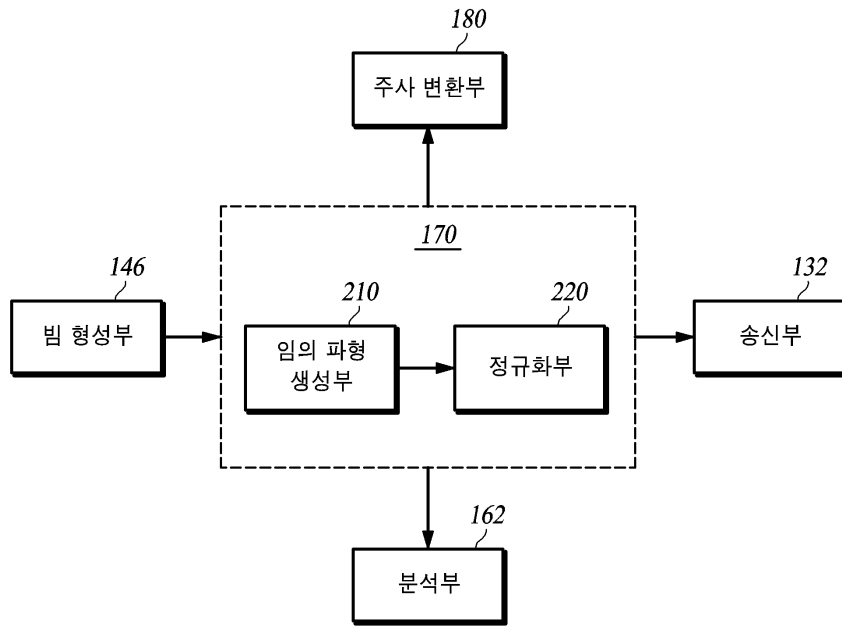
180: 주사 변환부

190: 디스플레이부

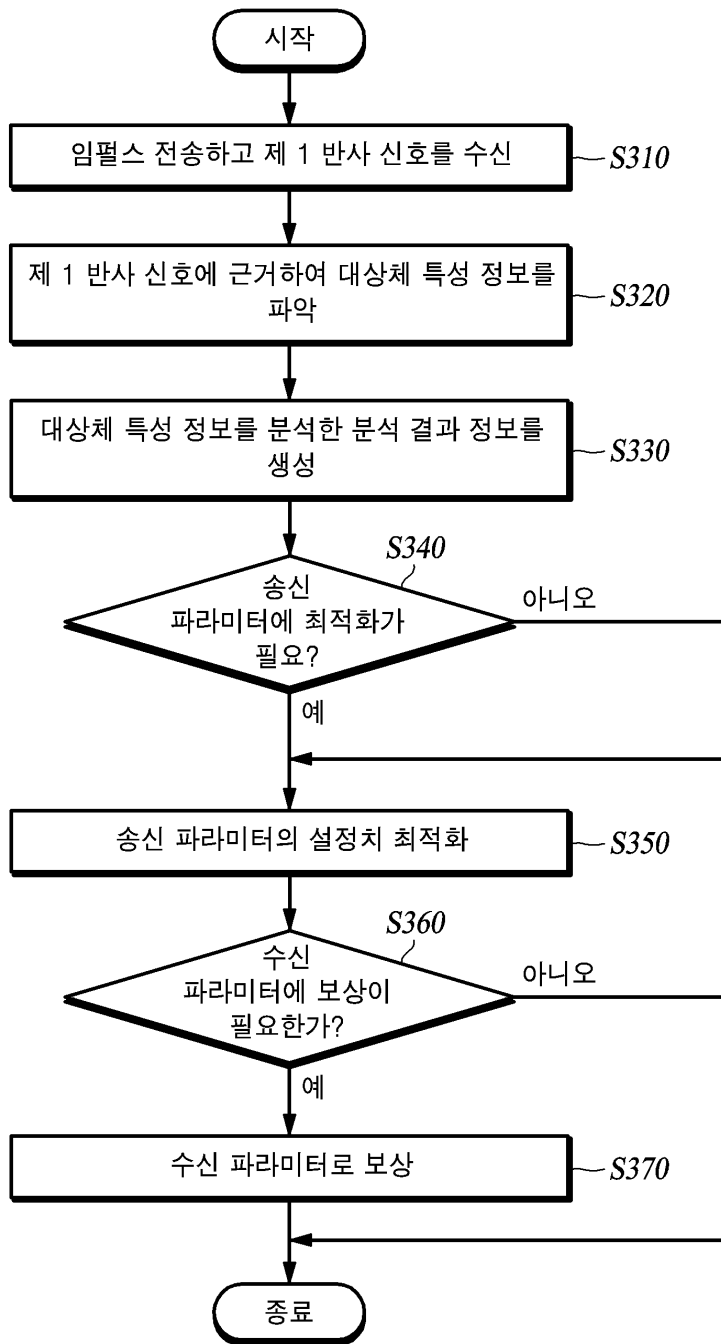
도면
도면1



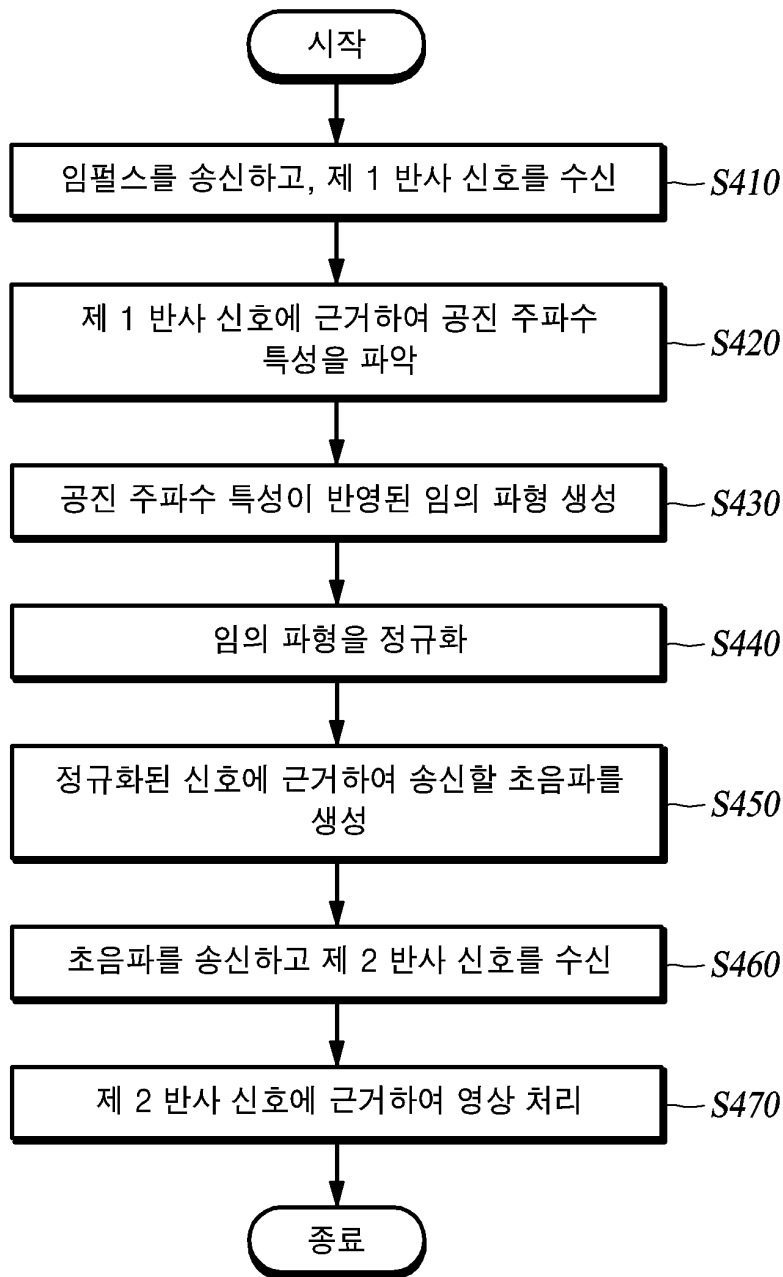
도면2



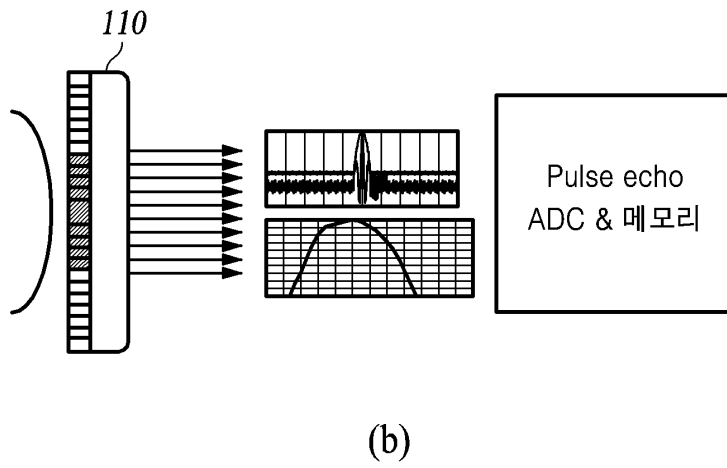
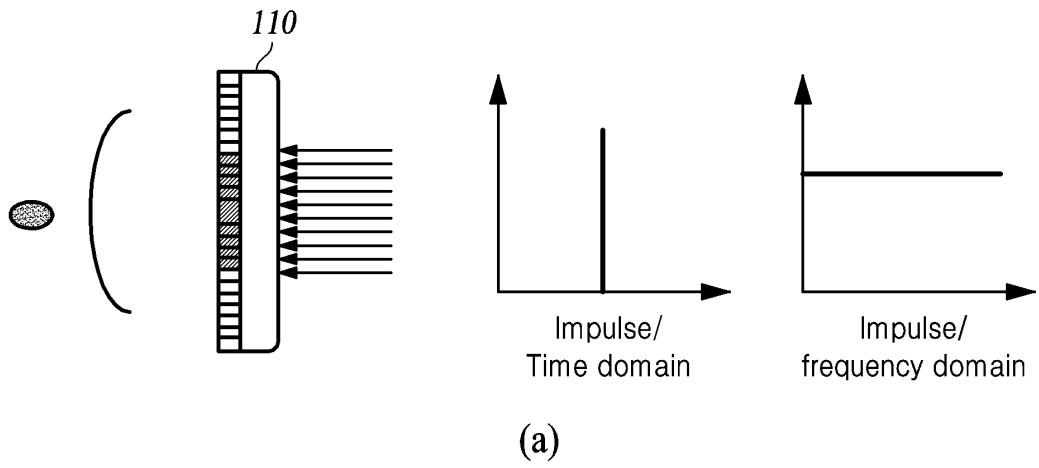
도면3



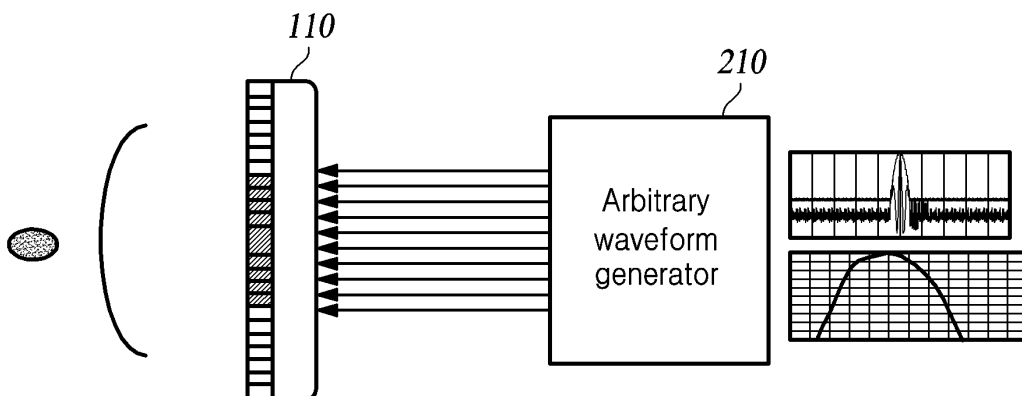
도면4



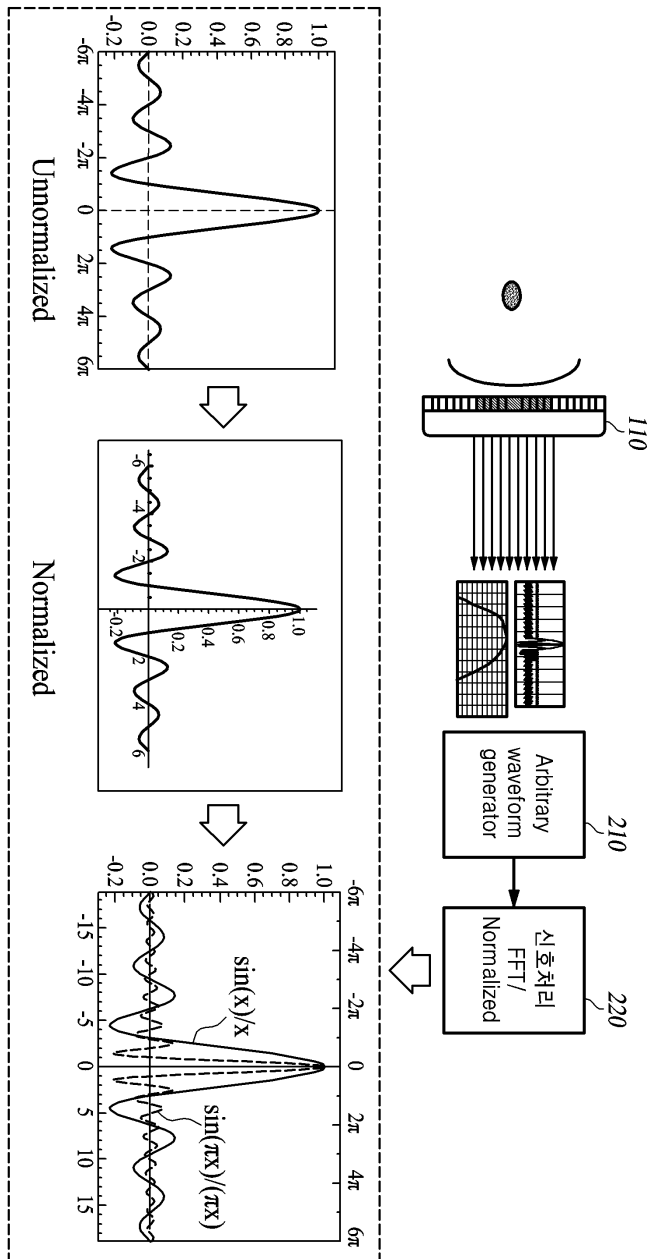
도면5



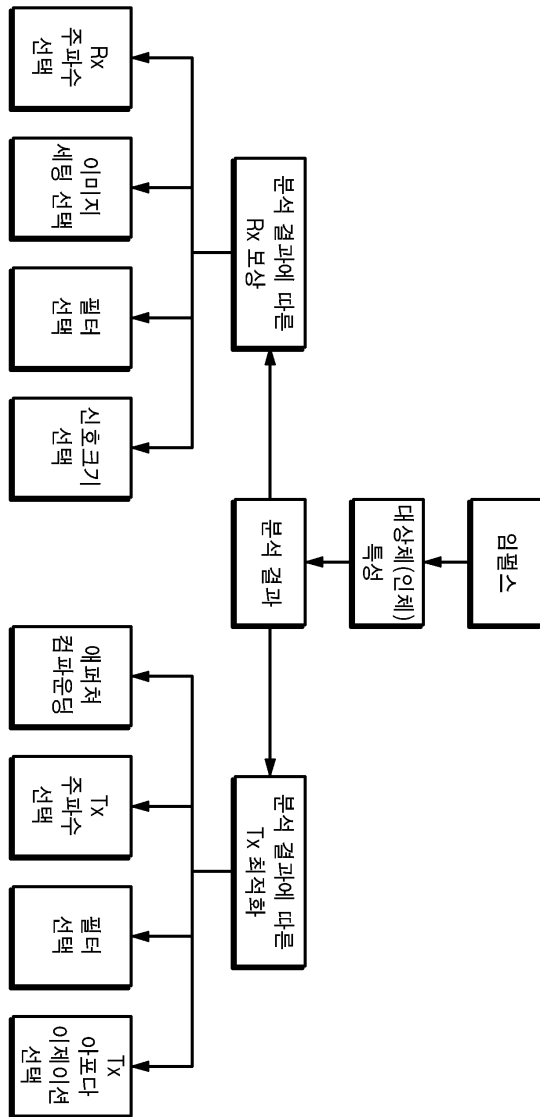
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	标题：超声波优化方法及其超声波医疗装置		
公开(公告)号	KR1020140133107A	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	KR1020130052724	申请日	2013-05-09
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	铝齿轮医疗系统有限公司		
[标]发明人	LEE HYUN SOOK 이현숙		
发明人	이현숙		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/585 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/546 G01S7/5202 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52046		
代理人(译)	LEE HEE CHUL		
其他公开文献	KR101501479B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种超声波优化方法及其超声波医疗设备。本发明提供一种超声波优化方法及其超声波医疗装置，该超声波优化方法通过分析传递给被分析对象的脉冲的反射信号来检查待分析对象（人体）的特征，并且，具有待分析对象（人体）的特征，优化传输参数或补偿超声波的接收参数。

