



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2012년08월20일
(11) 등록번호 10-1175402
(24) 등록일자 2012년08월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/06 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0081265

(22) 출원일자 2009년08월31일

심사청구일자 2010년10월04일

(65) 공개번호 10-2011-0023405

(43) 공개일자 2011년03월08일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020080022978 A*

KR1020080025903 A*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

삼성메디슨 주식회사

강원도 홍천군 남면 한서로 3366

(72) 발명자

신동국

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42, 연구소 3층
(대치동, 메디슨 빌딩)

김종식

서울특별시 강남구 테헤란로108길 42, 연구소 3층
(대치동, 메디슨 빌딩)

(74) 대리인

백만기, 장수길, 윤지홍

전체 청구항 수 : 총 20 항

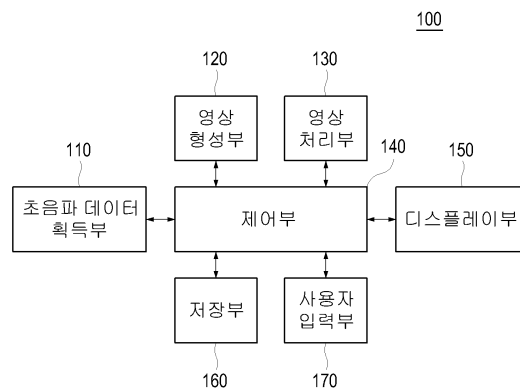
심사관 : 장지혜

(54) 발명의 명칭 **가상의 변환소자에 기초하여 스캔라인의 스티어링을 설정하는 초음파 시스템 및 방법**

(57) 요약

가상의 변환소자를 설정하여 스캔라인의 최대 스티어링 각도를 증가시키는 초음파 시스템 및 방법이 개시된다. 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 초음파 신호를 송수신하도록 동작하는 복수의 변환소자를 포함하고, 대상체 - 대상체는 혈관을 포함함 - 에 대한 제1 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및 제1 초음파 데이터를 이용하여 제1 초음파 영상을 형성하고, 제1 초음파 영상을 분석하여 상기 혈관의 중심을 검출하도록 동작하는 프로세서를 포함한다. 초음파 데이터 획득부는, 복수의 변환소자를 기준으로 가상의 변환소자를 설정하고, 가상의 변환소자 및 혈관 중심을 이용하여 스티어링 각도를 산출하고, 가상의 변환소자, 혈관 중심 및 스티어링 각도를 고려하여 대상체의 제2 초음파 데이터를 획득하도록 더 동작한다. 프로세서는, 제2 초음파 데이터를 이용하여 제2 초음파 영상을 형성하도록 더 동작한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 시스템으로서,

초음파 신호를 송수신하는 복수의 변환소자를 포함하고, 혈관을 포함하는 대상체에 대한 제1 초음파 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부; 및

상기 제1 초음파 데이터를 이용하여 제1 초음파 영상을 형성하고, 상기 제1 초음파 영상을 분석하여 상기 혈관의 중심을 검출하는 프로세서

를 포함하고,

상기 초음파 데이터 획득부는, 상기 복수의 변환소자를 기준으로 가상의 변환소자를 설정하고, 상기 가상의 변환소자 및 상기 혈관 중심을 이용하여 스티어링 각도를 산출하고, 상기 가상의 변환소자, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 상기 대상체의 제2 초음파 데이터를 획득하도록 더 동작하고,

상기 프로세서는, 상기 제2 초음파 데이터를 이용하여 제2 초음파 영상을 형성하도록 더 동작하는 초음파 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 초음파 데이터 획득부는,

상기 제1 초음파 영상을 얻기 위한 제1 송신신호를 형성하며, 상기 복수의 변환소자를 기준으로 상기 가상의 변환소자를 설정하고, 상기 복수의 변환소자에 해당하는 제1 구경(aperture)과 상기 가상의 변환소자에 해당하는 제2 구경에 기초하여 제3 구경을 설정하고, 상기 제3 구경에 대해 구경 중심을 검출하고, 상기 검출된 구경 중심에 해당하는 스캔라인에 대해 상기 혈관 중심을 지나는 상기 스티어링 각도를 산출하고, 상기 제3 구경, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 상기 제2 초음파 영상을 얻기 위한 제2 송신신호를 형성하도록 동작하는 송신신호 형성부;

상기 복수의 변환소자를 포함하고, 상기 제1 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체에 송신하고, 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제1 수신신호를 형성하고, 상기 제2 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체에 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제2 수신신호를 형성하도록 동작하는 초음파 프로브;

상기 제1 구경을 고려하여 상기 제1 송신신호를 수신집속시켜 제1 수신집속신호를 형성하며, 상기 제3 구경, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 상기 제2 수신신호를 수신집속시켜 제2 수신집속신호를 형성하고, 상기 가상의 변환소자를 고려하여 상기 제2 수신집속신호에 대해 보상 처리를 수행하도록 동작하는 빔 포머; 및

상기 제1 수신집속신호를 이용하여 상기 제1 초음파 데이터를 형성하고, 상기 제2 수신집속신호를 이용하여 상기 제2 초음파 데이터를 형성하도록 동작하는 초음파 데이터 형성부

를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 보상 처리는 SGC(scanline gain compensation) 및 TGC(time gain compensation)를 포함하는 초음파 시스템.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 혈관을 검출하기 위한 혈관 템플릿을 저장하는 저장부

를 더 포함하는 초음파 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 프로세서는, 상기 저장부에서 상기 혈관 템플릿을 추출하고, 상기 추출된 혈관 템플릿을 상기 제1 초음파 영상에 설정하고, 상기 혈관 템플릿을 이동시키면서 상기 혈관을 검출하고, 상기 혈관에서 최대 지름을 검출하고, 상기 최대 지름의 중심을 검출하고, 상기 최대 지름의 중심을 상기 혈관 중심으로 설정하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 6

제1항에 있어서,

사용자로부터 상기 제1 초음파 영상에 관심영역을 설정하는 입력정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부를 더 포함하는 초음파 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 프로세서는, 상기 입력정보에 따라 상기 제1 초음파 영상에 상기 관심영역을 설정하고, 상기 관심영역의 중심을 검출하여 상기 초음파 영상에 설정하고, 상기 관심영역의 중심을 상하좌우 각각으로 사전 설정된 거리만큼 이동시키면서 밝기값의 차이가 최대인 영역을 상기 혈관의 혈관벽으로서 검출하고, 상기 영역을 지나는 가상의 사각형을 설정하고, 상기 가상의 사각형의 중심을 검출하여 상기 가상의 사각형의 중심을 상기 혈관 중심으로 설정하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

사용자로부터 상기 제1 초음파 영상에 시드 포인트를 설정하는 입력정보를 입력받도록 동작하는 사용자 입력부를 더 포함하는 초음파 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 프로세서는, 상기 입력정보에 따라 상기 제1 초음파 영상에 상기 시드 포인트를 설정하고, 상기 시드 포인트를 사전 설정된 거리만큼 이동시키면서 밝기값의 차이가 최대인 영역을 상기 혈관의 혈관벽으로서 검출하고, 상기 영역을 지나는 가상의 사각형을 설정하고, 상기 가상의 사각형의 중심을 검출하여 상기 가상의 사각형의 중심을 상기 혈관 중심으로 설정하도록 동작하는 초음파 시스템.

청구항 10

제1항 내지 제9항중 어느 한 항에 있어서,

상기 제1 초음파 영상 및 상기 제2 초음파 영상 중 적어도 하나를 디스플레이하도록 동작하는 디스플레이부를 더 포함하는 초음파 시스템.

청구항 11

초음파 신호를 송수신하는 복수의 변환소자를 포함하는 초음파 시스템에서 스캔라인의 스티어링 설정 방법으로서,

- a) 혈관을 포함하는 대상체에 대한 제1 초음파 데이터를 획득하는 단계;
- b) 상기 제1 초음파 데이터를 이용하여 제1 초음파 영상을 형성하는 단계;
- c) 상기 제1 초음파 영상을 분석하여 상기 혈관의 중심을 검출하는 단계;
- d) 상기 복수의 변환소자를 기준으로 가상의 변환소자를 설정하는 단계;
- e) 상기 가상의 변환소자 및 상기 혈관 중심을 이용하여 스티어링 각도를 산출하는 단계;
- f) 상기 가상의 변환소자, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 상기 대상체의 제2 초음파 데이터를 획득하는 단계; 및
- g) 상기 제2 초음파 데이터를 이용하여 제2 초음파 영상을 형성하는 단계

를 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 단계 e)는,

상기 복수의 변환소자에 해당하는 제1 구경(aperture)과 상기 가상의 변환소자에 해당하는 제2 구경에 기초하여 제3 구경을 설정하는 단계;

상기 제3 구경에 대해 구경 중심을 검출하는 단계;

상기 검출된 구경 중심에 해당하는 스캔라인을 설정하는 단계; 및

상기 설정된 스캔라인이 상기 혈관 중심을 지나는 스티어링 각도를 산출하는 단계

를 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 단계 f)는,

상기 제3 구경, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 제2 송신신호를 형성하는 단계;

상기 제2 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 상기 대상체에 송신하고 상기 대상체로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 수신하여 제2 수신신호를 형성하는 단계;

상기 제3 구경, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 상기 제2 수신신호를 수신집속시켜 제2 수신집속신호를 형성하는 단계;

상기 가상의 변환소자를 고려하여 상기 제2 수신집속신호에 대해 보상 처리를 수행하는 단계; 및

상기 제2 수신집속신호를 이용하여 상기 제2 초음파 데이터를 형성하는 단계

를 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 보상 처리는 SGC(scanline gain compensation) 및 TGC(time gain compensation)를 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 15

제11항에 있어서, 상기 단계 c) 이전에

상기 혈관을 검출하기 위한 혈관 템플릿을 저장하는 저장부를 마련하는 단계

를 더 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 단계 c)는,

상기 저장부에서 상기 혈관 템플릿을 추출하는 단계;

상기 추출된 혈관 템플릿을 상기 제1 초음파 영상에 설정하는 단계;

상기 혈관 템플릿을 이동시키면서 상기 혈관을 검출하는 단계;

상기 혈관에서 최대 지름을 검출하는 단계; 및

상기 최대 지름의 중심을 검출하고, 상기 최대 지름의 중심을 상기 혈관 중심으로 설정하는 단계

를 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 17

제11항에 있어서, 상기 단계 c) 이전에,

사용자로부터 상기 제1 초음파 영상에 관심영역을 설정하는 입력정보를 수신하는 단계를 더 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 18

제17항에 있어서, 상기 단계 c)는,

상기 입력정보에 따라 상기 제1 초음파 영상에 상기 관심영역을 설정하는 단계;

상기 관심영역의 중심을 검출하여 상기 초음파 영상에 설정하는 단계;

상기 관심영역의 중심을 상하좌우 각각으로 사전 설정된 거리만큼 이동시키면서 밝기값의 차이가 최대인 영역을 상기 혈관의 혈관벽으로서 검출하는 단계;

상기 영역을 지나는 가상의 사각형을 설정하는 단계; 및

상기 가상의 사각형의 중심을 검출하여 상기 가상의 사각형의 중심을 상기 혈관 중심으로 설정하는 단계를 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 19

제11항에 있어서, 상기 단계 c) 이전에,

사용자로부터 상기 제1 초음파 영상에 시드 포인트를 설정하는 입력정보를 수신하는 단계를 더 포함하는 스티어링 설정 방법.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 단계 c)는,

상기 입력정보에 따라 상기 제1 초음파 영상에 상기 시드 포인트를 설정하는 단계;

상기 시드 포인트를 사전 설정된 거리만큼 이동시키면서 밝기값의 차이가 최대인 영역을 상기 혈관의 혈관벽으로서 검출하는 단계;

상기 영역을 지나는 가상의 사각형을 설정하는 단계; 및

상기 가상의 사각형의 중심을 검출하여 상기 가상의 사각형의 중심을 상기 혈관 중심으로 설정하는 단계를 포함하는 스티어링 설정 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 시스템에 관한 것으로, 특히 가상의 변환소자(transducer element)에 기초하여 스캔라인(scaline)의 스티어링(steering)을 설정하는 초음파 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어, 대상체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에서 널리 이용되고 있다. 초음파 시스템은 대상체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 대상체 내부의 고해상도 영상을 실시간으로 의사에게 제공할 수 있어 의료 분야에서 매우 중요하게 사용되고 있다.

[0003] 초음파 시스템은 복수의 변환소자(transducer element)를 포함하는 초음파 프로브를 이용하여 초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)를 수신한다. 초음파 시스템은 초음파 프로브를 통해 수신된 초음파 에코신호를 이용하여 대상체의 2차원 또는 3차원 초음파 영상을 형성한다. 한편, 초음파 시스템은 보다 넓은 시야각(view angle)을 갖는 초음파 영상을 얻기 위해 복수의 스캔라인을 스티어링하여 초음파 신호를 송수신한다.

[0004] 종래에는 길이가 제한된 변환소자를 포함하는 초음파 프로브를 이용하여 초음파 신호의 송수신을 수행하였다. 이로 인해, 스캔라인을 스티어링할 수 있는 최대 스티어링 각도가 제한되는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0005] 본 발명은 가상의 변환소자(transducer element)를 설정하고, 가상의 변환소자를 고려하여 스캔라인(scanlines)의 스티어링을 설정하여 최대 스티어링 각도를 증가시킬 수 있는 초음파 시스템 및 방법을 제공한다.

과제 해결수단

[0006] 본 발명에 따른 초음파 시스템은, 초음파 신호를 송수신하도록 동작하는 복수의 변환소자를 포함하고, 대상체 - 상기 대상체는 혈관을 포함함 - 에 대한 제1 초음파 데이터를 획득하도록 동작하는 초음파 데이터 획득부; 및 상기 제1 초음파 데이터를 이용하여 제1 초음파 영상을 형성하고, 상기 제1 초음파 영상을 분석하여 상기 혈관의 중심을 검출하도록 동작하는 프로세서를 포함하고, 상기 초음파 데이터 획득부는, 상기 복수의 변환소자를 기준으로 가상의 변환소자를 설정하고, 상기 가상의 변환소자 및 상기 혈관 중심을 이용하여 스티어링 각도를 산출하고, 상기 가상의 변환소자, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 상기 대상체의 제2 초음파 데이터를 획득하도록 더 동작하고, 상기 프로세서는, 상기 제2 초음파 데이터를 이용하여 제2 초음파 영상을 형성하도록 더 동작한다.

[0007] 또한 본 발명에 따른, 초음파 신호를 송수신하는 복수의 변환소자를 포함하는 초음파 시스템에서 스캔라인의 스티어링 설정 방법은, a) 대상체 - 상기 대상체는 혈관을 포함함 - 에 대한 제1 초음파 데이터를 획득하는 단계; b) 상기 제1 초음파 데이터를 이용하여 제1 초음파 영상을 형성하는 단계; c) 상기 제1 초음파 영상을 분석하여 상기 혈관의 중심을 검출하는 단계; d) 상기 복수의 변환소자를 기준으로 가상의 변환소자를 설정하는 단계; e) 상기 가상의 변환소자 및 상기 혈관 중심을 이용하여 스티어링 각도를 산출하는 단계; f) 상기 가상의 변환소자, 상기 혈관 중심 및 상기 스티어링 각도를 고려하여 상기 대상체의 제2 초음파 데이터를 획득하는 단계; 및 g) 상기 제2 초음파 데이터를 이용하여 제2 초음파 영상을 형성하는 단계를 포함한다.

효과

[0008] 본 발명은 변환소자(transducer element)의 길이에 관계없이 스캔라인(scanlines)의 스티어링을 설정할 수 있어, 스캔라인의 최대 스티어링 각도를 증가시킬 수 있을 뿐만 아니라 보다 넓은 시야각(view angle)의 초음파 영상을 획득할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0009] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명한다.

[0010] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템(100)의 구성을 보이는 블록도이다. 초음파 시스템(100)은 초음파 데이터 획득부(110), 영상 형성부(120), 영상 처리부(130), 제어부(140) 및 디스플레이부(150)를 포함한다. 아울러, 초음파 시스템(100)은 초음파 영상에서 관심객체(즉, 혈관)를 검출하기 위한 혈관 템플릿(template)을 저장하는 저장부(160) 및 사용자의 입력정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부(170)를 더 포함할 수 있다. 본 실시예에서 입력정보는 관심영역(region of interest, ROI)을 설정하는 제1 입력정보 및 시드 포인트(seed point)를 설정하는 제2 입력정보중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0011] 전술한 실시예에서는 영상 형성부(120), 영상 처리부(130) 및 제어부(140)를 별도로 구성하는 것으로 설명하였지만, 다른 실시예에서는 영상 형성부(120), 영상 처리부(130) 및 제어부(140)를 하나의 프로세서, 예를 들어 CPU(central processing unit), 마이크로프로세서(microprocessor), 칩(chip) 등으로 구현할 수 있다.

[0012] 초음파 데이터 획득부(110)는 초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 신호(즉, 초음파 에코신호)를 수신하여 초음파 데이터를 획득한다.

[0013] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부(110)의 구성을 보이는 블록도이다. 초음파 데이터 획득부(110)는 송신신호 형성부(111), 복수의 변환소자(transducer element)(112a, 도 4 참조)를 포함하는 초음파 프로브(112), 빔 포머(beam former)(113) 및 초음파 데이터 형성부(114)를 포함한다.

[0014] 송신신호 형성부(111)는 복수의 변환소자 각각에 인가할 송신신호를 형성한다. 아울러, 송신신호 형성부(111)는

가상의 변환소자를 설정하여 스티어링 각도를 설정한다.

- [0015] 초음파 프로브(112)는 송신신호 형성부(111)로부터 송신신호가 제공되면, 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 수신신호를 형성한다. 초음파 프로브(112)는 선형 프로브(linear probe), 컨벡스 프로브(convex probe) 등을 포함할 수 있다.
- [0016] 빔 포머(113)는 초음파 프로브(112)로부터 수신신호가 제공되면, 변환소자의 위치, 집속점 및 스티어링 각도를 고려하여 수신신호를 수신집속시켜 수신집속신호를 형성한다. 아울러, 빔 포머(113)는 가상의 변환소자에 따른 보상 처리를 수신집속신호에 수행한다. 본 실시예에서 보상 처리는 SGC(scanline gain compensation) 및 TGC(time gain compensation)를 포함한다.
- [0017] 초음파 데이터 형성부(114)는 빔 포머(113)로부터 수신집속신호가 제공되면, 수신집속신호를 이용하여 초음파 데이터를 형성한다. 초음파 데이터는 RF(radio frequency) 데이터, IQ(in-phase/quadrature) 데이터 등을 포함할 수 있다.
- [0018] 다시 도 1을 참조하면, 영상 형성부(120)는 초음파 데이터 획득부(110)로부터 초음파 데이터가 제공되면, 초음파 데이터를 이용하여 초음파 영상을 형성한다. 초음파 영상은 B 모드(brightness mode) 영상일 수 있다. 그러나, 초음파 영상은 이에 국한되지 않는다.
- [0019] 영상 처리부(130)는 저장부(160)에 저장된 혈관 템플릿 또는 사용자 입력부(170)로부터의 입력정보에 기초하여, 영상 형성부(120)에서 형성된 초음파 영상에서 혈관의 중심을 검출한다.
- [0020] 제어부(140)는 초음파 신호의 송수신을 제어하며, 초음파 데이터의 획득을 제어한다. 제어부(140)는 초음파 영상의 형성 및 디스플레이를 제어한다. 아울러, 제어부(140)는 가상의 변환소자의 설정, 혈관 중심의 검출 및 스캔라인의 스티어링 설정을 제어한다. 디스플레이부(150)는 영상 형성부(130)로부터 제공되는 초음파 영상을 디스플레이한다.
- [0021] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 가상의 변환소자에 기초하여 스캔라인의 스티어링을 설정하는 절차를 설명한다.
- [0022] 도 3을 참조하면, 초음파 데이터 획득부(110)는 초음파 신호를 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제1 초음파 데이터를 획득한다(S102).
- [0023] 보다 상세하게, 송신신호 형성부(111)는 도 4에 도시된 바와 같이 사전 설정된 구경(이하, 제1 구경이라 함)(AP_1)에 해당하는 변환소자의 위치 및 사전 설정된 집속점을 고려하여 제1 송신신호를 형성한다. 여기서, 구경(aperture)은 초음파 신호를 실질적으로 송수신하는데 이용되는 변환소자의 개수를 나타낸다. 도 4에 있어서, 도면부호 V 는 혈관을 나타내고, $S_i(1 \leq i \leq N)$ 는 스캔라인(scanline)을 나타낸다. 초음파 프로브(112)는 송신신호 형성부(111)로부터 제1 송신신호가 제공되면, 제1 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제1 수신신호를 형성한다. 빔 포머(113)는 초음파 프로브(112)로부터 제1 수신신호가 제공되면, 제1 구경(AP_1)에 해당하는 변환소자의 위치 및 사전 설정된 집속점을 고려하여 제1 수신신호를 수신 집속시켜 제1 수신집속신호를 형성한다. 초음파 데이터 형성부(114)는 빔 포머(113)로부터 제1 수신집속신호가 제공되면, 제1 수신집속신호를 이용하여 제1 초음파 데이터를 형성한다.
- [0024] 영상 형성부(120)는 초음파 데이터 획득부(110)로부터 제1 초음파 데이터가 제공되면, 제1 초음파 데이터를 이용하여 제1 초음파 영상을 형성한다(S104). 제1 초음파 영상은 디스플레이부(150)를 통해 디스플레이될 수 있다.
- [0025] 영상 처리부(130)는 영상 형성부(120)로부터 제1 초음파 영상이 제공되면, 제1 초음파 영상을 분석하여 제1 초음파 영상에서 혈관을 검출하고(S106), 검출된 혈관에서 혈관 중심을 검출한다(S108).
- [0026] 일례로서, 영상 처리부(130)는 저장부(160)로부터 혈관 템플릿을 추출한다. 영상 처리부(130)는 추출된 혈관 템플릿을 제1 초음파 영상에 위치시킨 후 혈관 템플릿을 이동시키면서 제1 초음파 영상에서 혈관을 검출한다. 혈관 검출은 패턴 매칭(pattern matting), SAD(sum of absolute difference) 등과 같은 공지된 영상 처리 기법을 이용하여 수행될 수 있다. 영상 처리부(130)는 검출된 혈관에서 최대 지름을 검출하고, 검출된 최대 지름의 중심을 검출하여 검출된 중심을 혈관 중심으로 설정한다.
- [0027] 다른 예로서, 영상 처리부(130)는 사용자 입력부(170)로부터 입력정보(즉, 제1 입력정보)가 제공되면, 제1 입력정보에 따라 도 5에 도시된 바와 같이 제1 초음파 영상(210)에 관심영역(230)을 설정한다. 영상 처리부(130)는 관심영역(230)의 중심(240)을 검출하고, 검출된 관심영역 중심(240)을 제1 초음파 영상(210)에 설정한다. 영상

처리부(130)는 관심영역 중심(240)을 상하좌우 각각으로 사전 설정된 거리만큼 이동시키면서 밝기값의 차이가 가장 큰 영역(251, 252, 253, 254)을 혈관벽(220)으로서 검출한다. 영상 처리부(130)는 영역(251, 252, 253, 254)을 지나는 가상의 사각형(260)을 설정한다. 영상 처리부(130)는 가상의 사각형(260)의 중심을 검출하고, 검출된 사각형 중심을 혈관 중심으로서 설정한다.

[0028] 또 다른 예로서, 영상 처리부(130)는 사용자 입력부(170)로부터 입력정보(즉, 제2 입력정보)가 제공되면, 제2 입력정보에 따라 도 6에 도시된 바와 같이 제1 초음파 영상(210)에 시드 포인트(270)를 설정한다. 영상 처리부(130)는 시드 포인트(270)를 상하좌우 각각으로 사전 설정된 거리만큼 이동시키면서 밝기값의 차이가 가장 큰 영역(281, 282, 283, 284)을 혈관벽(220)으로서 검출한다. 영상 처리부(130)는 영역(281, 282, 283, 284)을 지나는 가상의 사각형(290)을 설정한다. 영상 처리부(130)는 검출된 사각형 중심을 혈관 중심으로서 설정한다.

[0029] 송신신호 형성부(111)는 초음파 프로브(112)의 변환소자(112a)를 기준으로 도 7에 도시된 바와 같이 가상의 변환소자(112b, 점선표시)를 복수개 설정한다(S110). 가상의 변환소자(112b)의 위치 및 개수는 사용자에게 의해 수동적으로 또는 초음파 시스템(100)에 의해 자동적으로 설정될 수 있다.

[0030] 송신신호 형성부(111)는 가상의 변환소자(112b)에 해당하는 구경(이하, 제2 구경이라 함)(AP₂)과 제1 구경(AP₁)에 기초하여 제3 구경(AP₃)을 설정한다(S112). 즉, 송신신호 형성부(111)는 제1 구경(AP₁)과 제2 구경(AP₂)을 합한 구경을 제3 구경(AP₃)으로 설정한다.

[0031] 송신신호 형성부(111)는 제3 구경(AP₃)에 대해 구경 중심(AP_C)을 검출한다(S114). 송신신호 형성부(111)는 구경 중심(AP_C)에 해당하는 스캔라인(S_C)을 설정하고(S116), 스캔라인(S_C)이 단계 S018에서 검출된 혈관 중심(V_C)을 지나가는 스티어링 각도(θ)를 산출한다(S118). 이 스티어링 각도(θ)가 최대 스티어링 각도로서 설정될 수 있다.

[0032] 송신신호 형성부(111)는 제3 구경(AP₃)에 해당하는 변환소자의 위치, 집속점(즉, 단계 S108에서 검출된 혈관 중심) 및 단계 S118에서 산출된 스티어링 각도(θ)를 고려하여 제2 송신신호를 형성한다(S120).

[0033] 초음파 프로브(112)는 송신신호 형성부(111)로부터 제2 송신신호가 제공되면, 제2 송신신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 송신하고 대상체로부터 반사되는 초음파 에코신호를 수신하여 제2 수신신호를 형성한다(S122).

[0034] 빔 포머(113)는 초음파 프로브(112)로부터 제2 수신신호가 제공되면, 제3 구경(AP₃)에 해당하는 변환소자의 위치, 집속점 및 스티어링 각도(θ)를 고려하여 제2 수신신호를 수신집속시켜 제2 수신집속신호를 형성하고(S124), 제2 수신집속신호에 보강 처리를 수행한다(S126). 일례로서, 도 8에 도시된 바와 같이 제2 수신신호는 실제의 변환소자(112b)로부터 제공되지만, 가상의 변환소자(112b, 점선 표시)로부터 제공되지 않아, 제2 수신집속신호의 크기가 작아지게 된다. 따라서, 빔 포머(113)는 가상의 변환소자(112b)를 고려하여 제2 수신집속신호에 SGC를 수행하여 제2 수신집속신호를 보강한다. 아울러, 초음파 신호는 변환소자로부터 집속점까지의 거리가 길면 길수록 감쇄가 많이 발생하게 된다. 따라서, 빔 포머(113)는 변환소자로부터 집속점까지의 거리를 고려하여 제2 수신집속신호에 TGC를 수행하여 제2 수신집속신호를 보강한다.

[0035] 초음파 데이터 형성부(114)는 빔 포머(113)로부터 제공되는 제2 수신집속신호를 이용하여 제2 초음파 데이터를 형성한다(S128). 영상 형성부(120)는 초음파 데이터 형성부(114)로부터 제공되는 제2 초음파 데이터를 이용하여 제2 초음파 영상을 형성한다(S130). 디스플레이부(150)는 영상 형성부(120)로부터 제공되는 제2 초음파 영상을 디스플레이한다(S132).

[0036] 본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부된 특허청구범위의 사항 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변경 및 변형이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0037] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 시스템의 구성을 보이는 블록도.

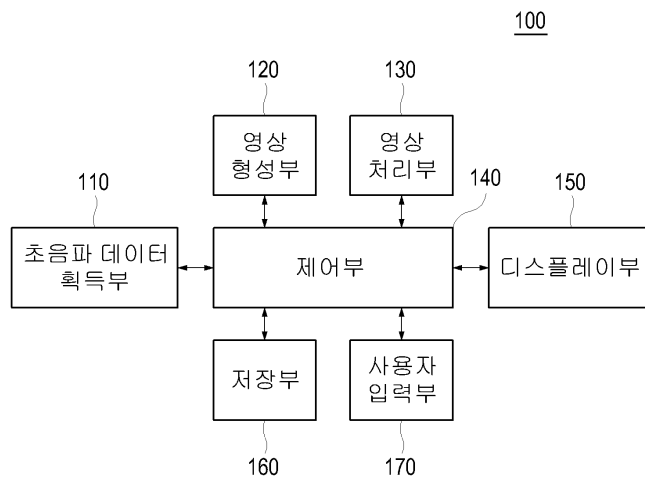
[0038] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 데이터 획득부의 구성을 보이는 블록도.

[0039] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 가상의 변환소자에 기초하여 스티어링 각도를 설정하는 절차를 보이는 플로우 차트.

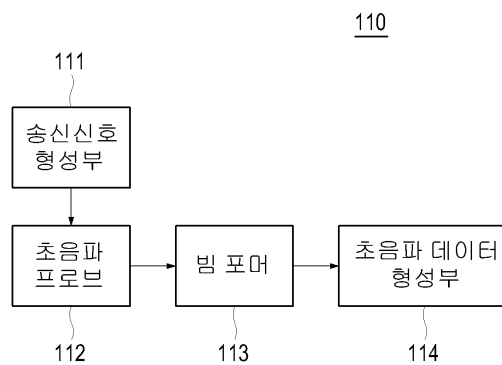
- [0040] 도 4는 변환소자, 구경 및 스캔라인을 보이는 예시도.
- [0041] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상, 관심영역 및 가상의 사각형을 보이는 예시도.
- [0042] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상, 시드 포인트 및 가상의 사각형을 보이는 예시도.
- [0043] 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 변환소자, 구경, 스캔라인 및 스티어링 각도를 보이는 예시도.
- [0044] 도 8은 본 발명의 실시예에 따라 제2 수신집속신호를 형성하는 예를 보이는 예시도.

도면

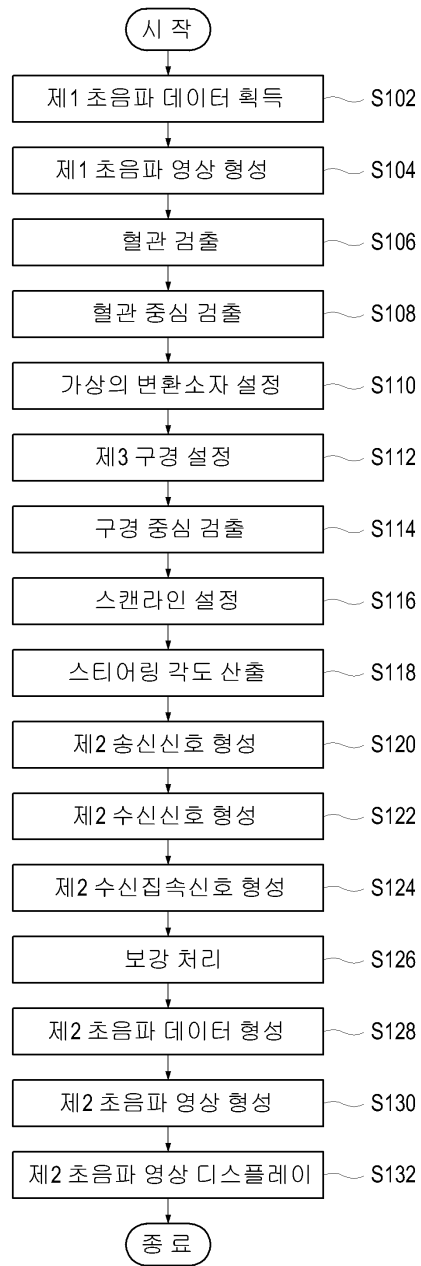
도면1



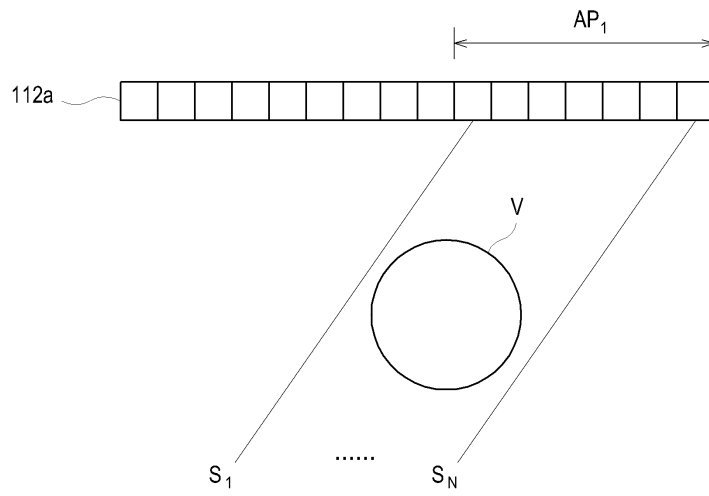
도면2



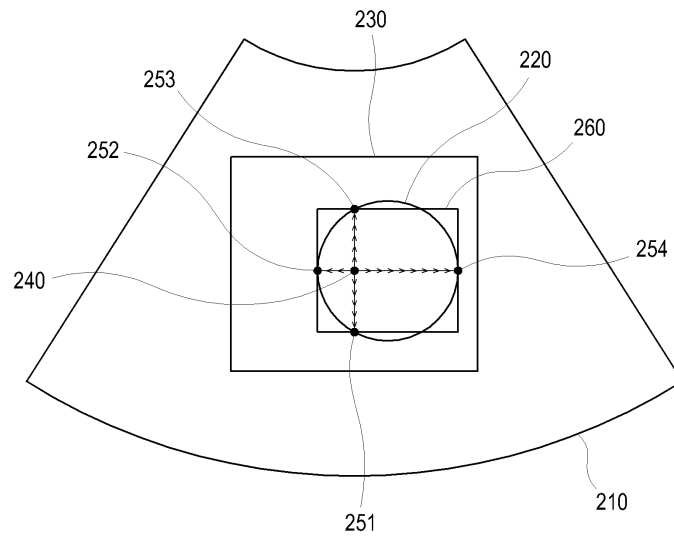
도면3



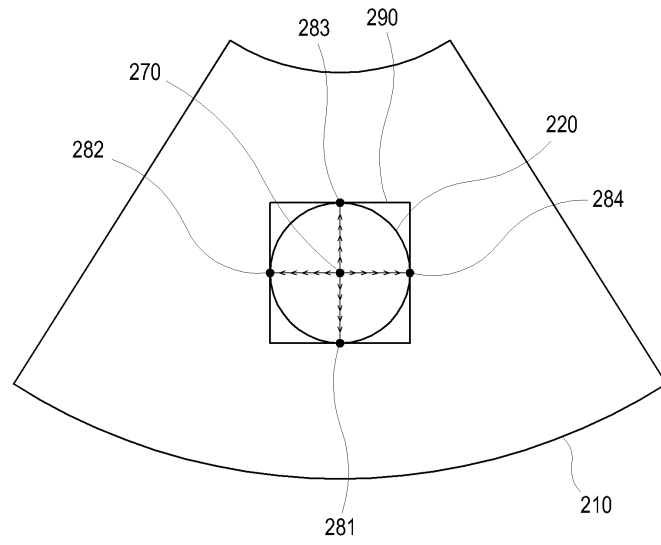
도면4



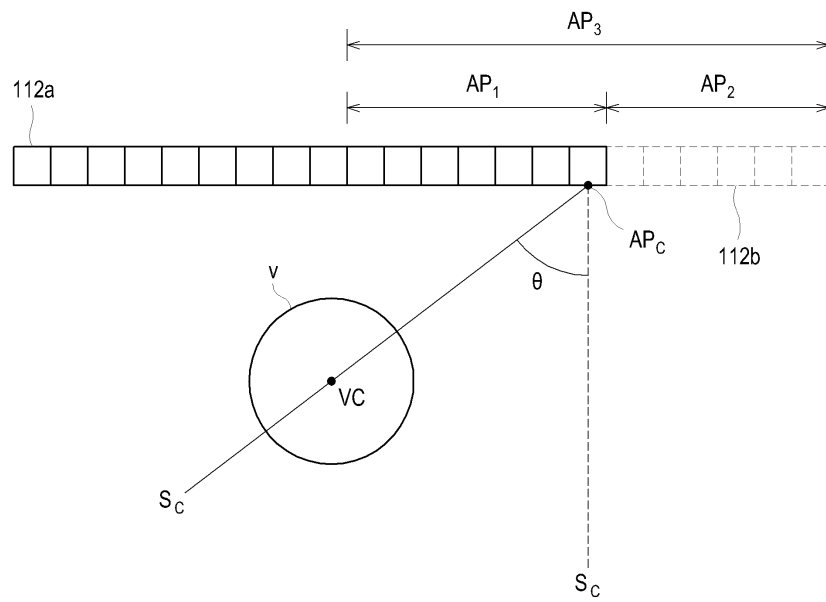
도면5



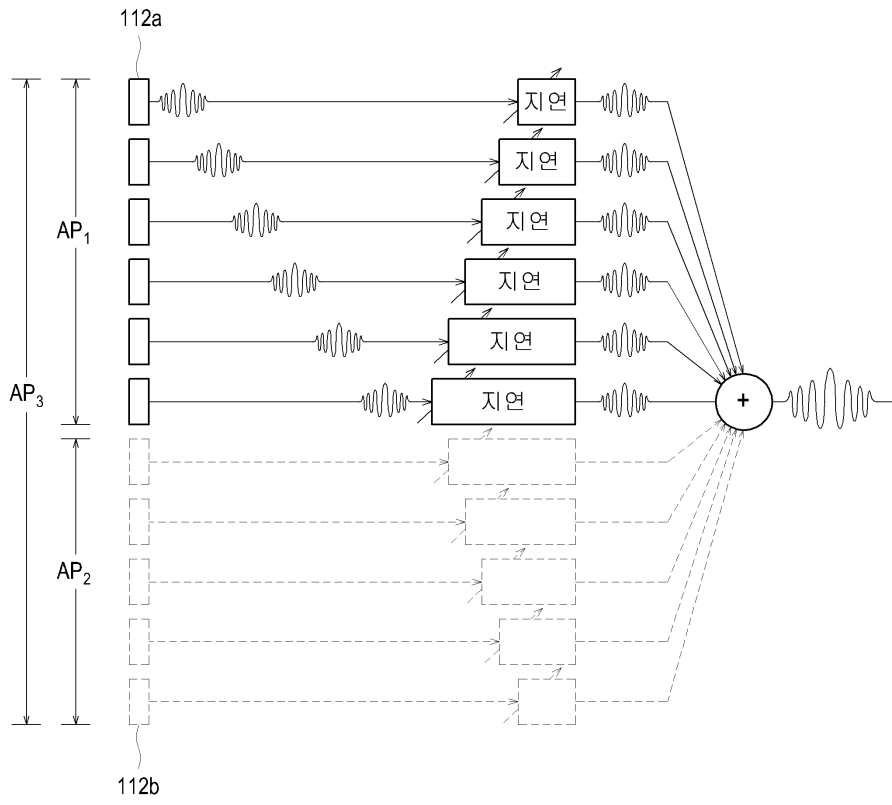
도면6



도면7



도면8



专利名称(译)	标题：超声波系统和基于虚拟转换元件设置扫描线的转向的方法		
公开(公告)号	KR101175402B1	公开(公告)日	2012-08-20
申请号	KR1020090081265	申请日	2009-08-31
[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	SHIN DONG KUK 신동국 KIM JONG SIK 김종식		
发明人	신동국 김종식		
IPC分类号	A61B A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8927 G01S15/892 G01S15/8918 G01S15/8997 G01S7/52063 G10K11/346		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR1020110023405A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在此公开了通过使用超声系统中的虚拟换能器元件 (132B) 调节扫描线的转向角 (θ_1) 来形成超声图像的实施例。在一个实施例中, 处理单元通过使用超声数据形成第一超声图像, 该超声数据可以基于以第一转向角转向的第一扫描线来获取。处理单元确定第一超声图像上的目标对象 (VC) 的中心。控制单元定义与阵列换能器 (132A) 相关联的虚拟换能器元件 (132B), 定义第二扫描线并基于虚拟换能器元件 (132B) 和中心计算第二扫描线的第二转向角 (θ_2)。目标对象 (VC)。超声数据获取单元基于以第二转向角 (θ_2) 转向的第二扫描线形成第二超声数据。处理单元通过使用第二超声数据形成第二超声图像。

