



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년03월08일
 (11) 등록번호 10-1956460
 (24) 등록일자 2019년03월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01)

(52) CPC특허분류
A61B 8/085 (2013.01)
A61B 8/5207 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0101241

(22) 출원일자 2017년08월09일
 심사청구일자 2017년08월09일

(65) 공개번호 10-2019-0016816

(43) 공개일자 2019년02월19일

(56) 선행기술조사문헌
 US08622909 B1*
 (뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 10 항

(73) 특허권자

서강대학교산학협력단

서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)

(72) 발명자

유양모

서울특별시 영등포구 당산로 214 삼성래미안4차아파트 419동 1804호

강진범

서울특별시 성북구 오패산로 84, 703-107(하월곡동, 래미안월곡아파트)

(74) 대리인

장완수

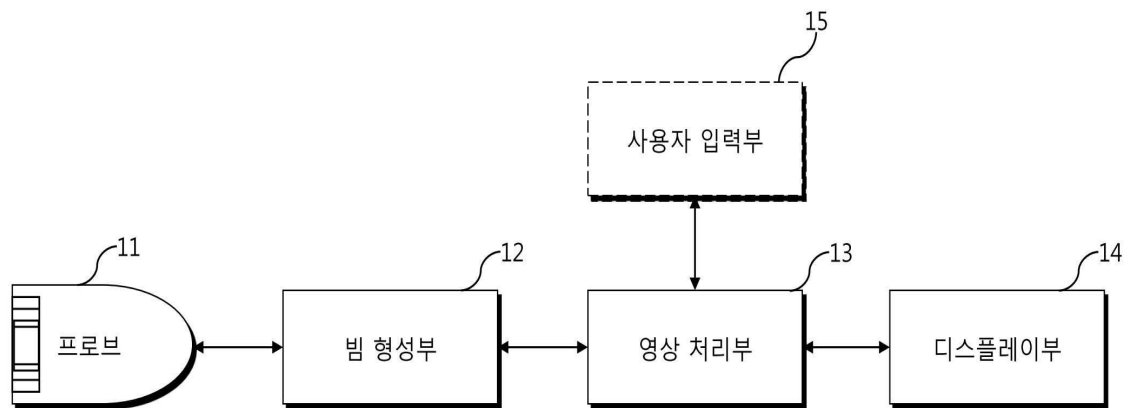
심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 **초음파 의료영상 장치를 이용한 미세석회화 조직 검출 방법 및 그 초음파 의료영상 장치**

(57) 요약

초음파 의료영상 장치가 미세석회화 조직을 검출하는 방법이 개시된다. 본 발명은 대상체로부터 초음파 데이터를 실시간으로 획득하는 단계; 실시간 초음파 데이터에 대해 시공간적 위상 변화값을 산출하는 단계; 및 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기초로 미세석회화 조직을 검출하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/5215 (2013.01)

G06T 2207/10132 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

JP2016512779 A

JP5765332 B2

US8372006 B1

JP5615418 B2

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 의료영상 장치가 미세석회화 조직을 검출하는 방법에 있어서,
 대상체로부터 초음파 데이터를 실시간으로 획득하는 단계;
 상기 실시간 초음파 데이터에 대해 시공간적 위상 변화값을 산출하는 단계; 및
 상기 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기초로 미세석회화 조직을 검출하는 단계를 포함하고,
 상기 미세석회화 조직을 검출하는 단계는
 상기 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기 설정된 임계 분산도와 비교함으로써, 상기 임계 분산도 이상의 분산도를 기초로 미세석회화 조직에 대응하는 초음파 데이터를 추출하는 단계; 및
 상기 추출된 초음파 데이터로부터 상기 대상체 내의 미세석회화 조직의 위치를 식별하는 단계를 포함하는 것인 미세석회화 조직 검출 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 시공간적 위상 변화값을 산출하는 단계는
 상기 실시간 초음파 데이터를 시간 방향으로 정렬하고, 직각 복조(quadrature demodulation)를 수행함으로써, 상기 실시간 초음파 데이터에 대응되는 시공간적 위상 정보를 산출하는 단계; 및
 상기 시공간적 위상 정보로부터 위상 크기 변화를 산출하는 단계를 포함하는 것인 미세석회화 조직 검출 방법.

청구항 3

삭제

청구항 4

제 1 항에 있어서,
 상기 분산도는 상기 시공간적 위상 변화값에 대한 통계적 분포도인 것인 미세석회화 조직 검출 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,
 상기 미세석회화 조직 검출 방법은
 상기 추출된 초음파 데이터로부터 미세석회화 영상을 복원하는 단계;
 상기 실시간 초음파 데이터로부터 실시간 영상을 복원하는 단계; 및
 상기 미세석회화 조직의 위치를 기초로 상기 미세석회화 영상과 상기 실시간 영상을 합성하여 출력하는 단계를 더 포함하는 것인 미세석회화 조직 검출 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,
 상기 실시간 영상은 B-모드 영상인 것인 미세석회화 조직 검출 방법.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 실시간 영상을 복원하는 단계는 상기 미세석회화 영상을 복원하는 단계와 병렬적으로 수행되는 것인 미세 석회화 조직 검출 방법.

청구항 8

초음파 의료영상 장치에 있어서,

초음파 데이터를 이용하여 미세석회화 조직 검출 프로그램을 저장하는 저장부(memory); 및

상기 프로그램을 실행하는 제어부(processor)를 포함하되,

상기 제어부는 상기 프로그램이 실행됨에 따라,

대상체로부터 초음파 데이터를 실시간으로 획득하고, 상기 실시간 초음파 데이터에 대해 시공간적 위상 변화값 을 산출하며,

상기 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기 설정된 임계 분산도와 비교하여, 상기 임계 분산도 이상의 분산도를 기초로 미세석회화 조직에 대응하는 초음파 데이터를 추출하고, 상기 추출된 초음파 데이터로부터 상기 대상체 내의 미세석회화 조직의 위치를 식별하는 것인 초음파 의료영상 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 제어부는

상기 실시간 초음파 데이터를 시간 방향으로 정렬하고, 직각 복조(quadrature demodulation)를 수행함으로써, 상기 실시간 초음파 데이터에 대응되는 시공간적 위상 정보를 산출하며, 상기 시공간적 위상 정보로부터 위상 크기 변화를 산출하는 것인 초음파 의료영상 장치.

청구항 10

삭제

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 추출된 초음파 데이터로부터 미세석회화 영상을 복원하고, 상기 실시간 초음파 데이터로부터 실시간 영상 을 복원하며,

상기 미세석회화 조직의 위치를 기초로 상기 미세석회화 영상과 상기 실시간 영상을 합성하여 출력하는 것인 초 음파 의료영상 장치.

청구항 12

제1항, 제2항, 제4항 내지 제7항 중 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨 터로 판독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 의료영상 장치를 이용한 미세석회화 조직 검출 방법 및 그 초음파 의료영상 장치에 관한 것이 다.

배경 기술

[0002] 초음파 의료영상 시스템(ultrasound medical imaging system)은 인체 조직으로 초음파 신호를 송신한 후, 반사

된 신호에 포함된 정보를 이용함으로써, 비침습적으로 인체 내부의 구조 및 특성을 무침습으로 영상화하는 장비이다. 초음파 의료영상 시스템은 X선 의료영상 시스템, X선 CT스캐너, MRI, 핵의학 진단장치 등의 다른 의료영상 시스템과 비교할 때, 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하고, X선 등의 피폭이 없어 안전성이 높은 장점을 갖고 있어, 심장, 복부, 비뇨기 및 산부인과 진단을 위해 널리 이용되고 있다.

[0003] 특히 초음파 의료영상 시스템을 이용한 미세석회화(microcalcifications) 검출은 인체의 장기 또는 심혈관 기능의 장애를 조기 진단하는데에 도움을 줄 수 있다는 점에서 관심이 높아지고 있다. 종래의 미세석회화 검출은 석회질의 흡수율에 기반한 X 선 의료영상 시스템이 이용되었다. 그러나 X 선 의료영상 시스템은 실시간 진단이 어렵고 방사선 노출에 따른 잠재적인 위험성(혈류세포사멸, 암 발현, DNA 변이 등)으로 인한 문제점이 존재한다. 이에 반하여 초음파 의료영상 시스템은, 앞서 전술한 바와 같이, 인체에 무해하고 비 침습적으로 인체 내부를 실시간 모니터링할 수 있다는 점에서, 미세석회화 관련 질환의 조기 진단 및 신속한 치료에 대한 니즈를 충족시켜 줄 수 있다.

[0004] 초음파 의료영상 시스템을 이용하여 미세석회화를 검출하는 기존의 방법은 고주파수의 다양한 빔 집속 기술들을 활용하여 영상화하는 방법, 고에코(hyperechoic) 성분들을 강화하여 영상 처리하는 방법 등이 존재한다. 그러나 상기한 방법들만을 이용하여 다양한 조직이 혼재하는 영역 내에서 석회화된 미세 조직을 식별하기에는 어려움이 있어, 사용자의 판독 및 진단을 필요로하고 있다. 따라서 오진을 방지하고, 신속하게 질병을 진단하기 위해서는 초음파 의료영상 시스템에서 미세석회화만을 보다 정확하게 식별할 수 있는 방법에 대한 연구가 필요하다.

선행기술문헌

[0005] 미국공개특허 US 2016-0296202(발명의 명칭: Beamforming techniques for ultrasound microcalcification detection)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은 초음파 영상으로부터 독립적으로 미세석회화 조직을 검출하여 영상화하는데에 있다. 또한, 독립적으로 영상화된 미세석회화 조직을 강조하여 사용자에게 제공함으로써, 사용자가 직관적으로 미세석회화 조직을 식별하고 용이하게 질병을 진단할 수 있도록 하는데에 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면은, 대상체로부터 초음파 데이터를 실시간으로 획득하는 단계; 실시간 초음파 데이터에 대해 시공간적 위상 변화값을 산출하는 단계; 및 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기초로 미세석회화 조직을 검출하는 단계를 포함하는 미세석회화 조직 검출 방법을 제공한다.

[0008] 또한, 본 발명의 제2 측면은, 초음파 데이터를 이용하여 미세석회화 조직 검출 프로그램을 저장하는 저장부(memory) 및 상기 프로그램을 실행하는 제어부(processor)를 포함하는 초음파 의료영상 장치를 제공한다. 이때, 제어부는 상기 프로그램이 실행됨에 따라, 대상체로부터 초음파 데이터를 실시간으로 획득하고, 실시간 초음파 데이터에 대해 시공간적 위상 변화값을 산출하며, 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기초로 미세석회화 조직을 검출한다.

[0009] 또한, 본 발명의 제 3 측면은, 상기 제 1 측면의 방법을 구현하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체를 제공한다.

발명의 효과

[0010] 이상과 같은 다양한 실시 예들에 따르면, 초음파 데이터의 시공간적 위상 변화를 기초로 미세석회화 성분을 독립적으로 검출함으로써, 미세석회화 성분이 강조된 초음파 영상을 실시간으로 제공할 수 있다. 또한, 해당 미세석회화 성분만을 나타내는 영상을 독립적으로 제공함으로써, 사용자가 용이하게 질병을 진단할 수 있도록 할 수도 있다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)의 구성을 도시한 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)가 미세석회화 조직을 검출하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- 도 3(a)는 본 발명의 일 실시예에 따라 산출된 혈류의 시공간적 위상 변화값을 복소수 평면에서 도시한 도면이며, 도 3(b)는 석회화 물질(calcified substances)의 시공간적 위상 변화값을 복소수 평면에서 도시한 도면이다.
- 도 4는 도 2의 미세석회화 조직 검출 방법의 성능을 평가하기 위한 인체조직 모사 팬텀(phantom)을 도시한다.
- 도 5의 (a) 내지 (c)는 도 4의 팬텀을 이용하여 종래의 빔 집속기술을 이용하여 복원한 B-모드 영상을 도시한 도면이며, 도 5의 (d) 내지 (f)는 동일한 팬텀을 이용하여 본 발명의 실시예에 따라 복원한 B-모드 영상을 도시한다.
- 도 6은 상용화 초음파 의료영상 장치를 이용하여 실제 유직 조직으로부터 미세석회화 조직이 생검(biopsy)된 조직에 대해 도 2의 미세석회화 조직 검출 방법을 적용한 결과를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0013] 또한, 도면을 참고하여 설명하면서, 같은 명칭으로 나타낸 구성일지라도 도면에 따라 도면 번호가 달라질 수 있고, 도면 번호는 설명의 편의를 위해 기재된 것에 불과하고 해당 도면 번호에 의해 각 구성의 개념, 특징, 기능 또는 효과가 제한 해석되는 것은 아니다.
- [0014] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미하며, 하나 또는 그 이상의 다른 특징이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0015] 명세서 전체에서 대상체(object)는 초음파 의료영상 장치의 측정 대상이 되는 것으로, 사람이나 동물 또는 그 일부를 포함하는 것일 수 있다. 또한, 대상체는 심장, 뇌 또는 혈관과 같은 각종 장기나 다양한 종류의 팬텀(phantom)을 포함할 수 있다.
- [0016] 또한, 명세서 전체에서 사용자는 의료전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 의료영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0017] 이하, 첨부된 도면을 참고하여 본 발명의 일 실시예를 상세히 설명하기로 한다.
- [0018] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)의 구성을 도시한 블록도이다.
- [0019] 도 1에 도시된 바와 같이, 초음파 의료영상 장치(10)는 프로브(probe)(11), 빔 형성부(Beam Former)(12), 영상 처리부(13) 및 디스플레이부(14)를 포함한다.
- [0020] 아울러, 초음파 의료영상 장치(10)는 사용자의 입력정보를 수신하도록 동작하는 사용자 입력부(15)를 더 포함할 수 있다. 입력정보는 관심영역(region of interest, ROI)에 설정하는 입력정보, 동작 모드를 설정하는 입력정보 등을 포함할 수 있다. 또한, 사용자 입력부(15)는 키 패드, 마우스, 터치 패널, 트랙볼, 조그 휠, 조그 스위치 등 다양한 입력 수단을 포함할 수 있다. 그러나, 상기한 구성요소들이 초음파 의료영상 장치(10)의 필수적인 구성요소는 아니며, 초음파 의료영상 장치(10)는 상기한 구성요소들보다 더 많거나 더 적은 구성요소들로 구현될 수 있다. 이하, 각 구성요소들에 대해 설명한다.
- [0021] 프로브(11)는 다수의 1D/2D/3D 트랜스듀서(미도시)를 포함한다. 여기서, 트랜스듀서는 진동하면서 압력 변화로

초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 압전형 트랜스듀서(piezoelectric micromachined ultrasonic transducer, pMUT), 정전 용량의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 정전 용량형 트랜스듀서(capacitive micromachined ultrasonic transducer, cMUT), 자기장의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 자기형 트랜스듀서(magnetic micromachined ultrasonic transducer, mMUT), 광학적 특성의 변화로 초음파와 전기적 신호를 상호 변환시키는 광학형 초음파 검출기(Optical ultrasonic detection) 등으로 구현될 수 있다. 또한, 프로브(11)는 고속 빔 인터리빙(Fast Beam Interleaving)을 할 수 있는 한 어떠한 기하학적 구조의 프로브도 이용될 수 있다.

[0022] 프로브(11)는 트랜스듀서 내에 있는 또는 그 부품으로서 형성되는 소자(예를 들어, 압전 결정체 등)의 어레이를 구동하여 몸체 또는 소정의 체적 내로 초음파 신호를 방사하는 송신기를 포함한다. 초음파 신호는, 예를 들어 대상체 내의 혈류 또는 조직과 같은 고밀도 인터페이스 및/또는 구조체로부터 후방 산란되어 소자(예를 들어, 압전 결정체)로 반환되는 에코를 생성한다. 에코는 수신기에 수신되고 빔 형성부(12)에 제공된다. 즉, 프로브(11)는 각 트랜스듀서에 입력되는 펄스들의 입력 시간을 적절하게 지연시킴으로써 집중된 초음파 빔을 송신 스캔라인을 따라 대상체로 송신한다. 한편, 대상체로부터 반사된 초음파 에코 신호들은 각 트랜스듀서에 서로 다른 수신 시간을 가지면서 입력되고, 각 트랜스듀서는 입력된 초음파 에코 신호들을 증폭하여 빔 형성부(12)로 출력한다. 한편, 프로브(11)는 초음파 의료영상 장치(10)와 일체형으로 구현되거나, 또는 초음파 의료영상 장치(10)와 유무선으로 연결되는 분리형으로 구현될 수 있다.

[0023] 빔 형성부(12)는 프로브(11)의 각 트랜스듀서에 의해 송신되는 초음파 신호를 대상체에 집중시키고, 대상체에서 반사되어 각 트랜스듀서로 수신되는 초음파 에코신호에 시간 지연을 가하여 초음파 에코신호를 집중시킨다.

[0024] 영상 처리부(13)는 빔 형성부(12)에서 출력되는 초음파 에코신호에 기초하여 다수의 이차원 영상을 복원하여 디스플레이부(14)에 표시한다. 영상 처리부(13)는 적어도 하나의 프로세서(예를 들어, CPU(central processing unit), 마이크로 프로세서(microprocessor), DSP(digital signal processor) 등)를 포함할 수 있다.

[0025] 특히, 일 실시예에 따라 영상 처리부(13)는 초음파 에코신호에 기초하여 형성된 실시간 초음파 데이터로부터 실시간으로 이차원 영상을 복원하는 한편, 초음파 데이터로부터 미세석회화 조직을 독립적으로 식별할 수 있다. 이를 통해, 영상 처리부(13)는 복원된 이차원 영상 내에서 미세석회화 조직을 강조 표시하여 디스플레이부(14)에 출력함으로써, 사용자가 용이하게 대상체의 미세석회화 조직을 식별할 수 있도록 할 수 있다.

[0026] 이하에서는 본 발명에 따른 초음파 의료영상 장치(10)가 미세석회화 조직을 식별하는 방법에 대해 보다 구체적으로 설명한다.

[0027] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)가 미세석회화 조직을 검출하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0028] 먼저, 영상 처리부(13)는 대상체로부터 초음파 데이터를 실시간으로 획득한다(S200). 전술한 바와 같이, 영상 처리부(13)는 프로브(11)를 이용하여 초음파 빔을 대상체에 집중시킨 후 대상체로부터 반사된 에코신호를 기초로 형성된 실시간 초음파 데이터를 빔 형성부(12)로부터 제공받을 수 있다.

[0029] 이후, 영상 처리부(13)는 실시간 초음파 데이터로부터 시공간적 위상 변화값을 산출한다(S210). 초음파 데이터는 대상체 내부에 대한 소정 시간에서의 공간 정보를 포함한다. 따라서 영상 처리부(13)는 실시간 초음파 데이터를 시간 방향으로 정렬하고, 직각 복조(quadrature demodulation)를 수행함으로써 초음파 데이터에 대응되는 시공간적 위상 정보를 산출할 수 있다. 여기서, 직각 복조는 기 결정된 주파수로 초음파 데이터의 주파수 성분을 분해하여 동적 위상 성분(in-phase, 실수)과 직각 위상 성분(quadrature, 허수)을 획득하는 과정일 수 있다. 한편, 영상 처리부(13)에 의해 수행되는 직각 복조는 임의의 공지된 회로를 사용하여 수행될 수 있다. 상기 회로는 디지털 또는 아날로그 회로일 수 있다.

[0030] 이어서 영상 처리부(13)는 시공간적 위상 정보로부터 위상의 크기 변화를 산출함으로써, 시공간적 위상 변화값을 획득할 수 있다.

[0031] 한편, 영상 처리부(13)는 산출된 위상을 보다 용이하게 분석하기 위하여, 시간 방향으로 초음파 데이터를 정렬하면서, 초음파 데이터의 차원을 변환하는 등의 작업을 더 수행할 수도 있다.

[0032] 이후, 영상 처리부(13)는 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기초로 미세석회화 조직을 검출한다(S220). 여기서, 시공간적 위상 변화값의 분산도는, 위상 변화값이 분산되어 있는 정도를 나타내는 값으로서, 위상 변화값에 대한 통계적 분포도일 수 있다. 예컨대, 분산도는 선행 위상 변화값에 대한 후행 위상 변화값의 통계적

편차 또는 각 시공간적 위상 변화값의 난수성(randomness)일 수 있다.

- [0033] 한편, 대상체 내의 조직들 각각은 시공간적 위상 변화값에 대한 고유의 분산도를 갖는다. 도 3의 (a)는 본 발명의 일 실시예에 따라 산출된 혈류의 시공간적 위상 변화값을 복소수 평면에서 도시한 도면이며, (b)는 석회화 물질(calcified substances)의 시공간적 위상 변화값을 복소수 평면에서 도시한 도면이다. 도 3(a)에 도시된 바와 같이, 혈류의 시공간적 위상 변화값은 선형(linear)적이고 규칙적으로 나타난다. 이에 반하여, 도 3(b)에 도시된 바와 같이, 미세석회화 조직의 시공간적 위상 변화값은 무작위로 분산되어 나타난다. 따라서, 혈류에 대응하는 분산도는 석회화 성분의 분산도와 비교하여 작은 값을 가진다. 이는 칼슘의 축적에 따라 생성된 석회화 성분의 특성에 따라 초음파 신호가 스캐터링(scattering)됨으로 인한 것이다.
- [0034] 전술한 바를 기초로, 영상 처리부(13)는 초음파 데이터로부터 산출된 시공간적 위상 변화값의 분산도를 기 설정된 임계 분산도와 비교하며, 임계 분산도 이상의 분산도를 기초로 미세석회화 조직에 대응하는 초음파 데이터를 추출할 수 있다. 여기서, 임계 분산도는, 실험적으로 획득된 석회화 성분의 분산도를 기준으로 기 설정된 값일 수 있다.
- [0035] 이어서 영상 처리부(13)는 분산도를 기초로 추출된 초음파 데이터로부터 상기 대상체 내의 미세석회화 조직의 위치를 식별할 수 있다. 이는 추출된 초음파 데이터가 갖는 공간 정보를 기초로 식별될 수 있다.
- [0036] 다음으로, 영상 처리부(13)는 미세석회화 조직에 대응되어 추출된 초음파 데이터를 이용하여 미세석회화 영상을 복원한다(S230). 또한, 영상 처리부(13)는 S200 단계에서 실시간으로 획득된 초음파 데이터를 이용하여 실시간 영상을 복원한다(S240). 이때, 구현예에 따라 영상 처리부(13)는 S210 내지 S230 단계와 독립적으로(예컨대, 병렬적으로 또는 순차적으로) S240 단계를 수행할 수 있다.
- [0037] 이후, 영상 처리부(13)는 미세석회화 조직의 위치를 기초로 미세석회화 영상과 실시간 영상을 합성하여 디스플레이부(14)를 통해 출력한다(S250). 이때, 영상 처리부(13)는 이미지 프로세싱을 수행함으로써, 미세석회화 영상이 강조된 실시간 영상을 사용자에게 제공할 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부(13)는 미세석회화 영상의 색상 및/또는 밝기 등을 조정할 수 있다. 한편, 실시간 영상은 B-모드 영상일 수 있다.
- [0038] 또한, 구현예에 따라 영상 처리부(13)는 미세석회화 영상의 위치를 지시자(indicator)로 표시하여 출력할 수도 있다.
- [0039] 이와 같이, 개시된 실시예에 따른 초음파 의료영상 장치(10)는 실시간으로 획득되는 초음파 데이터의 시공간적 위상 변화의 분산도를 이용하여 용이하게 미세석회화 성분을 독립적으로 검출함으로써, 미세석회화 조직이 강조된 실시간 영상을 제공할 수 있다. 또한, 해당 미세석회화 조직만을 나타내는 영상을 독립적으로 제공함으로써 사용자가 용이하게 진단할 수 있도록 할 수도 있다.
- [0040] 도 4는 도 2의 미세석회화 조직 검출 방법의 성능을 평가하기 위한 인체조직 모사 팬텀(phantom)을 도시한다. 도 4의 팬텀(400)은 내부에 약 500 um 의 두께를 갖는 4 개의 와이어(410, 420)를 설치하고, 4 개의 와이어 중에서 2 개의 와이어(420)에 칼슘 성분(calcium carbonate)을 추가함으로써 미세석회화 조직을 모사하였다.
- [0041] 도 5의 (a) 내지 (c)는 도 4의 팬텀(400)을 이용하여 종래의 빔 집속기술을 이용하여 복원한 B-모드 영상을 도시한 도면이며, 도 5의 (d) 내지 (f)는 동일한 팬텀(400)을 이용하여 본 발명의 실시예에 따라 복원한 B-모드 영상을 도시한다. 이때, 도 5의 (a) 내지 (c)와 (d) 내지 (f)는 미세석회화 조직 검출 방법의 민감도를 함께 관찰하기 위하여 팬텀(400) 내의 셀룰로오스(cellulose) 농도를 각각 1%, 5%, 7%로 변화시켜가면서 얻은 결과이다. 도 5의 (a) 내지 (c)를 참조하면, 종래의 B-모드 영상에서는 모든 와이어가 유사하게 영상화되어 타겟 와이어(즉, 미세석회화된 와이어)를 구분하기 어려우나, (d) 내지 (f)를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따라 복원된 B-모드 영상에서는 타겟 와이어가 강조되어 검출되는 것을 확인할 수 있다.
- [0042] 도 6은 상용화 초음파 의료영상 장치를 이용하여 실제 유직 조직으로부터 미세석회화 조직이 생검(biopsy)된 조직(600)에 대해 도 2의 미세석회화 조직 검출 방법을 적용한 결과를 도시한다. 도 6의 600-1은 생검된 조직(600)에 대해 도플러 영상을 도시한다. 도플러 영상을 참조하면, 미세석회화 조직에 해당하는 영역(610)에서 무작위의 속도 변화가 나타나는 것을 확인할 수 있다. 600-2는 본 발명의 일 실시예에 따른 시공간적 위상 변화값의 분산도를 도시하며, 600-3은 본 발명의 일 실시예에 따라 복원된 B-모드 영상과 미세석회화 영상을 도시한다. 이와 같이, 개시된 실시예에 따른 미세석회화 조직 검출 방법이 실제 인체 조직에서도 유용한 결과를 도출할 수 있음을 확인할 수 있다.
- [0043] 한편, 상술한 다양한 실시예들에 따른 미세석회화 조직 검출 방법은 소프트웨어로 생성되어 초음파 의료영상 장

치에 탑재될 수 있다. 구체적으로, 도1의 초음파 의료영상 장치(10)는 저장부(memory, 미도시)를 더 포함하여, 초음파 의료영상 장치(10) 내에서 수행되는 각종 알고리즘이나 소프트웨어를 저장하며, 각 알고리즘이나 소프트웨어의 중간 산출값(예를 들어, 시공간적 위상 변화값, 위상 변화값 분산도 등) 및 결과값(미세석회화 영상, 실시간 영상)을 저장할 수 있다. 여기서, 저장부(미도시)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(SD, XD 메모리 등), 램(RAM, Random Access Memory) SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory) 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다.

[0044] 또한, 실시예에 따라 도 1의 영상 처리부(13)는 "영상 생성부", "제어부", "프로세서" 등과 동일한 의미로 사용될 수 있다.

[0045] 한편, 본 발명의 일 실시예는 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다.

[0046] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

[0047] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

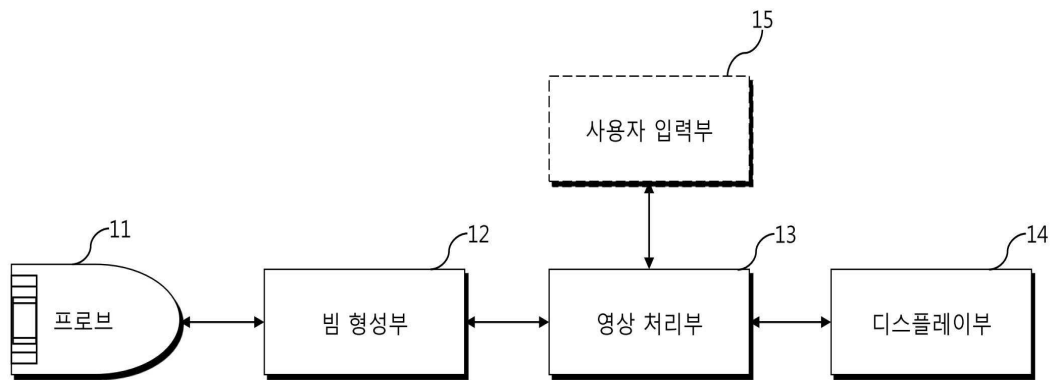
[0048] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 또한, 본 발명에 개시된 실시 예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시 예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 따라서, 본 발명의 호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

- [0049] 10: 초음파 의료영상 장치
- 11: 프로브
- 12: 빔 형성부
- 13: 영상 처리부
- 14: 디스플레이부
- 15: 사용자 입력부

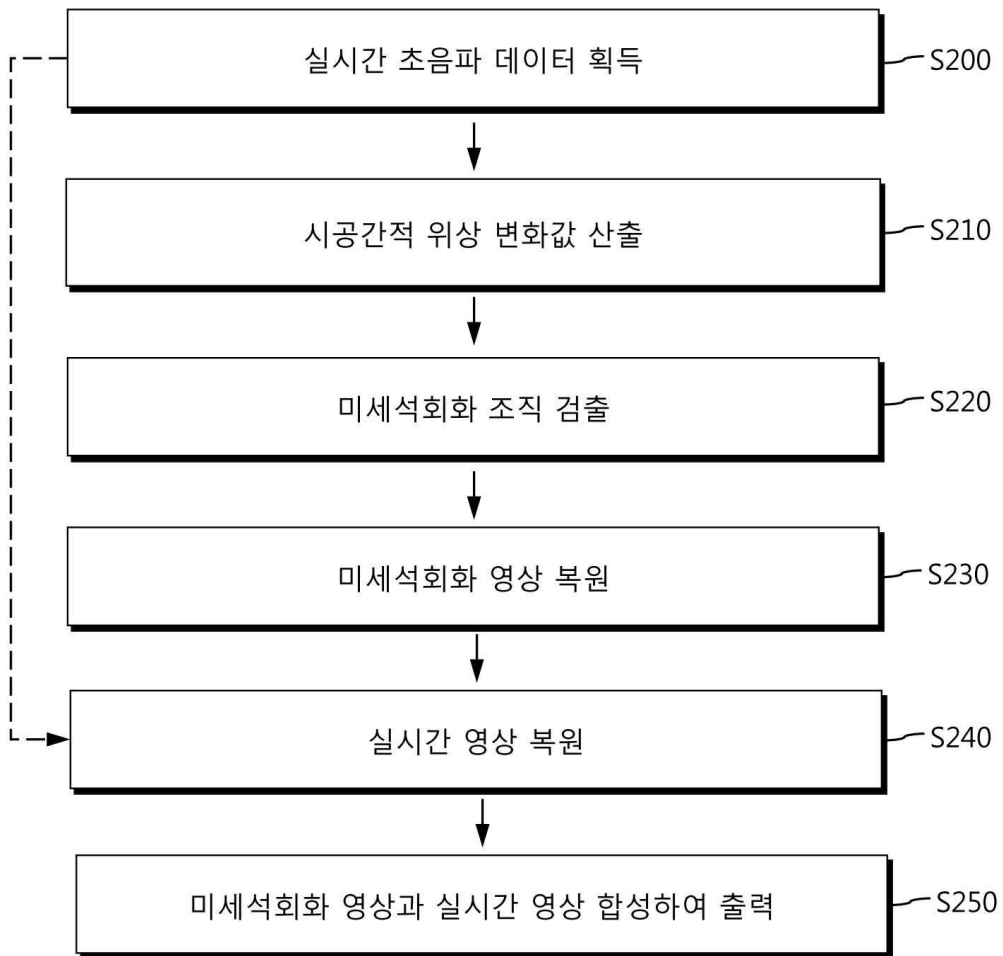
도면

도면1

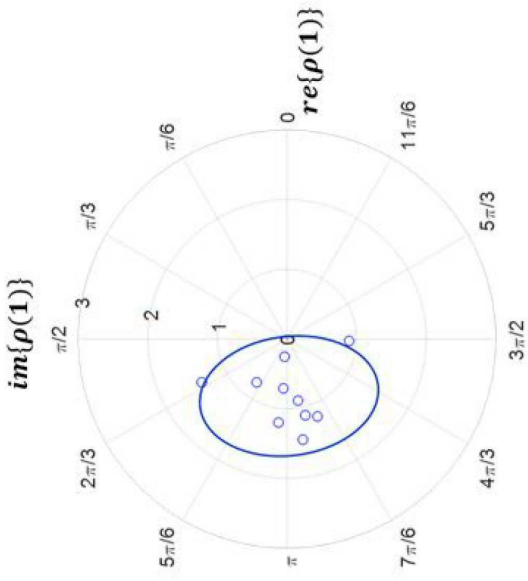


10

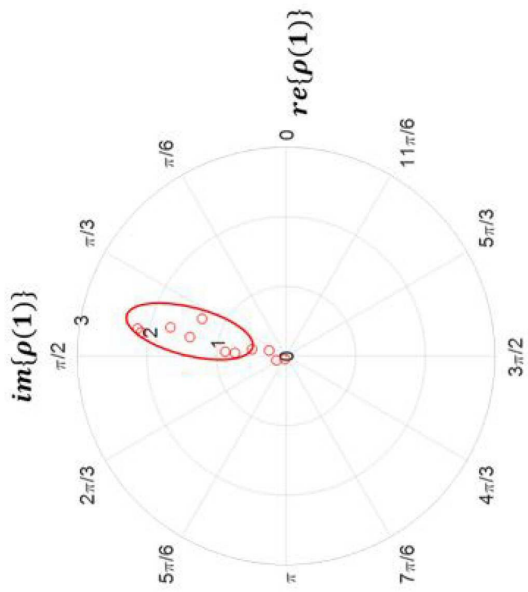
도면2



도면3

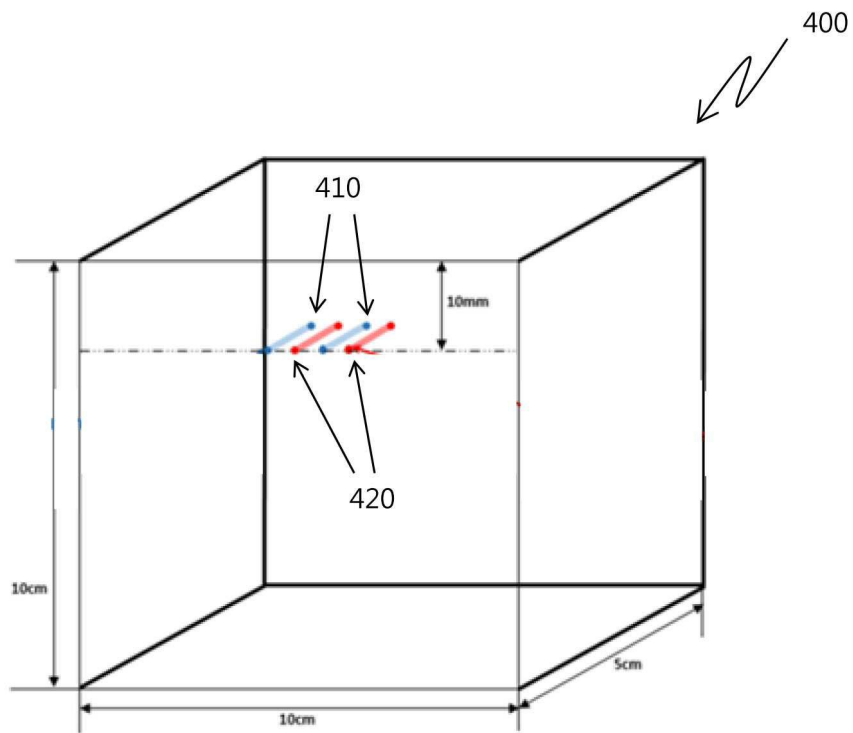


(b)

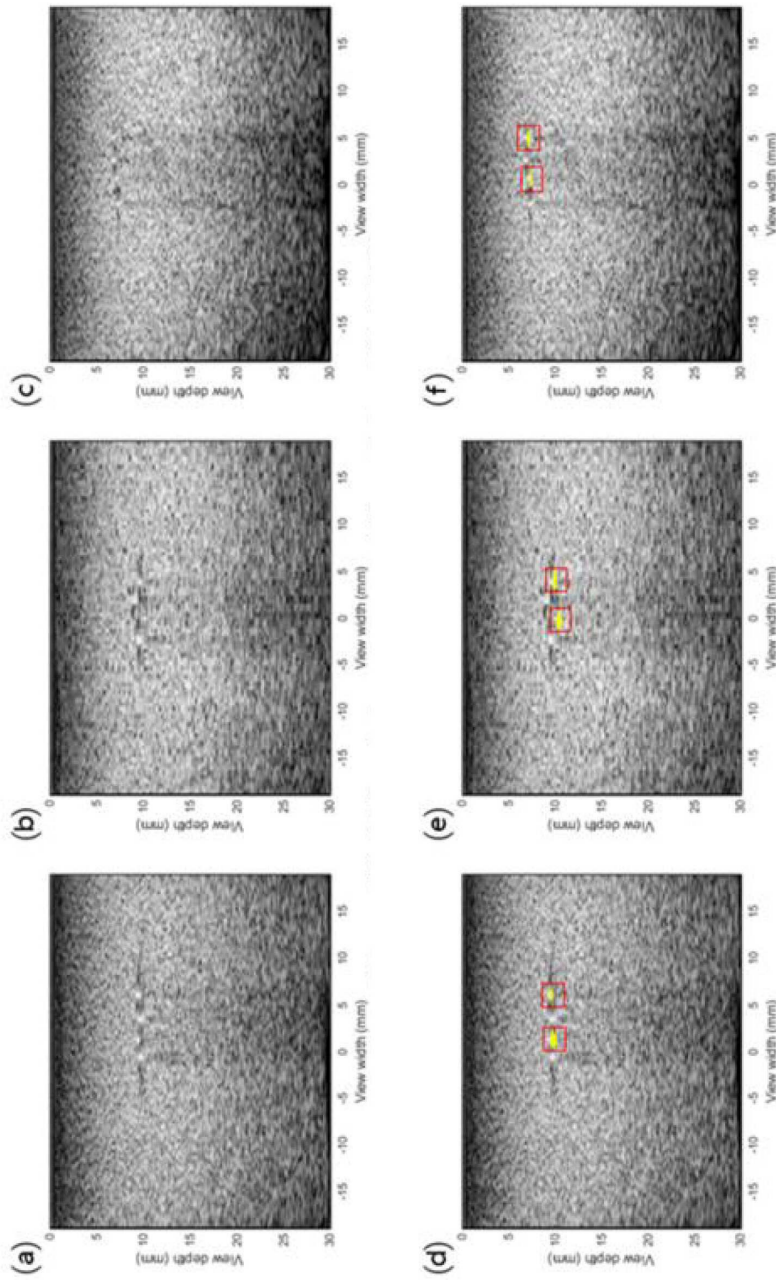


(a)

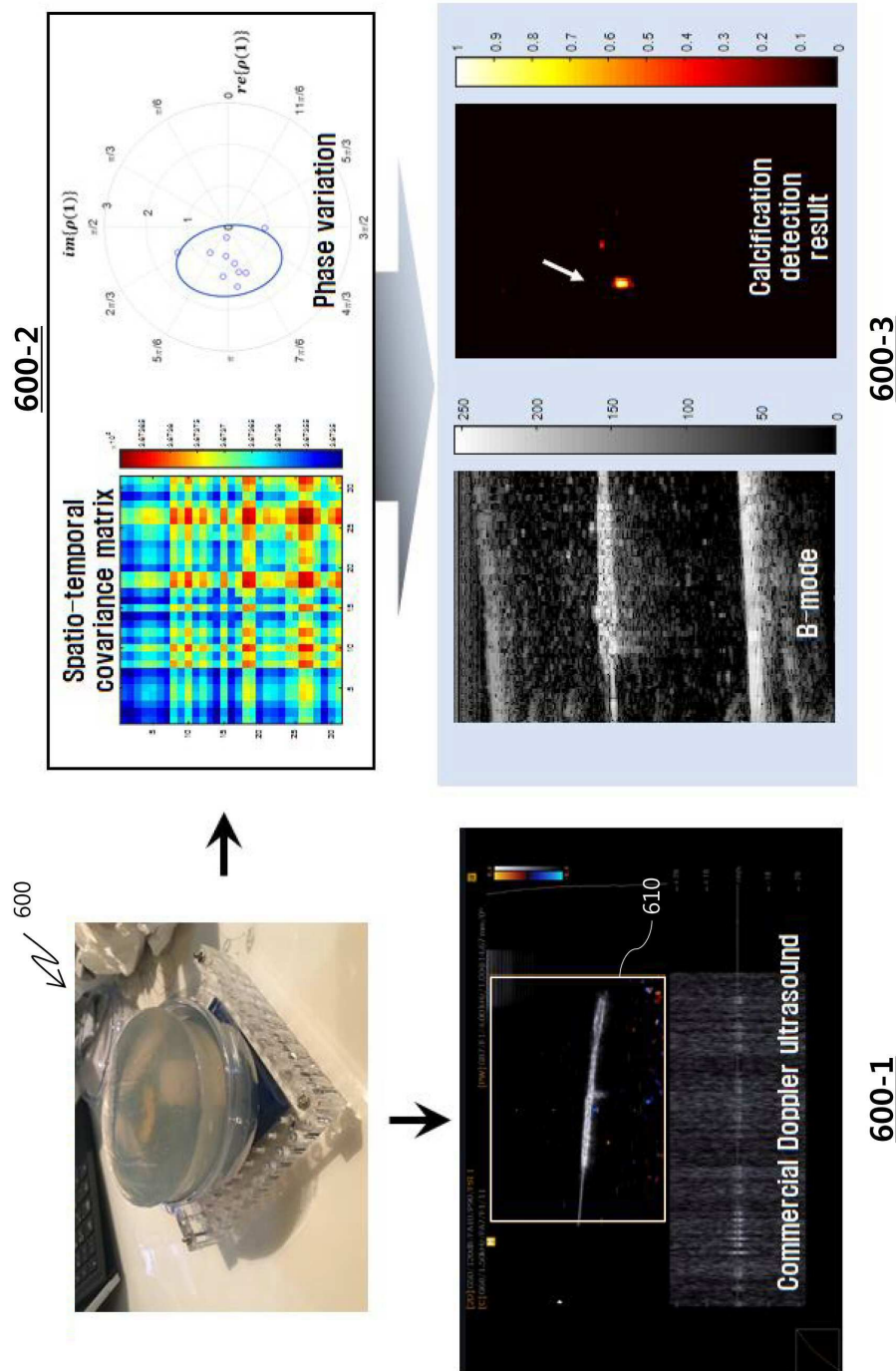
도면4



도면5



도면6



专利名称(译)	利用超声医学成像装置检测矿物钙组织的方法及其用途		
公开(公告)号	KR101956460B1	公开(公告)日	2019-03-08
申请号	KR1020170101241	申请日	2017-08-09
[标]申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
当前申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
[标]发明人	유양모 강진범		
发明人	유양모 강진범		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/5207 A61B8/5215 G06T2207/10132		
代理人(译)	Jangwansu		
审查员(译)	Hanjaegyun		
其他公开文献	KR1020190016816A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种超声医学成像设备检测微钙化组织的方法。本发明的方法包括：从目标对象实时获取超声数据的步骤；计算实时超声数据的时空相位变化值的步骤；以及基于时空相变值的分散来检测微钙化组织的步骤。

