(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년10월11일
(11) 등록번호 10-1906916
(24) 등록일자 2018년10월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/5215 (2013.01)
A61B 8/5207 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0064997
(22) 출원일자 2016년05월26일
심사청구일자 2016년06월21일
(65) 공개번호 10-2016-0140465
(43) 공개일자 2016년12월07일
(30) 우선권주장
14/723,081 2015년05월27일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP2015514491 A*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베니아 맬버른 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
지멘스 코포레이션
미국 뉴저지 이슬린 170 우드 에비뉴 사우스 (우:08830)
(72) 발명자
라오, 빔바
미국 95129 캘리포니아 새너제이 찰린 코트 6751
호울, 헬렌
미국 95127 캘리포니아 새너제이 타이틀리스트 코트 359
조르제스쿠, 보그단
미국 08536 뉴저지 플레인스보로 제퍼스 로드 6
(74) 대리인
특허법인 남앤드남, 이시용

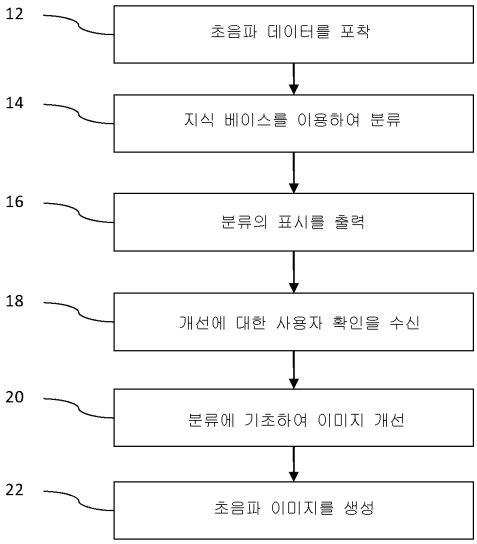
전체 청구항 수 : 총 15 항 심사관 : 한재균

(54) 발명의 명칭 **지식-기반 초음파 이미지 개선**

(57) 요 약

의료 진단 초음파를 위해 이미지 개선(20)이 제공된다. 아나토미 또는 인공물의 지식-기반 검출(14)은 개선되는 위치들을 식별한다. 위치들의 지식-기반 검출(14)은 다른 아나토미 또는 인공물들의 식별을 회피할 수 있다. 이미지 개선(20)은 다른 위치들이 아니라, 식별된 위치들에 적용된다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 8/5269 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌
JP2014151100 A
WO2015040457 A1
JP2007524461 A
JP2001321356 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명 세 서

청구범위

청구항 1

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선(image enhancement)의 방법으로서,

초음파 시스템(ultrasound system)에 의해, 환자의 조직의 스캔(scan)으로부터 초음파 이미지 데이터(ultrasound image data)를 포착(12)하는 단계 - 상기 초음파 이미지 데이터는 상기 조직의 공간적 위치들을 표현함 -;

상기 초음파 시스템의 프로세서(processor)(62)에 의해, 머신-학습 분류자(machine-learnt classifier)를 상기 초음파 이미지 데이터에 적용(14)하는 단계 - 상기 머신-학습 분류자는, 상기 초음파 이미지 데이터로부터 해부학적 구조를 검출하고, 상기 검출된 해부학적 구조에 기초하여 이미징 아티팩트(imaging artifact)의 종류를 식별하고, 그리고 상기 초음파 이미지 데이터에서 상기 초음파 시스템의 상기 이미징 아티팩트의 위치들을 출력함 -;

상기 이미징 아티팩트의 위치들에 대한 상기 초음파 이미지 데이터를 다른 위치들에 대해서와 상이하게 변경(20)하는 단계 - 상기 변경(20)하는 단계는 상기 이미징 아티팩트의 위치들에 대해 상기 이미징 아티팩트의 종류에 따라 상이한 이미징 프로세싱을 적용하는 단계를 포함함 -; 및

변경된 초음파 이미지 데이터로부터 상기 환자의 조직의 초음파 이미지를 디스플레잉(displaying)(22)하는 단계

를 포함하는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 포착(12)하는 단계는 B-모드 검출(B-mode detection) 후에 B-모드 이미지 데이터를 포착(12)하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 적용(14)하는 단계는,

상기 초음파 이미지 데이터로부터 입력 피쳐 값(input feature value)들을 추출하는 단계, 및

상기 입력 피쳐 값들의 입력에 응답하는 위치들을 상기 머신-학습 분류자에 출력하는 단계

를 포함하는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 적용(14)하는 단계는 상기 위치들을 그레이팅 로브(grating lobe)의 위치들로서 검출하는 단계를 포함하고, 그리고

상기 변경(20)하는 단계는 필터(filter) 또는 진폭 스케일링(amplitude scaling)을 상기 이미징 아티팩트의 위치에 적용(14)하고 다른 위치들에는 적용하지 않는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 적용(14)하는 단계는 혈액 세포(blood cell)들의 자연적 대조(spontaneous contrast)의 위치들로서 상기 이미징 아티팩트들의 위치들을 검출하는 단계를 포함하고, 그리고

상기 변경(20)하는 단계는 상기 다른 위치들보다 상기 이미징 아티팩트의 위치들을 더 크게 진폭 스케일링(amplitude scaling)하는 단계 또는 상기 다른 위치들보다 상기 이미징 아티팩트의 위치들에 더 큰 시간적 지속(temporal persistence)을 적용(14)하는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 적용(14)하는 단계는 쉐도잉(shadowing)을 검출하는 단계를 포함하고, 그리고

상기 변경(20)하는 단계는 상기 쉐도잉을 감소시키는 단계를 포함하는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 변경(20)하는 단계는 공간 적응적 필터링(spatially adaptive filtering)하는 단계를 포함하고,

상기 공간 적응적 필터링은 상기 이미징 아티팩트의 위치들에 따라 조정되는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법.

청구항 8

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(computer readable storage medium)로서,

상기 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에는, 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위해 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)(62)에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터가 저장되며,

상기 저장 매체는,

환자를 표현하는 검출된 초음파 데이터를 초음파 스캐너(ultrasound scanner)로부터 수신(12)하기 위한 명령들,

상기 검출된 초음파 데이터에 의해 표현되는 위치들을 분류(14)하기 위한 명령들 - 상기 분류(14)는 지식 기반으로 이루어지고, 상기 분류(14)는 상기 검출된 초음파 데이터로부터 해부학적 구조를 검출하는 것 및 검출된 해부학적 구조에 기초하여 아티팩트의 종류를 식별하는 것을 포함함 -,

상기 위치들의 분류에 따라 상기 검출된 초음파 데이터를 개선(20)하기 위한 명령들 - 상기 개선(20)은 다른 위치들에 비해 상기 위치들 중 일부에 대한 상기 초음파 데이터의 진폭을 변경하는 한편, 상기 다른 위치들의 표현은 유지시키고, 이때 상기 진폭은 상기 아티팩트의 종류에 따라 상이하게 변경됨 -, 및

개선된 초음파 데이터로부터 이미지를 생성(22)하기 위한 명령들

을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 분류(14)는 초음파 데이터의 실제-검증자료로 분류된 데이터베이스(ground-truth labeled database)를 포함하는 상기 지식 기반을 이용하여 분류(14)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 분류(14)는 머신-학습 분류자를 이용하여 분류(14)하는 것을 포함하며,

상기 머신-학습 분류자는 상기 데이터베이스로부터 학습되는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 11

제 8 항에 있어서,

상기 개선(20)은 상기 해부학적 구조의 위치들에 따라 필터링(filtering)하는 것을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템으로서,

환자의 신체부위를 표현하는 초음파 데이터를 포착하도록 구성된 수신 빔형성기(receive beamformer)(56);

상기 초음파 데이터로부터 검출된 데이터를 출력하도록 구성된 B-모드 검출기(B-mode detector)(58), 도플러 추정기(Doppler estimator)(58), 또는 양쪽 모두;

상기 검출된 데이터로부터 입력 피쳐들을 추출하고, 검출된 데이터로부터 해부학적 구조를 검출하고, 지식 기반의 함수로서 그리고 상기 검출된 해부학적 구조에 기초하여 상기 검출된 데이터로부터 아티팩트 및 상기 아티팩트의 종류를 식별하고, 그리고 상기 아티팩트에 따라 상기 검출된 데이터를 이미지 프로세싱(image process)하도록 구성된 프로세서(processor)(62) - 이때, 상기 아티팩트의 종류에 따라 상이한 이미징 프로세싱이 상기 아티팩트의 위치들에 적용됨 -; 및

이미지 프로세싱된 검출된 데이터(image processed detected data)에 기초하여 상기 신체부위의 이미지를 디스플레잉(display)하도록 구성된 디스플레이(display)(60)

를 포함하는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 B-모드 검출기(58)는 상기 검출된 데이터로서 B-모드 데이터를 출력하고,

상기 프로세서(62)는, 그레이팅 로브, 쉐도우(shadow), 또는 혈액으로서 상기 아티팩트의 종류를 식별하도록 구성되고 그리고 상기 아티팩트의 위치들을 다른 위치들과 상이하게 필터링(filter)하도록 구성되고, 그리고

상기 디스플레이(60)는 감소된 아티팩트를 갖는 B-모드 이미지로서 상기 이미지를 디스플레잉하도록 구성되는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 프로세서(62)는 상기 지식 기반으로부터 유도된 머신-학습 분류자를 이용하여 식별하도록 구성되는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템.

청구항 15

제 12 항에 있어서,

상기 프로세서(62)는 상기 아티팩트가 없는 위치들에 대해서와 상이하게 상기 아티팩트의 위치들에 대해 이미지 프로세싱하도록 구성되는,

의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] [0001] 본 실시예들은 의료 진단 초음파 이미징(medical diagnostic ultrasound imaging)에 관한 것이다. 특히, 초음파 이미징이 개선된다.

배 경 기 술

[0002] [0002] 종래의 이미지 개선 알고리즘들(image enhancement algorithm)은 초음파 이미지를 완벽하게 하는 것에 대해 그 알고리즘들의 능력이 제한된다. 이미지 개선은 이미지에서 표현되는 아나토미(anatomy) 및 병변(pathology)의 구체적인 사전 지식 없이 동작한다. 저역 통과 필터(low pass filter)들과 같은 기본적인 이미지 프로세싱 기법(basic image processing technique)들은 스페클 잡음(speckle noise)을 감소시키지만, 해부학적 구조(anatomic structure)들을 흐릿하게 한다.

[0003] [0003] 많은 경우들에서, 이미징 아티팩트(imaging artifact)들은 해부학적 구조들 또는 조직에 대해 동일한 또는 유사한 속성들을 가지며, 그러므로, 이미지 프로세싱 알고리즘들에 의해 검출가능하지 않고 효과적으로 분할가능하지 않다. 이미지 프로세싱은 심지어 아티팩트들을 늘릴 수 있다. 에지 강조(edge enhancement)를 위해 이용되는 고역 통과 필터(high pass filter)들은 스페클 잡음을 늘린다. 더 복잡한 기법들은 이미지의 다양한 부분들을 선택적으로 프로세싱(process)하기 위해 표준 이미지 분석, 이를테면, 그래디언트(gradient), 분산(variance), 또는 단순히 진폭-기반 이미지 분할에 의존한다. 이러한 기법들은 더 단순한 이미지들에는 작용하지만, 아티팩트들(예컨대, 클러터(clutter), 사이드 로브(side lobe)들, 그레이팅 로브(grating lobe)들, 또는 립 쉐도우(rib shadow)들) 또는 유사한 속성들을 가진 다른 아나토미를 갖는 이미지들은 복잡한 기법들에 대해 원하는 대로 응답하지 않을 수 있다. 예컨대, 그래디언트 에지 검출은 필터링(filtering) 또는 개선을 위해 원하는 아나토미의 에지들을 찾지만, 아티팩트를 에지로서 처리할 수 있어서, 이미지의 부분의 개선이 개선되지 않을 수 있다.

발명의 내용

[0004] [0004] 서론으로서, 아래에서 설명되는 바람직한 실시예들은 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 방법들, 컴퓨터 판독가능 매체들(computer readable media), 명령들, 및 시스템(system)들을 포함한다. 아나토미 또는 아티팩트의 지식-기반 검출(knowledge-based detection)은 개선될(예컨대, 증가될, 억제될, 또는 임의의 다른 방식으로 프로세싱될(processed)) 위치들을 식별한다. 위치들의 지식-기반 검출은 다른 아나토미 또는 아티팩트들의 식별을 회피할 수 있다. 이미지 개선은 식별된 위치들에 적용되며, 다른 위치들에는 적용되지 않는다.

[0005] [0005] 제 1 양상에서, 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 방법이 제공된다. 초음파 시스템은, 환자의 조직의 스캔(scan)으로부터 초음파 이미지 데이터(ultrasound image data)를 포착한다. 초음파 이미지 데이터는 조직의 공간적 위치들을 표현한다. 초음파 시스템의 프로세서(processor)는, 머신-학습 분류자(machine-learnt classifier)를 초음파 이미지 데이터에 적용한다. 머신-학습 분류자는 초음파 이미지 데이터에서 초음파 시스템의 이미징 아티팩트의 위치들을 출력한다. 이미징 아티팩트의 위치들에 대한 초음파 이미지 데이터는 다른 위치들에 대해서와 상이하게 변경된다. 환자의 조직의 초음파 이미지는 변경된 초음파 이미지 데이터로부터 디스플레잉된다(displayed).

[0006] [0006] 제 2 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(computer readable storage medium)에는, 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위해 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터가 저장된다. 저장 매체는, 환자를 표현하는 검출된 초음파 데이터를 초음파 스캐너(ultrasound scanner)로부터 수신하기 위한 명령들, 검출된 초음파 데이터에 의해 표현되는 위치들을 분류하기 위한 명령들 – 분류는 지식 베이스(knowledge base)를 이용하여 이루어짐 –, 검출된 초음파 데이터를 위치들

의 분류의 함수로서 개선하기 위한 명령들 – 개선은 위치들 모두의 표현을 유지하면서 다른 위치들에 비해 위치들 중 일부에 대한 초음파 데이터의 진폭을 변경함 –, 및 개선된 초음파 데이터로부터 이미지를 생성하기 위한 명령들을 포함한다.

[0007] [0007] 제 3 양상에서, 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템이 제공된다. 수신 빔형성기(receive beamformer)는 환자의 신체부위를 표현하는 초음파 데이터를 포착하도록 구성된다. B-모드 검출기(B-mode detector), 도플러 추정기(Doppler estimator), 또는 양쪽 모두는 초음파 데이터로부터 검출된 데이터를 출력하도록 구성된다. 프로세서는 검출된 데이터로부터 입력 피처(input feature)들을 추출하고, 지식 베이스의 함수로서 그 검출된 데이터로부터 아티팩트를 식별하고, 그리고 아티팩트의 함수로서 그 검출된 데이터를 이미지 프로세싱(image process)하도록 구성된다. 디스플레이(display)는 이미지 프로세싱된 검출된 데이터(image processed detected data)에 기초하여 신체부위의 이미지를 디스플레잉(display)하도록 구성된다.

[0008] [0008] 본 발명의 추가의 양상들 및 이점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의된다. 본 발명은 다음의 청구항들에 의해 정의되며, 본 부분의 어떠한 것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 고려되지 않아야 한다.

도면의 간단한 설명

[0009] [0009] 컴포넌트(component)들 및 도면들은 반드시 실척에 맞는 것은 아니며, 대신에 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 더욱이, 도면들에서, 동일한 참조 번호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 지시한다.

[0010] [0010] 도 1은 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이고;

[0011] [0011] 도 2는 그레이팅 로브 아티팩트(grating lobe artifact)를 갖는 심장의 예시적 이미지이고;

[0012] [0012] 도 3은 이미지 프로세싱(image processing)을 통해 그레이팅 로브를 제거 또는 감소시키도록 개선된 도 2의 심장의 이미지의 예이고;

[0013] [0013] 도 4는 혈액으로부터의 자연적 대조(spontaneous contrast)를 갖는 심장의 예시적 이미지이고;

[0014] [0014] 도 5는 혈액으로부터의 자연적 대조를 제거 또는 감소시키도록 개선된 도 4의 심장의 예시적 이미지이고; 그리고

[0015] [0015] 도 6은 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도(block diagram)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] [0016] 초음파 이미지들의 지식-기반 개선이 제공된다. 지식-기반 피처 검출 기법들은 다른 대상물(object)들을 검출함이 없이 초음파 이미지에서 해부학적 구조들 또는 아티팩트들을 성공적으로 검출할 수 있다. 이러한 검출 기법들은 더 스마트한(smarter) 이미지 프로세싱 또는 개선 알고리즘들을 만들고 향상시키는데 활용된다. 포착-후 이미지 개선(post-acquisition image enhancement)은 지식-기반 검출의 애플리케이션(application)으로부터 이익을 얻는다. 이미 포착된 이미지 데이터는 검출된 아나토미 또는 아티팩트들에 대해 특정하게 로컬라이징된(localized) 이미지 프로세싱에 의해 변경될 수 있다.

[0011] [0017] 일 실시예에서, 개선된 이미징을 위해 이미징 아티팩트들이 식별된다. 지식은 지식 데이터베이스(knowledge database)에서 아티팩트들의 전문가 사용자 주석(expert user annotation)들로서 캡쳐된다(captured). 이러한 지식은 아티팩트 검출 및 최소화를 상당히 향상시킨다. 그레이팅 로브들, 립 반사(rib reflection)들로부터의 사이드 로브들, 립 쉐도우들, 다른 쉐도우들, 또는 자연적 대조와 같은 아티팩트들을 검출하기 위해 지식-기반 검출 알고리즘들을 활용하는 것은, 포커싱된 이미지 개선(focused image enhancement)을 제공한다. 지식-기반 알고리즘들의 출력은 캡쳐된 아티팩트(captured artifact)를 제거하기 위하여 향상된 이미지 프로세싱을 위해 이용된다.

[0012] [0018] 도 1은 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선의 방법의 일 실시예를 도시한다. 이러한 실시예는 지식-기반 검출을 이용하여 아나토미 또는 아티팩트들을 검출하는 것에 관한 것이다. 전문가 주석이 첨부된 예들의 컬렉션(collection)은 아나토미 또는 아티팩트들의 위치들을 더 정확하게 식별하기 위해 이용된다. 식별된 위치들에 대한 이미 포착된 데이터로부터의 이미징은 다른 위치들에 대해서와 상이하게 프로세싱함으로써 개선된다. 이미지 개선은 지식 베이스와 함께 제공되는 검출에 의해 향상된다.

[0013] [0019] 추가의, 상이한, 또는 더 적은 동작들이 제공될 수 있다. 예컨대, 동작들(16 및 18)은 제공되지 않는다. 다른 예로서, 초음파 스캐닝(ultrasound scanning)을 활성화 및/또는 구성하기 위한 동작들이 제공된다. 동작들은 지식 베이스의 애플리케이션에 관한 것이다. 지식 베이스를 생성하고 지식 베이스로부터 학습하기 위한 동작들은 대안적인 또는 추가의 실시예들에서 제공될 수 있다. 동작들은 도시된 순서로 또는 상이한 순서로 수행된다.

[0014] [0020] 동작(12)에서, 초음파 시스템은 환자의 조직의 스캔으로부터 초음파 데이터를 포착한다. 초음파 데이터는 환자를 표현한다. 의료 진단 초음파 시스템은 전기 신호들을 트랜스듀서(transducer)에 인가하고, 그 다음으로, 트랜스듀서는 환자의 신체부위를 스캐닝(scanning)하기 위해 전기 에너지(energy)를 음향 에너지로 컨버팅(convert)한다. 스캔의 오퍼레이션(operation)을 수신하기 위해 트랜스듀서의 엘리먼트(element)들에 의해 에코(echo)들이 수신되어 전기 신호들로 컨버팅된다(converted). 임의의 유형의 스캔, 스캔 포맷(scan format), 또는 이미징 모드(imaging mode)가 이용될 수 있다. 예컨대, 추가되는 대조 에이전트(contrast agent)들과 함께 또는 추가되는 대조 에이전트들 없이 고조파 이미징이 이용된다. 다른 예로서, B-모드, 색 흐름 모드(color flow mode), 스펙트럼 도플러 모드(spectral Doppler mode), M-모드, 또는 다른 이미징 모드가 이용된다.

[0015] [0021] 해부학적 정보를 표현하는 초음파 데이터가 환자로부터 포착된다. 초음파 데이터는 환자의 포인트(point), 라인(line), 영역, 또는 볼륨(volume)을 표현한다. 파형들이 초음파 주파수들로 송신되고, 에코들이 수신된다. 음향 에코들이 전기 신호들로 컨버팅되고 빔형성되어(beamformed), 환자의 신체부위 내의 샘플링된 위치(sampled location)들이 표현된다.

[0016] [0022] 빔형성된 데이터는 필터링되거나(filtered) 또는 다른 방식으로 프로세싱된다(processed). 일 실시예에서, 초음파 데이터는 조직 구조들을 표현하는 B-모드 데이터이다. 빔형성된 데이터가 검출되는데, 이를테면, 강도(예컨대, B-모드 또는 후방산란 파워(power) 또는 강도)가 결정된다. 다른 실시예에서, 초음파 데이터는 혈관(vessel), 흐름, 또는 조직 움직임과 연관된 위치들에 대한 흐름 또는 움직임 데이터이다. 동일한 위치로부터의 에코 신호들의 시퀀스(sequence)는 검출에 따라 속도, 분산, 및/또는 에너지를 추정하기 위해 이용될 수 있다. 송신된 파형들의 하나 또는 그 초과의 고조파들에서의 에코들이 프로세싱될 수 있다. 검출된 값들은 필터링되고 그리고/또는 디스플레이 포맷으로 스캔 컨버팅될(scan converted) 수 있다. 환자를 표현하는 초음파 데이터는 사후 검출 데이터(post detection data), 이를테면, 공간적 및/또는 시간적 필터링(filtering) 이전에 검출된 데이터, 스캔 컨버전(scan conversion) 이전에 필터링된 데이터, 디스플레이 맵핑(display mapping) 이전에 스캔 컨버팅된 데이터, 또는 디스플레이로의 출력 이전 또는 이후의 디스플레이 맵핑된 이미지 데이터(display mapped image data)이다.

[0017] [0023] 초음파 이미징 시스템은 환자를 표현하는 검출된 초음파 데이터를 제공하는 스캐너이다. 초음파 시스템은, 검출기로부터의 출력으로서 B-모드 데이터를 수신하는 것과 같이, 검출된 초음파 데이터를 수신한다. 스캐너의 프로세서 또는 스캐너의 부분이 아닌 원격 프로세서는 지식-기반 검출을 위해, 검출된 초음파 데이터를 수신한다.

[0018] [0024] 동작(14)에서, 지식 베이스는 수신된 초음파 데이터에서 위치들을 분류하기 위해 이용된다. 분류자는 데이터에 의해 표현되는 각각의 위치에 적용되거나 또는 상이한 위치들 사이를 구별하기 위해 적용된다. 프로세서는 초음파 데이터에 의해 표현된 상이한 위치들을, 클래스(class)에 속하는 것으로 또는 속하지 않는 것으로 분류한다. 각각의 위치를 3개 또는 그 초과의 클래스들(예컨대, (1) 배경, 아티팩트, 및 아나토미; (2) 체액(fluid), 뼈(bone), 및 조직; 또는 (3) 관심 장기(organ of interest), 다른 장기, 및 비-확정적(non-determinative)) 중 하나의 클래스의 멤버(member)인 것으로 분류하는 것과 같이, 이진 분류자(binary classifier)들 이외의 다른 분류자들이 이용될 수 있다. 상이한 위치들은 상이한 클래스들에 속한다. 일부 위치들은 동일한 클래스에 속할 수 있다. 특정 아나토미의 또는 특정 아티팩트의 위치들의 검출과 같이, 분류자들은 어느 위치들이 클래스의 멤버들인지를 검출한다.

[0019] [0025] 프로세서는 지식 베이스를 이용하여 분류한다. 지식 베이스는 초음파 데이터의 실제-검증자료로 분류된 세트(ground-truth labeled set)들을 포함한다. 전문가는 초음파 이미지들을, 클래스 및 그 클래스를 포함하는 위치들을 포함하는 것으로 또는 포함하지 않는 것으로 주석을 첨부한다. 예컨대, 아티팩트의 위치를 표시하기 위해, 아티팩트를 가진 수십, 수백, 또는 수천 개의 B-모드 이미지들에 주석이 첨부된다. 아티팩트를 갖지 않은 이미지들의 다른 세트가 제공될 수 있다. 다른 예로서, 이미지들의 데이터베이스가 하나 또는 그 초과의 해부학적 구조들에 대해 분류된다(labeled). 이미지들의 데이터베이스는, 전문가 사용자가 이미지들을 분석

하여 대응하는 구조들, 피쳐들, 및/또는 아티팩트들에 대해 이미지들에 주석을 첨부함으로써 생성된다.

[0020] [0026] 지식 베이스를 이용하여 분류하기 위해, 하나 또는 그 초과의 데이터베이스 이미지들이 식별되며, 현재의 이미지에서 구조를 검출하기 위해 분류의 부분으로서 이용된다. 식별된 데이터베이스 이미지들은 또한, 관심 해부학적 구조의 형상 또는 위치들을 결정하기 위해 이용된다.

[0021] [0027] 프로세서는 동작(12)에서 수신된 초음파 데이터와 가장 유사한 또는 충분히 유사한 지식 베이스로부터 이미지를 찾음으로써 분류에서 지식 베이스를 이용한다. 상호-상관, 절대 차이들의 최소 합, 다른 상관, 또는 다른 유사도 측정이 이용될 수 있다. 초음파 데이터의 현재의 프레임(frame)으로부터의 위치들을 지식 베이스의 이미지들에 관련시키기 위해 스케일링(scaling) 및/또는 공간 변환이 적용될 수 있다. 아나토미 또는 아티팩트에 대한 위치들을 보여주기 위해 결과적인 지식 베이스 이미지에 주석이 첨부된다. 초음파 데이터의 현재의 프레임은 상응하게 분류된다(즉, 아나토미 또는 아티팩트로서 식별된 대응하는 위치들). 다른 지식-기반 분류가 이용될 수 있다.

[0022] [0028] 다른 실시예에서, 프로세서는 머신-학습 분류자를 적용함으로써 지식 베이스를 이용한다. 머신-학습 분류자는 주석 첨부된 이미지들의 데이터베이스로부터 학습된다. 주석이 첨부된 또는 실제-검증자료로 분류된 이미지들은 트레이닝 데이터(training data)로서 이용된다. 프로세서는 지식 베이스의 이미지들로부터 추출된 피쳐들 및 실제 검증자료에 기초하여 분류를 학습한다. 하나 또는 그 초과의 다양한 머신-학습 프로세스(machine-learning process)들을 통해, 아나토미 및/또는 아티팩트의 위치들을 검출하도록 분류자가 트레이닝된다(trained).

[0023] [0029] 임의의 피쳐들이 트레이닝 및 애플리케이션을 위해 이용될 수 있다. 하 웨이블렛(Haar wavelet)들, 조종가능 피쳐(steerable feature)들, 방향성 피쳐들, 머신-학습 피쳐들, 및/또는 패턴 매치(pattern match)들이 각각의 위치에 대한 이미지 데이터로부터 추출된다. 피쳐가 추출되는 위치에 기초하여 임의의 크기 및/또는 형상의 커널(kernel)이 센터링되거나(centered) 또는 포지셔닝된다(positioned). 피쳐 추출은 위치들 각각에 대해 발생한다.

[0024] [0030] 분류에 대해 임의의 머신-학습 알고리즘 또는 접근방식이 이용될 수 있다. 예컨대, 지원 벡터 머신(support vector machine)(예컨대, 2-노옴(norm) SVM), 선형 회귀, 부스팅 네트워크(boosting network), 확률적 부스팅 트리(probabilistic boosting tree), 선형 판별 분석(linear discriminant analysis), 연관성 벡터 머신(relevance vector machine), 신경 네트워크(neural network), 베이지안 네트워크(Bayesian network), 이들의 결합들, 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 머신 학습이 제공된다. 이진, 계층적, 또는 다른 학습 프로세스들이 이용될 수 있다. 통제 또는 준-통제 트레이닝(supervised or semi-supervised training)이 이용될 수 있다.

[0025] [0031] 머신 학습은 매트릭스(matrix) 또는 다른 출력을 제공한다. 매트릭스는 알려진 결과들을 가진 트레이닝 데이터의 데이터베이스의 분석으로부터 유도된다. 머신-학습 알고리즘은 결과에 대한 상이한 입력들의 관계를 결정한다. 학습은 입력 피쳐들의 서브-세트(sub-set)만을 선택할 수 있거나 또는 모든 이용가능한 입력 피쳐들을 이용할 수 있다. 프로그래머(programmer)는 어느 입력 피쳐들을 사용할지 또는 트레이닝의 다른 성과에 영향을 미치거나 제어할 수 있다. 예컨대, 프로그래머는 이용가능한 피쳐들을, 주어진 유형의 초음파 이미징에서 이용가능한 정보로 제한할 수 있다. 매트릭스는 입력 피쳐들을 결과들과 연관시켜서, 분류를 위한 모델(model)을 제공한다. 머신 트레이닝은 하나 또는 그 초과의 입력 변수들을 이용하여 결과와의 관계들을 제공하여서, 수동으로는 용이하게 수행되지 않는 상호관련성(interrelationship)들의 검증 또는 생성을 허용한다.

[0026] [0032] 모델은 초음파 데이터에 의해 표현되는 위치가 클래스인지 클래스가 아닌지의 확률을 표현한다. 이러한 확률은 클래스의 멤버십(membership)의 우도(likelihood)이다. 상이한 가능한 상태들(예컨대, 이진 또는 3개 또는 그 초과의 가능한 상태들)과 연관된 확률들의 범위가 출력된다. 대안적으로, 위치의 클래스는 가장 높은 확률에 기초하여 할당된다. 다른 실시예들에서, 확률 정보 없이 위치마다의 클래스가 출력된다.

[0027] [0033] 분류자의 애플리케이션을 위해, 동일한 또는 상이한 프로세서가, 수신된 초음파 데이터 또는 초음파 데이터로부터 유도된 데이터(예컨대, 필터링된 또는 파라미터화된(parameterized) 데이터)로부터 차별적인 입력 피쳐들을 추출한다. 정보의 입력 피쳐 벡터가 분류자에 입력된다. 입력 피쳐들의 값들은 머신-학습 분류자에 적용된다. 초음파 시스템의 프로세서 또는 다른 프로세서는 아나토미 및/또는 아티팩트의 위치들을 결정하기 위해 분류자를 수신된 초음파 데이터에 적용한다. 프로세서는 초음파 데이터에 의해 표현된 복수의 위치들 각각의 클래스를 출력하기 위해 매트릭스 또는 다른 분류자 구성을 적용한다. 해부학적 구조의 위치들 또는 아티

팩트의 위치들은 머신-학습 분류자에 포함된 지식 베이스에 기초하여 출력된다.

[0028] [0034] 일 실시예에서, 아티팩트가 검출된다. 임의의 아티팩트가 검출될 수 있다. 아티팩트는 초음파 시스템 스캐닝에 의해 야기되는데, 이를테면, 트랜스듀서 특징, 스캔 포맷, 스캐닝 파라미터(scanning parameter)들, 또는 이미지 프로세싱으로 인해서이다. 대안적으로, 아티팩트는 아나토미에 의해 야기되는데, 이를테면, 수차(aberration) 또는 반사로 인해서이다. 아티팩트는, 거짓 대상물(false object), 쉐도잉(shadowing), 또는 위치의 실제 아나토미를 나타내지 않거나 또는 검출되지 않아야 하는 아나토미를 나타내는 다른 정보로서 나타난다.

[0029] [0035] 예컨대, 초음파 데이터는 하나 또는 그 초과의 그레이팅 로브들을 표현한다. 분류자는 임의의 그레이팅 로브들의 위치를 검출한다. 동일한 애플리케이션(예컨대, 심장 이미징) 및/또는 구성(예컨대, 트랜스듀서, 주파수, 스캔 포맷, 또는 다른 것)에 대해 그레이팅 로브들을 가진 또는 그레이팅 로브들을 갖지 않은 이미지들의 지식 베이스를 이용시, 그레이팅 로브 아티팩트들이 초음파 데이터에서 검출된다. 도 2는 심장의 예시적 이미지를 도시한다. 그레이팅 로브는 체액 구역에서의 조직 표현을 야기한다. 26에서 묘사된 영역은 그레이팅 로브를 도시한다. 이미지 분할 알고리즘은 아티팩트 대신에 조직으로서 그레이팅 로브를 식별할 수 있다. 적극적 개선 접근방식들이 잘못된 데이터를 변경하는 것을 회피하기 위해, 분류자는 다른 대상물들로부터 구별하여, 그레이팅 로브에 의해 야기된 강도를 갖는 위치들을 검출한다.

[0030] [0036] 다른 예로서, 초음파 데이터는 혈액 세포들의 자연적 대조의 하나 또는 그 초과의 구역들을 표현한다. 자연적 대조는 심장 실(heart chamber)의 혈액과 같은 혈액에 대한 B-모드 응답이다. 통상의 초음파 시스템들은 B-모드 이미징에 대해 혈액으로부터의 응답을 검출하지 않는다. 현대식 초음파 머신들은 심장 실(heart chamber)에서 순환되는 혈액으로부터 신호들을 찾아내기에 충분히 감도가 높다. 이것이 고품질의 초음파 포착을 말하고 있지만, 혈액으로부터의 신호는 B-모드 이미지에서 아나토미를 평가하려고 시도하는 사용자를 혼란스럽게 할 수 있다. 혈액으로부터의 신호의 이러한 자연적 대조 특징들은, 이미지 개선들이 혈액을 조직처럼 처리할 수 있을 만큼, 조직으로부터의 것과 충분히 유사하다. 도 4는 심장의 예시적 4개-실(four-chamber)의 도면을 도시한다. 자연적 대조는 주로 실(chamber)들 중 2개의 실(chamber)들에서 발생한다. 28로서 묘사된 영역들은 자연적 대조를 도시한다. 좌심실(left ventricle)(상부 실(upper chamber))에서의 자연적 대조가 특히 혼란스럽게 할 수 있다. 분류자는 자연적 대조에 의해 야기된 강도를 갖는 위치들을 검출한다. 그 검출은 모든 위치들(예컨대, 도 4에서 언급된 실(chamber)들 모두) 또는 모든 위치들 미만의 위치들(예컨대, 단지 좌심실에서의 자연적 대조)에 대해 이루어질 수 있다.

[0031] [0037] 다른 예들에서, 초음파 데이터는 쉐도잉을 표현한다. 조밀한 조직 또는 뼈의 구역은 전체 어레이(array)의 부분으로부터의 또는 전체 어레이로부터의 초음파 스캐닝을 적어도 부분적으로 블록킹(block)하여, 쉐도잉을 야기할 수 있다. 또 다른 예에서, 뼈는, 초음파 데이터를 반사하는 것 또는 재지향시키는 것(예컨대, 음향 에너지에 대해 미러(mirror)로서 작용함)으로 인해 아티팩트들과 같은 로브(lobe)를 야기한다. 분류자는 이러한 아티팩트들 중 하나 또는 그 초과를 검출한다. 다른 아티팩트들이 분류자에 의해 검출될 수 있다.

[0032] [0038] 추가의 또는 대안적인 실시예들에서, 하나 또는 그 초과의 해부학적 구조들이 분류자에 의해 검출된다. 분류자는 간, 심장, 판막, 좌심실, 또는 다른 아나토미를 검출하는 것과 같이, 임의의 해부학적 구조 또는 아나토미의 부분을 검출하도록 트레이닝된다(trained). 하나보다 많은 수의 해부학적 구조가 로케이팅될(located) 수 있다. 특정하지 않은 아나토미에 대해 발생하는 또는 상이한 아나토미에 대해 발생하는 단일 피쳐 또는 피쳐들의 컬렉션(collection)이 검출될 수 있다.

[0033] [0039] 상이한 아티팩트들 및/또는 아나토미를 위해 상이한 분류자들이 트레이닝된다. 심장을 이미징하는 경우의 그레이팅 로브 아티팩트를 검출하기 위한 분류자 및 간을 이미징하는 경우의 그레이팅 로브 아티팩트를 검출하기 위한 상이한 분류자와 같이, 상이한 이미징 상황들에 대해 동일한 또는 상이한 분류자들이 트레이닝될 수 있다. 하나의 트랜스듀서 및 대응하는 주파수와 함께 사용하기 위한 하나의 분류자 및 상이한 트랜스듀서 및 대응하는 주파수와 함께 사용하기 위한 다른 분류자와 같이, 구성 특정 분류자들이 트레이닝될 수 있다. 아티팩트를 검출하기 위한 하나의 분류자 및 아나토미를 검출하기 위한 다른 분류자와 같이, 상이한 대상물들을 검출하기 위해 동일한 또는 상이한 분류자들이 트레이닝될 수 있다.

[0034] [0040] 도 1을 다시 참조하면, 프로세서는 동작(16)에서 위치들의 표시를 출력한다. 초음파 데이터로부터 이미지가 생성된다. 주어진 아나토미 또는 아티팩트에 대한 검출된 위치들이, 이를테면, 색, 라인 그래픽(line graphic), 확률 맵(probability map), 또는 강도에 의해, 이미지에 표시된다. 동작(20)의 이미지 개선은, 동작(14)의 검출의 정확도의, 동작(18)에서의 사용자 확인(user confirmation)을 수신한 후에 수행될 것이다. 초

음파 시스템은 머신-학습 분류자의 출력을 공개한 후에 이미지를 프로세싱(process)한다. 지식-기반 이미지 프로세싱은 사용자에게 투명하게 이루어질 수 있다. 프로세서가 이미지의 큰 부분들을 자동으로 변경하기 전에 무엇이 변경될 것인지 및 그 이유가 사용자에게 알려진다. 사용자는 검출을 편집(edit)할 수 있는데, 이를테면, 하나 또는 그 초과의 위치들의 분류를 변경한다. 동작(18)에서의 사용자에 의한 확인은 키 프레스(key press) 또는 다른 응답형(solicited) 확인이다. 확인은 선택적일 수 있다.

[0035] [0041] 동작(20)에서, 프로세서, 필터, 초음파 시스템, 또는 이들의 결합들이, 위치들의 분류의 함수로서 검출된 초음파 데이터를 개선한다. 분할에서, 검출된 데이터는 제거 또는 격리된다. 이미지 개선을 위해, 초음파 데이터에 의한 배경, 다른 조직, 체액, 다른 대상물, 또는 다른 표현이 유지된다. 대신에, 초음파 데이터는, 일부 위치들을 다른 위치들에 비해 더 가시적이게 만들기 위해, 갭(gap)들을 채우기 위해, 확대하기 위해, 감소시키기 위해, 분리하기 위해, 그리고/또는 이미 검출된 데이터를 다른 방식으로 이미지 프로세싱하기 위해 변경된다. 일부 위치들에 대한 이미지 프로세싱은 다른 위치들에 대한 이미지 프로세싱과 상이하다. 개선은, 위치들 모두의 표현을 유지하면서, 일부 위치들에 대한 초음파 데이터의 진폭을 다른 위치들에 비해 더 많이 또는 더 적게 변경한다. 일부 위치들은 변경으로 인해 제로(zero) 또는 배경 값들에 의해 표현될 수 있지만, 여전히 표현되는 위치들이다.

[0036] [0042] 아나토미일 수 있는 위치들을 찾기 위해 통계적 도구들에 의존하는 이미지-프로세싱 알고리즘들을 적용하기보다는, 지식 베이스가 위치들을 식별하는데 이용된다. 예컨대, 에지를 따라 상이하게 필터링하기 위한 에지의 표시로서 그래디언트들을 로케이팅(locating)하는 것은, 특정 그래디언트들이 에지들이라는 통계에 의존한다. 아티팩트들 또는 다른 아나토미가 유사한 그래디언트들을 가질 수 있고, 그러므로 부적절하게 개선될 수 있다. 지식 베이스 검출을 이용하는 것은, 상이한 이미지 프로세싱(예컨대, 에지를 따라 저역 통과 필터링(low pass filtering)하고 에지에 수직으로 고역 통과 필터링(high pass filtering)함)이 적용되는 위치들을 식별한다. 아티팩트들 또는 다른 아나토미의 에지들은 동일한 방식에서 동일한 만큼 개선되지 않거나 또는 전혀 개선되지 않는다. 이러한 검출된 위치들은 더 스마트한 그리고 더 양호한 이미지 개선을 위해 이미지 프로세싱에서 이용된다. 유사하게, 아티팩트들을 감소 또는 제거하기 위한 이미지 프로세싱은, 아티팩트와 유사한 통계적 특성들을 가진 모든 위치들보다는 단지 아티팩트 위치들에만 적용된다.

[0037] [0043] 임의의 이미지 개선이 초음파 데이터에 적용될 수 있다. 예컨대, 공간 적응적 필터링(spatially adaptive filtering)이 적용된다. 필터의 하나 또는 그 초과의 특징들이 위치들의 분류에 적응된다. 공간 필터 커널(spatial filter kernel)(예컨대, 크기 및/또는 웨이트(weight)들) 또는 필터링의 유형이, 필터링되는 위치의 분류에 따라 가변된다. 다른 위치들과 비교하여 더 많은 또는 더 적은 필터링에 대해 아나토미 또는 아나토미의 경계가 개선될 수 있다. 분류자에 의해 식별된 아나토미 및/또는 아티팩트의 위치의 함수로서, 에지 검출, 공간적 필터링, 시간적 필터링, 변환, 또는 다른 이미지 프로세스가 가변될 수 있다.

[0038] [0044] 일 실시예에서, 개선은 아티팩트의 제거 또는 감소를 통해 이루어진다. 예컨대, 고역 통과 필터 또는 진폭 스케일링(amplitude scaling)(예컨대, 양(amount) 또는 % 만큼의 감소)이 아티팩트와 연관된 위치들에 적용되지만, 초음파 데이터에 의해 표현된 다른 위치들에는 적용되지 않거나 또는 그 다른 위치들에는 상이하게 적용된다.

[0039] [0045] 그레이팅 로브 예에서, 그레이팅 로브 정보는 억제된다. 도 2는 좌심실의 26에서 일반적으로 표시된 그레이팅 로브를 도시한다. 그레이팅 로브는 사용자를 혼란스럽게 할 수 있다. 도 3에서 반영된 바와 같이, 고역 통과 필터링 및/또는 진폭 스케일링 이후에, 그레이팅 로브에 의해 야기된 강도들이 감소된다. 이미지의 미학(aesthetics) 및/또는 진단 유틸리티(utility)가 향상될 수 있다. 그레이팅 로브의 특징들이 진단 조직의 나머지의 것들과 상이하지 않아서, 지식-기반 검출을 참조하지 않고서는 초음파 데이터의 특징에 기초하는 적응적 필터링의 일반적 애플리케이션을 어렵게 또는 효과적이지 않게 만든다. 지식-기반 검출을 이용시, 아티팩트를 더 적게 또는 가시적이지 않게 만들기에 충분한 양만큼 아티팩트의 위치들만이 억제된다.

[0040] [0046] 다른 실시예에서, 진폭 스케일링(예컨대, 감소) 또는 더 큰 시간적 지속(temporal persistence)이 자연적 대조로서 분류된 위치들에 적용된다. 상이한 스케일링(예컨대, 더 적음), 스케일링 없음, 또는 상이한 지속이 다른 위치들에 적용된다. 도 4에서 확인될 수 있는 바와 같이, 좌심실에서의 자연적 대조가 사용자를 혼란스럽게 할 수 있다. 진폭 스케일링 또는 시간적 지속 이후에, 도 5에 도시된 바와 같이, 좌심실에 대한 자연적 대조가 억제된다. 다른 심장 실(heart chamber)에서의 자연적 대조가 또한 억제되지 않거나 또는 억제된다. 지식-기반 검출은 동일한 아티팩트에 대한 위치들 사이를 구별하게 한다. 도 5의 예에서, 억제는, 다른 자연적 대조 또는 심장 벽 조직을 위해서가 아니라, 좌심실의 자연적 대조만을 위한 것이다. 지식 베이스 검출된 아티

팩트의 억제는 이미지의 미학 및/또는 진단 유틸리티를 향상시킨다. 대안적으로, 사용자에 의해 그와 같이 요구되는 경우, 자연적 대조는 억제되는 것이 아니라 강조될 수 있다. 아나토미의 나머지로부터 자연적 대조를 구별하기 위해, 자연적 대조는 별개의 색 맵(color map)과 함께 제공될 수 있다.

[0041] [0047] 쉐도잉과 같은 다른 아티팩트들은 이미지 개선을 위해 상이하게 프로세싱될 수 있다. 예컨대, 쉐도우에서 강도들을 증가시킴으로써 쉐도잉을 감소시키기 위해 쉐도잉이 다른 위치들에 대해서보다 더 많이 스케일링되거나(scaled) 또는 지속된다.

[0042] [0048] 다른 실시예에서, 초음파 데이터는 검출된 해부학적 구조에 기초하는 위치에 의해 상이하게 필터링된다. 지식 베이스를 이용한 검출은 전체적인 또는 포괄적인 구조 정의 및 연속성을 제공한다. 특히 높은 레벨(level)들의 잡음 및 클러터(clutter)를 가진 이미지들에서 2개의 개별 픽셀(pixel)들이 동일한 해부학적 구조에 속하는지의 여부를 이미지 프로세싱 알고리즘들이 결정하는 것은 종종 어렵다. 전체적인 셋팅(setting)에 의해 이미지 개선이 더 적극적으로, 가능한 픽셀들 또는 복셀(voxel)들을 연결하는 경우, 아나토미의 부분이 아닌 위치들이 포함될 수 있다. 전문가 생성 데이터베이스에 기초하는 검출 기법들을 이용하는 것은, 구조적 연속성을 구축하는데 있어서 이미지 프로세싱 알고리즘들이 훨씬 더 적극적이게 할 수 있는데, 그 이유는 어느 픽셀들을 프로세싱할지를 아는 것에서 신뢰도가 증가되기 때문이다.

[0043] [0049] 임의의 식별된 아티팩트들 또는 아나토미는 임의의 위치 적응적 이미지 프로세싱에 의해 개선될 수 있다. 이미지 개선을 공간적으로 적응시키기 위해 위치 분류가 이용된다. 특정 아나토미, 아티팩트들, 및/또는 피쳐들이, 초음파 데이터에 의해 표현되는 다른 조직, 체액, 또는 구조에 비해 억제되거나, 강조되거나, 또는 변경될 수 있다. 아나토미 또는 아티팩트 특정 개선 이전에 또는 이후에, 검출된 아나토미 또는 아티팩트에 특정되지 않은 추가의 이미지 프로세싱이 적용될 수 있다.

[0044] [0050] 동작(22)에서, 이미지가 생성된다. 프로세서 또는 초음파 시스템은 개선된 초음파 데이터로부터 이미지를 생성한다. 개선이 디스플레이 값들(예컨대, RGB 값들)에 적용되는 경우, 초음파 데이터가 디스플레이 상에 제공된다. 맵핑 전에, 이를테면, 검출 이후에 개선이 적용되는 경우, 디스플레이 값들에 대한 스캔 컨버전 및/또는 맵핑이 제공된다. 그 다음으로, 결과가 디스플레이에 출력된다.

[0045] [0051] 생성된 이미지는 B-모드, 색 흐름 모드, M-모드, 펄스파 도플러(pulsed wave Doppler), 대조 에이전트, 고조파, 다른 초음파 이미지, 또는 이들의 결합이다. 이미지는 주어진 시간에서 또는 시간에 걸쳐 환자를 표현한다. 이미지는 평면 또는 볼륨(volume) 구역과 같은, 환자 내의 하나 또는 그 초과의 샘플 위치(sample location)들을 표현할 수 있다.

[0046] [0052] 이미지는 분할 없이 환자를 표현한다. 정보를 격리시키기보다는, 전체 스캔 구역이 이미지에서 표현된다. 개선에 의해 이미지에서 하나 또는 그 초과의 아티팩트들이 억제되고 그리고/또는 하나 또는 그 초과의 해부학적 위치들이 강조된다. 도 3 및 도 5에서 도시된 바와 같이, 지식-기반 개선 없이 초음파 데이터를 이용하여 생성된 이미지와 비교하여, 더 적은 아티팩트들이 사용자에게 표현될 수 있다. 아티팩트 억제 및 관심 아나토미 강조 양쪽 모두가 제공되는 경우, 디스플레잉되는 초음파 이미지는 덜 혼란스럽게 하는 아티팩트들 및 관심 아나토미에 대한 더 많은 포커스(focus)를 제공한다.

[0047] [0053] 도 6은 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위한 시스템의 일 실시예를 도시한다. 아나토미 및/또는 아티팩트들의 지식-기반 검출은 포착된 초음파 데이터를 선택적으로 개선하기 위해 이용된다. 시스템에 의해 수행되는 이미지 프로세싱은 검출된 아나토미 및/또는 아티팩트들에 적응된다. 시스템은 도 1에 대해 앞서 설명된 방법 또는 상이한 방법을 수행한다.

[0048] [0054] 초음파 시스템은 송신 빔형성기(transmit beamformer)(52), 트랜스듀서(54), 수신 빔형성기(56), 이미지 프로세서(58), 디스플레이(60), 프로세서(62) 및 메모리(memory)(64)를 포함한다. 다른 시스템들이 이용될 수 있다. 추가의, 상이한 또는 더 적은 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 별개의 검출기들 및 스캔 컨버터(scan converter)가 또한 제공된다. 다른 예로서, 이미징 애플리케이션(예컨대, 카디악 이미징(cardiac imaging)), 구성, 및/또는 검출의 확인의 사용자 선택을 수용하기 위해, 사용자 입력 디바이스(user input device)(예컨대, 마우스(mouse) 및/또는 키보드(keyboard))가 제공된다. 검출기는 초음파 데이터 이외의 다른 소스(source)들로부터의 하나 또는 그 초과의 입력 피쳐들을 이용할 수 있다. 데이터의 다른 소스들은 센서(sensor)들, 치료 시스템, 또는 다른 입력들을 포함할 수 있다. 이러한 디바이스들 또는 입력들은 프로세서(62) 또는 메모리(64)에 제공될 수 있다. 일 실시예에서, 검출기에 의해 이용되는 입력 피쳐들 모두는 초음파 데이터로부터 포착된다.

[0049] [0055] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 이미징 시스템이다. 이미징은 2차원, 3차원, B-모드, 도플러, 색 흐름, 스펙트럼 도플러, M-모드, 변형(strain), 탄력성(elasticity), 고조파, 대조, 또는 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 다른 이미징 방식들을 포함한다. 초음파 시스템(10)은 풀 사이즈 카트 장착 시스템(full size cart mounted system), 더 작은 휴대용 시스템, 핸드-헬드 시스템(hand-held system), 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 초음파 이미징 시스템이다. 다른 실시예에서, 프로세서(62) 및 메모리(64)는 별개의 시스템의 부분이다. 예컨대, 프로세서(62) 및 메모리(64)는 초음파 시스템의 독립적으로 동작하는 또는 초음파 시스템과 연결된 워크스테이션(workstation) 또는 개인 컴퓨터이다. 다른 예로서, 프로세서(62) 및 메모리(64)는 치료 시스템의 부분이다.

[0050] [0056] 트랜스듀서(54)는 단일의 1차원, 다차원 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 초음파 트랜스듀서이다. 트랜스듀서(54)의 각각의 엘리먼트는 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 컨버팅(converting)하기 위한 압전, 마이크로전기기계(microelectromechanical), 용량성 멤브레인(capacitive membrane) 초음파 트랜스듀서, 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 변환 엘리먼트(transduction element)이다. 트랜스듀서 엘리먼트들 각각은 송신 빔형성기(52)로부터 전기 에너지를 수신하고 음향 에코들에 응답하여 전기 에너지를 수신 빔형성기(56)에 제공하기 위해 빔형성기들(52, 56)에 연결된다.

[0051] [0057] 송신 빔형성기(12)는 하나 또는 그 초과의 파형 발생기들, 증폭기들, 지연(delay)들, 위상 회전자들, 곱셈기들, 합산기들, 디지털-투-아날로그 컨버터(digital-to-analog converter)들, 필터들, 이들의 결합들, 및 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 송신 빔형성기 컴포넌트들이다. 송신 빔형성기(52)는 송신 애퍼처(transmit aperture)의 각각의 엘리먼트에 대한 송신 신호들을 생성하기 위해 복수의 채널(channel)들로 구성된다. 각각의 엘리먼트에 대한 송신 신호들은, 하나 또는 그 초과의 스캔 라인들을 따라 음향 에너지를 포커싱(focusing)하기 위해 서로에 대해 지연 및 아포다이징된다(apodized). 상이한 진폭들, 주파수들, 대역폭들, 지연들, 스펙트럼 에너지 분포들 또는 다른 특징들의 신호들이 송신 이벤트(transmit event) 동안 하나 또는 그 초과의 엘리먼트들에 대해 생성된다.

[0052] [0058] 수신 빔형성기(56)는 환자의 신체부위를 표현하는 초음파 데이터를 포착하도록 구성된다. 수신 빔형성기(56)는 트랜스듀서(54)의 상이한 엘리먼트들로부터 수신된 신호들을 개별적으로 프로세싱하기 위해 복수의 채널들을 포함한다. 각각의 채널은 지연들, 위상 회전자들, 증폭기들, 필터들, 곱셈기들, 합산기들, 아날로그-투-디지털 컨버터(analog-to-digital converter)들, 제어 프로세서들, 이들의 결합들, 및 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 수신 빔형성기 컴포넌트들을 포함할 수 있다. 수신 빔형성기(56)는 또한, 상이한 채널들로부터의 신호들을 빔형성된 신호(beamformed signal)로 결합하기 위한 하나 또는 그 초과의 합산기들을 포함한다. 후속 필터가 또한 제공될 수 있다. 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 수신 빔형성기들이 이용될 수 있다. 송신 이벤트로부터의 음향 에코들을 표현하는 전기 신호들이 수신 빔형성기(56)의 채널들에 전달된다. 수신기 빔형성기(56)는 스캐닝된 부위(scanned region)의 하나 또는 그 초과의 위치들을 표현하는 동위상 및 직교 위상, 무선 주파수 또는 다른 데이터를 출력한다.

[0053] [0059] 수신 빔형성된 신호들이 그 후에 검출되어 이미지 프로세서(58)에 의해 초음파 이미지를 생성하기 위해 이용된다. 이미지 프로세서(58)는 B-모드/M-모드 검출기, 도플러/흐름/조직 움직임 추정기, 고조파 검출기, 대조 에이전트 검출기, 스펙트럼 도플러 추정기, 이들의 결합들, 또는 검출된 초음파 데이터를 출력하기 위한 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디바이스이다. 검출은 빔형성된 데이터로부터 환자의 음향 응답의 특징을 결정한다. 이미지 프로세서(58)는 스캔 컨버터, 디스플레이 맵핑(display mapping)을 위한 버퍼(buffer), 및/또는 이미지 개선을 위한 프로세서(62)를 포함할 수 있다. 검출된 또는 추정된 신호들은, 스캔 컨버전 이전에 또는 이후에 프로세서(62)에 의해 이용될 수 있다.

[0054] [0060] 프로세서(62)는 이미지를 개선하기 위해 이미지 프로세싱하기 위한 제어 프로세서, 필터, 일반적 프로세서(general processor), 주문형 집적 회로(application specific integrated circuit), 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 디지털 컴포넌트들, 아날로그 컴포넌트들, 하드웨어 회로(hardware circuit), 이들의 결합들, 및 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디바이스들이다. 프로세서(62)는 컴퓨터 코드(computer code), 펌웨어(firmware), 및/또는 하드웨어와 함께, 검출된 데이터에서 표현된 아나토미 또는 아티팩트들을 식별하고 그리고 아나토미 또는 아티팩트를 강조 또는 억제하기 위해 검출된 데이터를 변경하도록 구성된다.

[0055] [0061] 프로세서(62)는 지식-기반 아나토미 또는 아티팩트 검출에 의해 이용될 입력 피쳐들에 대한 값들을 수신, 요청, 및/또는 계산한다. 일 실시예에서, 피쳐들 중 하나 또는 그 초과 및 대응하는 값들은 초음파 데이터

로부터 추출된다. 프로세서(62)는 초음파 데이터에 의해 표현되는 다양한 위치들 각각 둘레의 구역에 대한 데이터 특징들의 하나 또는 그 초과의 측정들을 수행한다. 예컨대, 하 웨이블렛 피처(Haar wavelet feature)들은 초음파 데이터에 의해 표현된 각각의 위치에 대해 하나 또는 그 초과의 상이한 측정치들을 제공한다.

[0056] [0062] 프로세서(62)는 지식 베이스의 함수로서 검출된 데이터로부터 아티팩트 및/또는 아나토미를 식별하도록 구성된다. 일 실시예에서, 지식 베이스는 머신-학습 분류자로서 표현된다. 머신-학습 분류자는 지식 베이스로부터 학습된다. 피쳐 값들이 추출되어 분류자에 입력된다. 분류자는 피쳐들을 각각의 위치에 대한 클래스 멤버십(즉, 아티팩트 및/또는 아나토미)에 관련시킨다. 상이한 아티팩트들, 아나토미, 및/또는 애플리케이션들(예컨대, 카디악 또는 방사선학(radiology))을 위해 상이한 분류자들이 제공될 수 있다. 일 실시예에서, 분류자는 그레이팅 로브, 쉐도우, 또는 혈액의 자연적 대조로서 아티팩트를 식별하도록 트레이닝된 매트릭스이다. 대안적인 실시예들에서, 데이터베이스의 많은 주석 첨부된 이미지들 중 하나의 이미지와의 현재의 초음파 데이터의 매칭(matching)을 이용하는 것과 같이, 다른 지식 베이스 식별이 이용된다.

[0057] [0063] 프로세서(62) 및/또는 이미지 프로세서(58)는 아티팩트 및/또는 아나토미의 함수로서 검출된 데이터를 이미지 프로세싱하도록 구성된다. 검출된 대상물과 연관된 위치들은 다른 위치들과 상이하게 처리되거나 또는 이미지 프로세싱된다. 상이한 필터링, 에지 강조, 또는 다른 이미지 프로세스는 검출된 클래스의 위치들에 대해, 다른 위치들과 상이하게 적용된다. 셋팅(setting)들(즉, 필터링을 적용하지만 상이한 특징들을 가짐), 프로세싱할지 여부(즉, 일부 위치들은 개선하고 다른 위치들은 개선하지 않음), 또는 프로세싱의 유형(즉, 검출된 아나토미 또는 아티팩트에 대한 하나의 유형 및 다른 위치들에 대한 다른 유형)에 있어서 차이가 있을 수 있다. 예컨대, 검출된 아티팩트의 위치들은 아티팩트를 억제하기 위해 다른 위치들과 상이하게 필터링 또는 스케일링된다.

[0058] [0064] 디스플레이(60)는 모니터(monitor), LCD, LED, 플라즈마(plasma), 프로젝터(projector), 프린터(printer), 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디스플레이 디바이스이다. 프로세서(62) 및/또는 이미지 프로세서(58)는 디스플레이(60)를 위해 디스플레이 신호들을 생성한다. RGB 값들과 같은 디스플레이 신호들은 프로세서(62)에 의해 이용될 수 있다.

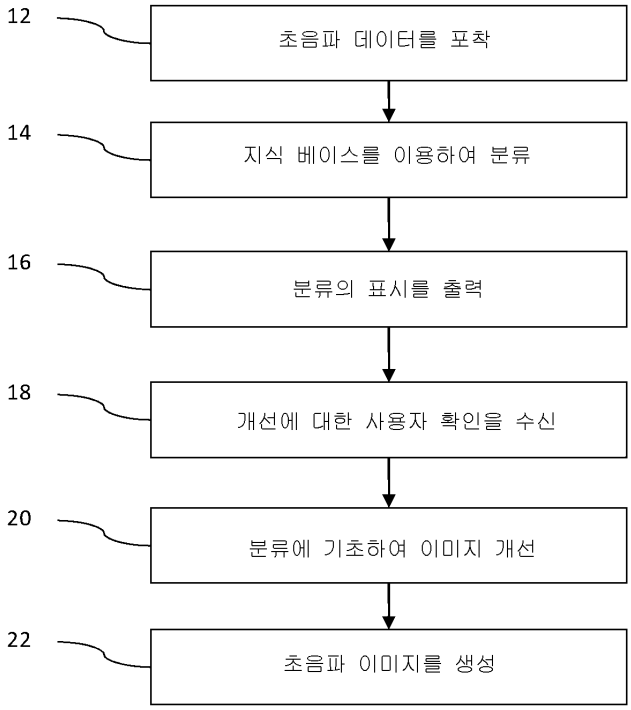
[0059] [0065] 디스플레이(60)는 B-모드 이미지와 같이, 환자의 스캐닝된 신체부위를 표현하는 이미지를 디스플레잉하도록 구성된다. 이미지는 이미지 프로세싱된 검출된 데이터로부터 생성된다. 적응적 이미지 프로세싱이 적용된 후에, 이미지가 생성되어 디스플레이(60) 상에 디스플레잉된다. 이미지는 스캔 구역을 표현하지만, 검출된 위치들에 기초하여 개선 또는 억제하기 위해 변경되는, 강도들 또는 추정된 값들을 갖는다. 지식 베이스 검출에 의해 안내된 이미지 개선 이후의 데이터로부터 이미지가 생성된다. 예컨대, 검출된 아티팩트가 감소된 B-모드 이미지가 디스플레잉된다. 감소는 부분적이거나 또는 완전히 제거된다.

[0060] [0066] 메모리(64)는, 의료 진단 초음파에서의 이미지 개선을 위해 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 표현하는 데이터가 저장된 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본원에서 논의되는 프로세스들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체들 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼, RAM, 착탈식 매체들, 하드 드라이브(hard drive) 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 상에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체들은 다양한 유형들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체들을 포함한다. 도면들에서 예시되거나 본원에서 설명되는 기능들, 동작들, 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체들에 또는 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 상에 저장된 명령들의 하나 또는 그 초과의 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정 유형의 명령들 세트, 저장 매체들, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 독립적이며, 단독으로 또는 결합되어 동작하는 소프트웨어(software), 하드웨어, 집적 회로들, 펌웨어, 마이크로 코드(micro code) 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략들은 멀티프로세싱(multiprocessing), 멀티태스킹(multitasking), 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 국부 또는 원격 시스템들에 의한 판독을 위해 착탈식 매체 디바이스 상에 저장된다. 다른 실시예들에서, 명령들은 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화 라인들을 통한 전달을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예들에서, 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

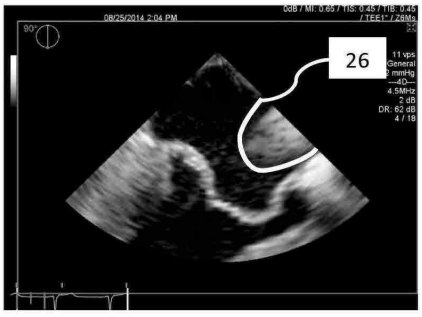
[0061] [0067] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되지만, 본 발명의 범위로부터 벗어남이 없이 많은 변경들 및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 전술한 상세한 설명은 제한보다는 예시적인 것으로서 간주되도록 의도되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는 것은 모든 등가물들을 포함한 다음의 청구항들임이 이해되도록 의도된다.

도면

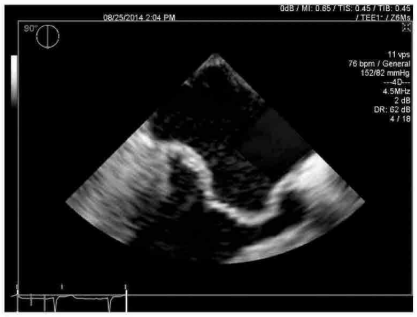
도면1



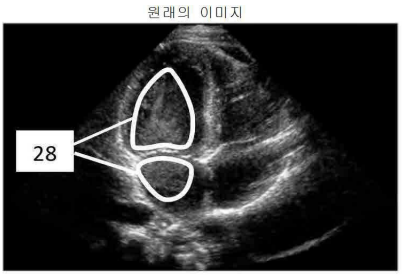
도면2



도면3



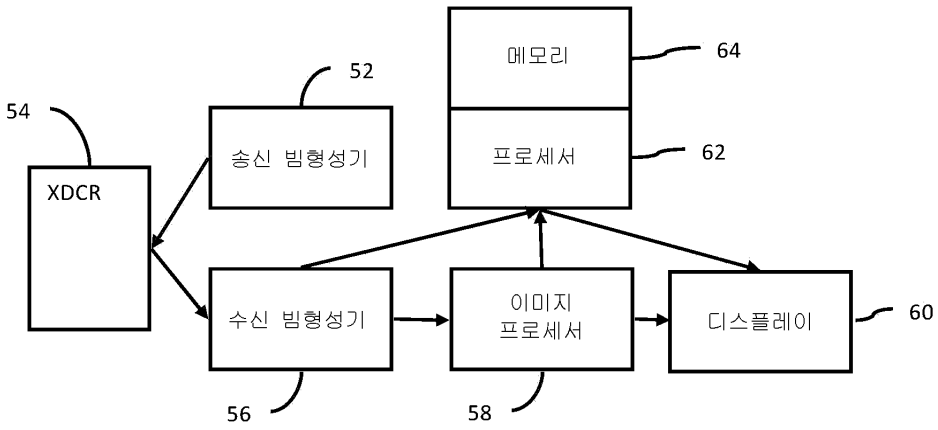
도면4


원래의 이미지
28

도면5


감소된 자연적 대조

도면6


메모리
64
52
54
송신 빔형성기
프로세서
62
XDCR
수신 빔형성기
이미지
프로세서
디스플레이
60
56
58