



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년11월06일

(11) 등록번호 10-2041433

(24) 등록일자 2019년10월31일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2006.01) **G06T 5/00** (2019.01)
G06T 7/20 (2017.01)

(52) CPC특허분류
A61B 8/5207 (2013.01)
G06T 5/002 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2016-0116702

(22) 출원일자 2016년09월09일

심사청구일자 2016년09월12일

(65) 공개번호 10-2017-0035796

(43) 공개일자 2017년03월31일

(30) 우선권주장
 14/850,707 2015년09월10일 미국(US)

(56) 선행기술조사문헌
 US20080021326 A1*
 (뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 20 항

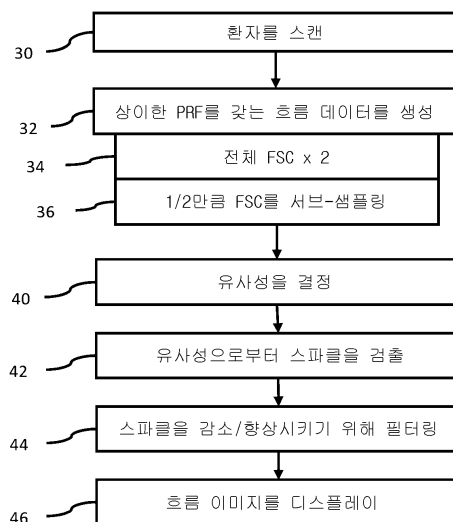
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 초음파 컬러 흐름에서의 스파클 아티팩트 검출

(57) 요약

컬러 흐름 이미징에서 스파클이 검출된다. 컬러 흐름 데이터는 상이한 펄스 반복 주파수(PRF; pulse repetition frequency)를 이용하여 추정된다. 상이한 PRF들을 이용하여 추정된 컬러 흐름 데이터를 상관시킴으로써, 스파클이 식별된다. 스파클 영역을 유지하는 반면 모션을 감소시키기 위해(예컨대, 신장 결석 이미징) 또는 모션을 유지하는 반면 스파클 영역을 감소시키기 위해(예컨대, 시스템 잡음으로서 스파클을 제거하기 위해), 컬러 흐름 이미징들이 필터링될 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

G06T 7/254 (2017.01)

G06T 2207/10132 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

US20150230777 A1*

JP2013527782 A

JP2000308642 A

JP2002515279 A

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명세서

청구범위

청구항 1

컬러 흐름(color flow)에서의 스파클 아티팩트 검출(sparkle artifact detection)을 위한 방법으로서, 상기 방법은 초음파 이미징 시스템에 의해 수행되고,

환자 내의 위치들을 나타내는 제1 컬러 흐름 데이터(color flow data)를 생성하는 단계 - 상기 제1 컬러 흐름 데이터는 제1 펄스 반복 주파수(pulse repetition frequency)를 이용하여 생성됨 -;

상기 환자 내의 상기 위치들을 나타내는 제2 컬러 흐름 데이터를 생성하는 단계 - 상기 제2 컬러 흐름 데이터는 제2 펄스 반복 주파수를 이용하여 생성되고, 상기 제2 펄스 반복 주파수는 상기 제1 펄스 반복 주파수와는 상이함 -;

상기 위치들의 각각에 대해 상기 제1 컬러 흐름 데이터와 상기 제2 컬러 흐름 데이터 사이의 유사성의 정도(degree of similarity)를 결정하는 단계;

컬러 흐름 이미지(color flow image)를 필터링(filtering)하는 단계 - 상기 필터링은 위치의 함수로서 상기 유사성의 정도에 기초함 -; 및

필터링된(filtered) 컬러 흐름 이미지를 디스플레이하는 단계

를 포함하는,

방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 컬러 흐름 데이터를 생성하는 단계 및 상기 제2 컬러 흐름 데이터를 생성하는 단계는, 각각 상기 제1 펄스 반복 주파수 및 제2 펄스 반복 주파수에서 순차적으로 송신하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 제1 컬러 흐름 데이터를 생성하는 단계는 상기 제1 펄스 반복 주파수를 이용하여 송신하는 단계를 포함하고, 그리고 상기 제2 컬러 흐름 데이터를 생성하는 단계는 상기 송신으로부터의 리턴(return)들을 서브-샘플링(sub-sampling)하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제1 컬러 흐름 데이터를 생성하는 단계는, 상기 리턴들로부터 속도를 추정하는 단계 및 추정된 속도들에 2를 곱하는 단계를 더 포함하고, 그리고

상기 서브-샘플링하는 단계는 2의 인자(factor)로 서브-샘플링하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 결정하는 단계는 상기 제1 컬러 흐름 데이터와 상기 제2 컬러 흐름 데이터 사이의 정규화 상호-상관(normalized cross-correlation)을 수행하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 필터링하는 단계는 위치에 의한 유사성의 정도의 함수로서 가중치들을 맵핑(mapping)하는 단계 및 상기 위치들의 함수로서 상기 컬러 흐름 이미지를 상기 가중치들로 가중하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 필터링하는 단계는 더 작은 유사성을 갖는 위치들을, 더 큰 유사성을 갖는 위치들보다 더 강하게 가중하는 단계를 포함하고, 그리고

상기 디스플레이하는 단계는 신장(kidney) 또는 담석(gallstone) 이미지를 디스플레이하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 필터링하는 단계는 더 큰 유사성을 갖는 위치들을, 더 작은 유사성을 갖는 위치들보다 더 강하게 가중하는 단계를 포함하고, 그리고

상기 디스플레이하는 단계는 체액(fluid) 이미지의 속도를 디스플레이하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 필터링하는 단계는 유사성의 정도의 함수로서 이진 가중치(binary weight)들을 적용하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 10

도플러 이미징(Doppler imaging)에서의 스파클 검출을 위해 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터가 저장되는 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체(computer readable storage medium)로서,

상기 저장 매체는,

초음파를 이용하여 복수의 위치들을 스캐닝(scanning)하기 위한 명령들 — 상기 위치들의 각각의 스캐닝은 흐름 샘플 개수(flow sample count)의 리턴 샘플(return sample)들을 제공함 —,

상기 흐름 샘플 개수의 리턴 샘플들을 이용하여 상기 위치들에 대한 제1 도플러 값(Doppler value)들을 추정하기 위한 명령들,

상기 흐름 샘플 개수의 리턴 샘플들의 서브-샘플링을 이용하여 상기 위치들에 대한 제2 도플러 값들을 추정하기 위한 명령들 — 상기 서브-샘플링은 상기 리턴 샘플들 중에서 상기 흐름 샘플 개수보다 적은 샘플들을 이용함 —,

상기 제1 도플러 값들에 상기 서브-샘플링의 함수인 인자(factor)를 곱하기 위한 명령들,

상기 제2 도플러 값들을, 곱해진 제1 도플러 값들과 상관시키기 위한 명령들, 및

상기 상관의 결과들로부터 상기 스파클을 검출하기 위한 명령들을 포함하는,
비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 제1 도플러 값들을 추정하기 위한 명령들은 상기 흐름 샘플 개수의 리턴 샘플들 모두를 이용하여 제1 속도들을 추정하기 위한 명령들을 포함하고, 그리고

상기 제2 도플러 값들을 추정하기 위한 명령들은 상기 흐름 샘플 개수의 리턴 샘플들 중 절반 또는 더 적은 리턴 샘플들을 이용하여 제2 속도들을 추정하기 위한 명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 인자는 2이고,

상기 곱하기 위한 명령들은 상기 제1 속도들에 2를 곱하기 위한 명령들을 포함하고, 그리고

상기 제2 속도들을 추정하기 위한 명령들은 상기 리턴 샘플들을 하나 걸러 하나씩 이용하여 추정하기 위한 명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 상관시키기 위한 명령들은 정규화 상호 상관(normalized cross correlating)시키기 위한 명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 14

제10항에 있어서,

상기 검출하기 위한 명령들은 다른 위치들보다 더 적은 상관을 갖는 위치들을 식별하기 위한 명령들을 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 15

제10항에 있어서,

스파클의 위치들에 대해 상기 제1 도플러 값들을 감소시키기 위한 명령들 및 상기 감소 후에 상기 제1 도플러 값들로부터 도플러 이미지를 생성하기 위한 명령들을 더 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 16

제10항에 있어서,

상기 스파클 이외의 위치들에 대해 상기 제1 도플러 값들을 감소시키기 위한 명령들 및 상기 감소 후에 상기 제1 도플러 값들로부터 도플러 이미지를 생성하기 위한 명령들을 더 포함하는,

비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 17

흐름 이미지(flow image)들에서의 스파클-기반 프로세싱(sparkle-based processing)을 위한 시스템(system)으로서,

스캔 영역(scan region)을 스캐닝하기 위한 트랜스듀서(transducer) 및 빔형성기(beamformer);

상기 스캐닝으로부터, 상기 스캔 영역의 위치들을 나타내는 제1 모션 값(motion value)들 및 상기 스캔 영역의 상기 위치들을 나타내는 제2 모션 값들을 추정하도록 구성된 도플러 추정기(Doppler estimator) - 상기 제1 모션 값들은 상기 제2 모션 값들과 상이한 수의 샘플들을 이용하여 상기 스캐닝으로부터 추정됨 -; 및

상기 제1 모션 값들과 상기 제2 모션 값들의 비교로부터, 상기 위치들 중 어느 위치들이 스파클을 갖는지를 식별하도록 구성된 프로세서

를 포함하는,

시스템.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 도플러 추정기는, 상이한 펄스 반복 주파수인 상이한 수를 갖는 속도들로서 상기 제1 및 제2 모션 값들을 추정하도록 구성되는,

시스템.

청구항 19

제17항에 있어서,

상기 프로세서는, 상호-상관인 비교로부터 식별하도록 구성되고, 상기 제1 및 제2 모션 값을 갖는 위치들은 상기 스파클을 갖는 위치들인 다른 위치들보다 더 적은 상관을 갖는,

시스템.

청구항 20

제17항에 있어서,

스파클을 갖는 위치들의 함수로서 필터링된 상기 제1 모션 값들로부터 도플러 이미지를 디스플레이(display)하도록 구성된 표시 장치를 더 포함하는,

시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 이러한 본 실시예들은 초음파 컬러 흐름 이미징(ultrasound color flow imaging)에서의 스파클 검출(sparkle detection)에 관한 것이다. 컬러 흐름 이미징은, 후방산란된 에코(backscattered echo)들에서 상관(correlation)의 상실이 존재할 때, 아티팩트(artifact)들에 취약하다. 상관 상실은, 표면 거칠기(surface roughness)로 인해 신장 결석(kidney stone)들과 같은 근본적인 생리들(underlying physiologies)을 표시할 수 있다. 상관 상실은 대신에, 위상 잡음(phase noise)들 또는 잔향 잡음(reverberation noise)들과 같은 시스템 불완전성(system imperfection)들로 인해서일 수 있다. 보통, 이득 또는 송신 전력이 감소되어, 이러한 스파클 아티팩트를 감소시키지만, 감도를 잃는 희생이 있다. 컬러 흐름의 공간적 분산(spatial variance)을 이용하는 것은 스파클을 식별할 수 있지만, 앨리어싱된(alias) 흐름 또는 터불런스(turbulence)뿐만 아니라 아티팩트들도 감소시킬 수 있다.

발명의 내용

[0002] 서론으로서, 아래에서 설명되는 바람직한 실시예들은 컬러 흐름 이미징에서의 스파클 검출을 위한 방법,

시스템, 컴퓨터 판독가능 매체(computer readable medium), 및 명령들을 포함한다. 컬러 흐름 데이터(color flow data)는 상이한 펄스 반복 주파수(PRF; pulse repetition frequency)를 이용하여 추정된다. 상이한 PRF들을 이용하여 추정된 컬러 흐름 데이터를 상관시킴으로써, 스파클이 식별된다. 스파클 영역을 유지하는 반면 모션(motion)을 감소시키기 위해(예컨대, 신장 결석 이미징) 또는 모션을 유지하는 반면 스파클 영역을 감소시키기 위해(예컨대, 스파클을 시스템 잡음으로서 제거하기 위해), 컬러 흐름 이미지(color flow image)들이 필터링(filtered) 수 있다.

[0003] 제1 양상에서, 컬러 흐름에서의 스파클 아티팩트 검출을 위한 방법이 제공된다. 환자 내의 위치들을 나타내는 제1 컬러 흐름 데이터가 생성된다. 제1 컬러 흐름 데이터는 제1 펄스 반복 주파수를 이용하여 생성된다. 환자 내의 위치들을 나타내는 제2 컬러 흐름 데이터가 생성된다. 제2 컬러 흐름 데이터는 제2 펄스 반복 주파수를 이용하여 생성된다. 위치들 각각에 대해 제1 컬러 흐름 데이터와 제2 컬러 흐름 데이터 사이의 유사성의 정도(degree of similarity)가 결정된다. 컬러 흐름 이미지가 필터링되며, 여기서 필터링(filtering)은 위치의 함수로서의 유사성의 정도에 기초한다. 필터링된 컬러 흐름 이미지가 디스플레이된다(displayed).

[0004] 제2 양상에서, 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체에는, 도플러 이미징(Doppler imaging)에서의 스파클 검출을 위해 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터가 저장된다. 저장 매체는: 초음파를 이용하여 복수의 위치들을 스캐닝(scanning)하기 위한 명령들 — 위치들 각각의 스캐닝은 흐름 샘플 개수(flow sample count)의 리턴 샘플(return sample)들을 제공함 —; 흐름 샘플 개수의 리턴 샘플들을 이용하여 위치들에 대한 제1 도플러 값(Doppler value)들을 추정하기 위한 명령들; 흐름 샘플 개수의 리턴 샘플들의 서브-샘플링(sub-sampling)을 이용하여 위치들에 대한 제2 도플러 값들을 추정하기 위한 명령들; 제1 도플러 값들에 서브-샘플링의 함수인 인자(factor)를 곱하기 위한 명령들; 제2 도플러 값들을, 곱해진 제1 도플러 값들과 상관시키기 위한 명령들; 및 상관의 결과들로부터 스파클을 검출하기 위한 명령들을 포함한다.

[0005] 제3 양상에서, 흐름 이미지들에서의 스파클-기반 프로세싱(sparkle-based processing)을 위한 시스템이 제공된다. 트랜스듀서(transducer) 및 빔형성기(beamformer)는 스캔 영역(scan region)을 스캐닝(scanning)하기 위해 제공된다. 도플러 추정기(Doppler estimator)는 스캐닝으로부터 스캔 영역의 위치들을 나타내는 제1 모션 값(motion value)들 및 스캔 영역의 위치들을 나타내는 제2 모션 값들을 추정하도록 구성된다. 제1 모션 값들은 제2 모션 값들과 상이한 수의 샘플들을 이용하여 스캐닝으로부터 추정된다. 프로세서는 제1 모션 값들과 제2 모션 값들의 비교로부터, 위치들 중 어느 위치들이 스파클을 갖는지를 식별하도록 구성된다.

[0006] 본 발명은 다음의 청구항들에 의해 정의되며, 이 단락의 어떠한 것도 그러한 청구항들에 대한 제한으로서 고려되지 않아야 한다. 본 발명의 추가의 양상들 및 이점들은 바람직한 실시예들과 함께 아래에서 논의된다.

도면의 간단한 설명

[0007] 컴포넌트(component)들 및 도면들은 반드시 실체에 맞는 것은 아니며, 대신에 본 발명의 원리들을 예시할 때 강조가 이루어진다. 더욱이, 도면들에서, 동일한 참조 번호들은 상이한 도면들 전체에 걸쳐 대응하는 부분들을 지시한다.

도 1은 모션 이미징(motion imaging)에서의 스파클 검출을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이고;

도 2a 내지 도 2d는 유사성의 함수로서의 필터링을 위한 가중치들의 예시적 그래프(graph)들이고;

도 3a 및 도 3b는 상이한 PRF를 이용하여 생성된 예시적 속도 이미지들이고, 도 3c는 스파클을 제거하는 이진 필터(filter) 또는 마스크(mask)이고, 그리고 도 3d는 도 3c의 필터를 적용한 후의 도 3a의 흐름 이미지이고;

도 4a 및 도 4b는 상이한 PRF를 이용하여 생성된 예시적 속도 이미지들이고, 도 4c는 이진 필터 또는 마스크이고, 그리고 도 4d는 스파클 영역들을 향상시키기 위한 필터링 후의 도 4a의 흐름 이미지이고; 그리고

도 5는 흐름 이미지들에서의 스파클-기반 프로세싱을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도(block diagram)이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0008] 스파클링 아티팩트(sparkling artifact)들은 초음파 이미징에서 검출된다. 때때로 트윙클(twinkle)로 지칭되는 스파클은 체액(fluid) 또는 조직(tissue) 모션보다 더 랜덤(random)하다. 가변하는 펄스 반복 주파수(PRF; pulse repetition frequency)는 스파클 아티팩트에 대해 상이한 정보를 생성할 수 있다. 일반적으로 혈액 흐름으로부터 추정되는 속도는 PRF와 독립적이다. 상이한 PRF들에서 2개의 이미지들을 생성하고 정규화 상호-상관

(normalized cross-correlation)을 취함으로써, 감소된 스파클을 갖는 이미지들(예컨대, 흐름 단독이거나 또는 더 깨끗한 흐름 이미지) 또는 감소된 흐름을 갖는 이미지들(예컨대, 아티팩트 단독이거나 또는 결석(stone)을 화질향상시킴)을 생성하기 위해 가중 행렬이 적용될 수 있다. PRF 변동을 이용함으로써, 감도에 영향을 미치지 않으면서 스파클 아티팩트들이 검출된다.

[0009] 도 1은 컬러 흐름에서의 스파클 아티팩트 검출을 위한 방법의 일 실시예를 도시한다. 체액 또는 조직 모션과 같은 공간적 모션 이미징을 표시하기 위해 컬러 흐름이 이용된다. "컬러(color)"는 스펙트럼 도플러 이미징(spectral Doppler imaging)과 구별하기 위해 이용되며, 여기서 범위 게이트(range gate)에 대한 전력 스펙트럼(power spectrum)이 추정된다. 컬러 "흐름(flow)" 데이터는 체액에 대한 것이 아닐 수 있고(예컨대, 조직 모션에 대한 것일 수 있음) 그리고/또는 컬러를 나타내지 않을 수 있다(예컨대, 스칼라(scalar)일 수 있음). 스파클 아티팩트는, 컬러 흐름 이미징을 위하여 결석들로부터의 리턴(return)을 향상시키기 위해 또는 시스템 잡음을 감소시키기 위해 검출된다.

[0010] 방법은 도 5의 초음파 이미징 시스템(10), 프로세서(24), 또는 상이한 시스템, 필터(filter), 및/또는 프로세서에 의해 수행된다. 예컨대, 초음파 이미징 시스템(10)은 동작들을 수행한다. 다른 예로서, 프로세서(24)는 동작(30)에서 스캐닝(scanning)을 위해 빔형성기를 제어하고, 동작들(32 내지 36)에서 도플러 추정기에 의한 모션 데이터의 생성을 야기하고, 그리고 동작(46)에서 스캔 변환기(scan converter), 그래픽스 메모리(graphics memory), 및/또는 디스플레이(display)에 의한 이미지의 생성을 야기하지만, 동작(40)에서 프로세서(24) 그 자체가 유사성을 결정하고, 동작(42)에서 스파클을 검출하고, 그리고 동작(44)에서 필터링(filter)한다. 또 다른 예에서, 별개의 필터가 동작(44)을 수행한다.

[0011] 도 1의 동작들은 도시된 순서로 또는 상이한 순서로 수행된다. 예컨대, 동작들(34 및 36)은 도시된 순서로 또는 반대 순서로 수행된다. 다른 예로서, 하나의 PRF에 대한 동작들(30 및 32)은, 다른 PRF에 대한 동작들(30 및 32)을 수행한 후에 반복된다.

[0012] 도 1에 도시된 것보다 더 많은, 또는 상이한 또는 더 적은 동작들이 이용될 수 있다. 예컨대, 검출에 따라 유사성이 스파클 위치들을 표시하는 경우, 동작(42)이 개별적으로 수행되는 것이 아니라, 대신에 동작(44)의 필터링이 수행된다. 다른 예에서, 이미지는 동작(46)에서 생성되지 않는다. 동작들(34 및 36)은 동작(32)을 수행하기 위한 일 실시예이지만, 다른 실시예들이 제공될 수 있다.

[0013] 동작(30)에서, 환자의 스캔 영역 내의 다양한 위치들이 초음파를 이용하여 스캐닝된다(scanned). 초음파 시스템을 이용하는 일 실시예에서, 환자 또는 영역은 이미징(imaging)을 이용하여 실시간으로 스캐닝된다. 스캐닝되는 영역은 대상물, 이를테면, 환자의 내부이다. 스캔(scan)은 볼륨(volume), 평면, 또는 라인(line) 영역에 대한 것이다. 평면을 스캐닝하는 것은 평면의 상이한 위치들 또는 샘플들을 나타내는 데이터를 제공한다. 영역을 나타내는 데이터는 대상물의 공간 샘플링(spatial sampling)으로부터 형성된다. 공간 샘플들은 음향 샘플링 그리드(acoustic sampling grid)에 분포된 위치들에 대한 것이다.

[0014] 색 흐름 스캔에 대한 영역은 시야(field of view)보다 더 작은 관심 영역이거나 또는 전체 시야에 대한 것이다. 초음파 시스템은 B-모드 이미징(B-mode imaging)을 이용하여 시야를 스캐닝(scan)할 수 있다. 컬러 흐름 영역은 그 시야의 서브-세트(sub-set)이다. 사용자 또는 프로세서는 컬러 흐름 스캐닝이 발생하는 관심 영역을 결정한다. 대안적으로, 컬러 흐름 영역은 전체 시야이다.

[0015] 하나 이상의 스캔 라인(scan line)들을 따르는 공간 샘플들이 수신된다. 송신 빔(transmit beam)이 단지 하나의 수신 스캔 라인에 고주파를 발사하는 경우, 그 스캔 라인을 따르는 리턴 또는 에코 샘플들이 수신된다. 송신 빔이 다수의 스캔 라인들에 고주파를 발사하는 경우, 다수의 스캔 라인들을 따르는 샘플들이 수신될 수 있다. 동시에 상이한 수신 빔들에 대한 샘플들을 생성하기 위해, 병렬 수신 빔형성(parallel receive beamformation)이 수행된다. 예컨대, 시스템은 2 이상의, 수십 개의, 또는 수백 개의 수신 빔들을 병렬로 형성할 수 있다. 대안적으로, 엘리먼트(element)들로부터 수신된 신호들은 저장되어 순차적으로 프로세싱된다(processed). 하나의 송신 빔에 대한 응답으로 그리고/또는 순차적 송신 빔들에 대한 응답으로 관심 영역의 복수의 수신 라인들에 대한 공간 샘플들이 포착된다.

[0016] 스캐닝(scanning)은 영역을 커버(cover)하기 위해 여러번 수행될 수 있다. 관심 영역의 상이한 부분들을 스캐닝(scan)하기 위해 동작들이 반복된다. 대안적으로, 1회 수행하는 것은 전체 관심 영역에 대한 데이터를 포착한다.

[0017] 완전한 관심 영역은 순차적으로 여러번 스캐닝된다. 상이한 시간들에서 순차적으로 스캐닝하는 것은 모션과 연

관된 공간 샘플들을 포착한다. 임의의 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 펄스 시퀀스(pulse sequence)들이 이용될 수 있다. 각각의 스캔 라인을 따르는 적어도 2개(흐름 샘플 개수)의 송신들의 시퀀스가 제공된다. 예컨대, 흐름 샘플 개수는 10 내지 20이어서, 각각의 위치에 대해 10개 내지 20개의 샘플들이 초래된다. 임의의 펄스 반복 주파수(즉, 위치에 대한 샘플링의 레이트(rate)), 흐름 샘플 개수(즉, 추정하기 위해 이용되는 또는 위치에 대한 샘플들의 수), 및 펄스 반복 간격(즉, 위치에 대한 각각의 샘플 포착 사이의 시간)이 이용될 수 있다.

[0018] 시퀀스 또는 리턴 샘플들의 송신들에 대한 에코 응답들은 주어진 시간에서의 속도, 에너지(energy)(전력), 및/또는 분산을 추정하기 위해 이용된다. 하나의 라인(들)을 따르는 송신들은 다른 라인(들)을 따르는 송신들과 인터리빙될(interleaved) 수 있다. 인터리빙(interleaving)을 이용하여 또는 인터리빙을 이용함이 없이, 주어진 시간에 대한 공간 샘플들은 상이한 시간들로부터의 송신들을 이용하여 포착된다. 상이한 스캔 라인들로부터의 추정치들은 순차적으로 그러나 사용자 관점에서 동일한 시간을 표현하기에 충분히 신속하게 포착될 수 있다. 상이한 시간들에 대한 추정치들을 포착하기 위해 다수의 스캔들이 수행된다.

[0019] 상이한 PRF들 또는 흐름 샘플 개수들에 응답하는 데이터를 생성하기 위해, 샘플들은 하나의 PRF 또는 흐름 샘플 개수로 스캐닝함으로써 포착될 수 있다. 이러한 샘플들의 서브-세트는 더 낮은 PRF에서 추정하기 위해 이용될 수 있다. 대안적으로, 스캐닝은 반복된다. 제1 반복의 경우, 리턴 샘플들은 하나의 PRF로 포착된다. 후속 반복의 경우, 리턴 샘플들은 다른 PRF로 포착된다. 상이한 흐름 샘플 개수들의 리턴 샘플들을 포착하기 위해 상이한 PRF들로 순차적으로 송신함으로써, 상이한 PRF를 이용하여 흐름을 추정하기 위한 샘플들이 포착된다.

[0020] 대안적인 실시예들에서, 리턴 샘플들 또는 흐름의 추정치들은 네트워크(network)를 통한 전달 및/또는 메모리로부터의 로딩(loading)에 의해 포착된다. 스캐닝에 의해 이전에 포착된 데이터가 포착된다.

[0021] 동작(32)에서, 추정기 또는 검출기는 환자 내의 위치들을 표현하는 컬러 흐름 데이터를 생성한다. 컬러 흐름 데이터는 속도, 에너지(예컨대, 전력), 및/또는 분산의 추정치들을 포함한다. 일 실시예에서, 적어도 속도가 추정된다. 컬러 흐름 데이터는 체액 또는 조직에 대한 것일 수 있다. 조직 모션의 속도, 에너지, 및/또는 분산의 추정치들이 생성될 수 있다. 체액 움직임으로부터든 또는 조직 움직임으로부터든, 임의의 모션 데이터가 포착될 수 있다. 컬러 흐름 데이터는, 체액의 모션으로서 아래의 예들에서 이용되지만, 대안적으로 또는 추가적으로 조직 모션 데이터일 수 있다.

[0022] 수신된 공간 샘플들은 클러터 필터링(clutter filtered) 수 있다. 클러터 필터(clutter filter)는 조직 모션이 아니라 체액과 연관된 또는 체액이 아니라 조직 모션과 연관된 주파수들을 통과시킨다. 클러터 필터링은 주어진 시간에서 모션을 추정하기 위한 펄스 시퀀스의 신호들(예컨대, 흐름 샘플 개수의 샘플들)에 대한 것이다. 주어진 신호는 이를테면, 클러터 필터링 및 추정을 위한 무빙 윈도우(moving window)와 연관된 상이한 시간들을 표현하는 추정치들에 대해 이용될 수 있다. 상이한 시간들에서의 위치에 대한 모션을 추정하기 위해 상이한 필터 출력들이 이용된다.

[0023] 컬러 흐름 데이터는 공간 샘플들로부터 생성된다. 도플러 프로세싱, 이를테면, 자기상관(autocorrelation)이 이용될 수 있다. 다른 실시예들에서, 시간적 상관(temporal correlation)이 이용될 수 있다. 컬러 흐름 데이터를 추정하기 위해 다른 프로세스(process)가 이용될 수 있다. 컬러 도플러 파라미터 값(color Doppler parameter value)들(예컨대, 속도, 에너지, 또는 분산 값들)은 상이한 시간들에서 포착된 공간 샘플들로부터 추정된다. 상이한 시간들에서의 동일한 위치에 대한 2개의 샘플들 사이의 주파수의 변화(예컨대, 도플러 시프트(Doppler shift))는 속도를 표시한다. 2 이상의 샘플들의 시퀀스(흐름 샘플 개수)는 컬러 도플러 파라미터 값들을 추정하기 위해 이용될 수 있다. 수신된 신호들의 상이한 그룹화(grouping)들, 이를테면, 완전히 별개인 또는 독립적인 그룹화들 또는 오버랩핑(overlapping) 그룹화들에 대한 추정치들이 형성된다. 각각의 그룹화에 대한 추정치들은 주어진 시간에서의 공간적 위치를 나타낸다.

[0024] 추정은 상이한 샘플링된(sampled) 공간적 위치들에 대해 수행된다. 예컨대, 평면의 상이한 위치들에 대한 속도들은 스캐닝에 응답하여 에코들로부터 추정된다. 컬러 흐름 데이터의 다수의 프레임(frame)들은 각각 상이한 시간들에서의 관심 영역을 표현하기 위해 포착될 수 있다.

[0025] 추정치들은 임계치처리(thresholded) 수 있다. 임계치들은 속도들 및/또는 전력들에 적용된다. 예컨대, 낮은 속도 임계치가 적용된다. 임계치 미만의 속도들은 제거되거나 다른 값, 이를테면, 0으로 설정된다. 다른 예로서, 에너지가 임계치 미만인 경우, 동일한 공간 위치에 대한 속도 값은 제거되거나 또는 다른 값, 이를테면, 0으로 설정된다. 대안적으로, 추정된 속도들은 임계치처리(thresholding) 없이 이용된다.

[0026] 흐름 샘플 개수에 걸쳐 수신된 신호들로부터 추정됨에도 불구하고, 포착된 모션 또는 컬러 흐름 데이터는 주어진 시간에서 환자를 나타내는 이미지 또는 데이터의 프레임이다. 다른 데이터, 이를테면, B-모드 데이터가 생성될 수 있다. B-모드 이미지는 컬러 도플러 속도들을 보여주는 통합된 관심 영역으로 덮이거나 또는 이를 가질 수 있다. 관심 영역 내에서, 어떠한 흐름도 갖지 않는 위치들은 B-모드 데이터로서 보여진다.

[0027] 스파클을 검출하기 위해, 동일한 위치들을 나타내는 그러나 상이한 PRF에서의 데이터의 2 이상의 프레임들이 생성된다. 동일한 데이터로부터 프레임들을 생성함으로써, 위치들은 동일하다. 순차적 스캐닝을 이용하여 프레임들이 생성되는 경우, 동일한 위치들은 트랜스듀서 및/또는 조직 모션으로 인해 정확하게 동일하지 않을 수는 있지만, 일반적으로 동일하다.

[0028] 동작들(34 및 36)은 상이한 PRF를 이용한 2개의 프레임들이 2의 인자를 이용하여 생성되는 일 실시예를 도시한다. 동작(34)에서, 데이터의 하나의 프레임은 하나의 PRF에 대해 생성된다. 예컨대, 도플러 값들은 하나의 흐름 샘플 개수(예컨대, 16)의 리턴 샘플들을 이용하여 추정된다. PRF 및 대응하는 흐름 샘플 개수를 이용하여 위치들 각각에 대해 속도들 또는 다른 모션 값들이 추정된다.

[0029] 흐름 픽셀(flow pixel)의 실제 속도 v_t 는 아래와 같이 표현될 수 있으며:

$$v_t = \arg \sum_i z(i) \times z^*(i-1) = 2n\pi + v_d$$

[0030]

[0031] 여기서, z 는 컬러 앙상블 샘플(color ensemble sample)들이고, v_d 는 도플러 속도 추정치이고, i 는 샘플들의 인

덱스(index)이고, n 은 정수이고, 그리고 $-\pi \leq v_d < \pi$ 이다. 속도 이미지 또는 속도 값들의 프레임은 아래와 같이 표현될 수 있다.

$$vel_{image} = v_t \bmod 2\pi = v_d$$

[0032]

[0033] 속도 값들의 프레임의 다른 표현들이 이용될 수 있다.

[0034] 값들이 동일한 흐름 샘플 개수로부터 추정될 경우, 프레임들 중 하나에 대한 PRF는, 포착된 샘플들이 주어질 때 최대 PRF를 제공하는 전체 흐름 샘플들 또는 흐름 샘플들 모두이다. 대안적으로, 서브-샘플링(sub-sampling)이 이용된다(예컨대, 흐름 샘플 개수에 대한 20개의 샘플들을 포착하지만, 단지 16개만 이용함).

[0035] 더 큰 PRF를 이용한 데이터의 프레임의 경우, 추정된 속도들에는 인자가 곱해진다. 인자는 다른 PRF에 대한 서브-샘플링의 양과 관련되거나 또는 그 양과 동일하거나, 또는 PRF들의 차이의 반영이다. 예컨대, 흐름 샘플 개수를 2의 인자로 서브-샘플링하는 것은 결과적인 속도 값들을 2배로 한다. 더 정확한 비교를 위해, 전체 또는 더 큰 흐름 샘플 개수를 이용(즉, PRF를 2배로 함)한 속도의 추정치들에는 2가 곱해진다. $\{2v_d\} \bmod 2\pi$ 는 단순히, 2가 곱해지고 그 다음으로 2π 에 의해 랩핑된(wrapped) 원래의 이미지이다.

[0036] 추정된 속도들에 인자를 곱하는 것과 같이, 임의의 곱셈이 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 오버플로우(overflow) 동안 랩핑(wrapping)이 내재하도록, 유한 정밀 산술(finite precision arithmetic)을 이용하여 속도들에 2가 곱해진다(즉, 원래의 속도들이 8-비트 2의 보수(8-bit 2s complement)인 경우, 2의 보수 산술에서 2를 곱하는 것을 수행하는 것은 원하는 곱셈을 자동으로 달성함). 인자가 2 이외의 것인 경우, 곱셈은 아래와 같이 표현될 수 있다:

$$vel_{times\delta} = \{\delta v_d\} \bmod 2\pi$$

[0037]

[0038] 대안적으로, 추정된 속도들에는 인자가 곱해지지 않는다. 스파클을 검출하기 위한 상관은 위치에 의한 변동에 의존하며, 그러므로, 어떠한 랩핑도 없는 일부 경우들에서, 각각의 위치에 대해 유사한 크기들을 갖는 것은 필요하지 않을 수 있다.

[0039] 하나의 PRF를 이용한 모션 데이터와의 비교를 위해, 동작(36)에서 다른 PRF를 이용하여 모션 데이터가 생성된다. 도플러 추정기는 환자 내의 위치들을 나타내는 컬러 흐름 데이터의 제2 프레임을 생성한다. 컬러 흐름 데이터의 제2 프레임은 제2 펄스 반복 주파수를 이용하여 생성된다. 상이한 흐름 샘플 개수가 이용된다. 동일한 세트(set)의 리턴 샘플들 또는 상이한 세트의 리턴 샘플들이 이용된다. 상이한 세트로부터 도플러 값들을 추정하는 경우, 상이한 세트는 상이한 흐름 샘플 개수 및/또는 PRF를 갖는다. 동일한 세트로부터 도플러 값들을 추정하는 경우, 서브-샘플링이 이용된다. PRF를 축소시키고 흐름 샘플 개수를 감소시키기 위해, 동일한 리턴 샘플들이 서브-샘플링된다(sub-sampled).

[0040] 임의의 감소 또는 서브-샘플링이 이용될 수 있다. 예컨대, 흐름 샘플 개수는 절반 또는 2의 인자로 감소된다. 하나 걸러마다(every other)(예컨대, 샘플들 1-16이 하나의 프레임을 위해 이용되고, 그리고 단지 짝수 또는 홀수 샘플들이 다른 프레임을 위해 이용됨) 또는 다른 그룹화는 리턴 샘플들 중 절반의 리턴 샘플들의 사용을 초래한다. 매 3번째, 또는 전체보다 더 적은, 절반보다 더 적은, 그리고/또는 속도 값들의 다른 프레임에 대해 이용되는 것보다 더 적은 것을 이용하는 다른 그룹화가 이용될 수 있다. 임의의 정수 또는 실수 값 서브-샘플링 인자가 이용될 수 있다.

[0041] 하나의 표현에서, 서브샘플링된(subsampled) 이미지 $vel_{subsampled}$ 는 아래와 같이 생성된다:

$$vel_{subsampled} = \left\{ \arg \sum_i z(2i) \times z^*(2i-2) \right\} \bmod 2\pi$$

[0042]

[0043] 실제 혈액 흐름의 경우, 2의 인자를 이용하여 서브샘플링된 이미지는 아래와 같이 표현되듯이, 실제 속도의 2배일 것으로 예상된다:

$$\arg \sum_i z(2i) \times z^*(2i-2) \approx 2v_t$$

[0044]

[0045] 서브샘플링된 이미지에 이러한 근사(approximation)를 적용하는 것은 아래의 식을 제공하며:

$$vel_{subsampled} \approx \{2v_t\} \bmod 2\pi = \{4n\pi + 2v_d\} \bmod 2\pi = \{2v_d\} \bmod 2\pi$$

[0046]

[0047] 이는 속도가 서브-샘플링 인자에 의한 실제 속도보다 더 큰 크기를 가짐을 표시한다. PRF를 2배로 하여 추정된 속도들은 PRF를 이용하여 추정된 속도들의 크기의 2배를 갖는 속도들을 초래한다.

[0048] 2 이외의 인자들에 의한 서브-샘플링이 이용될 수 있기 때문에, 서브-샘플링된 속도 데이터의 하나보다 많은 프레임이 생성될 수 있다. 예컨대, 모션 데이터는 서브-샘플링 인자들 2 및 3을 이용하여 생성된다. 결과적인 프레임들은 평균되거나 또는 다른 방식으로 결합될 수 있다. 상관을 수행하기 전에 실제 속도의 정확도를 증가

시키기 위해 다수의 버전(version)들의 $vel_{subsampled}$ 이 평균된다. 예컨대, $vel_{subsampledAVG}$ 를 생

성하기 위해 $\arg \sum_i z(2i) \times z^*(2i-2)$ 및 $\arg \sum_i z(2i-1) \times z^*(2i+1)$ 가 평균될 수 있다. 평균은 더 일반적으로는 아래와 같이 표현되며:

$$vel_{subsampledAVG} \approx AVG(\{\delta v_d\} \bmod 2\pi, \{\delta v_d\} \bmod 2\pi)$$

[0049]

[0050] 항목 δ 는 서브샘플 인자(subsample factor)이다.

[0051] 동작(40)에서, 프로세서는 상이한 PRF 및 흐름 샘플 개수들을 이용하여 추정된 컬러 흐름 데이터 사이의 유사성의 정도를 결정한다. 유사성을 결정하기 위해, 속도의 프레임들과 같은, 데이터의 2개의 프레임들이 비교된다.

[0052] $vel_{times2} = \{2v_d\} \bmod 2\pi$ 인 경우, 혈액 흐름을 나타내는 영역들에 대해, $vel_{subsampled}$ 및 vel_{times2} 는 높은 공간적 상관을 가져야 한다. 사실상 랜덤한 아티팩트들, 이를테면, 스파클의 경우, 그들의 공간적 상관은 낮다.

[0053] 유사성이 위치의 함수로서 결정된다. 상이한 프레임들로부터의 데이터 사이의 유사성은 위치들 각각에 대해 결정된다. 유사성은 차이일 수 있다. 대안적으로, 유사성은 각각의 위치에 센터링된(centered) 임의의 크기의 커널(kernel)들에 기초한다(예컨대, 5개의 축방향 및 3개의 축방향 또는 2-D 커널 크기는 축방향으로 $2A+1$ 샘플들 \times 축방향으로 $2B+1$ 샘플들임). 유사성은 위치의 함수로서 결정된다.

[0054] 유사성의 임의의 측정이 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 절대차들의 최소 합이 이용된다. 다른 실시예에서, 상관, 이를테면, 상호-상관이 이용된다. 예컨대, 서브-샘플링된 추정으로부터의 도플러 값들은 서브-샘플링 인자가 곱해진 전체 추정으로부터의 도플러 값들과 상관된다. 상호-상관 또는 다른 유사성이 정규화될 수 있다.

유사성의 정도는 2개의 신호들 $vel_{subsampledAVG}$ 와 $vel_{times\delta}$ 사이의 정규화 상호-상관(NCC; normalized cross-correlation)을 이용하여 정량화될 수 있다. 제로 래그(zero lag)에서 축 방향 및 축 방향을 따라 데이터의 세그먼트(segment)들을 이용한 2D 정규화 상호-상관이 아래와 같이 수행된다:

$$\rho(i,j) = \frac{\sum_{l=j-B}^{j+B} \sum_{k=i-A}^{i+A} vel_{subsampledAVG}(k,l) vel_{times\delta}(k,l)}{\sqrt{\sum_{l=j-B}^{j+B} \sum_{k=i-A}^{i+A} vel_{subsampledAVG}(k,l)^2} \sqrt{\sum_{l=j-B}^{j+B} \sum_{k=i-A}^{i+A} vel_{times\delta}(k,l)^2}}$$

[0055] 제로 래그에서의 정규화 상호-상관 계수 $\rho(i,j)$ 가 모든 각각의 샘플에 대해 계산된다. 상이한 PRF 또는 흐름 샘플 개수를 이용하여 추정된 데이터의 프레임들 사이의 다른 상관 또는 유사성 측정들이 이용될 수 있다.

[0056] 동작(42)에서, 프로세서는 유사성으로부터 스파클을 검출한다. 상이한 PRF를 이용한 데이터 사이에 높은 정도의 상관을 갖는 위치들은 스파클이 아니라 모션이다. 낮은 정도의 상관을 갖는 위치들은 스파클이다. 상관의 결과들은 더 적은 상관을 갖는 위치들을 식별한다. 스파클을 모션과 구별하기 위해, 주어진 이미징 애플리케이션(imaging application)에 대해 경험적으로 발전된 임계치와 같은 임의의 임계치가 이용될 수 있다.

[0057] 대안적인 실시예들에서, 프로세서는 스파클 또는 스파클을 가진 위치들을 명확하게 검출하지는 않는다. 위치의 함수로서의 유사성은 주어진 위치를 스파클로서 명확하게 식별함이 없이 위치들을 표시할 수 있다. 검출은 위치의 함수로서의 유사성의 생성에 의해 제공된다.

[0058] 동작(44)에서, 프로세서 또는 필터는 컬러 흐름 이미지를 필터링(filter)한다. 컬러 흐름 이미지는 이미지를 생성하기 위해 이용될 속도 또는 다른 모션 데이터(예컨대, 스칼라 추정치 또는 도플러 값들)이거나 또는 디스플레이를 위한 RGB 또는 다른 데이터이다. 컬러 흐름 이미지는 더 큰 PRF를 이용하여 생성된 추정치들, 이를테면, 전체 샘플 개수를 이용하여 생성된 속도들로부터 생성된다. 대안적으로, 컬러 흐름 이미지는 서브-샘플링으로부터 생성된다. 또 다른 대안에서, 컬러 흐름 이미지는 상이한 스캔으로부터의 샘플들로부터 생성되고, 그러므로 유사성의 결정을 위해 이용되는 데이터로부터 생성되지 않는다.

[0059] 필터링은 위치의 함수로서의 유사성의 정도에 기초한다. 스파클을 억제하기 위해, 필터링은 더 작은 유사성의 위치들의 값들을 더 심하게 감소시킨다. 스파클을 향상시키기 위해, 필터링은 더 큰 유사성의 위치들의 값들을 더 심하게 감소시킨다. 필터링은 일부 도플러 값들을 변경하는 것을 회피하지만, 다른 것들은 감소시킨다. 대안적으로, 필터링은 값들 모두의 크기의 변경을 초래한다.

[0060] 속도 값들의 경우, 감소는 0에 더 가까워지도록 속도를 이동시킨다. 네거티브(negative) 또는 포지티브(positive) 속도들은 부호를 유지하면서 더 낮은 네거티브 또는 포지티브 속도들로 감소된다. 에너지 값들의 경우, 추정치들에는 부호가 붙지 않는다. 감소는 0에 더 가까워지도록 추정치들을 이동시킨다.

[0061] 감소시키기 위해 또는 필터링하기 위해, 모션 데이터에 가중치들이 곱해진다. 가중치들은 0과 1 사이의 그리고

/또는 0 및 1을 포함한 분수값들이다. 가중치들을 가산하는 것, 가중치들을 감산하는 것 또는 가중치들로 나누는 것과 같은 다른 가중이 이용될 수 있다. 컬러 흐름 이미지 또는 다른 모션 데이터가 위치의 함수로서 가중치들에 의해 가중된다.

[0063] 유사성의 정도로부터의 가중치들이 맵핑된다(mapped). 픽셀 단위 또는 위치 특정 가중 행렬이 생성된다. 각각의 위치에 대한 유사성의 정도는 그 위치에 대한 가중치에 맵핑된다. 결과적으로, 가중은 타겟-중속적(target-dependent)이다. 가중치들은 유사성의 레벨(level)의 함수로서 변화되어, 이를테면, 모션 신호들을 전달하기 위해 그리고 스파클 아티팩트를 제거하거나 또는 감쇠시키기 위해, 스파클의 함수로서 감소를 제공한다.

[0064] 임의의 양의 감소가 제공될 수 있다. 2-D 상호-상관 계수의 경우, 정규화 상호-상관 계수들은 -1 내지 1 또는 0 내지 1의 범위일 수 있다. 상호-상관 계수가 1인 경우, 2개의 신호들은 동일하며, 계수가 거의 0이거나 또는 0 미만인 경우, 이들은 상관되지 않은 것으로 간주된다. 정규화된 값들의 범위 내의 임의의 임계치가 이용될 수 있다. 일 실시예에서, 임계치는 이진 가중치들을 위해 이용된다. 임계치를 초과하는 경우, 가중치는 1 또는 0이다. 임계치 미만인 경우, 가중치는 나머지 0 또는 1이다. 임계치와 동등한 것이 0 또는 1에 맵핑될 수 있다. 그 결과는 필터로서의 이진 마스크이다. 스파클과 연관된 값들은, 이진 마스크를 이용한 필터링 후에 남아 있는 값들뿐이거나 또는 제거되는 값들뿐이다. 비-스파클(non-sparkle)과 연관된 값들은 제거되거나 또는 유지된다.

[0065] 일 실시예에서, 정규화 상호-상관 계수가 세트 임계값 $\epsilon > 0$ 보다 더 크거나 또는 동일한 경우, 샘플 값에는 0이 곱해진다. 계수가 임계값 ϵ 미만인 경우, 샘플 값에는 1이 곱해진다. 이러한 경우는, 스파클이 원하는 정보를 표시하는 신장 결석들 또는 담석(gallstone)들을 화질향상시키기 위해 이용될 수 있다. 더 큰 유사성(즉, 모션)과 연관된 위치들은 제거되거나 또는 감소된다.

[0066] 다른 실시예에서, 계수가 세트 임계값 $\epsilon > 0$ 보다 더 크거나 또는 동일한 경우, 샘플 값에는 1이 곱해질 것이다. 계수가 임계값 ϵ 미만인 경우, 샘플 값에는 0이 곱해진다. 더 작은 유사성(즉, 스파클)과 연관된 위치들에 대한 모션 데이터는 제거되거나 또는 감소되는 반면, 모션 위치들에 대한 모션 데이터는 유지된다.

[0067] 이진 마스크 이외의 가중치 맵핑(weight mapping)이 이용될 수 있다. 0 및 1의 마스크를 이용하는 대신에, 가중 행렬이 일반화될 수 있다. 가중치 맵핑에 대한 유사성의 일부 예들이 도 2a 내지 도 2d에 도시된다. 정규화 상호-상관 계수가 가중치들에 맵핑된다. 도 2a 내지 도 2d의 맵(map)들은 스파클의 위치들에서 속도 또는 다른 모션 데이터를 감소시키는 것에 대한 것이다. 도 2a 내지 도 2d의 가중치들을 적용함으로써, 더 큰 유사성을 갖는 위치들은 더 작은 유사성을 갖는 위치들보다 더 강하게 가중되어, 스파클의 위치들에 대한 도플러 값들을 감소시킨다. 역 맵(inverse map)들이 이용될 수 있어서, 스파클 이외의 위치들에 대한 도플러 값들을 감소시키기 위해, 더 작은 유사성을 갖는 위치들이 더 큰 유사성을 갖는 위치들보다 더 강하게 가중된다. 가중치들에 대한 유사성의 다른 선형 또는 비-선형 맵핑이 이용될 수 있다.

[0068] 동작(46)에서, 필터링된 컬러 흐름 이미지가 디스플레이된다. 초음파 시스템은 이미지를 생성하기 위해 데이터의 필터링된 프레임을 프로세싱(process)한다. 공간적 필터링, 시간적 필터링, 스캔 변환 또는 다른 이미지 프로세싱이 수행된다. 속도 스케일(velocity scale)을 이용한 컬러 값들에 대한 맵핑과 같이, 값들을 디스플레이하기 위해 스칼라 값들이 맵핑된다. 결과적인 이미지는 디스플레이를 위해 버퍼링된다(buffered). 디스플레이 값들은 버퍼(buffer)로부터 디스플레이로 제공된다.

[0069] 컬러 흐름(예컨대, 도플러 에너지 또는 도플러 속도), 도플러 조직 모션, 또는 다른 모션 이미지가 생성된다. 이미지는 다른 정보를 포함할 수 있다. 예컨대, 이미지는 B-모드 데이터 상에서의 컬러 흐름 데이터의 오버레이(overlay)이다. 충분한 흐름과 연관된 위치들 또는 비-조직 위치들의 경우, 컬러 흐름 데이터(예컨대, 속도들)는 디스플레이할 컬러를 결정하기 위해 이용된다. 조직 위치들 또는 낮은 흐름/흐름이 전혀 없는 위치들의 경우, B-모드 데이터가 이용된다.

[0070] 이미지는, 거친 표면과 연관되지 않은 스파클 아티팩트 또는 모션 정보를 제거하거나 또는 감소시키기 위해 변경된 모션 값들(예컨대, 속도들 또는 에너지)을 포함한다. 컬러 흐름 이미지, 이를테면, 속도 이미지는, 유사성에 기초한 필터링 후에 도플러 값들로부터 생성된다. 결과적으로, 컬러 흐름 이미지는 다른 모션 정보 없이 결석들 또는 다른 거친 표면 타겟(rough surface target)들을 강조하거나 또는 더 적은 스파클 아티팩트를 갖는 흐름을 강조한다. 예컨대, 신장 결석 또는 담석 이미지가 디스플레이된다. 다른 예로서, 혈액 이미지의 속도가 디스플레이된다.

[0071] 도 3a 내지 도 3d 및 도 4a 내지 도 4c는 2개의 예들을 도시한다. 도 3a 및 도 3b 그리고 도 4a 및 도 4b는 속

도 이미지들을 B-모드와 연관지어 도시한다. 속도 정보는 컬러 맵핑된다(color mapped). 이러한 이미지들의 속도 부분들은 모션 데이터의 프레임들을 나타낸다. 도 3a 및 도 4a의 경우, 이미지들은 전체 흐름 샘플 개수 또는 더 높은 PRF로부터의 추정치들을 이용한다. 도 3b 및 도 4b의 경우, 이미지들은 2배만큼의, 동일한 리턴 샘플들의 서브-샘플링으로부터의 추정치들을 이용한다(예컨대, 전체 흐름 샘플 개수의 하나 걸러마다의(every other) 샘플을 이용하여 속도를 추정함). 도 3b 및 도 4b는 더 낮은 PRF를 이용하여 추정된 모션 데이터로부터의 것이다.

[0072] 도 3c는 어떠한 검출된 스파클도 없는 2개의 백색 영역들을 도시한다. 임계치 미만의 상관을 갖는 흐름 영역들이 0만큼 가중되어, 도 3c의 깨끗한 흐름을 통과시키기 위한 마스크가 초래된다. 도 3c의 마스크를 도 3a의 이미지에 적용함으로써, 도 3d의 속도 이미지가 초래된다. 이미지는 제거된 또는 감소된 스파클을 갖는다. 비-모션 위치들에 대한 B-모드 정보가 제공될 수 있다.

[0073] 도 4a는 컬러 흐름 이미지를 도시한다. 스파클과 연관된 위치들을 통과시키고(예컨대, 가중치 1) 그리고 스파클과 연관되지 않은 흐름 정보를 제거하는 이진 마스크(예컨대, 도 4c)는, 도 4a 및 도 4b의 모션 정보를 상관 시킴으로써 생성된다. 결과적인 이진 마스크를 도 4a에 적용시킴으로써, 스파클과 연관된 위치들에 대한 컬러 흐름 또는 모션 정보는 유지되는 반면, 다른 위치들에 대한 모션 정보는 제거된다. 결과적인 도 4d는 혈액 또는 조직 모션으로부터의 흐름 없이 신장 결석을 나타내는 스파클로서 컬러 정보를 도시한다. 비-모션 위치들에 대한 B-모드 정보가 제공될 수 있다.

[0074] 도 5는 흐름 이미지들에서의(즉, 컬러 흐름, 조직 모션, 또는 다른 모션 이미징에서의) 스파클-기반 프로세싱을 위한 시스템(10)의 일 실시예를 도시한다. 시스템(10)은 도 1의 방법 또는 다른 방법을 구현한다. 상이한 PRF를 이용하여 모션 데이터를 추정함으로써, 스파클을 표시하기 위해 모션 데이터가 비교될 수 있다. 비교의 결과들은 프로세싱, 필터링, 또는 검출된 스파클 위치들에 기초하는 다른 이미징을 위해 이용된다.

[0075] 시스템(10)은 송신 빔형성기(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔형성기(16), 메모리(18), 필터(20), 흐름 추정기(22), 다른 메모리(28), 프로세서(24), 및 디스플레이(27)를 포함한다. 추가의, 상이한 또는 더 적은 컴포넌트들이 제공될 수 있다. 예컨대, 시스템은 B-모드 검출기(B-mode detector)를 포함한다. 다른 예로서, 흐름 추정기(22) 및 프로세서(24)는 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16)과 같은 프론트-엔드 컴포넌트(front-end component)들 없이 제공된다. 또 다른 예에서, 메모리들(18 및 28)은 하나의 컴포넌트이다.

[0076] 일 실시예에서, 시스템(10)은 의료 진단 초음파 시스템이다. 대안적인 실시예에서, 시스템(10)은 컴퓨터 또는 워크스테이션(workstation)이다. 또 다른 실시예에서, 흐름 추정기(22)는 의료 진단 초음파 시스템 또는 다른 의료 이미징 시스템의 부분이고, 프로세서(24)는 초음파 이미징 시스템을 이루는 별개의 워크스테이션 또는 원격 시스템의 부분이다.

[0077] 트랜스듀서(14)는 복수의 엘리먼트들의 어레이(array)이다. 엘리먼트들은 압전 또는 용량성 멤브레인 엘리먼트(piezoelectric or capacitive membrane element)들이다. 어레이는 1차원 어레이, 2차원 어레이, 1.5D 어레이, 1.25D 어레이, 1.75D 어레이, 환형 어레이, 다차원 어레이, 와블러 어레이(wobbler array), 이들의 결합들, 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 어레이로서 구성된다. 트랜스듀서 엘리먼트들은 음향 에너지와 전기 에너지 사이를 트랜스듀싱(transduce)한다. 트랜스듀서(14)는 송신/수신 스위치(switch)를 통해 송신 빔형성기(12) 및 수신 빔형성기(16)와 연결되지만, 다른 실시예들에서는 별개의 연결들이 이용될 수 있다.

[0078] 송신 및 수신 빔형성기들(12, 16)은 트랜스듀서(14)를 이용하여 환자의 영역을 스캐닝하기 위한 빔형성기이다. 송신 빔형성기(12)는, 트랜스듀서(14)를 이용하여, 영역을 스캐닝(scan)하기 위해 하나 이상의 빔들을 송신한다. 벡터®(vector®), 섹터(sector), 선형 또는 다른 스캔 포맷(scan format)들이 이용될 수 있다. 수신 라인(receive line)들 및/또는 송신 빔들은 스캔 영역에 걸쳐 분포된다. 수신 빔형성기(16)는 상이한 깊이들에서 수신 빔들을 샘플링(sample)한다. 상이한 시간들에서 동일한 위치들을 샘플링하는 것은 흐름 추정에 대한 시퀀스(sequence)를 획득한다.

[0079] 송신 빔형성기(12)는 프로세서, 딜레이(delay), 필터, 파형 생성기, 메모리, 위상 회전자(phase rotator), 디지털-투-아날로그 변환기(digital-to-analog converter), 증폭기, 이들의 결합들 또는 임의의 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 송신 빔형성기 컴포넌트들이다. 일 실시예에서, 송신 빔형성기(12)는 디지털적으로(digitally) 포락선 샘플(envelope sample)들을 생성한다. 필터링, 딜레이들, 위상 회전, 디지털-투-아날로그 변환 및 증폭을 이용하여, 원하는 송신 파형이 생성된다. 스위칭 펄서(switching pulser)들 또는 파형 메모리

들과 같은 다른 파형 생성기들이 이용될 수 있다.

[0080] 송신 빔형성기(12)는 트랜스듀서(14) 상의 송신 애퍼처(transmit aperture)의 각각의 엘리먼트에 대한 송신 파형의 전기 신호들을 생성하기 위한 복수의 채널(channel)들로서 구성된다. 파형들은, 하나의, 다수의, 및/또는 분수(fractional number)의 사이클(cycle)들을 갖는 원하는 중심 주파수 또는 주파수 대역의 단극성(unipolar), 이극성(bipolar), 계단형(steppped), 사인곡선형(sinusoidal) 또는 다른 파형들이다. 파형들은 음향 에너지를 포커싱(focusing)하기 위한 상대적 딜레이 및/또는 위상조정(phasing) 및 진폭을 갖는다. 송신 빔형성기(12)는, 애퍼처(예컨대, 액티브 엘리먼트(active element)들의 수), 복수의 채널들에 걸친 아포다이제이션 프로파일(apodization profile)(예컨대, 타입(type) 또는 질량 중심(center of mass)), 복수의 채널들에 걸친 딜레이 프로파일, 복수의 채널들에 걸친 위상 프로파일, 중심 주파수, 주파수 대역, 파형 형상, 사이클들의 수 및/또는 이들의 조합들을 변경하기 위한 제어기를 포함한다. 송신 빔 포커스(transmit beam focus)는 이러한 빔형성 파라미터(beamforming parameter)들에 기초하여 생성된다.

[0081] 수신 빔형성기(16)는 전치증폭기, 필터, 위상 회전자, 딜레이, 합산기, 기저대역 필터, 프로세서, 버퍼들, 메모리, 이들의 결합들 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 수신 빔형성기 컴포넌트들이다. 수신 빔형성기(16)는 트랜스듀서(14)에 부딪치는 에코들 또는 음향 에너지를 나타내는 전기 신호들을 수신하기 위한 복수의 채널들로 구성된다. 트랜스듀서(14) 내의 수신 애퍼처의 엘리먼트들 각각으로부터의 채널은 증폭기 및/또는 딜레이에 연결된다. 아날로그-투-디지털 변환기(analog-to-digital converter)는 증폭된 에코 신호를 디지털화(digitize)한다. 디지털 무선 주파수 수신 데이터는 기저대역 주파수로 복조된다. 그 다음으로, 임의의 수신 딜레이들, 이를테면, 동적 수신 딜레이들, 및/또는 위상 회전들이 증폭기 및/또는 딜레이에 의해 적용된다. 디지털 또는 아날로그 합산기는 수신 빔들 중 하나의 또는 복수의 수신 빔들에 대한 리턴 샘플들을 형성하기 위해 수신 애퍼처의 상이한 채널들로부터의 데이터를 결합한다. 합산기는 단일 합산기 또는 캐스케이드형 합산기(cascaded summer)이다. 일 실시예에서, 빔형성 합산기(beamform summer)는, 형성된 빔에 대한 위상 정보가 유지되도록, 동위상 및 직교 채널 데이터를 복합적 방식으로 합산하도록 구성된다. 대안적으로, 빔형성 합산기는 위상 정보를 유지함이 없이 데이터 진폭들 또는 강도들을 합산한다.

[0082] 수신 빔형성기(16)는 송신 빔들에 대한 응답으로 수신 빔들을 형성하도록 구성된다. 예컨대, 수신 빔형성기(16)는 각각의 송신 빔에 대한 응답으로 하나의, 두 개의 또는 그보다 많은 수신 빔들을 수신한다. 수신 빔들은 대응하는 송신 빔들과 동일 직선 상에 있고, 평행하고 그리고 오프셋(offset)되거나 또는 비평행(nonparallel)하다. 수신 빔형성기(16)는 스캐닝되는 영역(scanned region)의 상이한 공간 위치들을 나타내는 공간 샘플들을 출력한다. 스캔 라인들(11)을 따라 공간 위치들을 나타내기 위해, 일단 채널 데이터가 빔형성되거나(beamformed) 또는 다른 방식으로 결합되면, 데이터는 채널 영역으로부터 이미지 데이터 영역으로 변환된다. 위상 회전자들, 딜레이들, 및/또는 합산기들은 병렬 수신 빔형성(parallel receive beamformation)을 위해 반복될 수 있다. 병렬 수신 빔형성기들 중 하나 이상은 채널들의 부분들을 공유할 수 있는데, 이를테면, 초기 증폭을 공유할 수 있다.

[0083] 모션, 이를테면, 조직 모션 또는 체액 속도를 이미징하기 위해, 복수의 실질적으로 동일한 공간 위치들 각각에 대해 다수의 송신들 및 대응하는 수신들이 수행된다. 각각의 주어진 위치에 대한 상이한 수신 이벤트(receive event)들 사이의 위상 변화들은 조직 또는 체액의 속도를 표시한다. 속도 샘플 그룹(velocity sample group)은 복수의 스캔 라인들(11) 각각에 대한 다수의 송신들에 대응한다. 실질적으로 동일한 공간 위치, 이를테면, 스캔 라인(11)이 속도 샘플 그룹 내에서 스캐닝되는 횟수는 속도 또는 흐름 샘플 개수이다. 상이한 스캔 라인들(11), 상이한 속도 샘플 그룹화(velocity sample grouping)들 또는 상이한 타입들의 이미징에 대한 송신들은 인터리빙(interleaved) 수 있다. 속도 샘플 개수 내에서 실질적으로 동일한 스캔 라인(11)에 대한 송신들 사이의 시간량은 펄스 반복 간격(pulse repetition interval)이다. 펄스 반복 간격은 펄스 반복 주파수를 확립할 수 있고 또는 그 반대로 가능하다.

[0084] 메모리(18)는 비디오 랜덤 액세스 메모리(video random access memory), 랜덤 액세스 메모리, 착탈식 매체들(예컨대, 디스켓(diskette) 또는 콤팩트 디스크(compact disc)), 하드 드라이브(hard drive), 데이터베이스(database), 코너 터닝 메모리(corner turning memory), 또는 데이터 또는 비디오 정보를 저장하기 위한 다른 메모리 디바이스(memory device)이다. 일 실시예에서, 메모리(18)는 모션 파라미터 추정 경로의 코너 터닝 메모리이다. 메모리(18)는 실질적으로 동일한 스캔 라인을 따르는 다수의 송신들에 응답하여 신호들을 저장하도록 구성된다. 메모리(22)는 음향 그리드(acoustic grid), 데카르트 그리드(Cartesian grid), 데카르트 좌표 그리드 및 음향 그리드 양쪽 모두로 포맷팅된(formatted) 초음파 데이터를 저장하거나, 또는 볼륨(volume)을 3D 그리드로 표현하는 초음파 데이터를 저장하도록 구성된다. 복수의 위치들 각각에 대한 흐름 샘플 개수의 리턴

샘플들이 저장된다.

- [0085] 필터(20)는 클러터 필터, 유한 임펄스 응답 필터(finite impulse response filter), 무한 임펄스 응답 필터, 아날로그 필터, 디지털 필터, 이들의 결합 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 필터이다. 일 실시예에서, 필터(20)는 신호들을 기저대역으로 시프팅(shift)하기 위한 믹서(mixer) 및 기저대역으로부터 멀리 떨어진 주파수들의 정보를 제거 또는 최소화하기 위한 프로그램가능 저역 통과 필터 응답(programmable low pass filter response)을 포함한다. 다른 실시예들에서, 필터(20)는 저역 통과, 고역 통과 또는 대역 통과 필터이다. 필터(20)는 채널들로부터의 속도들을 감소시키거나 또는 대안적으로, 채널들로부터의 속도 정보를 유지하면서 조직으로부터의 데이터의 영향을 감소시킨다. 필터(20)는 세트 응답(set response)을 갖거나 또는 프로그래밍될(programmed) 수 있는데, 이를테면, 신호 피드백(signal feedback)의 함수 또는 다른 적응적 프로세스로써 동작을 변경한다. 또 다른 실시예에서, 메모리(18) 및/또는 필터(20)는 흐름 추정기(22)의 부분이다.
- [0086] 도플러 또는 흐름 추정기(22)는 컬러 흐름 데이터를 추정하기 위한 도플러 프로세서 또는 상호-상관 프로세서이다. 대안적 실시예들에서, 임의의 또는 다양한 입력 데이터로부터 속도, 전력(예컨대, 에너지), 및/또는 분산을 추정하기 위한 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 다른 디바이스가 제공될 수 있다. 흐름 추정기(22)는 상이한 시간들에서 실질적으로 동일한 위치와 연관된 복수의 신호들을 수신하고, 그리고 동일한 위치로부터의 연속적인 신호들 사이의 위상의 변화 또는 평균 변화에 기초하여 도플러 시프트 주파수(Doppler shift frequency)를 추정한다. 도플러 시프트 주파수로부터 속도가 계산된다. 대안적으로, 도플러 시프트 주파수는 속도로서 이용된다. 전력 및 분산이 또한 계산될 수 있다.
- [0087] 빔형성된 스캔 샘플(beamformed scan sample)들로부터 스캔 영역의 공간적 위치들에 대한 컬러 흐름 데이터(예컨대, 속도, 전력 및/또는 분산)가 추정된다. 예컨대, 흐름 데이터는 평면의 복수의 상이한 위치들을 나타낸다. 컬러 흐름 데이터는 조직 및/또는 채널에 대한 모션 데이터이다.
- [0088] 흐름 추정기(22)는 충분한 모션 정보를 식별하기 위해 하나 이상의 임계치들을 적용할 수 있다. 예컨대, 속도들을 식별하기 위한 속도 및/또는 전력 임계치처리(thresholding)가 이용된다. 대안적인 실시예들에서, 별개의 프로세서 또는 필터가 임계치들을 적용한다. 다른 실시예들에서, 임계치처리는, 이를테면, 프로세서(24)에 의한 임의의 모션 억제 후에 적용된다.
- [0089] 흐름 추정기(22)는 상이한 시간들에서의 스캔 영역을 나타내는 데이터의 프레임들을 출력한다. 시간에 대해 추정하기 위해, 주어진 흐름 샘플 개수에 대해 빔형성된 샘플들이 이용된다. 다른 시간들에 대해 추정하기 위해, 데이터의 오버랩(overlap)을 가진 무빙 윈도우(moving window)가 이용된다. 상이한 시간들에서의 각각의 위치에 대한 속도들이 출력된다.
- [0090] 동일한 위치들에 대한 스캐닝으로부터 2 이상의 프레임들이 추정된다. 프레임들은 동일한 시간에 대한 것이거나 또는 상이한 시간에 대한 것이다. 순차적 스캐닝의 경우, 프레임들은 상이한 시간들에서의 위치들을 나타낸다. 프레임들을 추정하기 위해 동일한 흐름 샘플 개수에 대한 샘플들이 이용되는 경우, 프레임들은 동일한 시간을 나타낸다.
- [0091] 2 이상의 프레임들은 상이하게 추정된다. 각각의 프레임에 대한 추정에서 이용되는 샘플들의 수는 상이하다. 추정에서 PRF 또는 흐름 샘플 개수는 프레임마다 변화된다. 예컨대, 하나의 프레임에서의 속도를 추정하기 위해 16개의 샘플들이 획득되어 이용된다. 다른 프레임에서의 속도를 추정하기 위해, 하나 걸러마다의 샘플(예컨대, 8개의 샘플들)이 이용된다. 다른 프레임에 대한 서브-샘플링 인자(sub-sampling factor)는 2이다. 2개의 프레임들의 속도들을 추정하기 위해 상이한 수의 샘플들이 이용된다.
- [0092] 흐름 추정기(22) 또는 프로세서(24)는 2 이상의 프레임들의 모션 데이터를 정규화하도록 구성된다. 서브-샘플링으로 인해, 속도 추정은 상이할 수 있는데, 이를테면, 2배만큼의 서브-샘플링은, 자기상관(autocorrelation)의 결과들이 전체 흐름 샘플 개수로부터 추정된 프레임에 비해 2배가 되는 것을 초래한다. 전체 흐름 샘플 개수로부터의 모션 데이터는 곱셈되어 정규화된다. 대안적으로, 곱셈 또는 정규화가 수행되지 않고, 상이한 크기 범위들을 가짐에도 불구하고 프레임들이 이용된다.
- [0093] 프로세서(24)는 디지털 신호 프로세서, 일반적 프로세서, 주문형 집적 회로, 필드 프로그램가능 게이트 어레이(field programmable gate array), 제어 프로세서, 디지털 회로, 아날로그 회로, 그래픽스 프로세싱 유닛(graphics processing unit), 필터, 이들의 결합들, 또는 계산들, 알고리즘(algorithm)들, 프로그래밍(programming) 또는 다른 기능들을 구현하기 위한 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디바이스이다. 프로세서(24)는 메모리(28) 또는 스퀘클-기반 이미지 프로세싱을 위한 상이한 메모리에 제공된 명령에 따라 동작한다.

다. 추가의 또는 다수의 프로세서들이 이용될 수 있다. 프로세서(24)는 소프트웨어(software), 펌웨어(firmware), 및/또는 하드웨어(hardware)에 의해 구성된다.

[0094] 프로세서(24)는 흐름 추정기(22), 메모리(28), 및/또는 다른 소스(source)로부터 컬러 흐름 데이터를 수신한다. 수신된 모션 데이터를 이용하여, 프로세서(24)는 스캔 영역의 위치들 중 어느 위치들이 추정치들에서의 스파클에 대응하는지를 식별하도록 구성된다. 프로세서(24)는 상이한 프레임들로부터의 모션 값들을 비교하도록 구성된다. 예컨대, 프레임들의 데이터 사이의 공간적 상호-상관이 수행된다. 상호-상관은 상이한 PRF 프레임들 사이의 유사성의 레벨을 표시한다. 유사성은 프레임들에서 표현되는 다수의 위치들 각각에 대해 결정된다. 상이한 PRF로부터 추정된 모션 값들 사이에서 더 적은 상관을 갖는 위치들이 스파클의 위치들이다. 더 많은 상관을 갖는 위치들은 스파클이기보다는 실제 모션이다.

[0095] 프로세서(24)는 스파클의 위치들을 특정하게 식별한다. 대안적으로 또는 추가적으로, 프로세서(24)는 필터링(filtering) 또는 다른 이미지 프로세싱을 위해 유사성의 레벨에 의해 제공되는 스파클의 표시를 이용한다. 유사성의 레벨은 가중치들을 필터링(filter)하기 위해 맵핑될 수 있다. 가중치들은 모션 값들의 프레임에, 이를테면, 더 큰 수의 샘플들을 이용하여 추정된 프레임에 적용된다. 맵핑 및 대응하는 가중치들은 스파클과 연관되지 않은 위치들 또는 스파클과 연관된 위치들을 감소시킨다. 다른 위치들은 동일하게 유지되거나, 증가되거나, 또는 그만큼 감소되지는 않는다. 스파클의 가중치 행렬 및/또는 위치들은 이상점 위치(outlier location)들을 제거하기 위해 또는 이상점 가중치(outlier weight)들을 감소시키기 위해, 이를테면, 지역 통과 필터를 이용하여 필터링될 수 있다.

[0096] 프로세서(24) 또는 다른 컴포넌트는 이미지를 생성하기 위해 필터링된 모션 값들을 이용한다. 프레임은 스캔 변환되고(scan converted) 그리고 컬러 맵핑된다(color mapped). 결과적인 컬러 값들은 B-모드 이미지(B-mode image), 이를테면, 오버레이에 추가되거나 또는 단독으로 이용된다. 컬러 값들은 디스플레이(27) 상에서 이미지를 디스플레이하기 위해 디스플레이 버퍼에 위치된다.

[0097] 디스플레이(27)는 CRT, LCD, 플라즈마(plasma), 프로젝터(projector), 모니터(monitor), 프린터(printer), 터치 스크린(touch screen) 또는 다른 현재 알려진 또는 나중에 개발되는 디스플레이 디바이스이다. 디스플레이(27)는 RGB, 다른 컬러 값들 또는 다른 모션 값들을 수신하여 이미지를 출력한다. 이미지는 그레이 스케일(gray scale) 또는 컬러 이미지일 수 있다. 이미지는 빔형성기 및 트랜스듀서(14)에 의해 스캐닝되는 환자의 영역을 나타내지만, 스파클 위치들로부터의 리턴들은 제거되거나, 감소되거나, 또는 유지되는 반면 다른 위치들에 대한 리턴들이 감소된다. 디스플레이(27)는 필터링됨에 따라 모션 값들로부터 도플러 또는 다른 컬러 이미지를 디스플레이한다. 결과적인 이미지는, 체액 흐름 또는 조직 모션으로부터의 더 적은 정보와 함께 또는 정보 없이, 이를테면, 결석들로부터의 거친 표면들을 나타낼 수 있다. 대안적으로, 결과적인 이미지는 스파클 아티팩트로부터 더 적은 정보와 함께 또는 정보 없이, 체액 흐름 또는 조직 모션을 나타낼 수 있다.

[0098] 메모리(28)는 비디오 랜덤 액세스 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 착탈식 매체들(예컨대, 디스켓 또는 콤팩트 디스크), 하드 드라이브, 데이터베이스, 또는 컬러 흐름 또는 다른 모션 데이터를 저장하기 위한 다른 메모리 디바이스이다. 저장된 데이터는 극좌표 또는 데카르트 좌표 포맷이다. 메모리(28)는 다양한 필터링, 검출, 식별, 상관, 계산, 또는 다른 동작들을 위해 프로세서(24)에 의해 이용된다.

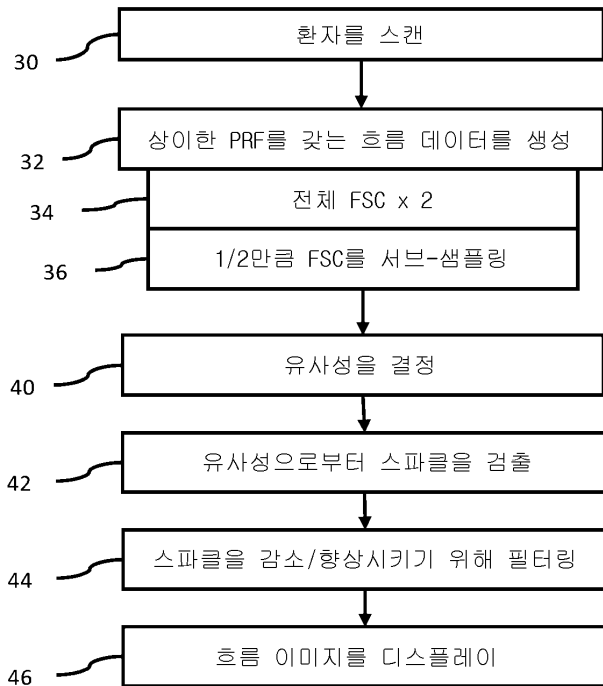
[0099] 위에서 논의된 프로세스들, 방법들 및/또는 기법들을 구현하기 위한 명령들은 컴퓨터-판독가능 저장 매체들 또는 메모리들, 이를테면, 캐시(cache), 버퍼, RAM, 착탈식 매체들, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 상에 제공된다. 메모리(28) 또는 다른 메모리는 도플러 이미징에서의 스파클 검출을 위한 명령들을 저장한다. 비-일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체들은 다양한 타입들의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체들을 포함한다. 도면들에서 예시된 또는 본원에서 설명된 기능들, 동작들, 또는 작업들은 컴퓨터 판독가능 저장 매체들에 또는 컴퓨터 판독가능 저장 매체들 상에 저장된 명령들의 하나 이상의 세트들에 대한 응답으로 실행된다. 기능들, 동작들 또는 작업들은 특정 타입의 명령 세트, 저장 매체들, 프로세서 또는 프로세싱 전략과 독립적이며, 단독으로 또는 결합되어 동작하는 소프트웨어, 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.

[0100] 본 발명이 다양한 실시예들을 참조하여 위에서 설명되지만, 본 발명의 범위로부터 벗어남이 없이 많은 변경들

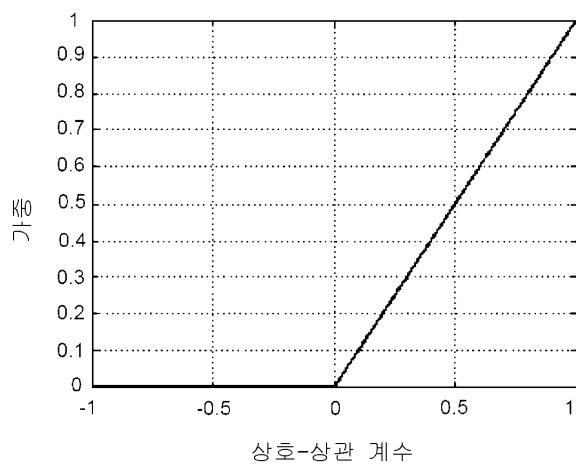
및 수정들이 이루어질 수 있음이 이해되어야 한다. 그러므로, 전술한 상세한 설명은 제한보다는 예시적인 것으로서 간주되도록 의도되며, 본 발명의 사상 및 범위를 정의하도록 의도되는, 모든 등가물들을 포함한 다음의 청구항들이 있다고 이해되도록 의도된다.

도면

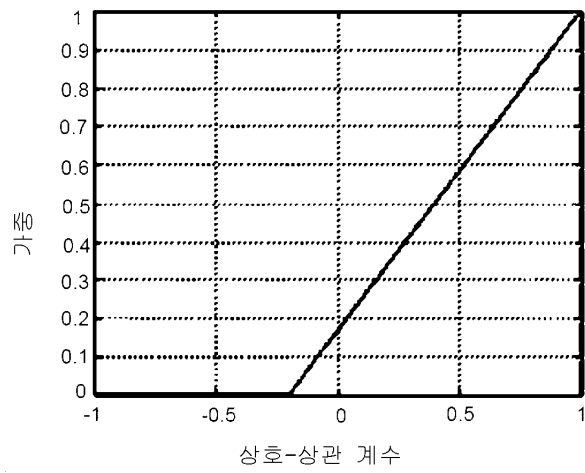
도면1



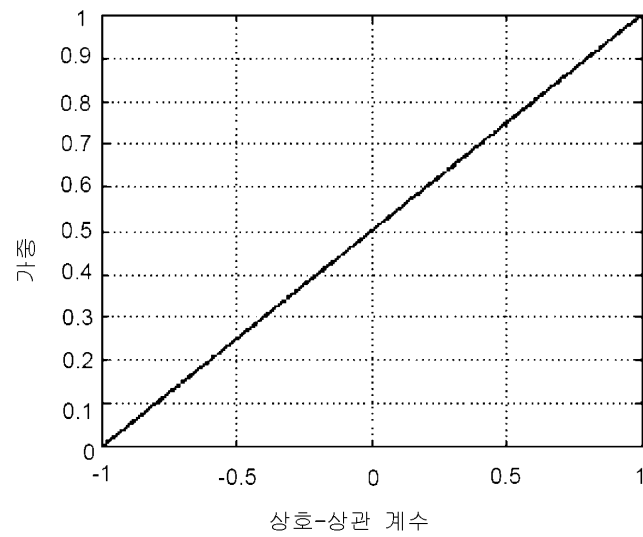
도면2a



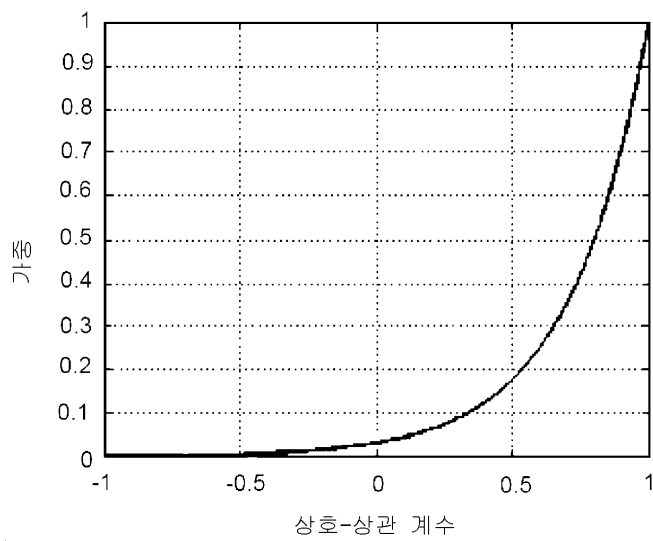
도면2b



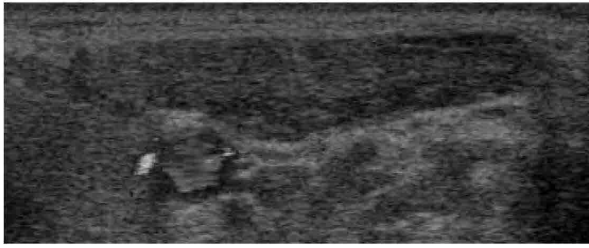
도면2c



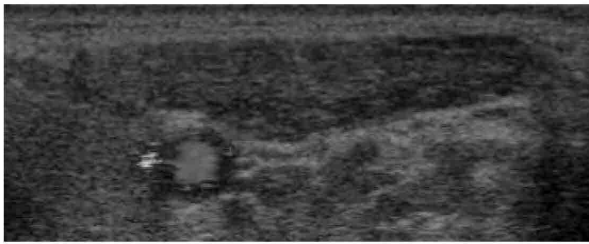
도면2d



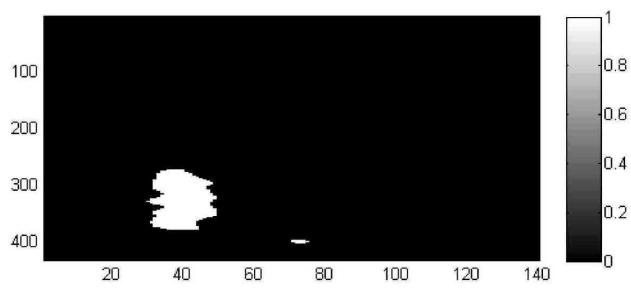
도면3a



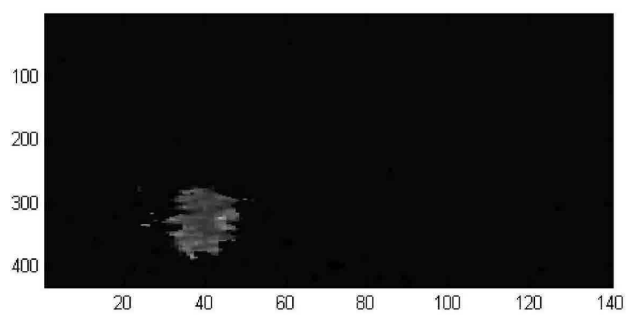
도면3b



도면3c



도면3d



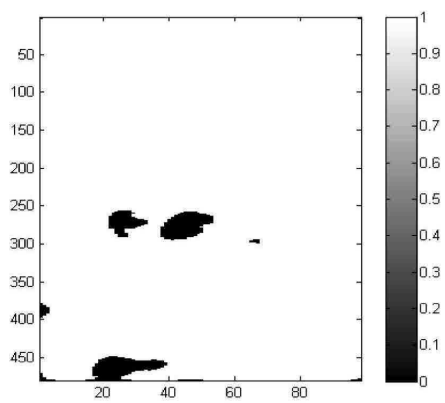
도면4a



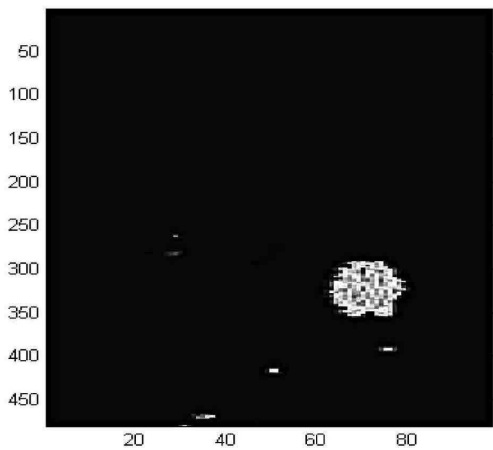
도면4b



도면4c



도면4d



도면5

