



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0027806
(43) 공개일자 2011년03월16일

(51) Int. Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2011-7002009

(22) 출원일자(국제출원일자) 2009년06월24일

심사청구일자 없음

(85) 번역문제출일자 2011년01월26일

(86) 국제출원번호 PCT/US2009/048440

(87) 국제공개번호 WO 2009/158399

국제공개일자 2009년12월30일

(30) 우선권주장

61/076,057 2008년06월26일 미국(US)

(71) 출원인

베라소닉스, 인코포레이티드

미국 워싱턴주 98053 레드몬드 엔이 62 플레이스 22222

(72) 발명자

데이글, 로날드, 엘빈

미국 98053 워싱턴 레드몬드 노스이스트 62엔디 플레이스 22126

카츠코브스키, 피터, 존

미국 98103 워싱턴 시애틀 월링포드 애브뉴 노스 5318

(74) 대리인

특허법인에이아이피

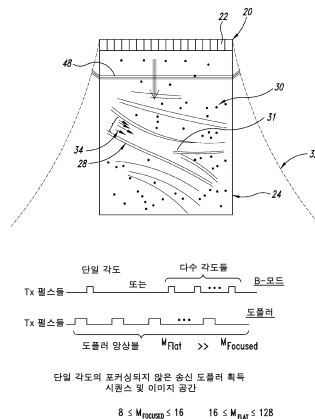
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 포커싱되지 않은 송신 빔들을 이용한 높은 프레임 레이트의 정량적 도플러 흐름 촬영

(57) 요약

화소 배향 처리 기능을 갖는 초음파 촬영 시스템이 제공되고, 이 시스템에서, 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법은, 포커싱되지 않은 음향 신호들을 실질적으로 전체 필드 상의 매체로 방출하는 단계; 상기 방출에 응답하여 트랜스듀서 어레이 상에서 산란 및 반사된 초음파 신호들을 수신하는 단계; 상기 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계로서, 정보를 추출하여 상기 매체의 적어도 하나의 지점에 대응하는 도플러 속도 신호를 구성하는, 상기 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계; 및 상기 처리된 도플러 속도 신호로부터 상기 도플러 속도 이미지를 디스플레이 장치 상에 발생시키는 단계에 의해 달성된다. 혈류 및 조직의 영역들 사이의 개선된 구별을 포함하는, 혈류 파라미터들의 개선된 정량화를 제공하는 획득 시퀀스들 및 신호 처리 알고리즘들이 설명된다. 큰 시야 상에서 실시간 및 획득후의 시각화를 위한 매우 높은 프레임 레이트의 스펙트럼 도플러 및 벡터 도플러 획득 모드들이 설명된다.

대표도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

도플러 속도 이미지(Doppler velocity image)를 생성하는 방법으로서,
 포커싱되지 않은 음향 신호들을 실질적으로 전체 필드(field) 상의 매체로 방출하는 단계;
 상기 방출에 응답하여 트랜스듀서 어레이 상에서 산란 및 반사된 초음파 신호들을 수신하는 단계;
 상기 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계로서, 정보를 추출하여 상기 매체의 적어도 하나의 지점에 대응하는 도플러 속도 신호를 구성하는, 상기 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계; 및
 상기 처리된 도플러 속도 신호로부터 상기 도플러 속도 이미지를 디스플레이 장치 상에 발생시키는 단계를 포함하는, 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 2

초음파 처리 방법으로서,
 포커싱되지 않은 음향 신호를 발생시키는 단계;
 복수의 수신 요소들에서 상기 포커싱되지 않은 음향 신호의 산란 및 반사된 에코들을 수신하고 그것으로부터 도플러 속도 에코 신호를 얻는 단계;
 소정의 화소들을 상기 도플러 속도 에코 신호들의 영역으로 맵핑하는 단계;
 저장된 도플러 속도 에코 신호들의 상기 맵핑된 영역을 소정의 화소들을 위한 어레이로 구성하는 단계;
 소정의 화소들에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 상기 어레이를 처리하는 단계; 및
 상기 소정의 화소를 위한 도플러 속도 음향 정보를 얻기 위하여 상기 신호 응답을 이용하는 단계를 포함하는, 초음파 처리 방법.

청구항 3

청구항 2에 있어서,
 도플러 속도 음향 신호를 발생시키는 트랜스듀서의 시야(field of view) 내의 영역을 나타내도록 선택된 소정의 화소들의 세트(set)를 발생시키는 초기 단계를 포함하고, 상기 세트 내의 모든 소정의 화소는 상기 복수의 수신 요소들에 대한 알려진 공간적 관계를 가지는, 초음파 처리 방법.

청구항 4

스펙트럼 도플러 속도 이미지(spectral Doppler velocity image)를 생성하는 방법으로서,
 포커싱되지 않은 초음파 신호들을 실질적으로 전체 필드 상의 매체로 방출하는 단계;
 상기 방출에 응답하여 트랜스듀서 어레이 내의 복수의 수신 요소들 상에서 산란 및 반사된 초음파 에코들을 수신하는 단계;
 상기 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계로서, 정보를 추출하여 상기 매체의 적어도 하나의 지점에 대응하는 도플러 속도 신호를 구성하는, 상기 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계; 및
 상기 처리된 도플러 속도 신호로부터 상기 도플러 속도 이미지를 디스플레이 장치 상에 발생시키는 단계를 포함하는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서,
 상기 초음파 신호들을 수신 및 처리하는 단계는, 복수의 수신 요소들의 각각으로부터 각각의 수신된 초음파 신

호를 저장하는 단계, 소정의 화소를 상기 저장된 초음파 신호들의 영역으로 맵핑하는 단계, 상기 저장된 초음파 신호들의 상기 맵핑된 영역을 상기 소정의 화소들을 위한 어레이로 구성하는 단계, 상기 소정의 화소들에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 상기 어레이를 처리하는 단계, 및 상기 소정의 화소에 대한 음향 정보를 얻기 위하여 상기 신호 응답을 이용하는 단계를 더 포함하는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

음향 신호를 발생시키는 트랜스듀서의 시야 내의 영역을 나타내도록 선택된 소정의 화소들의 세트를 발생시키는 초기 단계를 포함하고, 상기 어레이 세트 내의 모든 소정의 화소는 상기 복수의 수신 요소들에 대한 알려진 공간적 관계를 가지는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 7

청구항 5에 있어서,

상기 음향 정보는, 공간 데이터를 측정 및 표시하는 단계, 시간 데이터를 측정 및 표시하는 단계, 혈류 데이터를 측정 및 표시하는 단계, 및 음향 신호 또는 음향 송신파에 의해 발생하는 유도된 기계적 변위에 응답하여 조직 변위(tissue displacement)를 측정 및 표시하는 단계 중에서 적어도 하나에 대해 이용될 수 있는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 8

청구항 5에 있어서,

상기 저장된 초음파 신호들은 합성 및 평균화되고, 상기 신호 응답은 상기 저장된 초음파 신호들의 평균을 포함하는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 9

청구항 4에 있어서,

상기 방법은, 초음파 신호들을 방출하는 단계, 초음파 에코들을 수신하는 단계, 및 향상된 음향 정보를 유도하기 위하여 상기 수신된 초음파 에코들로부터 초음파 신호들을 얻는 단계의 다수의 사이클(cycle)들의 결과들을 합성하는 단계를 포함하는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 향상된 음향 정보는 그것으로부터 발생된 최종 이미지의 콘트라스트 해상도(contrast resolution)를 향상시키는 공간 합성(spatial compounding)을 포함하는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 11

청구항 4에 있어서,

에코 신호들을 수신하는 단계, 얻는 단계 및 저장하는 단계는 상기 어레이를 처리하는 레이트(rate)보다 더 높은 레이트에서 수행되는, 스펙트럼 도플러 속도 이미지를 생성하는 방법.

청구항 12

음향 신호를 발생시키고, 모듈 내의 복수의 수신 요소들에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하고, 그것으로부터 복수의 에코 신호들을 얻도록 구성되는 모듈과,

상기 에코 신호들을 처리하고 상기 모듈과 통신하는 회로로서, 소정의 복셀을 상기 모듈로부터 수신되는 저장된 에코 신호들의 영역으로 맵핑하고, 상기 저장된 에코 신호들의 상기 맵핑된 영역을 상기 소정의 복셀을 위한 어레이로 구성하고, 상기 소정의 복셀에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 상기 어레이에 대한 동작들을 수행하고, 상기 소정의 복셀에 대한 음향 정보를 얻기 위하여 상기 신호 응답을 이용하도록 구성되는 회로를 포함하는, 초음파 처리 시스템.

명세서

기술분야

[0001] 관련 출원들에 대한 상호 참조

[0002] 본 출원은 참조를 위해 가출원 전체가 본 명세서에 포함되어 있는 2008년 6월 26일자로 출원된 미국 특허 가출원 제61/076,057호의 우선권을 주장한 것이다.

[0003] 본 개시 내용은 초음파 데이터를 캡처(capture) 및 처리하고, 그로부터 유체 흐름을 나타내는 이미지들을 발생시키는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0004] 초음파 촬영은 폭넓게 다양한 질병 상태들 및 조건들을 진단하기 위한 효과적인 도구로 개발되고 있다. 초음파 장비를 위한 시장은 다양한 유형들의 조직(tissue)을 구별하기 위한 능력과 이미지 품질에 있어서의 개선점들에 의해 자극되는 확고한 성장을 몇 년에 걸쳐 보여주고 있다. 불운하게도, 초음파 시스템들을 위한 여전히 다수의 응용들이 존재하며, 이 응용들에서는 의미 있는 채택을 위한 장비 비용들이 너무 높다. 유방암(breast cancer) 검출, 전립선(prostate) 촬영, 근골격(musculoskeletal) 촬영, 및 중재적 방사선학(interventional radiology)과 같은 응용 분야들이 그 예이다. 이 분야들 및 다른 분야들에서, 초음파 촬영의 진단 효능은 다양한 조직 유형들의 구별 및 식별을 위한 우수한 공간 및 콘트라스트 해상도(spatial and contrast resolution)에 의존한다. 이러한 성능의 기능들은 더욱 광범위한 처리 기능들을 가지는 더욱 고가의 초음파 시스템들 상에서만 발견된다.

[0005] 초음파 촬영은 특히, 각각 고유의 신호 처리 요건들을 갖는 128 또는 그 이상과 같이 다수의 트랜스듀서(transducer) 소자들을 채용하는 어레이 시스템들을 위한 광범위한 신호 및 이미지 처리 방법들을 항상 필요로 하였다. 최근 10년은 시장의 가장 낮은 층(tier)에 있는 시스템들을 제외한 거의 모든 시스템들에서 디지털 신호 처리의 개선된 정확도(accuracy) 및 신축성(flexibility)에 대한 천이(transition)를 나타내었다. 이 천이는 고도로 집적된 디지털 회로를 사용함으로써 장기간에 시스템 비용을 감소시키기 위한 잠재력을 가진다. 불운하게도, 초음파 시스템들의 낮은 제조량은 이 고유의 회로들에 대한 상당한 오버헤드(overhead) 및 고정된 비용으로 되고, 이에 따라, 디지털 신호 처리로의 천이는 시스템 비용을 상당히 감소시키지 않는다.

[0006] 의료 초음파에서의 도플러(Doppler) 방법들은 혈류(blood flow)를 촬영하고 정량화하기 위한 다수의 관련 기술들을 포함한다. 정지된 타겟들에 대하여, 타겟으로부터 트랜스듀서로 다시 반사되는 펄스의 왕복 이동 시간은 각각의 송신에 대해 동일하다. 반대로, 움직이는 대상물로부터의 연속적인 초음파진단 리턴(echographic return)들은 송신 펄스에 대해 상이한 시간들에 도달할 것이고, 이 에코(echo)들을 교차상관(cross correlate) 시킴으로써, 대상물의 속도가 추정될 수 있다. 초음파 경로는 (빔 축을 따르는) 방향성이므로, 축 운동(axial motion)만 도플러 신호를 생성한다. 빔을 가로지르는 흐름은 검출가능하지 않으므로, 통상적인 도플러 방법들에서 얻어진 속도 크기(magnitude)들은 흐름 속도 벡터의 축 성분만을 나타낸다. 흐름 속도 벡터의 정확한 크기를 추정하기 위하여, 벡터 도플러(Vector Doppler) 방법들이 채용된다. 일반적으로, 이 방법들은 흐름 벡터(flow vector) 및 흐름 속도 벡터(flow velocity vector)의 방향을 추정하기 위하여 다수 빔 각도 데이터(multiple beam angle data)에 의존한다.

[0007] 몇몇 도플러-기반 방법들은 혈류의 현재의 상이한 형태들로 개발되었다. 전형적으로, 도관(vessel)들을 위치시키고, 그 크기를 측정하고, 흐름 구조를 관찰하기 위하여, 흐름 필드(flow field)의 "공간 촬영(spatial imaging)"이 이용된다. 두 유형의 이미지들을 오버레이(overlay) 방식으로 결합하는 "듀플렉스(duplex)" 모드에서의 초음파진단 촬영과 관련하여 "흐름 촬영(flow imaging)"이 이용되고, 초음파진단 진폭은 그레이스케일(grayscale)로 존재하고, 흐름 속도는 컬러(color)로 된다. 흐름 촬영은 획득 시간 및 처리 부하의 모두에서 더욱 요구되므로, 더 큰 초음파진단 이미지의 서브세트(subset)인 관심 영역(ROI : region of interest) 내에서 흐름 필드가 연산된다.

[0008] 흐름 속도의 구체적인 정량화(quantification)는 ROI 내에서 선택된 훨씬 더 작은 샘플 체적 내에서 가능하다. 독립적으로 샘플링되고 처리될 수 있는 최소 체적은 축 길이(송신 펄스 길이) 및 측방향 빔 폭들(촬영 평면의 내부 및 외부)에 의해 주어진다. 임의의 방법의 공간 해상도는 샘플 체적의 크기에 의존하고, 그 위치에 대한 시스템 감도 설정(system sensitivity setting)들에도 의존한다.

- [0009] 스펙트럼 도플러 방법(spectral doppler method)은 흐름 속도의 스펙트럼과, 이것이 심장 사이클(cardiac cycle)에 걸쳐서 어떻게 변동되는지를 보고하고, 통상, 스펙트럼을 스펙트로그램(spectrogram)으로서 그래픽 방식으로 제공하며 라우드 스피커(loudspeaker)들을 통해 청각 방식으로 제공한다. 또한, 스펙트럼 도플러 방법은 송신들의 시퀀스(sequence)에 걸쳐 얻어진 흐름 속도의 파워 스펙트럼(power spectrum)을 연산하고, 통상, 스펙트럼을 스펙트로그램으로서 그래픽 방식으로 제공하며 라우드 스피커들을 통해 청각 방식으로 제공한다. 혈액 속도들에 대한 전체적인 시간-변경(time-varying) 스펙트럼에 대한 액세스는 샘플 영역 내에서 평균 및 피크 흐름 속도들의 정확한 계산을 가능하게 하고, 모든 초음파 도플러 방법들의 흐름 교란들의 가장 완벽한 특징화(characterization)를 제공한다.
- [0010] 관심 영역 내의 속도 필드의 컬러 흐름 도플러 촬영(color flow doppler imaging)은, 전형적으로 더 높은 속도들을 더 느린 속도들보다 더욱 밝게 하는 컬러 팔레트(palette)를 이용하여 흐름을 제공하고, 따뜻하고(붉은) 차가운(푸른) 색조(tone)들을 이용하여 (일반적으로 트랜스듀서를 향하는 또는 트랜스듀서로부터 멀어지는) 상이한 흐름 방향들 사이를 구별하는 방법이다. 매우 천천히 이동하는 영역과 정지된 영역은 컬러화되지 않으며, 최소 차단 속도(minimum cutoff velocity)를 설정하기 위하여 "벽 필터(wall filter)" 임계값이 이용된다. 컬러 흐름 도플러는 관심 영역에서 근사 평균 흐름 속도(approximate mean flow velocity)들을 제공할 수 있지만, 합리적인 프레임 레이트들을 유지하기 위해 필요한 짧은 획득 시퀀스로 인해 정확도가 제한된다.
- [0011] 컬러 흐름 도플러는 신호의 도달 시간 또는 위상(phase)에 있어서의 상관된 차이(correlated difference)들을 필수적으로 구하는 다양한 수단에 의해 운동(motion)을 검출하고 정량화하기 위하여, 동일한 송신-수신 이벤트(transmit-receive event)들, 또는 "앙상블(ensemble)"의 신속한 시퀀스들의 획득을 필요로 한다. 펄스 반복 주파수(PRF : pulse repetition frequency)는 트랜스듀서로부터 이미지의 최대 깊이까지와 다시 그 반대로의 사운드(sound)의 왕복 이동 시간에 의해 허용되는 것만큼 빠를 수 있지만, 에일리어싱(aliasing) 없이 피크 혈액 속도들을 시각화(visualize)하기 위해 허용되는 최소값으로 일반적으로 조절된다. 전형적으로, 8개 및 16개의 펄스-에코 이벤트들 사이의 앙상블(ensemble)은 ROI 내의 각각의 도플러 스캔 라인에 대해 이용된다. 송신 빔 포커스 파라미터(transmit beam focus parameter)들의 선택은 통상적으로 초음파진단 촬영을 위해 이용되는 것들보다 더 넓은 2배 내지 3배인 도플러 스캔 라인들에 이르게 된다. 각각의 빔 방향에서 펄스들의 앙상블을 송신하기 위한 요건은 초음파진단 촬영을 위한 것보다 더 느린 컬러 흐름 도플러를 위한 프레임 레이트에 이르게 된다. 심장 사이클의 일부에 걸쳐서 흐름에 있어서의 중요한 변화들이 발생할 수 있고, 사소한 탐지 동작(probe motion)조차 전체 ROI 상에서 명백한 흐름으로 될 수 있으므로, 느린 프레임 레이트로부터의 아티팩트(artifact)들이 그레이스케일 초음파진단시보다 도플러 촬영시에 종종 더욱 현저할 수 있다.
- [0012] 작은 ROI를 이용하는 것은 프레임 레이트들을 향상시킬 수 있지만, 흐름 이상(flow abnormality)들의 평가를 제한할 수 있다. 예를 들어, 10개의 도플러 라인들을 이용한 컬러 흐름 ROI와, 12개의 펄스들의 앙상블들은 전체 프레임 초음파진단 이미지와 유사한 120개의 이벤트들을 필요로 한다.
- [0013] 일반적으로, 혈액으로부터의 후방 산란(backscattering)은 조직(tissue)에 비해 매우 약하기 때문에, 고품질의 도플러 촬영은 대부분의 경우에 초음파진단 촬영보다 기술적으로 더욱 어렵다. 정돈되었으며 아티팩트가 없는 컬러 흐름 이미지들을 생성하기 위한 잘 알려진 기본적인 도전들은 이하를 포함한다:
- [0014] ● 매우 반복가능한 송신 펄스들을 위한 요건과, 획득 하드웨어에서의 매우 낮은 잡음 및 위상 지터(phase jitter).
- [0015] ● 흐름 신호들은 종종 잡음의 다양한 소스들과 동일한 자릿수(order of magnitude)이지만, 평균화(averaging)는 프레임 레이트 및 다른 동작 아티팩트들에 악영향을 가진다.
- [0016] ● 조직 및 혈액의 산란하는 진폭들 사이의 큰 콘트라스트(contrast)는 속도 콘트라스트(velocity contrast)가 높더라도, 도관 벽들(강한 에코) 및 움직이는 혈액(약한 에코) 사이를 구별함에 있어서 어려움에 이르게 된다. 또한, 혈류 속도는 도관 벽들 근처에서 종종 매우 느리며, 이는 종종 심장 사이클과 동기되어 이동한다(맥동한다(pulsate)).
- [0017] ● 도플러 펄스들은 전형적으로 초음파진단 펄스들보다 더 길고, 상이한 해상도들을 갖는 흐름 및 에코 이미지들을 공간적으로 기록하도록 주의해야 한다. 이것은 도플러 펄스들을 위한 샘플 채적이 도관 직경보다 클 수 있으므로 작은 혈액 도관들에 대해서는 특히 도전이 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0018] 본 발명은 초음파 데이터를 캡처(capture) 및 처리하고, 그로부터 유체 흐름을 나타내는 이미지들을 발생시키는 시스템 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0019] 기술 문헌 및 종래의 특허들 모두에서 상세히 기재된 이 문제들을 해결하기 위하여 다양한 접근법들이 개발되었다. 본 명세서에서 설명된 실시예들은 출원인의 종래 기술로서, 공동 계류 중인 미국 특허 출원 제11/911,633호의 요지이며 프레임 레이트를 상승시키기 위하여 포커싱되지 않은 송신 빔들을 이용하는 요소 레벨 초음파 데이터의 화소 기반 처리 위에 구축된다. 포커싱되지 않은 송신들(예를 들어, 평면파(plane wave)들)의 이용은 스펙트럼 도플러 처리를 이용한 정량적 촬영(quantitative imaging)에 대해 설명된다. 개시된 실시예들은 실시간 흐름 및 동작 정량화와, 레코딩된 높은 PRF 데이터의 후처리를 이용한 새로운 촬영 모드들의 개발을 위한 새로운 방법들을 설명하고 있다.
- [0020] 하나의 실시예에 따르면, 도플러 속도 이미지(Doppler velocity image)를 생성하는 방법이 제공되고, 상기 방법은, 포커싱되지 않은 음향 신호들을 실질적으로 전체 필드(field) 상의 매체로 방출하는 단계; 상기 방출에 응답하여 트랜스듀서 어레이 상에서 산란 및 반사된 초음파 신호들을 수신하는 단계; 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계로서, 정보를 추출하여 매체의 적어도 하나의 지점에 대응하는 도플러 속도 신호를 구성하는, 수신된 초음파 신호들을 처리하는 단계; 및 처리된 도플러 속도 신호로부터 도플러 속도 이미지를 디스플레이 장치 상에 발생시키는 단계를 포함한다.
- [0021] 개시 내용의 또 다른 실시예에 따르면, 초음파 처리 방법이 제공되고, 상기 방법은, 포커싱되지 않은 음향 신호를 발생시키는 단계; 복수의 수신 요소들에서 포커싱되지 않은 음향 신호의 산란 및 반사된 에코들을 수신하고 그것으로부터 도플러 속도 에코 신호를 얻는 단계; 소정의 화소들을 도플러 속도 에코 신호들의 영역으로 맵핑하는 단계; 저장된 도플러 속도 에코 신호들의 맵핑된 영역을 소정의 화소들을 위한 어레이로 구성하는 단계; 소정의 화소들에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 어레이를 처리하는 단계; 및 소정의 화소를 위한 도플러 속도 음향 정보를 얻기 위하여 신호 응답을 이용하는 단계를 포함한다.
- [0022] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 상기 방법은 도플러 속도 음향 신호를 발생시키는 트랜스듀서의 시야(field of view) 내의 영역을 나타내도록 선택된 소정의 화소들의 세트(set)를 발생시키는 초기 단계를 포함하고, 세트 내의 모든 소정의 화소는 복수의 수신 요소들에 대한 알려진 공간적 관계를 가진다.
- [0023] 또한, 본 개시 내용의 개시된 실시예들은 상용 CPU들 상에서 실행되는 소프트웨어에 의해 모든 신호 처리 및 이미지 형성을 수행하는 초음파 촬영 방법 및 시스템에 관한 것이다. 이 접근법에서 요구되는 유일한 맞춤형 하드웨어는 음향 펄스들의 송신과, 트랜스듀서로부터 수신된 신호들의 데이터 획득 및 신호 조절을 위한 것이다. 중요한 이익으로서, 새로운 구조는 저비용의 스캔헤드 설계(scanhead design)에서 새로운 트랜스듀서 재료들의 이용을 제공하는 시스템의 동적 범위에서의 개선들과, 중요한 새로운 진단 정보를 제공하는 획득의 새로운 모드들을 가능하게 한다.
- [0024] 개시된 소프트웨어 기반의 초음파 시스템 구조는 상용 컴퓨터 마더보드(motherboard)에 근접한 설계에 기초함으로써 컴퓨터 산업으로부터 높은 용량, 낮은 비용의 처리 기술을 활용한다. 현재의 일부 초음파 시스템들은 컴퓨터 마더보드들을 그 설계 내에 포함하지만, 컴퓨터는 사용자 인터페이스 및 일부의 시스템 제어를 위해서만 이용되고, 임의의 실시간 처리 작업들에는 참여하지 않는다. 개시된 구조에서, 컴퓨터 마더보드는 거의 모든 현존하는 하드웨어를 보충하는 것이 아니라 이를 대체한다. 범용 플랫폼 상에서의 소프트웨어에 의한 시스템을 기초로 하는 것은 최저의 가능한 시스템 비용으로 유연성 있는 고성능의 촬영 시스템을 제공한다. 이 접근법에 대해서는 맞춤형 집적 회로들이 요구되지 않으며, 이에 따라, 시스템 복잡도 및 출시 시간(time-to-market)을 감소시킨다. 또한, 컴퓨터 산업에 의해 CPU 처리 능력에 있어서의 추가적인 개선점들이 실현되므로, 이들은 촬영 성능을 향상시키거나 새로운 동작 모드들 및 정보 추출을 제공하기 위하여 시스템에 의해 용이하게 채택될 수 있다.
- [0025] 화소 배향 처리의 하나의 실시예에 따르면, 단계들은 음향 신호를 발생시키는 단계, 복수의 수신 요소들에서 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하고 그것으로부터 에코 신호를 얻는 단계, 복수의 수신 요소들의 각 요소로부터의 각각의 에코 신호를 저장하는 단계, 소정의 화소를 저장된 에코 신호들의 영역으로 맵핑하는 단계, 저장된 에코 신호들의 맵핑된 영역을 소정의 화소들을 위한 어레이로 구성하는 단계, 소정의 화소들에 대한 신호

응답을 발생시키기 위하여 어레이를 처리하는 단계, 및 소정의 화소에 대한 음향 정보를 얻기 위하여 신호 응답을 이용하는 단계를 포함한다.

- [0026] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 음향 신호를 발생시키는 트랜스듀서의 시야 내의 영역을 나타내도록 선택된 소정의 화소들의 세트를 발생시키는 단계를 포함하는 초기 단계가 제공되고, 어레이 세트의 소정의 화소조차 복수의 수신 요소들에 대한 알려진 공간적 관계를 가진다. 바람직하게는, 상기 방법은 또한 어레이 내의 소정의 화소들에 대한 음향 정보로부터 이미지를 발생시키는 단계를 포함한다.
- [0027] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 음향 정보는, 다음의 단계를 포함하지만 이에 한정되지는 않는, 공간 데이터를 측정 및 표시하는 단계, 시간 데이터를 측정 및 표시하는 단계, 혈류 데이터를 측정 및 표시하는 단계, 및 음향 신호 또는 음향 송신파에 의해 발생하는 유도된 기계적 변위에 응답하여 조직 변위(tissue displacement)를 측정 및 표시하는 단계 중의 하나 또는 그 이상에 대해 이용될 수 있다.
- [0028] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 상기 방법은 복수의 음향 신호들을 발생시키는 단계, 복수의 음향 신호들로부터 에코(echo)들을 수신하는 단계, 다수의 발생 및 수신 사이클들 상에서 수신된 에코들을 합성하여 그것으로부터 얻어진 음향 정보를 향상시키는 단계를 포함한다.
- [0029] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 저장된 에코 신호들은 합성되고 평균화된다. 또한, 신호 응답은 저장된 에코 신호들의 평균을 포함한다.
- [0030] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 상기 방법은 음향 신호들을 발생시키는 단계, 에코들을 수신하는 단계, 및 향상된 음향 정보를 유도하기 위하여 수신된 에코들로부터 음향 신호들을 얻는 단계의 다수의 사이클들의 결과들을 합성하는 단계를 포함한다.
- [0031] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 향상된 음향 정보는 그것으로부터 발생된 최종 이미지의 콘트라스트 해상도(contrast resolution)를 향상시키는 공간 합성(spatial compounding)을 포함한다.
- [0032] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 합성된 신호들은 이동하는 조직 또는 이동하는 혈액 세포(blood cell)들과 관련된 도플러 정보를 나타낸다.
- [0033] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 에코 신호들을 수신하는 단계, 얻는 단계 및 저장하는 단계는 어레이를 처리하는 레이트(rate)보다 더 높은 레이트에서 수행된다.
- [0034] 개시 내용의 또 다른 실시예에 따르면, 초음파 처리 방법이 제공되고, 상기 방법은 음향 신호를 발생시키는 단계, 복수의 수신 요소들에서 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하여 그것으로부터 에코 신호를 얻는 단계, 복수의 수신 요소들의 각 요소로부터의 각각의 에코 신호를 저장하는 단계, 소정의 복셀(voxel)을 저장된 에코 신호들의 영역으로 맵핑하는 단계, 저장된 에코 신호들의 맵핑된 영역을 소정의 복셀을 위한 어레이로 구성하는 단계, 소정의 복셀에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 어레이를 처리하는 단계, 및 소정의 복셀에 대한 3차원 음향 정보를 얻기 위하여 신호 응답을 이용하는 단계를 포함한다.
- [0035] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 상기 설명된 제 1 실시예에 대한 특징들 모두는 개시 내용의 제 2 실시예에 응용가능하다.
- [0036] 개시 내용의 또 다른 실시예에 따르면, 음향 에코들을 처리하는 방법이 제공되고, 상기 방법은 복수의 수신 요소들로부터 수신된 음향 에코 신호들을 저장하는 단계, 소정의 화소를 저장된 에코 신호들의 영역으로 맵핑하는 단계, 저장된 에코 신호들의 맵핑된 영역을 소정의 화소에 대한 어레이로 구성하는 단계, 소정의 화소에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 어레이에 대한 동작들을 수행하는 단계, 및 소정의 화소에 대한 음향 정보를 얻기 위하여 신호 응답을 이용하는 단계를 포함한다.
- [0037] 개시 내용의 또 다른 실시예에 따르면, 초음파 처리 시스템이 제공되고, 상기 시스템은, 음향 신호를 발생시키고, 모듈 내의 복수의 수신 요소들에서 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하고, 그것으로부터 복수의 에코 신호들을 얻도록 구성되는 모듈과, 상기 모듈과 통신하는 처리 수단으로서, 소정의 화소를 모듈로부터 수신되는 저장된 에코 신호들의 영역으로 맵핑하고, 저장된 에코 신호들의 맵핑된 영역을 소정의 화소를 위한 어레이로 구성하고, 소정의 화소에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 어레이에 대한 동작들을 수행하고, 소정의 화소에 대한 음향 정보를 얻기 위하여 신호 응답을 이용하도록 구성되는 처리 수단을 포함한다.
- [0038] 상기 실시예의 또 다른 특징에 따르면, 처리 수단은 세트의 각각의 소정의 화소가 모듈 내의 수신 요소에 대한 알려진 공간적 관계를 가지는 소정의 화소들의 세트를 초기에 발생시키도록 구성된다. 이상적으로, 처리 수단은

어레이 내의 소정의 화소들에 대한 음향 정보로부터 이미지를 발생시키도록 구성된다. 대안적으로 또는 그 조합으로, 컴퓨터 디스플레이 상에, 또는 인쇄된 형태로, 또는 당업자들에게 알려진 다른 형태로 이미지를 발생시키기 위한 처리 수단으로부터의 신호 응답을 수신하는 이미지를 표시하기 위한 수단이 제공된다.

- [0039] 본 개시 내용의 또 다른 실시예에 따르면, 초음파 처리 시스템이 제공되고, 상기 시스템은, 음향 신호를 발생시키고, 모듈 내의 복수의 수신 요소들에서 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하고, 그것으로부터 복수의 에코 신호들을 얻도록 구성되는 모듈과, 상기 모듈과 통신하는 처리 수단으로서, 소정의 복셀을 모듈로부터 수신되는 저장된 에코 신호들의 영역으로 맵핑하고, 저장된 에코 신호들의 맵핑된 영역을 소정의 복셀을 위한 어레이로 구성하고, 소정의 복셀에 대한 신호 응답을 발생시키기 위하여 어레이에 대한 동작들을 수행하고, 소정의 복셀에 대한 음향 정보를 얻기 위하여 신호 응답을 이용하도록 구성되는 처리 수단을 포함한다.

발명의 효과

- [0040] 요약하면, 상업적으로 입수가 가능한 컴퓨팅 플랫폼들 상에서 구현되는 소프트웨어 기반의 초음파 시스템 구조로 변경하는 장점들은 다음을 포함한다.
- [0041] - 상당히 더 낮은 하드웨어의 비용.
- [0042] - 맞춤형 집적 회로(ASIC)들을 위한 긴 설계 사이클들을 회피함으로써 더 낮은 개발 비용들 및 더 신속한 출시 시간.
- [0043] - 컴퓨터 기술에서의 비용/성능 발전들의 직접적인 레버리징(leveraging).
- [0044] - 상업적 및 학문적인 환경들에서 여러 새로운 처리 접근법들의 개발을 위한 유연성.
- [0045] - 비용에 민감한 응용 분야들을 위한 이미지 품질 개선에 기초한 증가된 진단 능력.
- [0046] - 비용이 채택에 대한 장벽이었던 전문 응용들에서의 초음파의 증가된 이용.

도면의 간단한 설명

- [0047] 본 개시 내용의 전술한 그리고 그 외의 특징들 및 장점들은 이하의 도면들과 관련지어 행해질 경우에 본 개시 내용의 다음의 구체적인 설명으로부터 더욱 양호하게 이해될 수 있으므로, 이 특징들 및 장점들은 더욱 용이하게 인식될 것이다.

도 1은 통상적인 도플러 획득 시퀀스 및 이미지 공간을 예시한다.

도 2는 단일 각도의 포커싱되지 않은 송신 도플러 획득 시퀀스(single angle unfocused transmit Doppler acquisition sequence) 및 이미지 공간을 예시한다.

도 3은 축(axial) 및 횡방향(transverse) 흐름 성분들로 분해되는 흐름 속도 벡터(flow velocity vector)를 예시한다.

도 4는 통상적인 초음파 시스템에서의 인터리빙 초음파진단(interleaving echography), 컬러 흐름(color flow), 및 스펙트럼 도플러 촬영을 위한 획득 시퀀스를 예시한다.

도 5는 포커싱되지 않은 평면파 송신(unfocused plane wave transmission)을 이용하여 인터리빙 초음파진단, 컬러 흐름, 및 스펙트럼 도플러 촬영을 위한 획득 시퀀스를 예시한다.

도 6은 도플러 속도 파워 스펙트럼을 도플러 주파수(Doppler frequency), 또는 등가적으로, 도플러 속도(Doppler velocity)의 함수로서 예시한다.

도 7은 본 개시 내용의 처리들을 위한 시스템 구조의 하이-레벨 표현을 예시한다.

도 8은 화소 배향 처리(pixel-oriented processing)의 하나의 실시예에 대한 소프트웨어-기반 구조의 개략적인 표현이다.

도 9는 화소 배향 처리에 따라 형성된 플러그-인 모듈(plugin module)의 도면이다.

도 10은 화소 배향 처리에 따라 형성된 128 요소 선형 어레이(element linear array)를 위한 획득 데이터의 개략적인 표현이다.

도 11은 화소 배향 처리에서 이용되는 화소 맵핑 처리(pixel mapping process)의 예시이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0048] 통상적인 도플러 획득 시퀀스(Doppler acquisition sequence) 및 이미지 장면(image scene)은 N 개의 송신-수신 이벤트들($8 \leq N \leq 16$)의 앙상블로 구성되는 단일 빔 방향(single beam direction)에 대해 도 1에 도시되어 있다. 통상적인 초음파 시스템들은 이미지를 형성하기 위해 요구되는 지연-및-합(delay-and-sum) 빔 형성 및 몇몇 다른 처리 단계들을 이용하여, 포커싱된 송신 빔들을 형성하고, 수신된 데이터를 동적으로 포커싱한다. "Ultrasound Imaging System with Pixel Oriented Processing(화소 배향 처리 기능을 갖는 초음파 촬영 시스템)"이라는 명칭의 출원인들의 미국 특허 출원 제11/911,633호에는, 통상적인 빔 형성에 비해 처리 부하를 대폭 감소시키고 폭넓게 다양한 비-통상적인(non-conventional) 송신 필드(transmit field)들의 이용을 허용하는 이미지 재구성(image reconstruction) 방법이 도 7 내지 도 10과 관련하여 이하에 설명되어 있다.
- [0049] 예를 들어, 하나의 비-통상적인 송신 필드는, 전체 시야(field of view)에 단일 펄스를 발사하여 극도로 빠른 프레임 레이트를 얻기 위해 이용될 수 있는 (선형 어레이(linear array)에 대한) 평면파(plane wave)의 세그먼트(segment)를 생성하기 모든 트랜스듀서 요소들의 위상이 발화되는 플랫-포커스 송신 모드(flat-focus transmit mode)이다. 균일한 위상 송신은 선형 어레이를 위해 플랫 포커스 또는 평면파의 송신 펄스를 생성한다.
- [0050] 이것은 도 1에 예시되어 있고, 트랜스듀서 요소 또는 헤드(20)는 선형 어레이로서 배치된 복수의 개별 송신기/수신기들(22)을 포함한다. 트랜스듀서 헤드(transducer head)(20)의 측면들로부터 연장되는 실선의 평행선들은 트랜스듀서 헤드(20)로부터 조직(30)에서 지지되는 도관(28)을 향해 방출되는 에너지의 2차원 명목상 경계(nominal boundary)(24)를 예시한다. 명목상 경계는 선형 어레이의 촬영 공간을 나타낸다. 또 다른 2차원 경계는 측면들(26)로부터 도관(28)을 향하는 방향으로 확장할수록 발산되는 점선들(32)에 의해 도시되어 있고, 촬영 및 도플러 이용을 위한 유용한 에너지의 외부 경계를 나타낸다. 도 1에 도시된 바와 같이, 도관(28)은 전반적으로 도 1의 우측을 향해 지지하는 흐름 속도 벡터 화살표들(34)에 의해 표시된 유체를 운반한다.
- [0051] 도 1의 특정 관심 영역(ROI)은 도관이 2-방향 분기(two-way branch)(31)를 가지는 도관(28)의 중심 부분과 중첩하는, 이미지 중심의 사각형 박스(36)에 의해 정의된다. ROI 박스(36)는 각각의 트랜스듀서 요소들(20)의 단부들과 정렬되는 평행한 수직선들(38)을 가진다. ROI 내에서 도관(28)의 이미지를 발생시키기 위하여, ROI 박스(36)와 수직으로 정렬되는 트랜스듀서 요소들(20)이 빔을 송신하기 위하여 선택된다. 선택된 트랜스듀서 요소들은 선택된 송신기들(22)이 기동될 때에 포커싱된 송신 빔(42)이 형성되는 송신 서브-개구(sub-aperture)(40)를 정의한다.
- [0052] 송신 빔(42)의 형상은 송신 서브-개구(40)의 송신기들(22)의 각각으로부터의 합성된 파형들에 의해 정의되고, 이 파형들은 길이방향 축 또는 명목상 스캔 라인(44)을 중심으로 하고 있다. 송신 빔(42)의 후방 산란은 도 1에 도시된 바와 같이, 서로 합성하여 수신 개구(46)를 정의하는 트랜스듀서 헤드(20) 내의 모든 송신기/수신기들(22)로 복귀하는 반사파들로 된다.
- [0053] B-모드에서의 시퀀스의 동작은 컬러 흐름 촬영을 위한 N개의 펄스들의 앙상블의 도면(plot)과 함께 도 1의 하부의 펄스 도면에 의해 예시되어 있다. 통상적인 B-모드 및 컬러 흐름 촬영 앙상블들은 당업자들에게 잘 알려져 있으므로, 이들은 여기서는 구체적으로 설명되지 않을 것이다. 간단히 말하면, 펄스 도면들에 도시된 각각의 펄스는 펄스 반복 간격(PRI : pulse repetition interval)에 의해 분리된 각 스캔 라인(38) 상의 펄스 반복을 나타낸다. 컬러 흐름 촬영에는, 각각의 스캔 라인(38)에 대해 N개의 펄스들의 앙상블이 있다.
- [0054] 도 1에 도시된 포커싱된 송신 빔(42)과는 대조적으로, 균일한 위상으로 여기된 곡선 어레이(curvilinear array)는 굴곡된 파면(curved wave front)을 갖는 펄스를 생성할 것이고, 어레이의 곡률 중심으로부터 나오는 것으로 보이는 구면파(spherical wave)의 세그먼트를 생성한다. 이것은 어레이의 단부 외부로 진행되는 트랜스듀서들의 인접한 쌍(pair)들이 순차적으로 뒤따르는 선형 어레이의 중심 트랜스듀서들을 먼저 기동시킴으로써 달성될 수도 있다.
- [0055] N개의 펄스들의 앙상블을 필요로 하는 도플러 프레임은 PRF/N (전형적으로, $1 \text{ kHz} \leq PRF_{\max} \leq 12 \text{ kHz}$)으로 주어지는, 왕복 이동 시간에 의해 허용된 최대값에 이르는 프레임 레이트에서 획득될 수 있다. 앙상블 도중에 수신된 N개의 데이터 세트들은 이하에서 설명되는 화소-기반(pixel-based) 접근법을 이용하여 재구성되고, 플랫-포커스 송신 필드에 의해 발사되는 전체 시야 상에서의 (축) 흐름 속도 및 파워(power) 추정을 위한 통상적인 교차-상관(cross-correlation) 도플러 방법들을 이용하여 더욱 처리된다. 결과적인 도플러 프레임 레이트는 매우 빠르며, 단일의 통상적인 도플러 스캔 라인을 생성하는데 걸리는 시간 내에 전체-프레임(full-frame) 도플러 컬

러 흐름 이미지의 획득(및 처리)를 허용한다. 이것은 높은 속도의 흐름을 신속하게 변경하는 촬영 시에 특히 유용하다. 또한, 음향 평면파(acoustic plane wave)의 이용은 단일 방향에서 흐름 필드(flow field)를 탐지할 것이므로, 통상적으로 포커싱된 송신 빔으로부터의 넓은 각도의 발사(ensonification)로 인한 속도 확산을 감소시킨다.

[0056] 개선된 측정 정확도

[0057] 포커싱되지 않은 송신 도플러 촬영 방법에 의해, 전체 프레임에 대해 단일 도플러 앙상블 획득만이 요구된다. 이것은 높은 프레임 레이트들을 여전히 지원하면서, 통상적인 다수 송신 빔 접근법으로 가능한 것보다 훨씬 더 긴 도플러 앙상블의 이용을 가능하게 한다. 통상적인 도플러 흐름 촬영 방법들은 전체 프레임 흐름 이미지에 대한 128에 이르는 앙상블들을 사용하며, 이에 따라, 프레임 레이트에 상당히 충격을 주는 것을 방지하기 위하여 최대 앙상블 길이를 $N=16$ 개의 펄스들 미만으로 제한해야 한다. 단일 앙상블만을 이용하는 포커싱되지 않은 송신 도플러 방법에 의해, N 의 값은 16보다 다수 배 더 클 수 있지만, 통상적인 방법보다 상당히 더 높은 획득 프레임 레이트들을 여전히 가능하게 한다. (혈액 속도가 유도되는) 도플러 주파수 추정에서의 불확실성은 대략 앙상블의 전체 시간의 역(inverse)이므로, 더 긴 포커싱되지 않은 송신 앙상블들은 혈액 속도 추정 시의 개선된 정확도를 가능하게 한다.

[0058] 예를 들어, 5KHz의 PRF를 갖는 10의 앙상블 길이는 2 밀리초(milliseconds)의 전체 획득 시간을 가질 것이므로, 500Hz의 주파수 불확실성이 된다. 3MHz의 전형적인 트랜스듀서 주파수에서, 이것은 혈류 정량화에서의 임의의 시도에 대한 상당한 에러인 13 cm/sec 근처의 혈액 속도 불확실성으로 변환될 것이다. 또한, 10 밀리초 에코 획득 기간과 합성된 전형적인 64개의 앙상블의 통상적인 흐름 이미지에 있어서, 이 예에 대한 프레임 레이트는 초(second) 당 8 프레임 미만일 것이다. 포커싱되지 않은 송신 도플러 방법에 의해, 100개의 펄스들의 앙상블 길이가 사용될 수 있고, 20 밀리초 획득 기간 및 1.3 cm/sec에 불과한 혈액 속도 불확실성을 제공한다. 프레임의 에코 촬영 부분에 대해 10 밀리초 획득 기간을 다시 가정하면, 프레임 레이트는 초 당 33 프레임 근처이다.

[0059] 다수 각도의 포커싱되지 않은 송신 도플러(Multiple-angle Unfocused-Transmit Doppler)

[0060] 초음파진단 촬영의 경우와 같이, 송신 필드에서의 포커싱의 결여는 포커싱된 송신 빔들에 의해 달성가능한 것보다 시각적으로 더 큰 사이드 로브 간섭(side lobe interference)(및 이에 따라 더 열악한 측방향 해상도)에 이르게 된다. 송신-수신 이벤트의 합성된 빔 패턴이 송신 및 수신 빔 패턴들의 곱(product)에 의해 주어진다. 이는 잘 알려져 있고, 플랫-포커스 송신은 균일한 패턴을 가지므로, 초점 이득(focal gain)을 전혀 제공하지 않는다(이에 따라, 측방향 해상도에 전혀 기여하지 않음). 평면파 송신 필드를 이용하여 얻어진 사이드 로브 레벨들은 몇 개의 상이한 평면파 방향들에 대해, 즉, 트랜스듀서의 면에 대한 상이한 각도들에서 방출되는 평면파들에 대해 플랫-포커스 앙상블들을 합성함으로써 대폭 감소될 수 있다. (선형 어레이의 위상을 조정하여 평면파의 각도를 틸트(tilt)시키는 것은 곡선 어레이의 곡률의 명백한 중심을 이동시키는 것, 그리고 점 소스(point source)들의 합성 어레이를 생성하는 것과 동등하다.

[0061] 플랫-포커스 파면들은 전체 깊이에 걸쳐 거의 평평하게 남아 있으므로, 전체 시야에 걸쳐서 사이드 로브의 감소는 거의 균일하다. 심지어 5개에 불과한 상이한 평면파 각도들은 이미지 전반에 걸쳐 양호한 사이드 로브 감소 및 측방향 해상도를 제공하도록 합성되고, 5개의 앙상블들은 더 작은 ROI 내부의 흐름을 촬영하는 통상적인 도플러 컬러 흐름 이미지 프레임에 대해 전형적으로 요구되는 것보다 더 적은 시간에 취득될 수 있다.

[0062] 본 개시 내용의 방법은 다수-각도 도플러 데이터를 수집하기 위하여 그레이스케일 초음파진단 촬영을 위해 개발된 다수 각도 접근법을 채택하는 알고리즘을 사용한다. 각각의 앙상블 및 M 개의 각도들에는 N 개의 펄스들이 있으므로, 데이터는 다음의 두 방법으로 수집될 수 있다: (a) 하나의 각도에서 모든 N 펄스들을 수집하고, 그 다음으로, 모든 각도들이 완료될 때까지 각도들을 변경시키거나, (b) M 개의 각도들의 각각에 대해 하나의 펄스를 수집하고, 그 다음으로, N 펄스들에 대해 반복한다. 에일리어싱 및 다른 아티팩트들을 회피하기 위하여 최소 PRF에 대한 조건들을 차례로 결정하는 최대 예측 흐름 속도에 기초하여 선택이 행해진다.

[0063] 도 2는 본 개시 내용의 단일 각도의 포커싱되지 않은 선형 도플러 시퀀스를 예시한다. 여기서, 트랜스듀서 헤드(20)는 동시에 기동되는 모든 개별적인 트랜스듀서 요소들(22)을 가지며, 포커싱되지 않은 또는 "플랫-포커싱된(flat-focused)" 파면(48)을 조직(30)으로 발생시킨다. 도 2의 하부에 도시된 펄스들은 B 모드의 단일 또는 다수 각도들과, 컬러 모드에 대하여, 플랫-포커스에 대한 M 이 포커싱된 빔들에 대한 M 보다 훨씬 더 큰 앙상블을 예시한다. 트랜스듀서 헤드(20)는 포커싱되지 않은 파면(48)으로부터 후방 산란된 신호들을 수신하고, 아날로그 신호들을 저장 및 처리를 위한 프로세서에 송신한다.

- [0064] 더욱 구체적으로, 데이터가 일단 수집되면, 상기 방법은 적어도 2개의 가능한 접근법들 중의 하나 또는 그 이상을 이용하여 ROI로부터 이미지를 재구성하도록 진행된다. 먼저, 각각의 펄스에 대한 다수 각도 데이터를 재구성하고, 그 다음으로, 도플러 교차 상관을 이용하여 재구성들의 앙상블을 처리한다. 이 접근법은 도플러 이미지에서 최적의 측방향 해상도를 생성하지만, 벡터 흐름 정보를 보존하지 않으며, 포커싱된 송신 빔들이 통상적인 시스템들에서 행하는 것과 같은 스펙트럼 확장(spectral broadening)을 생성한다. 대안적으로, 두 번째 접근법에서, 각각의 각도에 대해 도플러 속도 및 파워(power)가 추정될 수 있고, 그 다음으로, 이하에서 설명되는 바와 같이 각각의 각도에 걸쳐 벡터에 의해 합성될 수 있다. 2개의 처리 접근법들의 합성들이 또한 실행가능하다.
- [0065] **벡터 도플러 및 흐름 검출(Vector Doppler and Flow Detection)**
- [0066] 통상적인 도플러 구현예들이 축 흐름 정보만을 제공하는 것에 대한 기본적인 이유는 실제적이다: ROI를 하나의 방향에서 송신 빔들(스캔 라인들)로 덮기 위해 요구되는 시간은 이미 임상적 유용성의 한계에 있다. 프레임 레이트를 감소시키지 않으며, 흐름 조건들 및 의도하지 않은 탐지 동작을 변경하는 것으로 인한 아티팩트들 및 에러들을 도입하지 않으면서, 상이한 송신 각도들에서 빔들을 추가하는 것은 가능하지 않을 것이다.
- [0067] 전체 흐름 필드는 각각 고유의 방향으로 전파되는 상이한 송신 빔들을 이용하여 탐지되므로, 높은 프레임 레이트들에서 벡터 흐름 정보를 얻기 위하여 새로운 다수-각도 플랫폼-포커스 도플러 접근법이 이용될 수 있다. 축 흐름 크기와, 빔 축 및 흐름 벡터 간의 각도(도플러 각도) 사이의 알려진 관계를 활용함으로써, 흐름 방향 및 흐름 속도를 독립적으로 추정하기 위하여 데이터가 합성될 수 있다. 또한, 잡음은 모든 앙상블에서 흐름인 것으로 역할을 할 것이지만, 각도와 완전히 상관되지 않을 가능성이 있다. 따라서, 다수-각도의 포커싱되지 않은 선형 도플러는 방향성 정보(directional information)를 이용하여 양호한 측방향 해상도 및 잡음 거부를 모두 제공할 것이다. 물론, 벡터 도플러 정보는 흐름의 벡터 표시(예를 들어, 스트림라인 도면(streamline plot))를 제공하기 위해 이용될 수도 있고, 가장 중요하게는, 흐름이 이미지 평면에 있는 한, 절대 속도 크기가 객관적으로, 즉, 애드-혹 각도 보정(ad-hoc angle correction) 없이 측정될 수 있다. 이 예에서, 이미지 평면은 스캔 라인들(38)과 직각으로 교차하는 평면에 관련된다. 선형 어레이의 경우, 이미지 평면은 각각의 송신기-수신기(22)의 중심을 관통하여 투영하며 그 면에 수직인 선과 직각으로 교차할 것이다. 이 평면은 초음파 시스템에 의해 촬영되는 공간에서의 2차원 영역을 나타낸다.
- [0068] 도 3은 축 및 횡방향 흐름 성분들로 분해되는 흐름 벡터를 예시한다. 수직 점선(44)은 초음파 송신의 축 방향이고, 수평 점선(50)은 횡방향 흐름 방향이다. 도관(28) 내의 유체 흐름은 긴 화살표들(52)로서 도시되어 있다.
- [0069] 다수 각도 송신들을 이용하여 잡음 및 흐름을 구별하기 위한 능력을 활용하기 위해서는, 벡터 흐름 정보가 처음부터 보존되어야 한다. 데이터 수집은 다수 각도 획득에 대해 개략 설명된 어느 하나의 방식에 따라 진행될 수 있다. 위에서 개략 설명된 처리 단계들은 행렬 공식(matrix formulation)으로 합성될 수 있으므로, 새로운 처리 알고리즘은 도플러 데이터 레코드(record)들의 $N \times M$ 행렬을 함께 처리하고, 횡방향 해상도를 향상시키고, 조직 및 흐름 영역들 사이를 구별하고, 잡음을 감소시키고, 벡터 흐름 정보를 빠른 프레임 레이트들에서 제공한다.
- [0070] 흐름 속도 벡터의 크기 및 방향 양쪽에 대한 지식은 진정한 흐름 및 잡음 간의 구별과, 운동 상태('벽 운동(wall motion)')일 수도 있는 조직 및 느린 유체 흐름 간의 구별을 향상시키는데 도움이 된다. 예를 들어, 느린 흐름 신호 크기들은 종종 시스템 바닥 잡음(noise floor) 근처에 있고, 도플러 속도 크기 임계값은 흐름 표시의 오염을 방지하기 위하여 바닥 잡음을 충분히 초과하도록 선택되어야 한다. 흐름 방향 추정 또한 잡음이지만, 진정한 흐름 방향은 (반복 측정들을 행하기 위해 이용되는 작은 시간 간격에 걸쳐) 상수인 반면, 잡음 방향은 평균 제로(zero)를 갖는 랜덤(random)이며, 몇 개의 측정들을 평균하는 것은 잡음을 감소시키고, 흐름 신호들을 일관성 있게 합성한다. 또한, 벡터 정보는 이미지 전반에 걸쳐 SNR을 향상시키기 위해 인접하는 샘플 체적들을 포함하는 다른 흐름 일관성 필터들의 이용을 허용한다.
- [0071] 동맥(artery)들이 심장 사이클과 일치하는 맥동 운동(pulsatile motion)을 주로 나타낸다는 것은 잘 알려져 있다. 벽 운동은 도관 축을 주로 횡단하지만, 흐름은 일반적으로 길이 방향이므로, 벽 운동 및 벽 근처 흐름 사이의 구별은 벡터 방향 추정값들에 의해 향상된다. 그러므로, 도관 벽 및 루멘(lumen) 사이를 구별하는 다른 수단을 증가시키기 위하여, 운동 방향에 있어서의 예리한 불연속성이 이용될 수 있다.
- [0072] **컬러 파워 도플러(Color Power Doppler)**
- [0073] 통상적인 상관 처리는 도플러 속도 및 도플러 파워의 추정값들을 생성한다. 후자의 수량은 전형적으로 흐름에 대해 더욱 민감하고, 작은 도관들을 검출하고 맵핑(mapping)하기 위해 이용될 수 있다. 다수-각도 플랫폼-포커스

획득 및 벡터 처리의 잡음 감소와 측방향 해상도 향상의 이익들은 컬러 파워 도플러 모드에도 마찬가지로 확장된다.

- [0074] 본 명세서에서 설명된 실시예들에 대한 다수의 장점들이 존재하며, 이 장점들은 제한 없이 다음을 포함한다:
- [0075] (a) 포커싱되지 않은 송신 도플러 흐름 촬영은 높은 프레임 레이트들에서 전체 프레임 흐름 이미지들을 제공한다. 단일 영상블은 전체 이미지 공간에 걸쳐서 흐름을 측정하기에 충분하므로, ROI 선택과, 도플러 영역 크기 및 프레임 레이트 간의 절충에 관한 처리를 회피한다.
- [0076] (b) 포커싱되지 않은 송신 도플러 방법에 의해 실현가능한 더 긴 영상블 길이들은 상당한 프레임 레이트의 감소 없이, 향상된 혈액 속도 측정 정확도를 제공한다.
- [0077] (c) 단일 각도 송신(선형 트랜스듀서를 이용한 평면파 플랫폼-포커스)은 좁은 각도 여기(angle excitation)를 제공하고, 시스템의 본질적인 스펙트럼 확장을 감소시킨다.
- [0078] (d) 선형 송신들과 같은 다수-각도의 포커싱되지 않은 송신들은 전체 이미지에 걸쳐 높은 프레임 레이트의 벡터 도플러(Vector Doppler) 측정들을 가능하게 한다.
- [0079] (e) 다수-각도 도플러 측정들은 다양한 메트릭(metric)들(예를 들어, 속도 추정의 변동, 벡터 방향 및 진폭의 각도 맞춤의 평균 제곱 에러, 또는 도플러 파워의 다수-각도 추정)을 이용하여 흐름 및 비-흐름(no flow)의 영역들 사이에 대한 개선된 구별을 가능하게 한다.
- [0080] 상기 방법은 상이한 방향으로 전파되도록 조향되는 포커싱되지 않은 송신 평면파들의 합성을 이용하고, 전체 시야에 걸쳐 컬러 흐름 이미지의 측방향 해상도를 향상시키도록 확장된다. 상기 방법은 전체 시야에 걸쳐 벡터 흐름 방향 및 크기를 얻기 위하여 상이한 방향으로 조향되는 포커싱되지 않은 송신 평면파들의 합성을 이용하고, 표준 트랜스듀서로 그렇게 행할 수 있도록 응용될 수 있다. 흐름은 절대적인 흐름 크기들을 제공하기 위하여 이미지의 평면에 있어야 한다.
- [0081] 또한, 상기 방법은 위에서 언급된 벡터 흐름 정보와, 도플러 각도 및 도플러 속도 크기 사이의 관계를 이용하여, 진정한 흐름 및 잡음 사이의 구별을 향상시키기 위하여 상이한 방향으로 전파되도록 조향되는 포커싱되지 않은 송신 평면파들의 합성을 이용하도록 응용될 수 있다. 부가적으로, 이 방법들은 곡선 어레이들(점 소스들의 합성 어레이를 생성하도록 배치된 분명한 곡물 중심을 갖는 원형 파면들)에 응용될 수 있다.
- [0082] "위상 조정된 어레이들(phased arrays)" 또는 "섹터 어레이들(sector arrays)", "구형 어레이들(spherical arrays)", "2D 어레이들"을 포함하는 임의의 일반적인 기하구조의 트랜스듀서 어레이들은 본 개시 내용의 실시예들에 따라 "각도 다이버시티(angular diversity)"를 생성하는 선형, 원형, 평면, 구형, 또는 다른 파면들을 생성하도록 응용될 수 있다.
- [0083] 또한, 본 개시 내용의 실시예들은 화소-기반 처리의 소프트웨어 구현에가 도플러 및 벡터 도플러 처리를 포함하도록 확장된다. 이 개시 내용은 평면파 및 다른 포커싱되지 않은 빔들의 이용과, 획득 시퀀스들 및 본 명세서에서 설명된 처리 접근법들을 포함하고 수용하기 위하여, 통상적이 수신 빔 형성 처리의 하드웨어 구현예의 이용뿐만 아니라, 화소-기반 도플러 및 벡터 도플러 처리의 하드웨어 구현예(예를 들어, FPGA, ASIC)를 포함한다. 상기한 것은 컬러 파워 도플러 처리(Color Power Doppler processing)에도 응용된다.
- [0084] **높은 프레임 레이트의 전체-필드(full-field) 스펙트럼 도플러**
- [0085] 단일 이미지 지점에서 흐름을 정량화하기 위한 통상적인 스펙트럼 도플러 획득 시퀀스는 3개의 모드들: (a) 초음파진단 송신-수신 시퀀스(60), (b) 이미지 지점을 포함하는 초음파진단 프레임 내의 관심 영역(ROI)에 걸쳐 있는 컬러 라인들을 위한 컬러 흐름 영상블(62), 및 (c) 도 4에 도시된 단일의 포커싱된 송신 빔을 이용하는 더 긴 높은 PRF 시퀀스(64)를 인터리빙할 수 있다. 종종 "3중 모드(triple mode)"로 불리는 3개의 획득 모드들(60, 62, 64)의 이러한 인터리빙은 목표로 겨냥된 지점이 흐름 정량화를 위해 의도된 위치에 남아 있다는 확신을 제공하고, 그 정보를 획득하기 위해 요구되는 상당한 양의 시간으로 인해 전체 프레임 레이트를 제한하기도 한다.
- [0086] 현재 이용 중인 초음파 시스템들은 모두 도 1에 도시된 것과 같이, 3중 모드 주사를 위해 포커싱된 송신 빔들을 사용한다. 이 접근법은 양호한 감도(sensitivity) 및 공간 해상도를 제공하지만, 트랜스듀서의 촬영 필드 내의 관심 영역을 스캔하는 것에는 상당한 양의 시간이 걸린다. 3중 스캐닝에 대한 평면파 송신 필드들의 응용은 초음파진단 및 컬러 흐름 모드들 모두에 대한 매우 높은 프레임 레이트의 촬영을 허용하므로, 목표로 한 스펙트럼 도플러에 할당된 획득 시간의 오버헤드(overhead)를 최소화한다. 또한, 타겟팅(targeting)은 진단 스캔들을 위

해 필요한 것만큼 양호한 이미지 품질을 요구하지 않으므로, 이미지 해상도 및 콘트라스트를 향상시키기 위하여 다수-각도 평면과 시퀀스들을 이용하는 것이 심지어 필요하지 않을 수도 있다. 도 4의 3중 모드 촬영 예는 도 5의 포커싱되지 않은 평면과 송신들을 이용하여 제공된다. 스펙트럼 도플러 송신 빔들은 가장 높은 사이드 로브 거부를 위해 샘플 지점 위에 엄격하게 포커싱될 수 있거나, 포커싱되지 않은 평면파를 이용할 수 있다는 것에 주목해야 한다. 후자는 단일 도플러 각도를 가지는 장점(포커싱된 각도는 도플러 각도들의 확산을 가짐)을 가지지만, 약간 더 큰 샘플 체적으로 된다.

[0087] 도 4에 도시된 예에서, 초음파진단 촬영 처리의 하나의 프레임에 대해 128개의 송신-수신 이벤트들이 이용되고 (60), 컬러 흐름 프레임(양상블 길이 $N=12$)에 대해 144개의 송신-수신 이벤트들이 이용되고(62), 도플러 스펙트럼을 얻기 위해 $M=128$ 의 양상블이 이용된다(64). 이 스펙트럼은 화소 휘도가 주파수(속도) 간격에서 도플러 파워를 나타내는 화소들의 컬럼(도시하지 않음)으로서 표시된다. 이 예에서, 스펙트럼 도플러에 할당되는 시간의 비율은 전체 프레임 획득 시간의 1/3보다 작다(32%). 새로운 스펙트럼은 프레임마다 연산되고, 스크롤하는 디스플레이(scrolling display)에서 또 다른 수직 화소 대역으로서 표시된다.

[0088] 도 5에는, 포커싱되지 않은 평면파 송신들을 이용하는 인터리빙 초음파진단(60), 컬러 흐름(62), 및 스펙트럼 도플러(64) 방법들을 위한 획득 시퀀스가 예시되어 있다. 도 4의 예에서 포커싱된 송신들을 대체함으로써, 초음파진단 촬영(60)의 하나의 프레임을 위해 오직 1개의 송신-수신 이벤트가 필요하고, 컬러 흐름 프레임 촬영(62)을 위해 12개의 송신-수신 이벤트들 중 하나의 양상블이 이용되고, 도플러 스펙트럼 이미지(64)를 얻기 위해 128개가 이용된다. 스펙트럼 도플러에 할당된 시간의 비율은 전체의 90%이다.

[0089] **다수-지점 스펙트럼 도플러(Multiple-point Spectral Doppler)**

[0090] 포커싱되지 않은 송신 파(transmit wave)를 이용하는 고유의 장점은, 전체 초음파진단 영역에 한번에 발사될 수 있으므로, 이미지 공간 내의 임의의 지점들에 대한 스펙트럼 도플러 처리의 응용을 허용한다는 점이다. 멀티-게이트 샘플링(multi-gate sampling)을 이용하는 통상적인 시스템들도 몇몇 지점들에서 스펙트럼들을 제공할 수 있지만, 이들은 적절한 PRF 및 프레임 레이트의 실제적인 고려사항들에 의해 단일 빔 라인의 축을 따르는 지점들에 제한된다. 포커싱되지 않은 송신은 이미지 내의 어느 곳인가의 다수 지점들에서의 흐름들 사이의 정량적 비교들을 허용한다. 이러한 비교들은 완전한 스펙트럼을 이용하여 행해질 수 있거나, 획득 PRF에 대해 영향을 주지 않는 임의의 수의 이미지 지점들에서 심장 사이클에 걸쳐 추적된 (피크 전압과 같은) 단일 스펙트럼 파라미터들에 대해 행해질 수 있다. 포커싱되지 않은 평면파 송신의 넓은 범위를 고려하면, 다수의 이미지 지점들에서 스펙트럼 파라미터들의 실시간 표시 기능을 갖는 고속 PRF를 유지하는 것은 데이터 처리 및 표시의 속도에 의해서만 한정된다.

[0091] PRF 또는 이미지 프레임 레이트에서 타협을 갖지 않는 초음파 이미지 내의 다수의 지점들에서의 스펙트럼 도플러 처리를 통해 동시 정량적 흐름 정보를 제공하는 능력은 감소된 검사 시간을 갖는 복잡한 흐름 비정상들에 대한 개선된 진단을 제공한다.

[0092] 포커싱된 송신 빔들은 사이드 로브들을 감소시키기 위해 이용될 수 있다. 관심있는 목표 지점들이 단일 빔 방향 근처에 놓여 있는 경우, 적응형 알고리즘(adaptive algorithm)은 목표 지점들에 발사하기 위해 필요한 것보다 폭이 더 넓지 않은 포커싱된 송신 빔을 자동으로 형성할 수 있다. 따라서, 송신 빔은 희망하는 영역에 발사하면서 사이드 로브 클러터(side lobe clutter)를 감소시키도록 만들어질 수 있다. 송신 빔 폭을 조절하여 이미지 품질에 대한 폭의 영향을 실시간으로 평가하기 위하여, 사용자 인터페이스 제어가 제공될 수 있다. 넓은 빔(약하게 포커싱된) 발사(ensonification)가 이용되는 경우, 이하에 더욱 완전히 논의되는 바와 같이, 현재는 이용 가능하지 않은 새로운 흐름 시각화(flow visualization)를 산출하기 위하여 데이터의 후처리(post-processing)가 수행될 수 있다.

[0093] **저장된 높은 PRF 데이터의 후처리(Post-Processing of Stored High-PRF Data)**

[0094] 높은 PRF 스펙트럼 데이터의 긴 시퀀스(sequence)를 저장하는 것은 발사된 영역 내의 임의의 또는 모든 지점들에서의 흐름을 정량화하는 후처리를 허용한다. 포커싱되지 않은 평면파 송신들에 대하여, 이러한 후처리는 전례가 없는 정량적 흐름 및 조직 운동 이미지들을 제공할 것이다. 몇 개의 심장 사이클들에 걸쳐 확장되는 높은 PRF 데이터 레코드(record)는 스펙트럼 도플러 정보로부터 유도되는 정량적 흐름 파라미터들의 컬러 오버레이들을 생성하기 위하여 후처리될 수 있다. 스펙트럼 도플러 처리는 흐름 파라미터들이 양상블 데이터에 기초하고 있는 컬러 도플러 이미지들에 비해, 매우 정확한 흐름 정보를 제공한다.

[0095] 도 6에는, 도플러 스펙트럼으로부터 얻어진 임상적 관심에 대한 몇몇 파라미터들이 도시되어 있고, 이들 각각은

상이한 흐름 특성들을 묘사하는 무비(movie)들을 생성하기 위하여 각각의 이미지 프레임에 대해 연산될 수 있다. 예를 들어, 피크 속도, 피크 도플러 파워에 대응하는 속도, 및 통합된 스펙트럼 파워는 이러한 새로운 스펙트럼 도플러 무비들을 위한 각각의 가능한 파라미터 선택들이다. 도플러 속도 파워 스펙트럼은 도플러 주파수, 또는 동등하게는, 도플러 속도의 함수이다. 피크 파워 속도(peak-power velocity)는 파워 스펙트럼의 모드를 위치시킴으로써 얻어지고, 평균 속도는 스펙트럼의 첫 번째 모멘트(moment)에 의해 유사하게 주어진다. 피크 속도는 파워 임계 레벨을 이용하여 정의되고, 이 레벨 미만에서는 속도 추정이 신뢰성이 없는 것으로 간주된다. 유사하게, 스펙트럼 폭은 피크 파워 레벨 미만의 어떤 레벨(예를 들어, 6 dB)로 파워가 하강하는 속도들 사이의 거리에 의해 정의된다. 혈류의 표시로부터 조직 운동(tissue motion)을 제거하기 위해 벽 필터 차단(wall filter cutoff)이 이용된다.

[0096] 대안적으로, 전체 심장 사이클 상의 흐름 맵(flow map)을 나타내는 새로운 종류의 이미지가 표시될 수 있다. 예를 들어, 하나 또는 그 이상의 심장 사이클들 중에 검출된 최대 흐름 속도는 최대 스펙트럼 폭(난류(turbulence)의 가능한 표시자(indicator))과 같이 연산 및 맵핑될 수 있다. 이러한 새로운 모드들의 임상적 유용성은 알려져 있지 않지만, 단일 지점에서 현재만 얻어질 수 있는 정보가 전체 흐름 영역에 걸쳐 지금부터 생성될 수 있으므로 유망하다. 또한, 검사하는 초음파 검사자(sonographer)에 의해 예상되지 않았던 방식들에 의해 데이터를 분석하기 위한 능력은 검사가 행해진 후에 데이터를 원격으로 또는 양호하게 검토하는 역할을 부여 받은 임상가(clinician)들에게 관심이 있을 수 있다. 이 발명에서는, 새로운 후검사(post-exam) 처리 절차들의 확립뿐만 아니라, 새로운 검사 및 데이터 레코딩 프로토콜들이 예상된다.

[0097] 상기한 처리들을 구현하는 하드웨어는 다량의 매우 높은 PRF 수신 데이터의 저장과, 몇 개의 심장 사이클들에 걸쳐 확장되는 것을 허용한다는 점에서 독특하다. 최대 데이터 레이트는 PCIe 버스 상에서의 전달 레이트의 용량에 의해 주로 한정된다. 현재의 시스템 데이터 레이트들은 수신 데이터의 64 채널들에 대해 1.5 GB/s만큼 높은 전송들을 허용하며, 따라서, 높은 PRF 도플러 초음파 데이터의 연속 스트리밍을 가능하게 한다. 새로운 데이터로 겹쳐쓰기 이전에 연속 스트리밍 데이터가 저장될 수 있는 최대 시간은 호스트 컴퓨터 메모리의 크기에 의해 주로 한정된다.

[0098] 다수 지점 스펙트럼 도플러 처리가 실시간으로 수행되어, 시야 내의 다양한 공간 지점들에서의 정량적 흐름 정보를 제공할 수 있지만, 신호 처리 대역폭에 있어서의 현재의 한계들은 추출되는 지점들의 수 및/또는 정보의 유형들을 한정할 수 있다. 스펙트럼 도플러 정보를 발생시키기 위하여 수신된 데이터를 저장하고 후처리를 이용하는 것은 이 처리의 한계를 해소하고, 이용자에 의해 선택된 바와 같이 다른 스펙트럼 파라미터들의 완전히 새로운 이미지 유형들을 생성할 수 있다.

[0099] 이 접근법의 핵심 장점들

[0100] 포커싱되지 않은 송신 펄스들을 이용함으로써, 다수의 빔들을 송신해야 하는 PRF 페널티(penalty)를 갖지 않는 이미지 공간 내의 모든 지점에 대해 스펙트럼 도플러 데이터가 이용가능하다. 결과적으로, 몇몇 이미지 지점들은 임상 기준을 이용하여 선택될 수 있고, 동일한 송신 이벤트들에 대해 처리 및 비교될 수 있으며, 이에 따라, 급격하게 변화하는 흐름으로 인한 획득 아티팩트들을 최소화한다.

[0101] 포커싱되지 않은 송신 3중 모드 촬영(초음파진단, 컬러 흐름, 스펙트럼 도플러)은 매우 높은 PRF에서 전체 프레임 이미지들 및 도플러 데이터를 제공한다. 단일 컬러 흐름 영상물은 전체 초음파진단 이미지 공간 상의 흐름을 촬영하기에 충분하고, 이에 따라, 스펙트럼 도플러 획득을 위한 더 많은 시간을 제공할 수 있다.

[0102] 단일 각도 송신(예를 들어, 선형 트랜스듀서를 이용한 평면파 플랫폼-포커스)은 좁은 각도 여기를 제공하고, 시스템의 본질적인 스펙트럼 확장을 감소시킨다.

[0103] 하드웨어는 다수의 심장 사이클들 상에서 확장되는 다량의 매우 높은 PRF 데이터를 저장할 수 있다. 포커싱되지 않은 송신들은 이미지 공간 내의 모든 지점에서 완전한 스펙트럼을 얻기 위하여 스펙트럼 도플러 방법들을 이용한 데이터의 처리를 허용한다. 그 다음으로, 흐름(및 조직 운동도 가능함)은 스펙트럼, 또는 시간에 걸친 그 변동을 특징화하는 다수의 파라미터들 중의 임의의 하나를 이용하여 각각의 지점에서 정량화될 수 있다. 이미지들은 전례가 없는 흐름 정량화 및 표현을 위한 이 파라미터들 중의 임의의 것을 이용하여 발생될 수 있다.

[0104] 포커싱되지 않은 여기(unfocused excitation) 및 높은 PRF 데이터의 긴 레코드(record)들의 장점은, 데이터 품질이 실시간 표시를 이용하여 보장되더라도, 초음파 검사자는 검사 중에 예상하지 않았던 방식들에 의해 데이터의 소급 분석(retrospective analysis)이 행해질 수 있다는 점이다. 유연한 소급 분석을 행하기 위한 이 능력은 환자 스캔들의 통상적인 임상 검토 및 원격진료(telemedicine)에 대한 잠재적인 응용을 가진다.

- [0105] 흐름을 검출하고 정량화하기 위하여 본 명세서에서 설명된 모든 방법들은 심장(cardiac) 또는 호흡기(respiratory) 자극에 응답하여 또는 외부에서 인가된 힘에 응답하여 조직 운동의 특징화(characterization)에 응용될 수 있다.
- [0106] 도 7은 본 개시 내용의 처리들을 구현하기 위한 하이-레벨 시스템 구조(70)를 나타내는 시스템 레벨 블록도이다. 이것은 하나의 대표적인 실시예에 불과하며, 예시된 구조(70)는 본 개시 내용의 모든 실시예들을 위한 필수요건이 아니라는 것을 이해해야 한다.
- [0107] 상기 구조(70)는 PCI-익스프레스(PCI-express)를 통해 멀티-채널 트랜시버(multi-channel transceiver) 및 데이터 획득 시스템(76)에 연결된 호스트 컴퓨터(72)를 포함한다. 호스트 컴퓨터(72)는 사용자 인터페이스 및 제어(78)와, 디스플레이(80)를 가지고, 이 둘은 화소-기반 응용 처리 소프트웨어(84)를 사용하는 프로세서(82)에 연결된다. 멀티-채널 트랜시버 및 데이터 획득 시스템(76) 하드웨어는 음향 매체(90) 내의 영역(88)을 촬영하기 위해 이용되는 초음파 트랜스듀서(86)에 연결된다. 이 부품들은 용이하게 상업적으로 입수가 가능하므로, 본 명세서에서는 구체적으로 설명되지 않을 것이다.
- [0108] **화소 배향 처리(Pixel Oriented Processing)**
- [0109] 본 개시 내용의 하나의 실시예에 따른 소프트웨어-기반 방법 및 시스템 구조는 모든 실시간 처리 기능들을 소프트웨어에 의해 구현한다. 제안된 구조는 도 8에 개략적으로 도시되어 있다.
- [0110] 소프트웨어-기반 시스템에서의 유일한 맞춤형 하드웨어 부품은, 펄스 발생 및 신호 획득 회로, 및 신호 데이터를 저장하기 위해 이용되는 큰 블록의 확장 메모리를 포함하는 컴퓨터의 확장 버스에 대한 플러그-인 모듈(plug-in module)이다. 신호 획득 처리는 송신 펄스를 뒤따르는 트랜스듀서 요소들의 각각으로부터 복귀되는 신호들을 증폭하고 디지털화하는 것으로 구성된다. 전형적으로, 트랜스듀서 자체에 의해 제공되는 자연적인 대역통과 필터링(band-pass filtering) 이외의, 디지털화 이전의 신호들의 유일한 필터링은 A/D 변환을 위한 저역통과(low pass) 안티-에일리어싱(anti-aliasing) 필터링이다. 신호들은 관련된 주파수들과 일치하는 일정한 레이트에서 샘플링되고, 디지털화된 데이터는 최소의 처리로 메모리에 저장된다. 신호 획득의 간단한 설계는 회로가 비교적 작은 양의 기판 영역에서 규격품인 부품들로 구현되도록 한다.
- [0111] 플러그-인 모듈의 더욱 구체적인 모습이 도 9에 도시되어 있다. 송신기, 수신기 전치증폭기(pre-amplifier), A/D 변환기, 및 메모리 블록으로 각각 구성되는 다수의 획득 채널들이 도시되어 있다. 수신 중에, 트랜스듀서 신호들이 디지털화되고 개별 메모리 블록들에 직접 기록된다. 메모리 블록들은 듀얼 포트(dual port)로 되어 있고, 이것은 획득 데이터가 A/D 변환기 측으로부터 기록됨과 동시에, 메모리 블록들이 컴퓨터 측으로부터 관독될 수 있다는 것을 의미한다. 메모리 블록들은 시스템 CPU(들)에 대한 정상적인 확장 메모리로 보인다. 시스템은 맞춤형 케이스 내에 실장되는 것이 바람직하므로, 플러그-인 모듈의 크기는 표준적인 컴퓨터 확장 카드의 정상적인 크기로 한정되지 않는다는 것에 주목해야 한다. 또한, 대다수의 트랜스듀서 요소들을 수용하기 위하여 다수의 플러그-인 모듈들이 이용될 수 있고, 각각의 모듈은 트랜스듀서 개구의 서브세트(subset)를 처리한다.
- [0112] 증폭기들, A/D 변환기들 및 관련된 인터페이스 회로를 포함하는 플러그-인 모듈을 위한 부품들과, 송신 펄스 발생 및 신호 획득을 위해 필요한 부품들은 용이하게 상업적으로 입수가 가능한 부품들이며, 본 명세서에서 구체적으로 설명되지 않을 것이다. 수신된 에코들로부터 얻어진 에코 신호들의 RF 데이터 저장을 위해 필요한 메모리 블록은 상업적으로 입수가 가능한 플러그-인 확장 메모리 카드들에서 발견되는 것과 본질적으로 동일한 회로이며, 디지털화된 신호 데이터를 기록하기 위한 두 번째의 직접 메모리 액세스(direct memory access) 포트를 추가하고 있다. (수신된 에코 신호 데이터는 트랜스듀서에 의해 발생된 고주파수 전기적 발진들로 구성되므로, 수신된 에코 신호 데이터는 일반적으로 RF 데이터라고 칭한다.) 메모리는 중앙 프로세서의 어드레스 공간에 맵핑되고, 컴퓨터 마더보드(motherboard) 상에 위치한 다른 CPU 메모리와 유사한 방식으로 액세스될 수 있다. 메모리의 크기는 256개 또는 그 이상의 분리된 송신/수신 사이클들을 위한 개별적인 채널 수신 데이터를 수용할 수 있도록 되어 있다. 신체에서의 초음파 펄스의 왕복 이동 동안의 최대의 실제 침투 깊이는 약 500 파장이므로, 중심 주파수의 4배인 전형적인 샘플링 레이트는 개별적인 트랜스듀서 요소로부터의 4000개에 이르는 샘플들의 저장을 필요로 할 것이다. 16비트의 샘플링 정확도와 128개의 트랜스듀서 채널들에 대하여, 최대 깊이의 수신 데이터 획득은 각각의 송신/수신 이벤트에 대해 대략 1 메가바이트(megabyte)의 저장을 필요로 할 것이다. 그러므로, 256개의 이벤트들을 저장하는 것은 256 MB의 저장을 필요로 할 것이며, 모두 총합하여 128개의 채널 시스템이 약간의 플러그-인 카드들 상에 구축될 수 있다.
- [0113] 소프트웨어-기반 초음파 시스템의 또 다른 형태는 컴퓨터 마더보드 및 그 관련 부품들이다. 제안된 설계를 위한

마더보드는 바람직하게는, 필요한 처리 파워를 얻기 위하여 멀티-프로세서 CPU 구성을 지원해야 한다. 전력 공급 장치, 메모리, 하드 디스크 저장 장치, DVD/CD-RW 드라이브, 및 모니터를 갖춘 완전한 멀티-프로세서 컴퓨터 시스템은 당업자들에게 잘 알려져 있고, 용이하게 상업적으로 구입될 수 있으며, 더욱 구체적으로 설명되지 않을 것이다.

[0114] 소프트웨어-기반 초음파 시스템은 헬스케어(health care) 산업에 상당한 이익을 제공하기 위하여, 현존하는 하이-엔드(high-end) 시스템들에 필적하는 이미지 품질을 의미하는 "고성능"을 실제로 달성해야 한다. 이 성능의 레벨은 현재의 시스템들의 흐름 통과(flow-through) 처리 방법들을 소프트웨어 구현들로 간단하게 변환함으로써 달성될 수 없으며, 이것은 흐름 통과(flow-through) 구조에서 실시간 촬영의 1초(one second)를 위해 필요한 모든 처리 동작들의 간단한 추가가 몇몇 범용 프로세서들로 현재 달성가능한 전형적인 초(second) 당 동작들의 개수를 초과하는 개수를 제공하기 때문이다. 결과적으로, 새로운 처리 방법들은 흐름 통과 방법들에 비해 훨씬 큰 효율을 달성하도록 요구된다.

[0115] 본 발명의 소프트웨어 기반 초음파 시스템 구조의 하나의 실시예에서는, 신호 및 이미지 처리를 위한 입력 데이터가 하나 또는 그 이상의 송신 이벤트들을 뒤따르는 개별 트랜스듀서 채널들로부터 취득되는 RF 샘플들의 세트(set)로 구성된다. 일례로서, 도 10에 도시된 바와 같이, 128 요소 트랜스듀서 어레이를 갖는 전형적인 2D 촬영 스캐닝 모드를 고려하자.

[0116] 이 경우, '송신 이벤트(transmit event)'는 특정한 요소 위치에서 트랜스듀서 상의 원점으로부터 외부로 향해 발산되는 포커싱된 초음파 빔을 형성하기 위해 매체에서 합성되는 복수의 음향파(acoustic wave)들을 발생시키기 위한 다수의 트랜스듀서 요소들로부터의 타이밍 조절된 펄스들로 구성될 것이다. 다수의 송신 이벤트들(모두 128개)은 트랜스듀서 표면의 폭을 가로질러서 증가 방식으로 순차적으로 방출되어 전체 이미지 프레임에 신호를 보내는 초음파 빔들을 생성한다. 이 송신 빔들의 각각에 대하여, 수신된 에코 데이터는 트랜스듀서의 128 수신기 요소들의 각각으로부터 수집되고, 각각의 컬럼(column)이 대응 트랜스듀서 요소에 의해 수신되는 샘플링된 에코 신호를 나타내는 데이터 어레이로 구성된다. 따라서, 각각의 어레이는 128 트랜스듀서 요소들에 대응하는 128 컬럼들과, 선택된(이 경우, 4096 샘플들로 되는 4096 로우(row)를 가정할 것이다) 깊이에 있어서의 샘플들의 개수에 대응하는 다수의 로우(row)들을 가진다. 다음으로, 이 128 데이터 어레이들은 하나의 완전한 이미지 프레임을 생성하기에 충분한 RF 데이터 세트를 구성한다.

[0117] 흐름 통과 구조에서는, 빔 및 이미지 형성이 데이터가 트랜스듀서로부터 스트림되어 입력될 경우에 발생하므로, 상기 설명된 RF 데이터 세트가 심지어 존재하지도 않는다(적어도 한번에 전부는 아님)는 점에 주목할 가치가 있다. 바꾸어 말하면, 송신 이벤트 이후에 데이터가 각각의 요소로 복귀할 때, 이들은 단일 빔(스캔 라인)을 따라 포커싱된 복귀를 나타내는 단일 RF 신호를 발생하도록 처리 및 합성된다(빔 성형이라고 칭함). 이 RF 신호는 메모리 어레이에 저장되는 에코 진폭 샘플들로 (다시 실시간으로) 처리된다. 모든 빔 방향들이 처리되면, 에코 진폭 데이터는 표시를 위한 화소 이미지로 보간 및 포맷된다. 모든 처리가 실시간으로 발생하므로, 처리 회로는 트랜스듀서 요소들로부터 스트림 입력되는 데이터를 '유지(keep up)'할 수 있어야 한다.

[0118] 본 발명의 소프트웨어 기반 구조에서는, 모든 입력 데이터가 처리되기 전에 저장된다. 이것은 처리 레이트로부터 획득 레이트를 분리하고, 필요할 경우에는, 획득 시간이 처리 시간보다 더 길어지도록 할 수 있다. 이것은 획득의 깊이가 얕고 샘플 레이트가 높은 고주파수 스캔(high frequency scan)들에서는 뚜렷한 장점이다. 예를 들어, 10 MHz 스캔 헤드(scan head)는 4 센티미터(centimeter) 근처의 이용가능한 촬영 깊이를 가질 수 있다. 이 경우, 조직 내의 사운드(sound)의 속도는 128 송신/수신 이벤트들의 각각이 매우 높은 획득 데이터 레이트인 52 마이크로초(microsecond) 내에 그 데이터를 획득 및 저장한다는 것을 기술하고 있다. 흐름 통과 구조에서는, 이 획득 데이터가 높은 처리 레이트에서 실시간으로 스캔 라인들로 형성될 것이다. 본 발명의 소프트웨어 기반 구조에서, RF 데이터의 저장은 조직 운동의 실시간 시각화를 위해 전형적으로 33 밀리초(millisecond)(30 frames/second)인 표시 프레임 기간만큼 처리가 오래 걸리도록 한다. 128 화소 컬럼들(대략 스캔 라인들과 유사함)에 대하여, 이것은 흐름 통과 구조의 52 마이크로초가 아니라, 258 마이크로초의 컬럼 당 처리 시간을 가능하게 할 것이다. 이 저장 방법은 전형적인 스캔 깊이들을 위한 흐름 통과 구조에 비해 최대 처리 레이트를 실질적으로 낮추는 효과를 가진다.

[0119] 입력 데이터를 저장하는 것은 최대 처리 레이트를 감소시키지만, 반드시 처리 단계들의 개수를 감소시키는 것은 아니다. 이를 완수하기 위해서는, 초음파 데이터 처리에 대한 새로운 접근법이 선택된다. 첫 번째 단계는 촬영 모드인 경우의 시스템의 궁극적인 목적이 출력 디스플레이 상에 이미지를 생성하는 것이라는 것을 인식하는 것이다. 초음파 이미지는 주파수 및 어레이 치수들과 같은, 획득 시스템의 물리적 파라미터들에 의존하는 기본적인

인 해상도를 가지며, 에코 진폭 또는 일부 다른 조직 (음향) 특성을 부호화하는 화소 값들의 직사각형 어레이로서 표현될 수 있다. 이 직사각형 화소 어레이의 밀도는 이미지 해상도의 적절한 공간 샘플링을 제공해야 한다. 표시 이미지들은 직사각형의 화소들의 어레이들로 구성될 뿐만 아니라, 상이한 기하구조 형상들을 나타내는 어떤 임의의 화소들의 세트로 구성될 수 있다는 것을 인식해야 한다. 다음 단계는 이 이미지 어레이 내의 화소들 중 하나와 함께 시작하여 RF 데이터 세트 내의 어느 샘플 지점들이 이 화소의 강도(intensity)의 계산에 기여하는지를 고려하고, 이들을 액세스하여 처리하는 가장 효율적인 방식을 결정하는 것이다. 디스플레이 상의 화소들에 대해 기여하는 정보만 처리될 필요가 있으므로, 이 접근법은 현재의 흐름 통과 구조에 의해 사용되는 것과는 완전히 상이한 접근법이다. 본 발명의 접근법에서는, 작은 영역이 더 적은 개수의 화소들을 포함하므로, 표시 이미지 상의 작은 영역은 큰 이미지 영역보다 더 적은 전체 처리 시간이 걸릴 것이다. 대조적으로, 흐름 통과 처리 방법들은 이미지 영역 크기에 무관하게, 최대 데이터 스트림 대역폭들을 처리하도록 설계되어야 한다.

[0120] 초음파 이미지를 적절하게 나타내도록 요구되는 화소 어레이를 처리한 후, 그 어레이는 시청을 위한 적절한 크기로 컴퓨터 디스플레이에 제공될 수 있다. 추가적인 CPU 처리를 요구하지 않는 컴퓨터의 그래픽 프로세서는 간단한 스케일링(scaling) 및 보간(interpolation)으로 구성되는 이 동작을 전형적으로 수행할 수 있다.

[0121] 다음으로, 초음파 이미지의 단일 화소에 대한 처리 방법을 고려한다. 이 논의에서는, 당면 목적이 트랜스듀서 어레이에 대한 화소의 대응하는 공간 위치에서 에코 강도(echo intensity)를 얻는 것이라고 가정할 것이다. 다른 음향 파라미터들이 유사하게 얻어질 수 있다. 첫 번째 단계는 에코 강도 계산에 기여하는 샘플들을 포함하는 획득 RF 데이터의 영역을 구하는 것이다. 도 10의 스캐닝 방법에 대해 이것을 달성하기 위하여, 화소 위치와 가장 교차하는 획득 스캔 라인을 먼저 구하고, 그 다음으로, 대응하는 개별 요소 데이터 어레이를 이용한다. 도 11은 초음파 이미지 내의 예시적인 화소에 대한 이 맵핑 처리(mapping process)를 도시한다. 도 11에서, 표시된 화소는 이 경우에 스캔 라인 4번인 가장 근접한 스캔 획득 라인으로 맵핑되고, 그 RF 데이터는 4번째 개별 요소 RF 데이터 어레이에 상주한다(4번째 송신/수신 이벤트로부터 수집된 데이터를 나타낸다). 하나를 초과하는 RF 데이터 어레이가 화소 신호에 기여하는 것으로 선택될 수 있지만, 이 예에 대해서는 오직 단일 데이터 어레이를 고려할 것이다.

[0122] 다음 단계는 화소의 강도 계산에 기여하는 샘플들을 포함하는 개별 요소 어레이에서 영역을 맵아웃(map out) 하는 것이다. 이 맵핑 처리는 상당히 복잡하고 몇몇 인자들에 의존한다. 트랜스듀서 요소들 각각은 이들이 이미지 필드 내의 특정 지점으로부터 복귀하는 신호에 대해 어떻게 응답할 것인지를 결정하는 감도(sensitivity)의 영역을 가진다. 소정의 이미지 지점에 대하여, 소정의 임계값을 초과하는 감도들을 가지는 요소들만 고려될 필요가 있으며, 이것은 감도가 너무 낮을 경우에 요소는 유용한 정보를 화소의 수량에 기여하지 않을 것이기 때문이다. 다음으로, 이 감도 임계값은 맵핑된 영역에서 포함하기 위한 요소 데이터 컬럼들의 수를 결정한다. 도 5에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서의 아주 우측 상의 요소들은 맵핑된 데이터 영역에서 포함되지 않는다.

[0123] 맵핑된 데이터 영역의 시작 깊이는 각각의 개별 트랜스듀서 요소에서의 복귀하는 에코의 도달 시간에 의해 결정된다. 도 11에 도시된 바와 같이, 이미지 지점으로부터 더 멀리 떨어진 요소들을 위한 이미지 지점 신호는 시간 상으로 추후에 캡처되므로, 데이터 세트의 시작 지점은 메모리에서 더 깊다. 마지막으로, 맵핑된 데이터 영역을 위해 필요한 깊이 범위는 발생한 송신 펄스의 지속기간(duration)에 종속된다. 더 긴 송신 펄스들은 이미지 지점을 더 긴 시간 기간 동안 여기시킬 것이고, RF 메모리의 더 큰 깊이의 기간(span)에 걸쳐 확장되는 에코 신호들을 발생시킨다.

[0124] 다행히도, 맵핑된 데이터의 영역을 결정하는데 포함되는 인자들의 다수는 소정의 화소 격자(pixel grid)에 대해 미리 연산될 수 있으며, 이것은 이 격자가 실시간 이미지 시퀀스의 다수의 프레임들에 걸쳐 변하지 않기 때문이다. 미리 연산된 인자들을 이용함으로써, 소정의 화소를 위한 맵핑된 데이터 영역은 신속하게 그리고 효율적으로 결정될 수 있고, 실시간 촬영 중에 상당한 연산들을 절약할 수 있다.

[0125] 화소 맵핑된 RF 데이터를 선택한 후, 이를 이하에 도시된 바와 같이 행렬, RFP_{nm} 로 구성할 수 있다.

$$RFP_{nm} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & \dots & a_{1k} \\ a_{21} & & & \\ \dots & & & \\ \dots & & & \\ a_{j1} & \dots & \dots & a_{jk} \end{bmatrix}$$

[0126]

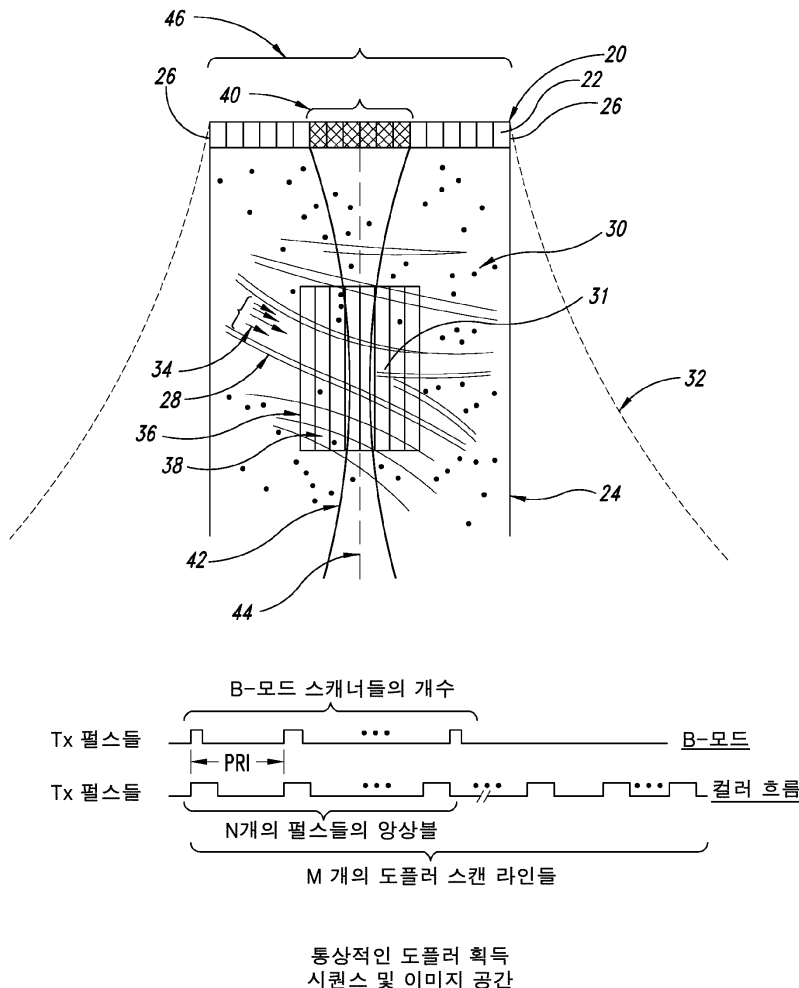
[0127] 표기 ' P_m '은 로우 n , 컬럼 m 에서의 이미지 화소를 칭한다. 행렬 컬럼들은 도 11의 수직 막대들이며, 각각의 수직 막대에서의 샘플들의 개수, j 는 동일하다고 간주된다. 샘플들의 개수 j 는 송신 펄스에 의해 발생하는 신호를 캡처하기 위해 필요한 시간에 있어서의 RF 데이터의 범위에 종속된다. 인덱스(index) k 는 강도 계산에 참여하기 위해 이미지 지점까지의 적절한 신호 강도를 갖는 RF 데이터 어레이 내의 채널들의 개수이다.

[0128] 본 명세서에서 인용되고 및/또는 출원 데이터 시트(data sheet)에서 열거된 모든 미국 특허들, 미국 특허 출원 공개들, 미국 특허 출원들, 외국 특허들, 외국 특허 출원들 및 비-특허 문헌들은 참조를 위해 본 명세서에 그 전체가 통합된다.

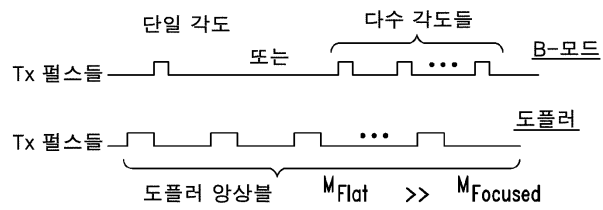
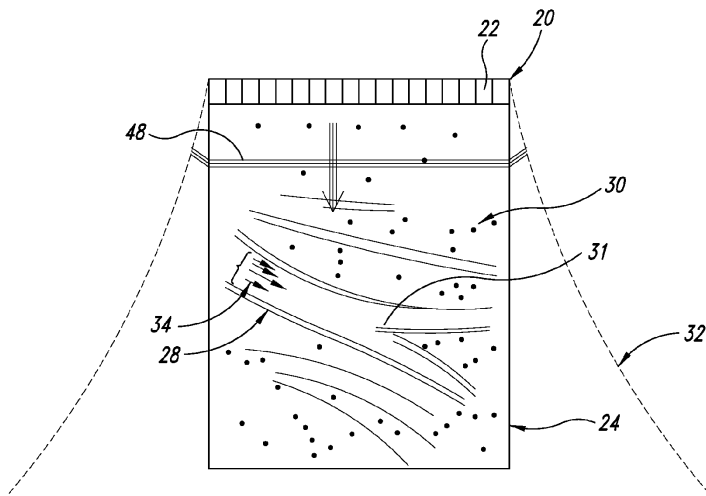
[0129] 상기한 것으로부터, 개시 내용의 특정 실시예들이 예시의 목적을 위해 본 명세서에 설명되었지만, 본 개시 내용의 취지 및 범위로부터 벗어나지 않으면서 다양한 변형들이 행해질 수 있다는 것을 인식할 것이다. 예를 들어, 화소 또는 복셀 음향 정보(voxel acoustic information)를 발생시키기 위하여 위에서 설명된 처리 동작들은 행렬 동작들을 이용하여 구현되었지만, 표준적인 수학 동작들 또는 심지어 하드웨어 기반의 처리 방법들이 처리 단계들의 일부 또는 전부를 달성하기 위해 이용될 수 있다고 인식된다. 따라서, 개시 내용은 첨부된 청구항들에 의한 것을 제외하고는 한정되지 않는다.

도면

도면1



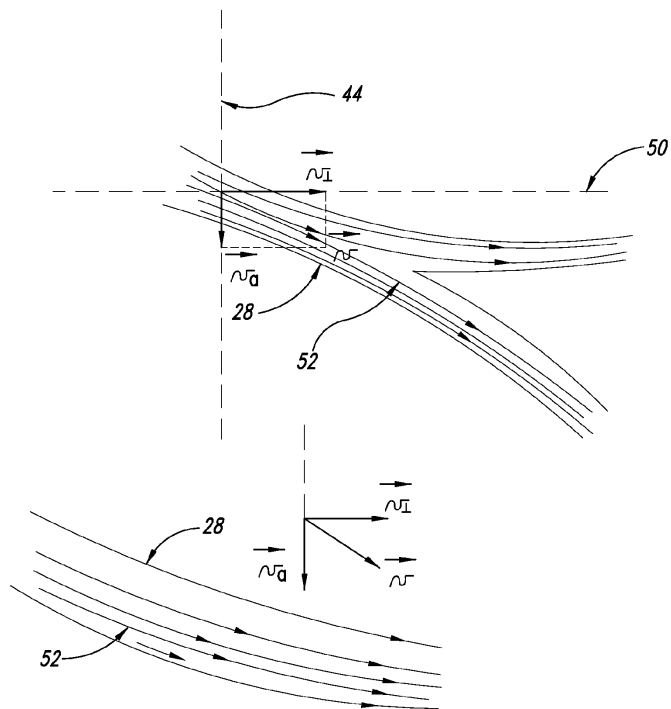
도면2



단일 각도의 포커싱되지 않은 송신 도플러 획득
시퀀스 및 이미지 공간

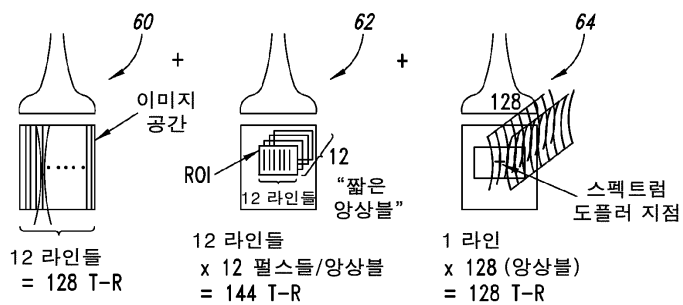
$$8 \leq M_{FOCUSED} \leq 16 \quad 16 \leq M_{FLAT} \leq 128$$

도면3



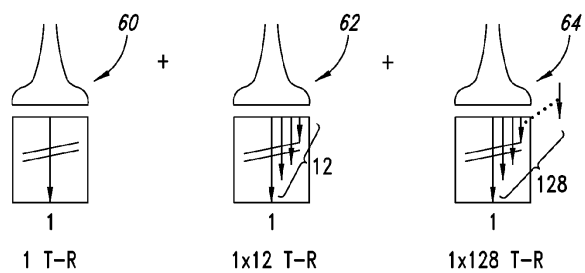
축 및 축방향 흐름 성분들로 분해된 흐름 속도 벡터

도면4



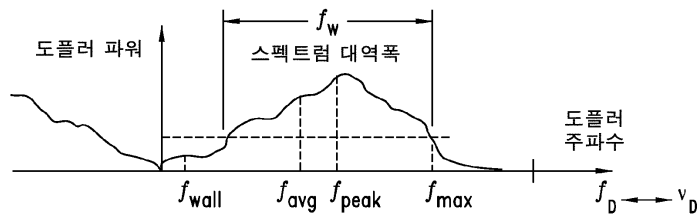
$$\left. \begin{array}{l} \text{전체} = 400 \\ \text{스펙트럼 도플러} = \text{획득 시간의 } 32\% \end{array} \right\} \text{프레임 레이트} = \text{PRF}/400$$

도면5

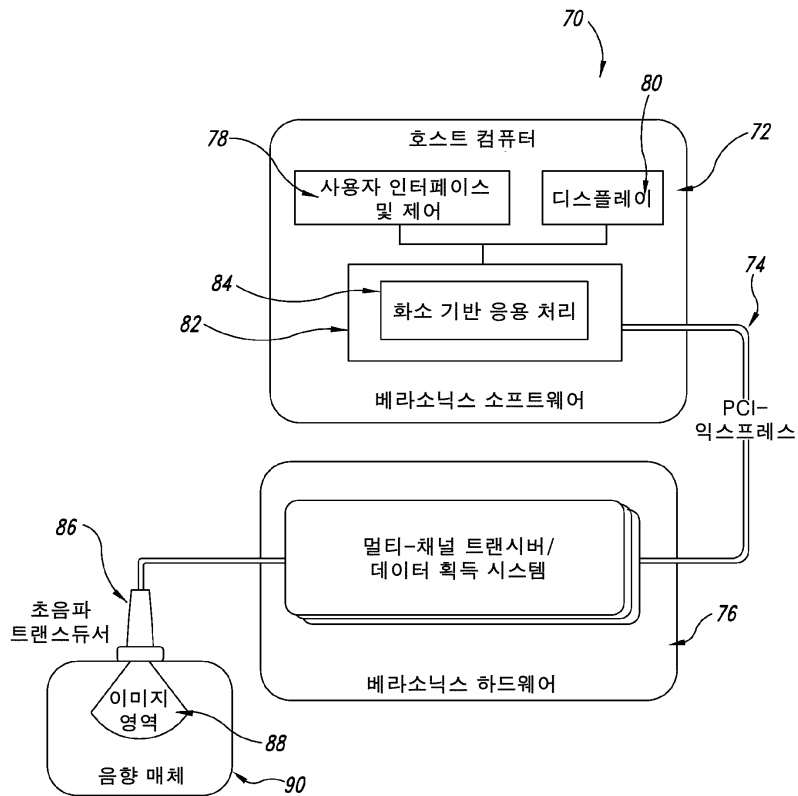


$$\left. \begin{array}{l} \text{전체} = 1+12+128=141 \\ \text{스펙트럼 도플러} = 128/141 \sim 90\% \end{array} \right\} \begin{array}{l} \text{프레임 레이트} = \text{PRF}/141 \\ = 3\text{x도} 1 \end{array}$$

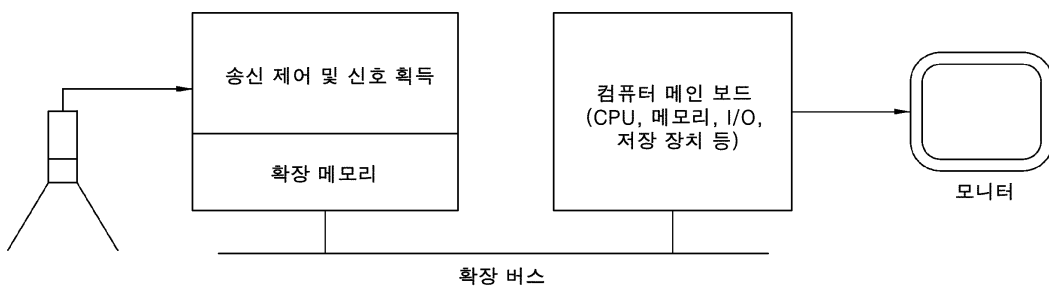
도면6



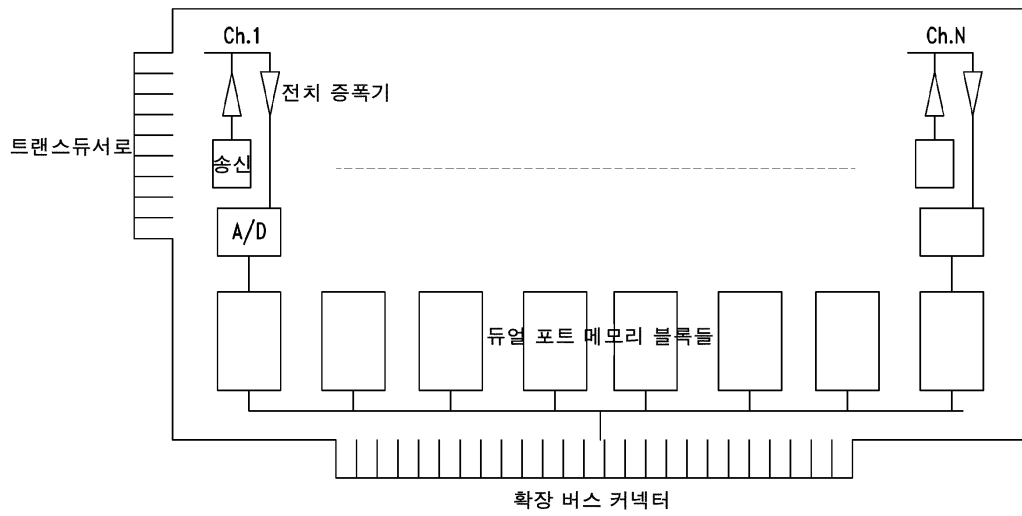
도면7



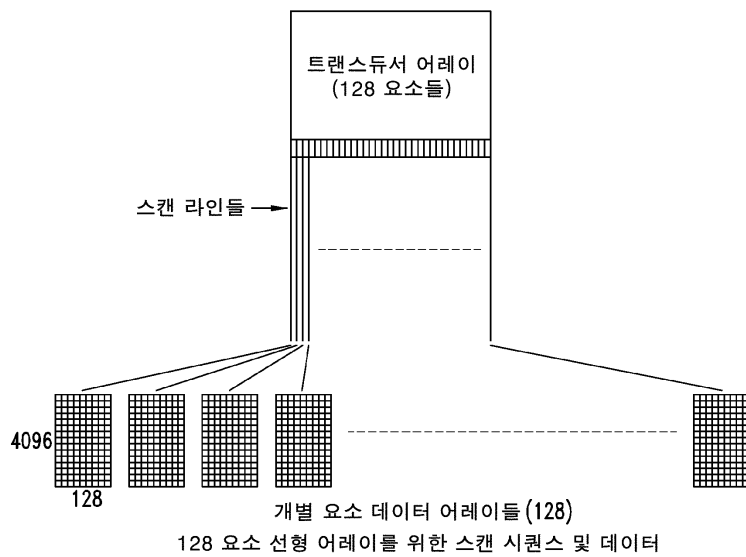
도면8



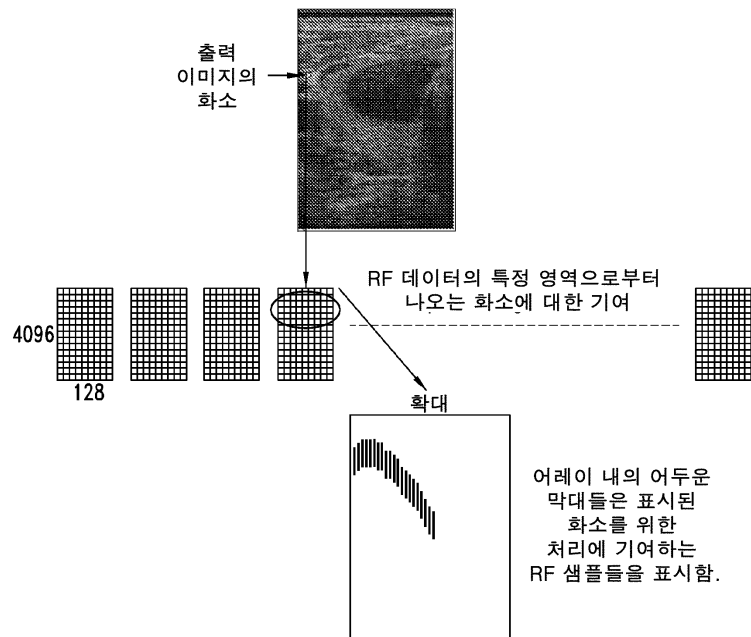
도면9



도면10



도면11



专利名称(译)	使用未聚焦的发射波束捕获高帧率定量多普勒流		
公开(公告)号	KR1020110027806A	公开(公告)日	2011-03-16
申请号	KR1020117002009	申请日	2009-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	维拉声学公司		
申请(专利权)人(译)	砍牛的鼻子、激光炮的		
当前申请(专利权)人(译)	砍牛的鼻子、激光炮的		
[标]发明人	DAIGLE RONALD ELVIN 데이글로날드엘빈 KACZKOWSKI PETER JOHN 카츠코브스키피터존		
发明人	데이글,로날드,엘빈 카츠코브스키피터,존		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	G01S7/52047 G01S7/52085 G01S15/8977 G01S15/8979 G01S7/52028 A61B8/13 G01S7/52034 A61B8/06 G01S15/8995 G01S15/8984 A61B8/14 A61B8/08		
优先权	12/076057 2008-06-26 US 61/076057 2008-06-26 US		
其他公开文献	KR101820422B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种具有像素取向处理功能的超声成像系统，其中用于产生多普勒速度图像的方法包括：将未聚焦的声信号发射到基本上整个场上的介质；接收响应发射而在换能器阵列上散射和反射的超声信号；处理接收的超声信号，包括：处理接收的超声信号以提取信息并构建对应于媒体的至少一个点的多普勒速率信号；并且从处理的多普勒速度信号在显示设备上产生多普勒速度图像。描述了提供血流参数的改进量化的采集序列和信号处理算法，包括改善血流和组织区域之间的区别。描述了用于大视场上的实时和采集后可可视化的非常高的帧速率频谱多普勒和矢量多普勒采集模式。

