



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0046446
(43) 공개일자 2013년05월07일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2013-7007744 (분할)
- (22) 출원일자(국제) 2006년04월14일
심사청구일자 2013년04월23일
- (62) 원출원 특허 10-2007-7026512
원출원일자(국제) 2006년04월14일
심사청구일자 2011년04월08일
- (85) 번역문제출일자 2013년03월27일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2006/014096
- (87) 국제공개번호 WO 2006/113445
국제공개일자 2006년10월26일
- (30) 우선권주장
60/671,416 2005년04월14일 미국(US)
- (71) 출원인
베라소닉스, 인코포레이티드
미국 워싱턴주 98053 레드몬드 엔이 62 플레이스 22222
- (72) 발명자
데이글, 로날드, 엘빈
미국 워싱턴주 98053 레드몬드 엔이 62 플레이스 22126
- (74) 대리인
특허법인에이아이피

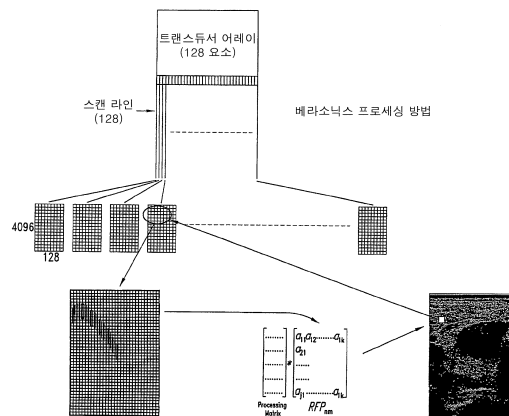
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 화소 배향 프로세싱을 갖는 초음파 이미지화 시스템

(57) 요약

화소 배향 프로세싱을 갖는 초음파 이미지화 시스템이 제공되되, 여기에서 음향 신호가 생성되고, 이 음향 신호로부터의 에코는 그 후 저장되는 에코 신호를 얻기 위해 복수의 수신 요소에서 수신되고, 주어진 화소는 이 저장된 신호의 영역 내로 맵핑되고, 이 저장된 에코 신호의 맵핑된 영역은 이 주어진 화소에 대한 어레이 내로 조직되는데 그 후 이 어레이는 이 주어진 화소에 대한 음향 정보를 얻기 위해 이 주어진 화소에 대한 신호 응답을 생성하도록 처리된다. 이 시스템은 상업적인 PC 마더보드 용의 플러그-인 카드 상에서 전체적으로 실시될 수 있다. 이 시스템 및 방법은 화소 배향 또는 3D 화소 배향 프로세싱 및 디스플레이에 대하여 실시될 수 있으며, 중간 데이터 계산을 제거하고 소프트웨어 프로세싱 방법의 확대된 사용을 가능하게 한다. 본 발명의 장점들은 신호 동적 영역의 개선된 획득, 높은 프레임 속도 2D, 3D에 대한 유연한 획득 모드, 및 도플러 혈액 유동 이미지화를 포함한다.

대표도 - 도5



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 프로세싱 방법으로서,

초음파 트랜스듀서상에서 음향 신호를 생성하는 단계;

상기 트랜스듀서상에서의 복수의 수신 요소들에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하고, 수신된 적어도 하나의 에코로부터 에코 신호를 얻는 단계;

행들로 배열되어 저장된 에코 신호들의 데이터 어레이를 형성하기 위해 복수의 수신 요소들로부터 수신된 상기 에코 신호들을 메모리에 구조화하여(organizing) 저장하는 단계로서, 상기 데이터 어레이의 각 행은 상기 트랜스듀서상에서 상기 복수의 수신 요소들 중 하나의 수신 요소에 대응하고, 상기 데이터 어레이의 각 행은 상기 대응하는 수신 요소에 의해 수신된 에코 신호를 나타내도록 구성된, 상기 구조화하여 저장하는 단계;

특정 픽셀(pixel)의 것에 기여하거나 복셀(voxel)의 신호 값을 디스플레이하는 상기 데이터 어레이에서 저장된 에코 신호들의 영역을 결정하고, 상기 저장된 에코 신호들의 상기 결정된 영역으로 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 매핑하는 단계로서, 저장된 에코 신호들의 상기 매핑된 영역은 단지 민감도 역치를 넘는 민감도를 갖는 수신 요소들로부터인 저장된 에코 신호들을 포함하는, 상기 매핑하는 단계;

저장된 에코 신호들의 상기 매핑된 영역을 매핑된 데이터 어레이로 구조화하는 단계;

상기 특정 픽셀 또는 복셀을 위한 신호값을 생성하기 위해 상기 매핑된 데이터 어레이상에서 일련의 매트릭스 연산들을 수행하는 단계; 및

공간상에 존재하는 데이터(spatial data)를 측정하고 디스플레이하기 위해서 상기 신호값을 상기 특정 픽셀 또는 복셀의 이미지로 변환하는 단계;를 포함하는, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 2

초음파 프로세싱 방법으로서,

초음파 트랜스듀서상에서 음향 신호를 생성하는 단계;

상기 트랜스듀서상에서의 복수의 수신 요소들에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하고, 수신된 적어도 하나의 에코로부터 에코 신호를 얻는 단계;

행들로 배열되어 저장된 에코 신호들의 데이터 어레이를 형성하기 위해 복수의 수신 요소들로부터 수신된 상기 에코 신호들을 메모리에 구조화하여(organizing) 저장하는 단계로서, 상기 데이터 어레이의 각 행은 상기 트랜스듀서상에서 상기 복수의 수신 요소들 중 하나의 수신 요소에 대응하고, 상기 데이터 어레이의 각 행은 상기 대응하는 수신 요소에 의해 수신된 에코 신호를 나타내도록 구성된, 상기 구조화하여 저장하는 단계;

특정 픽셀(pixel)의 것에 기여하거나 복셀(voxel)의 신호 값을 디스플레이하는 상기 데이터 어레이에서 저장된 에코 신호들의 영역을 결정하고, 상기 저장된 에코 신호들의 상기 결정된 영역으로 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 매핑하는 단계로서, 저장된 에코 신호들의 상기 매핑된 영역은 단지 민감도 역치를 넘는 민감도를 갖는 수신 요소들로부터인 저장된 에코 신호들을 포함하는, 상기 매핑하는 단계;

저장된 에코 신호들의 상기 매핑된 영역을 매핑된 데이터 어레이로 구조화하는 단계;

상기 특정 픽셀 또는 복셀을 위한 신호값을 생성하기 위해 상기 매핑된 데이터 어레이상에서 일련의 매트릭스 연산들을 수행하는 단계; 및

순차적으로(sequentially) 송신된 상기 음향 신호 및 순차적으로 수신된 상기 에코 신호들로부터 획득된 데이터를 측정하고 디스플레이하기 위해서 상기 신호값을 상기 특정 픽셀 또는 복셀의 이미지로 변환하는 단계;를 포함하는, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 3

청구항 1 에 있어서, 음향 신호를 생성하는 단계는 복수의 음향 신호들을 생성하는 단계를 포함하며, 적어도 하

나의 에코를 수신하는 단계는 복수의 에코들을 수신하는 단계를 포함하며, 구조화하여 저장하는 단계는 그로부터 얻어진 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 위한 상기 신호값을 증강시키기 위해 다중의 생성 및 수신 사이클들로 상기 복수의 에코 신호들을 가산하는(summing) 단계를 포함하는, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 4

청구항 2 에 있어서, 음향 신호를 생성하는 단계는 복수의 음향 신호들을 생성하는 단계를 포함하며, 적어도 하나의 에코를 수신하는 단계는 복수의 에코들을 수신하는 단계를 포함하며, 구조화하여 저장하는 단계는 그로부터 얻어진 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 위한 상기 신호값을 증강시키기 위해 다중의 생성 및 수신 사이클들로 상기 복수의 에코 신호들을 가산하는(summing) 단계를 포함하는, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 5

청구항 3 또는 청구항 4 에 있어서, 상기 에코 신호들을 구조화하여 저장하는 단계는 상기 저장된 에코 신호들의 조합을 평균을 내는 단계를 포함하는, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 6

청구항 3 또는 청구항 4 에 있어서, 상기 신호값은 상기 결합된 저장된 에코 신호들의 평균인, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 7

청구항 3 또는 청구항 4 에 있어서, 상기 증강된 신호값은 상기 디스플레이상에서 상기 픽셀 또는 복셀의 콘트라스트 해상도를 개선하는 공간 합성으로부터 유도되는, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 8

청구항 3 또는 청구항 4 에 있어서, 상기 증강된 신호값은 움직이는 조직 또는 움직이는 혈액 세포들과 관련된 도플러 정보를 나타내는, 초음파 프로세싱 방법.

청구항 9

청구항 3 또는 청구항 4 에 있어서, 상기 수신된 에코 신호들은 상기 어레이를 프로세싱하는 속도보다 더 높은 속도로 저장되는, 초음파 프로세싱 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 초음파 이미지화 아키텍처(ultrasound imaging architecture)에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 초음파 데이터를 캡처 및 프로세싱(capturing and processing)해서 화소 배향 처리 기술(pixel oriented processing techniques)을 활용하여 이미지를 생성하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 이미지화는 매우 다양한 질병 상태 및 상황을 진단하기 위한 효과적인 도구로서 개발되어 왔다. 초음파 장비의 시장은 오랜 세월에 걸쳐 꾸준히 성장해 오고 있으며, 다양한 타입의 조직(tissue)을 식별할 수 있는 능력 및 이미지 질의 개선에 의해 자극되고 있다. 불행히도, 초음파 시스템에 대한 많은 적용분야에 있어서 장비의 가격은 지나치게 비싸다. 예컨대 유방암 검사, 전립선 이미지화, 근골격 이미지화, 및 인터벤션 영상의학(interventional radiology)과 같은 적용 분야를 들 수 있다. 이러한 분야와 또 다른 분야에 있어서, 초음파 이미지화의 진단 정확성(diagnostic efficacy)은 다양한 조직 타입의 구별 및 식별을 위한 탁월한 공간 및 콘트라스트 해상도에 달려있다. 이러한 성능은 더욱 큰 처리용량을 가지는 더욱 비싼 초음파 시스템에서만 찾을 수 있다.

[0003] 초음파 이미지화는 언제나 확장된 신호 및 이미지 프로세싱 방법을 필요로 하고 있으며, 각각 고유한 신호 프로세싱이 요구되는, 128개 또는 그 이상이나 되는 트랜스듀서 요소(transducer element)를 채용하는 어레이 시스템에서는 특히 그러하다. 그것들을 제외하고는 거의 모든 시스템에 있어서 최근 십년간 시장의 최하층에서 다

지털 신호 프로세싱의 정확도 및 유연성이 개선되어 오고 있다. 이러한 변화는, 고밀도로 집적된 디지털 회로를 활용함으로써, 장기간에 걸쳐 시스템 가격을 낮출 수 있는 가능성을 가진다. 불행히도, 초음파 시스템의 제조량이 적다는 것은 이들 고유한 회로에 대하여 상당한 간접비용 및 고정비용을 초래한다.

[0004] 초음파 시스템이 더욱더 디지털 프로세싱 기술을 채택하고 있는 반면, 아키텍처(architecture)는 아날로그 쪽으로부터 많이 변화되지 않았다. 시장에서 유통되는 거의 모든 시스템은, 도 1a 및 도 1b에 도시된 바와 같이, 신호 및 데이터가 하나의 모듈에서 다음 모듈로 흘러가는, 모듈러 "플로우-쓰루" 아키텍처(modular "flow-through" architecture)를 사용한다. 이것은 매우 복잡한 초음파 이미지 형성 및 프로세싱을 다루기 위한 자연스러운 방법이며, 또한 별개의 개발 팀이 각각의 모듈에 대하여 다소 독립적으로 작업할 수 있도록 한다. 도 1a에는 초음파 시스템을 가지고 전형적으로 수행되는 3가지 타입의 정보 프로세싱 - 통상의 2D 이미지화를 위한 에코 이미지 프로세싱(echo image processing); 혈류속도 측정을 위한 도플러 프로세싱(doppler processing); 및 혈액 유동의 실시간 이미지화를 위한 색 유동 이미지 프로세싱(color flow image processing)이 나타나 있다.

[0005] 플로우-쓰루 아키텍처의 주요한 단점은, 각각의 모듈이 자신의 프로세싱을 수행하기 전에 이전 모듈로부터의 입력 데이터를 기다려야만 한다는 것이다. 그 후, 모듈은 다음 모듈에 결과를 전달해 주어야만 한다. 도 1a에 도시된 블록도 내에서도, 연속하여 수행되는 많은 개별 프로세싱 단계들이 존재한다. 시스템 프로세싱의 속도가 사슬 내에서의 가장 느린 프로세싱 함수(function)의 속도에 의해 결정되기 때문에, 스캔 헤드(scan head)가 이동함에 따라 디스플레이 상에 나타나는 이미지를 관찰함에 있어서 지연현상이 나타나지 않도록, 모든 프로세싱 블록은 최소한의 대기시간(minimal latencies)을 갖는 고속으로 수행되어야만 한다.

[0006] 플로우-쓰루 아키텍처의 또 다른 단점은, 자원(resource)을 비효율적으로 이용하게 된다는 것이다. 대부분의 초음파 시험은 주로 2D 에코 이미지화만으로 수행되며, 도플러 혈류속도 측정이나 색 유동 이미지화는 가끔 사용된다. 이것은, 이들 기능을 수행하기 위해 요구되는 복잡하고 값비싼 하드웨어 프로세싱 모듈이, 또 다른 임무에 사용될 수 없기 때문에, 대부분의 시간 동안 사용되지 않는다는 것이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 초음파 이미지화 아키텍처(ultrasound imaging architecture)에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 초음파 데이터를 캡처 및 프로세싱(capturing and processing)해서 화소 배향 처리 기술(pixel oriented processing techniques)을 활용하여 이미지를 생성하는 시스템 및 방법에 관한 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 개시된 본 발명의 실시형태는 상업적인 CPU에서 실행되는 소프트웨어 내에서 모든 신호 처리 및 이미지 형성을 수행하는 초음파 이미지화 방법 및 시스템에 관한 것이다. 이러한 접근에 필요한 유일한 커스텀 하드웨어(custom hardware)는 트랜스듀서(transducer)로부터 수신된 신호의 신호 컨디셔닝(signal conditioning) 그리고 데이터 획득(data acquisition) 및 음향 펄스(acoustic pulse)의 전송을 위한 것이다. 이러한 목표를 성취하기 위해서는 이미지를 형성함에 있어서 요구되는 다수의 프로세싱 단계를 감소시키도록 그리고 시스템 대기시간을 제거하도록 초음파 시스템의 프로세싱 아키텍처에 있어서의 기본적인 변화가 필요하다. 또한 원하는 프로세싱 처리량을 성취하기 위해 CPU의 프로세싱 자원을 최대한 활용할 필요가 있다. 중요한 이점으로서, 본 발명의 신규한 아키텍처는 저렴한 스캔 헤드 디자인에 있어서의 신규한 트랜스듀서 재료를 활용할 수 있는 가능성이 시작되는 시스템 동적 범위(system dynamic range) 내에서의 개선을 허용한다. 더욱이, 신규한 획득 모드가 가능해서 의미있는 신규한 진단 정보를 제공할 수 있다.

[0009] 개시된 소프트웨어 기반(software-based) 초음파 시스템 아키텍처는, 상업적인 컴퓨터 마더보드(motherboard) 주위의 디자인을 기반으로 하여 컴퓨터 산업으로부터 대용량, 저비용 프로세싱 기술에 영향을 준다. 현재의 몇몇 초음파 시스템이 디자인에 있어서 컴퓨터 마더보드와 통합되는 반면, 컴퓨터는 몇몇 시스템 컨트롤 및 유저 인터페이스 용으로만 사용되고 어떠한 실시간 프로세싱 임무에도 관여하지 않는다. 개시된 아키텍처에 있어서, 컴퓨터 마더보드는 존재하는 거의 모든 하드웨어를 보완한다기보다는 대체한다. 일반 목적의 플랫폼(platform) 상의 소프트웨어에 있어서의 시스템을 기초로 하는 것은 가능한 가장 저렴한 시스템 비용으로 유연한, 고성능 이미지화 시스템을 제공한다. 주문 일체형 회로(custom integrated circuit)는 이러한 접근을 위해 필요하지 않아, 시스템 복잡성 및 시장진출 시간(time-to-market)을 절감한다. 게다가, CPU 프로세싱 파워에 있어서의

또 다른 개선이 컴퓨터 산업에 의해 인식됨에 따라, 이미지화 성능을 강화하기 위해 또는 신규한 모드의 작동 및 정보 추출을 제공하기 위해 시스템에 의해 용이하게 채택될 수 있다.

[0010] 소프트웨어 기반 초음파 아키텍처의 성공적인 구현은 초음파 시스템의 비용/성능비에 있어서의 시장 돌파구를 의미한다. 생각컨대, 이것은 진단 효율을 위한 높은 이미지 해상도 및 조직 구별성(tissue differentiation)을 요구하는 비용에 민감한 적용분야에서 초음파의 활용을 상당히 증가시킬 수 있다. 더욱이, 낮은 시스템 비용 및 프로세싱 유연성은 이전에는 초음파가 중요한 역할을 맡지 않았던 새로운 전문분야 영역을 열 수 있다.

[0011] 본 발명의 일 실시형태에 따르면, 초음파 프로세싱 방법은, 음향 신호를 생성하는 단계, 복수의 수신 요소에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하여 에코 신호를 얻는 단계, 상기 복수의 수신 요소 각각으로부터의 에코 신호를 각각 저장하는 단계, 상기 저장된 에코 신호의 영역 내로 주어진 화소를 맵핑하는 단계, 상기 주어진 화소에 대한 어레이 내로 상기 저장된 에코 신호의 상기 맵핑된 영역을 구조화하는 단계, 상기 주어진 화소에 대한 신호 응답을 생성하도록 상기 어레이를 프로세싱하는 단계, 그리고 상기 주어진 화소에 대한 음향 정보를 얻도록 상기 신호 응답을 이용하는 단계를 포함한다.

[0012] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 최초 단계는 상기 음향 신호를 생성하는 트랜스듀서의 관점의 필드에 있어서의 영역을 나타내도록 선택되는 주어진 화소의 세트를 생성하는 단계를 포함하며, 여기에서 상기 어레이 세트 내의 주어진 화소는 상기 복수의 수신 요소에 대하여 알려진 공간 관계를 가진다. 또한 상기 방법은 상기 어레이 내의 상기 주어진 화소에 대한 상기 음향 정보로부터 이미지를 생성하는 단계를 포함하는 것이 바람직하다.

[0013] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 음향 정보는 다음 중 하나 이상을 위하여 이용될 수 있는데, 이것만으로 한정되지는 않는다. 즉, 공간 데이터를 측정하고 디스플레이하는 것, 시간 데이터를 측정하고 디스플레이하는 것, 혈액 유동 데이터를 측정하고 디스플레이하는 것, 그리고 음향 신호 또는 음향 전송 파에 의해 야기되는 기계적인 변위를 유도하기 위해 조직 변위 응답을 측정하고 디스플레이하는 것을 위해 이용될 수 있다.

[0014] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 방법은, 복수의 음향 신호를 생성하는 단계, 상기 복수의 음향 신호로부터의 에코를 수신하는 단계, 그리고 얻어진 음향 정보를 증강시키기 위해 다중 생성 및 수신 사이클에 걸쳐 상기 수신된 에코를 결합하는 단계를 포함한다.

[0015] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 저장된 에코 신호는 결합되고 평균화된다. 나아가서, 상기 신호 응답은 상기 주어진 에코 신호의 평균을 포함한다.

[0016] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 방법은 증강된 음향 정보를 유도하기 위해 상기 어레이의 다중 프로세싱의 결과를 결합하는 단계를 포함한다.

[0017] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 증강된 음향 정보는 생성된 마지막 이미지의 콘트라스트 해상도를 개선하는 공간 합성을 포함한다. 더욱이, 상기 결합된 신호는 움직이는 조직 또는 움직이는 혈액 세포와 관련된 도플러 정보를 나타낸다.

[0018] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 에코 신호를 수신, 획득, 및 저장하는 것은 상기 어레이를 프로세싱하는 속도보다 높은 속도로 이루어진다.

[0019] 본 발명의 또 다른 실시형태에 따르면, 초음파 프로세싱 방법은, 음향 신호를 생성하는 단계, 복수의 수신 요소에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하여 에코 신호를 얻는 단계, 상기 복수의 수신 요소 각각으로부터의 에코 신호를 각각 저장하는 단계, 상기 저장된 에코 신호의 영역 내로 주어진 3D 화소(voxel)를 맵핑하는 단계, 상기 주어진 3D 화소에 대한 어레이 내로 상기 저장된 에코 신호의 상기 맵핑된 영역을 구조화하는 단계, 상기 주어진 3D 화소에 대한 신호 응답을 생성하도록 상기 어레이를 프로세싱하는 단계, 그리고 상기 주어진 3D 화소에 대한 3차원 음향 정보를 얻도록 상기 신호 응답을 이용하는 단계를 포함한다.

[0020] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기된 제1 실시형태의 모든 특징들은 본 발명의 제2 실시형태에 적용될 수 있다.

[0021] 본 발명의 또 다른 실시형태에 따르면, 음향 에코를 프로세싱하는 방법은, 복수의 수신 요소로부터 수신된 음향 에코 신호를 저장하는 단계, 상기 저장된 에코 신호의 영역 내로 주어진 화소를 맵핑하는 단계, 상기 주어진 화소에 대한 어레이 내로 상기 저장된 에코 신호의 상기 맵핑된 영역을 구조화하는 단계, 상기 주어진 화소에 대한 신호 응답을 생성하도록 상기 어레이에 관하여 연산을 수행하는 단계, 그리고 상기 주어진 화소에 대한 음향

정보를 얻도록 상기 신호 응답을 이용하는 단계를 포함한다.

- [0022] 본 발명의 또 다른 실시형태에 따르면, 초음파 프로세싱 시스템은, 음향 신호를 생성하고, 모듈 내의 복수의 수신 요소에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하여, 복수의 에코 신호를 얻기에 적합한 상기 모듈, 그리고 상기 모듈과 통신하는 프로세싱 수단으로서, 상기 모듈로부터 수신된 저장된 에코 신호의 영역 내로 주어진 화소를 맵핑하고, 상기 주어진 화소에 대한 어레이 내로 상기 저장된 에코 신호의 상기 맵핑된 영역을 구조화하고, 상기 주어진 화소에 대한 신호 응답을 생성하도록 상기 어레이에 관하여 연산을 수행하고, 상기 주어진 화소에 대한 음향 정보를 얻기 위해 상기 신호 응답을 이용하기에 적합한 상기 프로세싱 수단을 포함한다.
- [0023] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 프로세싱 수단은, 주어진 화소의 세트를 최초로 생성하기에 적합하며, 여기에서 상기 세트 내의 각각의 주어진 화소는 상기 모듈 내의 수신 요소에 대하여 알려진 공간 관계를 가진다. 원칙적으로는, 상기 프로세싱 수단은 상기 어레이 내의 상기 주어진 화소에 대한 상기 음향 정보로부터 이미지를 생성하도록 구성된다. 변경적으로 또는 이와 결합하여, 이미지를 디스플레이하는 수단은 컴퓨터 디스플레이 또는 프린트된 형태 또는 당해 분야의 기술자들에게 알려진 다른 형태의 이미지를 생성하기 위하여 상기 프로세싱 수단으로부터 상기 신호 응답을 수신한다.
- [0024] 본 발명의 또 다른 실시형태에 따르면, 초음파 프로세싱 시스템은, 음향 신호를 생성하고, 모듈 내의 복수의 수신 요소에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하여, 복수의 에코 신호를 얻기에 적합한 상기 모듈, 그리고 상기 모듈과 통신하는 프로세싱 수단으로서, 상기 모듈로부터 수신된 저장된 에코 신호의 영역 내로 주어진 3D 화소를 맵핑하고, 상기 주어진 3D 화소에 대한 어레이 내로 상기 저장된 에코 신호의 상기 맵핑된 영역을 구조화하고, 상기 주어진 3D 화소에 대한 신호 응답을 생성하도록 상기 어레이에 관하여 연산을 수행하고, 상기 주어진 3D 화소에 대한 음향 정보를 얻기 위해 상기 신호 응답을 이용하기에 적합한 상기 프로세싱 수단을 포함한다.
- [0025] 본 발명의 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 다중 2D 이미지 평면은 실시간 3D 데이터 세트의 임의의 슬라이스로서 디스플레이된다.
- [0026] 본 발명의 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 다중 2D 임의의 이미지 평면 슬라이스 및 3D 렌더링은 실시간으로 디스플레이된다.
- [0027] 본 발명의 또 다른 실시형태에 따르면, 초음파 프로세싱 방법으로서, 초음파 트랜스듀서상에서 음향 신호를 생성하는 단계; 상기 트랜스듀서상에서의 복수의 수신 요소들에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하고, 수신된 적어도 하나의 에코로부터 에코 신호를 얻는 단계; 행들로 배열되어 저장된 에코 신호들의 데이터 어레이를 형성하기 위해 복수의 수신 요소들로부터 수신된 상기 에코 신호들을 메모리에 구조화하여 저장하는 단계로서, 상기 데이터 어레이의 각 행은 상기 트랜스듀서상에서 상기 복수의 수신 요소들 중 하나의 수신 요소에 대응하고, 상기 데이터 어레이의 각 행은 상기 대응하는 수신 요소에 의해 수신된 에코 신호를 나타내도록 구성된, 상기 구조화하여 저장하는 단계; 특정 픽셀(pixel)의 것에 기여하거나 복셀(voxel)의 신호 값을 디스플레이하는 상기 데이터 어레이에서 저장된 에코 신호들의 영역을 결정하고, 상기 저장된 에코 신호들의 상기 결정된 영역으로 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 매핑하는 단계로서, 저장된 에코 신호들의 상기 매핑된 영역은 단지 민감도 역치를 넘는 민감도를 갖는 수신 요소들로부터인 저장된 에코 신호들을 포함하는, 상기 매핑하는 단계; 저장된 에코 신호들의 상기 매핑된 영역을 매핑된 데이터 어레이로 구조화하는 단계; 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 위한 신호값을 생성하기 위해 상기 매핑된 데이터 어레이상에서 일련의 매트릭스 연산을 수행하는 단계; 및 디스플레이상에서 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 생성하기 위해 상기 신호값을 이용하는 단계;를 포함한다.
- [0028] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 복수의 트랜스듀서 수신 요소들의 시야에 대응하는 상기 디스플레이의 영역을 나타내는 디스플레이상에서의 특정 픽셀들 또는 복셀들의 세트를 식별하는(identifying) 최초 단계를 포함하며, 여기에서 상기 세트 내의 특정 픽셀 또는 복셀은 상기 복수의 수신 요소들에 대하여 알려진 공간 관계를 갖는다.
- [0029] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 매핑된 데이터 어레이 내에서 상기 특정 픽셀들을 위해 상기 신호값들로부터 상기 디스플레이상에서의 이미지를 생성하는 단계 또는 상기 특정 복셀들을 위해 상기 신호값들로부터 3-차원 이미지를 생성하는 단계를 더 포함한다.
- [0030] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 공간 데이터를 측정하고 디스플레이하기 위해 상기 신호값을 이용하는 단계를 더 포함한다.
- [0031] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 시간 데이터를 측정하고 디스플레이하기 위해 상기 신호값을 이용하는

단계를 더 포함한다.

- [0032] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 혈액 유동 데이터를 측정하고 디스플레이하기 위해 상기 신호값을 이용하는 단계를 더 포함한다.
- [0033] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 음향 신호에 의해 야기되는 조직 변위 응답을 측정하고 디스플레이하는 단계를 더 포함한다.
- [0034] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 음향 신호를 생성하는 단계는 복수의 음향 신호들을 생성하는 단계를 포함하며, 적어도 하나의 에코를 수신하는 단계는 복수의 에코들을 수신하는 단계를 포함하며, 구조화하여 저장하는 단계는 그로부터 얻어진 상기 신호값을 증강시키기 위해 다중의 생성 및 수신 사이클들로 상기 복수의 에코 신호들을 결합하는 단계를 포함한다.
- [0035] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 에코 신호들을 구조화하여 저장하는 단계는 상기 저장된 에코 신호들의 조합을 평균을 내는 단계를 포함한다.
- [0036] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 신호값은 상기 결합된 저장된 에코 신호들의 평균이다.
- [0037] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 증강된 신호값은 상기 디스플레이상에서 상기 픽셀 또는 복셀의 콘트라스트 해상도를 개선하는 공간 합성으로부터 유도된다.
- [0038] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 증강된 신호값은 움직이는 조직 또는 움직이는 혈액 세포들과 관련된 도플러 정보를 나타낸다.
- [0039] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 수신된 에코 신호들은 상기 어레이를 프로세싱하는 속도보다 더 높은 속도로 저장된다.
- [0040] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 세트에서 모든 특정 복셀은 상기 트랜스듀서에서의 상기복수의 수신 요소들에 대하여 알려진 공간 관계를 갖는다.
- [0041] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 세트에서 각각의 특정 복셀을 위한 신호값으로부터 3-차원 이미지를 생성하는 단계를 더 포함한다.
- [0042] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 세트에서 각각의 특정 복셀을 위한 신호값은 움직이는 혈액 세포들 또는 조직과 관련된 도플러 정보를 나타낸다.
- [0043] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 방향성 3D 도플러 유동 데이터를 디스플레이하기 위해 상기 신호값을 사용하는 단계를 더 포함한다.
- [0044] 본 발명의 또 다른 실시형태에 따르면, 초음파 프로세싱 시스템으로서, 모듈로서, 초음파 트랜스듀서상에서 음향 신호를 생성하고, 상기 트랜스듀서상의 복수의 수신 요소들에서 상기 음향 신호의 적어도 하나의 에코를 수신하여, 수신된 적어도 하나의 에코로부터 에코 신호를 얻으며, 행들로 배열되어 저장된 에코 신호들의 데이터 어레이를 형성하기 위해 복수의 수신 요소들로부터 수신된 상기 에코 신호들을 메모리에 구조화하여 저장하며, 상기 데이터 어레이의 각 행은 대응하는 트랜스듀서 요소에 의해 수신된 에코 신호를 나타내는, 상기 모듈; 상기 모듈과 통신하도록 구성된 프로세서로서, 상기 데이터 어레이에서 상기 저장된 에코 신호들의 영역으로 상기 특정 픽셀 또는 복셀 중 하나를 매핑함으로써 특정 픽셀의 것 또는 복셀의 신호에 기여하는 저장된 에코 신호들의 영역을 결정하며, 민감도 역치를 넘는 밀도를 갖는 트랜스듀서 요소로부터의 단지 저장된 에코 신호들이 저장된 에코 신호들의 상기 매핑된 영역 내에 포함되며, 상기 매핑된 영역을 매핑된 데이터 어레이로 구조화하며, 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 위한 신호 값을 생성하도록 상기 매핑된 데이터 어레이상에서 일련의 매트릭스 연산들을 수행하며, 디스플레이상에서 상기 특정 픽셀 또는 복셀을 생성하도록 상기 신호값을 사용하는, 상기 프로세서;를 포함한다.
- [0045] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 복수의 트랜스듀서 수신 요소들의 시야에 대응하는 상기 디스플레이의 영역을 나타내는 디스플레이상에서의 특정 픽셀들 또는 복셀들의 세트를 식별하는(identifying) 최초 단계를 포함하며, 여기에서 상기 세트 내의 특정 픽셀 또는 복셀은 상기 복수의 수신 요소들에 대하여 알려진 공간 관계를 갖는다.
- [0046] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 매핑된 데이터 어레이 내에서 상기 특정 픽셀들을 위해 상기 신호값들로부터 상기 디스플레이상에서의 이미지를 생성하거나 또는 상기 특정 복셀들을 위해 상기 신호값들로부터

터 3-차원 이미지를 생성하도록 구성된다.

[0047] 상기 실시형태의 또 다른 태양에 따르면, 상기 모듈은 복수의 음향 신호들을 생성하고, 복수의 에코들을 수신하고, 복수의 각 에코 신호들을 얻도록 구성되며, 상기 프로세서는 그로부터 얻어진 상기 신호값을 증강시키기 위해 상기 복수의 생성 및 수신 사이클들로 상기 복수의 에코 신호들을 구조화하여 저장하도록 구성된다.

[0048] 상기된 바로부터 쉽게 인식될 수 있는 바와 같이, 상업적으로 이용 가능한 컴퓨팅 플랫폼(computing platform) 상에서 실시된 소프트웨어 기반 초음파 시스템 아키텍처로의 변화의 장점은 다음을 포함한다. 즉,

[0049] - 하드웨어의 상당한 가격 절감.

[0050] - 커스텀 통합 회로(custom integrated circuit)(ASICs)에 대한 긴 디자인 사이클을 회피함으로써 시장으로의 진입시간을 빠르게 하고 개발 비용을 절감.

[0051] - 컴퓨터 기술에 있어서의 비용/성능 진보의 직접적인 영향.

[0052] - 상업 및 연구 환경에 있어서, 많은 새로운 프로세싱 접근방식의 개발에 대한 유연성.

[0053] - 비용에 민감한 적용분야에 대하여, 이미지 질 개선에 기반한, 진단 능력 증대.

[0054] - 비용이 채택에 대한 장벽이 되는 특별한 적용분야에 있어서 초음파의 활용 증대.

[0055] 본 발명의 상기된 그리고 또 다른 특징 및 장점들은, 다음 도면들을 참조하여 이루어지는 본 발명의 이어지는 상세한 설명으로부터 더욱 잘 이해될 수 있을 것이다.

발명의 효과

[0056] 본 발명에 따른 초음파 이미지화 아키텍처(ultrasound imaging architecture)에 따르면, 초음파 데이터를 캡처 및 프로세싱(capturing and processing)해서 화소 배향 처리 기술(pixel oriented processing techniques)을 활용하여 이미지를 생성할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0057] 도 1a 및 1b는 알려진 플로우-쓰루 초음파 이미지 형성 아키텍처를 나타내는 개략도,

도 2는 본 발명의 일 실시형태의 소프트웨어 기반 아키텍처를 나타내는 개략도,

도 3은 본 발명의 일 실시형태에 따라서 형성된 플러그-인 모듈을 나타내는 도면,

도 4는 본 발명에 따라서 형성된 128 요소 리니어 어레이를 위한 획득 데이터를 나타내는 개략도,

도 5는 본 발명의 화소 맵핑 프로세스를 나타내는 도면,

도 6은 본 발명의 화소-배향 시뮬레이션으로부터 얻어진 타겟 포인트의 이미지,

도 7은 도 6으로부터의 데이터를 나타내는 등각 도면,

도 8은 본 발명의 화소-배향 시뮬레이션으로부터 얻어진 타겟 포인트의 2개의 이미지의 비교도,

도 9는 본 발명의 화소-배향 시뮬레이션으로부터 얻어진 타겟 포인트의 공간 합성 이미지,

도 10은 도 9로부터의 데이터를 나타내는 등각 도면,

도 11은 본 발명의 화소-배향 이미지 프로세싱 방법을 위한 대표적인 적용분야를 나타내는 블록도, 그리고

도 12a - 12c는 프로세싱 방법의 변형예를 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0058] 본 발명의 일 실시형태에 따른 소프트웨어 기반(software-based) 방법 및 시스템 아키텍처(architecture)는 소프트웨어 내에서 모든 실시간 프로세싱 함수(function)를 실시한다. 제안된 아키텍처는 도 2에 개략적으로 도시되어 있다.

[0059] 소프트웨어 기반 시스템에 있어서의 유일한 커스텀 하드웨어 구성요소(custom hardware component)는, 펄스 생성 및 신호 획득 회로를 포함하는, 컴퓨터의 확장 버스(expansion bus)에 대한 플러그-인 모듈(plugin

module), 그리고 신호 데이터를 저장하기 위해 사용되는 확장 메모리(expansion memory)의 대블록(large block)이다. 신호 획득 프로세스는 전송 펄스를 따르는 각각의 트랜스듀서 요소(transducer element)로부터 복귀되는 신호를 증폭 및 계수화하는(amplifying and digitizing) 단계로 이루어져 있다. 전형적으로, 트랜스듀서에 의해 제공되는 통상의 밴드-패스 필터링(band-pass filtering) 이외에, 계수화 이전에 신호의 필터링은, A/D 변환을 위한 저주파 통과(low pass), 반-위신호 필터링(anti-aliasing filtering)이다. 이 신호는 포함된 주파수와 일치된 일정 속도(rate)에서의 샘플이며, 계수화된 데이터는 최소의 프로세싱으로 메모리 내에 저장된다. 신호 획득의 똑바른 디자인은 회로가 상대적으로 작은 양의 보드 영역 내에서 기성품 구성요소(off-the-shelf component)를 가지고 실시되도록 한다.

[0060] 도 3에는 플러그-인 모듈이 더욱 상세하게 도시되어 있다. 각각 전송기(transmitter), 리시버 프리앰프(receiver pre-amplifier), A/D 전환기(converter), 및 메모리 블록(memory block)으로 이루어지는, 다중 획득 채널이 도시되어 있다. 수신시, 트랜스듀서 신호는 계수화되어 개별 메모리 블록에 직접 기록된다. 메모리 블록은 듀얼-포트식(dual-ported)으로, 이것은 획득 데이터가 A/D 변환기 측으로부터 기록되는 동시에 컴퓨터 측으로부터 판독될 수 있다는 의미이다. 메모리 블록은 시스템 CPU(들)에 통상의 확장 메모리로서 여겨진다. 시스템이 커스텀 인클로저(custom enclosure) 내에 수납되기 때문에, 플러그-인 모듈의 크기는 표준 컴퓨터 확장 카드의 통상의 크기로 한정되지 않는다는 것을 알 수 있다. 또한, 다중 플러그-인 모듈은 다수의 트랜스듀서 요소를 수용하기 위해 사용될 수 있으며, 이때 각각의 모듈은 트랜스듀서 개구(aperture)의 서브세트(subset)를 프로세싱한다.

[0061] 증폭기, A/D 전환기 및 관련된 인터페이스 회로를 포함하는, 플러그-인 모듈용 구성요소, 그리고 전송 펄스 발생 및 신호 획득을 위해 필요한 구성요소는, 상업적으로 손쉽게 구할 수 있는 구성요소이며, 여기에 상세하게 설명하지 않는다. 수신된 에코(echo)로부터 얻어진 에코 신호의 RF 데이터 저장을 위해 필요한 메모리 블록은, 계수화된 신호 데이터를 기록하기 위한 제2 직접 메모리 액세스 포트(second direct memory access port)의 추가로, 상업적으로 구할 수 있는 플러그-인 확장 메모리 카드에서 발견되는 것과 본질적으로 동일한 회로이다. (수신된 에코 신호 데이터는, 트랜스듀서에 의해 생성되는 전기적인 고주파 진동으로 이루어지기 때문에, 일반적으로 RF 데이터로 언급된다.) 메모리는 중심 프로세서의 주소 공간 내로 맵핑되며, 컴퓨터 마더보드 상에 위치되는 다른 CPU 메모리와 유사한 방식으로 액세스될 수 있다. 메모리의 크기는 256개까지 또는 그 이상의 독립된 전송/수신 사이클을 위한 개별적인 채널 수신 데이터를 수용할 수 있다. 인체 내에서 초음파 펄스의 일주 여행(round trip travel)을 위한 실질적인 최대 관통깊이가 대략 500 파장이므로, 4배의 중심 주파수의 전형적인 샘플링 속도(rate)는 개별적인 트랜스듀서 요소로부터 4000 샘플만큼의 저장공간을 필요로 할 것이다. 16 비트 및 128 트랜스듀서 채널의 샘플링 정확도를 위하여, 최대 깊이 수신 데이터 획득은 각각의 전송/수신 이벤트를 위한 대략 일 메가바이트의 저장공간을 필요로 한다. 그러므로 256 이벤트를 저장하기 위해서는 256 MB의 저장공간을 필요로 하며, 모두 합해서, 128 채널 시스템은 약간의 플러그-인 카드 상에 형성될 수 있다.

[0062] 소프트웨어 기반 초음파 시스템의 또 다른 태양은 컴퓨터 마더보드 및 그와 관련된 구성요소이다. 제안된 디자인을 위한 마더보드는, 요구되는 프로세싱 파워를 얻기 위하여, 멀티-프로세서 CPU 구성을 지원할 수 있다. 파워 서플라이, 메모리, 하드 디스크 저장장치, DVD/CD-RW 드라이브, 및 모니터를 가지는, 완전한 멀티-프로세서 컴퓨터 시스템은 종래기술의 기술자들에게 잘 알려져 있으며, 상업적으로 손쉽게 구입할 수 있으며, 더 이상 자세하게 설명하지 않는다.

[0063] 건강관련 산업(health care industry)에 상당한 이익을 제공하기 위해서, 소프트웨어-기반 초음파 시스템은, 현존하는 최고의 시스템에 필적하는 이미지 질을 의미하는 “고성능”을 정확하게 성취해야만 한다. 플로우-쓰루 아키텍처에 있어서 일 초의 실시간 이미지화를 위하여 필요한 모든 프로세싱 연산(operation)의 단순한 부가가 몇몇 일반 목적의 프로세서를 가지고 널리 성취할 수 있는 전형적인 초당 연산(operations per second)의 개수를 초과하는 개수를 부여하기 때문에, 이러한 수준의 성능은 현재 시스템의 플로우-쓰루 프로세싱 방법을 소프트웨어 실행으로 단순히 전환함으로써 성취될 수 있다. 그 결과, 새로운 프로세싱 방법은 플로우-쓰루 방법보다 더욱 큰 효율성을 달성할 필요가 있다.

[0064] 본 발명의 소프트웨어 기반 초음파 시스템 아키텍처의 일 실시형태에 있어서, 신호 및 이미지 프로세싱을 위한 입력 데이터는 하나 이상의 전송 이벤트를 따르는 개별적인 트랜스듀서 채널로부터 획득되는 RF 샘플의 세트 구성된다. 예컨대, 도 4에 도시된 바와 같이, 128 요소 리니어 트랜스듀서 어레이를 갖는 전형적인 2D 이미지화 스캐닝 모드를 생각해 보자.

[0065] 이러한 경우에, ‘전송 이벤트’는 특정 요소 위치에서 트랜스듀서 상의 최초 지점으로부터 외측으로 발산하는

초점이 맞춰진 초음파 빔을 형성하기 위해서 매개물들(media) 내에서 결합되는 복수의 음파를 생성하기 위한 다중 트랜스듀서 요소로부터의 시간이 맞춰진 펄스(timed pulse)로 구성된다. 다중 전송 이벤트(합해서 128)는 트랜스듀서 면의 폭을 증가적으로 가로질러(incrementally across) 순차적으로 방사되는 초음파 빔을 만들어내어, 전체 이미지 프레임에 신호를 보낸다. 각각의 이들 전송 빔에 대하여, 수신된 에코 데이터는 트랜스듀서 내의 128 수신기 요소 각각으로부터 수집되어, 대응하는 트랜스듀서 요소에 의해 수신된 샘플링된 에코 신호를 나타내는 각각의 칼럼을 갖는 데이터 어레이로 구조화(organized)된다. 따라서, 각각의 어레이는 128 트랜스듀서 요소에 대응하는 128 칼럼과 취해진 깊이 내에서 샘플의 개수에 대응하는 개수의 열(row)(이 경우에는, 4096 샘플을 초래하는 4096 열을 가정한다.)을 가진다. 그 다음 이들 128 데이터 어레이는 하나의 완전한 이미지 프레임의 만들어내기에 충분한 RF 데이터 세트를 구성한다.

[0066] 빔 및 이미지 형성은 트랜스듀서로부터의 데이터 스트림(data stream)으로서 일어나기 때문에, 플로우-쓰루 아키텍처에 있어서, 상술한 RF 데이터 세트는 존재조차 하지 않는다(적어도 일시에 모두는 아니다). 다시 말해서, 데이터가 전송 이벤트 이후 각각의 요소로 복귀함에 따라, 단일의 빔(스캔 라인)을 따른 초점이 맞춰진 복귀를 나타내는 단일의 RF 신호를 생성하기 위해 프로세싱되어 결합(빔 형성으로 언급됨)된다. 이러한 RF 신호는 에코 진폭 샘플(echo amplitude sample)로 프로세싱(다시 실시간으로)된다. 모든 빔 방향이 프로세싱되었을 때, 에코 진폭 데이터는 그 후 보간(interpolated)되어 디스플레이를 위하여 화소 이미지로 포맷(format)된다. 모든 프로세싱이 실시간으로 일어나기 때문에, 프로세싱 회로는 트랜스듀서 요소로부터 스트리밍된 데이터로 '유지(keep up)'될 수 있어야만 한다.

[0067] 본 발명의 소프트웨어 기반 아키텍처에 있어서, 모든 입력 데이터는 프로세싱 이전에 저장된다. 이것은 프로세싱 속도(rate)로부터 획득 속도를 분리하여, 필요하다면, 프로세싱 시간이 획득 시간보다 길어지도록 한다. 이것은 획득의 깊이가 짧고 샘플 속도가 높은 고주파 스캔에 있어서의 독특한 장점이다. 예컨대, 10 MHz 스캔헤드는 4 센티미터 정도의 이미지화의 사용 가능한 깊이를 가질 수 있다. 이러한 경우에 있어서, 조직(tissue) 내에서의 소리의 속도는, 각각의 128 전송/수신 이벤트가 52 마이크로초 이내, 즉 매우 높은 획득 데이터 속도로 데이터를 획득하여 저장할 것을 명령(dictate)한다. 플로우-쓰루 아키텍처에 있어서 이들 획득 데이터는 높은 프로세싱 속도로 실시간으로 스캔라인으로 형성된다. 본 발명의 소프트웨어 기반 아키텍처에 있어서, RF 데이터의 저장은, 조직 움직임의 실시간 시각화를 위해서는 전형적으로 33 밀리초(30프레임/초)인, 디스플레이의 프레임 주기만큼 프로세싱이 오래 걸리도록 한다. 128 화소 칼럼(스캔 라인에 대한 개략적인 유추(rough analogy))에 대하여, 이것은, 플로우-쓰루 아키텍처의 52 마이크로초보다는, 칼럼 당 258 마이크로초의 프로세싱 시간을 허용한다. 이러한 저장 전략은 전형적인 스캔 깊이에 대하여 플로우-쓰루 아키텍처와 비교되는 프로세싱의 최대 속도를 실질적으로 낮추는 효과를 가진다.

[0068] 화소-배향 프로세싱(pixel-oriented processing)

[0069] 입력 데이터의 저장은 최대 프로세싱 속도를 감소시키지만 프로세싱 단계의 개수를 반드시 감소시키지는 않는다. 이것을 성취하기 위해서, 초음파 데이터 프로세싱에 대한 새로운 접근이 취해진다. 첫번째 단계는 시스템의 궁극적인 목표가 이미지화 모드에서 출력 디스플레이 상의 이미지를 만들어 내는 것임을 인식하는 것이다. 초음파 이미지는, 주파수 및 어레이 크기와 같은, 획득 시스템의 물리적인 파라미터에 의존하는 기본 해상도(fundamental resolution)를 가지며, 에코 진폭 또는 몇몇 다른 조직(음파) 특성을 부호화(encode)하는 화소 값의 장방형 어레이로서 나타낼 수 있다. 이러한 장방형 화소 어레이의 밀도는 이미지 해상도의 적절한 공간 샘플링(spatial sampling)을 제공해야만 한다. 디스플레이 이미지는 화소의 장방형 어레이로만 구성될 필요는 없으며, 상이한 기하학적 형상을 나타내는, 화소의 어떤 임의의 세트로 구성될 수도 있음을 알 수 있을 것이다. 그 다음 단계는, 이러한 화소 어레이 내의 화소들 중 하나를 가지고 시작하되 RF 데이터 세트 내의 어떤 샘플 포인트가 이 화소 강도의 계산(calculation)에 기여하는지를 고려하여, 그것들을 액세스하여 프로세싱하는 가장 효율적인 방식을 결정하는 것이다. 이러한 접근방식은, 디스플레이 상의 화소에 기여하는 정보만이 처리될 것을 요구하는 현재의 플로우-쓰루 아키텍처에 의해 활용되는 것과는 완전히 다른 접근방식이다. 본 발명의 접근 방식에 있어서, 작은 영역은 보다 적은 화소를 포함하기 때문에, 디스플레이 이미지 상의 작은 영역은 큰 이미지 영역보다 적은 전체 프로세싱 시간을 취한다. 역으로, 플로우-쓰루 프로세싱 방법은, 이미지 영역 크기에 독립적인, 최대 데이터 스트림 대역폭을 취급하도록 설계되어야만 한다.

[0070] 초음파 이미지를 적절하게 나타내기 위해 필요한 화소 어레이를 프로세싱한 후, 이 어레이는 관찰을 위해 적당한 크기로 컴퓨터 디스플레이에 표현될 수 있다. 추가적인 CPU 프로세싱이 필요하지 않은, 컴퓨터의 그래픽 프

로세서는, 단순한 크기조정 및 보간법(simple scaling and interpolation)으로 이루어진, 이러한 연산을 전형적으로 수행할 수 있다.

[0071] 다음에, 본 발명의 초음파 이미지의 단일 화소에 대한 프로세싱 전략을 생각해 본다. 본 논의에 있어서, 우리의 목적이 트랜스듀서 어레이에 대하여 화소의 대응하는 공간적인 위치에서의 에코 강도를 얻는 것이라고 가정한다. 또 다른 음향 파라미터가 유사하게 얻어질 수 있다. 첫번째 단계는, 에코 강도 계산에 기여하는 샘플을 포함하는 획득 RF 데이터의 영역을 찾는 것이다. 도 4의 스캐닝 방법에 대하여 이것을 성취하기 위해서, 우선 화소 위치를 가로지르도록 가장 가까워지는 획득 스캔 라인을 찾고, 그 다음 대응하는 개별 요소 데이터 어레이를 사용한다. 도 5에는 초음파 이미지 내의 화소를 예를 들어 맵핑 프로세스하는 것이 도시되어 있다. 도 5에 있어서, 표시된 화소를 스캔의 가장 가까운 획득 라인, 본 경우에 있어서는 스캔 라인 4에 대해 맵핑하되, 여기에서 RF 데이터는 (4번째 전송/수신 이벤트로부터 수집되는 데이터를 나타내는) 4번째 개별 요소 RF 데이터 어레이 내에 존재한다. 하나 이상의 RF 데이터 어레이가 화소 신호에 기여함에 따라 선택될 수 있는데, 본 실시예에 대하여는 단일의 데이터 어레이만을 고려한다.

[0072] 그 다음 단계는, 화소의 강도 계산에 기여하는 샘플을 포함하는 개별 요소 어레이 내의 영역 밖에서 맵핑하는 것이다. 이러한 맵핑 프로세스는 매우 복잡하며 몇 가지 인자에 의존한다. 트랜스듀서 요소는, 그것들이 이미지 필드 내의 특정 포인트로부터 복귀하는 신호에 어떻게 응답할지 결정하는 민감한 영역을 각각 갖는다. 민감도가 지나치게 낮다면, 요소는 화소의 양에 대하여 유용한 정보를 기여하지 못하기 때문에, 주어진 이미지 포인트에 대하여, 소정의 역치(threshold) 이상의 민감도를 갖는 요소들만이 고려될 필요가 있다. 그 다음 이러한 민감도 역치는 맵핑된 영역 내에 포함되도록 요소 데이터 칼럼의 개수를 결정한다. 도 5에 도시된 바와 같이, 트랜스듀서의 오른쪽 끝의 요소는 맵핑된 데이터 영역 내에 포함되지 않는다.

[0073] 맵핑된 데이터 영역의 시작 깊이는 각각의 개별 트랜스듀서 요소에서 복귀하는 에코의 도착 시간에 의해 결정된다. 도 5에 도시된 바와 같이, 이미지 포인트로부터 더 먼 요소에 대한 이미지 포인트 신호는 더욱 늦게 포착되며, 따라서 데이터 세트의 시작 포인트는 메모리 내에서 더욱 깊다. 마지막으로, 맵핑된 데이터 영역에 대하여 필요한 깊이 영역은 발생한 전송 펄스의 지속시간에 의존한다. 더욱 긴 전송 펄스는 더욱 긴 시간 동안 이미지 포인트를 여기(excite)시켜, RF 메모리의 더욱 넓은 깊이 스캔에 걸쳐 연장되는 에코 신호를 발생시킨다.

[0074] 다행스럽게도, 맵핑된 데이터의 영역을 결정하는 많은 인자들은 주어진 화소 그리드(pixel grid)에 대하여 미리 산출될 수 있는데, 이는 이러한 그리드가 실시간 이미지 시퀀스(real-time image sequence)의 다중 프레임에 걸쳐 변화되지 않기 때문이다. 미리 산출된 인자를 이용하여, 주어진 화소에 대한 맵핑된 데이터 영역은 신속하고 효율적으로 결정될 수 있어, 실시간 이미지화 동안의 계산(computation)을 상당히 절감할 수 있다.

[0075] 화소 맵핑식 RF 데이터를 선택해 낸 다음, 그것을 아래에 나타낸 바와 같이, 매트릭스 RFP_{nm} 으로 구조화(organize)할 수 있다.

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

[0076]

[0077] 'Pnm' 이란 n 열, m 칼럼의 이미지 화소를 말하는 것이다. 매트릭스 칼럼은 도 5의 수직방향 바(bar)이며, 여기에서 각각의 수직 바에 있어서의 샘플의 개수 j는 동일한 것으로 가정한다. 샘플의 개수 j는 전송 펄스에 의해 발생한 신호를 캡처하기 위하여 필요한 시간 내에서 RF 데이터의 영역에 의존한다. 인덱스 k는 강도 계산에 관여하기 위한 이미지 포인트로의 적절한 신호 세기를 가지는 RF 데이터 어레이에 있어서의 채널의 개수이다.

[0078] 이제 화소 Pnm의 신호 강도 값을 산출하는 프로세스는 마침내 단일 값으로 인도되는 매트릭스 연산의 시리즈로 이루어진다. 계산이 이러한 방식으로 구조화될 때, 몇몇 매트릭스 연산(matrix operation)은 대수적으로 결합되어, 보다 적은 연산(computational operation)으로 인도될 수 있음이 명백하다. 상세하게 설명할 필요 없이, 개별 요소, 밴드패스(bandpass) 필터링, 직각위상 검출(quadrature detection)을 위한 힐버트 변환(Hilbert transform) 필터링, 및 최종 합산(final summation)을 위한 정확한 지연 값(correct delay value)을 찾기 위한

샘플 보간법의 연산은 단일 매트릭스 곱셈(matrix multiply)으로 수행될 수 있으며, 그 다음 결과 매트릭스의 트레이스(trace)를 취한다.(매트릭스의 트레이스는 주된 항(diagonal)을 따른 요소의 합이다. 매트릭스 곱셈의 결과의 주된 항만이 필요하기 때문에, 곱셈 연산은 상당히 간소화될 수 있다.) 이들 연산을 위해 필요한 많은 매트릭스가 화소 위치에 의존하기 때문에, 실시간 연산 이전에 미리 산출될 수 있다. 그 다음 프로세싱 매트릭스는, 미리 산출된 요소를 (보간법 파라미터와 같은) 화소 위치와 함께 동적으로 변화하는 요소와 결합함으로써 형성될 수 있다. 보간법 단계의 고정된 개수를 가지고, 미리 산출된 벡터의 컬렉션(collection)으로부터 프로세싱 매트릭스의 열을 선택할 수도 있다. 프로세싱 매트릭스를 형성하기 위한 미리 산출된 데이터의 이용은, 본 발명에 본질적인 것은 아니지만, 실시간 연산을 위한 프로세싱 시간을 실질적으로 감소시킬 수 있다.

[0079] 화소 배향 프로세싱으로부터 유도된 신호 값은 전형적으로 복잡한 신호 값이며, 이것은 직각위상 샘플(quadrature sample) I 및 Q로 나타낼 수 있다. 우리의 이미지 포인트에서 에코 강도를 얻기 위해서, 신호의 크기가 산출되어, 직각위상 샘플의 제곱의 합의 단순한 제곱근을 이용한다. (도플러 센싱을 위한 추가적인 프로세싱에 대해) 위상 정보(phase information)가 필요하다면, 복잡한 신호 표시(representation)가 유지될 수 있다.

[0080] 이러한 산출 접근방식을 가지고, 화소의 재구성된 신호 값을 산출하기 위해 필요한 프로세싱 단계의 개수는 플로우-쓰루 아키텍처보다 실질적으로 감소된다. 샘플 계산으로부터 유도된 추정치는, 전형적인 이미지 크기에 대하여, 크기의 전차수(a full order of magnitude)인 10 대 1로서의 연산 약분(operation reduction)이 가능하다. 게다가, 요구되는 매트릭스 연산은 최신 프로세서의 벡터 프로세싱 용량을 이용하여 수행될 수 있으며, 여기에서 다중 데이터는 단일 명령(single instruction)을 이용하여 연산될 수 있다(이들 명령은 소위 'SIMD(single instruction, multiple data)' 명령이라고 한다. 예컨대 PowerPC의 AltiVec 프로세싱 유닛은 곱셈을 수행하여 2개의 벡터를 축적하고, 단일 클럭 사이클(clock cycle) 내에 각각 8개의 16-비트 샘플을 담을 수 있다). 이러한 인자는 하나 이상의 일반 목적 프로세서를 이용하여 초음파 이미지 데이터의 실시간 처리를 수행하기에 적합하게 한다.

[0081] 전형적인 이미지화 스캔에 대하여, 화소 배향 프로세싱 방법은 중간 데이터 세트를 발생시키지 않는다는 것에 주목하는 것은 중요하다 - 이 프로세싱 방법은, 맵핑된 획득 데이터 상의 매트릭스 연산의 시리즈를 통하여, 처리되지 않은 획득된 RF 데이터로부터 화소 강도로 직접 이행한다. 출력 이미지의 각각의 화소는 획득 데이터의 그 자신의 고유한 영역으로 맵핑되며, 그 자신의 프로세싱 매트릭스를 가져, 열(raw) 획득 데이터로부터 소정의 음향 신호 추정치로의 직접적인 전환을 허용한다. 상기된 사항은, 송신/수신 광선 라인(ray line)을 따른 빔 형성된 RF 샘플에 대해 개별 채널 RF 데이터를 전형적으로 소유하고, 그 다음 디스플레이를 위해 스캔 변환되는 검출된 진폭 데이터를 생성하는, 전통적인 플로우-쓰루 아키텍처를 갖는 경우에는 그렇지 않다.

[0082] 화소 배향 프로세싱 방법에 있어서, 섹터 포맷 스캔(sector format scan)에 대하여는 극선-대-직교 좌표 변환(polar-to-rectangular coordinate conversion)을 포함하는, 스캔-변환(scan-conversion)의 프로세스조차도 단일 프로세싱 연산 내에 포함되어 있다.

[0083] 이미지 데이터의 불규칙한 형상에 대하여, 화소 세트로서 묘사되도록 화소의 수집(collection)을 고려하는 것이 더욱 적절하다. 그 다음 사용자에게 나타나는 실제 디스플레이는 디스플레이 프레임으로 처리되어 묘사되는 다중 화소 세트로 구성될 수 있다. 이러한 개념은, 도플러 이미지화와 결합되는 2D 이미지화, 시간-움직임(time-motion) 이미지화(M-모드)와 결합되는 2D 이미지화, 또는 분광 도플러 디스플레이(spectral Doppler display)와 결합되는 2D 이미지화 등과 같은, 초음파 스캐닝의 다양한 표준 모드 뿐만 아니라, 복잡한 스캔 포맷을 실시하기 위하여 사용될 수 있다. 시간-움직임 이미지화 및 분광 도플러의 경우에, 화소 세트는 디스플레이를 순차적으로 가로질러 이동하는 단일 화소 칼럼으로 구성될 수 있다.

[0084] 또한 화소-배향 프로세싱 방법은, 경험적인 데이터의 또 다른 형식을 유도하도록 디스플레이 상에서 정밀하게 측정될 수 있는 이미지 데이터를 생성시킨다는 것을 알 수 있다. 2D 이미지화에 있어서, 각각의 화소는 트랜스듀서에 대해 알려진 공간관계를 가지며, 그 결과 화소들 내에서의 측정 거리는 이미지화된 매개물(media) 내에서의 측정 거리로 손쉽게 전환될 수 있다.

[0085] 상술한 프로세싱 방법에 대한 하나의 가능한 실시는 버스 대역폭(bus bandwidth)이다. 각각의 송신 이벤트와 관련된 수신 RF 데이터의 메모리 어레이는 이미지 포인트를 산출하기 위해 액세스되어야만 하며, 이러한 액세스는 컴퓨터의 확장 버스 상에서 일어나야만 한다. 만약, 최대 영역 초음파 획득의 경우에 대하여, 각 메모리 어레이 내의 모든 샘플이 프로세싱을 위하여 요구된다면, 상술한 샘플링 방법을 위해 필요한 대역폭은 $128 \times 4096 \times (2 \text{ 바이트/샘플}) \times (128 \text{ 어레이}) = \text{프레임 당 } 128 \text{ Mbyte}$ 일 것이다(액세스된 샘플의 제2 레벨 캐시

(the second level caching)은 주어진 프레임 내에서의 프로세싱을 위한 복수 회수를 요구하는 샘플은, 확장 버스보다는 오히려, 첫 번째 액세스 이후의 캐시로부터 평가되는 것을 보장한다. 30 fps에서, 이것은, 대부분의 컴퓨터 버스의 용량의 한계인, 3.75 Gbyte/sec 의 더욱 큰 대역폭까지의 양(amount)일 것이다(PCI-익스프레스 버스(Express bus)는, 16 레인(lane) 확장 슬롯에 대하여는 4 Gbyte/sec 의 이송 용량(transfer capability)을 제공하는, 256 kbyte/sec/lane 의 피크 데이터 속도로 특징된다). 다행스럽게도, 상술한 인자로 인하여, 각각의 메모리 어레이 내의 샘플의 서브세트(subset)만이 이미지 포인트를 산출하기 위해 필요하다. 각각의 트랜스듀서 요소가 민감도의 제한된 공간 영역을 가지기 때문에, 모든 요소가 주어진 재구성 포인트에 기여하는 것은 아니다. 게다가, 대부분의 적용분야에 대하여 전형적인 일주 이미지화 영역(round trip imaging range)은 500 ~ 600 파장(예컨대, 5 MHz 트랜스듀서에 대하여 8 ~ 10 cm) 정도이며, 그에 따라 메모리 어레이는 단지 공간적으로 채워진다. 이러한 인자들은, 현재의 컴퓨터 확장 버스의 용량 내에서 충분한, 30 fps 이미지화에 대하여 1 ~ 2 Gbyte 정도의 전형적인 버스 대역폭 요건(bus bandwidth requirement)을 초래한다.

[0086] 버스 대역폭의 축소(reduction)는, 프레임 속도를 개선하기 위해 최고의 초음파 시스템에 공통적으로 이용되는 기술인 다중-라인 이미지화(multi-line imaging)의 형식에 상당하는, 보다 적은 전송 이벤트를 이용함으로써 성취될 수 있다. 전송 빔이 보다 적은 전송/수신 이벤트로 이미지 필드의 폭을 커버하도록 넓혀질 수 있기 때문에, 개별 요소 데이터 어레이의 개수는 감소될 수 있다. 이 경우에, 열(raw)을 따른 다중 화소(multiple pixels)는 단일 전송의 빔 패턴에 포함된다. 이들 다중 화소는 그들 자신의 맵핑된 데이터 영역을 여전히 가질 것이지만, 이 영역은 모두 동일한 데이터 어레이로부터일 것이며, 따라서 버스에 걸쳐 이송되어야만 하는 데이터의 양을 감소시킨다. 화소 배향 프로세싱 방법은 이러한 형식의 이미지 획득 및 프로세싱을 손쉽게 수용할 수 있다.

[0087] 시뮬레이션 연구는 화소 배향 프로세싱 방법의 계산 속도 및 이미지 질을 처리(address)하기 위해 수행되어 왔다. 패턴 내에 배열되는 시뮬레이션된 포인트 타겟의 이미지는 도 6 및 7에 도시되어 있다. 시뮬레이션된 리니어 트랜스듀서 어메리는 1 파장 간격에서 128 요소로 이루어진다. 시뮬레이션이 파장 단위로 되어 있기 때문에, 초음파 중심 주파수에 의존한다. 이 시뮬레이션에 사용되는 전송 펄스는, 현재의 트랜스듀서에 대한 꽤 전형적인 펄스 형태인, 코사인 가중된 3개의 사이클 버스트(cosine weighted three cycle burst)이다. 전송 초점은 100 파장으로 설정되어 있으며, 이러한 영역 주위에서 에코 진폭의 증가된 강도를 야기한다. 이 시뮬레이션 내의 이미지 포인트의 간격은, 이러한 재구성의 공간 해상도를 나타내기 위해 적합한, 1 파장 간격이다. 도 7에는 도 6의 확대된 영역(50 내지 130 파장의 깊이, 옆으로 32 내지 96 파장)의 사시도가 도시되어 있다. 이미지 필드의 하위 영역의 강화된 도면을 재구성하기 위한 능력은 화소 배향 프로세싱 기술의 또 다른 강점이다.

[0088] 고해상도 디스플레이를 위한 보다 큰 이미지 크기를 생성하기 위해서, 초음파 이미지는, 추가적인 CPU 프로세싱 필요없이, 컴퓨터의 그래픽 카드의 프로세싱 용량을 이용하여 더욱 큰 디스플레이 크기로 보간(interpolate)할 수 있다. 이러한 프로세스는, 18560 이미지 포인트만을 포함하되, 페이지 상에 묘사되기 위하여 더 많은 수의 화소(인치당 300 화소)로 보간되고 있는, 도 6에서의 이미지를 참조하여 예시된다.

[0089] 이들 시뮬레이션 연구는 화소 배향 프로세싱 방법의 속도 및 정확도 양쪽 모두를 검증해 왔다. 초음파 이미지화 시스템의 모든 프로세싱 함수(function)들이 실시되어 왔고, 빔 형성의 복잡한 프로세스를 포함한다는 것에 주목하는 것은 중요하다. 프로세싱 알고리즘의 최적화는, 이미지당 더욱 많은 화소의 묘사 또는 더욱 복잡한 프로세싱을 허용하는, 더욱 높은 프로세싱 속도를 야기한다. 더욱이, 매 18개월마다 프로세서 속도의 배가는 화소 프로세싱 속도에 상당한 후원(boost)을 제공할 것이다.

[0090] 본 발명의 소프트웨어 기반 아키텍처는, 저가의 플라스틱 중합체 트랜스듀서 등과 같은, 비-종래적인 재료 및 방법으로 구성된 트랜스듀서를 지지하는 가능성을 열었다. 신호 및 이미지 형성 프로세싱으로부터 획득 프로세스를 완벽하게 분리함으로써 이것은 성취된다. RF 데이터 저장 메모리 인터페이스에 대한 작은 변화로, 메모리 기록은, 입력 데이터를 이미 메모리 내에 있는 데이터와 합산되도록 하는, 읽기-수정-쓰기(read-modify-write)로 변화될 수 있다. 이러한 변화는, 시스템 노이즈의 효과를 감소시키고 동적 영역을 개선시키기 위해, RF 신호를 다중 동일 전송 이벤트(multiple identical transmit event)에 걸쳐 평균화(average)되도록 한다. RF 신호의 평균화는 진폭 이미지의 평균화에 비해 상당한 SNR 게인(gain)을 허용한다.

[0091] 초음파 시스템에 있어서의 대부분의 노이즈는 이 시스템의 전자로부터 열 및 방사 디지털 노이즈(thermal and radiated digital noise)의 결과이다. 나머지 노이즈는 통상, 안테나로서 기능하는 트랜스듀서에 의해 포착되는, 주위환경의 RF 노이즈이다. 양쪽 모두의 경우에 있어서, 노이즈 스펙트럼은 꽤 평평하여, RF 신호의 시스템 필터링으로, 이 노이즈는 제한 대역 백색 노이즈(band-limited white noise)로서 나타난다. 복귀 신호가 신

체를 통하여 증가된 거리를 통과함에 따라 약해지기 때문에, 이러한 노이즈는 전형적으로 입력 신호에 적용될 수 있는 최대 게인을 결정하고 따라서 시스템의 침투(penetration)를 결정한다.

[0092] 상술한 바와 같이, 신규한 시스템 아키텍처를 신호 평균화에 이용하는 것은 신호 대 노이즈를 개선할 수 있으며, 따라서 동적 영역을 상당히 개선할 수 있다. 4 또는 5 센티미터 이하와 같은 얇은 깊이에 대하여, 각각의 초음파 빔 방향에 대해 다중 전송 이벤트를 사용하는 것은 적절하다. 4 센티미터 깊이로 이동하는 펄스의 일주여행(round trip travel) 시간은, 832 마이크로초 내에 16 전송/수신 사이클을 허용하는, 단지 52 마이크로초이다. (몇몇 예외는 있지만) 신체 내에서의 움직임이 전형적으로 2 또는 3 cm/sec 이하이기 때문에, 이들 16 펄스에 대한 데이터를 획득하기 위해 걸리는 시간 내에, 에코 인터페이스는 단지 파장의 작은 부분(small fraction)(5 MHz에서 대략 1/16 파장)만큼 이동할 것이다. 그 다음 128 빔 위치를 이용하는 전체 초음파 프레임은 획득하기에 106 밀리초가 걸릴 것이며, 초당 10 프레임의 사용 가능한 프레임 속도를 부여한다. 이러한 획득 방법은 신호 대 노이즈에 있어서 4배의 개선, 즉 대략 12dB 을 야기하도록 기대된다. 신호 대 노이즈에 있어서의 이러한 개선은 시뮬레이션 연구에서 검증되어 왔다. 도 8에는 화소 배향 프로세싱 방법을 이용하여 처리된 2개의 시뮬레이션된 이미지가 도시되어 있다. 좌측의 이미지는 빔 당 하나의 전송 펄스를 갖는 RF 데이터로부터 유도되며, 여기에서 포인트 타겟 신호 강도를 대략 8배 한 제한 대역 백색 노이즈는 각각의 채널 내에 더해진다. 우측의 이미지는 RF 데이터에 대한 동일한 신호 대 노이즈 비(signal to noise ratio)를 사용하지만, 빔 방향 당 16 개별 전송/수신 이벤트의 평균으로부터 유도된다.

[0093] 트랜스듀서 신호의 획득에 있어서의 신호 평균화의 실시는, 트랜스듀서의 재료로 무엇이 사용되었는지에 관계없이 민감도 및 침투 개선을 야기한다. 예컨대, 음향 정보를 전송하기 위해 작은 실리콘 드럼을 활용하는, 마이크로-전자기계(micro-electromechanical) 실리콘 장치로 만들어진 어레이의 활용을 용이하게 한다. 마지막으로, PZT를 이용하여 만들어진 전형적인 트랜스듀서에 대하여, 음향 파워 레벨을 종래 시험에 있어서의 이미지화 성능을 희생하지 않고 감소되도록 한다.

[0094] 낮은 파워, 높은 동적 영역 초음파 이미지화의 또 다른 이점은, 혈액 유동의 가시화를 개선하기 위한 마이크로 버블 콘트라스트 에이전트(micro-bubble contrast agent)의 사용에 있다. 전형적인 파워 레벨은 마이크로 버블의 급격한 파괴를 초래하여, 가시화 연구를 제한한다. 더욱 낮은 파워 레벨은 보다 긴 콘트라스트 수명을 제공하며 신규한 임상 프로토콜(clinical protocol)을 허용할 수 있다.

[0095] 신규한 소프트웨어 기반 초음파 아키텍처의 유연성(flexibility)은 표준 플로우-쓰루 아키텍처를 뛰어넘는 또 다른 장점을 제공한다. 이전에, 우리는 신규한 화소 배향 프로세싱 방법이 어떻게 표준 초음파 이미지화 획득 모드를 실시하기 위해 사용될 수 있는지 설명한 바 있다. 개별 채널 RF 데이터가 메모리 내에 캡처되기 때문에, 초음파 이미지화의 변형 모드 역시 지원될 수 있다. 중요한 실시예가 '균일 조명 이미지화 방법(uniform illumination imaging method)' 또는 '플래시 전송 방법(flash transmit method)'로서 종종 언급된다. 이러한 접근에 있어서, 전체 이미지 필드는, 메모리 버퍼 내로의 트랜스듀서 어레이 내에서의 각각의 개별 요소로부터의 복귀된 에코 신호의 획득에 의해 추종되는, 단일의, 초점이 맞춰지지 않은 전송 펄스로 즉시 질의(interrogate)된다. 개별요소 데이터의 적절한 프로세싱으로, 전체 이미지 평면은, 또 다른 전송 펄스에 대한 요구 없이, 재구성될 수 있다. 그러므로 플래시 전송 기술(flash transmit technique)은, 종래의 방법을 이용하여 단일 스캔-라인을 획득하기 위해 걸리는 시간과 동일한 시간 내에 전체 이미지를 획득할 수 있으며, 전형적인 스캔보다 128배만큼 높은 이론 프레임 속도를 제공한다.

[0096] 인간의 눈은 꽤 느린 반응시간을 가지며, 결과적으로 초당 30 프레임 정도를 넘는 초음파 이미지화 디스플레이 속도에 대하여는 많은 이점이 없다. 그렇지만, 심장관막 움직임의 해석 및 소아 심장병 이미지화(pediatric cardiac imaging) 등과 같은 적용분야에서는, 더욱 높은 획득 속도를 가지는 것이 바람직하다. 이러한 분야에 적용하기 위해서, 플래시 전송 이미지화 기술은, 실시간으로 높은 획득 속도로 연속적인 메모리 위치 내에 저장될 수 있는, RF 데이터 프레임을 획득하기 위해 이용될 수 있다. 실시간 관찰에 대하여, 프레임은 디스플레이 및 프로세싱을 이하에 보다 낮은 속도로 획득 스트림 중에서 선택될 수 있다. 스캐닝이 멈춰졌을 때, 메모리 내의 모든 획득 프레임은, 급격한 조직 움직임의 전체 슬로-모션 해석을 허용하는, 통상의 또는 감소된 관찰 속도로 처리 및 재생될 수 있다.

[0097] 기대될 수 있는 바와 같이, 플래시 전송 이미지화 기술에는 몇몇 단점이 있다. 전송 펄스가 초점이 맞춰져 있지 않기 때문에, 공간 해상도에 약간의 손실이 명백히 존재하는데, 이러한 손실은 측방향의 공간 치수에만 제한된다. 또한, 전송 에너지가 더욱 흩어져 있기 때문에, 에코 강도가 약간 손실될 것이다. 마지막으로, 특정 스캔 라인만을 따르는 대신에, 이미지 내의 보다 넓은 에코 타겟이 '항상' 보여지기 때문에, 보다 작은 에코 신호

를 차폐하는 것(masking)을 방지하기 위해 높은 동적 영역 재구성이 요구된다. 이들 단점은 초음파 시스템 설계자에 의해 통상의 이미지화에 대한 플래시 전송 재구성 접근의 거부를 전형적으로 이끌어왔다.

[0098] 플래시 전송 재구성 기술의 높은 프레임 속도 능력이 많은 상술한 단점을 감소 또는 제거할 수 있다는 사실은 종종 간과된다. 사실상, 이러한 접근으로 가능한 높은 프레임 속도는 종래의 이미지 방법으로 불가능한 콘트라스트 해상도, 조직 식별, 및 혈액 유동 이미지화에서 상당한 개선에 이르는 문을 열었다. 예컨대, 측방향 공간 해상도의 회복 및 콘트라스트 해상도에서의 실질적인 개선은 플래시 전송 방법과의 공간 합성을 이용하여 얻어질 수 있다. 초점이 맞춰지지 않은 전송 펄스는 운동 인공산물(motion artifact)을 유지하지 않기에 충분히 짧은 시간 내에 몇몇 방향으로부터 매개 타겟(media target)을 질의(interrogate)하도록 다중 각도를 통하여 조향(steer)될 수 있다. 그 다음 개별 조향 각도로부터의 이미지는 합성된 이미지를 만들어내기 위해서 결합된다. 9개 만큼의 서로 다른 각도를 사용하는 것조차 9개의 전송 펄스만을 요구하며, 10 cm 이미지 깊이의 예에 대하여는 단지 1.2 밀리초만이 걸린다. 공간 합성은, 반점 인공산물(speckle artifact)을 감소시킴으로써 그리고 타겟 인터페이스 각도로 에코 강도에서의 변화를 평균화함으로써, 상당한 콘트라스트 해상도 개선을 제공하기 위해 보여져 왔다. 또한, 초점이 맞춰지지 않은 전송 경우에 대하여, 공간 합성은, 측방향으로의 펄스의 더욱 좋은 측방향 해상도를 점음으로써, 측방향 공간 해상도에서의 손실 일부를 회복할 수도 있다. 또한, 주파수 합성 및 조화적인 이미지화(harmonic imaging) 등과 같은, 콘트라스트 해상도를 개선하기 위한 또 다른 기술은, 매우 짧은 획득 시간을 유지하는 동안 채용될 수 있다.

[0099] 도 9에는 균일 조명 이미지화를 이용하여 공간 합성을 수행하기 위한 신규한 시스템 아키텍처의 용량을 설명하는 시뮬레이션이 도시되어 있다. 공간 합성은 10도 간격으로 이격된 5개의 조향 각도를 이용한다. 도 9의 공간적으로 합성된 이미지를 도 6의 "스캔라인" 이미지와 비교하면, 해상도가 비교되는 한편 사이드 로브 레벨(side lobe level)이 약간 더 높은 것을 알 수 있다. 이것은 플래시 전송 이미지에 대한 획득 시간이 종래의 이미지에 대한 시간의 대략 $1/25^{\text{th}}$ 라는 사실로 보아 주목할만하다. 도 10의 가장 낮은 사이드 로브 레벨은, 이미지 내의 인공산물을 최소화하기에 바람직하게, 흩어져 있고 분포되어 있다. 실제 살아있는 조직에 있어서, 공간적으로 합성된 이미지는 또 다른 장점을 나타내며, 타겟 복귀의 각도 의존을 감소시키고, 반점 인공산물을 낮춘다. 높은 프레임 속도에서, 플래시 전송 공간 합성 이미지화 방법은, 현존하는 최고의 시스템에서 유용하지 않은 조합인 종래의 이미지화보다 더 높은 조직 식별성을 초래할 수 있다.

[0100] 플래시 전송 이미지화 방법의 짧은 획득 시간은 다른 방식으로 영향을 줄 수 있다. 신규한 시스템 아키텍처가 다중 RF 저장 버퍼를 제공하기 때문에, 플래시 전송 방법에 대하여 이것은 데이터의 다중 완전 프레임을 나타내며, 짧은 이미지화 시퀀스에 대한 매우 높은 프레임 속도가 가능하다. 그러한 시퀀스는, 1) 각도 수집된 색 유동 이미지화에 대한 다중 각도에서 전체 프레임 도플러 데이터를 캡처하는 것, 2) 조직 기계적 특성(tissue mechanical property) 상의 정보를 제공하는, 매개를 통한 전단 파동(shear wavefront)의 전파(propagation)가 가시화될 수 있는, 전단 파 이미지화(shear wave imaging), 3) 외력에 대해 조직의 변형(strain)이 조직 강성(tissue stiffness)에 관한 정보를 야기할 수 있는 탄성법(elastography) 등과 같은, 중요한 신규 용도를 가질 수 있다.

[0101] 나아가서, RF 프레임 데이터의 큰 버퍼에 대한 액세스는, 의료 기계의 RF 데이터에 대한 액세스의 부족에 의해 방해되는, 특히 대학 연구소에서, 새로운 알고리즘을 개발하도록 한다. 동적 영역 또는 신호 대 노이즈 비에 대한 프레임 속도를 교환(trade off)하기 위한 단순한 능력은 종래의 초음파 시스템에서 쉽게 실시될 수 없던 유용한 개선일 수 있다.

[0102] 도 12는 상술한 바와 같은 화소 배향 프로세싱 방법에서의 변형예를 정리한 것이다. 도 12a에는 저장공간 어레이 내에 이미 저장되어 있는 신호와 수신된 에코 신호의 결합이 도시되어 있다. 이것은 다중 전송-수신 획득의 신호 평균화 등과 같은 함수(function)를 허용하여 신호 대 노이즈 및 수신된 신호의 동적 영역을 증강시키고 개선하도록 한다. 도 12b는 화소 신호의 몇몇 측면을 증강시키기 위해 다중 전송-수신 획득으로부터 처리된 화소 신호를 결합하는 방법을 예시한다. 상술한 내용 중에서, 이러한 방법은 다양한 각도로부터 매개 타겟을 질의(interrogate)하는 전송-수신 획득으로부터의 이미지 데이터를 결합하기 위하여 이용되었다. 이것은 최종 이미지의 콘트라스트 해상도를 개선하는 공간 합성을 초래한다. 마지막으로, 도 12c는 획득 프로세스로부터의 화소 데이터 세트 또는 이미지 프레임의 프로세싱의 분리를 예시한다. 이러한 경우에 있어서, 이미지를 만들어내기 위해 필요한 획득 신호는, 하나 이상의 획득 신호 어레이로 이루어지는, 데이터 세트 내로 분류(group into)된다. 저장 영역은, 순환 방식으로 기록될 수 있는, 많은 이들 데이터 세트를 저장하기에 충분히 크게 만들어진다. 이러한 방법에 있어서, 에코 신호 데이터의 획득은 음속 고려에 의해서만 제한되는 높은 속도로 수행

될 수 있는 한편, 화소 신호의 프로세싱은 디스플레이에 적합한 보다 낮은 속도로 진행된다. 획득이 중단될 때, 모든 데이터 세트는 슬로 모션 디스플레이를 제공하기 위해 보다 낮은 속도로 처리될 수 있다.

[0103] 도 11은, 2개의 분야로 구분되는, 화소 배향 프로세싱 적용분야의 대표적인 선택을 예시한다. 하나의 분야는, 3D 볼륨(volume) 이미지화, 전단파(shear wave) 이미지화, 탄성법(elastography), 높은 동적 영역(high dynamic range) 이미지화, 및 높은 콘트라스트 해상도(high contrast resolution) 이미지화에 대하여 이용될 수 있는 높은 프레임 속도(high frame rate) 이미지화이고, 또 다른 분야는, 3D 도플러 유동(Doppler flow) 이미지화, 벡터 도플러 유동(vector Doppler flow) 이미지화, 및 높은 프레임 속도 조직 도플러(high frame rate tissue Doppler) 이미지화에 대하여 이용될 수 있는 높은 프레임 속도 도플러 유동(high frame rate Doppler flow) 이미지화이다. 선택된 카테고리 내에서의 또 다른 적용분야도 도 11에 나타나 있다.

[0104] 높은 프레임 속도 적용분야는 균일 조명 또는 플래시 전송 기술과 결합되는 화소 배향 프로세싱 방법에 영향을 준다. 3D 볼륨 이미지화에 대하여, 이득(interest)의 전체 볼륨은, 공간 또는 주파수 합성에 대한 다중 프레임의 결합을 가지고도, 높은 실시간 프레임 속도를 성취하도록, 하나 이상의 초점이 맞춰지지 않은 플래시 전송 펄스로 질의(interrogate)될 수 있다. 탄성법 이미지화에 대하여, 높은 프레임 속도는, 조직의 탄성 특성의 정보를 드러낼 수 있는, 이미지 펄드를 통하여 전파되는 기계적인 전단파의 이미지화를 허용한다. 높은 동적 영역 및 높은 콘트라스트 해상도 이미지화 포텐셜(potential)은 위에서 논의되었으며, 화소 배향 프로세싱 방법의 신호 평균화 및 다중 프레임 프로세싱 용량에 영향을 준다.

[0105] *3D 볼륨 이미지화에 대한 화소 배향 프로세싱 방법은, 더욱 적절하게는 3D 화소(voxel) 배향 프로세싱 방법이라고 한다. 이것은 3D 볼륨 스캔의 출력이 전형적으로 3D 화소(voxel) 또는 볼륨 요소를 포함하는 3차원 입방형이라는 사실로부터 기인한다. 특정 3D 화소에 관한 음향 정보를 결정하기 위한 프로세싱 절차는 2D 이미지 내의 개별 화소에 대한 것과 동일하다. 3D 화소의 공간 위치는 3D 화소의 양에 기여하는 획득된 RF 데이터의 영역에 대해 맵핑되어, 데이터 매트릭스가 형성된다. 그 다음 이 데이터 매트릭스는 3D 화소에 대한 양에 기여하기 위해 매트릭스 연산을 이용하여 처리된다. 또한 다중 획득에 걸친 3D 화소 데이터는 3D 도플러 정보를 얻기 위해서 이용될 수도 있다.

[0106] 3D 화소 데이터는 이미지화 볼륨을 통한 2차원 슬라이스(two-dimensional slice)로서, 또는 볼륨-묘사 사시도(volume-rendered perspective view)로서 디스플레이될 수 있다. 또한 동시적인 디스플레이를 가질 수도 있으며, 여기에서 3D 볼륨 묘사는 시스템 또는 사용자에게 의해 결정되는 하나 이상의 사이드 2차원 슬라이스를 따라 디스플레이된다. 수신된 에코 신호 데이터가 화소 배향 및 3D 배향 방법 양쪽 모두를 가지고 동시에 처리될 수 있기 때문에, 그러한 디스플레이가 가능하다.

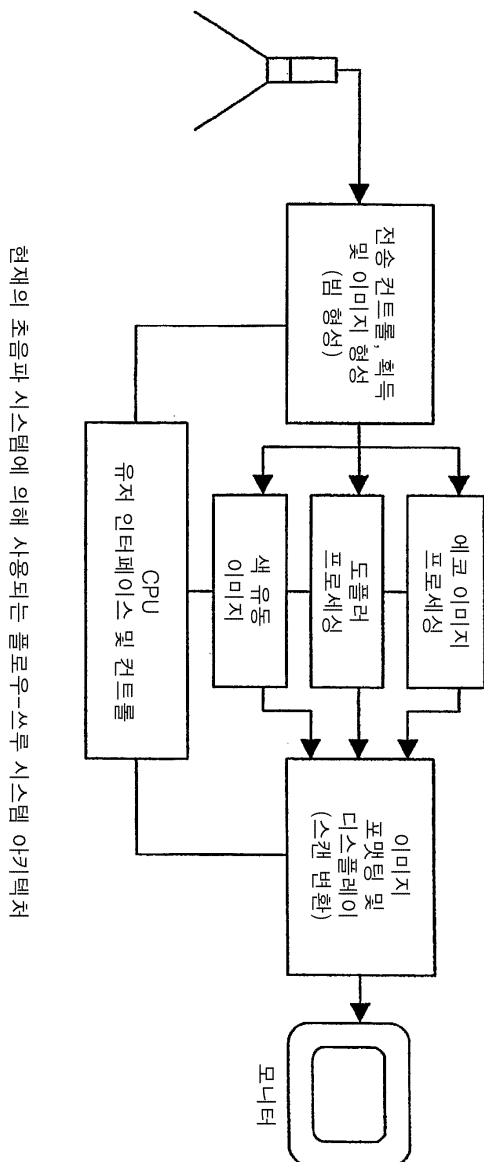
[0107] 3D 이미지화는, 기계적으로 일소(sweep)된 리니어 어레이, 또는 많은 수의 요소를 갖는 2D 어레이 등과 같은, 더욱 복잡한 트랜스듀서 어레이를 필요로 한다. 이러한 경우에, 획득 하드웨어는 수정을 필요로 할 수 있다. 많은 수의 트랜스듀서 요소를 보다 적은 수의 전송 및 수신 채널에 접속시키기 위해서, 아날로그 및/또는 디지털 멀티플렉싱(multiplexing)이 일반적으로 채용된다. 이러한 멀티플렉싱의 일부 또는 전부는 때때로 트랜스듀서 하우징 내로 편입된다. 3D 볼륨을 조명하는 하나 이상의 전송 빔을 형성하기 위한 요소를 선택하기 위해서 전송시 멀티플렉서(multiplexer)가 사용된다. 수신시, 멀티플렉서는 활용가능한 수신 획득 채널에 트랜스듀서 요소의 그룹을 연결하기 위해서 이용된다. 몇몇 경우에, 다중 획득 이벤트로부터 수신 데이터를 결합시키기 위해 합성 개구(synthetic aperture) 기술을 이용하는 것이 적절하며, 그에 따라 프로세싱 채널의 유효한 개수를 증가시킨다.

[0108] 도 11의 우측은 화소 배향 프로세싱과 결합된 플래시 전송 방법을 역시 이용하도록 하는 높은 프레임 속도 도플러 유동 이미지화 방법을 나타낸다. 작은 개수의 전송/수신 사이클만으로 전체 이미지화 필드에 대한 유동 정보를 획득하는 것이 가능하다. 이러한 획득의 '앙상블(ensemble)'은, 움직이는 혈액 세포와 관련하여 도플러 주파수 이동(Doppler frequency shift)을 나타내는, 각각의 화소 위치에서의 위상 변화의 평균 속도를 산출하기 위해 이용될 수 있다. 여기서 다시, 본 방법을 이용하여 성취될 수 있는 높은 프레임 속도는 3D 볼륨 유동 이미지화, (크기 및 혈액 유동의 방향 양쪽 모두를 검출하는) 벡터 도플러 유동 이미지화, 및 (선명도를 증가시키기 위해 낮은 에코 발생도(echogenicity) 이동 조직에 의해 만들어지는 도플러 이동(shift)을 이용하는) 조직 도플러 이미지화 등과 같은 적용예에 실제로 응용될 수 있다. 또한 조직 움직임의 높은 프레임 속도 가시화는, 유도된 기계적인 변위에 대한 응답을 관찰함으로써 조직의 탄성 특성을 결정하도록, 탄성법(elastography) 이미지화를 지원하기도 한다.

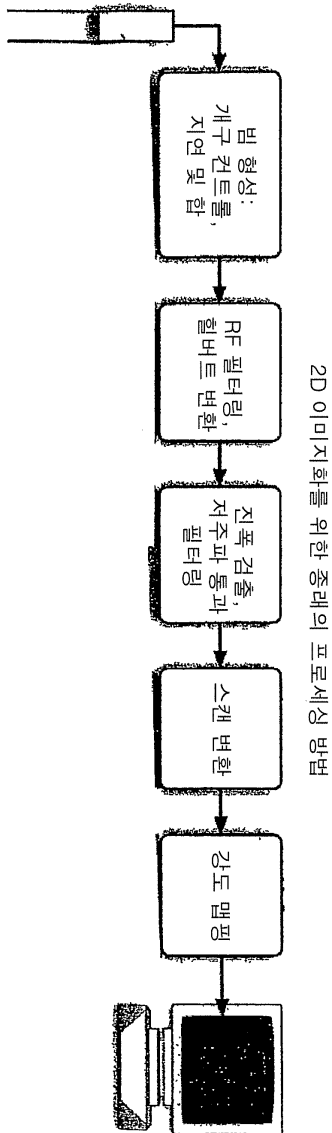
- [0109] 화소 및 3D 화소 배향 프로세싱 방법은 상기된 것 이외에도 많은 추가 모드 및 초음파 이미지화의 적용분야에 적용될 수 있음을 알 수 있을 것이다. 그러므로, 상기된 설명은 프로세싱 방법의 범위를 한정하기 위한 것이 아니라, 본 발명이 어떻게 다양한 현존하는 그리고 신규한 가능성 있는 적용분야를 지원하도록 이용될 수 있는지 예시하기 위해서 제공된다.
- [0110] 본 명세서에서 언급된 및/또는 출원 정보 표지에 쓰여져 있는, 모든 미국 특허, 미국 특허공개공보, 미국 특허출원, 외국 특허, 외국 특허출원 및 비-특허문헌들은, 여기에 온전히 참조로서 편입되어 있다.
- [0111] 상술한 바와 같이, 비록 본 발명의 특정 실시형태가 예시의 목적으로 여기에 설명되어 있지만, 본 발명의 정신 및 범위로부터 벗어남 없이 다양한 변형이 이루어질 수 있음은 물론이다. 예컨대, 화소 또는 3D 화소 음향 정보를 생성하기 위해서 상술된 프로세싱 연산은 매트릭스 연산을 이용하여 실시되고 있지만, 표준 수학 연산, 또는 심지어는 하드웨어 기반 프로세싱 방법이 프로세싱 단계 중 일부 혹은 전부를 완수하기 위해서 이용될 수 있음을 알 수 있다. 따라서, 본 발명은 첨부된 청구범위에 의해서만 제한된다.

도면

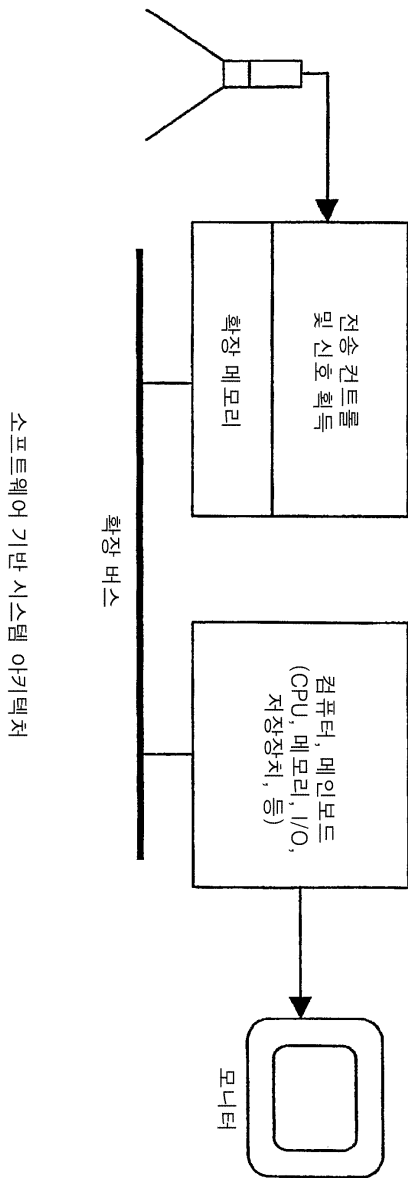
도면1a



도면1b

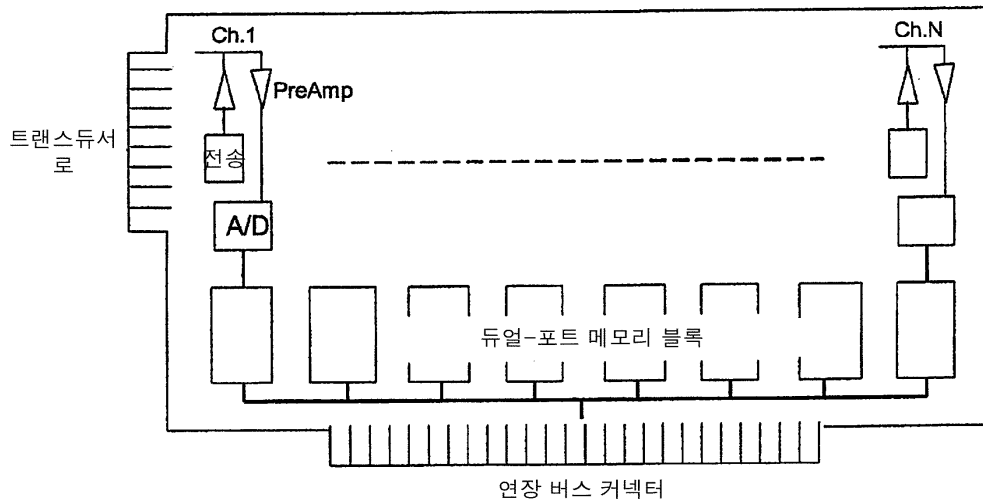


도면2



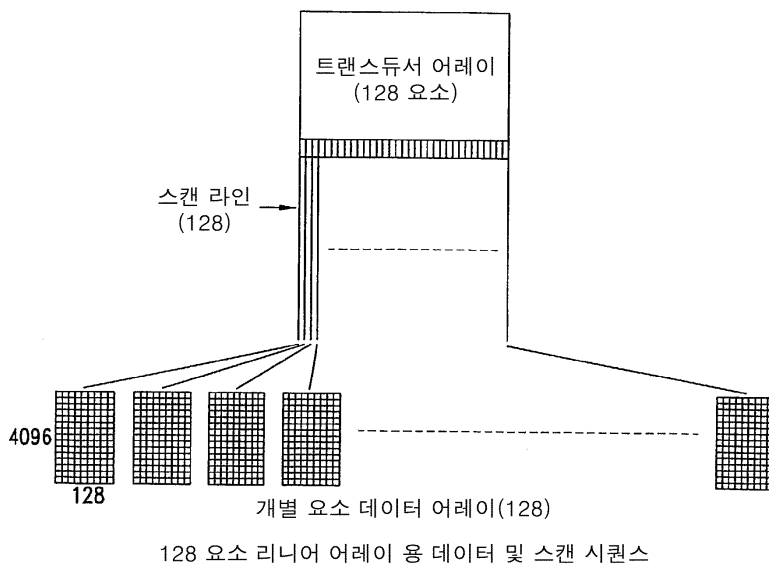
소프트웨어 기반 시스템 아키텍처

도면3



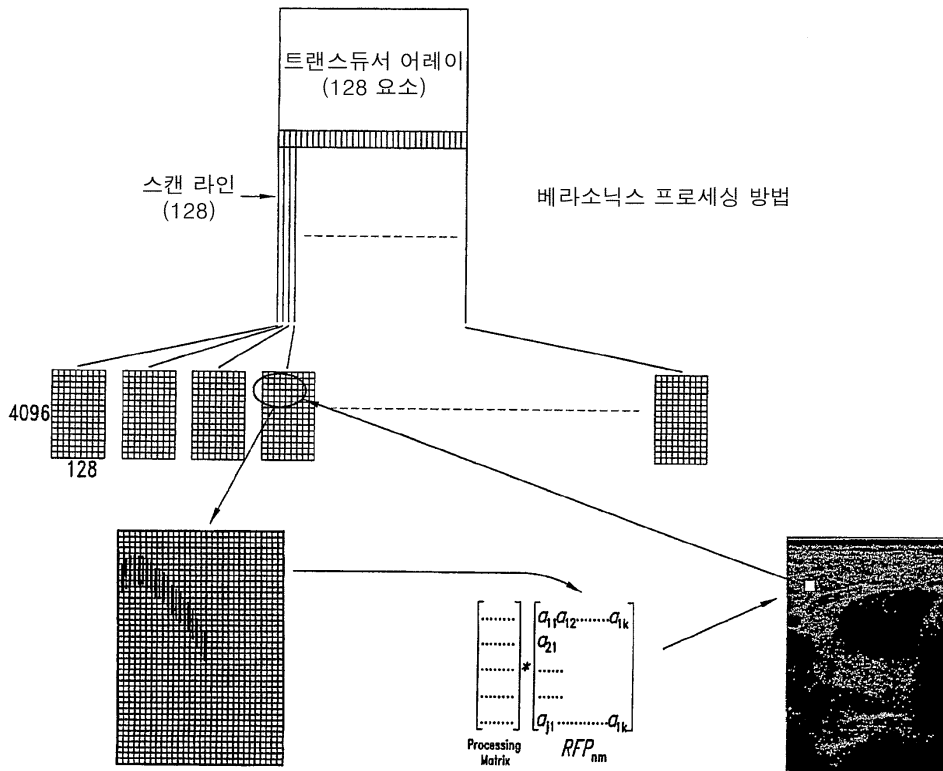
획득 회로를 포함하는 플러그-인 모듈

도면4

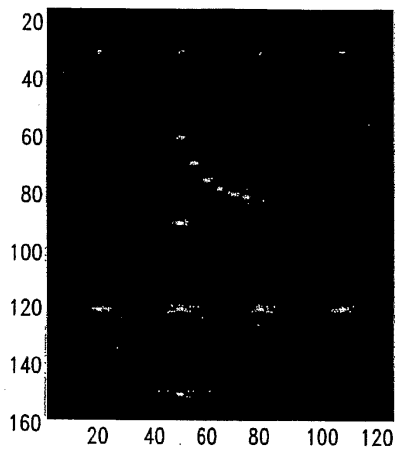


128 요소 리니어 어레이 용 데이터 및 스캔 시퀀스

도면5

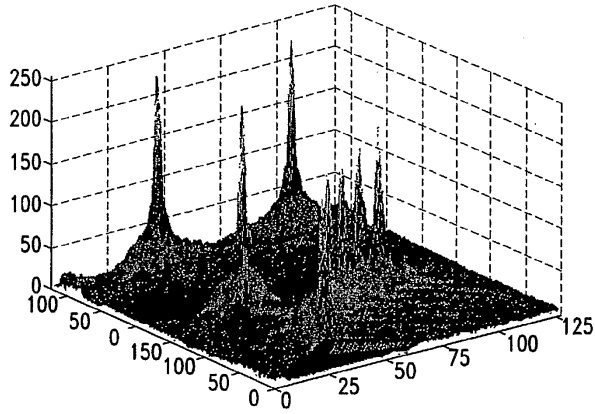


도면6



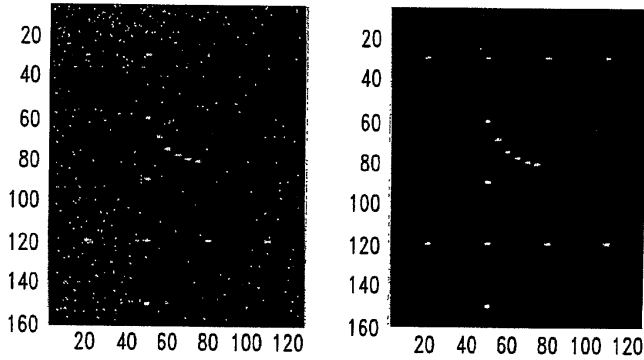
화소-배향 프로세싱 방법의 매트랩 시뮬레이션. 타겟 포인트는 사이드 로브에 대한 전형적인 크로스-형상 패턴을 보여준다.(강도 데이터는 제곱근 함수를 이용하여 압축된다). X 및 Y축을 따른 눈금은 파장이다.

도면7



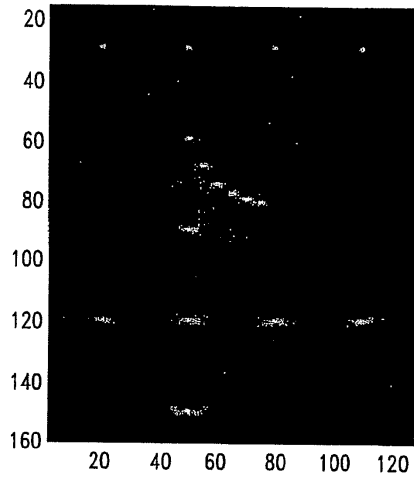
1/2 파장 간격에서 이미지 포인트를 갖는, 도 6의 확대된 영역의 사시도. 분홍색은 -48DB 이하에서 사이드 로브를 밝히는 한편, 짙은 푸른색은 -100DB 이하에서 백그라운드 클러터를 보여준다. X 및 Y축을 따른 눈금은 1/2 파장 단위로 되어있다.

도면8



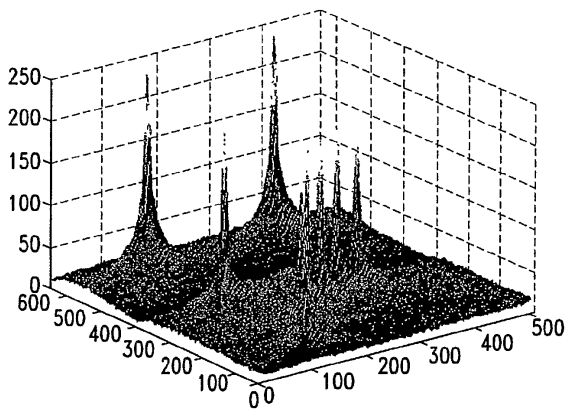
RF 데이터에 부가된 제한 대역 노이즈 상의 신호 평균 효과. 좌측의 이미지는 각각의 빔 방향에 대하여 하나의 전송 펄스로 RF 데이터로부터 처리되며, 우측의 이미지는 빔 방향 당 16 전송/수신 이벤트에 걸쳐 합산된 RF 데이터로부터 처리된다.

도면9



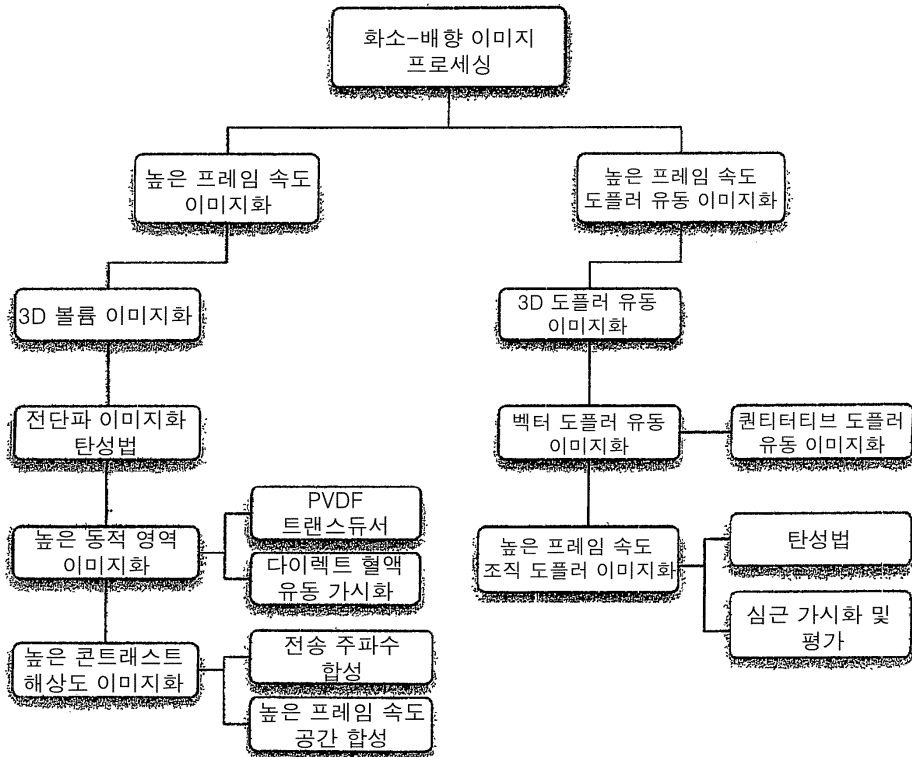
균일한 조명 방법을 이용하여 공간적으로 합성된 이미지 재구성.
5개의 평평한 웨이브 프론트 펄스가 -20, -10, 0, 10 및 20도의 조향
각도에서 사용되었다. 강도 데이터는 제공된 함수로 압축된다.

도면10

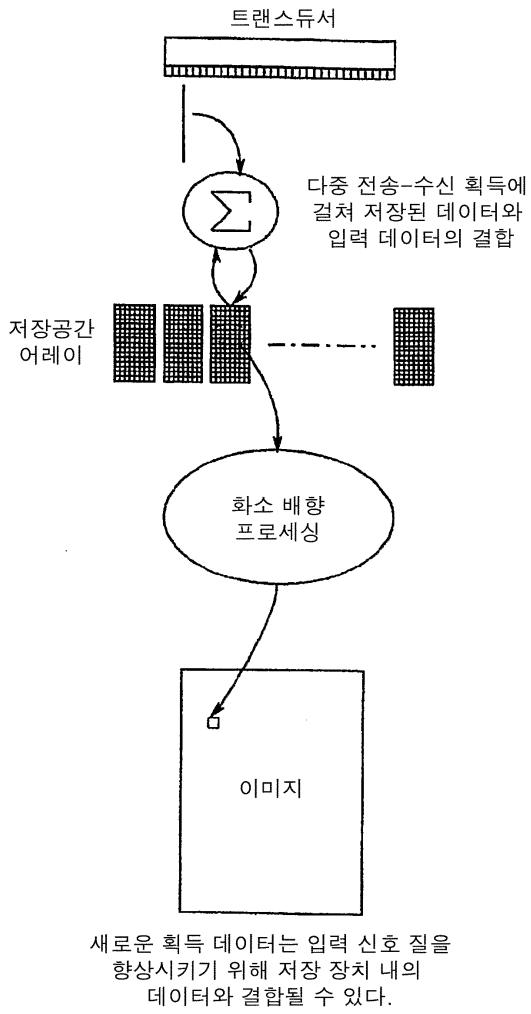


도 8의 확대된 영역의 사시도. 분홍색은 -48 DB 이하의
진폭을 나타내는 한편, 짙은 푸른색은 -68 DB 이다.
X 및 Y축은 1/8 파장의 단위로 되어 있다.

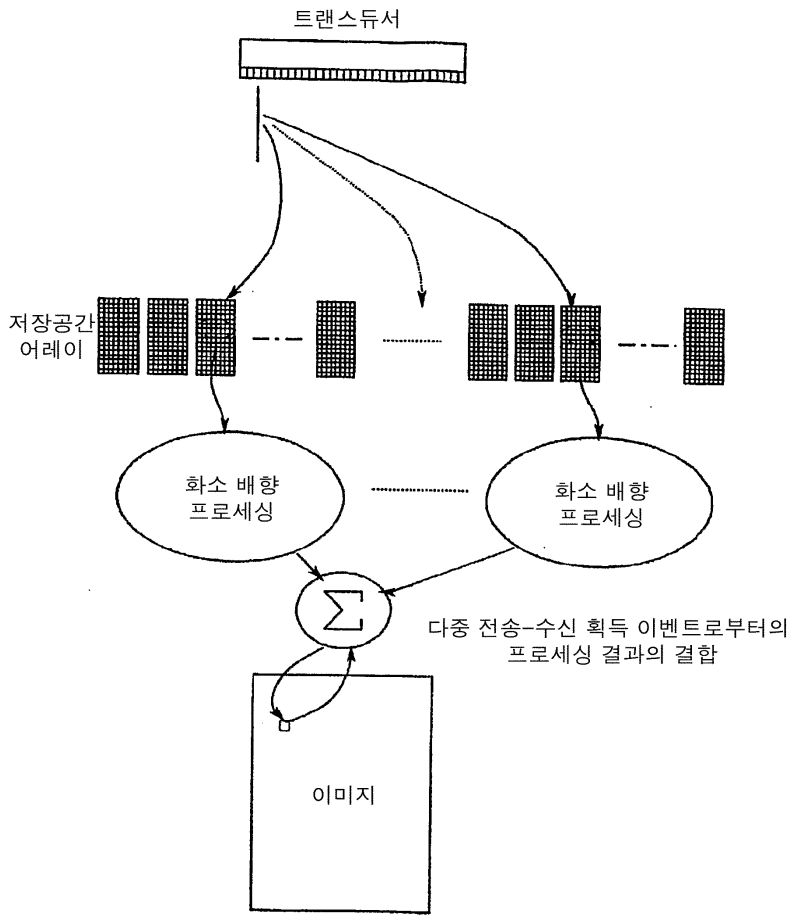
도면11



도면12a

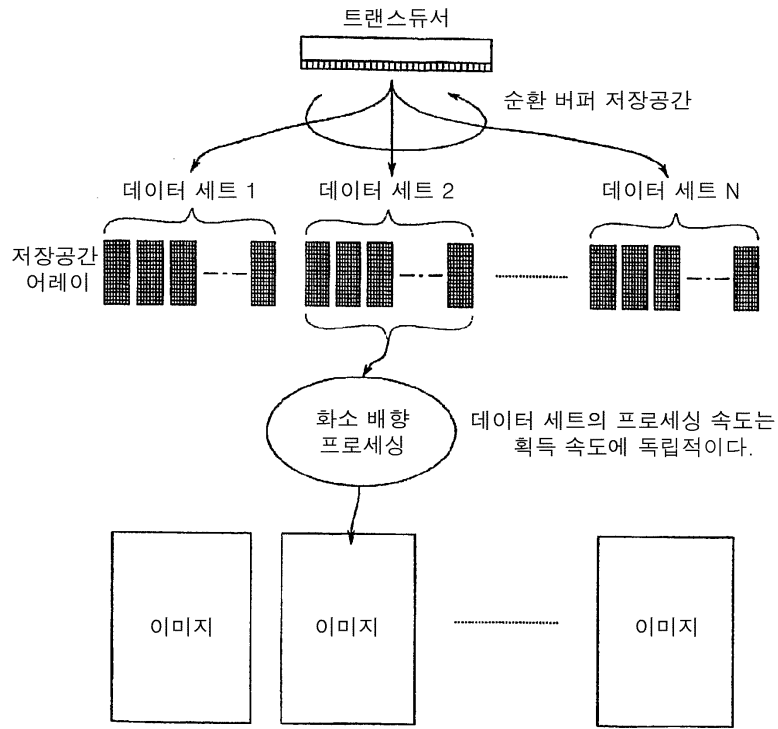


도면12b



다중 획득으로부터의 프로세싱 결과는
출력 화소 신호를 개선시키기 위해서 결합될 수 있다.

도면12c



출력 이미지 프레임의 프로세싱은
획득 속도와는 다른 속도로 수행될 수 있다.

专利名称(译)	标题：具有像素定向处理的超声成像系统		
公开(公告)号	KR1020130046446A	公开(公告)日	2013-05-07
申请号	KR1020137007744	申请日	2006-04-14
[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		
发明人	DAIGLE, RONALD, ELVIN		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/52 G01S15/8993 A61B8/06 A61B8/485 G01S7/5206 G01S7/52042 A61B8/481 G01S7/52034 G01S7/5208 A61B8/13 A61B8/483 G01S15/8995 G01S15/8984 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5223		
优先权	60/671416 2005-04-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了具有像素取向处理的超声成像系统。这里产生声学信号。为了获得其后存储来自该声学信号的回声的回声信号，在多个接收元件中接收该回声信号。给定像素被映射在存储的两个信号的区域。回波信号的存储区域在阵列内围绕给定像素组成，但映射处理的像素使得该阵列产生关于给定像素的信号响应，以便获得关于给定像素的声音信息。总的来说，该系统可以在商用PC主板的插卡上执行。可以对像素取向或3D像素取向处理和显示执行该系统和方法。并且中心数据计算被移除并且使得软件处理方法的扩展使用成为可能。本发明的优点包括改进的信号动态区域的采集，内部的高帧是2D，以及关于3D和多普勒血流成像的软采集模式。

