(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년04월22일
(11) 등록번호 10-1614799
(24) 등록일자 2016년04월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) *G06T 1/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-0023963
(22) 출원일자 2011년03월17일
심사청구일자 2015년06월08일
(65) 공개번호 10-2011-0104917
(43) 공개일자 2011년09월23일
(30) 우선권주장
12/726,260 2010년03월17일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
US20100069754 A1
US05860931 A
US20050131300 A1

(73) 특허권자
지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.
미국 펜실베니아 맬버른 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)
(72) 발명자
구라카, 이즈마일 엠.
미국 94062 캘리포니아 레드우드 씨티 콸츠 스트리트 475
(74) 대리인
특허법인 남앤드남, 정현주, 이시용

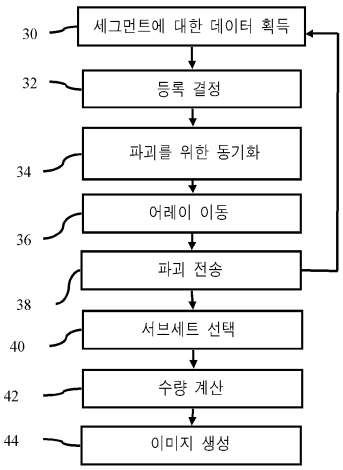
전체 청구항 수 : 총 20 항 심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **의료 진단 초음파 이미징에서의 3차원 변환 매핑을 위한 모션 동기화된 파괴**

(57) 요 약

의학 진단 초음파에서 재관류(reperfusion)을 위한 파괴(38)가 움직임에 동기화된다(34). 볼륨에 대한 재관류 데이터는 상기 볼륨의 상이한 세그먼트들에 대해 순차적으로 획득된다(30). 평면 영역과 같은 주어진 세그먼트에 대해, 상기 세그먼트 내에서 움직임 트랙킹(32)이 수행된다. 현재 세그먼테 대한 일련의 스캔의 완료시에 충분한 등록 또는 상관관계가 존재하는 경우에는, 더 적은 양의 움직임이 발생하고 있는 것이다. 이 시점에서, 다음 세그먼트에서 조영제 파괴적 음향 에너지의 전송(38)이 수행된다. 다음 세그먼트에 대해 트랙킹(32)이 반복되어 다른 세그먼트로의 스위칭을 동기화시킨다. 파괴 펄스의 전송을 제어함으로써(34), 볼륨에서의 보다 신뢰성있는 관류 수량이 결정될 수 있다(42).

대 표 도 - 도1



명 세 서

청구범위

청구항 1

의학 진단 초음파에서 재관류(reperfusion)를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법으로서,

적어도 부분적으로 환자의 3차원 영역에서 조영제(contrast agent)들로부터의 정보를 나타내는 데이터(data)의 복수의 초음파 프레임(frame)들을 획득하는 단계;

상기 복수의 초음파 프레임들 이내의 상이한 시간들로부터의 데이터 사이의 유사성으로서 등록 레벨(registration level)을 결정하는 단계;

상기 복수의 초음파 프레임들 각각에 대해, 상기 조영제들의 파괴를 위한 크기(amplitude)를 갖는 음향 에너지(acoustic energy)를 전송하는 단계;

상기 등록 레벨이 상기 등록의 제1 레벨의 제1 측에 있는 경우에는 상기 전송이 발생하고 상기 등록 레벨이 상기 등록의 상기 제1 레벨의 제2 측에 있는 경우에는 상기 전송이 발생하지 않도록, 상기 전송을 상기 등록 레벨과 동기화하는 단계; 및

조영제들의 레벨의 함수로서 이미지(image)를 생성하는 단계 - 상기 조영제들의 레벨은 상기 전송하는 단계 이후의 상기 조영제들의 레벨임 -

를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 복수의 초음파 프레임들을 획득하는 단계는, 제1 기간 동안 제1 평면에 대해 데이터의 초음파 프레임들을 획득하는 단계를 포함하고,

상기 등록은 상기 제1 평면에 대한 상기 데이터의 초음파 프레임들 사이에서 수행되는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제1 평면에 대해 상기 전송을 수행한 이후에, 상기 획득하는 단계는, 상기 제1 평면과 상이한 제2 평면에 대한 데이터의 초음파 프레임들을 획득하는 단계를 포함하고,

상기 전송하는 단계 이후에, 상기 등록은 상기 제2 평면에 대한 데이터의 초음파 프레임들 사이에서 수행되는 것으로 스위칭(switching)되고,

후속하는 전송은 상기 제2 평면에 대한 등록의 함수인,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 등록 레벨을 결정하는 단계는, 상기 데이터의 초음파 프레임들 사이의 유사성을 결정하는 단계를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 등록 레벨을 결정하는 단계는, 상기 환자의 3차원 영역의 서브-볼륨(sub-volume)에 대해 결정하는 단계를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 획득하는 단계는 기계적으로 변환된(mechanically translated) 1차원 어레이(array)로 획득하는 단계를 포함하고,

상기 기계적 변환은 단계들을 갖고,

상기 획득하는 단계, 결정하는 단계, 전송하는 단계 및 동기화하는 단계는 상기 기계적으로 변환된 1차원 어레이의 변환의 단계들 각각에 대해 수행되는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 획득하는 단계는, 방위각 및 고도 방향들로 전자적으로 조종되는 엘리먼트(element)들의 다차원 어레이로 획득하는 단계를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 결정하는 단계는, 상기 데이터의 초음파 프레임들 중 처음 발생하는 초음파 프레임으로 움직임을 트랙킹(tracking)하는 단계를 포함하고,

상기 처음 발생하는 초음파 프레임은 상기 데이터의 초음파 프레임들 중 복수의 후속하는 초음파 프레임들의 움직임을 트랙킹하기 위한 기준 프레임인,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 획득하는 단계는, 2초 초과의 생리학적 사이클(cycle) 동안에 획득하는 단계를 포함하고,

상기 환자의 3차원 영역은 심장 이외의 것이고, 상기 등록의 변화는 주로 호흡 움직임, 트랜스듀서(transducer)에 인접한 환자 피부의 움직임, 상기 트랜스듀서의 움직임 또는 이들의 조합에 기인하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 이미지를 생성하는 단계는, 재관류 수량을 디스플레이(display)하는 단계를 포함하고,

상기 재관류 수량은 상기 3차원 영역에서 3개의 공간 차원들을 따라 분포되는 데이터의 함수인,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 이미지를 생성하는 단계는, 각 픽셀(pixel)에 의해 표시되는 영역의 일부에 대한 상기 조영제들의 레벨의 함수로서 변조되는 픽셀들을 갖는 렌더링(rendering)을 디스플레이하는 단계를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 동기화하는 단계는,

시퀀스 기간의 적어도 일부 동안의 제1 개수의 등록들, 제2 개수의 순차적인 등록들, 또는 상기 제1 개수 및 상기 제2 개수의 조합들이 상기 등록의 제1 레벨 미만의 상관량에 대응할 경우, 상기 전송하는 단계를 게이트 오프(gate off)하는 단계를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 복수의 초음파 프레임들을 획득하는 단계 동안에 상기 결정하는 단계와 상기 전송하는 단계를 반복하는 단계를 더 포함하고,

상기 전송하는 단계의 순차적 반복들 사이의 기간은 상기 동기화 때문에 변화하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 전송하는 단계는, 상기 복수의 초음파 프레임들을 획득하는 단계 동안에 복수 회 전송하는 단계를 포함하고,

재관류 정보가 상이한 부분들에 대해 순차적으로 획득되도록, 상이한 전송하는 단계는 상기 3차원 영역의 상이한 부분들로 상기 음향 에너지를 전송하는 역할을 하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 15

제 1 항에 있어서,

상기 데이터의 초음파 프레임들의 서브-세트를 선택하는 단계를 더 포함하고,

상기 선택하는 단계는 상기 등록 레벨의 함수이고,

상기 이미지를 생성하는 단계는, 상기 서브-세트 외부의 데이터로부터가 아닌 상기 서브-세트의 데이터로부터 이미지를 생성하는 단계를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

청구항 16

의학 진단 초음파에서의 재관류에 대한 움직임 동기화된 파괴를 위해, 프로그래밍된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터를 저장하는 컴퓨터(computer) 판독가능한 저장 매체로서,

상기 저장 매체는,

조영제들의 파괴를 위한 음향 에너지를 생성하고 - 상기 생성은 환자의 3차원 볼륨의 상이한 세그먼트(segment)들에 대해 순차적으로 수행됨 -;

상기 상이한 세그먼트들 각각 이내에서 조영제들의 재관류를 나타내는 초음파 데이터를 획득하며 - 각각의 세그먼트에 대한 상기 획득은 상기 각각의 세그먼트에 대한 생성 이후에 수행됨 -;

상이한 시간들에 획득된 초음파 데이터의 유사도에 기초하여 각 세그먼트에 대한 파괴를 위한 상기 음향 에너지의 생성을 제어하기 위한 명령들을 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 획득하는 것은, 기계적으로 변환된 어레이로 획득하는 것을 포함하고,

상기 상이한 세그먼트들은 각각의 상이한 스캔 평면들에 대한 상이한 위치들에서의 어레이에 대응하고,

상기 명령들은,

상기 세그먼트들 각각에 대해 상이한 시간들에 각각의 스캔 평면의 스캔들로 상기 데이터를 획득한 이후에 상기 어레이를 이동시키기 위한 명령을 더 포함하고,

상기 제어하는 것은, 상기 상이한 시간들에 상기 각각의 스캔 평면에 대해 유사도를 계산하는 것, 및 상기 유사도가 미리 결정된 임계값보다 더 클 경우, 상기 어레이 및 대응하는 스캔 평면의 위치를 변화시키는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 18

제 16 항에 있어서,

상기 획득하는 것은, 엘리먼트들의 다차원 어레이로 획득하는 것을 포함하고,

방위각 및 고도 방향들에서의 전기적 조종으로 상기 초음파 데이터가 획득되고 상기 음향 에너지가 생성되며,

상기 전기적 조종은 상기 상이한 세그먼트들에 대한 데이터를 획득하는데 사용되고,

상기 제어하는 것은, 상이한 시간들에 상기 각각의 세그먼트에 대한 유사도를 계산하는 것, 및 상기 유사도가 미리 결정된 임계값보다 더 클 경우, 스캐닝되는(scanned) 세그먼트를 변경하는 것을 포함하는,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 19

제 16 항에 있어서,

상기 재관류를 나타내는 상기 초음파 데이터로부터 수량을 계산하고;

상기 수량을 계산하기 위해 상기 상이한 세그먼트들 중 제1 세그먼트에 대해 상기 초음파 데이터의 일부를 선택하기 위한 명령들을 더 포함하고,

상기 선택하는 것은 상기 초음파 데이터와 연관되는 유사도의 함수인,

컴퓨터 판독가능한 저장 매체.

청구항 20

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법에 있어서,

트랜스듀서로부터의 초음파로, 환자의 볼륨의 상이한 제1 및 제2 부분들을 스캐닝하는 단계 - 상기 제1 부분은 제1 복수 회 스캐닝되고, 그 후에 상기 제2 부분은 제2 복수 회 스캐닝됨 -;

상기 제1 복수 회의 스캐닝 이전에 상기 제1 부분에서 조영제들을 파괴하는 단계;

상기 제1 복수 회의 스캔들로부터 상기 제1 부분을 나타내는 데이터를 상관시키는 단계; 및

상기 상관시키는 것이 미리 결정된 임계치의 상관을 표시하면, 상기 제1 부분의 스캐닝 이후에 그리고 상기 제2 복수 회 스캐닝 이전에 상기 제2 부분에서 상기 조영제들을 파괴하는 단계

를 포함하는,

의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

본 실시예들은 변환 매핑에 관한 것이다. 구체적으로, 3차원 변환의 정성적 또는 정량적 분석을 위한 파괴 타이밍(timing)이 제공된다.

배 경 기 술

초음파 조영제의 3차원 변환 매개변수 이미지(image)는 초음파 콘트라스트(contrast) 질병 상태, 약 또는 다른 생리학적 조건들에 응답하여 기관 및 조직의 혈관 흐름 변화를 연구하는데 유용하다. 파괴-변환 시퀀싱(sequencing)은 조직 또는 다른 조직 내에서 조영제 관류(perfusion)를 측정하기 위한 공지된 기술이다. 볼륨(volume) 관류 매개변수 이미징(imaging)을 위해, 조영제가 혈류 내에 유도되고, 단면의 일정 영역이 고에너지(high energy) 초음파로 파괴된다. 그리고 나서, 상기 영역은 혈액 관류 파라미터(parameter), 예컨대 조영제 도착 시간, 최대 강도 프로젝션(projection), 필수적인 정규화된 시간 또는 최대 영역 커버리지(coverage)를 측정하기 위해 비파괴적 콘트라스트 감도 모드(mode)에서 이미징된다. 시퀀스에서 획득된 평면 단면의 집합은 볼륨 데이터 세트(volume data set)를 형성하도록 결합될 수 있다.

개별 평면 단면도는 기계적으로 변환된(translated) 1차원 어레이(array) 또는 완전히 전자적으로 스캐닝된(scanned) 2차원 어레이로부터 형성된다. 일 실시예에서, 1차원 어레이는 높이에 있어서 일련의 파괴-변환 조영제 도착 시간 파라미터의 2차원 이미지를 생성하도록 기계적으로 변환된다. 각 2차원 이미지는 평면에 대한 파괴-변환 사이클(cycle)에 대해 개별적으로 움직임 보상된다. 도착 시간 또는 개별 고도 슬라이스(slice)에 대한 변환 속도를 나타내는 2차원 이미지의 집합은 볼륨 데이터 세트를 형성하도록 결합된다. 볼륨 데이터 세트는 3차원으로 렌더링(rendering) 하거나 또는 다평면 리포맷팅(reformatting)을 위해 사용된다. 그러나, 연속적인 슬라이스 획득 기간 동안 많은 움직임이 존재하는 경우에는, 합성된 볼륨 이미지는 3차원 변환 파라미터의 정확한 표현이 되지 않을 수 있다. 평면 밖(out-of-plane) 움직임은 스킵(skip) 또는 리스캐닝될 수 있는 기하학적 왜곡 및 영역들을 야기할 수 있다.

파괴 에너지는 움직임에 응답하여 스티어링(steering)되어, 바람직한 영역은 필요한 파괴 에너지를 경험하고, 동일한 영역은 변환 단계 중에 트랙킹(tracking) 및 측정된다. 그러나, 이러한 접근 방법은 파괴 에너지가 잠재적으로 임의의 방향으로 스티어링될 것을 요구한다. 임의의 방향은 특정 객체 및 탐침 기하 구조에 대해서는 어렵거나 수행불가할 수 있다. 또한, 일부 트랜스듀서(transducer)들은 임의의 평면들을 쉽게 스캔(scan)할 수 없고, 직교하도록 배치된 라인 시퀀스들로 제한된다. 트랜스듀서 포지셔닝(positioning)은 트랜스듀서 및 포지셔닝 장치의 기계적 관성 때문에 고 프레임(frame) 속도에서는 달성할 수 없기 때문에, 임의의 포지셔닝은 기계적으로 변환된 1D 어레이로는 어렵다.

발명의 내용

도입 설명으로써, 이하의 바람직한 실시예들은 의료 진단 초음파에서 변환을 위한 움직임 보상된 파괴를 위한 방법, 시스템, 컴퓨터(computer)로 판독가능한 매체 및 명령들을 포함한다. 볼륨에 대한 변환 데이터는 상기 볼륨의 상이한 세그먼트(segment)들에 대해 순차적으로 획득된다. 주어진 세그먼트, 예컨대 평면 영역에 대해, 상기 세그먼트 내의 움직임 트랙킹이 수행된다. 현재 세그먼트에 대한 스캐닝 시퀀스가 완료되었을 때 충분한 등록 또는 상관관계가 존재하면, 더 적은 양의 움직임이 발생하고 있는 것이다. 이 시점에서, 다음 세그먼트에서는 조영제 파괴적인 음향 에너지의 전송이 수행된다. 트랙킹은 다음 세그먼트에 대해서 반복되어 또 다른 세그먼트로의 스위칭(switching)을 동기화시킨다. 트랙킹을 위해 다른 영역들이 사용될 수 있다. 파괴 펄스의 전송을 더 적은 움직임 또는 시작 상태로의 더 큰 등록으로 제어함으로써, 볼륨에서의 보다 신뢰성있는 관류 수

량이 결정될 수 있다.

제1 실시예에서, 의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴를 위한 방법이 제공된다. 환자의 3차원 영역에서 적어도 부분적으로 조영제로부터의 정보를 나타내는 데이터의 초음파 프레임들의 시퀀스가 획득된다. 상기 시퀀스 내에서 상이한 시간으로부터 데이터 사이에 등록이 결정된다. 시퀀스 중의 한 시점에, 상기 조영제의 파괴를 위한 크기를 갖는 음향 에너지가 전송된다. 상기 전송은 상기 등록과 동기화되어, 상기 전송은 상기 등록이 제1 레벨(level) 이상인 경우에는 발생하고, 상기 등록이 제1 레벨 이하인 경우에는 발생하지 않는다. 상기 전송 후에 조영제의 레벨의 함수로써 이미지가 생성된다.

제2 실시예에서, 컴퓨터로 판독가능한 매체는 의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴를 위한 프로그램된 프로세서(programmed processor)에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터를 저장한다. 상기 저장 매체는 조영제의 파괴를 위한 음향 에너지를 생성하기 위한 명령을 포함하고, 상기 생성은 환자의 3차원 볼륨의 상이한 세그먼트들에 대해 순차적으로 수행되고, 상기 상이한 세그먼트들 각각의 내부에서 조영제의 재관류를 나타내는 초음파 데이터를 획득하는 명령을 포함하고, 상기 각 세그먼트에 대한 획득은 상기 각 세그먼트에 대한 생성 후에 수행되고, 상이한 시간에 획득된 초음파 데이터의 유사도를 기반으로 각 세그먼트에 대한 파괴를 위한 음향 에너지의 생성을 제어하는 명령을 포함한다.

제3 실시예에서, 의학 진단 초음파에서 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴를 위한 방법이 제공된다. 트랜스듀서로부터의 초음파로, 환자의 볼륨에 대한 제1 및 제2 상이한 부분들이 스캔된다. 상기 제1 부분은 제1 복수회 스캐닝되고, 그리고 나서, 상기 제2 부분은 제2 복수회 스캐닝된다. 상기 제1 부분의 조영제는 상기 제1 복수회의 스캐닝 전에 파괴된다. 상기 제2 부분의 조영제는 상기 제1 부분의 스캐닝 후, 상기 제2 복수회의 스캐닝 전에 파괴된다. 상기 제1 복수회의 스캐닝으로부터의 데이터는 상관된다. 상기 제2 영역의 조영제의 파괴는 상기 상관이 상관관계를 표시하는 경우에 수행된다.

본 발명은 이하의 청구범위에 의해 정의되며, 상세한 설명은 청구범위를 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다. 본 발명의 추가적인 실시예들 및 장점들은 이하에서 바람직한 실시예들과 함께 설명된다.

도면의 간단한 설명

컴포넌트들(component) 및 도면들이 모두 스케일링(scaling)되어 있는 것은 아니고, 본 발명의 원리들을 설명하는데 중점을 둔다. 또한, 도면에서, 유사한 참조 번호들은 상이한 시각점들에 걸쳐 동일한 부분들을 가리킨다.

도 1은 일 실시예에 따른 의학적 진단 초음파에서 변환을 위한 움직임 보상된 파괴를 위한 방법의 흐름도이다.

도 2는 변환을 위한 움직임 보상된 파괴를 위한 초음파 이미징 시스템의 일 실시예에 대한 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

일 실시예에서, 2차원 초음파 콘트라스트 매개변수 이미징 슬라이스들의 집합이 획득된다. 재관류(reperfusion)와 관련된 파라미터들의 2차원 슬라이스와 같은 볼륨 세그먼트들의 집합은 순차적으로 획득된다. 상이한 시퀀스들로부터의 이미징 슬라이스들은 3차원 데이터 세트를 형성하도록 결합된다. 움직임 보상이 2차원 슬라이스 획득 내의 움직임을 보정하는데 사용될 수 있지만, 2차원 슬라이스 전체의 완전한 움직임 보상은 현실적이지 않을 수 있다. 평면 밖 움직임에 기인하는 에러(error)를 감소 또는 최소화하기 위해, 파괴 이벤트(event)들을 동기화하기 위해 움직임 트랙킹이 사용된다. 파괴는 한 시퀀스 내에서 2차원 슬라이스 획득 간에 올바른 등록이 달성될 때까지 연기된다. 다른 실시예에서, 3차원 트랙킹이 수행되지만, 상기 볼륨의 세그먼트들 또는 다른 서브(sub) 영역들에 대해 수행된다.

측정된 세그먼트들을 최종 볼륨 이미지로 정확하게 공간적으로 정렬하기 위해 파괴 이벤트들의 타이밍이 동기화된다. 예컨대, 움직임 트랙킹으로 기계적으로 변환된 어레이를 갖는 파괴-재관류 간격에 대해, 단일 2차원 슬라이스에 대한 혈액 흐름과 관련된 파라미터들이 획득된다. 파괴 후의 첫 프레임은 평면에서의 움직임이 보상되도록 간격 중에 트랙킹 목적을 위해 사용된다. 평면 밖에서의 움직임은 낮은 상관관계를 야기할 수 있다. 다음 세그먼트로의 스위치는 상관관계와 동기화되어, 볼륨의 이웃하는 세그먼트로 전이할 때 더 적은 움직임이 발생하여 재관류 측정치에 대한 또 다른 시퀀스를 획득하도록 한다.

3차 기본파(cubic fundamental) 또는 낮은 기계 지수 이미징과 같은 비파괴적 또는 덜 파괴적인 조영제 이미징 모드를 사용하여, 주어진 슬라이스 및 해당 스캔 시퀀스에 대한 측정이 수행된다. 주어진 세그먼트에 대한 스캔 시퀀스는 수초, 예컨대 1 내지 30초 동안에 발생할 수 있다. 상기 기간은 조영제가 조직 영역을 재관류하는

시간과 일치한다. 매개 변수 이미지는 이러한 2차원 측정치 집합으로부터 형성된다. 도착 시간은 매개 변수 이미지의 한 타입(type)에 대한 예시이다.

파괴 동기화로 순차적인 스캐닝하는 동작은 기계적으로 변환된 1차원 어레이 또는 완전한 2차원 어레이와 함께 동작할 수 있다. 트랙킹을 사용하여, 파괴 이벤트와 재관류 측정 사이에 초과적인 움직임이 발생할 때는, 2차원 슬라이스 또는 서브 볼륨 측정은 버려지거나 재관류 파라미터 계산에 사용되지 않을 수 있다. 상관관계 없는 스캔과 관련된 데이터는 관류에 통합되지 않고, 전체 측정치의 손상을 방지한다.

도 1은 의학 진단 초음파에서 재관류을 위한 움직임 동기화 파괴 방법을 나타낸다. 상기 방법은 도 2의 시스템(10) 또는 다른 시스템에 의해 구현된다. 상기 방법은 도시된 순서 또는 다른 순서로 수행된다. 추가적인 단계, 다른 단계 또는 더 적은 단계들이 제공될 수 있다. 예컨대, 단계(36)은 수행되지 않는다. 대신, 스캔 영역은 어레이의 이동없이 이동된다. 다른 예로써, 단계(40,42,44 및/또는 46)는 수행되지 않는다.

단계(30)에서, 조영제의 재관류을 나타내는 초음파 데이터가 획득된다. 데이터의 초음파 프레임의 시퀀스는 조영제를 파괴한 후 또는 조영제 의한 관류 전에 생성된다. 상기 시퀀스는 초음파로 데이터의 프레임을 획득하거나 또는 이전에 생성된 데이터의 프레임(예컨대, DICOM 이미지)을 획득함으로써 생성된다. 데이터의 프레임은 라이브(live) 스캐닝으로 실시간으로 획득되거나 또는 저장된 클립(clip)으로부터 획득된다. 시퀀스는 실질적으로 연속 또는 주기적(예컨대, 심장 사이클 마다 한번 이상 획득된다).

상기 시퀀스는 상이한 시간에 스캐닝된 영역을 나타내는 데이터의 프레임을 포함한다. 각 데이터의 프레임은 동일 또는 오버랩(overlap)된 영역을 나타낸다. 환자에 상대적인 트랜스듀서의 평면 밖 움직임 때문에 일부 프레임들은 상이한 영역들을 나타낼 수 있다. 데이터의 프레임은 1차원, 2차원 또는 3차원 영역의 주어진 시간에서의 완전한 스캔을 나타내는 데이터의 그룹이다. 예컨대, 데이터의 프레임은 선형, Vector®, 섹터(sector) 또는 세그먼트로부터 획득된다. 또 다른 예로써, 데이터의 프레임은 이미징될 전체 볼륨 내의 원뿔 또는 원주 영역과 같은 서브 볼륨을 나타낸다. 데이터의 프레임은 재관류을 위해 반복적으로 스캐닝될 볼륨의 세그먼트 또는 서브섹션의 샘플(sample)들이다.

데이터의 프레임들의 시퀀스는 볼륨의 각 상이한 세그먼트들에 대해 획득된다. 각 상이한 세그먼트들 내에서, 다음 세그먼트에 대한 데이터를 획득하기 전에 데이터가 획득된다. 적어도 부분적으로 각 세그먼트의 조영제로부터의 정보를 나타내는 데이터의 초음파 프레임의 시퀀스는 세그먼트들 중에서 순차적으로 획득된다. 트랜스듀서로부터의 초음파는 환자의 볼륨의 상이한 부분들로부터 데이터의 프레임들을 순차적으로 획득하는데 사용된다. 일부는 복수회 스캐닝되고, 그리고 나서, 다른 부분이 복수회 스캐닝되어 상이한 세그먼트들에 대한 프레임들의 시퀀스를 제공한다.

각 세그먼트에 대한 시퀀스를 순차적으로 획득함으로써, 볼륨을 나타내는 데이터가 획득된다. 세그먼트들은 볼륨의 상이한 부분들이며, 따라서 결합되어 상기 환자의 3차원 영역을 나타낸다. 다수의 볼륨 또는 평면으로부터의 측정치의 집합은 결합되어 전체 볼륨 매개변수 이미지를 생성한다. 각 볼륨 세그먼트에 대한 파괴가 동기화되거나, 또는 올바른 등록이 발생하기 전까지 연기되는 경우에는, 재관류과 관련된 파라미터들의 볼륨 세그먼트의 집합이 획득된다. 작은 영역들에 대해 파괴-재관류 측정을 하는 또 다른 동기는 지역적인 재관류의 측정이 의학적으로 가장 유용할 수 있다는 점이다. 세그먼트에서 에이전트를 파괴함으로써, 혈액의 근처 저장소로부터의 세그먼트에 대한 재관류이 측정된다. 넓은 영역에서 에이전트를 파괴하는 것은 혈액이 지역으로 어떻게 공급되는지에 대해 많은 정보를 제공하지 않을 수 있다.

일 실시예에서, 세그먼트는 볼륨의 평면 영역이다. 데이터의 초음파 프레임들은 상기 볼륨의 상이한 평면들에 대해 순차적으로 획득된다. 상이한 세그먼트들에 대한 시퀀스들은 단계(38)의 전송 또는 전송들에 의해 시간적으로 분리된다. 세그먼트에 대한 주어진 시퀀스는 세그먼트의 상기 조영제의 적어도 일부의 파괴 후에 획득된다.

상이한 세그먼트들은 기계적으로 변환된 1차원 어레이로 스캔된다. 상기 어레이는 스텝퍼(stepper) 또는 다른 모터(motor)를 사용하여 한 포지션에서 다른 포지션으로 이동한다. 각 포지션에서, 세그먼트와 관련된 상이한 시퀀스가 획득된다. 상기 상이한 세그먼트들은 적어도 부분적으로 고도 또는 기계적으로 스캐닝된 차원을 따라 어레이의 포지션에 의해 정의된 상이한 평면들이다.

다른 실시예에서, 세그먼트들은 평면 또는 비평면 영역들이다. 시퀀스를 획득하기 위해 엘리먼트(element)들의 다차원 어레이가 사용된다. 2차원 어레이와 같은 다차원 어레이는 방위각 및 고도 차원에서 전자적으로 스티어링된다. 스캔 라인은 딜레이(delay) 및/또는 아포디제이션(apodization)에 의해 결정될 수 있다. 초음파 데이

터는 방위각 및 고도 방향으로 전기적인 스티어링으로 생성된 음향 에너지를 사용하여 획득된다. 상기 스티어링은 상기 스캔이 주어진 세그먼트 내에서 샘플링하도록 한다. 상기 어레이는 이동되거나, 한 곳에 고정될 수 있다. 상기 스티어링은 상이한 세그먼트 또는 주어진 세그먼트 내에서 상이한 스캔 라인(line)들의 스캐닝을 가능케 한다.

스캔되고 있는 환자의 볼륨 영역 및/또는 세그먼트는 조영제를 포함하거나 또는 한 영역은 에이전트의 도착 후에 조영제를 포함할 가능성이 높다. 상기 조영제는 초음파 에너지에 응답한다. 데이터의 프레임의 일부 또는 전체는 조영제로부터의 정보를 포함한다. 상기 정보는 또한 조직 또는 유체로부터의 응답도 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 정보는 3차 기본파 또는 초음파 신호들에서 획득된다. 예컨대, 초음파 신호는 적어도 2개의 상이한 진폭 레벨 및 위상을 갖는 복수의 펄스들로 전송된다. 조영제의 파괴를 피하거나 최소화하기 위해, 저진폭 전송(예컨대, 0.7 이하의 MI)이 사용된다. 전송에 응답하는 신호들은 결합된다. 데이터의 각 프레임에서 관심 영역의 각 공간 위치에서 데이터가 획득된다.

데이터의 프레임에는 단 한 타입의 데이터, 예컨대 조영제 또는 조영제 및 조직으로부터의 응답을 나타내는 데이터만 표시된다. 선택적으로, 데이터의 프레임들은 예컨대, 동일한 프레임 또는 상이한 프레임 세트에 있는 상이한 타입의 데이터를 나타낸다.

각 시퀀스는 예컨대, 1-30초의 기간 동안 지속된다. 2개 이상(예컨대 수십 또는 수백)의 프레임들이 각 시퀀스에서 획득된다. 상기 기간은 재관류을 기반으로 한다. 예컨대, 상기 시퀀스는 충분한 조영제 응답이 획득될 때까지 계속된다. 평균 리턴 또는 평균 리턴(return)의 변화, 리턴의 영역 또는 볼륨, 조영제 리턴의 영역 또는 볼륨의 변화 또는 다른 표시자가 충분한 재관류을 표시하기 위해 사용될 수 있다. 사용자 입력이 상기 기간의 종료를 표시할 수 있다. 상기 기간은 타이머, 예컨대 단계(38)에서 파괴 펄스의 전송으로부터 1-30초 간의 타임 세트를 기반으로 할 수 있다.

상기 기간은 생리학적 사이클을 기반으로 할 수 있다. 예컨대, 세그먼트에 대한 프레임들은 완전한 생리학적 사이클에 대해 획득될 수 있다. 호흡 사이클은 길이가 2초 이상일 수 있고, 따라서 상기 시퀀스는 2초 이상일 수 있다. 호흡은 환자 및/또는 트랜스듀서 움직임을 야기할 수 있다. 환자의 피부 또는 몸은 호흡 때문에 움직인다. 초음파 검사자의 손은 호흡 때문에 움직일 수 있다. 호흡 사이클을 기반으로 한 시퀀스에 대해 획득함으로써, 호흡 또는 다른 생리학적인 것과 관련된 움직임에 기인한 등록 상의 변화가 발생할 수 있다. 상기 기간을 하나 이상의 완전한 사이클 또는 개략적으로 하나 이상의 완전한 사이클로 함으로써, 상기 세그먼트 간의 변화는 감소될 수 있다.

올바른 등록은 측정되는 조직이 원래 위치로 돌아갈 때 발생할 수 있다. 상기 조직은 호흡, 심장 움직임, 연동운동 또는 측정되는 몸 또는 트랜스듀서를 들고 있는 사람의 다른 자발적 또는 비자발적 움직임에 의해 야기되는 주기적인 움직임을 겪게 된다. 단계(32)의 등록 및 단계(34)의 동기화를 사용하여, 이러한 등록은 조직이 원래 위치에 있을 때 다른 세그먼트를 스캔할 스위칭을 타이밍하는데 사용될 수 있다.

다른 실시예에서, 상기 기간은 팩터(factor)들의 결합을 기반으로 한다. 예컨대, 상기 기간은 재관류을 허용하기에 충분하게 길다. 상기 기간은 초음파 측정치 및/또는 타이밍(timing)을 기반으로 한다. 일단 충분한 길이가 지나가면, 상기 단계(32)의 등록 및 상기 단계(34)의 동기화는 상기 기간의 종료를 결정하는데 사용된다. 상기 기간의 종료 및 다른 세그먼트의 스캔을 개시할 시간으로, 충분한 길이 후의 충분한 등록을 갖는 시간이 선택된다.

단계(32)에서, 등록이 결정된다. 상기 등록은 주어진 세그먼트에 대한 프레임들 사이에 있다. 상기 세그먼트는 현재 시퀀스가 관류 분석을 위해 획득된 것과 동일 또는 다른 것이다. 일 실시예에서, 상기 등록은 관류 분석을 위해서도 획득되고 있는 프레임들을 사용하여 수행된다. 예컨대, 상기 세그먼트는 평면 영역이다. 상기 등록은 동일한 평면 영역들에 대한 프레임들 사이에서 수행된다. 상기 등록은 하나 이상의 차원을 따라 1차원 또는 2차원 등록이다.

등록은 임의의 현재 공지되거나 나중에 개발된 움직임 트랙킹 또는 유사 측정이다. 상이한 스캔으로부터의 데이터는 상관된다. 예컨대, 절대값 차이의 최소합, 절대값 차이의 다른 합, 상호상관, 또는 자기 상관이 사용된다.

이러한 유사성은 전체 프레임들(즉, 전체 스캔 영역) 또는 서브-세트 간에서 측정된다. 예컨대, 참조 프레임으로부터의 윈도우는 다른 프레임 또는 모든 다른 프레임들에 대한 윈도우와 비교된다. 상기 윈도우는 중심 영역, 다른 관심 영역, 다운 샘플링된 프레임, 피쳐 또는 피크 리턴과 관련된 복수 영역들 또는 전체 프레임의

다른 서브-세트이다. 상기 참조 프레임은 조영제 파괴 후에 획득된 최초 프레임, 복수의 프레임들의 평균, 시퀀스의 다른 프레임이다. 일 실시예에서, 상기 프레임에 의해 표시된 전체 영역의 약 2/3 영역이 상기 세그먼트에 대해 조영제 파괴후의 최초 프레임에서 윈도우로 사용된다. 다른 크기의 관심 영역 또는 윈도우가 사용될 수 있다. 다른 프레임들은 유사성을 측정하기 위해 윈도우와 비교된다.

선택적인 실시예에서, 상기 움직임은 트랙킹되고, 상기 프레임들은 프레임간 움직임을 보정하도록 정렬된다. 상기 유사성은 움직임 보정된 데이터의 프레임들 간에서 측정된다. 다른 선택적인 실시예에서, 상기 유사성은 프레임들 간에 최적 매칭을 위한 이동(displacement) 및/또는 회전으로 측정될 수 있다. 상기 등록은 상기 이동 및/또는 회전량에 의해 표시된다.

상기 등록은 트랜스듀서 움직임, 환자 움직임, 기관 움직임, 그들의 조합 또는 다른 움직임의 레벨을 나타낸다. 전체 또는 지역적 움직임이 결정될 수 있다.

스캔되고 있는 세그먼트가 스위치되면, 상기 등록은 새로운 세그먼트에 대한 데이터로 스위칭된다. 데이터의 새로운 참조 프레임이 선택되고, 상기 데이터의 새로운 참조 프레임으로 새로운 세그먼트에 대한 등록이 수행된다.

상기 유사성은 연구되고 있는 환자의 전체 3차원 영역의 주어진 서브 볼륨에 대한 프레임들 간의 등록량을 결정하는 것과 같이 3차원 유사성일 수 있다. 상기 서브 볼륨은 세그먼트이다. 등록은 전체 서브 볼륨 또는 전체 서브 볼륨 이하에 대한 데이터를 기반을 할 수 있다. 개별적인 2차원 슬라이스 대신에, 소영역 또는 서브 볼륨이 유사성을 위해 측정된다. 예컨대, 소형 원주 영역에서의 조영제는 파괴된다. 소형, 지역적 영역에 대한 재관류 분석은 주어진 조직의 관류 용량에 대한 보다 나은 측정을 제공할 수 있다. 이러한 소형 서브 볼륨의 트랙킹은 재관류 통합 상태 중에 수행될 수 있다.

일 실시예에서, 등록을 위한 특정은 관류 분석을 위해 사용될 데이터와 동일한 타입의 데이터와 관련되거나, 그로부터 유도된다. 다른 실시예에서, 적어도 제1 타입의 데이터의 특성이 등록을 위해 사용되고, 적어도 제2 타입의 데이터가 관류 분석을 위해 사용된다. 예컨대, 혼합된 조영제 타입 데이터 및 B-모드 타입 데이터를 갖는 수개의 임상 초음파 이미지 또는 데이터의 프레임들이 사용되고, B 모드 또는 보다 조직 반응성인 데이터가 등록을 위해 사용되고, 조영제 또는 보다 조영제 반응성인 데이터가 관류 연구를 위해 사용된다. 상이한 타입의 데이터는 동일 또는 실질적으로 동일한 시간에 동일 또는 오버랩핑되는 영역을 나타낸다.

단계(34)에서, 파괴를 위한 음향 에너지의 생성이 제어된다. 단계(30)에서, 일단 세그먼트의 재관류을 위한 데이터의 프레임의 전체가 획득되면, 상기 재관류 분석은 다른 세그먼트로 스위칭된다. 언제 스위칭을 할 것인지를 결정하기 위해 상기 등록(예컨대, 트랙킹 품질 또는 정렬)이 모니터링(monitoring)된다. 예컨대, 평면 영역에 대한 2차원 이미지의 등록은 다른 평면 영역으로 언제 이동할 것인지(예컨대, 상이한 고도 위치를 갖는 평면을 스캔하기 위해 이동할 것인지)를 결정하는데 사용된다.

각 세그먼트에 대해, 상이한 시간에 획득된 초음파 데이터의 일정 유사성이 다른 세그먼트 및 단계(36)의 해당 파괴 전송으로의 스위칭을 제어하는데 사용된다. 단계(38)의 송신은 상기 등록과 동기화되어, 단계(38)의 송신은 상기 등록이 임계 레벨의 한쪽(예컨대, 이하)일 때 발생하고, 상기 등록이 상기 임계 레벨의 다른 쪽(예컨대, 이상)일 때는 발생하지 않는다. 일 실시예에서, 데이터의 상이한 프레임들 간의 유사성은 임계값과 비교된다. 상기 유사성은 상기 참조 프레임 및 각 다음에 획득된 프레임 간의 것이다. 유사성이 임계값보다 높거나(예컨대, 상관) 또는 낮으면(예컨대, 절대값 차이의 최소합), 이 프레임은 참조 프레임에 상대적인 약간의 움직임 또는 이동과 관련된다.

상기 임계값은 미리 결정되거나, 사용자에 의해 정의되거나, 또는 적응적이다. 미리 결정된 임계값은 상이한 이미징 어플리케이션(application)에 대한 실험을 기반으로 한다. 사용자 정의는 상기 임계값이 사용자가 원하는 이미지를 제공하기 위한 임계값의 스티어링을 가능케한다. 임의의 적응적 프로세스(process)가 사용될 수 있다. 예컨대, 조영제가 한 영역을 관류하기 위해 사용된다. 그리고 나서, 사용자 또는 시스템은 더 높은 전력의 빔 또는 빔들을 송신함으로써 파괴를 발생시킨다. 파괴 후에 획득된 처음 2개의 프레임들은 유사할 가능성이 높다. 오프셋이 있거나 없는(예컨대, 2,10 또는 다른 값을 곱하거나, 또는 값을 더하는) 이러한 유사성 측정은 다음 선택을 위한 임계값으로 사용된다. 다른 예로써, 데이터의 정렬된 프레임들 간의 변화가 임계값을 측정하는데 사용된다. 임의의 적응적 임계값은 전체 시퀀스에 대해 동일하게 유지되고, 프레임들의 시퀀스의 프로세싱 전체에 걸쳐 적응될 수 있다.

단계(38)의 송신은 불충분한 등록이 제공되는 경우에는 게이트 오프(gate off)된다. 등록이 없다는 것은 세그

먼트가 처음 스캔되거나, 다른 때 스캔되었을 때에 비해 스캔 영역 이동을 나타낸다. 상기 임계 등록은 순간적인 측정이고, 측정치의 조합을 기반으로 한다. 예컨대, 연속된 수의 순차 등록은 임계값을 만족시켜야 한다. 다른 예로써, 전체 시퀀스에서, 시퀀스 기간 동안에, 또는 시퀀스 기간의 특정 부분 동안에 특정 수의 등록이 발생한다. 상이한 임계값들의 조합이 사용될 수 있다. 한번 또는 그 이상의 유사도에 대한 임의의 측정이 사용될 수 있다.

기계적으로 스티어링된 어레이에 대해서, 상기 어레이는 단계(36)에서 이동되고, 상기 단계(38)의 전송은 단계(34)의 동기화를 기반으로 수행된다. 트랙킹 품질 측정이 양호한 정렬임을 표시하면, 움직임이 거의 발생하지 않거나, 이동이 거의 발생하지 않았을 수 있다. 상기 어레이는 다른 고도 위치로 빠르게 기계적으로 변환되고, 새로운 파괴-재관류 사이클이 개시된다. 다음 시퀀스에서 사용할 새로운 트랙킹 또는 참조 프레임이 구축된다. 움직임 또는 이동 등의 이유로, 양호한 정렬이 없는 경우에, 현재 세그먼트에 대해 단계(32)의 등록이 계속된다. 이 트랙킹은 충분한 정렬이 발생할 때까지 모니터링된다.

설정된 기간 내에 충분한 정렬이 발생하지 않으면, 과도하고 보정할 수 없는 움직임이 발생하였기 때문에 관류 연구는 타임 아웃되고, 포기될 수 있다. 선택적으로, 주어진 세그먼트에 대해 파괴 및 재관류 상태 사이에서 상당한 양의 평면 밖 움직임이 발생하면, 상기 세그먼트에 대한 파괴-재관류 시퀀스는 포기된다. 상기 세그먼트에 대한 프로세스는 다시 개시된다.

상기 트랙킹 품질 정보는 호흡의 주기와 같은 움직임의 기간을 결정하기 위해 일정 기간 동안 획득될 수 있고, 또한 타이밍 정보는 사이클과 관련된 빠른 움직임의 간격을 피하기 위해 기계적 어레이를 변환할 최적 시간을 결정하는데 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 상기 참조 레퍼런스는 더 적은 움직임의 시간 중에 획득된다. 상기 주기적인 변화는 추가적인 체크로서 사용될 수 있고, 따라서, 사이클 타이밍은 더 적은 움직임이 발생하고 있음을 나타내고, 상기 등록도 이동이 거의 없음을 표시한다.

전자적으로 스티어링되는 어레이에 대해, 유사한 획득 시퀀스 - 세그먼트에 대해 움직임 트랙킹된 프레임들의 수집임 - 가 발생한다. 상기 파괴 및 다른 세그먼트로의 변화는 재관류 측정이 수행된 후에 양호한 정렬의 측정에 동기화된다. 전자적으로 스티어링된 접근 방법의 장점은 세그먼트들 간에 빠른 스위칭이 발생할 수 있다는 것이다. 상이한 영역은 빠른 스위칭 때문에 파괴-재관류 측정에 대해 얻어지는 것보다 트랙킹에 사용될 수 있다. 예컨대, 상이한 세그먼트에 대한 데이터를 획득하는 중에 단계(32)의 등록을 위해 기관의 중심이 스캐닝된다. 주어진 2차원 슬라이스 또는 다른 세그먼트에 대한 파괴-재관류 시퀀스의 시작은 이러한 중심 영역에서의 양호한 정렬에 동기화된다.

정렬 품질을 결정하기 위해, 한 볼륨에 대한 수개의 부분들이 동시에 트랙킹될 수 있다. 상이한 부분들을 트랙킹하는 것은 기관의 회전 움직임의 경우를 처리하는데 도움이 될 수 있다.

단계(36)에서, 어레이가 이동된다. 스텝퍼 모터 또는 다른 장치는 상기 어레이를 다른 위치로 이동시킨다. 상기 세그먼트는 새로운 어레이 위치 때문에 이동된다. 고도 방향으로의 전기 스티어링이 제공되는 경우에, 상기 세그먼트는 상기 어레이를 움직이지 않고 이동될 수 있다.

주어진 세그먼트에서 일련의 스캔에 대한 데이터가 획득된 후에(예컨대, 재관류 기간에 대해 상이한 시간에 하나의 평면에 대해 데이터를 획득), 상기 어레이 및/또는 세그먼트는 다른 세그먼트를 스캔하도록 이동된다. 각 세그먼트 위치에 대해 시퀀스가 순차적으로 획득된다. 상이한 세그먼트들이 상이한 시간에 스캔된다.

단계(38)에서, 상관 여부가 상관을 나타내는 경우에, 조영제의 파괴가 다음 세그먼트에서 수행된다. 새로운 시퀀스의 시작점에서, 조영제의 파괴에 대한 크기를 갖는 음향 에너지가 전송된다. 기계 지수 0.6 또는 그 이상을 갖는 임의의 크기가 사용될 수 있다. 일반적으로, 기계지수 1.0 또는 그 이상은 적어도 일부의 조영제를 파괴하는데 사용된다. 주파수 점진 변화(frequency sweep) 또는 다른 변화들은 더 많은 조영제를 파괴하는데 사용될 수 있다. 더 깊은 깊이로 더 많은 조영제를 파괴하기 위해, 동일한 스캔 라인을 따라 전송을 반복하는 등 파괴를 위한 임의의 스캔 패턴이 사용될 수 있다. 넓은 또는 좁은 빔 전송이 사용될 수 있다.

예컨대 0.5 내지 2초와 같은 짧은 시간 동안 세그먼트의 에이전트를 파괴하기 위해 충분히 높은 압력 전송 필드가 생성된다. 파괴를 위한 시간은 도착 시간과 같이 재관류에 관련된 파라미터가 정확하게 측정되도록 하기에 충분히 짧다. 초음파 어레이 및 시스템들이 넓은 영역의 에이전트를 파괴하기 위해 짧은 시간 동안에 많은 양의 전력을 전달하기는 어렵다. 관심 볼륨의 2개 이상(예컨대, 10)의 세그먼트들 중 하나와 같이 서브 셋에 대해서만 단계(38)를 수행함으로써, 충분히 짧은 시간에 조영제의 파괴를 위해 충분히 높은 압력이 제공될 수 있다.

파괴를 위한 전송은 등록의 기능으로 수행된다. 주어진 세그먼트에 대해, 프로세스는 파괴를 위한 전송으로 개시된다. 파괴를 위한 전송은 이전 세그먼트에 대한 등록이 스캔되고 있는 기관에 비해 거의 또는 전혀 움직임 또는 이동이 없음을 표시할 때까지는 수행되지 않는다.

단계(38)에서 단계(30)로의 화살표는 다른 세그먼트들에 대해 반복됨을 나타낸다. 주어진 세그먼트에 대해, 세그먼트의 재관류 연구를 위해 충분한 데이터를 획득하기 위해 데이터 획득(단계(30)) 및 등록 결정(단계(32))이 반복된다. 완료 후에, 단계(38) 및 단계(30-34)의 파괴를 위한 전송은 다음 세그먼트에 대해서 반복된다. 상기 전송은 복수 회 발생한다. 상이한 전송 단계는 음향 에너지를 3차원 영역의 상이한 부분들로 전송하여 상이한 부분들에 대해 재관류 정보가 순차적으로 획득되도록 한다. 단계(34)의 동기화 때문에, 상이한 세그먼트들에 대해 단계(38)의 전송을 순차적으로 반복하는 단계들 사이의 기간은 변할 수 있다.

각 반복 또는 세그먼트에 대해, 세그먼트의 조영제는 재관류 측정을 위한 데이터를 획득하기 전에 파괴된다. 조영제는 세그먼트에 대한 복수의 스캐닝 전과 이전 세그먼트의 스캐닝 후에 각 다음 세그먼트에 대해 파괴된다.

2차원 슬라이스와 같은 일련의 세그먼트로서 3차원 재관류 맵핑이 획득된다. 이러한 반복은 3차원 볼륨 콘트라스트 이미징을 가능케한다. 평면 또는 다른 세그먼트 파괴는 한번에 전체 볼륨의 조영제의 파괴를 피함으로써 조영제를 파괴하기에 충분한 전력을 가능케 한다. 상기 볼륨의 재관류 데이터는 전체 볼륨에 대한 재관류보다는 지역적 재관류를 나타낸다. 전체 재관류은 주위 조직 및 혈액 풀에서 조영제의 파괴 때문에, 볼륨 또는 기관의 내부 부분들이 재관류을 지연시킬 수 있기 때문에 덜 유용할 수 있다.

모든 세그먼트들에 대한 파괴 및/또는 재관류을 위한 충분한 등록으로 일단 2차원 슬라이스 또는 다른 세그먼트들의 전체 시퀀스 세트가 획득되면, 상기 데이터는 결합되어 완전한 3차원 매개변수 이미지를 형성할 수 있다. 세그먼트에 대한 데이터가 바람직하지 않은 움직임 중에 획득되는 경우에, 상기 데이터는 완전히 거절될 수 있다. 상기 세그먼트에 대한 파괴 및 재관류 측정은 충분한 데이터를 획득하기 위해 반복될 수 있다.

단계(40)에서, 재관류 데이터의 서브-세트(즉, 전부 보다는 작은)이 선택된다. 데이터의 하나 이상의 프레임들은 선택되지 않는다. 데이터의 선택된 프레임들은 선택되지 않은 데이터의 왜곡 없이 재관류 파라미터들을 결정하는데 사용될 수 있다. 선택적으로, 주어진 세그먼트에 대한 데이터의 모든 프레임들은 재관류 파라미터(즉, 양)를 계산하는데 사용된다.

상기 선택은 등록의 기능이다. 일반적으로, 더 적은 프레임 간 움직임과 관련된 데이터의 프레임들이 선택되고, 보다 많은 프레임간 움직임과 관련된 데이터의 프레임들이 선택되지 않는다. 데이터의 프레임과 관련된 유사도는 데이터의 프레임이 재관류 분석에서 유지되거나 포함되어야 하는지를 표시한다. 트랙킹 정보는 재관류 측정 중 뿐만 아니라, 재관류 전후에도 획득된다. 데이터의 프레임들은 초과 움직임이 발생하지 않는 한 선택된다. 파괴 이벤트 전체에 걸쳐, 그리고 재관류 측정 중 시간의 적어도 특정 퍼센트 동안에 충분한 트랙킹이 유지되면, 상기 세그먼트는 충분하다. 등록이 주어진 세그먼트에 대한 시퀀스의 일부에 대한 움직임을 표시하면, 상기 부분 또는 부분들 중에 획득된 프레임들은 버려지거나 사용되지 않을 수 있다. 재관류의 타입에 따라 상이한 임계값이 사용될 수 있다. 예컨대, 재관류할 시간을 측정하기 위한 시퀀스 기간 중에는 좋지 않은 등록도 허용될 수도 있지만, 재관류의 속도 측정을 위해서는 허용될 수 없다. 세그먼트 기간의 상이한 부분들에 대해 상이한 임계값들이 사용될 수 있다.

선택 후에 불충분한 수의 데이터 프레임들이 가용한 경우에, 상기 세그먼트에 대해 재관류 측정이 반복될 수 있다. 충분한 정확도로 바람직한 파라미터가 측정되도록 보장하기 위해, 재관류 측정 중에 충분한 시간 동안 양호한 트랙킹 품질이 제공된다.

상기 선택은 움직임 보정없는 프레임들을 기반으로 한다. 선택적으로, 상기 프레임들은 움직임 보정되고, 상기 보정 후의 등록이 선택을 위해 사용된다. 상기 움직임 보상 또는 보정은 선택 전 또는 후에 수행될 수 있다. 예컨대, 선택 및 움직임 보정을 위해 동일한 유사성 또는 이동 계산이 사용된다. 유사성 또는 다른 정보를 기반으로 이동을 결정한 후에, 상기 데이터의 프레임들은 공간적으로 정렬된다. 리지드(rigid) 또는 비리지드(non-rigid) 보정이 사용될 수 있다. 상기 정렬은 블러링(blurring)을 피할 수 있다.

단계(42)에서, 재관류를 나타내는 초음파 데이터로부터 양(quantity)가 계산된다. 상기 재관류 수량(quantity)은 3차원 영역에서 3개의 공간 차원을 따라 분산된 데이터의 함수, 한 위치에 대한 데이터의 함수, 데이터의 1차원 분포의 함수 또는 데이터의 2차원 분포의 함수이다. 선택된 서브-세트의 프레임들로부터의 정보와 데이터의 초음파 프레임들 중 선택되지 않은 것들로부터의 정보가 조합된다. 상기 조합은 임의의 공지되거나 후에

개발된 프레임간 프로세싱, 예컨대 최대 강도 홀딩, 최소 강도 홀딩, 평균(mean) 결정, 또는 하나 이상의 시간 강도 커브의 구성을 위한 것이다. 상기 볼륨에 대한 파라미터 데이터는 상기 선택된 프레임들로부터의 데이터의 함수로 생성된다. 초음파 데이터의 선택된 프레임들은 각 위치에 대한 파라미터 값을 결정하기 위해 시간의 함수로 통합된다. 상기 통합은 수학적 통합 또는 복수의 소스로부터 이미지를 형성하는 것을 포함한다.

관심 영역의 각 공간적 위치에 대해, 상기 데이터는 값을 결정하기 위해 비교 또는 사용된다. 각 3D 화소(voxel)에 대해, 데이터의 잔여(선택된) 프레임들 각각으로부터의 데이터의 함수로서 값이 선택된다. 예컨대, 시간의 함수로서 각 공간 위치에 대한 평균, 중간 또는 다른 통계값은 상기 프레임들로부터 결정된다. 다른 예로써, 선택된 프레임들의 데이터와 관련된 최대, 최소 또는 다른 데이터는 비교를 기반으로 선택된다. 상기 선택된 서브-세트의 프레임들은 지속되는(persisted) 프레임 또는 단일 프레임으로 결합된다. 다른 예에서, 시간의 함수로써, 강도 또는 다른 조영제 응답을 나타내는 커브가 상기 프레임들로부터 결정된다. 상기 커브는 영역 또는 공간적 위치에 대한 것이다. 상기 프레임들은 상이한 시간과 관련되므로, 상기 커브는 시간의 함수로써 강도에 관한 것이다. 상기 커브의 특성은 파라미터로써 결정될 수 있다. 다른 실시예에서, 충분한 조영제 응답이 공간적 위치로 리턴하기 위한 시간이 계산된다.

결합된 데이터는 선택을 위해 사용된 데이터 타입과 동일 또는 다른 타입이다. 예컨대, 조영제에 특정되거나 또는 관련된 데이터가 통합된다. 조영제에 특정된 데이터가 있거나 없는 B-모드 데이터와 같은 상이한 타입의 데이터가 선택을 위해 사용된다.

단계(44)에서, 이미지가 생성된다. 상기 이미지는 파괴 후의 조영제의 레벨의 함수(예컨대, 계산된 파라미터 값의 함수)이다. 주로 초음파 신호의 3차 기본파에서의 정보와 같은 조영제로부터의 정보를 결합함으로써, 조영제의 및/또는 소형 맥관구조(vasculature)의 관류가 보다 용이하게 보일 수 있다. 예컨대 관류하는 시간 또는 조영제의 단순 강도와 같은 임의의 관류 파라미터가 각 공간 위치에 대해 계산될 수 있다. 주어진 3D 화소에 대한 선택된 데이터(및 비선택되지 않은 데이터) 또는 모든 데이터가 관류 파라미터를 결정하는데 사용된다. 상기 이미지는 재관류의 시퀀스 기간 또는 다른 파라미터에 대한 조영제로부터의 최대 리턴을 나타낼 수 있다. 상기 관류 파라미터 정보는 이미지를 렌더링하기 위한 3D 화소 데이터로 사용된다. 상기 이미지는 각 픽셀에 의해 표시된 영역의 부분에 대한 관류 레벨의 함수로써 변조된 픽셀들을 갖는 렌더링이다.

상기 이미지는 상기 볼륨을 나타내는 데이터로부터 렌더링된다. 상기 볼륨에서의 각 공간 위치(즉, 각 3D 화소)에 대한 파라미터(수량)은 렌더링을 위해 사용된다. 표면 또는 프로젝션 렌더링이 사용될 수 있다. 프로젝션 렌더링을 위해, 최대, 최소, 평균 또는 다른 프로젝션이 사용될 수 있다. 알파 블렌딩(alpha blending)이 사용될 수 있다. 볼륨의 렌더링은 불투명 가중치 및/또는 쉐이딩이 있을 수도 있고 없을 수도 있다. 상기 볼륨에 대해 임의의 공지되거나 후에 개발된 렌더링이 사용될 수 있다. 선택적인 실시예에서, 평면 절단(cut-plane) 이미지 또는 다층 재구성 이미지들은 상기 볼륨의 재관류 데이터로부터 생성된다.

상기 재관류 렌더링은 단독으로 또는 분리시켜서 볼 수 있다. 선택적으로, 상기 재관류 정보는 조직(예컨대, B-모드) 또는 플로우(예컨대, 도플러 속도 또는 에너지)와 같은 다른 데이터로부터의 렌더링과 오버레이 또는 블렌딩된다.

선택적 또는 추가적인 실시예에서, 수량이 표시된다. 상기 수량은 숫자 또는 "1.4초"와 같은 텍스트이다. 시간의 함수로써 영역에서의 평균 조영제와 같은 그래프가 표시될 수 있다. 볼륨의 상이한 영역에서 지역 평균으로부터 유도된 상이한 커브와 같은 하나 이상의 시간-강도 커브가 표시될 수 있다.

도 2는 의학 진단 초음파에서의 재관류를 위한 움직임 동기화된 파괴를 위한 시스템(10)을 나타낸다. 상기 시스템(system)(10)은 송신 빔포머(beamformer)(12), 트랜스듀서(14), 수신 빔포머(16), 이미지 프로세서(18), 동기화 프로세서(20), 디스플레이(display)(22), 및 메모리(memory)(28)를 포함한다. 추가적인, 서로 다르거나 더 적은 수의 컴포넌트가 제공될 수 있다. 예컨대, 시간에 따른 데이터의 프레임들을 버퍼링(buffering) 또는 저장하기 위한 별도의 메모리가 제공된다. 다른 예로써, 상기 동기화 프로세서(20)는 상기 이미지 프로세서(18) 또는 그 일부와 결합된다. 상기 동기화 프로세서(20)는 스캐닝을 제어하는 것 하나와 이미지를 렌더링하는 다른 하나와 같이 상이한 프로세서일 수 있다.

시스템(10)은 일 실시예에서 의학적 진단 초음파 이미징 시스템이지만, 동일(초음파) 또는 다른 양식의 이미징 시스템이 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 시스템(10)의 일부 또는 전체는 컴퓨터 또는 워크스테이션(workstation)으로 구현된다. 예컨대, 이전에 획득된 데이터의 프레임들은 빔포머(12,16) 또는 트랜스듀서(14) 없이 프로세싱된다.

송신 빔포머(12)는 초음파 송신기, 메모리, 펄서(pusler), 아날로그(analog) 회로, 디지털(digital) 회로, 또는 이들의 조합이다. 송신 빔포머(120는 상이한 또는 상대적인 진폭, 딜레이 및/또는 위상을 갖는 다수의 채널(channel)들에 대한 파형을 생성하도록 동작 및 구성된다. 생성된 웨이브(wave)에 응답하여 트랜스듀서(14)로부터 음향 웨이브가 송신되면, 하나 이상의 빔이 형성된다. 송신 빔포머(12)는 상기 빔이 특정 위상 및/또는 진폭을 갖도록 할 수 있다. 예컨대, 상기 송신 빔포머(12)는 주어진 스캔 라인 또는 인접한 스캔 라인과 관련된 일련의 펄스들을 송신한다. 펄스들은 상이한 크기 및/또는 상대적인 위상을 갖는 빔(beam)들에 해당한다. 선택적인 실시예에서, 임의의 주어진 스캔 라인에 대해서는 단일 빔이 사용되고 및/또는 동일한 크기 및/또는 상대적인 위상을 갖는 빔들이 사용된다.

트랜스듀서(14)는 압전 또는 용량성 멤브레인(membrane) 엘리먼트들의 1-,1.25-,1.5-, 1.75- 또는 2차원 어레이이다. 2차원 어레이는 2개의 차원 모두를 따라 동일한 수의 엘리먼트를 갖거나 또는 갖지 않고 방위각 및 고도 방향으로 전자 스티어링을 제공한다. 상기 2차원 어레이는 평평하거나 또는 굴곡질 수 있다. 상기 트랜스듀서(14)는 음향 또는 전기 에너지 간에 트랜스듀싱하기 위한 복수의 엘리먼트들을 포함한다. 상기 엘리먼트들은 상기 송신 및 수신 빔포머(12,16)와 연결된다.

상기 수신 빔포머(16)는 증폭기, 딜레이 및/또는 위상 회전기(rotator) 및 하나 이상의 합산기를 갖는 다수의 채널들을 포함한다. 각 채널은 하나 이상의 트랜스듀서 엘리먼트들과 연결된다. 수신 빔포머(16)는 각 송신에 응답하여 상대적인 딜레이, 위상 및/또는 아포디제이션(apodization)을 인가하여 하나 이상의 수신 빔을 형성한다. 선택적인 실시예에서, 수신 빔포머(16)는 푸리에(Fourier) 또는 다른 변환을 사용하여 샘플들을 생성하는 프로세서이다.

수신 빔포머(16)는 2차 고조파 또는 송신 주파수 대역에 상대적인 다른 주파수 대역에서 정보를 분리하기 위한 필터(filter)와 같은 필터를 포함할 수 있다. 그러한 정보는 바람직한 조직, 조영제 및/또는 플로우 정보를 포함할 가능성이 높다. 다른 실시예에서, 수신 빔포머(16)는 메모리 또는 버퍼 및 필터 또는 애더(adder)를 포함한다. 2개 이상의 수신 빔들이 결합되어 2차 고조파, 3차 기본파 또는 다른 대역과 같은 바람직한 주파수 대역에서 정보를 분리시킨다.

송신 및 수신 동작의 임의의 바람직한 시퀀스가 초음파 정보를 획득하는데 사용될 수 있다. 예컨대, B-모드 데이터는 세그먼트를 한번 스캔함으로써 획득될 수 있다. B-모드는 조직 이미징을 위해 사용될 수 있다. 상관 또는 움직임 트랙킹은 B-모드 데이터로부터 유체 정보를 유도하기 위해 사용될 수 있다. B-모드 동작은 조영제 정보를 제공할 수 있다. 도플러 정보는 각 스캔 라인을 따라 빔의 시퀀스들을 송신함으로써 획득될 수 있다. 코너 터닝(corner turning) 메모리는 도플러 신호로부터 조직, 조영제 및/또는 플로우 정보를 분리하는데 사용될 수 있다. 다른 현재 공지되었거나 후에 개발된 모드들이 사용될 수 있다.

일 실시예에서, 상기 모드는 조영제 이미징 모드이다. 조영제는 통상적인 B-모드 또는 도플러(Doppler) 기술로 이미징될 수 있다. 2차, 짝수, 홀수, 서브 또는 다른 고조파들이 조영제로부터 정보를 식별할 가능성이 높다. 예컨대, 2펄스 기술이 사용된다. 상기 펄스들은 동일한 크기를 갖지만 위상은 다르다. 상기 응답을 합산함으로써, 짝수 고조파와 관련된 정보가 식별된다. 필터링이 선택적으로 사용될 수 있다. 선택적으로 또는 추가적으로, 수신 프로세싱에 상대적인 위상이 제공된다.

일 실시예에서, 3차 기본파에 응답하여 송신 시퀀스는 에코(echo) 신호를 생성하도록 제어된다. 빔포머(12)는 적어도 2개의 상이한 진폭 레벨을 갖는 복수의 펄스들 및 반대 또는 상이한 위상을 갖는 복수의 펄스들 중 적어도 2개를 송신하도록 동작한다. 송신기 전력은 예컨대, 개별 트랜스듀서 엘리먼트들에 인가된 전압을 조정하거나, 또는 특정 펄스를 형성하는데 사용되는 트랜스듀서 엘리먼트의 수(또는 송신 어퍼쳐(aperture))를 조정하는 등 임의의 적절한 방식으로 변화될 수 있다.

3차 기본파에서 초음파 데이터를 획득하기 위해, 상기 수신 빔포머(16)는 송신에 응답하여 신호들을 결합하기 위해 라인 메모리 및 합산기 또는 필터를 포함한다. 라인 메모리 또는 버퍼는 물리적으로 분리된 메모리로 형성되거나, 또는 선택적으로 공통 물리적인 장치에서 선택된 위치로서 형성될 수 있다. 빔형성된 신호들은 라인 메모리 또는 버퍼에 저장되고, 가중치 부여된 합산기에서 가중치 부여되고 합산된다. 진폭 및 위상 모두에 대한 가중치는 가중치 부여된 합산기에서 사용된다. 메모리 및 합산기는 아날로그 또는 디지털 기술을 사용하여 구현될 수 있다. 가중치 부여된 합산기는 별도의 빔형성된 수신 신호에 가중치를 부여함으로써 합성 출력 신호를 형성한다. 주어진 공간 위치에 대한 합성 출력 신호는 3차 기본파 응답과 관련된 샘플이다.

3차 기본파 정보를 획득하는 방법은 미국 특허 6,494,841에 개시되어 있고, 상기 명세서는 본 출원에 참조로써

일체화된다. 상기 명세서에 기재된 임의의 송신 시퀀스 및 수신 조합은 3차 기본파 정보를 획득하는데 사용될 수 있다. 3차 기본파 정보를 획득하기 위한 다른 송신 시퀀스 및 수신 조합, 예컨대 미국 특허 번호 6,602,195, 6,632,177, 6,638,228 및 6,682,482에 기재된 것도 사용될 수 있으며, 이들 특허들의 명세서는 본 출원에 참조로써 일체화된다. 일반적으로, 상이한 진폭 및 위상을 갖는 일련의 펄스들이 전송된다. 상이한 위상 없이 진폭 변화 또는 상이한 진폭을 사용하는 것은 3차 기본파 정보를 획득하는데 사용될 수도 있다. 시퀀스에 응답하여 수신된 신호를 결합함으로써, 3차 기본파 정보를 포함하는 샘플이 획득된다. 조영제는 3차 응답을 생성하고, 상기 트랜스듀서 및 조직은 3차 응답을 거의 생성하지 않으므로, 상기 3차 기본파 정보는 초음파 조영제에 매우 특정되어 있다. 상기 정보는 조직 클러터 거절을 제공하여, 조영제에 보다 특정된 이미징을 제공한다. 예컨대, 조직 내의 작은 정맥들은 3차 기본파 정보를 사용하여 보다 쉽게 이미징되거나 또는 식별될 수 있다.

이미지 프로세서(18)는 B-모드 검출기, 도플러 검출기, 펄스파 도플러 검출기, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 주문형 반도체(ASIC), 범용 프로세서, 제어 프로세서, FPGA, 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 이들의 조합 또는 빔형성된 초음파 샘플들로부터 디스플레이할 정보를 검출하기 위해 현재 공지되었거나 후에 개발된 장치들이다.

일 실시예에서, 이미지 프로세서(18)는 동일 영역 또는 게이트 위치를 나타내는 다수의 샘플들로부터 고속 푸리에 변환을 구현한다. 샘플들 각각은 3차 기본파에 응답하여 펄스파 도플러 디스플레이가 3차 기본파 정보로부터 생성될 수 있다. 이미지 프로세서(18)는 또한 병렬 트랙에 B-모드 검출기를 포함한다. B-모드 검출기는 조직, 조영제 또는 조직 및 조영제 응답을 검출하기 위해 동일 또는 상이한 빔형성된 샘플들에 대해 동작한다. 예컨대, 3차 기본파 분리에 사용되는 수신 빔들의 시퀀스로부터 각 공간 위치에 대한 하나의 수신 빔은 주로 조직 정보를 이미징하기 위한 B-모드 검출기에 인가된다.

이미지 프로세서(18)는 초음파 데이터의 프레임들을 출력한다. 데이터의 프레임들은 획득 포맷(예컨대, 극 좌표), 디스플레이 포맷(예컨대, 카테시안 좌표 포맷 또는 이미지로 변환된 스캔), 또는 다른 포맷으로 포맷팅된다. 데이터 프레임 각각은 1차원, 2차원 또는 3차원 스캐닝된 영역을 나타낸다. 데이터의 프레임들은 단일 또는 복수 타입의 데이터를 포함한다. 예컨대, 데이터의 한 프레임은 조영제 정보만을 포함한다. 또 다른 예로서, 데이터의 한 프레임은 일부 공간 위치에 대한 조영제 정보 및 다른 공간 위치에 대한 다른 타입의 정보(예컨대, B-모드 또는 도플러)를 포함한다. 동일한 공간 위치에 대한 동일한 프레임에 상이한 타입의 데이터가 제공될 수 있다. 다른 예에서, 상이한 타입의 데이터는 상이한 데이터의 프레임에 제공된다.

선택적인 실시예에서, 이미지 프로세서(18)는 네트워크 또는 메모리로부터 데이터를 로드한다. 예컨대, DICOM 또는 다른 이미지가 로드된다. 각 이미지는 데이터의 프레임이다. 한 프레임은 상이한 타입의 데이터를 포함하고, 한 프레임은 다른 프레임에 오버레이된다. 선택적으로, 각 프레임은 상이한 데이터 타입에 대해 상이한 프레임을 갖는 단 하나의 타입의 데이터를 포함한다. 다른 실시예에서, 각 프레임은 세분화되어 한 부분은 한 타입의 데이터를 포함하고, 다른 부분은 다른 타입의 데이터를 포함한다.

동기화 프로세서(20)는 주문형 반도체, 상관 프로세서, 푸리에 변환 프로세서, 범용 프로세서, 콘트롤 프로세서, FPGA, 디지털 신호 프로세서, 아날로그 회로, 디지털 회로, 그래픽 프로세싱 유닛, 이들의 조합 또는 데이터의 프레임들 간의 유사성 및/또는 이동을 결정하기 위한 다른 현재 공지되었거나 후에 개발된 장치이다. 동기화 프로세서(20)는 스캐닝하고 파괴 펄스를 전송할 세그먼트들 간에 스위칭을 위한 타이밍을 결정하기 위해 데이터의 프레임들을 수신한다.

동기화 프로세서(20) 또는 이미지 프로세서(18)는 각 공간 위치에 대해 재관류 파라미터를 결정한다. 일 실시예에서, 스캐닝 스퀀스에 대해 조영제로부터의 리턴의 최대 강도가 지속(persistence) 필터에 의해 결정된다. 특정 공간 위치에 대한 데이터는 한 프레임에서 다른 프레임으로 또는 계속되는 결합 프레임에서 비교될 수 있다. 상기 비교를 기반으로(예컨대, 최고값, 평균값 또는 최저값), 상기 값들 중 하나가 선택되거나 또는 상기 계속되는 결합 프레임이 바람직한 값을 포함하도록 업데이트된다. 동일한 위치에 대한 프레임으로부터의 데이터는 평균 조영제 레벨을 결정하거나 또는 시간-강도 커브의 특성을 결정하는 것과 같은 관류 파라미터를 결정하기 위해 결합될 수 있다.

동기화 프로세서(20)는 또한, 렌더링 프로세서, 그래픽 프로세싱 유닛, 알파 블렌딩 버퍼, 다른 버퍼, 메모리, 프로세서, 애더, 또는 데이터의 볼륨 세트의 정보 또는 재관류 파라미터 값으로부터 이미지를 생성하기 위한 다른 장치를 포함할 수 있다. 상기 동기화 프로세서(20)는 볼륨을 나타내는 이미지를 렌더링한다.

디스플레이(22)는 CRT, 모니터(monitor), LCD, 평판 패널, 프로젝터(projector) 또는 다른 디스플레이 장치이다. 디스플레이(22)는 이미지를 표시하기 위한 디스플레이 값을 수신한다. 디스플레이 값은 1차원 이미지, 2차원 이미지 또는 3차원 표현으로 포맷팅된다. 일 실시예에서, 상기 디스플레이 값은 상이한 시간에 획득된 데이터의 프레임들의 함수로써 생성된 이미지에 대한 것이다. 추가적인 데이터의 프레임들이 획득 및 선택됨에 따라, 상기 이미지는 업데이트될 수 있다. 다른 이미지, 예컨대 데이터의 단일 또는 컴포넌트 프레임들로부터의 이미지도 디스플레이될 수 있다.

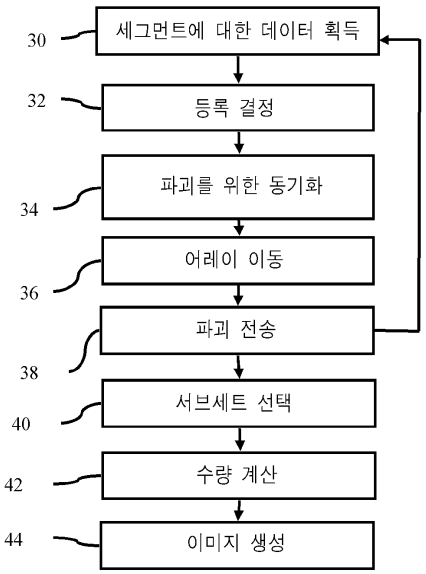
디스플레이(22)는 3차원에서 관류 정보로부터 렌더링된 이미지를 표시할 수 있다. 관류 정보는 로컬 파괴 및 재관류 측정에 의해 결정된다. 상기 측정은 볼륨의 상이한 부분들에 대해 반복된다. 상기 획득된 데이터는 상이한 세그먼트들에 대해 순차적으로 획득되고 있음에도 불구하고, 상기 볼륨에 대한 재관류를 나타낸다. 상기 데이터는 선택된 시야각 또는 임의의 절단면(cut-plane)으로부터 상기 볼륨에 대한 재관류를 나타내도록 렌더링된다.

상기 이미지 프로세서(18) 및/또는 동기화 프로세서(20)는 명령에 따라 동작한다. 메모리(28)와 같은 컴퓨터로 판독가능한 매체는, 의학 진단 초음파에서 재관류를 위해 움직임 동기화된 파괴를 위한 이들 프로그램된 프로세서 중 하나 또는 둘 모두에 의해 실행가능한 명령들을 나타내는 데이터를 저장한다. 본 명세서에 기재된 프로세스, 방법 및/또는 기술을 구현하기 위한 명령은 캐쉬, 버퍼, RAM, 착탈가능한 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터로 판독가능한 저장 매체와 같은 컴퓨터로 판독가능한 저장 매체 또는 메모리 상에 제공된다. 컴퓨터로 판독가능한 저장 매체는 다양한 타입의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 도면에 도시되어있거나, 전술한 기능, 단계 또는 작업들은 컴퓨터로 판독가능한 저장 매체에 저장된 하나 이상의 명령 세트들에 응답하여 실행된다. 상기 기능, 단계 또는 작업들은 특정 타입의 명령 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 프로세싱 전략에 독립적이고, 홀로 동작하거나 또는 결합하여 동작하는 소프트웨어(software), 하드웨어(hardware), 집적 회로, 펌웨어(firmware), 마이크로 코드(micro code) 등에 의해 수행될 수 있다. 마찬가지로, 프로세싱 전략은 멀티프로세싱, 멀티태스킹, 병렬 프로세싱 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령들은 로컬 또는 원격 시스템에 의해 판독되도록 착탈가능한 매체 장치상에 저장된다. 다른 실시예에서, 상기 명령은 컴퓨터 네트워크 또는 전화 라인을 통한 전송을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예에서, 상기 명령들은 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템 내에 저장된다.

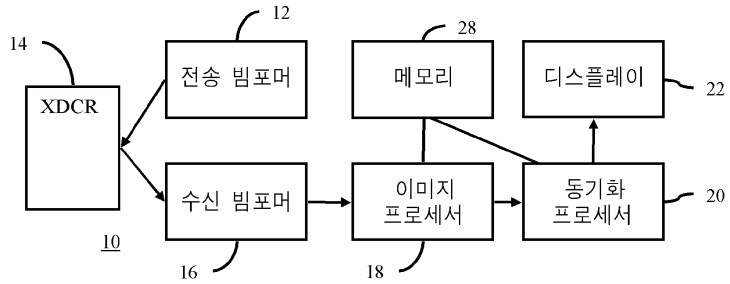
본 발명을 다양한 실시예들을 참조하여 설명하였으나, 본 발명의 범위를 벗어나지 않고 다양한 변화 및 변형이 가해질 수 있음이 이해되어야 한다. 따라서, 이상의 상세한 설명은 제한적이 아닌 예시적인 것으로 간주되어야 하고, 균등물을 포함하여, 이하의 청구범위가 본 발명의 범위를 정의하도록 의도된다.

도면

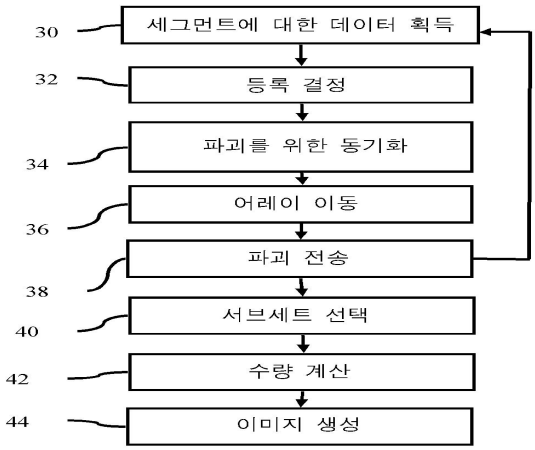
도면1


30
세그먼트에 대한 데이터 획득
32
등록 결정
34
파괴를 위한 동기화
36
어레이 이동
38
파괴 전송
40
서브세트 선택
42
수량 계산
44
이미지 생성

도면2


14
XDCR
10
12
전송 빔포머
16
수신 빔포머
28
메모리
18
이미지 프로세서
디스플레이
22
동기화 프로세서
20

专利名称(译)	标题：医学诊断超声成像中3D变换映射的运动同步破坏		
公开(公告)号	KR101614799B1	公开(公告)日	2016-04-22
申请号	KR1020110023963	申请日	2011-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	GURACAR ISMAYIL M 구라카 이즈마일엠		
发明人	GURACAR, ISMAYIL M. 구라카,이즈마일엠.		
IPC分类号	A61B8/14 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/483		
代理人(译)	NAM NAM及世界专利和律师事务所专利法中的南端南 JEONG，HYUN JU정현주 LEE, SI YONG 이시용		
优先权	12/726260 2010-03-17 US		
其他公开文献	KR1020110104917A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供医学诊断超声成像中3D转换映射的运动同步分解，以获得医学测试超声波中再灌注的运动同步分解。组成：显示来自造影剂的信息的多个超声波数据帧部分地在患者的3D区域中获得（30）。数据之间的登记在不同时间确定（32）。传输具有用于长时间分解造影剂的尺寸的声能（38）。在注册位于第一级的第一侧的情况下实现传输。在登记位于第一级（34）的第二侧的情况下，在登记中同步传输。生成图像作为造影剂（44）的水平的函数。