



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0040994
(43) 공개일자 2019년04월19일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 8/06 (2013.01)
A61B 8/0891 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2019-7008309
- (22) 출원일자(국제) 2019년09월01일
심사청구일자 없음
- (85) 번역문제출일자 2019년03월22일
- (86) 국제출원번호 PCT/GB2017/052553
- (87) 국제공개번호 WO 2018/042191
국제공개일자 2018년03월08일
- (30) 우선권주장
1614950.2 2016년09월02일 영국(GB)

- (71) 출원인
노르웨이전 유니버시티 오브 사이언스 앤드 테크
놀러지(엔티엔유)
노르웨이 엔-7491 트론하임 쉘 셀란스베이 14 엔
티엔유 테크놀러지 트랜스퍼 에이에스 내
- (72) 발명자
토프, 한스
노르웨이, 트론헤임 7071 아르네바이베겐 13
롭스타켄, 라제
노르웨이, 트론헤임 7030 아벨스 게이트 2
- (74) 대리인
특허법인이름리온

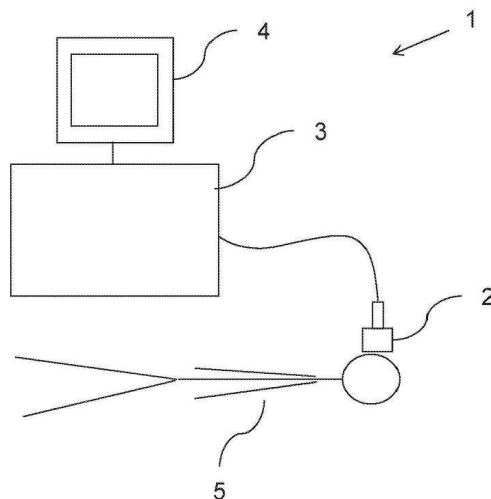
전체 청구항 수 : 총 33 항

(54) 발명의 명칭 유체 경로의 증강된 해상도 초음파 이미징

(57) 요약

초음파 이미징 방법에서, 초음파 신호들은 살아있는 유기체 (5)로 송신되고, 유기체(5)내에 경로를 따라서 유동하는 유체로부터 반사되고, 제 1 방향에서 해상도 한계치를 갖는 초음파 트랜시버 시스템(1)에 의해 수신에 의해 수신된다. 이들 신호들은 시간 경과에 따른 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하는데 사용되고; 각각의 이미지는 반사된 초음파 신호 내의 간섭으로부터 발생하는 스펙클 패턴을 포함한다. 피크-선명화 연산이 이미지 데이터에 적용되어, 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하고, 각각은 제 1 방향에서 트랜시버 시스템 (1)의 해상도 한계치보다 더 미세한 해당 방향에서의 해상도를 갖고, 개별 피크-선명화된 스펙클 패턴을 포함한다. 유체의 경로가 해상도-증강된 이미지들로부터 피크-선명화된 스펙클 패턴들의 중첩에 의해 표현되는 출력 이미지를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 결합 연산이 적용된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 8/14 (2013.01)
A61B 8/481 (2013.01)
A61B 8/488 (2013.01)
A61B 8/5207 (2013.01)
A61B 8/5253 (2013.01)
A61B 8/5269 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 이미징 방법에 있어서,

살아있는 유기체(living organism)로 초음파 신호를 송신하는 단계;

제 1 방향에서 해상도 한계치를 갖는 초음파 트랜시버 시스템으로 상기 살아있는 유기체 내 경로를 따라 유동하는 유체로부터 반사된 초음파 신호를 수신하는 단계;

시간 경과에 따라 이미지 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위해 상기 수신된 초음파 신호를 사용하는 단계로서, 각각의 이미지는 상기 경로를 따라 유동하는 상기 유체로부터 반사된 초음파 신호 내의 간섭으로부터 발생하는 스펙클 패턴(speckle pattern)을 포함하는, 상기 사용하는 단계;

해상도-증강된(resolution-enhanced) 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 상기 이미지 데이터에 피크-선명화(peak-sharpening) 연산을 적용하는 단계로서, 각각의 해상도-증강된 이미지는 상기 제 1 방향에서 상기 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한계치보다 더 미세한(finier) 상기 제 1 방향에서의 해상도를 갖고, 개별 피크-선명화된 스펙클 패턴을 포함하는, 상기 적용하는 단계; 및

상기 유체의 경로가 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스로부터 피크-선명화된 스펙클 패턴들의 중첩에 의해 표현되는 출력 이미지를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터에 결합 연산(combining operation)을 적용하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 유체는 혈액을 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 유체는 초음파 조영제를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 이미지 데이터 내에 추가 보간된 픽셀들을 생성하기 위해 시간 경과에 따른 이미지들의 시퀀스를 나타내는 상기 데이터를 재샘플링하는 단계를 더 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 5

제 1 항 내지 제 4 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 이미지의 시퀀스를 나타내는 데이터를 클러터 필터(clutter filter)로 필터링하는 단계를 더 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서, 상기 클러터 필터는 하나 이상의 수신된 초음파 신호로부터 결정된 주파수 또는 위상 정보를 이용하여 하나 이상의 방향들에서 정지 상태이거나 임계 속도 미만으로 움직이는 살아있는 유기체 내 물질의 기여를 감쇠시키는, 초음파 이미징 방법.

청구항 7

제 1 항 내지 제 6 항 중 어느 한 항에 있어서, 각각의 해상도-증강된 이미지는 적어도 2 개의 인자에 의해 상기 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한계치보다 더 미세한 상기 제 1 방향에서의 해상도를 갖는, 초음파 이미징 방법.

청구항 8

제 1 항 내지 제 7 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 초음파 트랜스미버 시스템은 상기 제 1 방향과는 다른 제 2 방향에서 제 2 해상도 한계치를 가지며, 각각의 해상도-증강된 이미지는 상기 제 2 해상도 한계치보다 더 미세한 상기 제 2 방향에서의 해상도를 갖는, 초음파 이미징 방법.

청구항 9

제 1 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 피크-선명화 연산은 상기 이미지 데이터 내의 픽셀 값에 비선형 함수를 적용하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서, 상기 비선형 함수의 1 차 도함수는 상기 피크-선명화 연산이 상기 이미지 데이터에 적용되기 전에 상기 이미지 데이터에 존재하는 픽셀 값들의 범위에 걸쳐 단조롭게(monotonically) 증가하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 11

제 9 항 또는 제 10 항에 있어서, 상기 피크-선명화 연산은 상기 이미지 데이터의 각 픽셀 값에 일(1)보다 더 큰 밑(base)를 갖는 멱함수(power function)를 적용하는 단계, 또는 상기 이미지 데이터의 각 픽셀 값에 일보다 더 큰 밑(base)을 갖는 지수 함수(exponential function)를 적용하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 해상도-증강된 이미지 내에서 로컬 피크들의 크기의 편차(variation)를 줄이기 위해, 상기 해상도-증강된 이미지 데이터에 정규화 연산(normalising operation)을 적용하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서, 상기 정규화 연산은 상기 해상도-증강된 이미지 데이터의 개별 픽셀 주변의 이웃하는 픽셀들의 값에 기초하여, 상기 해상도-증강된 이미지 데이터 내의 각각의 픽셀의 값을 스케일링하는 단계(scaling)를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 14

제 12 항 또는 제 13 항에 있어서, 상기 정규화 연산은 상기 해상도-증강된 이미지 데이터 내의 복수의 이미지에 걸쳐 하나 이상의 픽셀 값의 시간 평균화(temporal averaging)를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 15

제 1 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 결합 연산은 상기 출력 이미지의 각각의 픽셀에 대해, 상기 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스에 걸친 해당 픽셀의 값들의 평균을 계산하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 16

제 1 항 내지 제 15 항 중 어느 한 항에 있어서, 연속적인 출력 이미지를 나타내는 데이터를 생성하고, 상기 출력 이미지를 비디오로서 디스플레이하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서, 각각의 출력 이미지를 생성하기 위해 사용되는 결합 연산은 상기 시퀀스내 다른 이미지에 주어지는 가중치들 중 임의의 가중치보다 상기 시퀀스에 하나의 이미지에 주어지는 더 큰 가중치로 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스의 가중 평균(weighted average)을 계산하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

청구항 18

초음파 이미징 시스템에 있어서,

초음파 트랜스미버 시스템으로부터 데이터를 수신하기 위한 입력부로서, 시간 경과에 따른 이미지의 시퀀스를

나타내는 상기 데이터는 제 1 방향에서 최대 해상도를 갖고, 각각의 이미지는 살아있는 유기체내 경로를 따라 이동하는 유체로부터 반사된 초음파 신호 내의 간섭으로부터 발생하는 스펙클 패턴을 포함하는, 상기 입력부; 및

프로세싱 서브 시스템으로서,

해상도-증강된(resolution-enhanced) 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 상기 이미지 데이터에 피크 선명화(peak-sharpening) 연산을 적용하고, 각각의 해상도-증강된 이미지는 상기 제 1 방향에서 상기 최대 해상도 보다 더 미세한 상기 제 1 방향에서의 해상도를 갖고, 개별 피크 선명화된 스펙클 패턴을 포함하고; 및

상기 유체 경로가 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스로부터 피크-선명화된 스펙클 패턴들의 중첩에 의해 표현되는 출력 이미지를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터에 결합 연산을 적용하도록 구성된, 상기 프로세싱 서브 시스템을 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 19

제 18 항에 있어서, 초음파 트랜시버 시스템으로서, 특정 세트의 송신된 초음파 신호들에 대하여 상기 최대 해상도와 같은 상기 제 1 방향에서의 해상도 한계치를 갖고, 시간 경과에 따라 이미지들의 시퀀스를 나타내는 상기 데이터를 생성하도록 배열된, 상기 초음파 트랜시버 시스템을 더 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 20

제 18 항 또는 제 19 항에 있어서, 상기 프로세싱 서브 시스템은 시간 경과에 따라 이미지들의 시퀀스를 나타내는 상기 수신된 데이터를 재샘플링하여, 상기 이미지 데이터 내에 추가의 보간된 픽셀들을 생성하도록 더 구성되는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 21

제 18 항 내지 제 20 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 서브 시스템은 클러터 필터로 이미지 시퀀스를 나타내는 상기 수신된 데이터를 필터링하도록 더 구성되는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 22

제 21 항에 있어서, 상기 클러터 필터는 하나 이상의 수신된 초음파 신호로부터 결정된 주파수 또는 위상 정보를 사용하여 하나 이상의 방향에서 정지 상태이거나 임계 속도 미만으로 움직이는 상기 살아있는 유기체 내 물질로부터의 기여를 감소시키도록 배열된, 초음파 이미징 시스템.

청구항 23

제 18 항 내지 제 22 항 중 어느 한 항에 있어서, 각각의 해상도-증강된 이미지는 적어도 2 개의 인자에 의해 상기 초음파 트랜시버 시스템의 회절 한계치보다 더 미세한 픽셀 간격(pixel spacing)을 갖는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 24

제 18 항 내지 제 23 항 중 어느 한 항에 있어서, 시간경과에 따른 이미지의 시퀀스를 나타내는 상기 수신된 데이터는 상기 제 1 방향과 다른 제 2 방향에서 최대 해상도를 가지며, 각각의 해상도-증강된 이미지는 상기 제 2 방향에서의 상기 최대 해상도보다 더 미세한 상기 제 2 방향에서 해상도를 갖는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 25

제 18 항 내지 제 24 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 피크-선명화 연산은 상기 이미지 데이터의 픽셀 값에 비선형 함수를 적용하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 26

제 25 항에 있어서, 상기 비선형 함수의 1 차 도함수는 상기 피크-선명화 연산이 상기 이미지 데이터에 적용되기 전에 상기 이미지 데이터에 존재하는 픽셀 값의 범위에 걸쳐 단조롭게 증가하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 27

제 25 항 또는 제 26 항에 있어서, 상기 피크-선명화 연산은 상기 이미지 데이터의 각 픽셀 값에 일(1)보다 더 큰 밑(base)를 갖는 멱함수(power function)를 적용하는 것, 또는 상기 이미지 데이터의 각 픽셀 값에 일보다 더 큰 밑(base)을 갖는 지수 함수(exponential function)를 적용하는 것을 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 28

제 18 항 내지 제 27 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 프로세싱 서브 시스템은 상기 해상도-증강된 이미지 내에서 로컬 피크들의 크기의 편차(variation)를 줄이기 위해, 상기 해상도-증강된 이미지 데이터에 정규화 연산(normalising operation)을 적용하도록 구성되는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 29

제 28 항에 있어서, 상기 정규화 연산은 상기 해상도-증강된 이미지 데이터의 개별 픽셀 주변의 이웃하는 픽셀들의 값에 기초하여, 상기 해상도-증강된 이미지 데이터 내의 각각의 픽셀의 값을 스케일링하는 것(scaling)을 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 30

제 28 항 또는 제 29 항에 있어서, 상기 정규화 연산은 상기 해상도-증강된 이미지 데이터 내의 복수의 이미지에 걸쳐 하나 이상의 픽셀 값의 시간 평균화(temporal averaging)를 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 31

제 18 항 내지 제 30 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 결합 연산은 상기 출력 이미지의 각각의 픽셀에 대해, 상기 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스에 걸친 해당 픽셀의 값들의 평균을 계산하는 것을 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 32

제 18 항 내지 제 31 항 중 어느 한 항에 있어서, 디스플레이 스크린을 포함하며, 상기 프로세싱 서브 시스템은 연속적인 출력 이미지들을 나타내는 데이터를 생성하고, 상기 출력 이미지를 상기 디스플레이 스크린 상에 비디오표시하여 디스플레이하도록 구성되는, 초음파 이미징 시스템.

청구항 33

제 32 항에 있어서, 각각의 출력 이미지를 생성하기 위해 사용되는 결합 연산은 상기 시퀀스내 다른 이미지에 주어지는 가중치들 중 임의의 가중치보다 상기 시퀀스에 하나의 이미지에 주어지는 더 큰 가중치로 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스의 가중 평균(weighted average)을 계산하는 것을 포함하는, 초음파 이미징 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초음파 신호를 사용하여 유체 경로를 이미징하기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 2 차원 B-모드 이미지를 사용하여 혈액을 운반하는 정맥 및 동맥의 이미지를 생성하는 것이 의료 초음파 분야에 알려져 있다. 도플러 처리는 추가로 이들 혈관내에서의 혈류 속도에 관한 정보를 결정하는데 사용될 수 있다.

[0003] 그러나 초음파 스캐닝의 해상도(resolution)는 축 방향 및 측방 둘 모두로 제한되어 있어, 이는 종래의 기술을 사용하여 뇌 미세 혈관과 같은 보다 작은 유체 경로를 보는 것을 어렵거나 불가능하게 만든다. 측방에서, 해상도는 $f\# \times \lambda$ 에 동등한 초음파 회절에 의해 제한되고, 여기서, $f\#$ 는 깊이와 트랜스듀서 개구의 비율이고 (전형적으로 1 내지 5에 있는), λ 는 송신 파장이다. 송신 주파수의 선택은 증가된 투과 깊이(penetration depth)와 증가된 측방 해상도(lateral resolution) 간의 균형을 나타낸다. 전형적인 8 MHz의 초음파 스캐너로부터의 신호는 최대 몇 센티미터 깊이에서, 약 밀리미터의 측방 해상도의 결과로 귀결되는 인체 조직에서 약 0.2 mm의, λ 의 파장을 갖는다. 고 주파수 (예를 들어, 40 MHz 이상)에서 초음파 주파수를 송신하는 것은 해상도가 향상될

수 있지만 (예를 들어, 약 0.1 mm) 그러나 이미징 깊이가 줄어든다 (예를 들어, 단지 몇 밀리미터로). 축 방향 해상도(axial resolution)는 $0.5 \times N_c \times \lambda$ 와 같은, 펄스의 길이에 의해 제한되고, 여기서, N_c 는 송신된 펄스의 사이클의 횟수이고 (전형적으로는 2 내지 10), λ 는 파장이다. 더 짧은 펄스는 증가된 (더 미세한) 축 방향 해상도를 주지만 그러나 깊게 투과하지 않는데, 이는 그것들이 수신기에서 더 높은 대역폭을 필요로 하고 이는 열 잡음 레벨을 증가시키기 때문이다.

[0004] 미세혈관은 10 마이크로미터보다 작은 직경을 가질 수 있다. 조직 표면 아래에서 10밀리미터보다 더 크지만, 서브 밀리미터 수준에서 혈관을 이미지화하기 위해, 초음파 트랜시버 시스템의 고유 한계들보다 더 미세한 측방 및/또는 축 방향의 해상도를 갖는 이미지들을 생성할 수 있는 초 해상도 이미징 기술을 사용하는 것이 전형적으로 필요하다. 한가지 이런 방법은 Errico et al.에 의한 "Ultrafast ultrasound localization microscopy for deep super-resolution vascular imaging" Nature 527, 499-502 (2015년 11월 26일) 논문에 설명되어 있다. 이것은 직경이 수 마이크로미터인 가스 마이크로 기포로 구성된 혈액 스트림에 초음파 조영제를 주입하고, 초고속 B 모드 이미징을 사용하여 개별 마이크로 기포로부터 단일 에코를 탐지하는 것을 포함한다. 75,000 개별 이미지 프레임들의 시리즈가 연장된 기간 예컨대, 150초 또는 10 분에 걸쳐 획득될 수 있다. 마이크로 기포는 초음파 트랜시버 시스템의 회절 한계보다 더 작고, 포인트 산란체(point scatterer)로 취급된다. (알려진) 포인트 확산 함수(point-spread function)를 사용함으로써, 각 마이크로 기포의 중심에 대한 좌표가 초음파 시스템의 회절 한계를 초과하는 측방 해상도에서 각각의 이미지로부터 계산될 수 있다. 마이크로 기포 밀도 맵(microbubble density map)은 그런 다음 이미지 프레임의 시리즈에 걸쳐 좌표 데이터를 조합함으로써 생성될 수 있다. 이 밀도 맵은 하지의(underlying) 미세 혈관 구조를 나타낸다. 개별 마이크로 기포는 또한 프레임에 걸쳐 추적되어 평면내(in-plane) 속도 벡터를 계산할 수 있다.

[0005] 그러나, 이런 이미지들을 획득하기 위해 필요한 실질적 시간 기간은 이런 기술을 움직이는 피험자 예컨대, 의식이 있는 사람이나 또는 동물들에 대하여 부적절하게 하는데, 이는 이미징 프로세스 동안에 피험자 또는 초음파 트랜스듀서들의 어떤 움직임이 열악한 품질 출력으로 이어질 것이기 때문이다. 게다가, 조영제를 주입하는 것은 시간 소모적이며 그것을 안전하게 하는 숙련된 임상의 또는 기술자가 필요하다. 주입들은 또한 감염 위험을 제시하고 환자에게 외상이 될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명은 증강된 해상도 이미지(enhanced-resolution image)를 생성하기 위한 더 빠른 접근법을 제공하고자 한다.

[0007] 제 1 양태에서, 본 발명은 초음파 이미징 방법을 제공하고,

[0008] 살아있는 유기체(living organism)로 초음파 신호를 송신하는 단계;

[0009] 제 1 방향에서 해상도 한계치를 갖는 초음파 트랜시버 시스템으로 상기 살아있는 유기체 내 경로를 따라 이동하는 유체로부터 반사된 초음파 신호를 수신하는 단계;

[0010] 시간 경과에 따라 이미지 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위해 상기 수신된 초음파 신호를 사용하는 단계로서, 각각의 이미지는 상기 경로를 따라 이동하는 상기 유체로부터 반사된 초음파 신호 내의 간섭으로부터 발생하는 스펙클 패턴(speckle pattern)을 포함하는, 상기 사용하는 단계;

[0011] 해상도-증강된(resolution-enhanced) 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 상기 이미지 데이터에 피크 선명화(peak-sharpening) 연산을 적용하는 단계로서, 각각의 해상도-증강된 이미지는 상기 제 1 방향에서 상기 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한계치보다 더 미세한 상기 제 1 방향에서의 해상도를 갖고, 개별 피크 선명화된 스펙클 패턴을 포함하는, 상기 적용하는 단계; 및

[0012] 상기 유체의 경로가 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스로부터 피크-선명화된 스펙클 패턴들의 중첩에 의해 표현되는 출력 이미지를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터에 결합 연산을 적용하는 단계를 포함하는, 초음파 이미징 방법.

- [0013] 제 2 양태에서, 본 발명은 초음파 이미징 시스템을 제공하고,
- [0014] 초음파 트랜스미버 시스템으로부터 데이터를 수신하기 위한 입력부로서, 시간 경과에 따른 이미지의 시퀀스를 나타내는 상기 데이터는 제 1 방향에서 최대 해상도를 갖고, 각각의 이미지는 살아있는 유기체내 경로를 따라 이동하는 유체로부터 반사된 초음파 신호 내의 간섭으로부터 발생하는 스펙클 패턴을 포함하는, 상기 입력부; 및
- [0015] 프로세싱 서브 시스템으로서,
- [0016] 해상도-증강된(resolution-enhanced) 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 상기 이미지 데이터에 피크 선명화(peak-sharpening) 연산을 적용하고, 각각의 해상도-증강된 이미지는 상기 제 1 방향에서 상기 최대 해상도 보다 더 미세한 상기 제 1 방향에서의 해상도를 갖고, 개별 피크 선명화된 스펙클 패턴을 포함하고; 및
- [0017] 상기 유체 경로가 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스로부터 피크-선명화된 스펙클 패턴들의 중첩에 의해 표현되는 출력 이미지를 나타내는 데이터를 생성하기 위해, 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터에 결합 연산을 적용하도록 구성된, 상기 프로세싱 서브 시스템을 포함하는, 초음파 이미징 시스템.
- [0018] 따라서, 당업자는 본 발명에 따라, 살아있는 유기체 내에서 이동하는 유체로부터의 스펙클 패턴들은 그것들의 유효 해상도를 증강시키는 피크-선명화 연산으로 선명화되고, 다수의 이미지 프레임들에 걸쳐 중첩된다. 그렇게 함으로써 데이터를 생성한 초음파 트랜스미버 시스템의 해상도 한계치(적어도 하나의 방향에서)보다 더 미세(fine)할 수 있는 해상도(해당 방향에서)에서 유체 경로를 보여주는 보여주는 출력 이미지를 생성하는 것이 가능하다. 이 증강된-해상도 이미징은 더 짧은 이미지들의 시퀀스를 이용하여, 전술한 종래 방법보다 더 빠르게 수행될 수 있다. 심지어 잠재적으로 실시간으로 수행되어 실시간 비디오를 생성할 수도 있다. 그것은 또한 조영제가 살아있는 유기체 내에 주입되는 것을 필요로 하지 않는다(비록 이것이 배제되지 않지만).
- [0019] 살아있는 유기체는 사람, 동물, 식물 또는 다른 유기체일 수 있다. 바람직한 실시 양태 세트에서, 성인 또는 유아 인체이다. 유체는 임의의 액체 또는 가스를 포함할 수 있다. 유체는 바람직하게는 상이한 밀도의 영역을 포함한다. 유체는 매질 내의 하나 이상의 가스 또는 액체 기포 또는 고체 입자를 포함할 수 있고, 기포 또는 입자는 제 1 밀도 또는 평균 밀도를 가지며, 매질은 제 2의 상이한 밀도 또는 평균 밀도를 갖는다. 이 방식에서, 유체는 초음파에 의해 조사될 때 특성 스펙클 패턴이 주어질 가능성이 있다. 바람직한 실시예에서, 유체는 혈액이다. 초음파가 혈액 내의 혈액 세포를 반사시키는 방식은 초음파를 사용하여 이미징화할 때 혈액에 특성 스펙클 패턴을 줄 수 있다.
- [0020] 비록 바람직한 실시예에서, 유체는 혈액이고 (즉, 임의의 조영제를 포함하지 않음), 일부 실시예에서, 유체 (예를 들어, 혈액)은 예를 들어, 의료 종사자에 의해 주사되는 미세 기포 또는 입자와 같은 초음파 조영제를 포함할 수 있다. 조영제의 사용은 혈액 신호에 대한 신호 대 잡음비를 증가시킬 수 있다. 이것은 주변 조직으로부터의 신호를 감쇠시키기 위한 하이 패스 클러터 필터링에 대한 요구를 피할 수 있는데 이는 이것은 대신 미세 기포의 비선형 산란 특성을 고찰함으로써 하여 수행될 수 있기 때문이다. 이것은 예코가 약한 매우 작은 혈관을 이미징화할 때 특히 유익하다.
- [0021] 유체의 경로는 제한되지 않을 수 있다 - 예를 들어, 유체의 더 넓은 영역 내에서의 난류(turbulent) - 그러나 바람직하게는 혈관과 같은 맥관에 의해 제한된다. 이러한 방식에서, 유체의 경로를 이미징하는 것은 혈관 자체의 내부 보어(bore)를 이미징하는 것과 동일할 수 있다. 만약 혈관의 벽 두께가 무시가능한 경우, 유체 경로를 이미징하는 것은 혈관 자체를 이미징하는 것과 동일할 수 있다.
- [0022] 출력 이미지를 나타내는 데이터는 메모리에 저장될 수 있거나 사용자에게 디스플레이될 수 있다 - 예를 들어, 전자 디스플레이 또는 종이 인쇄물에 표시될 수 있다.
- [0023] 일부 실시예에서, 초음파 이미징 시스템의 입력부는 (예를 들어, 별도의 초음파 검사 유닛 으로부터) 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 수신하기 위한 USB, 와이파이 또는 이더넷 연결과 같은 포트를 포함한다. 다른 실시예에서, 초음파 이미징 시스템은 초음파 신호 (예를 들어, 특정 주파수 및/또는 지속 기간을 갖는)의 특정 세트에 대해 상기 제 1 방향에서 해상도 한계치를 갖는 초음파 트랜스미버 시스템을 포함하고, 상기 해상도 한계치는 바람직하게는 최대 해상도와 동일하다.
- [0024] 초음파 트랜스미버 시스템의 해상도 한계치는 초음파 트랜스미버 시스템의 특정 구성에 특정될 수 있다. 그것은 예를 들어, 송신된 초음파 신호의 주파수 및/또는 지속 기간에 의존할 수 있다. 이 파라미터들은 가변적일 수 있

다 - 예를 들어, 사용자 구성 가능할 수 있다.

- [0025] 해상도 한계치는 축 방향 또는 길이 방향 한계치일 수 있거나 또는 그것은 각도 또는 측방 한계치일 수 있다. 송신된 초음파 신호에 대한 트랜시버 시스템의 회절 한계일 수 있다. 증강된-해상도 이미징은 초 해상도 이미징일 수 있다. 해상도 한계치는 직교 좌표계에서 (예를 들어, 스캔 변환 단계 후에 직선의 폭이나 높이 등) 결정될 수 있지만, 바람직하게는 초음파 트랜시버 시스템의 고유 좌표계 (예를 들어, 임의의 스캔 변환하기 전에, 각도 또는 축 방향 거리)에서 결정된다. 본 출원에서 초음파 이미징 시스템의 해상도 한계치에 대한 참조는 초음파 이미징 시스템에 의해 초음파 트랜시버 시스템으로부터 수신된 데이터의 최대 해상도에 동등하게 적용될 수 있음을 이해할 것이다.
- [0026] 일부 실시예에서, 초음파 트랜시버 시스템은 서로 다를 수 있는 상이한 개별 방향 (예를 들어, 축 방향 해상도 한계치 및 각도 해상도 한계치)에서 2 개의 해상도 한계치를 가질 수 있다. 이 경우, 각각의 해상도-증강된 이미지는 또한 바람직하게는 제 2 방향에서 (제 1 방향과 상이한) 트랜시버 시스템의 제 2 해상도 한계치보다 더 미세한 제 2 방향에서 제 2 해상도를 갖는다.
- [0027] 일부 실시예에서, 피크-선명화 (peak-sharpening) 연산은 이미지 평면 내의 유체 경로에 수직인 이미지 데이터의 해상도를 증가시킨다. 유체 경로가 이미지 평면 내에서 전체적으로 축 방향 또는 전체적으로 측 방향으로 움직이지 않으면, 이러한 연산은 그렇게 함으로써 축 방향 및 측방 둘 모두에서 해상도를 증가시킬 것이다.
- [0028] 일부 실시예에서, 초음파 트랜시버 시스템은 3 차원 이미지 데이터를 생성할 수 있다. 피크 선명화 연산이 3D 해상도 증강된 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위해서 3 차원 이미징 데이터에 적용될 수 있고, 각각의 3D 해상도-증강된 이미지는 제 1 방향에서 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한계치 보다 더 미세한 제 1 방향에서의 해상도를 갖는다. 각각의 3D 해상도-증강된 이미지는 제 1 방향과 상이한 추가 방향에서 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한계치보다 더 미세한 상기 추가 방향에서 해상도를 갖는다. 추가 방향은 바람직하게는 측방 방향(lateral direction)이다. 각각의 3D 해상도-증강된 이미지는 바람직하게는 제 1 방향 및 상기 추가 방향과 상이한 제 2 방향에서 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한계치보다 더 미세한 제 2 방향에서 해상도를 갖는다. 일부 실시예에서, 해당 추가 방향에서의 해상도 한계치는 제 1 방향의 해상도한계치와 동일할 수 있거나, 또는 제 2 방향에서의 해상도 한계치와 동일할 수 있다. 이것은 예를 들어, 2 개의 직교하는 측방 축들이 공통 해상도 한계치를 갖는 경우 일 수 있다.
- [0029] 초음파 이미징 시스템은 시간 경과에 따른 이미지 시퀀스를 나타내는 상기 데이터를 생성하도록 배열될 수 있다. 입력부는 그런 다음 초음파 트랜시버 시스템과 프로세싱 서버 시스템 사이의 이미징 시스템 내의 내부 인터페이스의 일부를 형성할 것이다. 초음파 이미징 시스템 또는 초음파 트랜시버 시스템은 초음파 신호를 살아있는 유기체로 송신하는 하나 이상의 초음파 트랜스듀서들을 포함할 수 있다. 초음파 트랜시버 시스템은 살아있는 유기체 내 경로를 따라 유동하는 유체로부터 반사된 초음파 신호를 수신하기 위한 하나 이상의 초음파 트랜스듀서들을 포함할 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 초음파 트랜스듀서들로부터의 아날로그 RF 신호들로부터 수신된 초음파 신호들을 나타내는 데이터로부터 시간 경과에 따른 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터를 생성하기 위한 프로세서 또는 다른 수단을 포함할 수 있다. 이 프로세서 또는 다른 수단은 앞에서 설명된 프로세싱 서버 시스템의 일부가 될 수도 있고, 그것과 구별될 수도 있다. 초음파 이미징 시스템은 초음파를 송신 및/또는 수신하기 위한 하나 이상의 초음파 트랜스듀서를 포함하는 휴대용 스캐너 유닛을 포함할 수 있다. 초음파 이미징 시스템은 LCD 모니터와 같은 전자 디스플레이를 포함할 수 있다.
- [0030] 시간 경과에 따른 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터는 바람직하게는 진폭 정보(amplitude)를 포함한다. 이는 종래의 기술들을 사용하여 획득될 수 있다. 스펙클 패턴(speckle pattern)은 산란된 파면(wave-front)간의 보강 간섭(constructive interference) 및 상쇄 간섭(destructive interference)으로 인해 그러한 이미지에서 정상적으로 발생한다. 그러나 전통적으로 스펙클은 원치 않는 잡음으로 간주된다. 일부 시스템에서는 이를 필터링하려고 시도한다. 그와는 대조적으로, 본 발명은 초-해상도 이미징을 제공하기 위해 스펙클 패턴을 적극적으로 이용한다.
- [0031] 스펙클 패턴은 시간 경과에 따라 스펙클 패턴의 움직임을 추적하여 유기체에서 조직의 움직임을 분석하기 위해 과거에서 사용되었다. 그러나, 이러한 움직임 분석은 유체 경로의 초-해상도 이미지의 생성에 관하여 본 발명과는 매우 상이하다. 예를 들어, 표준 이미징 해상도 (즉, 증강된 해상도 이미징이 아닌)에서 혈류를 시각화하기 위해 스펙클 패턴 사용이 미국 특허 제 6,277,075호에 설명되어 있으며, 여기서 프로세스된 스펙클 패턴은 디스플레이를 위해서 통상의 조직 이미지와 결합된다.

- [0032] 시간 경과에 따른 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터는 바람직하게는 값들의 세트 -바람직하게는 픽셀 값들의 어레이를 나타내는 값들의 세트를 포함한다. 각각의 픽셀은 초음파 트랜스미버 시스템으로부터의 진폭 값을 나타낼 수 있다. 픽셀은 (예를 들어, 스캔 변환 단계 후에) 직사각형일 수 있지만 그러나, 바람직하게는, 트랜스미버 시스템의 기하학적 구조에 의해 결정된 형상 - 예를 들어, 각 픽셀은 평행 사변형이거나 또는 연간 섹터 (annual sector)를 가질 수 있다. 이미지 데이터는 빔 성형 및 합성-복조된 I / Q 데이터 샘플로부터 도출될 수 있거나, 복잡한 복조없이 실수 RF 데이터 값에 대해 프로세싱이 수행될 수 있다. 수신된 초음파 신호들은 또한 주파수 또는 위상과 관련된 데이터를 생성하는데 사용될 수 있다. 이는 이미지 데이터의 도플러 기반 프로세싱에 사용될 수 있다.
- [0033] 제 1 또는 제 2 방향에서의 해상도-증강된 이미지들의 해상도는 한 쌍의 인접한 픽셀 사이의 최소 또는 최대 또는 평균 간격일 수 있다. 방향 및 간격(spacing)은 트랜스미버 시스템의 고유 좌표계 또는 직교 좌표계와 같은 적절한 좌표계에서 주어질 수 있다. 이미지 데이터의 적어도 하나의 방향에 대해, 픽셀 간격은 바람직하게는 균일하다.
- [0034] 피크-선명화는 바람직하게는 임의의 비선형 압축 (예를 들어, 대수(logarithm) 압축), 동적 레인지 조정, 픽셀 값 양자화, 스캔 변환 또는 다른 디스플레이 렌더링 프로세싱 동작이 데이터에 적용되기 전에 데이터에 적용되어서, 이 단계에서 어떠한 진폭 정보도 손실되지 않는다. 본 출원에서 "픽셀(pixel)" 및 "이미지(image)"에 대한 언급은 임의의 이러한 동작이 반드시 데이터에 이미 적용되었음을 의미하는 것으로 이해되어서는 안 된다.
- [0035] 이미지 데이터는 바람직하게는 처음에, 프로세싱 동작들의 적어도 일부 동안, 두개 이상의 (예를 들어, 10, 20 또는 그 이상의 인자에 의해) 인자에 의해 각 방향의 이미지 데이터를 생성하는데 사용되는 초음파 트랜스미버 시스템의 한계치 보다 더 미세한 제 1 및/또는 제 2 방향에서의 해상도 (예를 들어, 픽셀 밀도)를 갖는다. 특별히, 해상도-증강된 이미지 데이터는 피크 선명화 연산 후에, 바람직하게는 초음파 트랜스미버 시스템의 해상도 한계치보다 2배, 10배, 20배 또는 그 이상 해상도 (예를 들어, 픽셀 간격)를 갖는다.
- [0036] 이미지 데이터에서 이러한 오버 샘플링(oversampling)은 송신된 초음파 신호에 대해 초음파 트랜스미버 시스템의 회절 한계 엘리먼트보다 높은 공간 해상도에서 측정치를 출력하는 빔 성형기를 이용하여 고유하게 달성될 수 있다. 그러나, 다른 실시예에서, 초음파 이미징 시스템은 이미지 데이터 내에서 추가 보간된 픽셀을 생성하기 위해 (예를 들어, 이미지 데이터를 재샘플링하여) 수신된 이미지 데이터를 프로세싱하도록 구성될 수 있다; 이것은 예를 들어, 피크 선명화 연산이 이미지 데이터에 적용되기 (프로세싱 서버 시스템에서)전에 수행하거나 또는 피크 선명화 연산의 일부로서 수행될 수 있다. 임의의 적합한 공지된 보간 방법이 사용될 수 있다. 이미지 데이터 내의 추가 픽셀은 후속 이미지 프로세싱 동작동안 초-해상도 출력 이미지의 생성을 가능하게 한다.
- [0037] 시간 경과에 따른 이미지들의 시퀀스는 적절한 프레임 속도 -예를 들어, 100Hz 및 1,000Hz 와 동일하거나 또는 그것들 사이 또는 그 이상을 가질 수 있다. 속도는 이미징되는 유체의 전형적인 속도에 의존할 수 있다. 이는 사용자 입력에 의해 결정될 수 있다. 유사하게, 시퀀스 내의 이미지 프레임들의 수는 이미징되는 것에 의존할 수 있고, 사용자가 구성할 수도 있다.
- [0038] 시간 경과에 따른 이미지들의 시퀀스를 나타내는 데이터는 바람직하게는 프레임-대-프레임 하이 패스(high-pass) 필터 또는 클러터 필터로 필터링된다. 이러한 필터링은 바람직하게는 피크 서브-선명화 연산이 이미지 데이터에 적용되기 전에, 바람직하게는 프로세싱 서버 시스템에 의해 수행된다. 이 필터링은 바람직하게는 살아있는 유기체내의 정지 또는 느리게 움직이는(예를 들어, 하나 이상의 방향들에서 임계 속도보다 작은) 예컨대, 근육, 지방,뿐만 아니라 어떤 혈관의 벽처럼 살아있는 유기체의 물질로부터의 기여를 감쇠시킨다. 이미지 데이터의 필터링은 그렇지 않으면 움직이는 유체의 초 해상도 이미징을 손상시킬 수 있는 정지 또는 느리게 움직이는 클러터를 감소시키거나 제거할 수 있다. 이것은 스펙클 패턴이 전형적으로 살아있는 유기체의 일부 정적 반사체의 신호와 비교할 때 상대적으로 희미하기 때문에 유익하다. 이러한 필터링은 조영제가 사용되지 않을 때 특히 유용하다.
- [0039] 임의의 종래의 클러터 필터가 사용될 수 있다. 필터링은 하나 이상의 수신된 초음파 신호들로부터 결정된 주파수 또는 위상 정보 (예컨대, 도플러-시프트 정보)를 사용할 수 있다. 일 세트의 실시예에서, 하나 이상의 파워-도플러 이미지들을 나타내는 데이터가 생성된다. 이미징 평면에 수직인 제로(0) 또는 작은 움직임은 나타내는 픽셀 값 필터링은 이미징 평면에 평행하게 움직이는 유체와 관련된 유용한 데이터를 잠재적으로 필터링할 수 있으므로 이를 완화하기 위해 주의를 기울여야 한다. 혈액의 경우, 혈액 세포의 3 차원 형상은 전형적으로 혈액의 유동 방향에 수직인 비-제로 도플러 응답을 야기하고, 이러한 효과는 예를 들어, 이 도플러 응답의 속도 이하에서 움직이는 조직으로부터의 신호만을 감쇠시키도록 클러터 필터를 조정함으로써 혈액으로부터 신호를 필터링하

는 것을 회피하는데 사용될 수 있다.

- [0040] 다른 실시예에서, 필터링은 이미지들의 시퀀스로부터 느리게 변하는 정보를 제거하기 위해 도플러 시프트 정보에 기초하지 않고 - 예를 들어, 프레임 대 프레임 차등 프로세싱을 사용하여 이미지 시퀀스의 하이 패스 시간 필터링을 포함할 수 있다. 그러나, 바람직하게는, 보다 정교한 클러터 필터링 접근법이 부가적으로 또는 대신에 사용된다.
- [0041] 필터는 임계 속도를 초과하지 않고 아래에서 움직이는 신호를 감쇠시키도록 할 수 있다. 이러한 임계 속도는 명백하게 설정될 수 있거나 (예를 들어, 사용자가 구성할 수 있는 디지털 메모리 내에 저장된 값에 기초하여), 또는 이것은 클러터 필터에 의해 적용된 필터링 동작에서 - 예를 들어, 내재되거나 또는 적응적 컷-오프에 기초하여, 고유할 수 있다. 임계 속도는 이미징 평면 내의 움직임, 또는 이미징 평면에 수직인 움직임, 또는 임의의 다른 방향성 속도의 성분, 또는 3 차원의 실제 속도에 적용될 수 있으며, 살아있는 유기체의 다른 지점에 대해 절대적으로 또는 상대적으로, 또는 휴대용 스캐너 유닛과 같은 초음파 트랜시버 시스템의 컴포넌트에 적용될 수 있다.
- [0042] 피크 선명화 연산은 이미지 데이터를 생성하기 위해 사용되는 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한계치보다 미세한 해상도에서 출력을 생성함으로써 이미지 데이터의 유효 해상도를 증가시킨다. 피크-선명화 연산은 복수의 입력 픽셀 값 (예를 들어, 멀티-픽셀 입력 윈도우에 작용)에 기초하여 출력 픽셀 값을 계산할 수 있지만, 바람직한 실시예에서, 그것은 임의의 다른 픽셀들과는 독립적으로 이미지 데이터의 각 픽셀에 작용한다.
- [0043] 피크-선명화 연산은 바람직하게는 (오버 샘플링된) 이미지 데이터의 픽셀 값 (또는 진폭 값)에 비선형 함수를 적용하는 것을 포함하거나 또는 비선형 함수를 적용하는 것으로 구성된다. 바람직하게는 비-극단(non-extreme) 값 (바람직하게는 상대적으로 낮은 값)보다 증폭된 이미지 데이터 내에서 극단 값 (바람직하게는 상대적으로 높은 값)를 증폭한다.
- [0044] 함수는 멱 함수(power function) 나 다항식 함수(polynomial function), 예를 들어 $f(x) = a + b \cdot x^n$ 일 수 있고, 바람직하게는, 지수(power), n 는 1 보다 클 수 있다. 함수는 지수 함수, 예를 들어 $f(x) = a + b^x$ 일 수 있고, 지수 항목을 포함할 수 있으며, 바람직하게는 1보다 큰 밑(base), b 를 갖는다. 함수의 1 차 도함수는 바람직하게 피크-선명화 연산이 이미지 데이터에 적용되기 전에 이미지 데이터에 존재하는 픽셀 값들의 범위에 걸쳐 단조롭게(monotonically) 증가한다.
- [0045] 일부 바람직한 실시예에서, 피크-선명화 작업은 픽셀 세기 값들에 멱 함수를 적용하는 것을 포함한다 - 예를 들어 각 픽셀 값을 픽셀의 원래 값의 8 지수로 대체하는 것 ($y = x^8$)을 포함한다. 8 지수 멱 함수는 혈관을 이미징화할 때 특히 좋은 결과를 주는 것으로 밝혀졌다. 그러나, 2, 4, 6, 10, 12 또는 그 이상, 또는 2 내지 12 범위와 같은 다른 지수들이 물론 사용될 수 있다. 다른 비선형 함수가 사용될 수 있다. 예를 들어, 임계 레벨 아래의 원래의 값을 갖는 픽셀들의 값을 변화하는 것보다 임계 레벨을 초과하는 원래의 값을 갖는 픽셀 값을 증가시키는 함수가 사용될 수 있다 (예를 들어, 선형 인자에 의해 임계값을 초과하는 픽셀들을 스케일링함으로써, 임계값 이하의 픽셀은 변화시키지 않음).
- [0046] 그 피크 선명화 연산에 추가하여, 정규화 연산은 바람직하게는, 결합 연산이 (정규화된) 데이터에 적용되기 전에 바람직하게는, 프로세싱 서브 시스템에 의해 해상도 증강된 이미지 데이터에 적용된다. 정규화 연산은 바람직하게는 이미지 데이터의 이미지 프레임 내의 로컬 피크의 크기에서의 편차를 감소시킨다 (즉, 각각의 이미지에서 최대 로컬-최대값과 최소 로컬-최대값 사이의 차이를 줄이기 위해). 이것은 바람직하게는 피크-선명화 연산 후에 - 즉, 해상도-증강된 이미지 데이터에 대해 수행된다. 이러한 방식으로, 상대적으로 약한 피크가 상대적으로 강한 피크와 비교하여 밝아진다. 이것은 더 많은 피크가 결과 출력 이미지에 기여할 수 있게 한다.
- [0047] 정규화 연산은 바람직하게는 각각의 개별 픽셀 주변 이웃하는 (커널)의 픽셀 값에 기초하여 상기 이미지 데이터의 픽셀 값을 스케일링하는 것을 포함한다. 바람직한 세트의 실시예에서, 해상도-증강된 이미지 데이터의 각 픽셀값은 이웃하는 픽셀의 해상도-증강된 이미지 데이터의 픽셀 값의 평균 (중간 또는 메디안, 선택적으로 가중치 패턴에 따라 가중된)으로 나누어진다. 이웃하는 것의 크기나 형상은 고정될 수 있다. 가중치 패턴은 이웃하는 각 픽셀에 대해 스케일링 가중치를 제공할 수 있다. 예를 들어, 분리 가능한 또는 방사상의 2 차원 해밍 윈도우를 나타내는 가중치가 사용될 수 있다.
- [0048] 이웃하는 것은 원형과 같은 임의의 적절한 형상을 가질 수 있지만, 계산 효율의 이유로 직사각형 (예를 들어, 정사각형)이 바람직하다. 그것은 임의의 적절한 크기를 가질 수 있지만, 초음파 트랜시버 시스템의 해상도 한

계치로서, 적어도 하나의 방향에서, 바람직하게는 실질적으로 동일한 크기이며 - 예를 들어, 해상도 한계치의 3분의 1 또는 1/2 또는 4분의 3 이상이고 및/또는 해상도 한계치보다 125 % 또는 두 배 또는 세 배 보다 이하인 최대 치수 (예를 들어, 너비)를 갖는다. 대략 해상도 한계치와 동일한 크기의 커널을 이용하여 데이터를 정규화하는 것은 후속 결합 연산이 데이터에 적용된 후에 특히 혈류의 선명한 이미지로 이어질 것으로 밝혀졌다.

- [0049] 일부 실시예에서, 정규화 연산은 복수의 이미지 프레임에 걸친 하나 이상의 픽셀 값의 시간 평균을 포함할 수 있다. 예를 들어, 픽셀 주변의 이웃하는 평균 값은 해당 평균에 의해 픽셀 값을 스케일링하기 전에 연속하는 두 개 이상의 이미지에 대해 평균될 수 있다. 이것은 이미지 시퀀스에서 깜박임(flickering)을 방지하는데 도움이 된다; 이것은 특별히 복수의 출력 이미지가 생성되어 비디오로서 디스플레이되어야 하는 경우 바람직하다.
- [0050] 이 피크 선명화 연산 및 옵션의 정규화 연산은 바람직하게는 로그-압축 또는 양자화된 데이터보다 오히려 원래 (raw)의 진폭 데이터에 직접 적용하는 것이 중요하다. 따라서, 그것들은 비트 맵 이미지와 같이 스케일되고 양자화된 픽셀 데이터에 적용될 수 있는 기존 이미지 프로세싱 동작과 직접적으로 동일하지 않다.
- [0051] 결합 연산(combing operation)은 바람직하게는 출력 이미지의 각각의 픽셀에 대하여, 해상도-증강된 이미지들의 시퀀스에 걸치거나 또는 해상도-증강된 이미지들의 서브-시퀀스에 걸친 해당 픽셀의 값의 평균 (평균 또는 메디안, 선택적으로 가중 함수에 따라 가중된)을 계산하는 것을 포함한다. 출력 이미지의 픽셀 값은 이 평균과 같을 수 있다. 대안적으로, 이 평균값을 사용하여 출력 이미지를 나타내는 데이터를 생성하기 위해 하나 이상의 추가 동작이 적용될 수 있다. 예를 들어, 디스플레이상에 렌더링하기 위해 데이터는 로그 압축 및/또는 동적으로 범위 조정 및/또는 스케일 업 또는 다운하여 공간적으로 및/또는 양자화될 수 있다.
- [0052] 시간 경과에 따라 피크-선명화된 복수의 스펙클 패턴을 중첩하기 위해 시간 평균을 사용함으로써, 폭포의 긴 노출 사진이 흐름의 경로가 강조하는 것처럼 또는 지구의 자전으로 인해 밤하늘의 장시간 노출 사진이 항성(star)의 경로를 나타내는 것과 유사한 방식으로, 유체의 경로가 출력 이미지에서 가시화된다.
- [0053] 이러한 중첩 효과(superimposing effect)는 유체가 이미징 평면에 실질적으로 평행하게 유동할 때 프레임마다 비교적 일정한 스펙클 패턴을 나타내는 혈액과 같은 특정 유체에 대해 증강될 수 있다. 이 경우, 결합 연산은 출력 이미지에 스펙클 트레일(speckle trail)을 생성할 것이고, 이는 혈관을 따라 흐르는 흐름의 질적 표시를 제공함으로써 이미지의 이용 가능성을 증강시킬 수 있다. 일부 실시예에서, 속도 분석 연산은 복수의 프레임에 걸친 스펙클 패턴의 하나 이상의 엘리먼트의 움직임을 추적하는 것에 기초하여 유체의 속도 또는 속도에 대한 정량적인 추정치를 결정하도록 수행될 수 있다. 다른 실시예들에서, 속도 정보는 도플러 주파수 시프트 정보에 기초하여 결정될 수 있다. 획득 방법에 관계없이, 속도 정보가 출력 이미지 - 예를 들어, 컬러 오버레이(color overlay)에 포함될 수 있다.
- [0054] 열 잡음은 유체의 스펙클 패턴과 유사한 스펙클 패턴을 생성하지만 전형적으로 진폭이 낮을 수 있다. 잡음 패턴은 프레임마다 독립적이기 때문에, 시간 평균은 잡음 패턴을 감소시켜 출력 이미지의 유체 경로와 쉽게 구별될 수 있다.
- [0055] 잡음은 두 개의 이미지를 통해 각 픽셀의 평균값을 취함으로써, 종래의 파워 도플러 이미지와 출력 이미지를 병합함으로써 추가로 감소될 수 있다. 이는 잡음이 파워 도플러 이미지에서 더 낮은 값을 갖기 때문이다.
- [0056] 일부 실시예들에서, 연속적인 출력 이미지 프레임들이 생성될 수 있다. 이들은 예를 들어, 디스플레이 스크린상에 비디오로서 디스플레이될 수 있다. 스펙클 패턴이 프레임마다 다소 일치하는 상황에서, 결합 연산은 각각의 출력 이미지 프레임에 대해, 출력 이미지 프레임을 생성하는데 사용되는 해상도-증강된 이미지의 시퀀스 내에서 하나의 이미지가 시퀀스의 다른 이미지보다 높은 가중치가 주어지도록 될 수 있다. 바람직하게는, 이 이미지는 각 출력 이미지 프레임에 대해 시퀀스 내에서 동일한 위치를 가진다 (예를 들어, 항상 해상도-증강된 이미지 시퀀스의 중간 이미지이다). 이러한 방식으로, 비디오의 각 프레임에서, 스펙클 패턴의 명확한 뷰가 스펙클 패턴의 흐려진 롤링 시간 평균(blurred rolling temporal average)에 중첩된다. 흐려진 패턴은 비디오에서 혈관의 형상에 대한 정확한 표시를 제공하는 반면, 스펙클 패턴의 연속적인 명확한 뷰는 비디오를 보는 사람에게 혈관을 따라 유체의 움직임의 표시를 제공한다. 이것은 임상에게 혈관을 보는 특히 유용한 방법을 제공하는 것으로 밝혀졌다.
- [0057] 필터링 동작, 피크 선명화 연산, 정규화 연산 및 결합 연산은 별개의 연산으로서 설명되었지만, 단일 알고리즘, 함수 또는 프로세싱 블록은 두 개 이상이 이들 연산들을 수행할 수 있다는 것을 이해할 것이다. 일부 수학적 함수는 두 개 이상의 연산을 단일 연산으로 결합할 수 있다. 이들 연산들은 이해의 편의를 위해 특정 순서로 수행되는 것으로 설명되었지만, 이들은 적절한 경우, 실제로는 상이한 순서로 수행될 수 있거나, 또는 두 개 이상이

병행하여 수행될 수 있다.

[0058] 초음파 이미징 시스템 및 그의 프로세싱 서브 시스템은 당업자가 알 수 있는 하나 이상의 프로세서, DSP, ASIC, 휘발성 메모리, 비 휘발성 메모리, 입력, 출력 등을 포함할 수 있다. 연산의 일부 또는 전부는 메모리에 저장되고 프로세싱 서브 시스템의 하나 이상의 프로세서 상에서 실행되는 소프트웨어에 의해 수행되거나 소프트웨어의 제어하에 수행될 수 있다. 초음파 이미징 시스템은 단일 유닛일 수도 있고 분산될 수도 있다 - 예를 들어 원격 서버와 같이 살아있는 생물체로부터 원격에서 수행되는 하나 이상의 연산이 있을 수 있다. 연산은 반드시 서로 가깝게 수행되어야 하는 것은 아니다. 특히, 초음파 신호는 제 1 시간 기간에서 획득될 수 있고, 그런 다음 몇 일 지나서일 수 있는 나중 시간에 프로세스 될 수 있다.

[0059] 본 출원에서 설명된 임의의 양태 또는 실시예의 특징들은, 본 출원에서 설명된 다른 양태 또는 실시예에 적절한 어디에나 적용될 수 있다. 상이한 실시예 또는 실시예 세트가 참조되는 경우, 이들은 반드시 구별될 필요는 없고 하지만 중첩될 수 있음을 이해해야 한다.

도면의 간단한 설명

[0060] 본 발명의 특정 바람직한 실시예는 첨부 도면을 참조하여 단지 예시의 방식으로 이제 설명될 것이다.

- 도 1은 본 발명을 구현하는 스캐닝 시스템의 상징적인 도면이다;
- 도 2는 종래의 파워 도플러 이미지이다;
- 도 3은 종래의 파워 도플러 이미지의 시간-평균(temporally-averaged) 시퀀스이다;
- 도 4는 본 발명을 구현하는 스캐닝 시스템에 의해 생성된 해상도-증강된 이미지이다;
- 도 5는 본 발명을 구현하는 스캐닝 시스템에 의해 생성된 해상도-증강된 이미지의 시간-평균 시퀀스이다;
- 도 6은 파워 도플러 이미지의 일 차원을 따라서의 진폭의 그래프이다;
- 도 7은 해상도 증강 후의 진폭의 그래프이다;
- 도 8은 정규화(normalisation) 후의 진폭 그래프이다;
- 도 9는 해밍 윈도우(Hamming window)의 플롯이다;
- 도 10은 인체 갑상선의 종래의 파워 도플러 이미지이다;
- 도 11은 인체 갑상선의 수퍼-해상도 이미지이다;
- 도 12는 인체 갑상선의 잡음 억제된 초-해상도 이미지이다;
- 도 13은 종래의 도플러 스캐닝 시스템을 이용하여 취해진 신장(kidney)에서의 맥관구조의 이미지이다; 및
- 도 14는 본 발명을 구현하는 초-해상도 스캐닝 시스템을 사용하여 취해진 신장에서의 맥관 구조의 이미지이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0061] 도 1은 초-해상도 초음파 스캐닝 시스템 (1)을 도시한다. 시스템은 휴대용 선형-어레이 초음파 프로브 (2), 프로세싱 유닛 (3) 및 디스플레이 (4)를 포함한다. 초음파 프로브 (2)은 프로세싱 유닛 (3)의 제어하에서 신호들을 송신하고(예를 들어, 일련의 펄스들) 그리고 신호의 반사를 수신하기 위한 초음파 트랜스듀서들의 어레이를 포함할 수 있다. 빔 성형은 송신된 신호를 특정 방향으로 조정하고 및/또는 특정 방향으로부터 반사를 수신하는데 사용될 수 있다.

[0062] 초음파 스캐닝 시스템 (1)은 소노그래퍼(sonographer) 또는 의사와 같은 조작자에 의해 환자 (5)의 신체 내부를 보기 위해 사용된다. 특히, 시스템 (1)은 디스플레이(4)상에 환자(5)의 뇌 미세 혈관과 같은 작은 혈관의 형상을 시각화하는데 사용될 수 있으나, 그것은 본 출원에만 제한되지 않는다.

[0063] 현재 바람직한 실시예는 환자(5)를 통하여 얇은 "슬라이스(slice)"내에 빔성형을 지원하는 트랜스듀서들의 1 차원 어레이를 갖는 초음파 프로브 (2)를 사용하지만, 다른 실시예들은 3차원 데이터를 캡처할 수 있는 2차원 트랜스듀서 어레이를 사용할 수 있다. 이러한 프로브는 3D 체적에서 이미지 데이터를 생성하는데 사용될 수 있다.

[0064] 프로세싱 유닛 (3)은 프로세서, 메모리 및 프로브 (2)로부터신호의 송신을 제어하고 (도시되지 않음) 그리고 수

신된 신호를 프로세싱하기 위한 다른 컴포넌트를 포함한다. 프로세싱 유닛 (3)은 본 발명을 구현하는 특징을 구현하기 위해 실행하는 소프트웨어를 제외하고는 종래의 것일 수 있다. 그러나, 일부 실시예에서 비표준 하드웨어를 가질 수 있다. 프로세싱 유닛 (3)은 중앙 프로세싱 유닛, 그래픽스 프로세싱 유닛, 마이크로 컨트롤러, ASIC 및 FPGA 중 임의의 하나를 포함할 수 있다. 메모리에 저장된 소프트웨어 명령어를 실행할 수 있다. 일부 실시예들에서, 원격 서버 (미도시)는 네트워크에 의해 프로세싱 유닛 (3)에 연결될 수 있고 설명된 프로세싱 동작들 중 적어도 일부를 수행하는데 사용될 수 있다.

[0065] 도 2는 사람 환자의 파워 도플러 이미지의 일부를 도시한다. 이 이미지는 종래 기술을 사용하여 생성되었다. 하이-패스(high-pass) 클러터 필터링이 정적이거나 또는 저속으로 움직이는 조직으로부터의 기여를 감쇠시키기 위해 적용되었다. 이 이미지를 생성하기 위해 데이터가 로그 압축(log-compressed) 되었다. 이미지를 가로 질러 수평으로 움직이는 두 개의 혈관이 두 쌍의 파선으로 도면에서 하이라이트 되었다. 혈액으로부터 스펙클 패턴들이 이미지에서 보여질 수 있다; 그러나, 스캐닝 시스템 (1)의 해상도 한계로 인해, 이들 패턴들은 혈관 벽 내에 한정되지 않고 그 이상으로 연장될 수 있다. 이 이미지에서 혈관의 정확한 경계를 결정하는 것은 불가능하다.

[0066] 도 3은 (i) 이러한 파워-도플러 이미지의 연속에 대해 시간 평균을 적용한 결과 및 (ii)이 평균을 B-모드 이미지와 결합한 결과를 나타내며, 이들 둘 모두는 잡음 억제에 도움이 된다. 이것은 혈관의 형상을 보다 분명하게 만드는 데 도움이 되지만, 혈관의 경계는 여전히 흐릿하고 부정확하다.

[0067] 그와는 대조적으로, 초-해상도 초음파 스캐닝 시스템 (1)은 프로브 (2)를 사용하여 획득된 이미지 프레임들의 시퀀스에 다음의 프로세싱 단계들 (잠재적으로, 그러나 반드시 그런 것은 아니지만)을 적용한다 :

[0068] - 클러터 필터링(clutter filtering);

[0069] - 오버 샘플링(over-sampling);

[0070] - 피크-선명화(peak-sharpening);

[0071] - 정규화(normalising);

[0072] - 시간 평균(temporal averaging); 및

[0073] - 로그 압축(log compression).

[0074] 공지된 클러터 필터링 기술은 느리게 움직이는 또는 정지 조직으로부터의 기여를 감쇠시키는데 사용된다. 이것은 근육 및 뼈와 같은 조직으로부터의 신호를 실질적으로 감소시킬 수 있으며, 이는 전형적으로 혈액과 같은 유체로부터의 반사보다 훨씬 강할 것이다. 이는 또한 휴대용 프로브 (2)와 환자 (5) 사이의 의도하지 않은 움직임 허용할 수 있는데, 이는 전형적으로 혈류의 속도보다 느릴 것이다. 클러터 필터는, 예를 들어 파워 도플러 이미지를 생성할 때 알려진 바와 같이, 진폭 데이터를 필터링하기 위해 도플러-시프트 정보(Doppler-shift information)를 사용할 수 있다.

[0075] 각각의 이미지 프레임은 전형적으로 스캐닝 시스템 (1)의 해상도 한계와 거의 동일한 픽셀 해상도를 갖고서 시작할 것이다. 오버 샘플링 단계에서, 각각의 이미지 프레임은 픽셀 밀도를 증가시키기 위해 재샘플링된다 - 예를 들어, 이미지 데이터의 각각의 직사각형 픽셀을 더 작은 직사각형 픽셀의 그리드 (예를 들어, 20x20 그리드에서 400 픽셀)로 대체함으로써. 새로운 픽셀 값은 원래의 이미지 데이터로부터 바람직하게는 보간된다 (예를 들어, 바이큐빅 보간법(bicubic interpolation)을 사용).

[0076] 피크-선명화는 (재 샘플링된) 이미지 데이터의 각 픽셀 값에 비선형 함수를 적용하는 것을 포함한다. 일부 실시예들에서, 멱법칙 함수(power-law function) 예컨대 x^8 또는 x^{12} 가 사용된다. 이것은 이미지 데이터의 랜덤 스펙클 패턴에서의 로컬 피크를 "선명화" 및 스캐닝 시스템 (1)의 해상도 한계를 넘어 이미지 데이터의 유효 해상도를 증가시키는 효과를 갖는다.

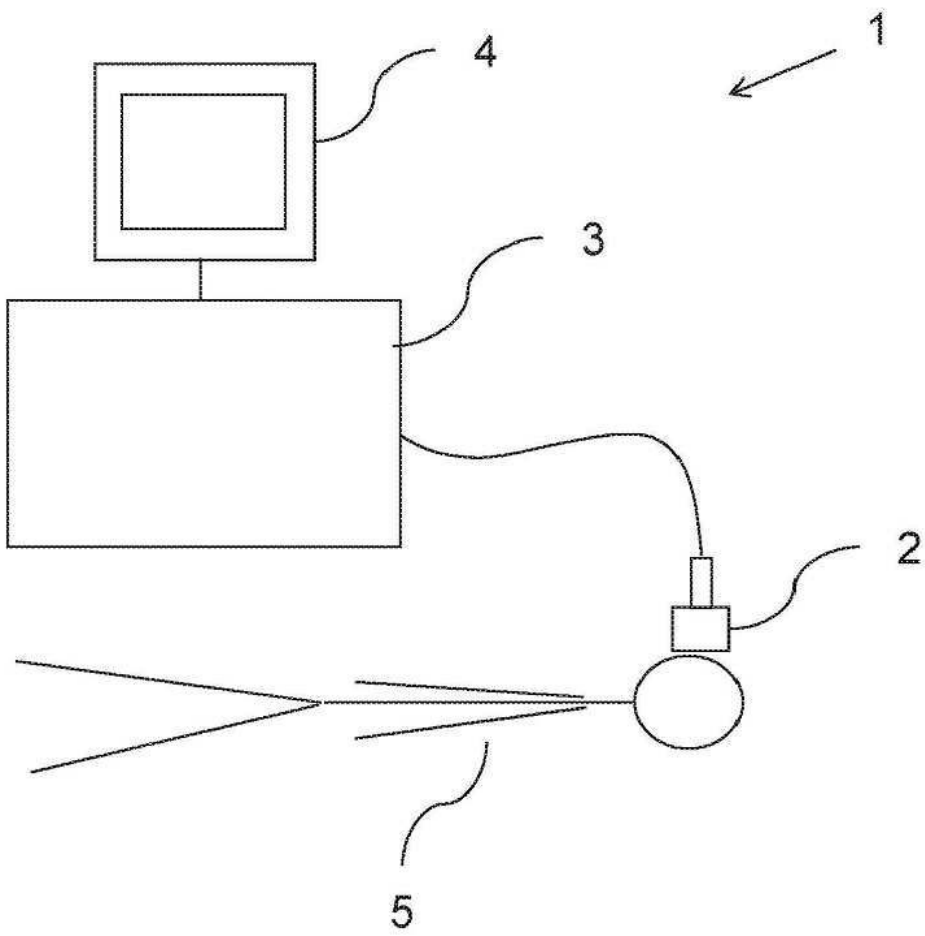
[0077] 피크-선명화는 스펙클 패턴의 상이한 로컬 피크의 높이에서 큰 편차(variation)를 초래할 수 있다. 큰 편차를 줄이기 위해, 각 이미지 픽셀은 각각의 픽셀 주위의 로컬 공간 및 시간 영역에서 평균 (예를 들어, 중간(mean)) 값으로 정규화된다.

[0078] 도 4는 도 3 의 파워 도플러 이미지가 생성된 동일한 데이터에 이러한 클러터 필터링, 오버 샘플링, 피크 선명화 및 정규화 단계를 적용한 결과를 보여준다. 결과적인 데이터는 그런 다음 도 4를 생성하기 위해 로그 압축되었고, 혈액으로부터 증강된 스펙클 패턴은 이제 혈액의 벽내에 제한되고, 이들의 진정한 위치는 파선들의 두 쌍으로 표현된다.

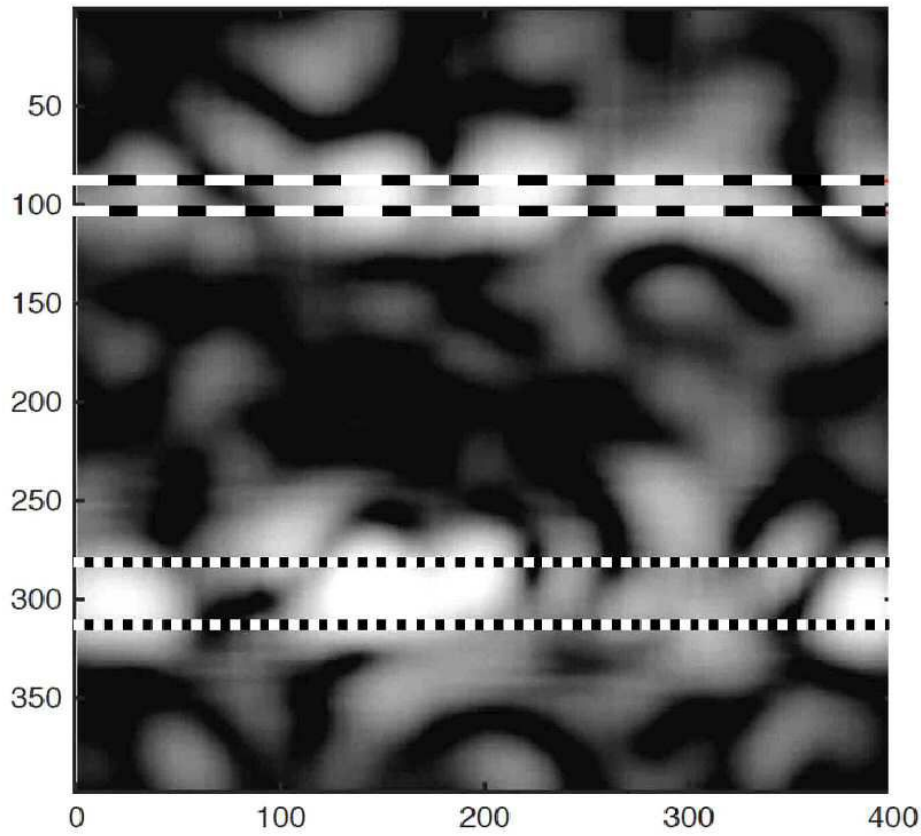
- [0079] 도 5는 (i) 연속하는 100 개의 이 초-해상도 이미지 프레임 에 대해 시간 평균을 적용하고, (ii) 로그 압축 후 선형 결합을 취함으로써 이 평균을 파워 도플러 이미지와 결합한 결과를 도시한다. 이러한 작업은 열 잡음과 같은 잡음을 억제하고 혈관내부를 증착된 증강된 스펙클 패턴으로 "충전(filling)함으로써" 혈관의 가시성을 증강하는데 도움이 된다. 이것은 도 3의 출력 이미지와 비교할 때 공간 해상도가 크게 향상되어 혈관에 부드러운 흰색 / 회색 외관을 생성한다.
- [0080] 최종 출력 이미지는 디스플레이 (예를 들어, 로그 압축 및 동적 범위 조정)를 의해 프로세스되어 디스플레이 (4)상에 표시될 수 있다.
- [0081] 이 초-해상도 기술은 또한 예를 들어 스펙클 추적에 기초하여 도플러 주파수 시프트 또는 속도 벡터 추정과 같은 혈액 운동 속도를 정량화하기 위해 다른 기술과 결합될 수 있다.
- [0082] 혈액 움직임은 시간 필터링없는 연속적인 초-해상도 이미지 프레임과 시간-필터링을 갖는 연속적인 초-해상도 이미지 프레임을 조합함으로써 비디오로서 디스플레이 (4) 상에 동적으로 가시화될 수 있다. 이러한 방식으로, 각 비디오 프레임에는 시간이 지남에 따라 상당히 일정하게 유지되는 혈관 내부의 "충전된" 형상과 한 프레임에서 다음 프레임으로 변경되는 스펙클 패턴의 단일 인스턴스 둘 모두를 포함하여, 혈관을 따라 흐르는 혈액의 속도와 방향을 주관적 표시(subjective indication)를 제공한다 (이미지 평면 내에서).
- [0083] 도 6, 도 7 및 도 8 은 2 차원 이미지 데이터 세트를 통한 예시적인 라인을 따라서의 거리 (수평축)에 대한 진폭 (수직축)을 나타낸다.
- [0084] 도 6은 오버 샘플링된 표준 파워 도플러 이미지 (로그 압축없이)의 진폭을 보여준다.
- [0085] 도 7은 오버 샘플링된 2 차원 이미지 데이터 세트에 x^{12} 피크-선명화 연산을 적용한 결과를 같은 라인을 따라 보여준다. 선형 수직 축은 현재 데이터에 존재하는 더 큰 값을 수용하도록 재조정되었다. 입력 파워-도플러 이미지 데이터의 피크가 더 선명해졌지만 가장 큰 두 개의 피크만이 선명화된 데이터에서 쉽게 볼 수 있음을 알 수 있다 (다른 피크는 여전히 데이터 세트에 있지만 그래프상에서 가시적이지 않다).
- [0086] 도 8은 2차원 컨벌루션 연산에서 해당 데이터에 17- 포인트 해밍 윈도우 함수를 적용함으로써 동일한 라인을 따라, 피크 선명화된 데이터 정규화의 결과를 표시한다. 이러한 해밍 윈도우 함수 (일 차원에서)가 도 9 에 도시된다. 데이터 세트의 값이 훨씬 더 작아지면서 선형 수직 축이 다시 재조정되었다. 이 연산은 데이터의 다른 피크와 비교하여 피크 선명화된 데이터에서 두 개의 가장 큰 피크를 강조하지 않는(de-emphasising) 효과가 있음을 알 수 있다. 결과 피크는 원래의 파워-도플러 이미지에서 그것들이 있었던 것보다 더 좁다. 이것은 혈관 벽을 넘어서 스펙클 패턴이 거의 넘치지 않는다는 것을 의미한다. 이러한 이미지 데이터 세트의 시퀀스에 시간 평균이 적용되면, 결과적으로 증착된 스펙클 패턴은 혈관 내부의 초-해상도 이미지를 산출할 것이다.
- [0087] 도 10은 데이터 세트로부터 생성된 인체 갑상선의 종래의 파워 도플러 이미지를 도시한다. 갑상선 내부의 혈류의 흐릿한 형상이 보이지만 패턴이 비교적 불분명하고 혈관 경계가 명확한 표시를 제공하지 않는다.
- [0088] 도 11은 도 10에서와 같이 동일한 데이터 세트에 상기에 설명된 초-해상도 프로세싱 단계들을 적용한 결과를 도시한다. 동일한 혈관이 이제는 훨씬 더 좁고 명확하다. 그것들의 위치는 더 정확하게 식별될 수 있다.
- [0089] 도 12는 도 10의 종래의 파워 도플러 이미지와 초-해상도 이미지 데이터를 결합함으로써 도 11의 이미지 데이터에 잡음 억제를 적용한 결과를 도시한다. 혈관의 윤곽(outline)의 명확성에서 약간의 감소가 있지만, 이것은 혈관 밖의 잡음을 줄임으로써 보상되며, 이는 일부 클리닉 설정에서는 가치있는 트레이드 오프가 될 수 있다.
- [0090] 도 13은 신장에서의 맥관 구조의 종래의 파워 도플러 이미지를 도시한다.
- [0091] 도 14는 본 출원에 설명된 프로세싱 단계의 사용으로 인해 신장에서 맥관구조의 초-해상도 파워 도플러 이미지를 도시한다.
- [0092] 도 10에 비교될 때 도 11과 도 12에 예증된 바와 같이, 도 13과 비교하여 도 14에 예증된 바와 같이, 본 발명의 실시 예들에 의해 제공되는 추가의 선명도 및 정밀도가 쉽게 명백해진다.

도면

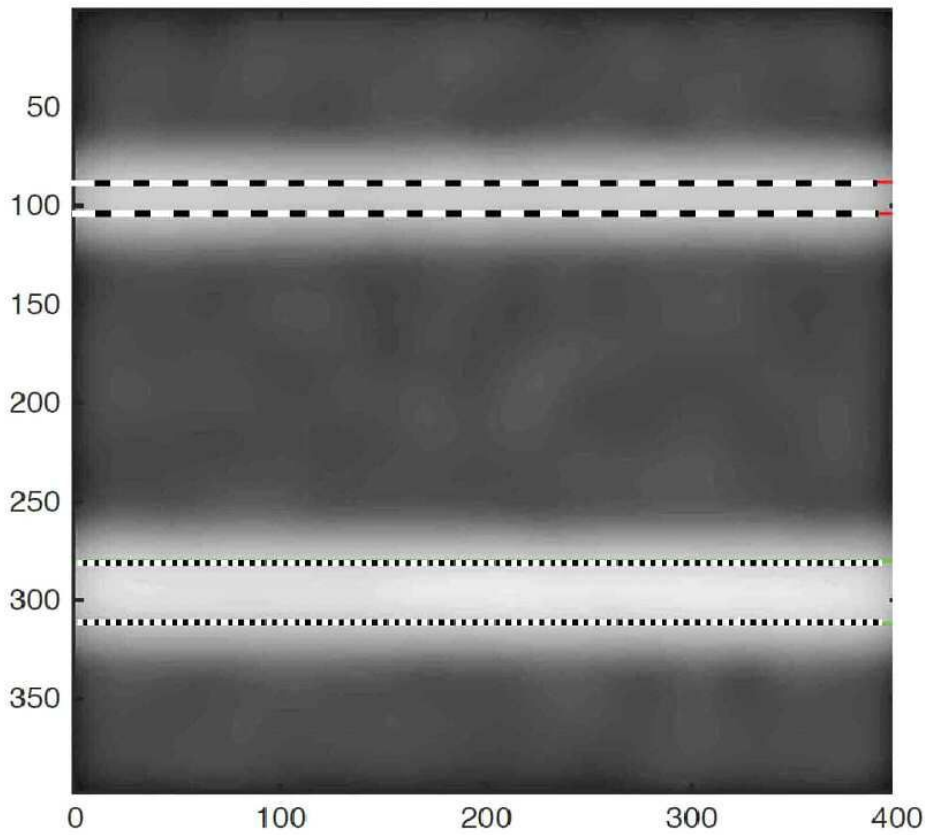
도면1



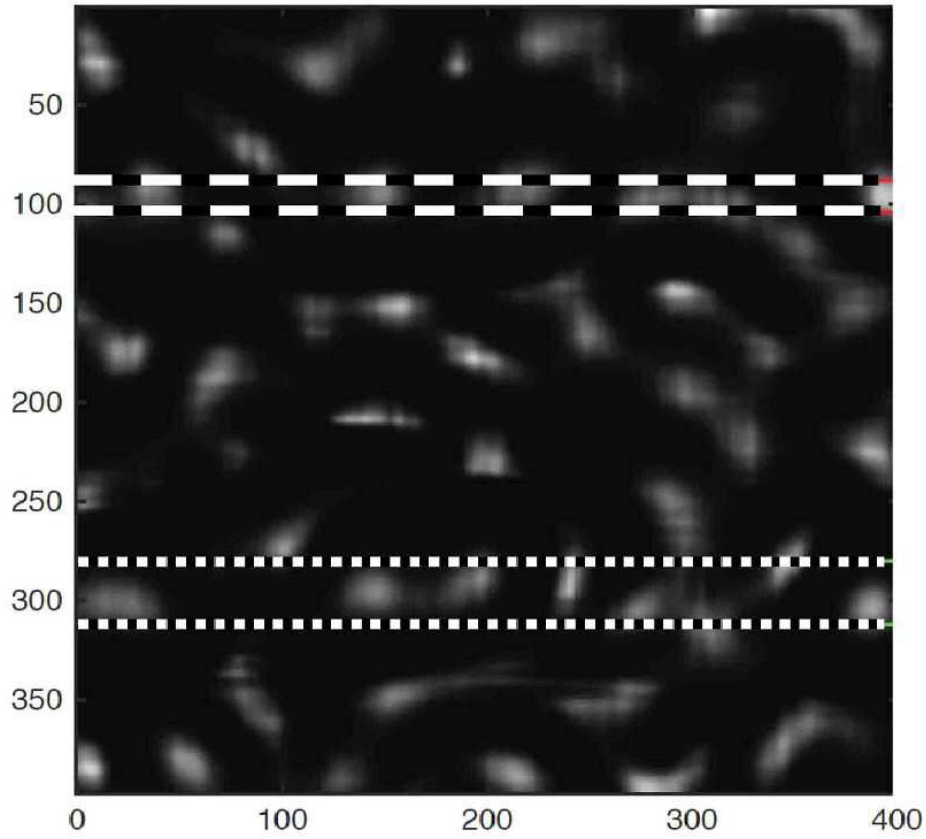
도면2



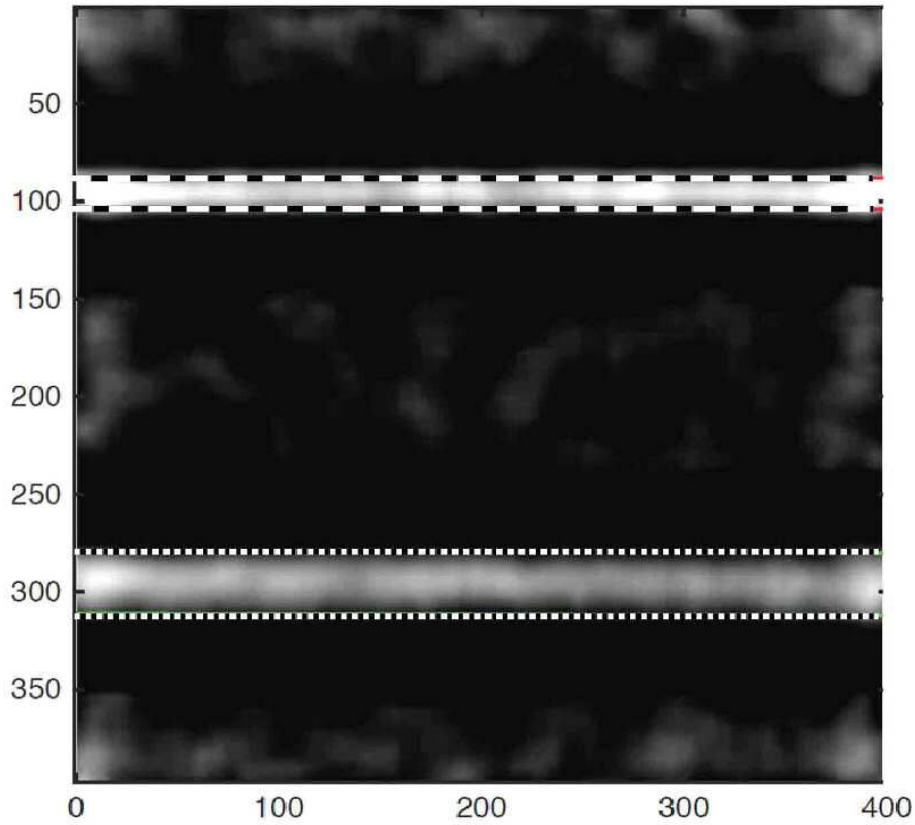
도면3



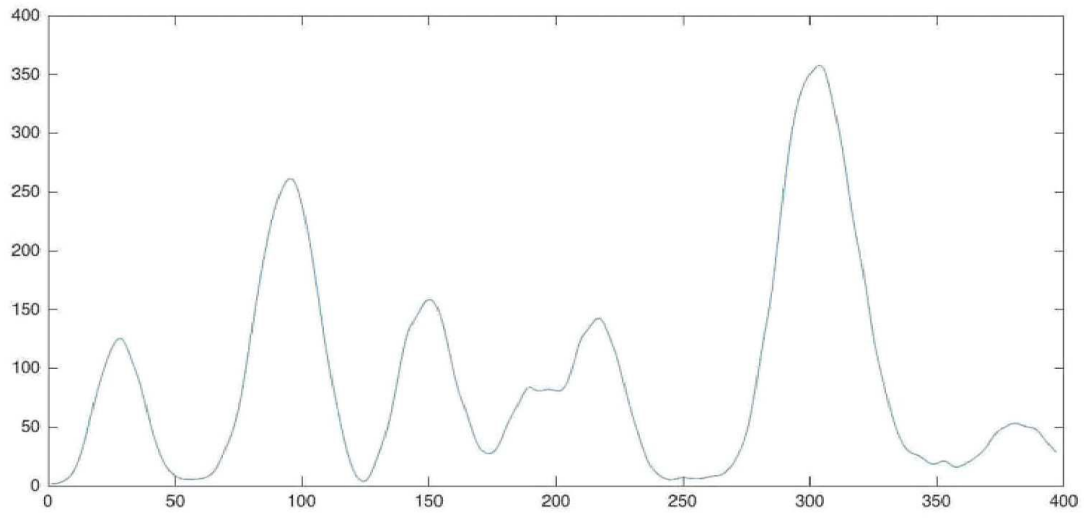
도면4



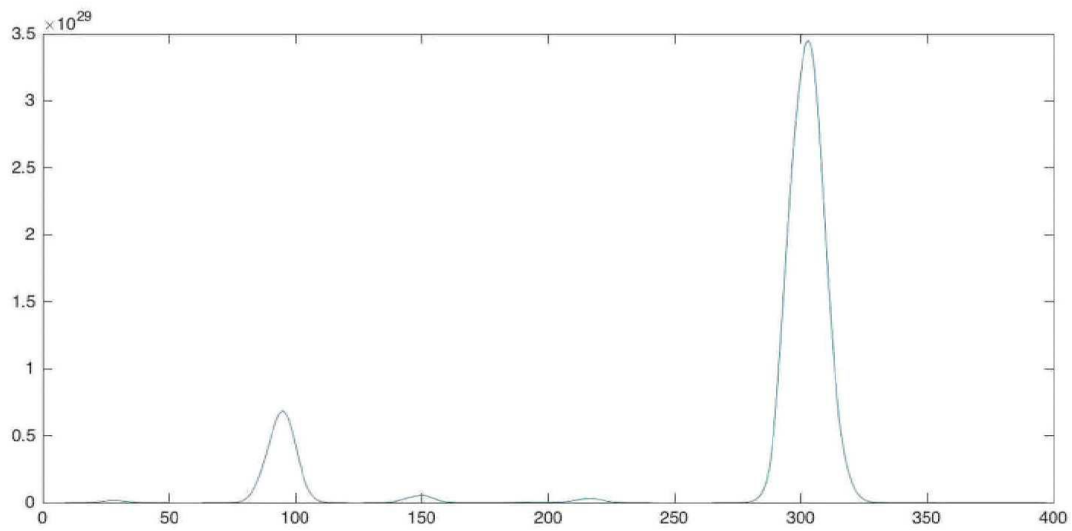
도면5



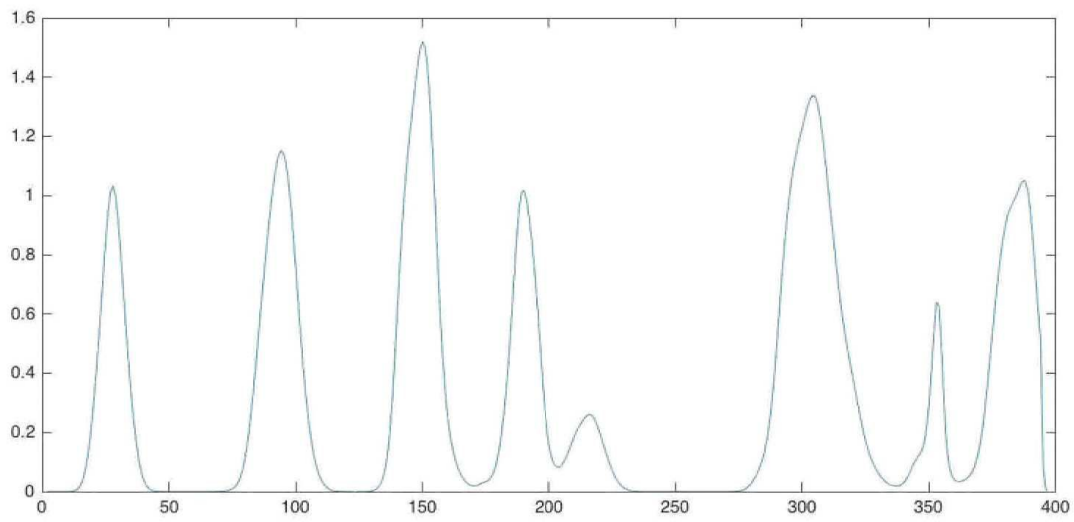
도면6



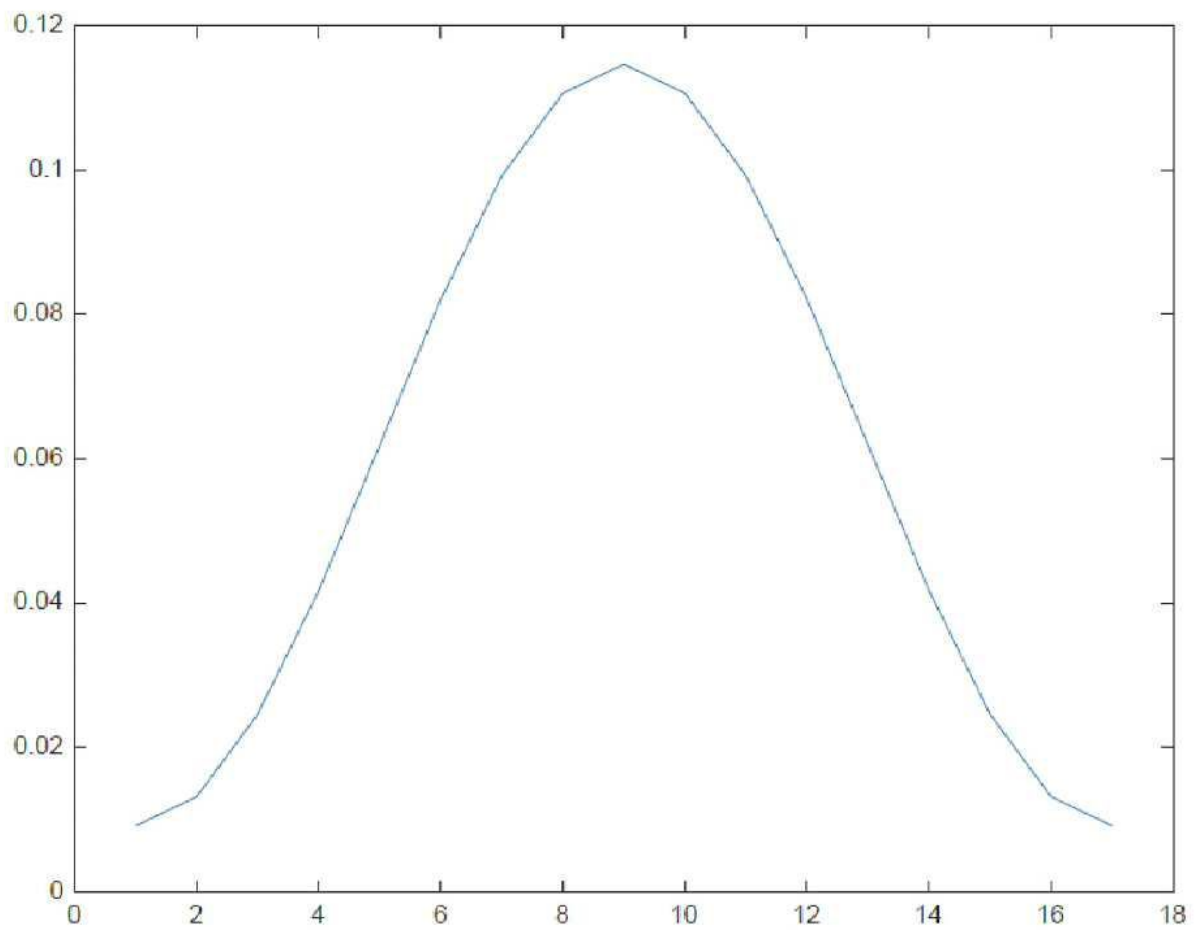
도면7



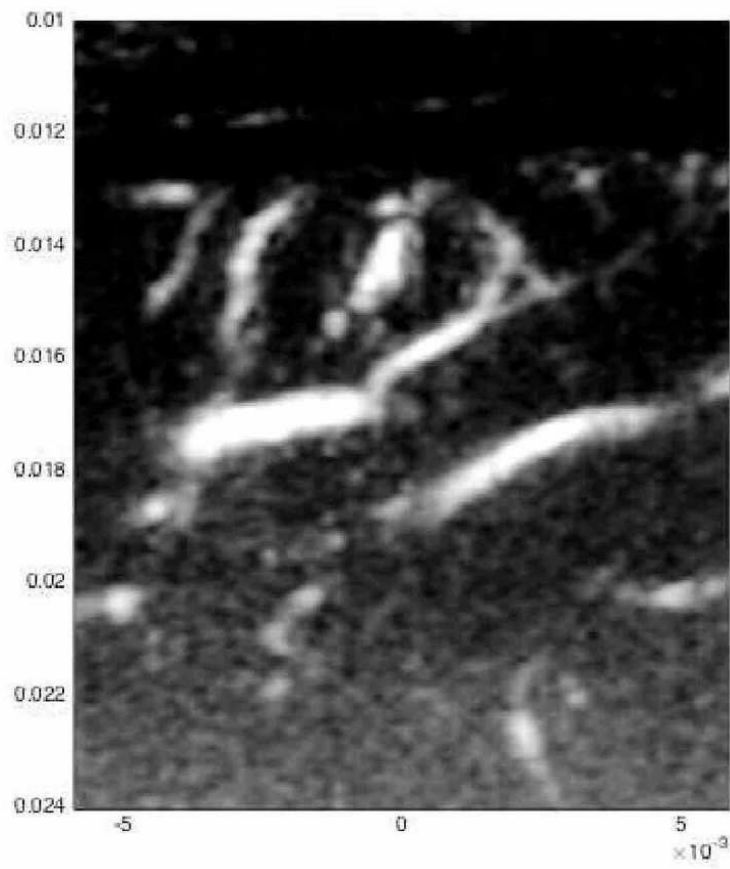
도면8



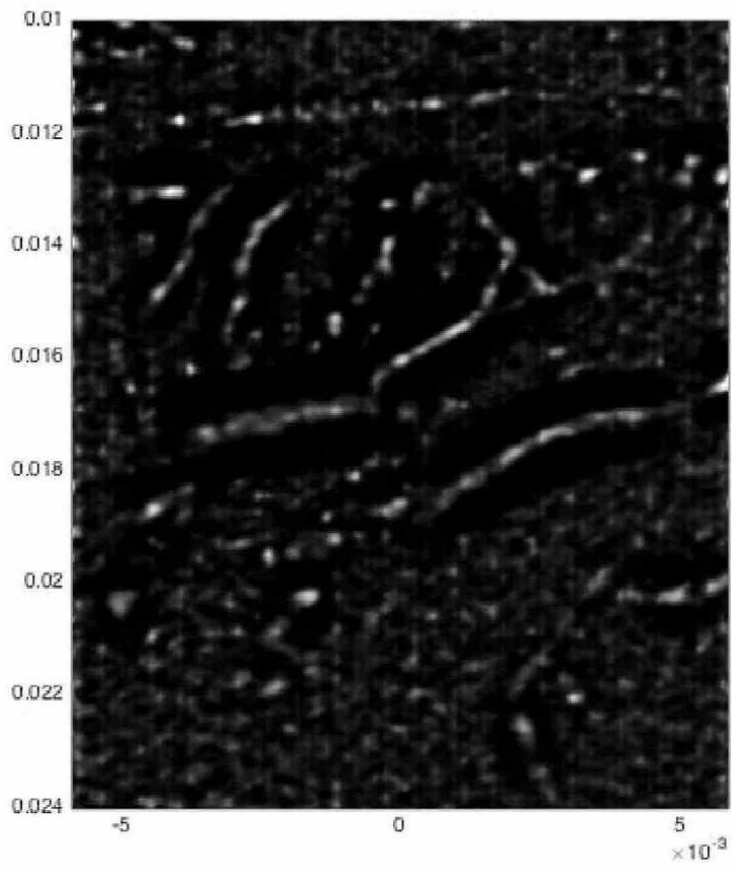
도면9



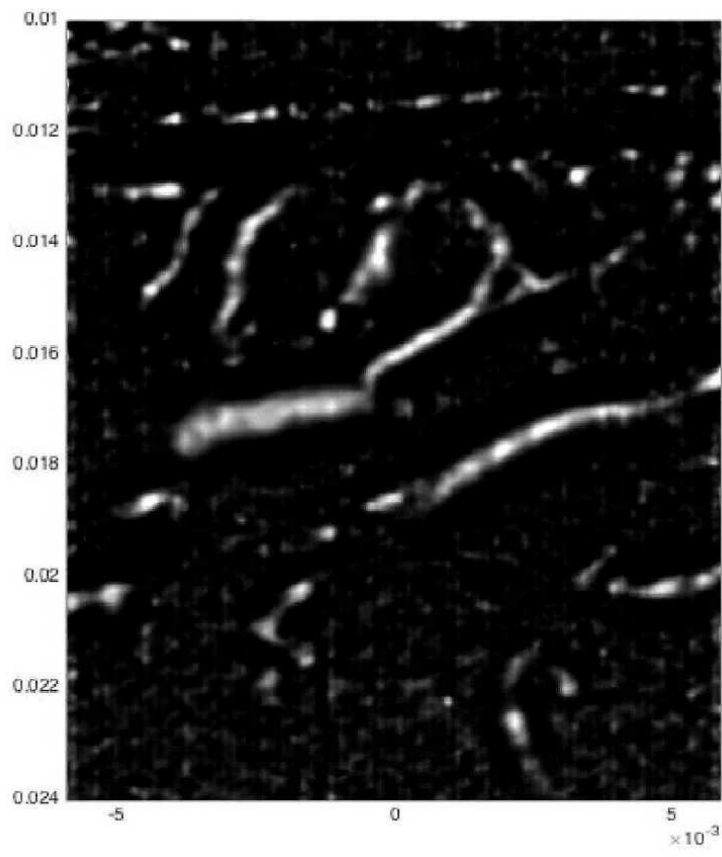
도면10



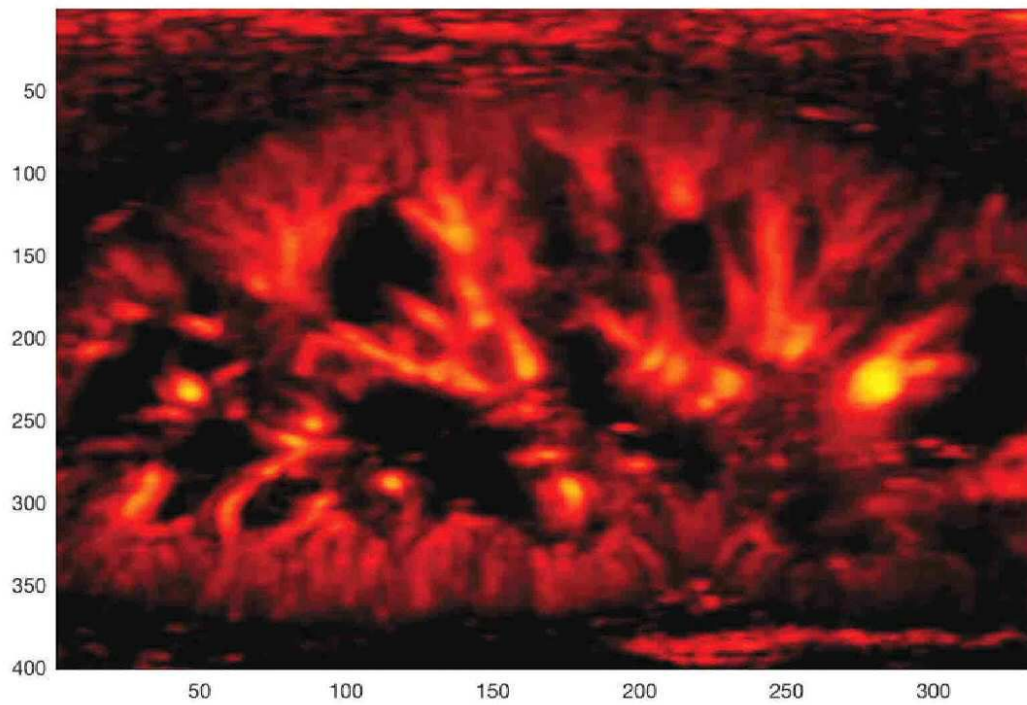
도면11



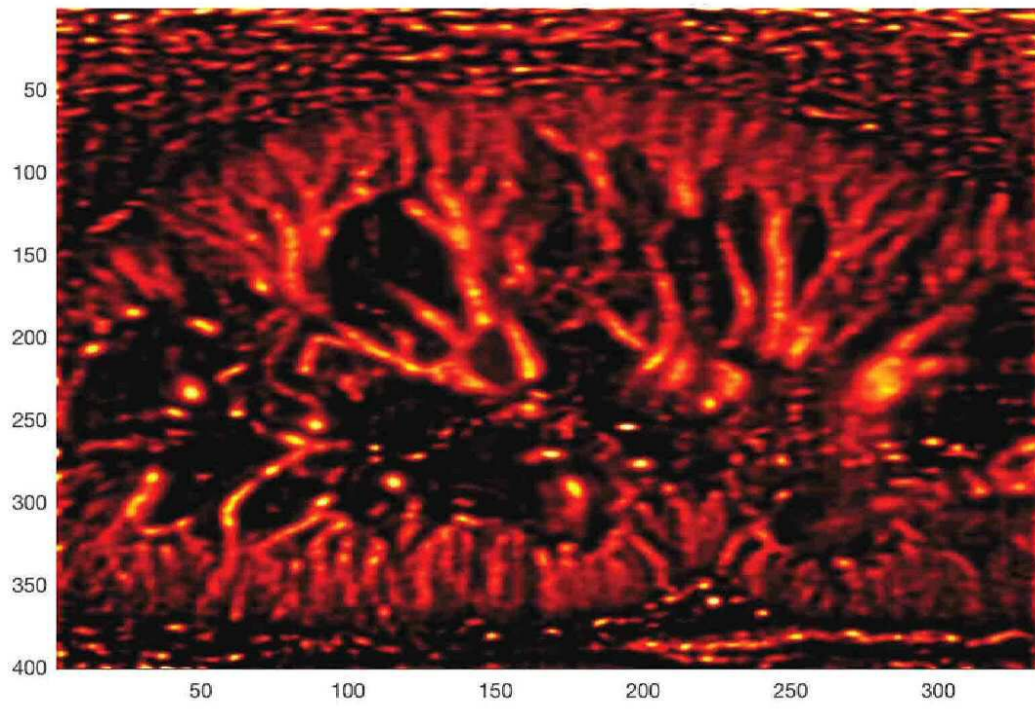
도면12



도면13



도면14



专利名称(译)	增强分辨率超声波成像流体路径		
公开(公告)号	KR1020190040994A	公开(公告)日	2019-04-19
申请号	KR1020197008309	申请日	2017-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	挪威科学技术大学		
申请(专利权)人(译)	科技 (ONT恩虞) 的挪威前大学		
发明人	토프, 한스 롭스타켄, 라세		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/481 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5253 A61B8/5269		
优先权	2016014950 2016-09-02 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在超声成像方法中，超声信号被传送到活体5，该活体5被沿生物5内的路径流动的流体反射，并被在第一方向上具有分辨率极限的超声收发器系统1接收。被接收。这些信号用于生成表示一段时间内图像序列的数据。每个图像包括由于反射的超声信号中的干扰而导致的斑点图案。对图像数据施加峰锐化操作以产生表示一系列分辨率增强的图像的数据，每个图像具有在该方向上的分辨率比在第一方向上的收发器系统1的分辨率极限更好的分辨率。 ，各个峰锐化的斑点图案。应用联接操作以生成表示输出图像的数据，其中流体的路径由来自分辨率增强的图像的峰锐化斑点图案的叠加表示。

