



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2010-0025102
(43) 공개일자 2010년03월09일

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0083726

(22) 출원일자 2008년08월27일

심사청구일자 2009년10월15일

(71) 출원인

주식회사 메디슨

강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자

현동규

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌딩 연구소 3층

김종식

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌딩 연구소 3층

(74) 대리인

윤지홍, 장수길, 백만기

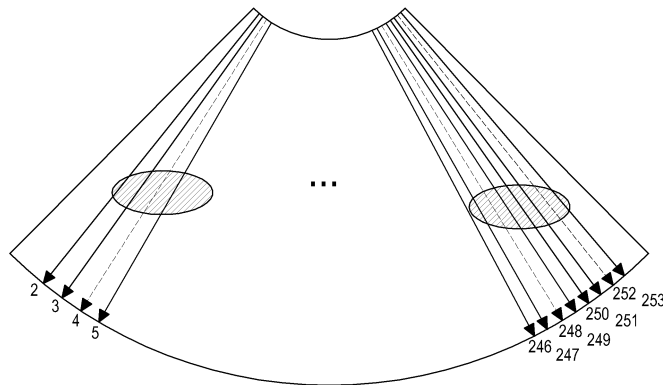
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 적응적 컬러 도플러 수행 방법 및 그를 위한 초음파 진단 시스템

(57) 요약

적응적 컬러 도플러 수행 방법 및 그를 위한 초음파 진단 시스템이 개시된다. 본 발명에 따르면, 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는 영역에 대해서만 빔을 집속시켜 혈류(또는 혈관) 영상을 형성할 수 있는 적응적 컬러 도플러 수행 방법이 개시된다. 본 발명에 의하면, 스캐닝 프레임을 통해 혈류 또는 혈관 영역을 탐색하고, 탐색된 영역의 스캔라인을 포함한 인접 스캔라인을 구성하여 적응 프레임을 형성한다. 이 적응 프레임을 이용하여 컬러 도플러 영상을 형성하고 디스플레이한다.

대표도 - 도4



특허청구의 범위

청구항 1

컬러 도플러 수행 방법으로서,
 스캐닝 프레임을 통해 혈류 또는 혈관 영역을 탐색하는 단계;
 상기 탐색된 영역의 스캔라인을 포함한 인접 스캔라인을 구성하여 적응 프레임을 형성하는 단계; 및
 상기 적응 프레임을 이용하여 컬러 도플러 영상을 형성하는 단계를 포함하는 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,
 상기 스캐닝 프레임과 상기 적응 프레임을 이용하여 컬러 도플러 영상을 형성하는 단계를 더 포함하는 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,
 상기 컬러 도플러 영상을 형성하기 위하여, 상기 스캐닝 프레임을 적어도 한번 구성하고 상기 탐색된 영역에 대해 상기 적응 프레임을 적어도 한번 구성하는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,
 상기 스캐닝 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 2이상인, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 5

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,
 상기 탐색된 영역은, 혈류 또는 혈관의 위치 및 깊이(Depth)를 갖는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 6

제5항에 있어서,
 상기 적응 프레임은, 상기 스캐닝 프레임을 통해 탐색된 혈류 또는 혈관이 위치한 깊이를 통과한 스캔라인과 그 주변의 스캔라인의 집합으로 구성되는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 7

제5항에 있어서,
 상기 적응 프레임은, 상기 스캐닝 프레임을 통해 탐색된 혈류 또는 혈관이 위치한 깊이까지의 스캔라인과 그 주변의 스캔라인의 집합으로 구성되는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 8

제4항에 있어서,
 상기 스캐닝 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 균일한 공간밀도를 갖는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 9

제4항에 있어서,
 상기 스캐닝 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 비 균일한 공간밀도를 갖는, 적응적 컬러 도플러 수행

방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 스캐닝 프레임을 구성하는 각 스캔라인은, 일측이 혈류가 검출될 가능성이 높거나 작은 혈관이 밀집되는 있는 경우, 혹은 타측이 큰 혈관이 있거나 혈관이 없는 경우 혹은 관심 영역이 아닌 경우에, 상기 일측에 조밀한 공간밀도를 갖는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 일측은 중앙부 혹은 좌우측 중 어느 하나이며 그외는 상기 타측인, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 12

제5항에 있어서,

상기 적응 프레임을 구성하는 각 스캔라인이 매 프레임별로 다르고, 각 스캔라인 간의 간격이 비 균일한 공간밀도를 가지며, 각 스캔라인의 깊이 조절이 가능한, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 적응 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 상기 스캐닝 프레임을 구성하는 스캔라인 간의 간격에 의해 결정되는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 적응 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 송신빔의 폭에 의해 결정되는, 적응적 컬러 도플러 수행 방법.

청구항 15

초음파 진단 시스템으로서,

스캐닝 프레임을 통해 혈류 또는 혈관 영역을 탐색하기 위한 수단;

상기 탐색된 영역의 스캔라인을 포함한 이웃 스캔라인을 구성하여 적응 프레임을 형성하기 위한 수단; 및

상기 적응 프레임을 이용해 컬러 도플러 영상을 형성하여 디스플레이하기 위한 수단을 포함하는 초음파 진단 시스템.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 디스플레이시에, 상기 스캐닝 프레임을 더 이용하는, 초음파 진단 시스템.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 컬러 도플러 영상을 형성하기 위하여, 상기 스캐닝 프레임을 적어도 한번 구성하고 상기 탐색된 영역에 대해 상기 적응 프레임을 적어도 한번 구성하는, 초음파 진단 시스템.

청구항 18

제15항 내지 제17항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 스캐닝 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 2이상이고,
 상기 탐색된 영역은, 혈류 또는 혈관의 위치 및 깊이(Depth)를 갖는 초음파 진단 시스템.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 적응 프레임은, 상기 스캐닝 프레임을 통해 탐색된 혈류 또는 혈관이 위치한 깊이를 통과한 스캔라인과 그 주변의 스캔라인의 집합으로 구성되거나, 상기 스캐닝 프레임을 통해 탐색된 혈류 또는 혈관이 위치한 깊이까지의 스캔라인과 그 주변의 스캔라인의 집합으로 구성되는, 초음파 진단 시스템.

청구항 20

제18항에 있어서,

상기 스캐닝 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 비 균일한 공간밀도를 갖고,

상기 스캐닝 프레임을 구성하는 각 스캔라인은, 일측이 혈류가 검출될 가능성이 높거나 작은 혈관이 밀집되는 있는 경우, 혹은 타측이 큰 혈관이 있거나 혈관이 없는 경우 혹은 관심 영역이 아닌 경우에, 상기 일측에 조밀한 공간밀도를 갖는, 초음파 진단 시스템.

청구항 21

제18항에 있어서,

상기 적응 프레임을 구성하는 각 스캔라인이 매 프레임별로 다르고, 각 스캔라인 간의 간격이 비 균일하며, 각 스캔라인의 깊이 조절이 가능하며,

상기 적응 프레임을 구성하는 각 스캔라인 간의 간격이 상기 스캐닝 프레임을 구성하는 스캔라인 간의 간격 또는 송신빔의 폭에 의해 결정되는, 초음파 진단 시스템.

명세서

발명의 상세한 설명

기술분야

[0001] 본 발명은 적응적 컬러 도플러 수행 방법 및 그를 위한 초음파 진단 시스템에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는 영역에 대해서만 빔을 집중시켜 혈류(또는 혈관) 영상을 형성함으로써, 스캔라인 수를 줄여 프레임율(Frame Rate)을 향상시킬 수 있는 적응적 컬러 도플러 수행 방법 및 그를 위한 초음파 진단 시스템에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 영상 처리 시스템은 대상체의 영상을 처리하여 디스플레이하는 장치로서, 다양한 분야에서 이용되고 있다. 영상 처리 시스템의 일 예로서, 초음파 진단을 위한 영상 처리 시스템(이하, '초음파 진단 시스템'이라 함)이 있다.

[0003] 초음파 진단 시스템은 피검체의 체표로부터 체내의 소망 부위를 향하여 초음파 신호를 조사하고, 반사된 초음파 신호(초음파 에코신호)의 정보를 이용하여 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 무침습으로 얻는 장치이다. 이 장치는 X선 진단 장치, X선 CT스캐너, MRI, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상진단장치와 비교할 때, 소형이고 저렴하며, 실시간으로 표시 가능하고, X선 등의 피폭이 없어 안전성이 높은 장점을 갖고 있어, 심장, 복부, 비뇨기 및 산부인과 진단을 위해 널리 이용되고 있다.

[0004] 특히, 초음파 진단 시스템은 움직이는 대상체와 산란체의 속도를 표시하는 컬러 플로우 영상(Color Flow Imaging)을 제공하고 있다. 즉, 초음파 진단 시스템은 도플러 편향(Doppler Shift)에 기초하여 움직이고 있는 대상체, 예를 들어 심장 또는 혈관에 흐르고 있는 혈액의 속도와 방향을 다양한 컬러(Color)로 표시한다. 예를 들면, 초음파 진단 시스템의 일종인 컬러 도플러 영상 시스템은 프로브의 트랜스듀서 측으로 다가오는 혈액의 흐름(혈류)을 붉은색으로 표시하고, 트랜스듀서 측으로부터 멀어지는 혈액의 흐름을 푸른색으로 표시하며, 빠른 속도로 흐르는 혈액의 흐름을 연한 색으로, 그리고 느린 속도로 흐르는 혈액의 흐름을 진한 색으로 표시하고

다.

- [0005] 이와 같이 초음파 진단 시스템은 실시간으로 혈액의 흐름을 시각화할 수 있을 뿐만 아니라, 커다란 혈관에서의 높은 속도의 흐름에서부터 작은 움직임까지 광범위한 흐름의 상태를 정확하게 표현할 수 있다.
- [0006] 그러나, 컬러 도플러를 수행할 때 초음파의 물리적인 속도 한계로 인하여, 일반적인 깊이(Depth)의 전체 화면에 대해 컬러 도플러를 수행할 경우[도 1 참조](256개의 스캔라인으로 구성), 초당 1~2초 정도의 낮은 프레임율(Frame Rate)로 영상을 확인해야 한다.
- [0007] 수 Hz정도의 낮은 컬러 도플러(Color Doppler) 및 스펙트럼 도플러(Spectral Doppler)를 수행하기 위해서 일반적으로 사용자가 조절 가능한 ROI(Region of Interest) 박스를 제공하고 있으며, ROI 박스를 조절하여 충분한 속도의 컬러 도플러 영상을 확인할 수 있게 하고 있다. 이러한 ROI 박스의 기능 조절을 통한 컬러 도플러는 사용자의 조작을 필요로 할 뿐 아니라, 3D 컬러 도플러 모드 등에서는 조절해야 하는 방향이 3축이기 때문에 직관적이며 효율적인 조작을 하기가 쉽지 않다.
- [0008] 또한, 수술이나 시술(Intervention) 등과 같은 어플리케이션은 혈관의 존재 유무 정보를 확인할 수 있다면, 처치시 사용자가 저지를 수 있는 실수를 방지하거나 줄여 줄 수 있지만, 수술 중에는 ROI의 조작 등 오퍼레이션(Operation)을 하기가 쉽지 않고, 전체 화면(Full Screen)에서 컬러 영상을 얻기에는 속도가 너무 느리다.
- [0009] 2D 배열 등의 활용에 있어서도 Live Color 3D를 원활하게 하기 위해서는 초음파의 물리적 속도 하에서 전체 데이터의 양을 줄일 수 있는 방법이 필요하다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

- [0010] 본 발명의 목적은 컬러 도플러 수행시, 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는 영역에 대해서만 빔을 집속시켜 혈류(또는 혈관) 영상을 형성함으로써, 스캔라인 수를 줄여 프레임율(Frame Rate)을 향상시키기 위한 적응적 컬러 도플러 수행 방법 및 그를 위한 초음파 진단 시스템을 제공하는 것이다.

과제 해결수단

- [0011] 본 발명의 일 특징에 따르면, 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는 영역에 대해서만 빔을 집속시켜 혈류(또는 혈관) 영상을 형성할 수 있는 적응적 컬러 도플러 수행 방법이 개시된다. 본 발명에 의하면, 스캐닝 프레임을 통해 혈류 또는 혈관 영역을 탐색하고, 탐색된 영역의 스캔라인을 포함한 인접 스캔라인을 구성하여 적응 프레임율을 형성한다. 이 적응 프레임율을 이용하여 컬러 도플러 영상을 형성한다.
- [0012] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 컬러 도플러 영상을 형성시에, 스캐닝 프레임을 적어도 한번 구성하고 탐색된 영역에 대해 적응 프레임율을 적어도 한번 구성하여 반복한다.
- [0013] 본 발명의 다른 특징에 따르면, 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는 영역에 대해서만 빔을 집속시켜 혈류(또는 혈관) 영상을 형성할 수 있는 초음파 진단 시스템이 개시된다. 본 발명에 의하면, 스캐닝 프레임을 통해 혈류 또는 혈관 영역을 탐색하기 위한 수단과, 탐색된 영역의 스캔라인을 포함한 이웃 스캔라인을 구성하여 적응 프레임율을 형성하기 위한 수단과, 적응 프레임율을 이용해 컬러 도플러 영상을 형성하여 디스플레이하기 위한 수단을 포함한다.

효과

- [0014] 본 발명에 의하면, 일반 도플러 영상에 비해 영상품질의 손실없이 프레임율을 향상시킬 수 있고, ROI 박스 조작의 불편을 제거할 수 있으며, 프레임 수를 고정한 경우 같은 영상에 대해 영상품질을 향상시킬 수 있는 장점이 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

- [0015] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들에 대해 상세히 설명한다. 다만, 이하의 설명에서는 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 우려가 있는 경우, 널리 알려진 기능이나 구성에 관한 구체적 설명은 생략하기로 한다.
- [0016] 도 2은 본 발명이 적용될 수 있는 초음파 진단 시스템의 구성을 개략적으로 도시한 도면이다.

- [0017] 컬러 도플러 영상은 미약한 혈류로부터의 에코신호에 실린 도플러 천이 주파수(Doppler Shift Frequency)를 검출하여 실시간으로 영상화한 것이다. 에코신호에는 전기적 잡음, 또 혈류성분이 아닌 정지하거나 느린 속도로 움직이는 장기로부터 반사되는 강한 에코 등이 혈류로부터의 약한 에코성분과 뒤섞여 있다. 혈류가 없는 부분에서 검출되는 전기적 잡음이 영상에 나타나지 않게 하기 위해서는, 전기적 잡음에 의해 검출되는 도플러 파워를 미리 예측해 두고, 그 일정한 파워 값보다 실제 신호로부터 검출된 파워가 비슷하거나 작을 때는 혈류정보가 없다고 보는 것이다. 이를 보통 파워 임계치(Power Threshold)라 한다.
- [0018] 통상적으로 컬러 도플러는 도플러와 관련한 모든 모드(velocity, power doppler, 3D power doppler, color doppler 등)를 통칭한다.
- [0019] 도 2에 도시된 바와 같이, 컬러 도플러 영상을 표시하는 초음파 진단 시스템은 프로브(11), 빔 형성부(Beam Former)(12), 영상 처리부(13) 및 디스플레이부(14)를 포함한다.
- [0020] 프로브(11)는 다수의 1D/2D/3D 트랜스듀서(101)를 포함한다. 프로브(11)가 고속 빔 인터리빙(Fast Beam Interleaving)을 할 수 있는 한 어떠한 기하학적 구조의 프로브도 이용될 수 있다. 프로브(11)는 트랜스듀서(101) 내에 있는 또는 그 부품으로서 형성되는 소자(예를 들어, 압전 결정체)의 어레이를 구동하여 몸체 또는 소정의 체적 내로 초음파 신호를 방사하는 송신기를 포함한다. 초음파 신호는 예를 들어 몸체 내의 혈구 또는 근육 조직과 같은 고밀도 인터페이스 및/또는 구조체로부터 후방 산란되어 소자(예를 들어, 압전 결정체)로 반환되는 에코를 생성한다. 에코는 수신기에 수신되고 빔 형성부(12)에 제공된다. 즉, 프로브(11)는 각 트랜스듀서(101)에 입력되는 펄스들의 입력 시간을 적절하게 지연시킴으로써 집속된 초음파 빔(엄밀하게는 1,2차 초음파 빔)을 송신 스캔라인을 따라 대상체로 송신한다. 한편, 대상체로부터 반사된 초음파 에코신호들(엄밀하게는 1,2차 에코신호들)은 각 트랜스듀서(101)에 서로 다른 수신 시간을 가지면서 입력되고, 각 트랜스듀서(101)는 입력된 1,2차 초음파 에코신호들을 증폭하여 빔 형성부(12)로 출력한다.
- [0021] 빔 형성부(12)는 프로브(11)의 각 트랜스듀서(101)에 의해 송신되는 1,2차 초음파 신호를 대상체에 집속시키고, 대상체에서 반사되어 각 트랜스듀서(101)로 수신되는 초음파 에코신호에 시간 지연을 가하여 1,2차 초음파 에코신호를 집속시킨다.
- [0022] 영상 처리부(13)는 빔 형성부(12)에서 출력되는 1,2차 초음파 에코신호에 기초하여 다수의 컬러 플로우 영상 프레임(스캐닝 프레임, 적응 프레임)을 형성하여 디스플레이부(14)에 표시한다. 특히, 영상 처리부(13)는 빔 형성부(12)에서 출력되는 2차 초음파 에코신호에 기초하여 형성된 적응 프레임의 영상만을 화면에 표시한다. 이에 한정되지 않고, 영상 처리부(13)는 빔 형성부(12)에서 출력되는 1차 초음파 에코신호 및 2차 초음파 에코신호에 기초하여 형성된 스캐닝 프레임의 영상 전체(즉, 스캐닝 프레임의 스캔라인 전체) 또는 일부[즉, 2차 초음파 빔의 기초가 되는 혈류(또는 혈관)를 탐지한 스캔라인]와 적응 프레임의 영상을 합성하여 화면에 표시할 수도 있다.
- [0023] 특히, 본 발명에서는 1차 초음파 빔을 대상체에 집속시키고 대상체로부터 반사되는 1차 초음파 에코신호에 기초하여 형성된 스캐닝 프레임의 영상으로부터 혈류(또는 혈관) 영역을 탐색하고, 탐색된 혈류(또는 혈관) 영역에 대해서만 제2 초음파 빔[즉, 탐색된 혈류(또는 혈관) 영역의 스캔라인과 인접한 스캐닝 프레임의 스캔라인]을 대상체에 집속시키고 대상체로부터 반사되는 2차 초음파 에코신호에 기초하여 형성된 적응 프레임의 영상을 화면에 표시한다.
- [0024] 상기에서, 1차 초음파 빔 및 이에 대응되는 1차 초음파 에코신호는 스캐닝 프레임(Scanning Frame)을 위한 것이고, 2차 초음파 빔 및 이에 대응되는 2차 초음파 에코신호는 적응 프레임(Adaptive Frame)을 위한 것이다. 스캐닝 프레임은 혈류(또는 혈관)의 영역(위치 및 깊이)을 탐색하기 위한 것이고, 적응 프레임은 스캐닝 프레임을 통해 찾은 혈류(또는 혈관) 영역에 대한 자세한 영상(혈류 또는 혈관 영상)을 표시하기 위한 것이다.
- [0025] 스캐닝 프레임에서 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인은 적응 프레임의 스캔라인에 포함되거나, 그렇지 않을 수 있다. 혈류(또는 혈관)의 깊이를 고려하지 않은 경우, 스캐닝 프레임에서 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인을 그대로 이용하고 그 좌우에 대해서만 적응 프레임의 스캔라인을 구성하거나, 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인과 그 좌우에 대해서 새롭게 적응 프레임의 스캔라인을 구성할 수 있다. 한편, 혈류(또는 혈관)의 깊이를 고려하는 경우에는, 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인과 그 좌우에 대해서 새롭게 적응 프레임의 스캔라인을 구성하는 것이 바람직하다.
- [0026] 여기서, 스캐닝 프레임의 각 스캔라인은 균일한 간격을 갖거나(스캔라인 간의 간격을 '1', '2', '4', '8', '16', '32', '64' 등으로 하는 경우임), 그렇지 않을 수 있다(서로 다른 공간밀도를 가짐). 스캐닝 프레임의 각

스캔라인이 서로 다른 공간밀도를 갖는 일 예로, 중앙이나(도 7 참조) 우측에(도 8 참조) 조밀한 공간밀도를 갖고 그외는 소밀한 공간밀도를 갖도록 스캔라인을 구성할 수 있다. 다른 예로, 스캐닝 프레임의 각 스캔라인을 임의적으로 구성할 수 있다(예컨대, '스캔라인 1', '스캔라인 4', '스캔라인 6', '스캔라인 7', '스캔라인 9', ..., '스캔라인 247', '스캔라인 251', '스캔라인 253'으로 스캔라인의 인덱스를 임의적으로 구성함). 스캐닝 프레임에서 사용하는 송신빔의 폭은 고속화와 혈류를 놓치지 않기 위해, 멀티빔(multibeam), 송신빔의 폭이 스캔라인 간 폭만큼 넓은 것(스캔라인별로 송신빔의 폭이 다를 수 있음), 존 빔포밍(Zone Beam forming), 플랫 빔(Flat Beam) 등을 사용할 수 있다.

[0027] 한편, 적용 프레임의 각 스캔라인은 매 프레임마다 달라질 수 있다[예컨대, 매 프레임마다 사용하는 스캔라인의 총 개수를 달리 적용할 수 있음(도 4 참조)]. 또한, 적용 프레임의 각 스캔라인은 균일한 간격을 갖지 않는다 [예컨대, 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인과 그 좌우의 ± 1 스캔라인 또는 ± 2 스캔라인 등에 대해서만 새롭게 적용 프레임의 스캔라인을 구성함]. 또한, 적용 프레임의 각 스캔라인은 깊이(Depth) 조절이 가능하다[혈류(또는 혈관)의 존재 여부에 따라 스캔라인 뿐만 아니라 깊이도 조절 가능함(도 5 및 도 6 참조)].

[0028] 여기서, 적용 프레임을 구성하는 스캔라인 간의 간격은 스캐닝 프레임의 스캔라인 간의 간격을 바탕으로 하거나(예컨대, 스캐닝 프레임의 스캔라인 간격/2, 스캐닝 프레임의 스캔라인 간격/4 등), 송신빔의 폭에 의해 결정될 수 있다(예컨대, 스캐닝 프레임의 스캔라인은 송신빔의 폭을 넓게 하고 적용 프레임의 스캔라인은 송신빔의 폭을 좁게 설정함).

[0029] 이처럼 본 발명은 실제로 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는 영역에 대해서만 초음파 빔을 집속하는 것이다. 스캐닝 프레임을 통해서 혈류(또는 혈관) 영역을 찾고, 적용 프레임을 통해서 자세한 혈류(또는 혈관) 영상을 구성한다. 이와 같이 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는 영역에 대해서만 빔을 집속하게 되면, 일반적인 컬러 도플러 영상에 비해 스캐닝 프레임과 적용 프레임 영역의 빔 집속의 전체 수가 적어지게 되고, 약간의 스캐닝 프레임과 다수의 적용 프레임 영역으로 구분되기 때문에 평균적인 프레임율은 일반 컬러 영상에 비해 높다.

[0030] 이하에서는 본 발명에 따른 적응적 컬러 도플러 수행 방법에 대해 보다 구체적으로 살펴보기로 한다.

[0031] 적응적 컬러 도플러 수행을 위해서는 2종류의 프레임으로 송수신하게 된다.

[0032] 첫 번째 프레임은 전 영역에 걸쳐서 일반적인 컬러 도플러 방법 보다 소밀(성근 공간밀도)하게 초음파 빔을 집속하여 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는지를 확인하는 스캐닝 프레임이다. 즉, 스캐닝 프레임은 측면(Lateral) 방향의 어떤 스캔라인의 어느 깊이(Depth)까지 혈류(또는 혈관) 데이터가 존재하는지만 확인하면 되기 때문에, 일반적인 컬러 도플러 방법을 수행하기 위한 전체 화면의 스캔라인(예로서, 도 1의 256개의 스캔라인) 보다 적은 수의 스캔라인으로 구성할 수 있다. 예로서, 도 3과 같이 스캔라인 간의 간격을 '4'로 하여, 256개의 스캔라인을 갖는 정상 프레임에 비해 1/4의 스캔라인(= 64개의 스캔라인)을 갖도록 스캐닝 프레임의 스캔라인을 구성할 수 있다. 이와 같이 256개의 스캔라인을 갖는 일반 프레임에 비해 1/4의 스캔라인을 갖는 스캐닝 프레임을 통해 혈류(또는 혈관) 영역(위치 및 깊이)를 우선적으로 탐색한다. 도 3에서는 '스캔라인 4', '스캔라인 248', '스캔라인 252'에서 혈류(또는 혈관)가 검출된 예를 보여준다. 그러나, 스캐닝 프레임에서 스캔라인 간의 간격이 '4'에 한정되지 않음에 유의하여야 한다. 예컨대, 스캐닝 프레임에서 스캔라인 간의 간격은 '1', '2', '4', '8', '16', '32', '64' 등으로 제한이 없다.

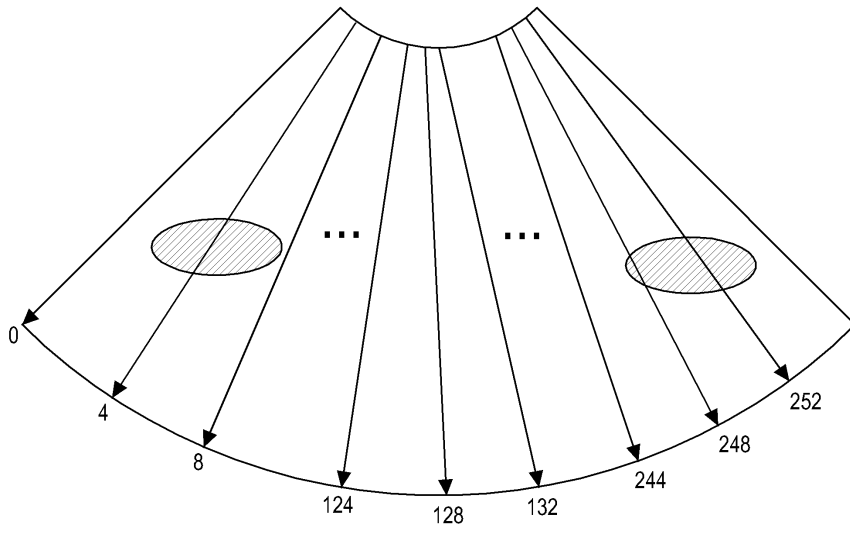
[0033] 또한, 스캐닝 프레임의 각 스캔라인은, 도 3과 같이 스캔라인 간의 간격을 '4'로 하여 측면(Lateral) 방향으로 공간밀도를 균일하게 할 수 있고[균일성 보장], 도 7 및 도 8과 같이 스캔라인 간의 간격을 다르게 하여 측면 방향으로 공간밀도를 균일하게 하지 않을 수 있다[균일성 보장 안함]. 도 7은 중앙에 혈류가 나올 가능성이 높거나 작은 혈관이 밀집되어 있고, 또는 좌우에 큰 혈관이 있거나 혈관이 없는 경우 혹은 관심이 없는 경우를 나타낸다. 도 8은 우측에 혈류가 나올 가능성이 높거나 작은 혈관이 밀집되어 있고, 또는 좌측에 큰 혈관이 있거나 혈관이 없는 경우 혹은 관심이 없는 경우를 나타낸다.

[0034] 두 번째 프레임은 첫 번째 프레임(스캐닝 프레임)에서 찾은 혈류(또는 혈관) 영역에 대해서 일반적인 컬러 도플러 방법과 같이 혹은 보다 조밀하게(조밀한 공간밀도) 초음파 빔을 집속하여 영상을 표시하는 적용 프레임이다. 적용 프레임은 스캐닝 프레임에서 혈류(또는 혈관)가 검출된 경우에만 초음파 빔을 집속하기 때문에(즉, 혈류가 검출된 스캔라인을 포함하여 그 주변에만 초음파 빔을 집속함) 일반적인 컬러 도플러 방법에 비해 스캔라인의 수가 훨씬 적다. 예컨대, 도 4에서와 같이 '스캔라인 4', '스캔라인 248', '스캔라인 252'를 포함하여 그 주변에 대해서 초음파 빔을 조밀하게 집속하여(전체 스캔라인의 수 = 12개) 혈류(또는 혈관) 데이터를 자세하게 표시한다. 즉, '스캔라인 2~5'(4개의 스캔라인), '스캔라인 246~253'(8개의 스캔라인)으로 전체 12개의 스캔라인

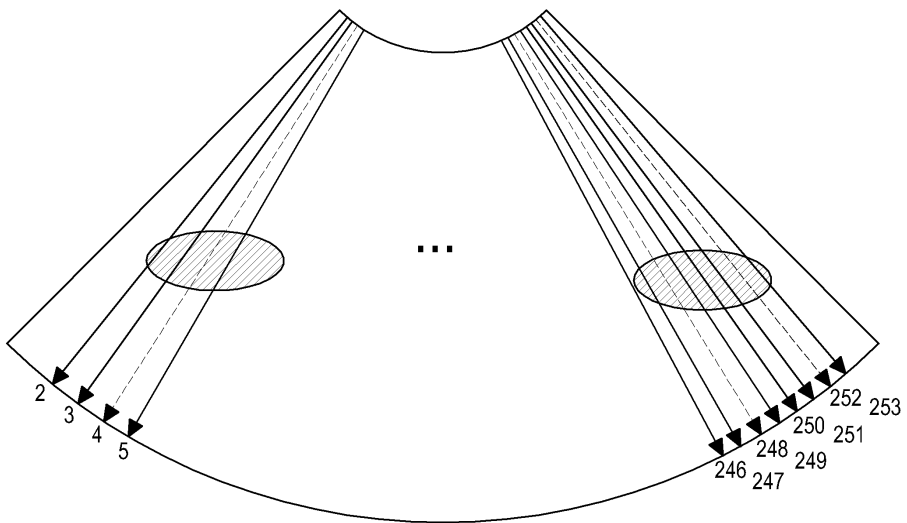
을 갖는 적응 프레임을 구성한다. 예컨대, 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인과 그 좌우의 ± 1 스캔라인 또는 ± 2 스캔라인 등에 대해서 적응 프레임의 스캔라인을 구성한다. 일 예로, 도 4에 도시된 바와 같이, 적응 프레임의 각 스캔라인 간의 간격을 1로 하는 경우, 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인의 이전 스캔라인에 대해서는 '-2 스캔라인'을 적용하고 이후 스캔라인에 대해서는 '+1 스캔라인'을 적용함으로써, '스캔라인 4'에 대해서는 "스캔라인 2~5"를, '스캔라인 248'에 대해서는 "스캔라인 246~249"를, 그리고 '스캔라인 252'에 대해서는 "스캔라인 250~253"을 구성한다. 이때, 적응 프레임을 구성하는 스캔라인 간의 간격은 스캐닝 프레임의 스캔라인 간의 간격을 바탕으로 하거나, 송신빔의 폭 등에 의해 결정될 수 있다. 여기서, 도 4에서는 적응 프레임의 전체 스캔라인의 수가 12개인 경우를 가정하였지만, 적응 프레임의 스캔라인 수를 24, 36, 64 등으로 고정하여, 같은 영역에 대해 보다 조밀하게 초음파 빔을 집속시킬 수 있어 혈류(또는 혈관) 데이터를 자세하게 표시할 수도 있다. 이 경우에는 적응 프레임의 스캔라인을 구성시 혈류(또는 혈관)가 검출된 스캔라인과 그 좌우의 ± 3 , ± 4 , $\pm 5 \dots$ 등의 스캔라인이 적용될 것이다. 도 4와 같이 적응 프레임의 스캔라인의 구성을 혈류(또는 혈관)에 비례하게 하는 경우에는, 일반적인 컬러 도플러 방법에 비해 10배 이상의 평균 프레임을 향상 효과를 얻을 수 있다.

- [0035] 또한, 적응 프레임의 각 스캔라인은 균일한 간격을 갖지 않는다(측면 방향으로 균일성을 보장하지 않음).
- [0036] 특히, 적응 프레임의 각 스캔라인은 깊이(Depth) 조절이 가능하다. 즉, 도 5 및 도 6에서는 적응 프레임의 스캔라인별로 서로 다른 깊이를 가지고 있음을 각각 보여주며, 도 3의 스캐닝 프레임에서 검출된 '스캔라인 4', '스캔라인 248', '스캔라인 252'에 대해 서로 다른 깊이를 갖는 혈류(또는 혈관)에 대해 다른 깊이의 스캔라인으로 조밀하게 초음파 빔을 집속하여 적응 프레임을 구성한다. 도 5 및 도 6의 적응 프레임에서는 초음파 집속시 해당 스캔라인 중에서 컬러 도플러가 검출된 스캔라인의 깊이까지만 송수신(Tx/Rx)을 수행한다. 도 5 및 도 6과 같이 적응 프레임의 스캔라인의 구성을 혈류(또는 혈관)에 비례하게 하는 경우에는, 일반적인 컬러 도플러 방법에 비해 16~20배 이상의 평균 프레임을 향상 효과를 얻을 수 있다.
- [0037] 만약, 스캐닝 프레임을 A, 적응 프레임을 B라 가정했을 때, 영상을 얻기 위해서는 "ABAB..."와 같이 교번하여 초음파 빔을 쏠 수 있고, "ABBBBBBABBBBB", "AAABBBBBBAAABBBBBB" 등과 같이 적응 프레임(B)을 많이 사용하고 스캐닝 프레임(A)을 더 적게 사용할 수도 있다. 여기서, "ABAB..."에 대해서는 컬러 도플러 영상 "C1, C2..."를 얻고, "ABBBBBBABBBBB"에 대해서는 컬러 도플러 영상 "C1, C2, C3, ..., C12"를 얻고, "AAABBBBBBAAABBBBBB"에 대해서는 컬러 도플러 영상 "C1, C2, C3, ..., C14"를 얻는다. 즉, 적응 프레임(B)의 개수만큼 컬러 도플러 영상을 얻게 된다.
- [0038] 상기의 적응 프레임에서 스캔라인별로 얻어지는 속도 데이터의 값이 기 정의된 임계치(Threshold)보다 낮거나 높은 경우에는 스캐닝 프레임을 통해 다시 적응 프레임을 결정할 수도 있다.
- [0039] 상기에서, 혈류(또는 혈관)의 존재 여부는 특정 임계치(Threshold)를 기준으로 하는데, 검출된 컬러 도플러의 크기가 임계치보다 작은 경우에는 혈류가 없다고 판단하고, 임계치보다 큰 경우에는 큰 혈관이 있다고 판단한다.
- [0040] 만약, 도 1에 대해 얻은 컬러 영상 한 장을 얻는데 걸리는 시간을 T라 하고 프레임율을 F라 가정하면, 1/4의 크기를 가지는 스캐닝 프레임과 마찬가지로 1/4의 크기를 가지는 적응 프레임은 각각을 얻는데 0.25T의 시간만이 걸린다. 적응 프레임의 영상만을 화면에 표시한다고 가정하고 "ABABABAB"의 순서로 프레임을 구성하는 경우 평균 프레임율은 2F가 된다. 또한, "ABBBBBBBBBBABBBBBBBBB"의 순서로 프레임을 구성하는 경우에는 한없이 4F에 가까워진다.
- [0041] 본 발명의 방법은 컬러 ROI Box에 대해서도 사용 가능하고, 2D 컬러 모드 뿐만 아니라 3D 컬러 모드에서도 동일하게 적용 가능하다. 상기 도 3 내지 도 6이 2D 스캐닝 프레임 및 2D 적응 프레임에 관한 것이라면, 도 9는 3D 스캐닝 프레임에 관한 것이고, 도 10 내지 도 12는 3D 적응 프레임에 관한 것이다. 특히, 도 11 및 도 12는 서로 다른 깊이를 갖는 혈류(또는 혈관)에 대해 다른 깊이의 스캔라인으로 조밀하게 초음파 빔을 집속하는 경우를 보여준다.
- [0042] 본 발명에서 컬러 도플러 영상은 혈류(또는 혈관)의 속도, 도플러 신호의 파워, 혈류 속도의 분산 등을 모두 포함하는 개념으로 해석되어야 한다.
- [0043] 본 명세서에서는 본 발명이 일부 실시예들과 관련하여 설명되었지만, 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자가 이해할 수 있는 본 발명의 정신 및 범위를 벗어나지 않는 범위에서 다양한 변형 및 변경이 이루어질 수 있다는 점을 알아야 할 것이다. 또한, 그러한 변형 및 변경은 본 명세서에 첨부된 특허청구의 범위 내에 속하는 것으로 생각되어야 한다.

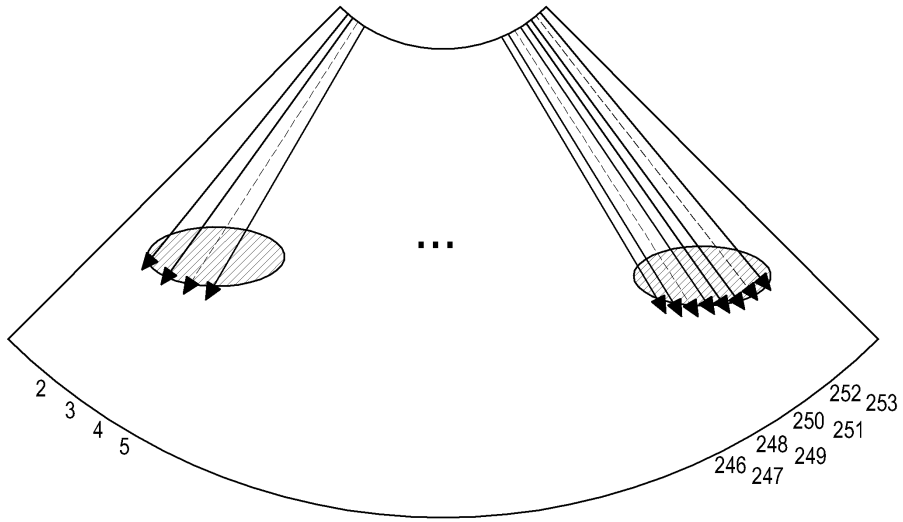
도면3



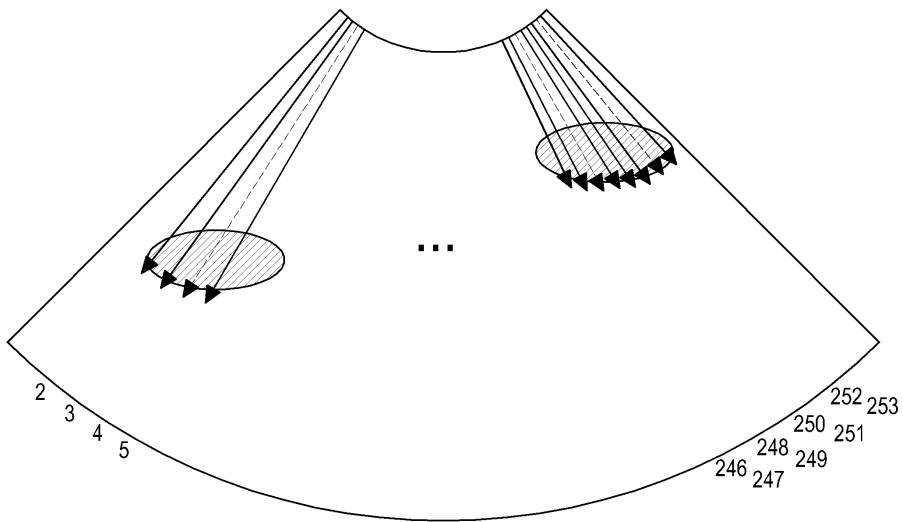
도면4



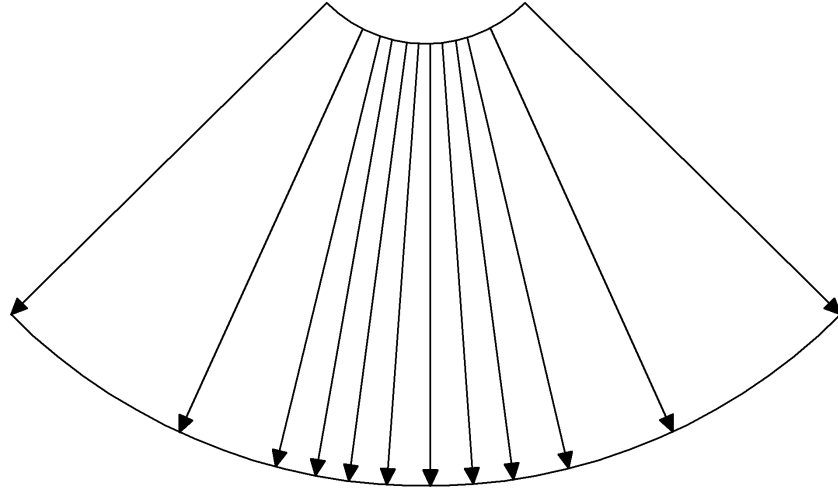
도면5



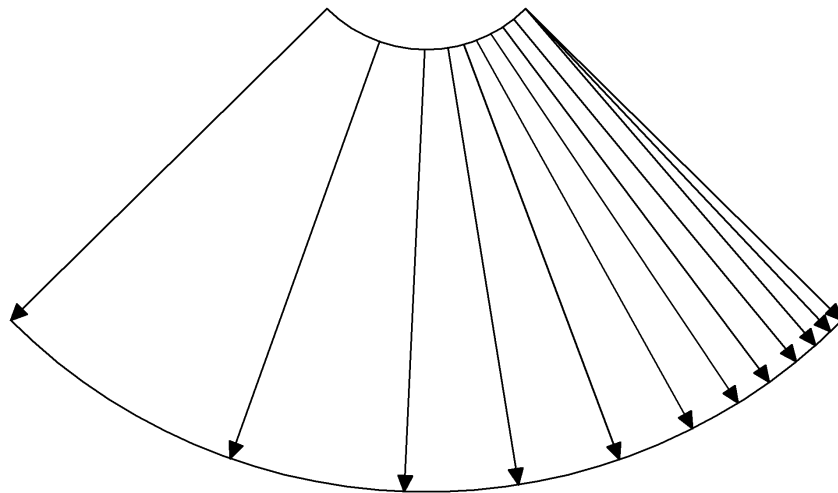
도면6



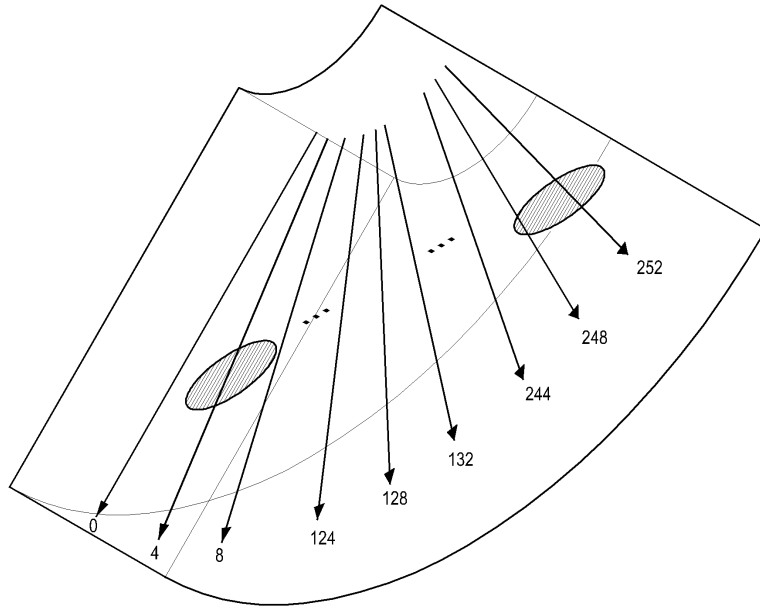
도면7



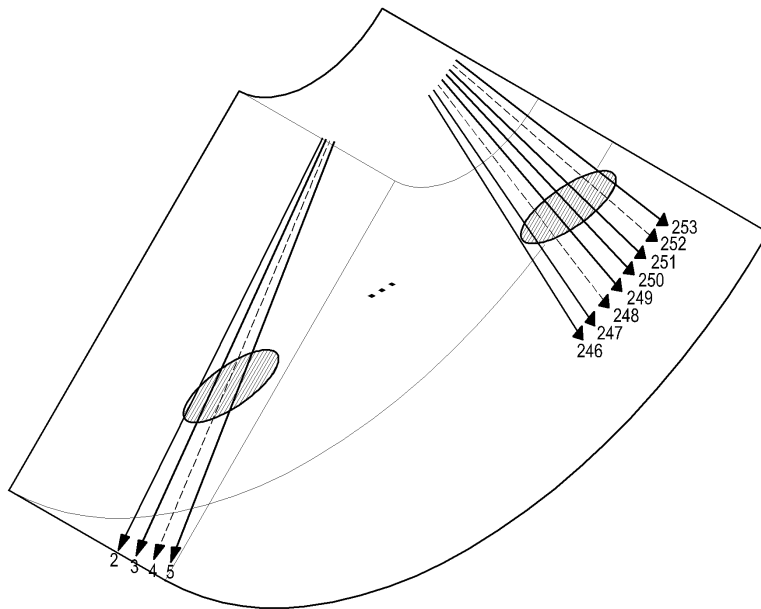
도면8



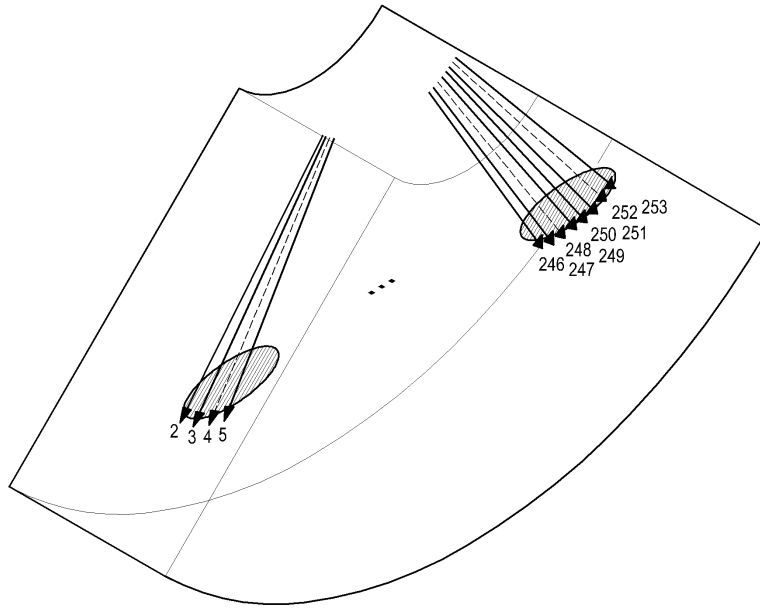
도면9



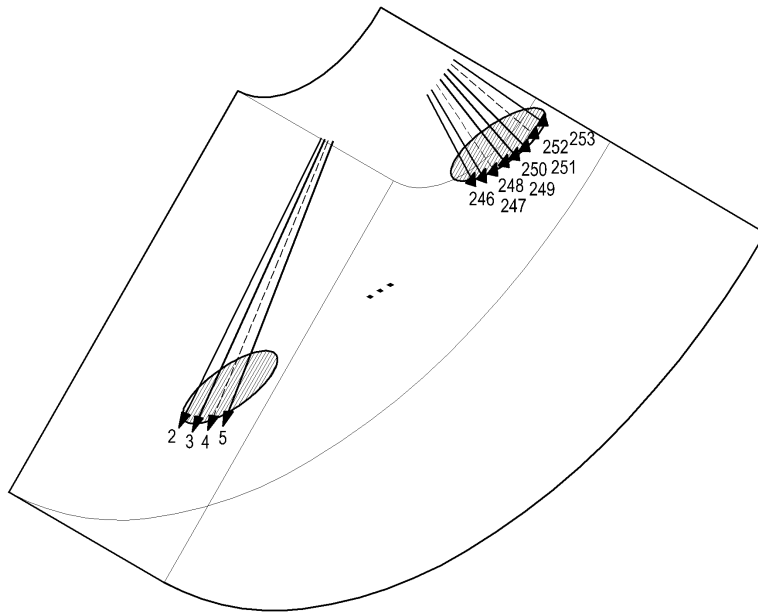
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	自适应彩色多普勒执行方法及其超声诊断系统		
公开(公告)号	KR1020100025102A	公开(公告)日	2010-03-09
申请号	KR1020080083726	申请日	2008-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	HYUN DONG GYU 현동규 KIM JONG SIK 김종식		
发明人	현동규 김종식		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/54 A61B8/585 A61B8/06 A61B8/463 G01S7/52085 G01S15/8979		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR101126851B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种执行自适应彩色多普勒的方法及其超声诊断系统。根据本发明，公开了一种自适应彩色多普勒执行方法，其能够仅在血流（或血管）数据存在的区域中聚焦光束并形成血流（或血管）图像。根据本发明，通过扫描框搜索血流或血管区域，并且通过构造包括搜索区域的扫描线的相邻扫描线来形成自适应帧。自适应帧用于形成和显示彩色多普勒图像。

