



(19) 대한민국특허청(KR)
 (12) 등록특허공보(B1)

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(45) 공고일자

2007년08월28일

(11) 등록번호

10-0752333

(24) 등록일자

2007년08월20일

(21) 출원번호 10-2005-0006436
 (22) 출원일자 2005년01월24일
 심사청구일자 2005년12월30일

(65) 공개번호

10-2006-0085530

(43) 공개일자

2006년07월27일

(73) 특허권자 주식회사 메디슨
 강원 홍천군 남면 양덕원리 114

한국과학기술원
 대전 유성구 구성동 373-1

(72) 발명자 김철안
 경기 용인시 구성읍 보정리 694 연원마을 성원아파트 104-401

나종범
 대전 유성구 전민동 464-1 엑스포아파트 404-506

송영석
 서울 마포구 중동 풍림아파트 101-1302

임정은
 대전 중구 선화동 149-21

양은호
 서울 노원구 중계2동 경남아파트 5-207

유동훈
 광주 북구 두암동 876-11

이재근
 서울 관악구 봉천6동 148-36번지 202호

(74) 대리인 백만기
 주성민

(56) 선행기술조사문현
 KR1020040102038 A

심사관 : 김태훈

전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 3차원 초음파 도플러 이미지의 화질 개선 방법

(57) 요약

본 발명은 하드웨어 장치에 의해 획득한 3차원 도플러 이미지를 후처리(post-processing)를 통해 화질을 향상시키기 위한 3차원 초음파 도플러 이미지의 화질 개선 방법에 관한 것이다. 본 발명에 따르면, 하드웨어 장치를 통해 3차원 도플러 이미지를 획득하는 일련의 과정을 변경시키지 않으면서도, 하드웨어 장치를 통해 획득한 이미지 내에 포함된 잡음을 감소시켜 이미지의 선명도를 높여 향상된 화질의 3차원 초음파 도플러 이미지를 획득함으로써, 초음파 진단에 있어서의 정확성을 높일 수 있다. 본 발명에 따라 획득한 3차원 도플러 이미지는 파워 도플러 이미지 및 칼라 도플러 이미지를 포함한다.

대표도

도 2

특허청구의 범위

청구항 1.

초음파 이미지 처리 방법에 있어서,

- a) 연결성을 이용한 객체분류 알고리즘을 통해, 입력된 초음파 이미지의 대상 객체를 인식하는 단계;
- b) 인식된 대상 객체의 연결성을 이용한 객체 영역을 설정하는 단계;
- c) 상기 객체영역의 복셀 경사도를 이용하여 구조행렬을 계산하는 단계;
- d) 상기 구조행렬로부터 확산행렬을 계산하는 단계; 및
- e) 상기 확산행렬 및 복셀 경사도를 상기 입력된 초음파 이미지에 적용하여 초음파 이미지를 얻는 단계

를 포함하는 초음파 이미지 처리 방법.

청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 c) 단계는,

- c1) 다음의 수학식 1을 통하여 복셀을 경사도- I_x , I_y , I_z 는 x -, y -, z -축으로의 경사도-를 구하고,

(수학식 1)

$$I_x(x, y, z) = \frac{I(x+1, y, z) - I(x-1, y, z)}{2}$$

$$I_y(x, y, z) = \frac{I(x, y+1, z) - I(x, y-1, z)}{2}$$

$$I_z(x, y, z) = \frac{I(x, y, z+1) - I(x, y, z-1)}{2}$$

- c2) 다음의 수학식 2와 같이 표현되는 구조행렬을 구하고,

(수학식 2)

$$\begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_x & I_x I_y & I_x I_z \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_z \\ I_x I_z & I_y I_z & I_z^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_z \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_z \\ I_x I_z & I_y I_z & I_z^2 \end{pmatrix}$$

c3) 다음의 수학식 3과 같이 상기 구조행렬의 고유값을 분해하는 것을 특징으로 하는 초음파 이미지 처리 방법.

(수학식 3)

$$J(I) = (\omega_1 \ \omega_2 \ \omega_3) \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 & 0 \\ 0 & \mu_2 & 0 \\ 0 & 0 & \mu_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_1^T \\ \omega_2^T \\ \omega_3^T \end{pmatrix}$$

-여기서, 고유벡터($\omega_1, \omega_2, \omega_3$)는 경사도를 나타내는 벡터이고, μ_1, μ_2, μ_3 는 고유값-.

청구항 3.

제 2 항에 있어서, 상기 d) 단계는,

상기 고유값을 $\mu_1 \geq \mu_2 \geq \mu_3$ 의 관계가 만들어지도록 변화시켜 수학식 4와 같이 표현되는 확산행렬을 얻는 것을 특징으로 하는 초음파 이미지 처리 방법.

(수학식 4)

$$D(I) = (\omega_1 \ \omega_2 \ \omega_3) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}$$

$$\lambda_1 = \begin{cases} -\alpha, \mu_1 > s \text{인 경우} \\ \alpha \text{그 외의 경우} \end{cases} \quad \lambda_2 = \begin{cases} -\alpha, \mu_2 > s \text{인 경우} \\ \alpha \text{그 외의 경우} \end{cases} \quad \lambda_3 = \begin{cases} -\alpha, \mu_3 > s \text{인 경우} \\ \alpha \text{그 외의 경우} \end{cases}$$

-여기서, α 는 샤프닝(sharpening) 효과를 증가시킬 것인지 스무딩(smoothing) 효과를 증가시킬 것인지를 결정하는 기준값-.

청구항 4.

제 3 항에 있어서,

상기 단계 e)는,

다음의 수학식 5와 같이, 원래의 초음파 이미지(I)와 같이 확산행렬 및 경사도를 적용하여 초음파 이미지(I_t)를 획득하는 것을 특징으로 하되,

(수학식 5)

$$I_t = I + \frac{\partial K_x}{\partial x} + \frac{\partial K_y}{\partial y} + \frac{\partial K_z}{\partial z}$$

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \begin{bmatrix} K_x \\ K_y \\ K_z \end{bmatrix}$$

상기 수학식 5는 다음의 수학식 6과 같이 확산행렬과 경사도 벡터의 곱으로 표현되는 수학식 6에
를 적용하여 얻는 것을 특징으로 하는 초음파 이미지 처리 방법.

(수학식 6)

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \left[D \cdot \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \right]$$

청구항 5.

제 1 항에 있어서,

상기 a) 단계에서 상기 초음파 이미지의 대상객체를 신장으로 인식한 경우, 상기 b) 단계는,

b11) 입력된 초음파 이미지에 제1 임계값을 적용하여 선택이미지를 얻고,

b12) 입력된 초음파 이미지에 상기 제1 임계값과는 다른 제2 임계값을 적용하여 얻은 이미지를 상기 선택 이미지와 비교하여 마커를 생성하고,

b13) 상기 제2 임계값 보다 작은 제3 임계값을 선정하고,

b14) 연결성을 이용하여, 마커와 연결되며 제3 임계값(TH_n) 보다 높은 값을 갖는 복셀까지 영역을 확장시켜 객체의 연결 이미지를 생성하고,

b15) 상기 b4) 단계에서 얻어진 영역들을 크기대로 정렬하는 것을 특징으로 하는 초음파 이미지 처리 방법.

청구항 6.

제 1 항에 있어서,

상기 a) 단계에서 상기 초음파 이미지의 대상객체를 신장으로 인식한 경우, 상기 b) 단계는,

b21) 입력된 초음파 이미지에 제1 임계값을 적용하여 선택이미지를 얻고,

b22) 상기 선택이미지에서 기준 영역보다 크기가 작은 영역을 제거하여 마커를 생성하고,

b23) 상기 마커로부터 제2 임계값까지 영역 확장을 수행하여 객체의 연결 이미지를 생성하는 것을 특징으로 하는 초음파 이미지 처리 방법.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파 영상 분야에 관한 것으로, 보다 상세하게는 하드웨어 장치를 통해 획득한 초음파 이미지에 대해 후처리 과정을 적용하여 초음파 이미지의 화질을 향상시키기 위한 3차원 초음파 도플러 이미지의 화질 개선 방법에 관한 것이다.

최근에, 사용이 편리하고 인체에 해가 없어 초음파를 이용한 진단장치가 진단 의료분야에서 널리 사용되고 있다. 초음파 진단장치는 초음파가 대상체 내의 생체 조직을 통과할 때 발생하는 초음파의 반사, 산란, 흡수 특성을 이용하여 생체 조직의 초음파 이미지를 획득하는 것이다. 산란된 초음파 신호는 산란이 발생하는 생체 조직 경계에서의 음향 임피던스 차이 정보 및 산란체(생체조직)의 운동속도 정보가 포함되어 있다. 대상체로부터 실제로 수신되는 초음파 신호의 강도에 해당하는 산란강도는 음향 임피던스의 차이를 반영하며, 도플러 효과에 의한 초음파 신호의 주파수 편이량은 운동속도, 즉 초음파 빔(beam)의 진행방향에 대한 속도성분을 반영한다.

초음파 신호의 산란강도 및 주파수 편이량을 초음파 이미지 상에 표시하기 위해서는 이들에 해당하는 값을 디지털화해야 한다. 그러나, 대상체로부터 반사된 초음파 신호는 많은 잡음을 포함하고 있기 때문에, 고품질의 초음파 이미지를 획득하기 위해서 초음파의 송신 전력 레벨(level)을 높이거나 대상체 내의 혈액에 조영제를 투입하는 방법이 통상적으로 사용된다. 하지만, 초음파의 송신 전력을 높이는 방법은 대상체의 장기나 조직에 영향을 줄 수 있어 한계가 있으며, 조영제를 투입하는 방법은 대상체 내의 미세 혈관이 손상될 수 있고 조영제 투입에 따른 진단시간이 길어진다는 문제점이 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명은 전술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 조영제를 투입하지 않고 장기나 조직에 영향을 미치지 않는 송신 전력 레벨의 초음파를 대상체로 전송하여, 하드웨어 장치를 통해 획득한 초음파 이미지에 대해 후처리 과정을 적용하여 초음파 이미지의 화질을 향상시키기 위한 3차원 초음파 도플러 이미지의 화질 개선 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

발명의 구성

본 발명의 일 양태에 따른 초음파 이미지 처리 방법은, 연결성을 이용한 객체분류 알고리즘을 통해, 입력된 초음파 이미지의 대상 객체를 인식하는 단계; 인식된 대상 객체의 연결성을 이용한 객체 영역을 설정하는 단계; 상기 객체영역의 복셀 경사도를 이용하여 구조행렬을 계산하는 단계; 상기 구조행렬로부터 확산행렬을 계산하는 단계; 및 상기 확산행렬 및 복셀 경사도를 상기 입력된 초음파 이미지에 적용하여 초음파 이미지를 얻는 단계를 포함한다.

이제, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 설명하기로 한다.

도 1은 초음파 진단 시스템의 구성을 보이는 개략도이다. 본 발명에 이용되는 초음파 진단 시스템은, 초음파 측정부(10), 전단부(front-end)(20), 영상 처리부(30), 후단부(back-end)(40) 및 중앙처리장치(60)로 이루어진다.

상기 초음파 측정부(10)는 초음파 프로브를 포함한다. 초음파 프로브는 다수의 초음파 변환기 어레이를 가지고 있다.

전단부(20)는 송신부(21), 수신부(22) 및 빔포머(23)를 포함한다. 송신부(21)는 빔포머(23)에서 형성된 구동신호를 초음파 측정부(10)의 프로브에 공급하고, 수신부(22)는 프로브로부터 전달된 신호를 수신하여 빔포머(23)에 전달한다. 빔포머(23)는 송신빔 및 수신빔을 형성한다.

영상처리부(30)는 빔포머(23)로부터 입력된 수신빔을 각각 입력받아 영성처리하는 B-모드 처리부(31) 및 칼라 처리부(32)를 포함한다.

후단부(back-end)(40)는 상기 B-모드 처리부(31) 및 칼라 처리부로부터 입력되는 이미지를 스캔 변환(scan converting)하는 디지털 스캔 컨버터(digital scan converter)(41)와 디지털 스캔 컨버터로부터 입력되는 이미지를 디스플레이하는 모니터(42)를 포함한다.

상기 중앙처리장치(60)는 상기 B-모드 처리부(31) 및 칼라 처리부(32)를 제어한다.

도 1에서 도면부호 '50'은 모니터(42)에 디스플레이되는 초음파 영상 이미지를 나타낸다.

본 발명은 3차원 칼라 파워 도플러(color power doppler) 데이터로 표현되는 혈관의 3차원 영상을 개선하기 위한 것으로서, 실린더(cylinder) 형상으로 모델링되는 혈관의 형태적 특징을 이용하여 3차원 영상처리를 한다. 이때, 잡음을 효과적으로 제거하면서 연결성, 경계의 구분 등과 같은 영상의 형태적 특성이 잘 표현되도록, 혈관에 관한 정보는 3차원 스캔 변환(scan conversion)이 되기 전의 데이터를 이용할 수 있다.

본 발명에 따른 3차원 초음파 도플러 이미지의 화질 개선 방법은, 연결성을 이용한 객체 인식 알고리즘을 통해 객체를 인식하고, 객체의 연결성을 이용하여 객체의 영역을 설정하고, 설정된 객체 영역의 복셀 경사도에 근거하여 구조 행렬을 구하고, 구조행렬로부터 확산 행렬을 얻고, 그 확산 행렬을 원래 초음파 이미지에 적용하여 개선된 초음파 이미지를 얻는데 그 특징이 있다.

도 2를 참조하여, 본 발명의 실시예에 따른 3차원 초음파 도플러 이미지의 화질 개선 방법을 설명한다.

먼저, 본 발명에 따른 프로세스는 초음파 진단장치 내의 하드웨어를 통해 획득된 초음파 이미지를 입력 받는다(S100). 전술한 바와 같이 상기 초음파 이미지는 3차원 스캔 변환(scan conversion)이 되기 전의 3차원 칼라 파워 도플러 이미지이다.

초음파 이미지가 입력되면, 입력된 이미지에 포함된 객체들, 즉, 대상체 내의 장기들(internal organs) 각각을 인식하기 위해, 데이터 베이스(data base)에 분류되어 저장된 객체들 각각의 혈관 특성을 근거하여 연결성을 이용한 객체 인식 알고리즘을 통해 객체를 인식한다(S200).

혈관 특성은 해부학적으로 규명된 혈관의 형태학적 특성을 의미한다. 도 3a 및 도 3b는 각각 신장의 2차원 및 3차원 초음파 영상을 보이는 사진이고, 도 4a 및 도 4b는 각각 간의 2차원 및 3차원 초음파 영상을 보이는 사진이다. 도 3a와 도 4a, 도 3b와 도 4b의 비교를 통하여서도 알 수 있듯이 각 객체의 혈관은 형태학적 특성을 가진다. 예로서, 도 3a 및 도 3b에 보이는 신장은, 도 4a 및 도 4b에 보이는 간에 비해 구조적으로 굽은 핏줄과 그로부터 뻗어나오는 많은 잔가지 형태를 가지고 있다.

따라서, 객체인식은 각 객체 혈관의 형태학적 특성에 근거하여, 대상 객체의 종류에 따라 상이한 객체 인식 알고리즘을 이용하여 객체 각각을 인식한다. 이때, 연결성이 이용된다.

연결성은 복셀(voxel) 간의 연결 여부를 나타내는 것이다. 2차원의 경우, 기준 픽셀(reference pixel)의 상, 하, 좌, 우를 조사하여 픽셀 상호간의 연결여부를 결정하는 것을 4-연결성(4-connectivity)이라 하고, 기준 픽셀 상하좌우, 좌측위, 우측위, 좌측아래, 우측아래를 조사하여 픽셀 상호간의 연결여부를 결정하는 것을 8-연결성이라 한다. 3차원의 경우, 6-연결성과 26-연결성으로 구분될 수 있다. 본 발명의 실시예에서는 26-연결성을 선택하여 이용한다.

한편, 앞서 말한 바와 같이, 본 발명에서의 객체 인식은 혈관 특성을 이용하기 때문에, 시술자가 관찰하고자 하는 객체의 연결성을 이용한 객체 인식 알고리즘이 적용된다. 예를 들어, 대상 객체가 신장일 경우에는, 혈관의 특성이 굽고 두꺼우며, 혈관에서 뻗어 나오는 미세혈관이 많이 분포되어 있고, 미세혈관은 작은 값으로 연결되는 특성을 이용한다. 또한, 혈관의 볼륨 크기가 잡음에 비하여 큰 편에 속하는 특성을 이용한다. 즉, 잡음 신호가 크게 뭉쳐져 있지 않아 혈관의 볼륨이 상대적으로 큰 것을 이용한다.

다음으로, 인식된 객체의 연결성을 이용한 객체의 영역 설정을 실시한다(S300). 객체의 영역 설정은 인식된 장기(객체)의 특성에 따라, 개별적인 방법으로 진행될 수 있다. 연결 영역 설정에 대해서는 후술한다.

이어서, 잡음이 제거된 초음파 이미지 내의 모든 복셀(voxel)의 경사도(gradient)를 이용하여 혈관의 3차원 특성에 적합한 구조행렬(structure matrix)을 계산한다(S400). 경사도는 여러 가지 방법으로 구해질 수 있다. 예로서, 이미지 처리에서 일반적으로 이용되는 다음과 같은 방법으로 경사도를 구할 수 있다.

수학식 1

$$I_x(x, y, z) = \frac{I(x+1, y, z) - I(x-1, y, z)}{2}$$

$$I_y(x, y, z) = \frac{I(x, y+1, z) - I(x, y-1, z)}{2}$$

$$I_z(x, y, z) = \frac{I(x, y, z+1) - I(x, y, z-1)}{2}$$

각 복셀에서 각 방향, 즉 x-, y-, z-축으로의 경사도를 I_x, I_y, I_z 라 하면, 구조행렬은 다음의 수학식 2로 표현된다.

수학식 2

$$\begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} I_x & I_y & I_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} I_x^2 & I_x I_y & I_x I_z \\ I_x I_y & I_y^2 & I_y I_z \\ I_x I_z & I_y I_z & I_z^2 \end{pmatrix}$$

한편, 초음파 이미지의 구조행렬에 대해, 잡음에 민감하지 않도록 하기 위하여, 즉 잡음이 어느 정도 있더라도 표현되는 구조가 잡음의 영향을 받지 않도록 하기 위하여 필터링을 실시할 수 있다. 예를 들어, 저역통과 필터인 가우시안 필터링(Gaussian filtering)을 실시하여 고주파 성격의 잡음을 제거할 수 있다. 다음의 수학식 3은 수학식 2와 같은 구조행렬에 가우시안 필터를 적용한 것을 보이고 있다.

수학식 3

$$J_\rho(I) = \begin{pmatrix} K_\rho * I_x^2 & K_\rho * (I_x I_y) & K_\rho * (I_x I_z) \\ K_\rho * (I_x I_y) & K_\rho * I_y^2 & K_\rho * (I_y I_z) \\ K_\rho * (I_x I_z) & K_\rho * (I_y I_z) & K_\rho * I_z^2 \end{pmatrix}$$

여기에서,

$$K_\rho(x, y) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi\rho^2)^3}} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2 + z^2}{2\rho^2}\right)$$

수학식 2 또는 수학식 3의 구조행렬은 고유값 분해(eigenvalue decomposition)를 통해 수학식 4와 같이 표현될 수 있다.

수학식 4

$$J(I) = (\omega_1 \ \omega_2 \ \omega_3) \begin{pmatrix} \mu_1 & 0 & 0 \\ 0 & \mu_2 & 0 \\ 0 & 0 & \mu_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \omega_1^T \\ \omega_2^T \\ \omega_3^T \end{pmatrix}$$

수학식 4와 같이 표현된 구조행렬에서 각 복셀에서의 고유벡터($\omega_1, \omega_2, \omega_3$)는 경사도를 나타내는 벡터가 되고, 그 고유벡터의 크기는 고유값 μ_1, μ_2, μ_3 로 표시된다.

다음으로, 고유값을 $\mu_1 \geq \mu_2 \geq \mu_3$ 의 관계가 만들어지도록 변화시켜 수학식 5와 같이 표현되는 확산행렬(diffusivity matrix)을 얻는다.

수학식 5

$$D(I) = (\varphi_1 \varphi_2 \varphi_3) \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}$$

$$\lambda_1 = \begin{cases} -\alpha, \mu_1 > s \text{인 경우} \\ \alpha \text{그 외의 경우} \end{cases} \quad \lambda_2 = \begin{cases} -\alpha, \mu_2 > s \text{인 경우} \\ \alpha \text{그 외의 경우} \end{cases} \quad \lambda_3 = \begin{cases} -\alpha, \mu_3 > s \text{인 경우} \\ \alpha \text{그 외의 경우} \end{cases}$$

여기서, 이고, 이며, 이다.

여기에서, s 및 α 는 초음파 진단장치의 운영자가 결정하는 기준값으로서 데이터 즉, 칼라파워 도플러 볼륨 데이터에 따라 달라질 수 있다. s 가 작으면 샤프닝(sharpening) 효과가 증가하고, s 가 커지면 스무딩(smoothing) 효과가 증가한다. 확산 행렬의 고유값이 양수가 되면 스무딩(smoothing) 효과가 발생하고 음수가 되면 샤프닝(sharpening) 효과가 발생한다. 고유벡터가 큰 고유값을 갖는다는 것은 복셀의 경사도가 큰 영역을 의미하며, 이러한 영역은 혈관의 안쪽과 바깥쪽의 경계에 해당되는 영역으로 추정할 수 있다. 따라서, 이 영역에서는 혈관의 경계를 뚜렷하게 해주기 위해 샤프닝을 수행한다.

또한, λ 를 μ 의 절대값에 근거하여 결정하는 것은 혈관이 일반적으로 원통형 형상을 가지고 그 원통형의 형상에 따라 혈관 벽을 보다 뚜렷하게 디스플레이하기 위함이다.

도 5a는 구조행렬의 고유벡터와 고유값을 도시한 개략도이며, 도 5b는 상기 구조행렬로부터 얻은 확산행렬의 고유벡터와 고유값을 도시한 개략도이다.

다음으로, 수학식 6에 보이는 바와 같이, 전술한 과정에 따라 얻어진 확산행렬(diffusivity matrix)과 경사도 벡터(gradient vector)의 곱으로 표현되는 벡터의 발산(divergence)을 구하는 과정이 필요하다.

수학식 6

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \left[D \cdot \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \\ I_z \end{pmatrix} \right]$$

수학식 6에서 $\partial I / \partial t$ 는, 필터링된 초음파 이미지(I_t)와 원래의 초음파 이미지(I)의 차이($I_t - I$)로 표현될 수 있다.

$$\frac{\partial I}{\partial t} = \operatorname{div} \begin{bmatrix} K_x \\ K_y \\ K_z \end{bmatrix}$$

따라서, 수학식 6에서

수학식 7

$$I_t = I + \frac{\partial K_x}{\partial x} + \frac{\partial K_y}{\partial y} + \frac{\partial K_z}{\partial z}$$

결국, 수학식 7과 같이 원래의 초음파 이미지에 확산행렬 및 경사도를 적용하여 개선된 화질의 초음파 이미지를 획득한다 (S600).

전술한 과정들의 반복(iteration)을 통하여 원하는 정도의 화질을 얻을 수 있다.

이하, 전술한 단계 'S300'의 인식된 객체의 연결성을 이용한 객체 영역 설정 방법을 상세하게 설명한다.

상기 객체 영역 설정 방법은, 영상을 여러 영역(region)으로 분할하는, 영상분할(segmentation) 방법을 이용한다. 분할된 각 영역간에는 픽셀 또는 복셀을 공유해서는 안되며, 영역내 픽셀 또는 복셀은 연결되어 있어야 한다. 영상 설정은 형태학상의(morphological) 특징을 이용한 영상의 단순화, 마커 선택 및 영역 확대(region growing)를 통한 3단계로 구성된다. 상기 마커는 각 영역을 대표하는 픽셀 또는 복셀의 집합으로서 각 영역을 영상 분할의 결과로 얻어지는 것이다.

도 6은 그레이 스케일(gray scale), 칼라 등 픽셀값의 세기(intensity)와 빈도수의 관계를 보이는 히스토그램을 참조하여, 잡음 제거를 위한 임계값(TH) 설정 방법을 설명한다. 도 6에 보이는 바와 같이, 신호의 성분별로 초음파 이미지의 히스토그램의 분포가 구분된다. 예를 들어, 잡음성분(noise)은 히스토그램의 상대적으로 낮은 영역에 분포하고, 객체성분(organ)은 히스토그램의 높은 영역에 몰려서 분포하여, 두 영역의 경계(L)가 뚜렷하다. 바로 이 경계가 임계값(TH_N)으로 설정된다.

이하, 신장(kidney)의 초음파 이미지로부터 연결 이미지 생성과정으로 개략적으로 도시한 도 7 및 그 과정의 순서도인 8을 참조하여 설명한다.

도 7의 (A)에 보이는 초음파 이미지에 제1 임계값(TH_a)을 적용하여 도 7의 (B)와 같은 선택이미지를 얻는다(S411). 즉, 원래 초음파 이미지에서 제1 임계값(TH_a) 보다 낮은 영역에 분포하는 성분, 즉 잡음 성분을 제거하여 도 7의 (B)와 같은 선택 이미지를 얻는다. 신장의 경우, 선택 이미지는, 굵기가 두꺼운 혈관의 안쪽 영역에 대한 정보 즉, 혈관성분에 해당한다. 이때 1차적으로 제거되는 잡음성분은, 이미지 신호와 완전히 구별되는 잡음뿐만 아니라, 이미지 신호와 완전히 구별되지는 않지만 잡음으로 간주될 수 있는 잡음을 모두 포함할 수 있다.

다음으로, 도 7(A)에 보이는 원래 초음파 이미지에 제2 임계값(TH_b)을 적용하여 얻은 도 7의 (C)와 같은 이미지를 선택 이미지와 비교하여 잡음을 제거한 마커(marker, 영상분할의 결과로 얻어진, 각 영역을 대표하는 복셀의 집합)를 생성한다 (S412). 상기 제2 임계값(TH_b)은 제1 임계값(TH_a)과는 다른 값이다. 상기 제2 임계값(TH_b)은 상기 제1 임계값(TH_a) 보다 작은 것이 바람직하다. 한편, 상기 마커는 미리 설정된 프로그램에 의해 선택된다.

다음으로, 제3 임계값(TH_n)을 설정하고, 전술한 연결성을 이용하여, 마커와 연결되며 제3 임계값(TH_n) 보다 높은 값을 갖는 복셀까지 영역을 확장시켜, 객체의 연결 이미지를 생성한다(S413). 도 7의 (D)는 전술한 과정에 따라 잡음이 제거되어 형성된 객체의 연결 이미지를 보이고 있다. 상기 제3 임계값(TH_n) 역시 특정 히스토그램을 통하여 설정될 수 있으며, 제1 임계값(TH_a) 및 제2 임계값(TH_b)과는 다른 값이다. 보다 바람직하게 제3 임계값(TH_n)은 잡음과 혈관을 구분하기에 충분히 작은 값으로서 제2 임계값(TH_b) 보다 작다.

이어서, 영역 확장 후, 얻어진 영역을 크기대로 정렬한다.

가장 크기가 큰 영역을 도시하고(display), 도시하는 영역의 갯수는 사용자의 선택에 따라 증가시킬 수 있다.

이후, 상기 객체의 연결 이미지로부터 복셀의 경사도를 계산하고, 구조 행렬 및 확산 행렬을 얻는다.

한편, 간의 경우는 초음파 이미지 내에서 혈관 영역의 크기가 잡음 영역의 크기보다 작은 편이다. 또한, 혈관의 안쪽 부분만이 아니라 혈관의 표면쪽에도 칼라 파워 도플러 데이터의 복셀 값이 큰편이다. 또한, B-모드(B-mode) 영상에서는 혈관에 해당되는 부분의 상기 복셀 값은 작은 편이다. 이와 같은 간의 혈관 특징에 따라, 전술한 신장과는 다른 방법으로 연결 이미지 생성이 이루어져야 한다.

이하, 도 9 및 도 10을 참조하여 간(liver)에 관한 초음파 이미지로부터 연결이미지를 생성하는 방법을 설명한다.

도 9의 (A)에 보이는 원래 간의 초음파 이미지에 임계값(TH_a)을 적용하여, 입력된 원래 초음파 이미지로부터 도 9의 (B)와 같은 선택이미지를 생성한다(S421).

다음으로, 선택 이미지에서 기준 영역보다 크기가 작은 영역을 제거하여 도 9의 (C)와 같은 마커를 생성한다(S422). 상기 기준 영역은 사용자가 미리 지정한 값이며, 상기 마커는 프로그램에 의해 선택된다.

다음으로, 마커로부터 임계값(TH_n)까지 영역 확장을 수행하여 객체의 연결 이미지를 생성한다. 이때, 복셀(voxel)의 갯수와 B-모드 이미지에서 임계값(TH_n) 보다 작은 값을 갖는 복셀의 갯수를 세고, 임계값(TH_n) 보다 작은 복셀의 비, 즉 그 퍼센트가 기준 값보다 큰 경우는 상기 임계값(TH_n) 보다 작은 복셀까지 영역을 확장시켜 상기 연결 이미지를 생성한다.

이후, 상기 객체의 연결 이미지로부터 복셀의 경사도를 계산하고, 구조 행렬 및 확산 행렬을 얻는다.

발명의 효과

전술한 바와 같이, 본 발명에 따르면 3차원 초음파 도플러 영상에서 주로 보고자 하는 혈관이 가지는 특성을 이용하여 넓게 퍼져 있는 잡음을 제거할 뿐 아니라 혈관의 모습을 보다 또렷하게 보이도록 하고 신호의 크기가 작아 잘 보이지 않는 부분도 잘 보이도록 한다. 본 발명에 의한 3차원 초음파 도플러 영상에 대한 필터링 방법에 의하면 불필요한 잡음이 제거되고 열확산 공식을 이용하여 스무딩 효과와 샤프닝 효과를 동시에 적용하여 혈관이 보다 뚜렷하게 보이는 효과가 있다. 이와 같이, 잡음이 제거되고 또렷해진 혈관 영상은 보다 정확한 진단에 도움이 될 수 있다.

도면의 간단한 설명

도 1은 초음파 진단 시스템의 구성을 보이는 개략도.

도 2는 본 발명의 실시예에 따른 3차원 초음파 도플러 이미지의 화질 개선 방법을 보이는 순서도.

도 3a 및 도 3b는 각각 신장의 2차원 및 3차원 초음파 영상을 보이는 사진.

도 4a 및 도 4b는 각각 간의 2차원 및 3차원 초음파 영상을 보이는 사진.

도 5a는 구조 행렬의 고유벡터와 고유값을 도시한 개략도.

도 5b는 상기 구조행렬로부터 얻은 확산행렬의 고유벡터와 고유값을 도시한 개략도.

도 6은 픽셀값의 세기(intensity)와 빈도수의 관계를 보이는 히스토그램.

도 7은 신장내 혈관의 연결 이미지 생성 과정을 보이는 개략도.

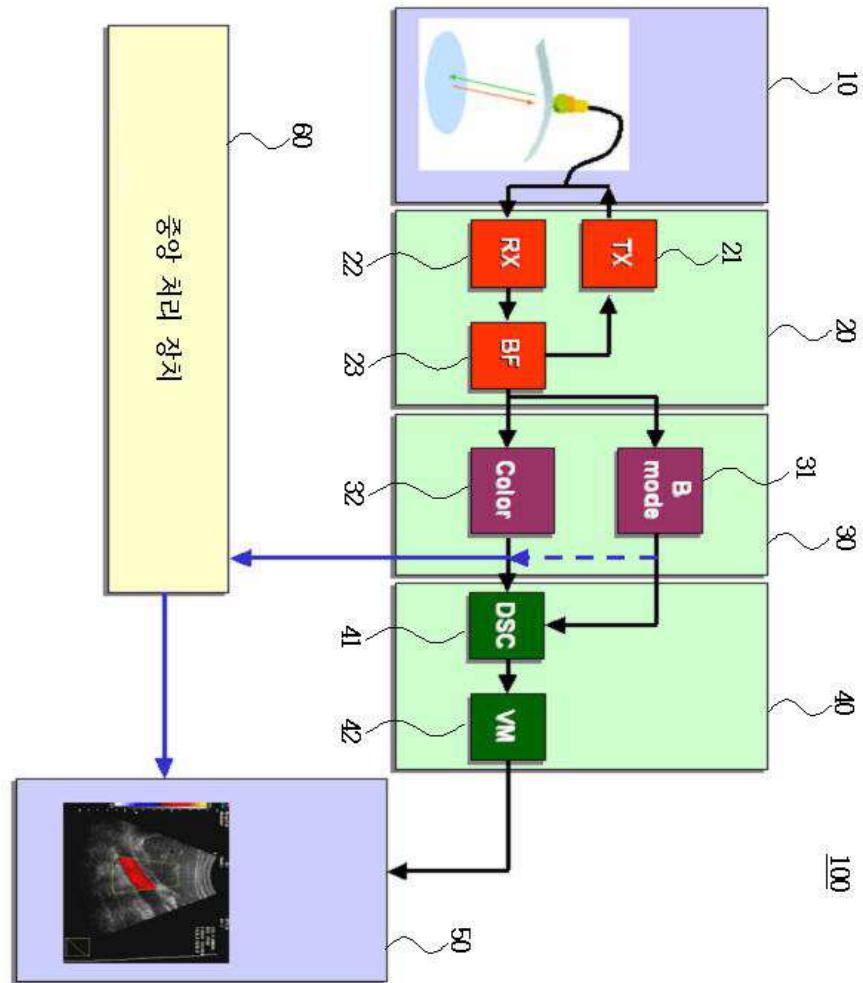
도 8은 신장내 혈관의 연결 이미지 생성 과정을 보이는 순서도.

도 9는 간내의 혈관의 연결 이미지 생성 과정을 보이는 개략도.

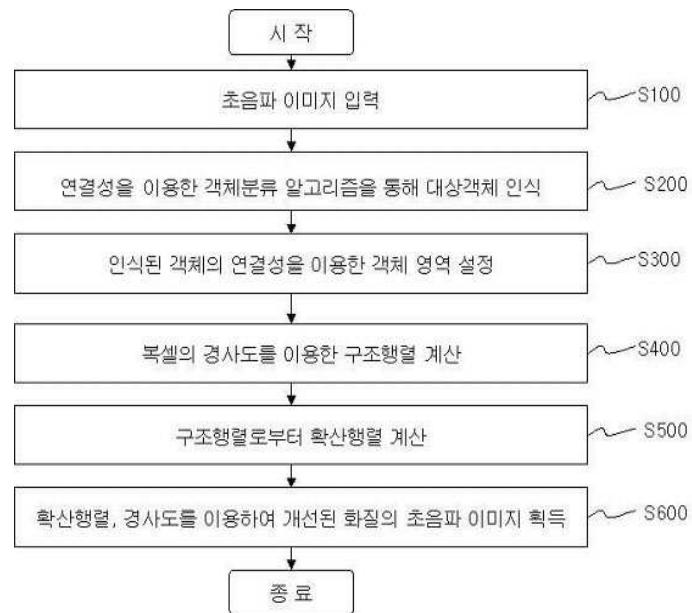
도 10은 간내의 혈관의 연결 이미지 생성 과정을 보이는 순서도.

도면

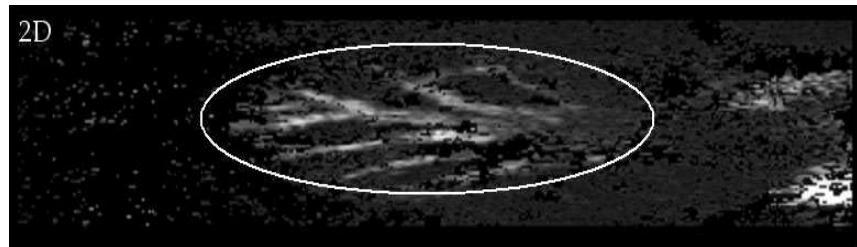
도면1



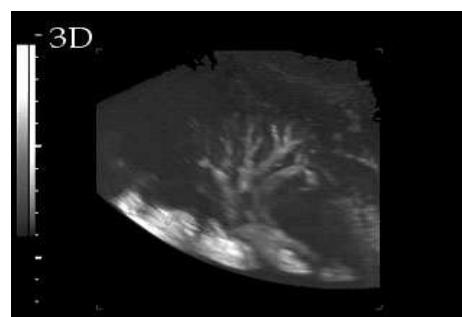
도면2



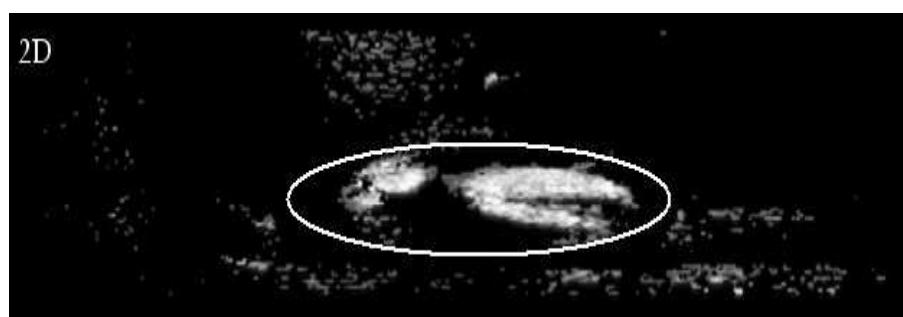
도면3a



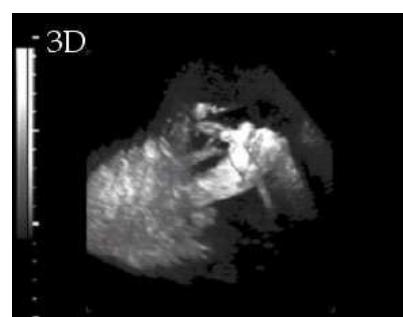
도면3b



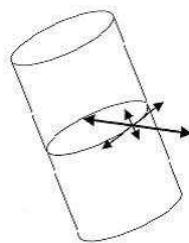
도면4a



도면4b

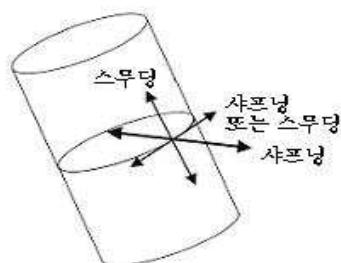


도면5a



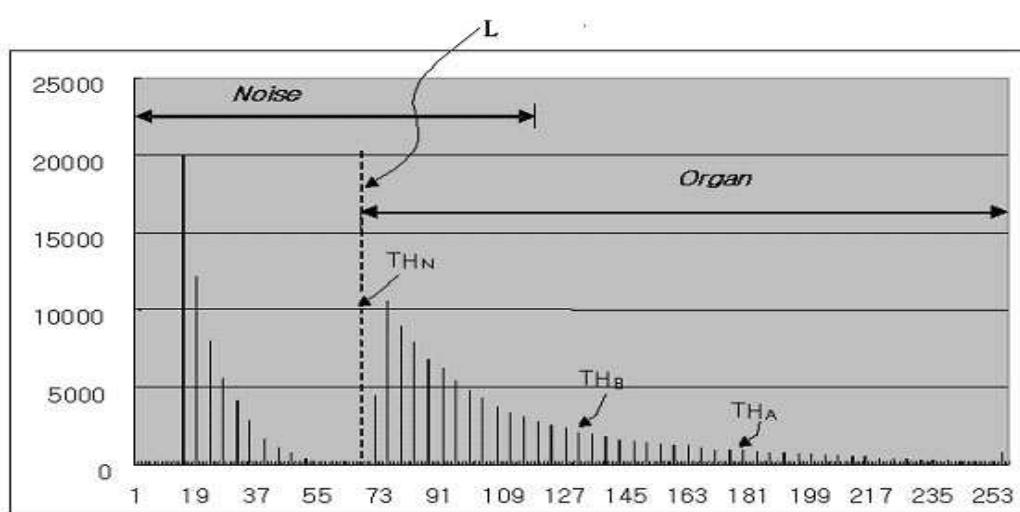
구조행렬

도면5b

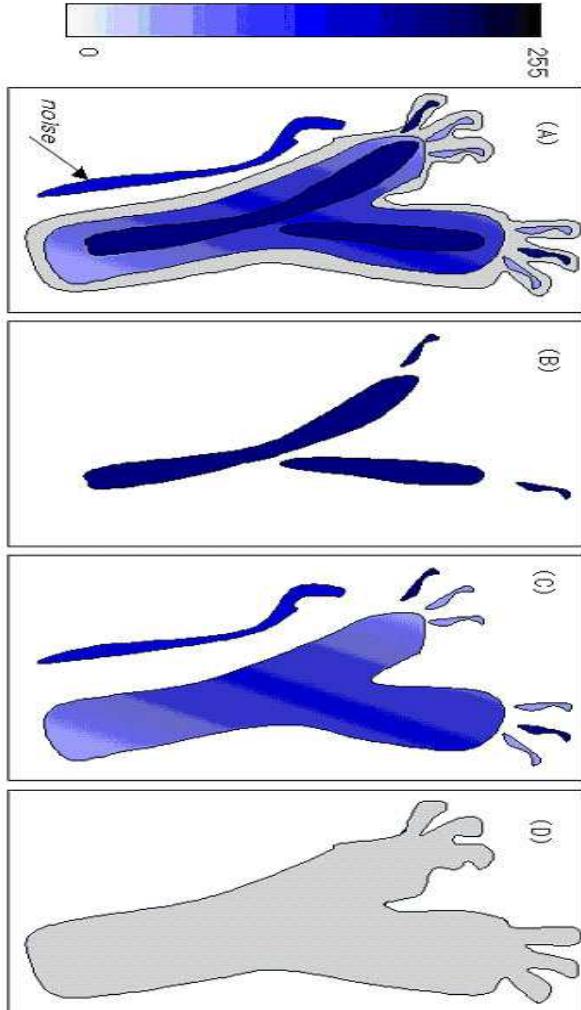


확산행렬

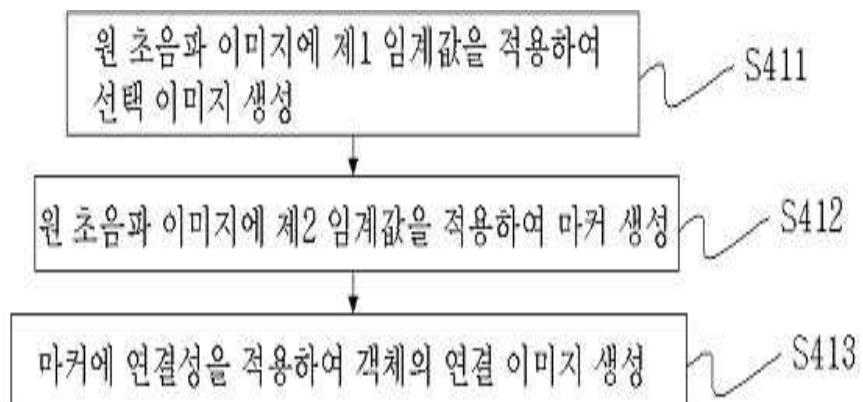
도면6



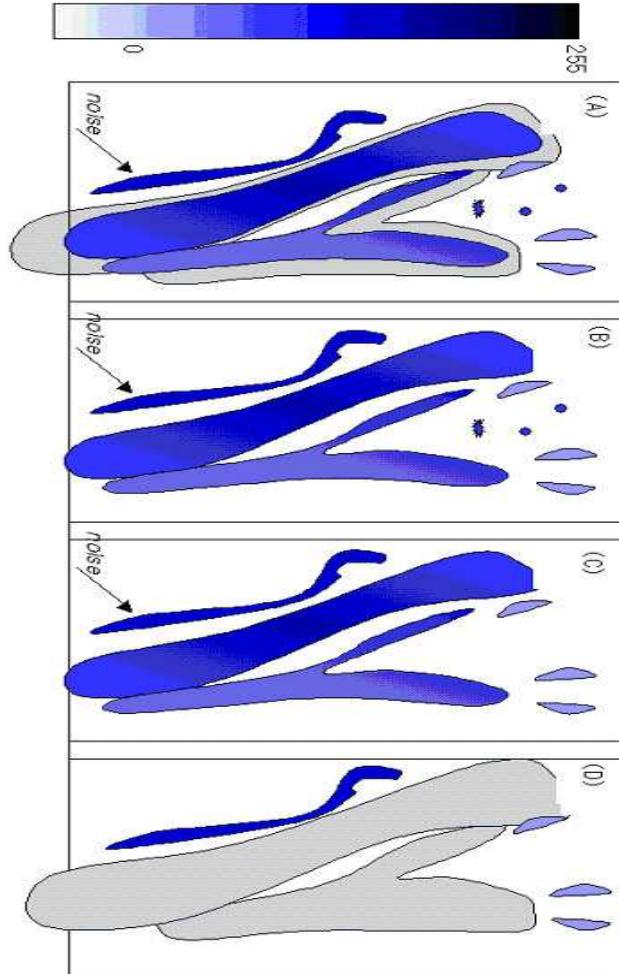
도면7



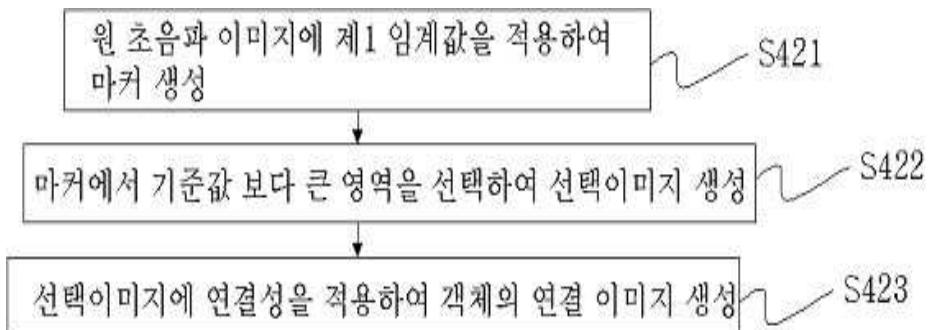
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	如何提高三维超声多普勒图像的图像质量		
公开(公告)号	KR100752333B1	公开(公告)日	2007-08-28
申请号	KR1020050006436	申请日	2005-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社 韩国科学技术院		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司 科学与韩国高等科技研究院		
[标]发明人	KIM CHEOLAN 김철안 RA JONGBEOM 나종범 SONG YOUNGSEUK 송영석 LIM JUNGEUN 임정은 YANG EUNHO 양은호 YU DONGHOON 유동훈 LEE JAEKEUN 이재근		
发明人	김철안 나종범 송영석 임정은 양은호 유동훈 이재근		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 G06T1/00 G06T15/08		
CPC分类号	G06T5/20 G06T5/001 G06K2209/05 G06K9/40 G06T5/002 G06T2207/10136 G06T2207/30101 G06T2207/10024		
代理人(译)	CHU , 晟敏		
其他公开文献	KR1020060085530A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及通过3D超声多普勒图像的后处理(后处理)来改善由硬件设备获得的图像质量3D多普勒图像的清晰度增强方法。根据本发明,减少了通过硬件设备获得的硬件设备不改变获得3D多普勒图像的一系列处理的图像内包含的噪声,并且提高了图像的清晰度,并且提高了3D超声多普勒图像。获得了改善的图像质量。以这种方式,可以增强超声波检查的准确性。根据本发明获得的3D多普勒图像包括功率多普勒图像和彩色多普勒图像。三维超声多普勒图像,图像增强,血管特性,对象类,扩散矩阵,系统矩阵。

