



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0037497
(43) 공개일자 2015년04월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) G06T 17/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-0085306
(22) 출원일자 2014년07월08일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
1020130116899 2013년09월30일 대한민국(KR)

(71) 출원인
삼성메디슨 주식회사
강원도 홍천군 남면 한서로 3366
(72) 발명자
오동훈
서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42 (대치동)
현동규
서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42 (대치동)
김한준
서울특별시 강남구 테헤란로 108로 42 (대치동)
(74) 대리인
리앤목특허법인

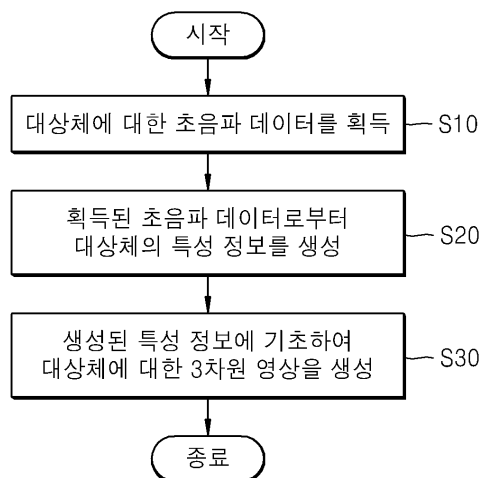
전체 청구항 수 : 총 28 항

(54) 발명의 명칭 **대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 방법 및 장치**

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 방법은 상기 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 단계; 및 상기 획득된 초음파 데이터를 통하여 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계를 포함하고, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 획득된 초음파 데이터의 특성정보가 상이한 부분은 상기 대상체의 3차원 영상이 상이하게 표현되도록 상기 대상체의 3차원 영상을 생성할 수 있다.

대표도 - 도2



명세서

청구범위

청구항 1

대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 방법에 있어서,

상기 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 단계; 및

상기 획득된 초음파 데이터를 통하여 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계를 포함하고,

상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 획득된 초음파 데이터의 특성정보가 상이한 부분은 상기 대상체의 3차원 영상이 상이하게 표현되도록 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 특성정보는 상기 대상체에 대한 영상 특성정보, 물성 정보 및 표면정보 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 대상체의 경면 반사계수, 경면광 지수, 색상 중 적어도 하나를 통해서 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 특성정보에 따라 상기 대상체에 대한 3차원 영상을 렌더링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 생성된 대상체의 3차원 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 장치에 있어서,

상기 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부; 및

상기 획득된 초음파 데이터를 통하여 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고,

상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 획득된 초음파 데이터의 특성정보가 상이한 부분은 상기 대상체의 3차원 영상이 상이하게 표현되도록 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 영상 생성 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 특성정보는 상기 대상체에 대한 영상 특성정보, 물성 정보 및 표면정보 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 10

제 8 항에 있어서, 상기 영상 생성부는 상기 대상체의 경면 반사계수, 경면광 지수, 색상 중 적어도 하나를 통해서 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 11

제 8 항에 있어서, 상기 영상 생성부는 상기 특성정보에 따라 상기 대상체에 대한 3차원 영상을 렌더링하여 상기 대상체에 대한 3차원 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 12

제 8 항에 있어서, 상기 생성된 3차원 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 13

제8항에 있어서, 상기 영상 생성부는, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 15

대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 방법에 있어서,
상기 대상체에 대한 의료영상 데이터를 획득하는 단계; 및
상기 획득된 의료영상 데이터에 기초하여 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 17

제15항에 있어서, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계는,
시선 벡터의 경로에 있는 복셀들 중 화면에 표시할 대표 복셀을 산출하는 단계;
표면 법선 벡터를 계산하는 단계;
상기 표면 법선 벡터를 통하여 반사광 벡터를 계산하는 단계;
상기 대상체의 색상, 광원에 대한 반사 계수, 경면광 지수를 생성하는 단계;
상기 반사광 벡터, 상기 대상체의 색상, 상기 광원에 대한 반사 계수, 상기 경면광 지수 중 적어도 하나를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 18

제15항에 있어서, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계는,
대상체와 화면에 대한 깊이맵을 추출하는 단계;
깊이맵에 대하여 표면 법선 벡터를 계산하는 단계;
상기 표면 법선 벡터를 통하여 반사광 벡터를 계산하는 단계;
상기 대상체의 색상, 광원에 대한 반사 계수, 경면광 지수를 생성하는 단계;

상기 반사광 벡터, 상기 대상체의 색상, 상기 광원에 대한 반사 계수, 상기 경면광 지수 중 적어도 하나를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 19

제15항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 반사광 렌더링을 포함하는 복수의 렌더링을 통하여 생성되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 20

제15항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 21

제15항에 있어서, 상기 의료영상 데이터는 초음파 진단장치, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너 또는 MRI(Magnetic Resonance Image) 장치를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상 데이터인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 22

대상체의 3차원 의료 영상을 생성하기 위한 장치에 있어서,

상기 대상체에 대한 의료영상 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부; 및

상기 획득된 의료영상 데이터에 기초하여 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 23

제22항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 24

제22항에 있어서, 상기 영상 생성부는,

상기 대상체의 색상, 광원에 대한 반사 계수, 경면광 지수를 장치의 외부에서 입력을 받거나 또는 내부적으로 계산하고, 상기 상기 대상체의 색상, 상기 광원에 대한 반사 계수, 상기 경면광 지수 중 적어도 하나를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 25

제22항에 있어서, 상기 영상 생성부는,

상기 대상체와 화면에 대한 깊이맵을 추출하여, 반사광 벡터를 계산하고, 상기 반사광 벡터를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 26

제22항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 27

제22항에 있어서, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 반사광 렌더링을 포함하는 복수의 렌더링을 통하여 생성되는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 28

제22항에 있어서, 상기 의료영상 데이터는 초음파 진단장치, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너 또는 MRI(Magnetic Resonance Image) 장치를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상 데이터인 것을 특징으로 하는 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 방법 및 장치에 관한 것으로, 더욱 특정하게는 대상체에 대한 3차원 의료 영상을 생성하기 위한 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 진단 장치는 대상체의 체표로부터 체내의 소정 부위를 향하여 초음파 신호를 전달하고, 체내의 조직에서 반사된 초음파 신호의 정보를 이용하여 연부조직의 단층이나 혈류에 관한 이미지를 얻는 것이다.

[0003] 이러한 초음파 진단 장치는 대상체에 대한 정보를 실시간으로 표시 가능하다는 이점이 있다. 또한, 초음파 진단 장치는, X선 등의 피폭이 없어 안정성이 높은 장점이 있어, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너, MRI(Magnetic Resonance Image) 장치, 핵의학 진단장치 등의 다른 화상 진단장치와 함께 널리 이용되고 있다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0004] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 방법은 상기 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 단계; 및 상기 획득된 초음파 데이터를 통하여 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계를 포함하고, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 획득된 초음파 데이터의 특성정보가 상이한 부분은 상기 대상체의 3차원 영상이 상이하게 표현되도록 상기 대상체의 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[0005] 예를 들어, 상기 특성정보는 상기 대상체에 대한 영상 특성정보, 물성 정보 및 표면정보 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0006] 예를 들어, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는 상기 대상체의 경면 반사계수, 경면광 지수, 색상 중 적어도 하나를 통해서 상기 대상체의 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[0007] 예를 들어, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 특성정보에 따라 상기 대상체에 대한 3차원 영상을 렌더링하는 단계를 포함할 수 있다.

[0008] 예를 들어, 상기 생성된 대상체의 3차원 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0009] 예를 들어, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성될 수 있다.

[0011] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 장치는, 상기 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부; 및 상기 획득된 초음파 데이터를 통하여 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고, 상기 대상체의 3차원 영상을 생성하는 단계는, 상기 획득된 초음파 데이터의 특성정보가 상이한 부분은 상기 대상체의 3차원 영상이 상이하게 표현되도록 상기 대상체의 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[0012] 예를 들어, 상기 특성정보는 상기 대상체에 대한 영상 특성정보, 물성 정보 및 표면정보 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.

[0013] 예를 들어, 상기 영상 생성부는 상기 대상체의 경면 반사계수, 경면광 지수, 색상 중 적어도 하나를 통해서 상기 대상체의 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[0014] 예를 들어, 상기 영상 생성부는 상기 특성정보에 따라 상기 대상체에 대한 3차원 영상을 렌더링하여 상기 대상체에 대한 3차원 영상을 생성할 수 있다.

[0015] 예를 들어, 상기 생성된 3차원 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함할 수 있다.

[0016] 예를 들어, 상기 영상 생성부는, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성할 수 있다.

- [0017] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성될 수 있다.
- [0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 3차원 영상을 생성하기 위한 방법은 상기 대상체에 대한 의료영상 데이터를 획득하는 단계; 및 상기 획득된 의료영상 데이터에 기초하여 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계를 포함 할 수 있다.
- [0019] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상을 디스플레이하는 단계를 더 포함 할 수 있다.
- [0020] 예를 들어, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계는, 시선 벡터의 경로에 있는 복셀들 중 화면에 표시할 대표 복셀을 산출하는 단계; 표면 법선 벡터를 계산하는 단계; 상기 표면 법선 벡터를 통하여 반사광 벡터를 계산하는 단계; 상기 대상체의 색상, 광원에 대한 반사 계수, 경면광 지수를 생성하는 단계; 상기 반사광 벡터, 상기 대상체의 색상, 상기 광원에 대한 반사 계수, 상기 경면광 지수 중 적어도 하나를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0021] 예를 들어, 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 단계는, 대상체와 화면에 대한 깊이맵을 추출하는 단계; 깊이맵에 대하여 표면 법선 벡터를 계산하는 단계; 상기 표면 법선 벡터를 통하여 반사광 벡터를 계산하는 단계; 상기 대상체의 색상, 광원에 대한 반사 계수, 경면광 지수를 생성하는 단계; 상기 반사광 벡터, 상기 대상체의 색상, 상기 광원에 대한 반사 계수, 상기 경면광 지수 중 적어도 하나를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0022] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 반사광 렌더링을 포함하는 복수의 렌더링을 통하여 생성되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0023] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0024] 예를 들어, 상기 의료영상 데이터는 초음파 진단장치, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너 또는 MRI(Magnetic Resonance Image) 장치를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상 데이터인 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0025] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 3차원 의료 영상을 생성하기 위한 장치는 상기 대상체에 대한 의료영상 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부; 및 상기 획득된 의료영상 데이터에 기초하여 상기 대상체에 대한 반사광 효과를 갖는 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함 할 수 있다.
- [0026] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상을 디스플레이하는 디스플레이부를 더 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0027] 예를 들어, 상기 영상 생성부는 상기 대상체의 색상, 광원에 대한 반사 계수, 경면광 지수를 장치의 외부에서 입력을 받거나 또는 내부적으로 계산하고, 상기 상기 대상체의 색상, 상기 광원에 대한 반사 계수, 상기 경면광 지수 중 적어도 하나를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0028] 예를 들어, 상기 영상 생성부는 상기 대상체와 화면에 대한 깊이맵을 추출하여, 반사광 벡터를 계산하고, 상기 반사광 벡터를 통하여 상기 영상에 포함된 하나의 점에 대한 색상을 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0029] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 복수의 광원에 의하여 생성되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0030] 예를 들어, 상기 반사광 효과를 갖는 영상은 반사광 렌더링을 포함하는 복수의 렌더링을 통하여 생성되는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0031] 예를 들어, 상기 의료영상 데이터는 초음파 진단장치, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너 또는 MRI(Magnetic Resonance Image) 장치를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상 데이터인 것을 특징으로 할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0032] 도 1은 대상체에 대한 초음파 영상 및 3차원 렌더링 영상을 나타낸다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 생성하기 위한 방법을 나타낸 순

서도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 공간 주파수인 것을 도시한다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 영상 강도인 것을 도시한다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 영상 히스토그램인 것을 도시한다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 동시발생 행렬인 것을 도시한다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 국부 이진 패턴인 것을 도시한다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 균일성인 것을 도시한다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 렌더링하고, 디스플레이하는 방법을 나타낸 순서도이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 방법을 나타낸 순서도이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따라 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 방법을 나타낸 순서도이다.

도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따라 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 방법을 나타낸 순서도이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 생성하기 위한 장치를 나타낸 블록도이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 장치를 나타낸 블록도이다.

도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따라 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 장치를 나타낸 블록도이다.

도 16 및 도 17은 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 특성정보 중 반사광 효과를 설명하기 위한 도면이다.

도 18은 도 16 및 도 17의 초음파 영상을 얻기 위한 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 19은 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 경면광 지수에 따라서 각각 다르게 반영된 영상을 나타낸 도면이다.

도 20은 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 경면광 지수에 따라서 각각 다르게 반영된 영상을 나타낸 도면이다.

도 21은 경면광 지수 및 경면 반사 계수에 따른 영상의 변화를 나타내기 위한 도면이다.

도 22은 본 발명의 일 실시예에 따른 광원이 2개인 경우의 반사광 효과를 나타내는 초음파 영상을 나타낸 도면이다.

도 23는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 반사광 효과 렌더링 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 24은 법선 벡터를 통하여 반사광 벡터를 계산하는 방법을 도시하기 위한 도면이다.

도 25는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 반사광 효과 렌더링 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 26는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 반사광 효과 렌더링 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 27 내지 도 29는 대상체의 표면정보를 산출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0033] 본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.

[0034] 본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있

다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

- [0035] 명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에 기재된 "...부", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어 또는 소프트웨어로 구현되거나 하드웨어와 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0036] 명세서 전체에서 "초음파 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미한다. 대상체는 신체의 일부를 의미할 수 있다. 예를 들어, 대상체에는 간이나, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기나, 태아 등이 포함될 수 있는 것이다.
- [0037] 명세서 전체에서 "의료 영상"이란 초음파를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상 뿐만 아니라, X선 진단장치, CT(Computerized Tomography) 스캐너, MRI(Magnetic Resonance Image) 장치, 핵의학 진단장치를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미할 수 있다.
- [0038] 명세서 전체에서 "사용자"는 의료전문가로서 의사, 간호사, 임상병리사, 의료영상 전문가 등이 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0039] 명세서 전체에서 "복셀"은 3차원 이미지 영상의 최소 단위를 의미 할 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0040] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0041] 도 1은 대상체에 대한 초음파 영상 및 3차원 렌더링 영상을 나타낸다.
- [0042] 초음파 3D 기능은 최근까지 태아 진단을 위해서 사용되어 왔으나, 최근 들어 실제로 내시경을 사용하지 않고도, 내시경을 통한 소화기관 촬영과 같은 효과를 낼 수 있도록 하는 기술로 발전하고 있다.
- [0043] 예를 들어, 초음파 3D 기능을 이용하면, 위장 등을 포함하는 소화 기관의 초음파 데이터와 3차원 볼륨 렌더링 기법 등을 이용하여 소화 기관의 내부 구조를 쉽게 파악할 수 있다.
- [0044] 그러나, 이와 같은 초음파 3D 기능은 대상체의 초음파 영상에 나타난 구조 정보만을 이용하여 3차원 볼륨 렌더링을 수행하므로, 대상체에 대한 특성 (예를 들어, 질감) 등을 정확히 표현할 수 없다는 문제점이 있다.
- [0045] 예를 들어, 도 1에 도시된 바와 같이, 대상체(예컨대, 환자의 위장)에 침전물(20)(예컨대, 위장에 붙은 국수 다발 등)이 있는 경우, 침전물(20)은 초음파 영상(10)에서 주변 조직들 보다 어둡거나 밝게 나타날 수 있다. 침전물(20)에 대한 정밀한 관찰을 위하여 초음파 영상(10)에서 소정의 영역(11)을 선택하고, 선택된 영역에 대하여 렌더링을 수행한다면, 대상체 내의 침전물(20)은 렌더링된 영상(30)에서 마치 용종(polyp)(31)처럼 나타날 수 있다.
- [0046] 이러한 방법에 따르면 대상체의 조직, 침전물(20)의 속성을 간과한 채, 대상체의 구조 정보만을 이용하여 렌더링을 수행하므로 침전물(20)을 마치 용종처럼 렌더링하는 오류가 발생할 수 있고, 이에 따라 사용자는 잘못된 임상 판단을 내릴 수도 있다.
- [0047] 대상체의 2차원(2D) 초음파 영상에서 침전물(20) 등은 주변 조직에 비하여 상이한 밝기와 질감을 가질 수 있으므로, 본 발명의 일 실시예에 따라 침전물(20) 등이 포함된 대상체의 특성에 기초하여 3차원 볼륨 렌더링을 수행함으로써 사용자에게 대상체에 대한 특성이 반영된 3차원 영상을 제공할 수 있다.
- [0048] 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 영상 생성 장치 또는 방법은 획득된 초음파 데이터를 통하여 대상체의 3차원 영상을 생성하는 경우, 획득된 초음파 데이터의 특성정보가 상이한 부분은 대상체의 3차원 영상이 상이하게 표현되도록 대상체의 3차원 영상을 생성할 수 있다. 예를 들어, 도 1에서 침전물(20)이 주변 조직과 다르게 특성 정보를 가진다면, 3차원 영상에서도 침전물(20)이 주변 조직과 다르게 표현될 수 있다.
- [0049] 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 영상 생성 장치 또는 방법은 초음파 데이터의 특성정보가 상이하다면, 대상

체의 3차원 영상이 상이할 수 있다. 여기서 특성정보는 영상 특성 정보, 물성 정보 및 표면 정보 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 특성정보에 대해서는 이하에서 구체적으로 설명한다.

- [0050] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 생성하기 위한 방법을 나타낸 순서도이다.
- [0051] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 생성하기 위한 방법은, 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 단계(S10), 획득된 초음파 데이터로부터 대상체의 특성정보를 생성하는 단계(S20) 및 생성된 특성정보에 기초하여 대상체에 대한 3차원 영상을 생성하는 단계(S30)를 포함할 수 있다.
- [0052] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 데이터는 초음파가 조사된 대상체로부터 수신되는 초음파 응답 신호를 포함할 수 있다. 이러한 초음파 응답 신호는 아날로그 신호 및 디지털 신호 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0053] 예를 들어, 초음파 데이터는 복셀(voxel) 단위로 표현될 수 있는 대상체로부터 획득된 초음파 응답 신호를 포함할 수 있다. 다시 말해서, 초음파 데이터는 프로브를 통하여 대상체를 향하여 송신된 초음파가 대상체를 거쳐 다시 프로브로 되돌아 오는 응답 초음파의 진폭 및 위상 값을 포함할 수 있다.
- [0054] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 특성(attribute) 정보는 대상체에 대한 영상 특성정보, 대상체의 물성 정보, 대상체의 표면정보 등을 포함할 수 있다.
- [0055] 영상 특성정보는 대상체에 대한 초음파 영상의 공간 주파수, 영상 강도(image intensity), 영상 히스토그램, 동시발생 행렬(co-occurrence matrix), 국부 이진 패턴(Local Binary Pattern), 균일성(homogeneity)과 같은 초음파 영상의 특성정보 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0056] 대상체의 균일성은 대상체에 포함된 적어도 하나의 입자의 크기, 모양의 변화 정도를 의미한다. 예를 들어, 대상체에 포함된 적어도 하나의 입자(또는 조직)의 크기 또는 모양이 다양하다면, 대상체의 균일성은 없거나 매우 낮게 된다. 또한, 대상체에 포함된 적어도 하나의 입자(또는 조직)의 크기 또는 모양이 동일하다면, 대상체는 매우 높은 균일성을 갖고 있음을 의미한다.
- [0057] 대상체의 물성 정보는 강도(strength), 경도(hardness), 탄성(elasticity), 소성(plasticity), 점성(viscosity), 밀도(density), 연성(ductile), 취성(brittleness), 전성(malleability), 강성(rigidity) 및 인성(toughness)과 같은 대상체의 물리적인 성질을 나타내는 정보를 포함할 수 있다.
- [0058] 대상체의 표면정보는 '매끄럽다', '울퉁불퉁하다', '거칠다', '부드럽다' 등과 같이 사람의 촉감 인지 기관을 통하여 느낄 수 있는 대상체의 표면적인 성질을 나타내기 위한 정보를 포함할 수 있다.
- [0059] 또한, 대상체의 표면정보는 밝음과 어두움의 대비, '전체 바탕과 소정의 물건 간의 분리 또는 구분' 등과 같이 사람의 시각 기관을 통하여 느낄 수 있는 대상체의 시각적 또는 입체적 성질을 나타내기 위한 정보를 포함할 수 있다.
- [0060] 대상체의 특성(attribute) 정보는 영상을 구성하는 각각의 픽셀에 대한 정보일 수 있고, 영상을 구성하는 하나 이상의 영역 각각에 대한 정보 일 수 있다. 또한, 대상체의 특성(attribute) 정보는 영상의 프레임에 대한 정보를 의미할 수 있다.
- [0061] 대상체에 대한 초음파 영상은 B 모드(brightness mode) 영상, C 모드(color mode) 영상, D 모드(Doppler mode) 영상 중 적어도 하나일 수 있다. 또한, 본 발명의 일 실시예에 의하면, 초음파 영상은 대상체에 대한 2차원 영상 또는 3차원 영상일 수도 있다.
- [0062] 본 발명의 일 실시예에 따라 획득된 초음파 데이터로부터 특성정보를 추출하는 단계(S20)는, 초음파 응답 신호에 따라 생성된 초음파 영상에 기초하여 공간 주파수, 영상 강도, 영상 히스토그램, 동시발생 행렬, 국부 이진 패턴 및 균일성 중 하나를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0063] 본 발명의 일 실시예에 따라 획득된 초음파 데이터로부터 특성정보를 추출하는 단계(S20)는, 영상 특성정보를 분석하는 단계 및 분석 결과에 기초하여 대상체의 특성정보를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0064] 영상 특성정보의 분석 및 결정과 관련해서는 이하의 도 3 내지 도 8을 참조하여 후술한다.
- [0065] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 공간 주파수인 것을 도시한다.
- [0066] 공간 주파수는 영상을 나타낸 화면 상에서 가로 또는 세로 방향으로 픽셀 값이 변화하는 비율을 나타내기 위한 개념이다. 예를 들어, 픽셀 값이 천천히 변화(또는 픽셀 값이 거의 변화 없음) 하거나 영상에 포함된 객체들의

상관도가 높을 때 공간 주파수가 낮다. 이와 반대로, 픽셀 값의 변화가 극심(또는 에지(edge)와 같이 픽셀 값의 변화가 불연속적임)하거나 영상에 포함된 객체들의 상관도가 낮을 때 공간 주파수가 높다.

- [0067] 대상체의 초음파 영상(40 또는 50)은 도 3에 도시된 바와 같이 획득될 수 있다. 또한, 대상체의 초음파 영상(40 또는 50)은 도 1에서와 같이 대상체의 초음파 영상(10) 중 일부(예컨대, 소정의 선택된 영역(11)에 상응하는 부분)에 대한 초음파 영상일 수 있다.
- [0068] 예를 들어, 대상체의 조직(41, 42, 43)의 크기는 각각 상이할 수 있다. 여기서, 조직은 대상체를 이루는 생체 기관의 입자 또는 침전물의 입자 등을 지칭할 수 있다. 대상체에는 가장 큰 조직(42), 중간 크기의 조직(43) 및 가장 작은 조직(41)이 포함되어 있을 수 있다. 또한, 대상체의 조직(41, 42, 43)의 모양도 각각 상이할 수 있다.
- [0069] 또한, 대상체의 조직(41, 42, 43)의 밝기 값도 각각 상이할 수 있다. 예컨대, 대상체는 초음파 영상(40 또는 50)상에서 가장 밝게 나타나는 조직(43), 중간 밝기를 나타내는 조직(42) 및 가장 어둡게 나타나는 조직(41)을 포함할 수 있다. 조직의 깊이, 밀도, 탄성력 등에 따라 상이한 초음파 응답 신호가 생성될 수 있으므로, 상이한 조직은 상이한 밝기 값을 나타낼 수 있다. 예를 들면, 가장 깊은 곳에 위치한 조직(41)은 가장 어둡게 나타날 수 있다. 다시 말해서, 조직의 깊이가 깊어질수록 밝기 값이 점점 작게 나타날 수 있다.
- [0070] 제 1 초음파 영상(40)의 위로부터 k번째에 위치한 라인에 포함된 복수개의 픽셀들의 밝기 값은 도 3에서와 같이 픽셀의 진폭 값으로서 표현될 수 있다. 예를 들어, 중간 밝기를 나타내는 조직(42)은 0.5의 픽셀 진폭 값으로서 표현될 수 있다. 또한, 가장 어둡게 나타나는 조직(41)은 -1의 픽셀 진폭 값으로서 표현될 수 있다.
- [0071] 또한, 제 1 초음파 영상(40)과 상응하게 제 2 초음파 영상(50)의 위로부터 k번째에 위치한 라인에 포함된 복수개의 픽셀들의 밝기 값도 픽셀의 진폭 값으로서 표현될 수 있다. 제 2 초음파 영상(50)에는 동일한 크기, 동일한 밝기 값을 갖는 조직(51)이 포함되어 있다. 따라서, k번째 라인을 따라 밝기 값을 나타내면 도 3에 도시된 바와 같이 1의 픽셀 진폭 값을 갖도록 표현될 수 있다.
- [0072] 동일한 k번째 라인을 따른 픽셀의 밝기 값은 제 1 초음파 영상(40)과 제 2 초음파 영상(50)에서 상이한 양상을 나타낸다. 다시 말해서, 제 1 초음파 영상(40)에서는 픽셀 진폭 값(또는 픽셀의 밝기 값)이 -1에서부터 0.5까지 다양하게 변화하는데 비하여, 제 2 초음파 영상(50)에서는 픽셀 진폭 값이 0에서부터 1까지 변화할 뿐이다.
- [0073] 전술한 예에서 제 1 초음파 영상(40)은 픽셀 진폭 값의 변화가 많으므로, 공간 주파수가 높다고 결정될 수 있다. 다시 말해서, 제 1 초음파 영상(40)에 포함된 조직(41, 42, 43)들의 상관도는 낮으며, 따라서 제 1 초음파 영상(40)의 대상체는 '울퉁불퉁'하거나 '거친' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0074] 또한, 제 1 초음파 영상(40)에 비하여 제 2 초음파 영상(50)은 픽셀 진폭 값의 변화가 거의 없으므로, 공간 주파수가 낮다고 결정될 수 있다. 다시 말해서, 제 2 초음파 영상에 포함된 객체(예컨대, 조직(51))들의 상관도는 매우 높으며, 그러므로 제 2 초음파 영상(50)의 대상체는 '매끄러운' 또는 '부드러운' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0075] 전술한 바와 같이, 특성정보로서 초음파 영상의 공간 주파수가 추출될 수 있고, 이러한 공간 주파수에 기초하여 대상체의 특성정보가 결정(또는 획득)될 수 있다.
- [0076] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 영상 강도인 것을 도시한다.
- [0077] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 강도(image intensity)는 대상체에 대한 초음파 영상의 복수개의 픽셀들의 밝기 값으로서 표현될 수 있다.
- [0078] 도 4에서와 같이 상이한 범위(예컨대, 제 1 구간(401) 내지 제 3 구간(403))에 포함된 밝기 값들을 갖는 복수개의 조직들(41 내지 43)이 제 1 초음파 영상(40)에서 나타날 수 있다. 또한, 동일한 범위(예컨대, 제 3 구간(403))의 밝기 값을 갖는 조직(51)이 제 2 초음파 영상(50)에서 나타날 수 있다.
- [0079] 다시 말해서, 제 1 초음파 영상(40)에서는 제 1 구간(예컨대, 어두운 구간)(401)에 포함된 밝기 값을 갖는 조직(41), 제 2 구간(예컨대, 중간 밝기 구간)(402)에 포함된 밝기 값을 갖는 조직(42) 및 제 3 구간(예컨대, 밝은 구간)(403)에 포함된 밝기 값을 갖는 조직(43)을 포함하므로, 제 1 초음파 영상(40)에 포함된 조직들(41 내지 43)은 이종의 조직들이라고 결정될 수 있다. 또한, 조직들(41 내지 43)이 동종의 조직이라고 하더라도, 조직들(41 내지 43)의 밝기 값 구간이 상이하므로, 조직들(41 내지 43)의 깊이가 각각 상이하다고 결정될 수 있다.
- [0080] 따라서, 제 1 초음파 영상(40)의 대상체는 '울퉁불퉁'하거나 '거친' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.

- [0081] 이와 반면에, 제 2 초음파 영상(50)에서는 제 3 구간(예컨대, 밝은 구간)(403)에 포함된 밝기 값을 갖는 조직(51)을 포함하므로, 제 2 초음파 영상(50)은 단일 조직(51)들을 포함한다고 결정될 수 있다.
- [0082] 그러므로 제 2 초음파 영상(50)의 대상체는 '매끄러운' 또는 '부드러운' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0083] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 영상 히스토그램인 것을 도시한다.
- [0084] 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체에 대한 초음파 영상(40 또는 50)의 영상 히스토그램이 영상 특성정보로서 도 5에서와 같이 획득될 수 있다.
- [0085] 초음파 영상(40 또는 50)의 영상 히스토그램은 초음파 영상의 픽셀 값(예컨대, 밝기 값 등)에 대한 픽셀 수를 나타낸다.
- [0086] 도 5에서와 같이 상이한 밝기 값을 갖는 복수개의 조직들(41 내지 43)이 제 1 초음파 영상(40)에서 나타날 수 있다. 제 1 초음파 영상(40)의 픽셀 값에 따른 픽셀 수는 픽셀 값 0 내지 192에서 고르게 분포하게 나타날 수 있다.
- [0087] 도 4 및 도 5를 참조하면, 제 1 구간(401)에 포함된 밝기 값을 갖는 픽셀 수는 제 1 그래프(501)로, 제 2 구간(402)에 포함된 밝기 값을 갖는 픽셀 수는 제 2 그래프(503)로, 그리고 제 3 구간(403)에 포함된 밝기 값을 갖는 픽셀 수는 제 3 그래프(505)로 영상 히스토그램 상에서 나타날 수 있다.
- [0088] 따라서, 제 1 초음파 영상(40)에 포함된 조직들(41 내지 43)은 다양한 밝기 값들을 갖는 이종의 조직들이라고 결정될 수 있다. 또한, 조직들(41 내지 43)이 동종의 조직이라고 하더라도, 조직들(41 내지 43)의 히스토그램 분포가 비교적 넓게 나타나므로, 조직들(41 내지 43)의 깊이가 각각 상이하다고 결정될 수 있다.
- [0089] 그러므로, 제 1 초음파 영상(40)의 대상체는 '울퉁불퉁'하거나 '거친' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0090] 또한, 동일하거나 유사한 밝기 값을 갖는 조직(51)이 제 2 초음파 영상(50)에서 나타날 수 있다. 도 4 및 도 5를 참조하면, 제 2 초음파 영상(50)에 대한 영상 히스토그램 상에서는 제 3 구간(403)에 포함된 밝기 값을 갖는 픽셀 수만이 제 4 그래프(502)로 나타날 수 있으므로, 제 2 초음파 영상(50)은 단일 조직(51)들을 포함한다고 결정될 수 있다.
- [0091] 그러므로 제 2 초음파 영상(50)의 대상체는 '매끄러운' 또는 '부드러운' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0092] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 동시발생 행렬인 것을 도시한다.
- [0093] 동시발생 행렬(co-occurrence matrix)은 픽셀 값의 반복성을 판단하기 위하여 이용될 수 있다. 예컨대, 소정의 패턴에 해당하는 값이 많을 경우, 그러한 패턴의 반복성이 높다고 판단될 수 있다.
- [0094] 설명의 편의상 도 6에서와 같이, 가장 밝은 조직(43)은 밝기 값이 3으로 표현되고, 중간 밝기 조직(42)은 밝기 값이 2로 표현되며, 가장 어두운 조직(41)은 밝기 값이 0으로 표현될 때 제 1 초음파 영상(40)은 4x4 크기의 행렬(610)로 간단히 나타낼 수 있다.
- [0095] 제 1 초음파 영상(40)의 픽셀 값을 나타낸 행렬(610)에 대하여 픽셀간 수평 거리 1의 단위로 해석되는 패턴을 이용하여 동시발생 행렬(630)이 획득될 수 있다. 그러나 픽셀들 사이의 패턴의 해석이 반드시 수평 방향으로만 제한되는 것은 아니고, 수직 방향, 대각선 방향 등으로 수행될 수도 있다.
- [0096] 예를 들어, (1, 0)의 수평적 패턴으로 나란히 픽셀 값이 존재(611)한다면, (1, 0)의 패턴에 상응하는 행렬의 원소(element)(631)에 (1, 0)의 패턴의 개수인 3을 표시한다. 행렬의 각각의 원소(element)에 상응하는 패턴의 개수를 각각 표시함으로써 동시발생 행렬(630)이 획득될 수 있다.
- [0097] 또한, 제 2 초음파 영상(50)에 포함된 조직(51)의 밝기 값을 3으로 표현함으로써, 제 2 초음파 영상(50)도 4x4 크기의 행렬(620)로 간단히 나타낼 수 있다. 제 2 초음파 영상(50)에 대한 동시발생 행렬(640)도 제 1 초음파 영상(40)에 대한 동시발생 행렬(630) 획득과 같은 방식으로 획득될 수 있다.
- [0098] 제 2 초음파 영상(50)에 대한 동시발생 행렬(640)에서는 행렬(640)의 특정 원소(641)에 값이 집중적으로 나타날 수 있다. 다시 말해서, 제 2 초음파 영상(50)에서는 (1,1)의 패턴이 여섯번이나 반복하여 나타나므로, (1, 1)의 패턴에 상응하는 행렬의 원소(641)는 6의 값으로서 표현될 수 있다.
- [0099] 제 1 초음파 영상(40)에 대한 동시발생 행렬(630)과 제 2 초음파 영상(50)에 대한 동시발생 행렬(640)을 비교해 보면, 동시발생 행렬(640)에서는 특정 원소에 값이 집중적으로 나타남으로써 상대적으로 단조로운 행렬로서 표

현되는데, 왜냐하면 제 2 초음파 영상(50)에서는 소정의 패턴(예컨대, (1,1) 또는 (3,3))의 반복성이 높게 나타나기 때문이다.

- [0100] 제 2 초음파 영상(50)의 패턴의 반복성이 높기 때문에, 제 2 초음파 영상(50)의 대상체는 제 1 초음파 영상(40)의 대상체에 비하여 상대적으로 '매끄러운' 또는 '부드러운' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0101] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 추출된 영상 특성정보가 국부 이진 패턴(LBP)인 것을 도시한다.
- [0102] 국부 이진 패턴(Local Binary Pattern)은 현재 위치의 픽셀 값과 이웃 픽셀 값 간의 차이를 0, 1의 2진 형태로 표현하여 픽셀들 간의 유사도를 판단하기 위한 기법이다. 다시 말해서, 영상의 각 픽셀에 대하여 소정 반경 내에 포함된 주변 픽셀들 간의 차이를 2진 형태의 값으로서 표현한 LBP 히스토그램을 획득하고, 각 픽셀을 기준으로 획득된 복수개의 2진 표현 값들을 상호 비교함으로써 픽셀들 간의 유사도를 판단할 수 있다.
- [0103] 픽셀들 간의 유사도가 크다는 것은 픽셀들이 동일한 속성(feature)을 가짐을 나타낸다. 예를 들어, 유사도가 큰 픽셀들은 동일하거나 유사한 밝기 값을 가질 수 있다. 따라서, 국부 이진 패턴 기법을 이용하여 영상의 패턴을 비교적 정확하게 추정할 수 있다.
- [0104] 도 7에 도시된 바와 같이, 제 1 초음파 영상(40)의 픽셀 값을 나타낸 행렬(610)에서 소정의 원소(711)를 중심으로한 3x3 행렬(710)이 선택되고, 원소(711)의 픽셀 값인 1을 기준으로 주변 픽셀이 높거나 같은 픽셀 값을 가지면 1로 나타내고, 1보다 작은 픽셀 값을 가지면 0으로 나타냄으로써 이진 표현 행렬(730)이 획득될 수 있다. 이진 표현 행렬(730)에서 원소(711)로부터 시계 방향으로 각각의 원소의 값들을 관독함으로써, 원소(711)에 상응하는 픽셀을 기준으로한 이진 값(750) '11101001'이 획득될 수 있다. 이와 같은 방식으로 원소(712)를 기준으로 하여 이진 값 '11111111'이 획득될 수 있다.
- [0105] 또한, 제 2 초음파 영상(50)의 픽셀 값을 나타낸 행렬(620)에서 소정의 원소(721)를 중심으로한 행렬(720)에 기초하여 이진 값(760) '00111110'이 획득될 수 있다. 또한, 원소(722)를 기준으로 하여 이진 값 '00111110'이 획득될 수 있다.
- [0106] 제 1 초음파 영상(40)에서 획득된 이진 값들('11101001' 및 '11111111')의 변화는 급격하지만, 제 2 초음파 영상(50)에서 획득된 이진 값들('00111110' 및 '00111110')은 변화가 없다. 즉, 제 1 초음파 영상(40)에 비하여 제 2 초음파 영상(50)은 인접한 픽셀들 간의 픽셀 값의 변화가 크지 않다.
- [0107] 제 2 초음파 영상(50)은 인접한 픽셀들 간의 픽셀 값의 변화가 적으므로, 제 2 초음파 영상(50)의 대상체는 제 1 초음파 영상(40)의 대상체에 비하여 상대적으로 '매끄러운' 또는 '부드러운' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0108] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 특성정보가 균일성인 것을 도시한다.
- [0109] 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파 영상의 균일성은, 초음파 영상(40 또는 50)에 포함된 조직(41, 42, 43 또는 51)의 크기 또는 모양의 균일성을 의미한다. 설명의 편의상, 완전히 균일한 경우 균일성은 값 '10'으로 표현되고, 균일하지 않은 경우 균일성은 값 '1'로 표현된다고 가정한다.
- [0110] 제 1 초음파 영상(40)에는 크기가 상이한 복수개의 조직들(41 내지 43)이 포함된다. 따라서, 제 1 초음파 영상(40)의 균일성은 낮다고 결정될 수 있다. 예를 들어, 제 1 초음파 영상(40)의 균일성은 값 '1'로 표현될 수 있고, 입자(또는 조직)이 고르지 못하다고 결정될 수 있다. 다시 말해서, 제 1 초음파 영상(40)의 대상체는 '울퉁불퉁'하거나 '거친' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0111] 이에 비하여, 제 2 초음파 영상(50)은 크기가 동일한 조직(51)이 복수개 포함된다. 그러므로, 제 2 초음파 영상(50)의 균일성은 제 1 초음파에 비하여 상대적으로 높다고 결정될 수 있다. 예를 들어, 제 2 초음파 영상(50)의 균일성은 값 '10'으로 표현될 수 있고, 입자(또는 조직)이 고르다고 결정될 수 있다. 다시 말해서, 제 2 초음파 영상(50)의 대상체는 제 1 초음파 영상(40)의 대상체에 비하여 상대적으로 '매끄러운' 또는 '부드러운' 특성을 갖는다고 결정될 수 있다.
- [0112] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 렌더링하고, 디스플레이하는 방법을 나타낸 순서도이다.
- [0113] 본 발명의 일 실시예에 따라 생성된 특성정보에 기초하여 대상체에 대한 3차원 영상을 생성하는 단계(S30)는, 특성정보에 따라 대상체에 대한 3차원 영상을 렌더링하는 단계(S31)를 포함할 수 있다.

- [0114] 예컨대, 대상체에 대하여 전술한 방법에 따라 생성된 특성정보를 이용하여 3차원 영상이 렌더링될 수 있다. 다시 말해서, 대상체에 대한 3차원 볼륨 렌더링을 수행할 때, 전술한 영상 특성정보의 분석을 통하여 획득(또는 결정)된 각각의 픽셀에 상응하는 특성(예컨대, 질감 등) 정보를 이용함으로써 대상체의 구조뿐만 아니라 대상체의 질감 등의 특성이 반영된 3차원 볼륨 영상을 획득할 수 있다.
- [0115] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 방법은 특성정보가 반영되어 생성된 3차원 영상을 디스플레이하는 단계(S40)를 더 포함할 수 있다.
- [0116] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 방법을 나타낸 순서도이다.
- [0117] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 방법은, 대상체에 대한 초음파 데이터에 기초하여 대상체에 대한 초음파 영상을 획득하는 단계(S100), 획득된 초음파 영상에서 윈도우 영역을 설정하는 단계(S200), 초음파 데이터로부터 윈도우 영역에 대한 특성정보를 생성하는 단계(S300) 및 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 단계(S400)를 포함할 수 있다.
- [0118] 본 발명의 일 실시예에 따라 획득된 초음파 영상에서 윈도우 영역을 설정하는 단계(S200)는, 외부 입력에 기초하여 초음파 영상에서 소정의 영역을 선택하는 단계(S210)를 포함할 수 있다.
- [0119] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 윈도우 영역은, 별도의 외부 입력이 인가되지 않더라도 대상체의 소정의 부분(또는 부위)이 포함되는 소정 크기의 미리 설정된 영역만큼 자동적으로 설정될 수 있다. 예를 들어, 환자의 위장의 상단부 또는 하곡면 등이 포함되도록 소정 크기로 미리 설정된 윈도우 영역이 자동으로 설정될 수 있다.
- [0120] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 특성정보는, 대상체에 대한 초음파 영상의 공간 주파수, 영상 강도, 영상 히스토그램, 동시발생 행렬, 국부 이진 패턴, 균일성 중 적어도 하나를 포함할 수 있고, 특성정보는 대상체의 질감을 포함할 수 있다.
- [0121] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따라 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 방법을 나타낸 순서도이다.
- [0122] 본 발명의 일 실시예에 따라 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 단계(S400)는, 생성된 특성정보에 따라 윈도우 영역에 대한 3차원 영상을 렌더링하는 단계(S410)를 포함할 수 있다.
- [0123] 전술한 바와 같이, 대상체에 대한 3차원 볼륨 렌더링을 수행할 때, 특성정보의 분석을 통하여 획득(또는 결정)된 각각의 픽셀에 상응하는 특성정보를 이용함으로써 대상체의 구조뿐만 아니라 대상체의 질감 등의 특성이 반영된 3차원 볼륨 영상을 획득할 수 있다.
- [0124] 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따라 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 방법을 나타낸 순서도이다.
- [0125] 본 발명의 일 실시예에 따라 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 단계(S400)는, 윈도우 영역에 대한 3차원 영상이 획득되도록 렌더링하는 단계(S420) 및 렌더링된 3차원 영상에 생성된 특성정보를 추가하는 단계(S440)를 포함할 수 있다.
- [0126] 윈도우 영역에 대한 3차원 볼륨 렌더링을 수행하여 3차원 영상을 획득하고 나서, 렌더링된 3차원 영상에 특성정보를 추가함으로써 특성정보가 반영된 3차원 영상을 획득할 수 있다.
- [0127] 다시 말해서, 윈도우 영역에 대한 3차원 볼륨 렌더링을 수행하여 제 1 영상을 생성하고, 윈도우 영역에 상응하게 초음파 데이터로부터 추출 및 분석되어 생성된 특성정보에 기초하여 제 2 영상을 생성하고, 제 1 영상과 제 2 영상을 중첩시킴으로써 렌더링된 3차원 영상(예컨대, 제 1 영상)에 특성정보를 추가할 수 있다. 또한, 소정의 영상 처리 필터 등을 통하여 필터링된 특성정보를 렌더링된 3차원 영상에 추가함으로써 특성정보가 반영된 3차원 영상이 획득될 수 있다.
- [0128] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 생성하기 위한 장치를 나타낸 블록도이다.
- [0129] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 특성정보가 반영된 3차원 영상을 생성하기 위한 장치(1300)는, 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부(1310), 획득된 초음파 데이터로부터 대상체의 특성정보를 생성하는 특성정보 생성부(1350) 및 생성된 특성정보에 기초하여 대상체에 대한 3차원 영상을 생성하는 영상 생

성부(1370)를 포함할 수 있다.

- [0130] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 장치(1300)는 생성된 3차원 영상을 디스플레이하는 디스플레이부(1390)를 더 포함할 수 있다.
- [0131] 본 발명의 일 실시예에 따른 특성정보는, 상기 대상체에 대한 초음파 영상의 공간 주파수, 영상 강도, 영상 히스토그램, 동시발생 행렬, 국부 이진 패턴, 균일성 중 적어도 하나의 영상 특성정보를 포함할 수 있다.
- [0132] 본 발명의 일 실시예에 따른 특성정보는 영상 특성정보, 대상체의 물성 정보, 표현 정보 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0133] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 생성부(1370)는 특성정보 생성부(1350)에 의하여 생성된 특성정보에 따라 대상체에 대한 3차원 영상을 렌더링할 수 있다.
- [0134] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따라 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 장치를 나타낸 블록도이다.
- [0135] 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 장치(1300)는, 대상체에 대한 초음파 데이터를 획득하는 초음파 데이터 획득부(1310), 획득된 초음파 데이터에 기초하여 대상체에 대한 초음파 영상을 획득하는 초음파 영상 획득부(1320), 획득된 초음파 영상에서 윈도우 영역을 설정하는 윈도우 영역 설정부(1360), 초음파 데이터로부터 윈도우 영역에 대한 특성정보를 생성하는 특성정보 생성부(1350) 및 생성된 특성정보에 기초하여 윈도우 영역에 대한 영상을 생성하는 영상 생성부(1370)를 포함할 수 있다.
- [0136] 본 발명의 일 실시예에 따른 윈도우 영역 설정부(1360)는, 대상체의 소정의 부분(또는 부위)가 포함되는 소정 크기의 미리 설정된 영역만큼 자동적으로 윈도우 영역을 설정할 수 있다. 이러한 미리 설정된 영역은 저장부(미도시)에 미리 저장되어 있을 수 있다. 예를 들어, 환자의 위장의 상단부 또는 하곡면 등이 포함되도록 소정 크기로 미리 설정된 윈도우 영역이 자동으로 설정될 수 있다.
- [0137] 본 발명의 일 실시예에 따른 장치(1300)는, 외부 입력 수신부(1340)를 더 포함할 수 있다.
- [0138] 윈도우 영역 설정부(1360)는, 외부 입력 수신부(1340)를 통하여 수신된 외부 입력에 기초하여 초음파 영상 획득부(1320)를 통하여 획득된 초음파 영상에서 소정의 영역을 선택할 수 있다.
- [0139] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 특성정보는, 대상체에 대한 초음파 영상의 공간 주파수, 영상 강도, 영상 히스토그램, 동시발생 행렬, 국부 이진 패턴, 균일성 중 적어도 하나를 포함하고, 특성정보는 대상체의 질감 및 대상체의 균일성 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0140] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 생성부(1370)는, 특성정보 생성부(1350)를 통하여 생성된 특성정보에 따라 윈도우 영역에 대한 3차원 영상이 획득되도록 렌더링하는 영상 렌더링부(1371)를 포함할 수 있다.
- [0141] 도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따라 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 반영된 영상을 생성하기 위한 장치를 나타낸 블록도이다.
- [0142] 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 생성부(1370)는, 윈도우 영역에 대한 3차원 영상이 획득되도록 렌더링하는 영상 렌더링부(1371) 및 렌더링된 3차원 영상에 특성정보 생성부(1350)를 통하여 생성된 특성정보를 추가하는 특성정보 부가부(1372)를 포함할 수 있다.
- [0143] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 생성부(1370)는 특성정보 생성부(1350)에 의하여 생성된 특성정보에 기초하여 특성정보가 표현된 특성정보 영상을 생성할 수 있다.
- [0144] 다시 말해서, 윈도우 영역에 대한 3차원 볼륨 렌더링을 수행하여 3차원 영상을 획득하고, 그리고 나서 렌더링된 3차원 영상에 특성정보를 부가함으로써 특성정보가 반영된 3차원 영상이 획득될 수 있다.
- [0145] 특성정보 부가부(1372)는 영상 렌더링부(1371)에 의하여 생성된 제 1 영상과 영상 생성부(1370)를 통하여 생성된 제 2 영상(예컨대, 특성정보 영상)을 중첩시킴으로써 렌더링된 3차원 영상(예컨대, 제 1 영상)에 특성정보를 부가할 수 있다. 또한, 특성정보 부가부(1372)는 소정의 영상 처리 필터 등을 포함할 수 있다. 다시 말해서, 소정의 영상 처리 필터 등을 통하여 특성정보를 필터링하여 렌더링된 3차원 영상에 부가함으로써 특성정보가 반영된 3차원 영상이 획득될 수 있다.

- [0146] 도 16 및 도 17은 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 특성정보 중 반사광 효과를 설명하기 위한 도면이다.
- [0147] 도 16 및 도 17을 참조하면, 도 16(a)의 이미지와 도 16(b)의 이미지를 합성하여 도 16(c)와 같은 이미지를 생성할 수 있다. 도 16(b)와 같은 반사광 효과는 대상체의 재료 특성에 따라서 달라질 수 있다.
- [0148] 예를 들어, 도 13의 장치(1300)는 도 16(a)와 같이 3차원 이미지를 획득할 수 있고, 도 16(b)의 이미지에 대응하는 특성정보를 획득할 수 있다. 또한, 예를 들어, 도 13의 장치(1300)는 도 16(a)와 같이 3차원 이미지에 도 16(b)와 같은 이미지를 부가하여 도 16(c)와 같이 이미지를 생성할 수 있다. 따라서, 도 13의 장치(1300)는 도 16(a)와 같이 3차원 이미지에 도 16(b)의 이미지에 대응하는 특성정보인 반사광 효과를 부가적으로 렌더링 할 수 있다.
- [0149] 도 17(a)의 이미지와 도 17(b)의 이미지를 합성하여 도 17(c)와 같은 이미지를 생성할 수 있다. 도 17(b)와 같은 반사광 효과는 대상체의 재료 특성에 따라서 달라질 수 있다.
- [0150] 예를 들어, 도 13의 장치(1300)는 도 17(a)와 같이 3차원 이미지를 획득할 수 있고, 도 17(b)의 이미지에 대응하는 특성정보를 획득할 수 있다. 또한, 예를 들어, 도 13의 장치(1300)는 도 17(a)와 같이 3차원 이미지에 도 17(b)와 같은 이미지를 부가하여 도 17(c)와 같이 이미지를 생성할 수 있다. 따라서, 도 13의 장치(1300)는 도 17(a)와 같이 3차원 이미지에 도 17(b)의 이미지에 대응하는 특성정보인 반사광 효과를 부가적으로 렌더링 할 수 있다.
- [0151] 도 18은 도 16 및 도 17의 초음파 영상을 얻기 위한 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0152] 도 18을 참조하면, 반사광 효과는 3차원 렌더링(Rendering) 과정을 통하여 발생할 수 있다. 반사광 효과를 발생시키는 반사광 렌더링(Specular Rendering)은 광선 추적 렌더링(Ray Tracing Rendering)으로 구현될 수 있다. 광선 추적 렌더링(Ray Tracing Rendering)은 전역 조명모델을 적용한 렌더링 방식이다. 즉, 광선 추적 렌더링(Ray Tracing Rendering)은 카메라에서 광선이 발사된다고 가정하고 화면의 모든 화소에서 빛의 경로를 추적하여 빛과 표면에서 발생하는 반사, 굴절, 흡수 자체 발광에 의한 조명효과를 연산하는 방법이다. 광선 추적 렌더링(Ray Tracing Rendering)에서 광원과 물체 사이에 의해 반사에 의한 조명효과를 연산에 있어서, 지역 조명모델을 사용하는데, 지역 조명모델은 주변 광 효과(Ambient), 확산반사(Diffusive Reflection), 하이라이트반사(Specular Reflection)에 의한 조명 효과를 연산한다. 이 중 반사광 효과는 특히 표면으로부터 정반사된 빛에 의해 하이라이트 되는 조명 효과를 표현한다. 이러한 하이라이트는 카메라의 위치에 따라 강도가 변하게 된다.
- [0153] 반사광 효과는 다음과 같은 [수학식 1]을 통해서 산출할 수 있다.

[0154] [수학식 1]

$$C_o = C_p K_s O_s (\vec{R} \cdot \vec{S})^n$$

- [0155]
- [0156] Co : 화소의 색상
- [0157] Cp : 경면광 색상 (Specular light color)
- [0158] Ks : 경면 반사계수 (Specula reflection coefficient)
- [0159] Os : 대상체의 색상 (Object Color)
- [0160] R : 반사광 벡터 (Reflection light vector)
- [0161] S : 시선 벡터 (View vector)
- [0162] n : 경면광 지수 (Specular Reflection Exponent)
- [0163] 경면광 색상(Cp)은 반사광 효과를 주기 위한 빛의 색상을 의미할 수 있다. 경면 반사계수(Ks)는 반사광이 반사되는 정도를 의미할 수 있다. 반사광 벡터(R)는 반사광의 방향과 세기를 동시에 나타낼 수 있다. 시선 벡터(S)는 시선의 방향에 대한 단위 벡터를 의미할 수 있다.
- [0164] [수학식 1]에서 반사광 벡터(R)의 방향과 시선 벡터(S)의 방향을 일치 시킨다면, [수학식 2]와 같이 표현 될 수 있다.

[0165] 즉, 반사광 효과는 다음과 같은 [수학식 2]을 통해서도 산출할 수 있다. 광원의 위치와 방향을 변경하지 않는다고 가정한다면, 광원의 위치와 방향을 카메라 위치 및 방향과 동일하다고 간주 할 수 있다.

[0166] [수학식 2]

$$C_o = C_p K_s O_s (Rz)^N$$

[0167]

[0168] Co : 화소의 색상

[0169] Cp : 경면광 색상 (Specular light color)

[0170] Ks : 경면 반사계수 (Specula reflection coefficient)

[0171] Os : 대상체의 색상 (Object Color)

[0172] Rz : 물체의 표면에서 빛이 반사하게 되는 반사벡터의 z축(View Plane원점) 값

[0173] N : 경면광 지수

[0174] 또한, [수학식1] 및 [수학식 2]의 Cp (Specular light color), Ks (Specula reflection coefficient), Os (Object Color)는 도 3 내지 도 8을 통하여 설명한 초음파 데이터의 공간 주파수, 영상 강도, 영상 히스토그램, 동시발생 행렬, 국부 이진 패턴, 균일성과 같은 특성정보에 의하여 변경될 수 있다.

[0175] 또한, [수학식1] 및 [수학식 2]의 Cp (Specular light color), Ks (Specula reflection coefficient), Os (Object Color)는 초음파 데이터(B,C,D,E)의 평균, 분산, 표준분포, 비대칭도(skewness), 첨도(kurtosis)와 같은 특성정보에 의하여 변경될 수 있다.

[0176] 또한, [수학식1] 및 [수학식 2]의 Cp (Specular light color), Ks (Specula reflection coefficient), Os (Object Color)는 대상체의 복셀(voxel)간의 거리에 대한 통계적인 값일 수 있다.

[0177] 도 19은 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 경면광 지수에 따라서 각각 다르게 반영된 영상을 나타낸 도면이다.

[0178] 도 19을 참조하면, 도 19(a)는 [수학식 2]에서 경면광 지수가 10인 경우에 대한 대상체의 초음파 영상이고, 도 19(b)는 [수학식 2]에서 경면광 지수가 40인 경우에 대한 대상체의 초음파 영상이다. 도 19(a)의 초음파 영상은 도 19(b)의 초음파 영상과 대비하여, 경면광 지수가 작으므로, 초음파 영상에 하이라이트 부분이 넓게 분포되어 있다.

[0179] 도 20은 본 발명의 일 실시예에 따른 대상체의 윈도우 영역에 대한 특성정보가 경면광 지수에 따라서 각각 다르게 반영된 영상을 나타낸 도면이다.

[0180] 도 20을 참조하면, 도 20(a)는 [수학식 2]에서 경면 반사 계수가 0.19인 경우에 대한 대상체의 초음파 영상이고, 도 20(b)는 [수학식 2]에서 경면 반사 계수가 0.5인 경우에 대한 대상체의 초음파 영상이다. 도 20(a)의 초음파 영상은 도 20(b)의 초음파 영상과 대비하여, 경면 반사 계수가 작으므로, 초음파 영상에 하이라이트 부분이 상대적으로 약하다.

[0181] 도 21은 경면광 지수 및 경면 반사 계수에 따른 영상의 변화를 나타내기 위한 도면 이다.

[0182] 도 21을 참조하면, 경면 반사 계수가 증가할수록 반사되는 광의 크기가 증가하는 것을 볼 수 있고, 경면광 지수가 증가할수록 반사되는 부분의 크기가 좁게 분포되는 것을 볼 수 있다.

[0183] 도 22은 본 발명의 일 실시예에 따른 광원이 2개인 경우의 반사광 효과를 나타내는 초음파 영상을 나타낸 도면 이다.

[0184] 도 22을 참조하면, 도 22(a)는 하나의 백색 광원만을 가정한 경우의 초음파 영상이다. 도 22(b)는 백색 광원과 붉은색 광원을 함께 가정한 경우의 초음파 영상이다. 도 22(b)의 초음파 영상은 도 22(a)의 초음파 영상과 대비하여, 하이라이트가 붉은 색인 것을 확인할 수 있다.

[0185] 광원이 2개인 경우에 화소의 색상은 [수학식 3]과 같이 산출할 수 있다.

[0186] [수학식 3]

$$C_o = O_{s1} C_{p1} k_{s1} RZ_1^{n1} + \dots + O_{sj} C_{pj} k_{sj} RZ_j^{nj}$$

[0187]

[0188] 일반적으로, 대상체의 색상이 같으므로, [수학식 4]와 같이 산출할 수 있다.

[0189] [수학식 4]

$$C_o = O_s (C_{p1} k_{s1} RZ_1^{n1} + \dots + C_{pj} k_{sj} RZ_j^{nj})$$

[0190]

[0191] Co : 화소의 색상

[0192] Cp1 ~ Cpj : 각각의 광원의 경면광 색상

[0193] Ks1 ~ Ksj : 각각의 광원에 대한 경면 반사계수

[0194] Os1 ~ Osj : 대상체의 색상 (Object Color)

[0195] Rz1 ~ Rzj : 각각의 광원에 대한 물체의 표면에서 빛이 반사하게 되는 반사벡터의 z축 값

[0196] n1 ~ nj : 각각의 광원에 대한 경면광 지수

[0197] 또한, [수학식 3]은 다양한 실시예에 따라서 응용될 수 있다. 예를 들어, [수학식 3]에서 대상체의 색상 및 광원에 대한 반사 계수가 동일한 경우, Ks1~Ksj는 동일한 값을 가질 수 있을 것이다.

[0198] 도 23는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 반사광 효과 렌더링 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0199] 도 13의 영상 생성부(1370)는 도 23의 방법으로 영상을 생성할 수 있다. 도 23를 참조하면, 영상 생성부(1370)는 화면의 한 점(P)에서 투사한 시선 벡터의 경로에 있는 복셀들 중 화면에 표시할 대표 복셀(V)을 얻을 수 있다(S2100). 영상 생성부(1370)는 복셀(V)에 대한 표면 법선 벡터를 계산할 수 있고, 법선 벡터를 통하여 반사광 벡터를 계산할 수 있다(S2200).

[0200] 영상 생성부(1370)는 경면광 색상(Cp), 경면 반사계수(Ks), 대상체의 색상(Os)을 사용자로부터 입력 받거나, 장치 내부적으로 계산할 수 있다(S2300). 예를 들어, 영상 생성부(1370)는 도 3 내지 도 8을 통하여 설명한 초음파 데이터의 공간 주파수, 영상 강도, 영상 히스토그램, 동시발생 행렬, 국부 이진 패턴, 균일성과 같은 특성정보에 의하여 경면광 색상(Cp), 경면 반사계수(Ks), 대상체의 색상(Os)을 계산할 수 있다.

[0201] 영상 생성부(1370)는 경면광 색상(Cp), 경면 반사계수(Ks), 대상체의 색상(Os) 및 반사광 벡터를 이용하여 [수학식 1]을 통하여 화면 상의 한 점(P)에서의 화소의 색상(Co)를 산출할 수 있다.

[0202] 도 14의 영상 렌더링부(1371), 도 15의 영상 렌더링부(1371)는 도 23의 방법으로 영상을 생성할 수 있다.

[0203] 도 24은 법선 벡터를 통하여 반사광 벡터를 계산하는 방법을 도시하기 위한 도면이다.

[0204] 도 24을 참조하면, 영상 생성부(1370)는 반사광 벡터($V_{reflect}$)를 [수학식 5]에 의하여 산출할 수 있다.

[0205] [수학식 5]

$$\begin{aligned} \vec{v}_{reflect} &= 2\vec{v}_1 - \vec{v}_{light} \\ &= 2(\vec{v}_{light} + \vec{v}_2) - \vec{v}_{light} \\ &= \vec{v}_{light} + 2\vec{v}_2 \\ &= \vec{v}_{light} - 2 \frac{\vec{v}_{light} \cdot \vec{v}_{normal}}{|\vec{v}_{light}| |\vec{v}_{normal}|} \vec{v}_{normal} \end{aligned}$$

[0206]

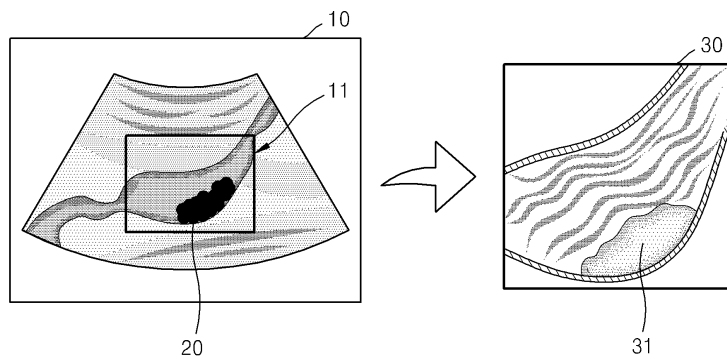
- [0207] 영상 생성부(1370)는 [수학식 5]을 통하여 법선 벡터(V_{normal}) 및 광원 벡터(V_{light})를 통해서 반사광 벡터(V_{reflec})를 산출할 수 있다.
- [0208] 도 25는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 반사광 효과 렌더링 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0209] 도 13의 영상 생성부(1370)는 도 25의 방법으로 영상을 생성할 수 있다. 도 25를 참조하면, 영상 생성부(1370)는 대상체와 화면에 대한 깊이맵을 추출한다(S3100). 영상 생성부(1370)는 깊이맵에 대하여 표면 법선 벡터 및 반사 벡터를 계산할 수 있다(S3200). 영상 생성부(1370)는 경면광 색상(C_p), 경면 반사계수(K_s), 대상체의 색상(O_s)을 외부에서 입력 받거나, 내부적으로 계산할 수 있다(S3300). 영상 생성부(1370)는 경면광 색상(C_p), 경면 반사계수(K_s), 대상체의 색상(O_s) 및 반사광 벡터를 이용하여 [수학식 2]을 통하여 화면상의 한 점(P)에서의 화소의 색상(C_o)를 산출할 수 있다.
- [0210] 도 26는 본 발명의 일 실시예에 따른 3차원 반사광 효과 렌더링 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0211] 도 13의 영상 생성부(1370)는 도 26의 방법으로 영상을 생성할 수 있다. 도 26를 참조하면, 영상 생성부(1370)는 대상체와 화면에 대한 깊이맵을 추출한다(S4100). 영상 생성부(1370)는 깊이맵에 대하여 표면 법선 벡터 및 반사 벡터를 계산할 수 있다(S4200). 영상 생성부(1370)는 경면광 색상(C_p), 경면 반사계수(K_s), 대상체의 색상(O_s)을 외부에서 입력 받거나, 내부적으로 계산할 수 있다(S4300). 영상 생성부(1370)는 경면광 색상(C_p), 경면 반사계수(K_s), 대상체의 색상(O_s) 및 반사광 벡터를 이용하여 [수학식 3] 또는 [수학식 4]를 통하여 화면상의 한 점(P)에서의 화소의 색상(C_o)를 산출할 수 있다.
- [0212] 한편, 도 24 내지 도 26에 의한 반사광 효과 렌더링 방법은 도 10의 단계(S500)의 일부분 일 수 있다. 도 24 내지 도 26에 의한 반사광 효과 렌더링 방법은 도 13의 영상 생성부(1370), 도 14의 영상 렌더링부(1371), 도 15의 영상 렌더링부(1371)에 의하여 구현될 수 있다.
- [0213] 또한, 도 24 내지 도 26에 의한 반사광 렌더링 방법은 그레이 스케일 렌더링(Grey Scale Rendering), 디퓨즈드 라이트 렌더링(Diffused Light Rendering)과 함께 구현될 수 있다. 또한, 도 24 내지 도 26에 의한 반사광 렌더링 방법은 그레이 스케일 렌더링(Grey Scale Rendering), 디퓨즈드 라이트 렌더링(Diffused Light Rendering) 독립적으로 구현되고, 각각의 렌더링 이미지를 합쳐서 완성된 이미지를 구현할 수 있다.
- [0214] 도 27 내지 도 29는 대상체의 표면정보를 산출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0215] 도 27을 참조하면, 대상체의 표면을 기하학적 모델로 표현하면 A 내지 H의 파동선과 같이 다양한 방법으로 표현할 수 있다. A 내지 H의 파동선 각각은 기준선을 가지고 있다. 기준선은 파동선으로 표현되는 파동(Wave)의 기준이 되는 선이다. 기준선은 파동선을 이용하여 스무딩 기법(Smoothing), 라인 피팅 기법(Line Fitting)을 통해서 산출될 수 있다.
- [0216] 파동선과 기준선의 교차하는 빈도가 높을 수록 표면이 거칠다고 할 수 있다. 파동선과 기준선의 교차하는 빈도가 낮을수록 표면이 매끄럽다고 할 수 있다. 따라서, A 내지 H의 파동선에서 A 파동선에 가까운 파동선일수록 대상체의 매끄러운 표면을 표현할 수 있고, H 파동선에 가까운 파동선일수록 대상체의 거친 표면을 표현할 수 있다.
- [0217] 도 28을 참조하면, 도 27의 파동선과 기준선의 개념을 통하여 2차원 영상(또는 3차원 초음파 볼륨 데이터의 단면)에서 대상체의 표면정보를 산출할 수 있다. 한편, 2차원 영상에서 대상체의 표면정보를 산출함에 있어서, 도 27의 파동선과 기준선이 사용되는 것이 아니고, 다양한 형태의 파동선과 기준선이 사용될 수 있다. 예를 들어, 기준선이 도 28에서 도시한 바와 같이, 굴곡이 있을 수 있다.
- [0218] 도 29를 참조하면, 도 27의 파동선과 기준선을 3차원 초음파 볼륨으로 확장하여 파동면과 기준면을 정의할 수 있을 것이다. 도 28의 2차원 영상을 3차원으로 확장하는 경우, 도 29의 3차원 영상을 획득할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른, 대상체의 표면 정보를 산출하는 방법은 2차원 영상의 파동선과 기준선을 통해서 3차원 영상의 파동면과 기준면을 산출할 수 있다.
- [0219] 본 발명의 일 실시예에 따른 장치와 관련하여서는 전술한 방법과 관련된 내용들이 적용될 수 있다. 따라서, 장치와 관련하여, 전술한 방법에 대한 내용과 동일한 내용에 대하여는 설명을 생략하였다.
- [0220] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 이러한 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다.

[0221] 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등) 및 캐리어 웨이브(예를 들면, 인터넷을 통한 전송)와 같은 저장매체를 포함한다.

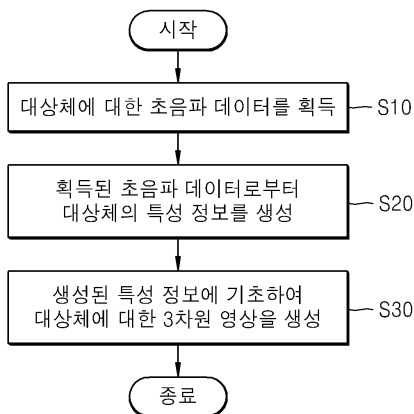
[0222] 이제까지 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

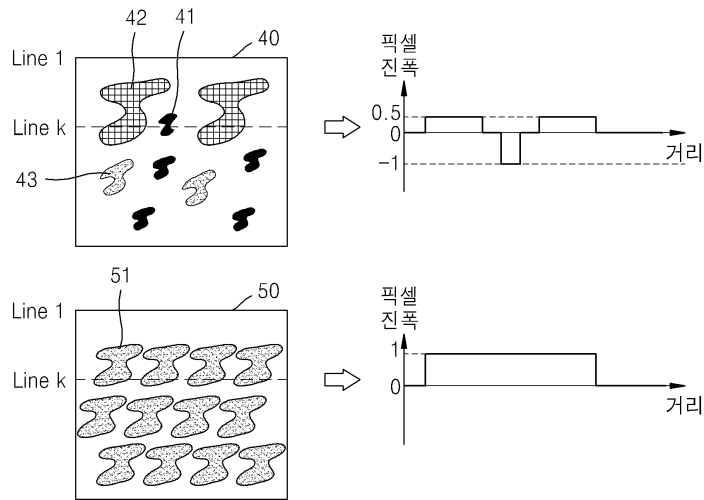
도면1



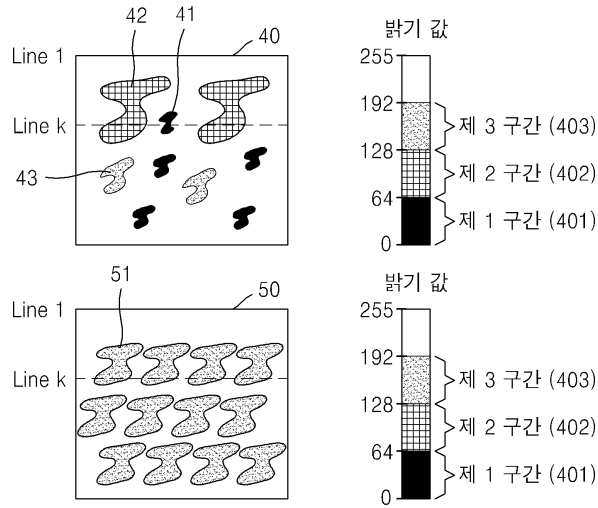
도면2



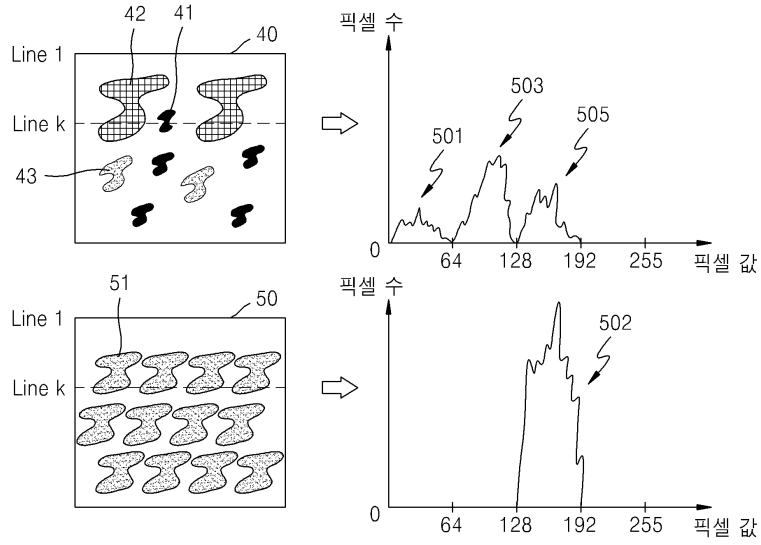
도면3



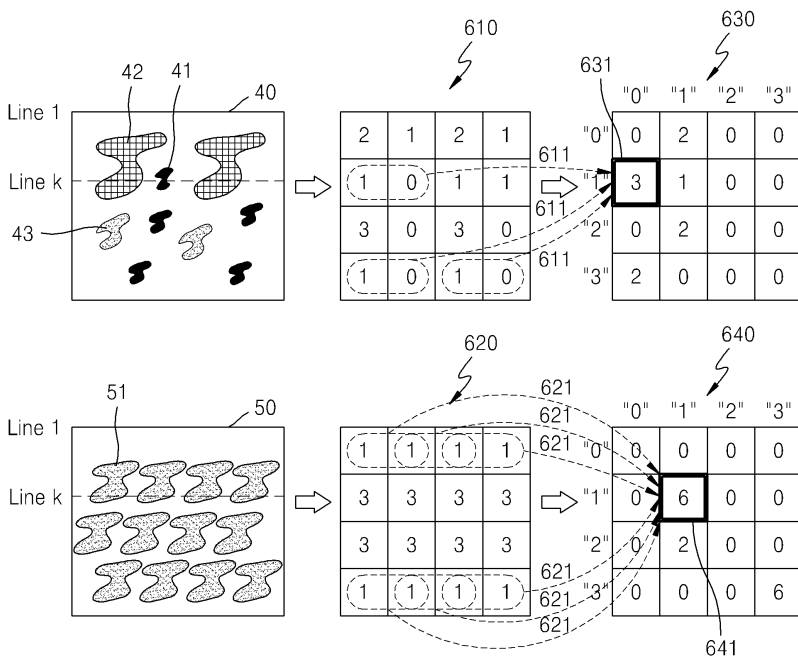
도면4



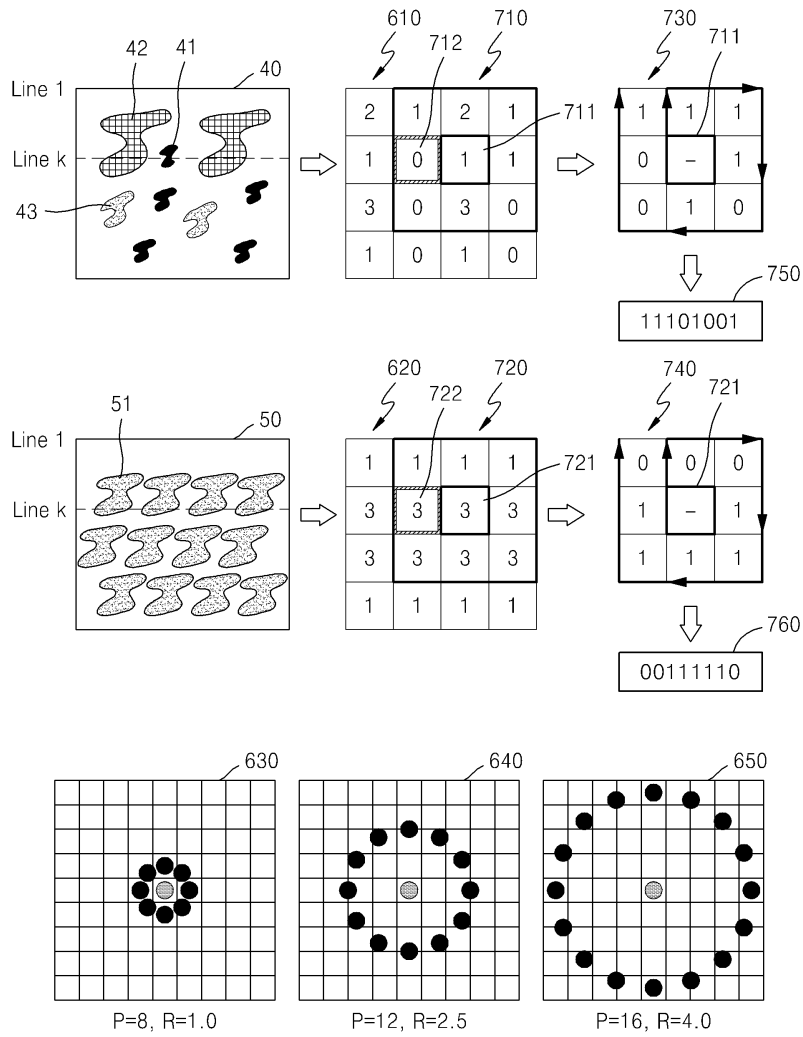
도면5



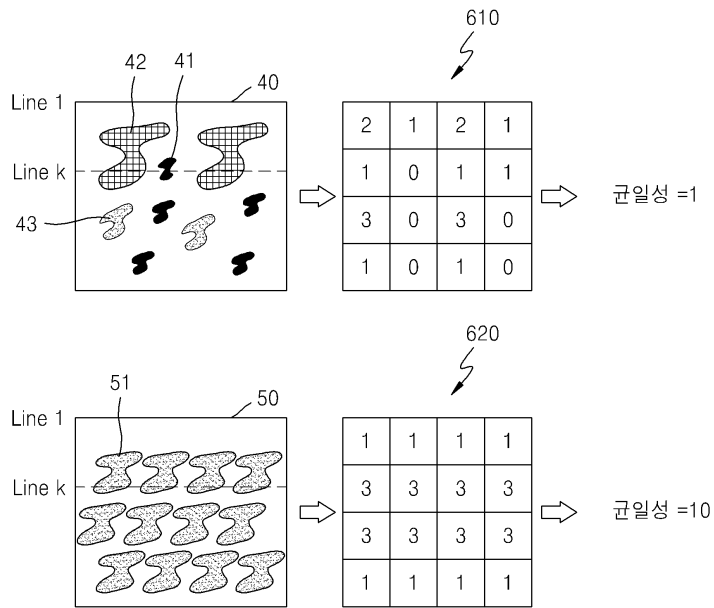
도면6



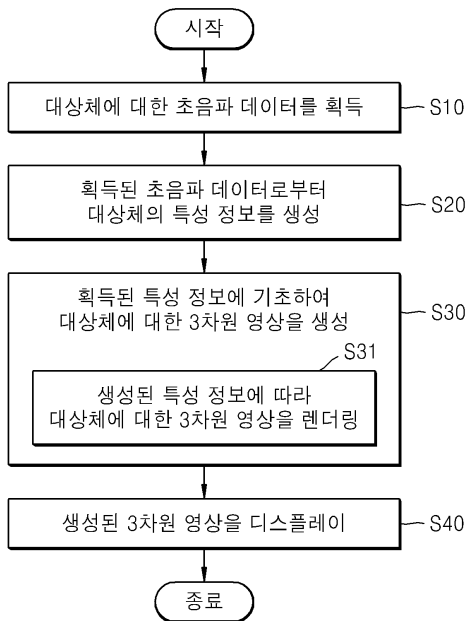
도면7



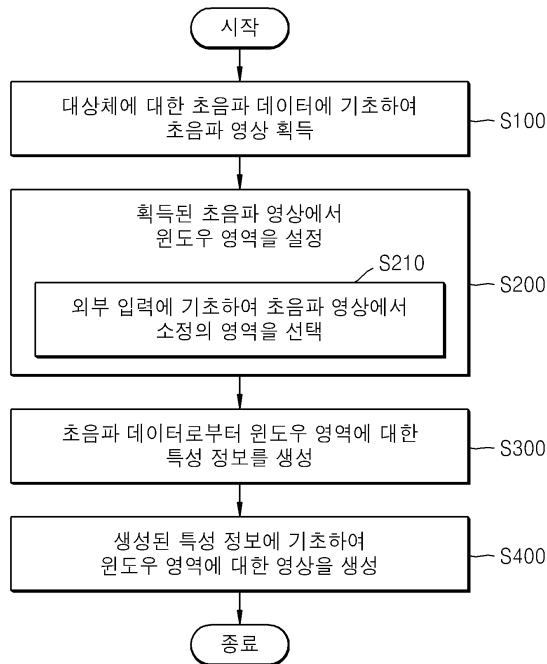
도면8



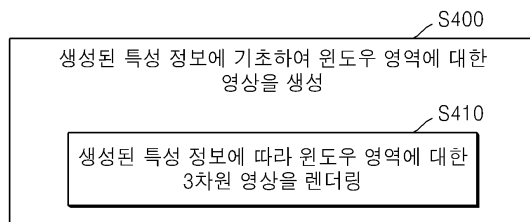
도면9



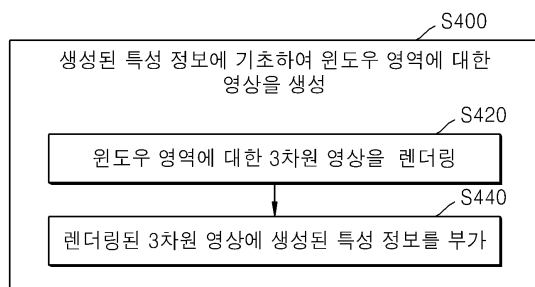
도면10



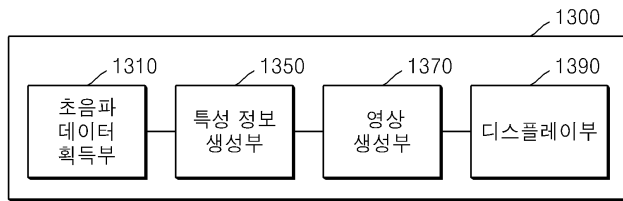
도면11



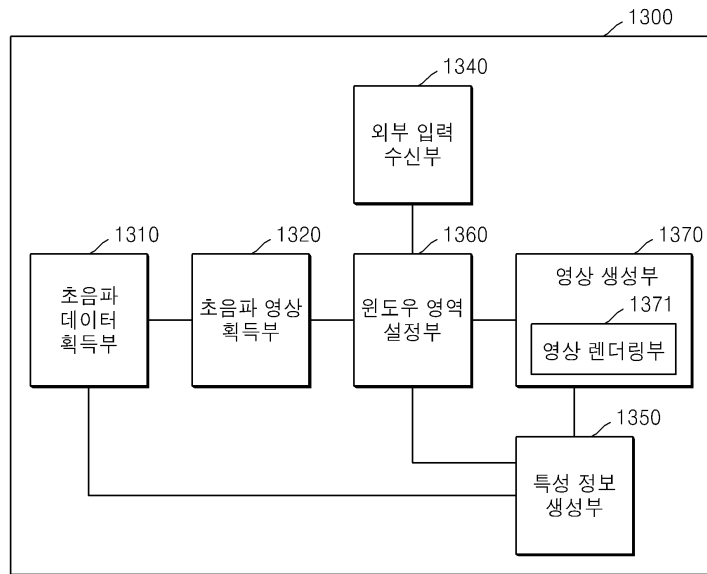
도면12



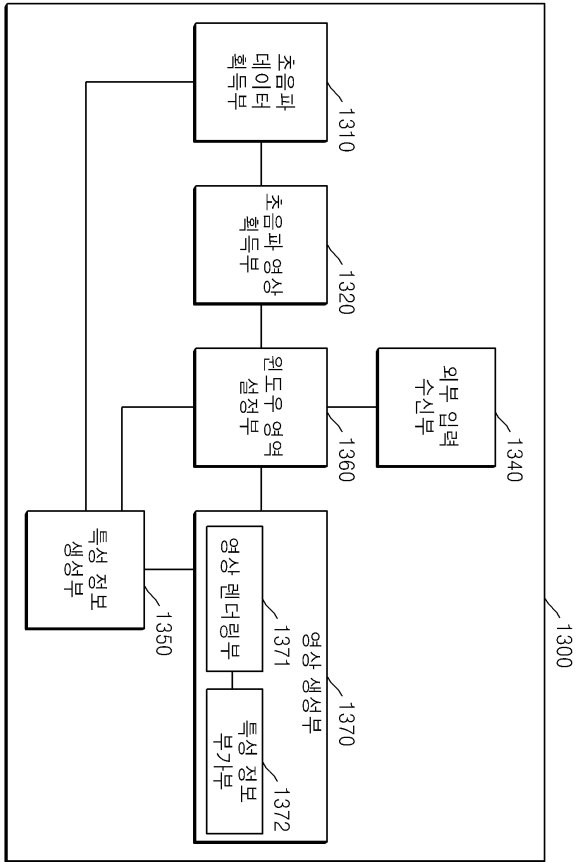
도면13



도면14



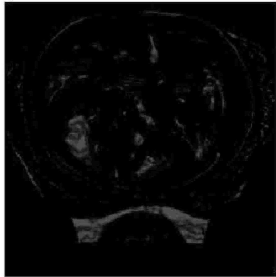
도면15



도면16



(a)



(b)

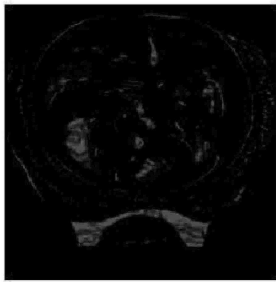


(c)

도면17



(a)

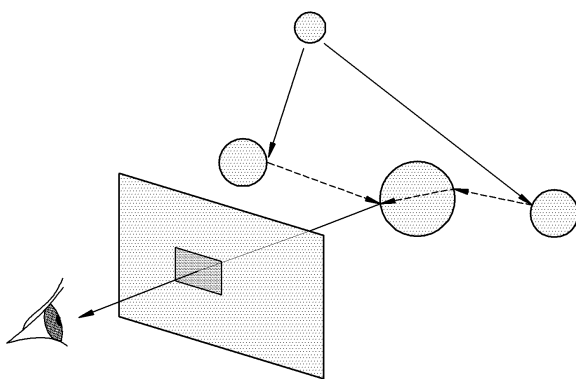


(b)

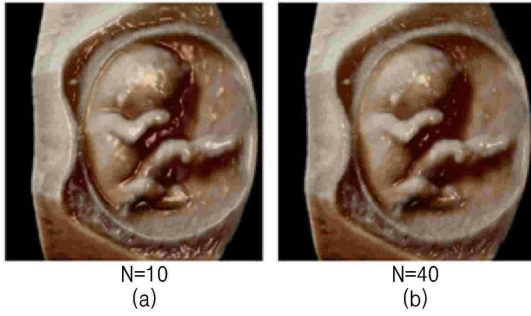


(c)

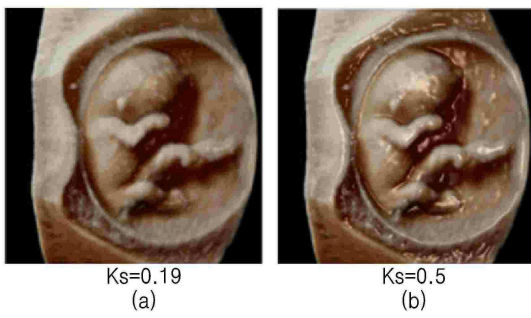
도면18



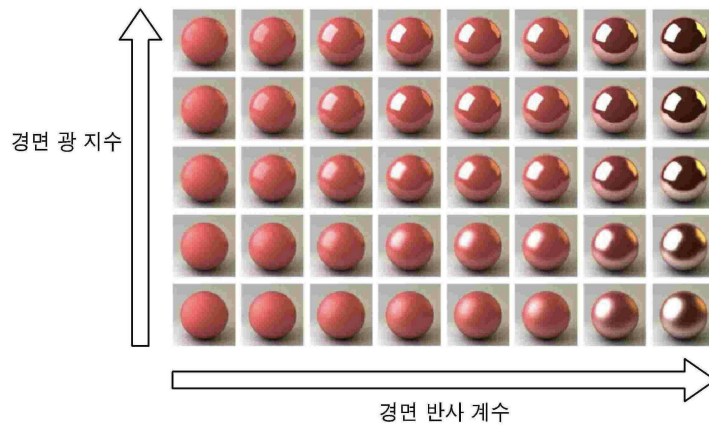
도면19



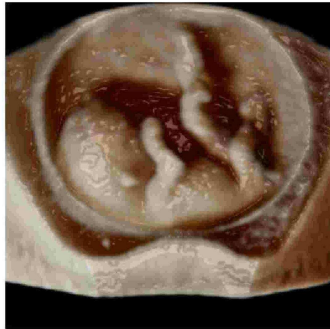
도면20



도면21



도면22

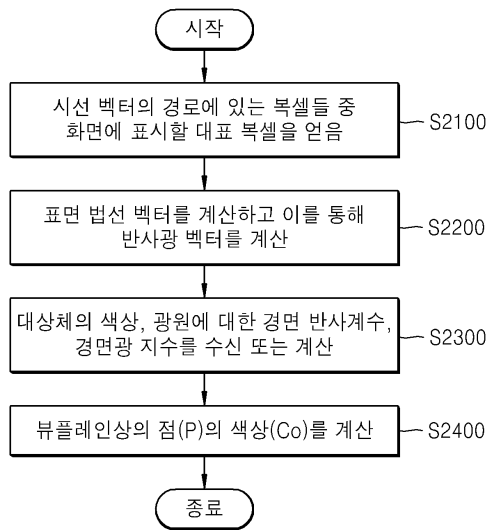


(a)

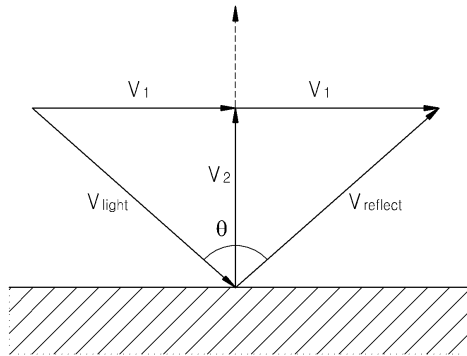


(b)

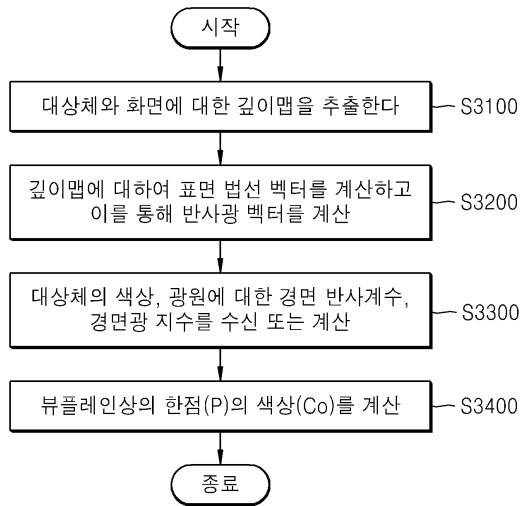
도면23



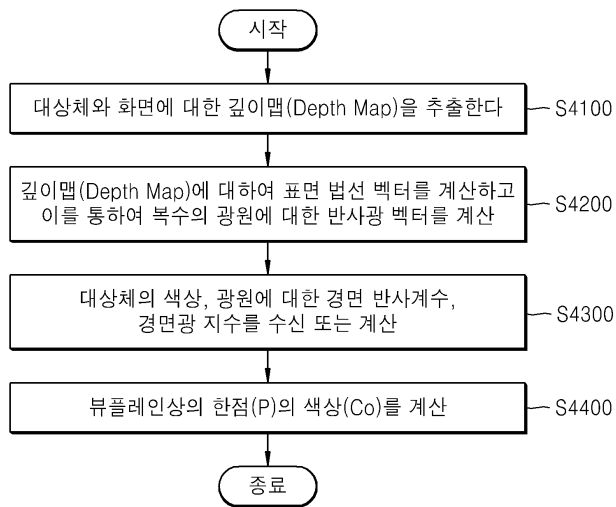
도면24



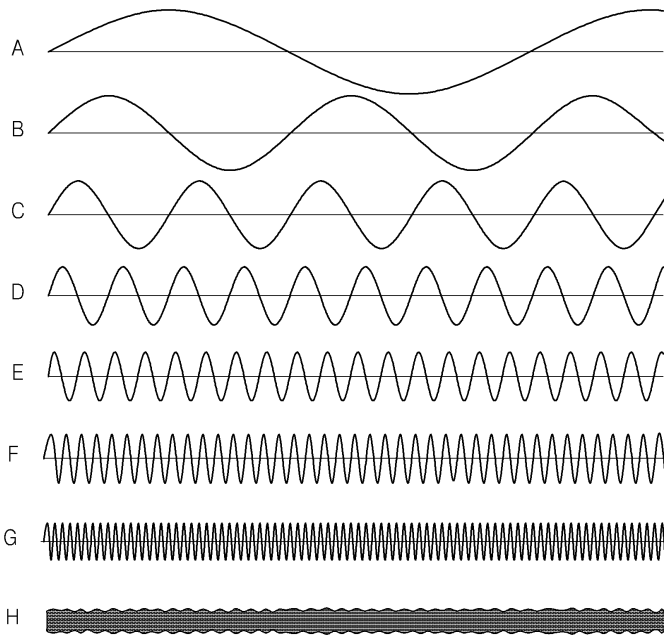
도면25



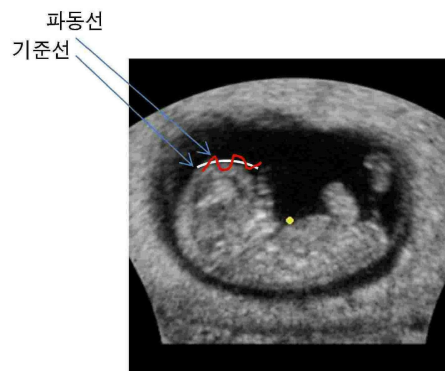
도면26



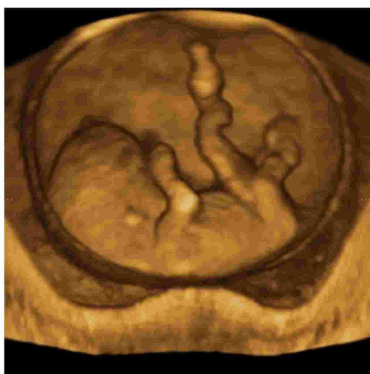
도면27



도면28



도면29



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于生成对象物体的三维图像的方法和设备 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020150037497A | 公开(公告)日 | 2015-04-08 |
| 申请号 | KR1020140085306 | 申请日 | 2014-07-08 |
| [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 | OH DONG HOON 오동훈 HYUN DONG GYU 현동규 KIM HAN JUN 김한준 | | |
| 发明人 | 오동훈 현동규 김한준 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 G06T17/00 | | |
| CPC分类号 | G01S15/8993 A61B5/0035 A61B5/055 A61B5/7425 A61B6/466 A61B8/466 G01S7/52068 G06T15/08 G06T15/50 G06T2210/41 | | |
| 优先权 | 1020130116899 2013-09-30 KR | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

根据本发明的实施例的用于生成目标对象的三维图像的方法包括：获得目标对象的超声数据；并且通过获得的超声数据生成对象的三维图像对象的尺寸图像使得在获得的超声数据的特征信息不同的部分中对象的三维图像被不同地表示，生成对象的三维图像的步骤有。

