



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0069830
(43) 공개일자 2015년06월24일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G06T 7/60 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0156434
(22) 출원일자 2013년12월16일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
정윤섭
경기도 하남시 하남대로784번길 29 에코타운
105-1203호
심환
경기도 용인시 기흥구 흥덕3로 20 신동아파밀리에
아파트 1206동 202호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
정홍식, 이현수, 김태현

전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 의료 영상을 이용한 혈관 분석 정보 제공 방법 및 장치

(57) 요약

혈관 분석 정보 제공 방법을 개시한다. 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은, 초음파 신호를 혈관이 지나가는 신체 부위에 조사(照射)하고 반사되는 초음파 신호를 감지하는 단계와, 상기 반사되는 초음파 신호를 이용하여 컬러 모드(C-mode) 영상을 생성하는 단계 및 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 상기 혈관의 직경을 판단하는 단계를 포함한다.

대표도 - 도1

100



(72) 발명자

김영태

경기도 성남시 분당구 판교원로 207 판교원마을5단지아파트 506동 502호

임형준

서울특별시 영등포구 당산로4길 12 문래자이아파트 112동 2103호

천병근

경기도 안양시 동안구 경수대로883번길 33 비산한화꿈에그린아파트 105동 801호

명세서

청구범위

청구항 1

초음파 신호를 혈관이 지나는 신체 부위에 조사(照射)하고 반사되는 초음파 신호를 감지하는 단계;
상기 반사되는 초음파 신호를 이용하여 컬러 모드(C-mode) 영상을 생성하는 단계; 및
상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 상기 혈관의 직경을 판단하는 단계;를 포함하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 혈관의 직경을 판단하는 단계는,
상기 생성된 컬러 모드 영상에서, 상기 혈관을 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 대한 프로파일 값들을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역을 상기 혈관의 직경으로 판단하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,
상기 혈관의 각도를 판단하는 단계는,
수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산하는 단계; 및
상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 5

제3항에 있어서,
상기 혈관의 각도를 판단하는 단계는,
수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선에 대해 대표 값을 계산하는 단계; 및
상기 계산된 대표 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 상기 수평면에 대해 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계;를 포함하며,
상기 대표 값은 하기의 식으로 표현되는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + \kappa * L_{i_SD}), \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

$E(\theta)$: 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 복수의 가상의 직선에 대한 대표 값

N_{VR} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 가상의 직선의 개수

L_{i_AVE} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 평균,

L_{i_SD} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 표준 편차.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 관심 영역을 설정하는 단계;를 더 포함하고,

상기 관심 영역은 상기 혈관의 중심부의 영상을 포함하고, 상기 혈관 분석 정보 제공 방법은 상기 관심 영역에 대해 수행하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 관심 영역을 설정하는 단계는,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정하는 단계;

상기 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는 경우,

중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 8

제3 항에 있어서,

상기 혈관 분석 정보 제공 방법은

상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 설정된 관심 영역에 대해 수행되고,

상기 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료되면, 상기 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역이 새롭게 설정되는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈류 영역을 식별하고, 상기 식별된 혈류 영역에서 기 설정된 픽셀 값을 벗어나는 엘리어싱(aliasing) 영역을 검출하는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 엘리어싱 영역을 검출하는 단계는,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 히스토그램을 더 고려하여 상기 엘리어싱 영역을 검출하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 엘리어싱 영역을 검출하는 단계는,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 따라 상기 생성된 컬러 모드 영상의 영역별로 레이블링(labeling)을

수행하는 단계;

상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값을 기초로 상기 레이블링 된 영역들에 대해 클러스터링 하는 단계;

상기 클러스터링 결과에 기초하여 엘리어싱 영역을 판단하는 단계; 및

상기 판단된 엘리어싱 영역을 보간하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 엘리어싱 영역을 판단하는 단계는,

하나의 레이블링 된 영역 내에 두 개 이상의 클러스터링 된 영역이 있는 경우, 상기 레이블링 된 영역은 엘리어싱 영역으로 판단하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 방법.

청구항 13

디스플레이부;

초음파 신호를 물체에 조사(照射)하고 반사되는 초음파 신호를 감지하는 초음파 송수신부; 및

상기 반사되는 초음파 신호를 이용하여 컬러 모드(C-mode) 영상을 생성하고, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 상기 혈관의 직경을 판단하는 제어부; 를 포함하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 생성된 컬러 모드 영상에서, 상기 혈관을 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 대한 프로파일 값들을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역을 상기 혈관의 직경으로 판단하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

청구항 15

제13항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

청구항 16

제13항에 있어서,

상기 제어부는,

수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산하고, 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

청구항 17

제13항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 상기 혈관의 중심부의 영상을 포함하는 관심 영역을 설정하여 상기 관심 영역에 대해 상기 영상 처리를 수행하

는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정하고,

상기 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는 경우, 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

청구항 19

제15 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 설정된 관심 영역에 대해 수행되고,

상기 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료되면, 상기 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역이 새롭게 설정되는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

청구항 20

제13항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈류 영역을 식별하고, 상기 식별된 혈류 영역에서 기 설정된 픽셀 값을 벗어나는 엘리어싱(aliasing) 영역을 검출하는 것을 특징으로 하는 혈관 분석 정보 제공 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 의료 영상 분석 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 다양한 진단장비를 통해 얻어진 의료 영상에서 혈관 정보를 분석하여 제공하는 방법과 이를 이용하는 장치들에 대한 것이다.

배경 기술

[0002] 현재 X-ray, CT, MRI, 초음파 등의 의료영상장비를 통해 얻어진 의료 영상들은 다양한 영역의 진단 뿐 아니라, 치료 시에도 빈번히 사용되고 있으며 진단 또는 치료의 목적에 맞게 측정 대상과 방식들이 특화 되어 있다. 뼈, 혈관 등은 인체의 대부분에 분포되어 있어 의료영상에서 흔하게 볼 수 있는데, 특히 혈관은 그 자체가 기능적인 역할의 중심인 동시에 인체 간 또는 기관 간 다양한 패턴으로 존재하고 있어 해부학적으로 중요한 지표가 된다.

[0003] 진단이나 치료를 위한 의료영상의 획득 시에 이러한 혈관의 해부학적 정보는 직간접적으로 사용되는데, 일 예로 도플러 효과를 이용한 혈류 속도를 측정(PW-Doppler) 할 때 혈관의 방향 정보가 사용되며, 혈관 질환의 치료를 위한 혈관중재시술(intervention)에는 혈관의 직경, 방향 및 전체 혈관의 위치 등의 정보를 필요로 한다. 현재 이러한 정보는 임상적 경험적 지식이나 직관적 판단에 의존하여 얻어지는데, 이러한 정보 측정 방식은 사람 별(inter-observer), 또는 사람 간(intra-observer)간 오차를 발생시킬 뿐 아니라, 진단 시간의 소요 및 비체계적인 진단의 원인이 된다.

[0004] 한편, 초음파 장비를 사용하여 혈류 속도를 측정하는데 있어, 혈관의 측정 뿐 아니라, 주파수 변이에 의해 생기는 엘리어싱(aliasing) 영역의 제거, 관심영역(Region Of Interest : ROI)의 설정 등의 과정이 필요하다. 엘리어싱이란, 초음파를 이용하여 영상 표시 장치가 혈관을 표시하는 경우, 혈류 영역에서 혈관의 폐색구간 등으로 인해 주변 혈류 영역과 다르게 표시되는 구간을 의미한다. 엘리어싱은 주파수 변이에 의해 도플러 스펙트럼의 일정 대역이 이동(shift)되는 현상으로, 영상에서는 주변 혈류 영역과 다른 구간으로 표시되어 나타난다.

[0005] 엘리어싱을 제거하는 종래의 기술로는 베이스라인을 시프트 시키는 방법이 있는데, 이 방법은 도플러 스펙트럼 영역에서 처리되는 기법으로 영상에서 직접 엘리어싱을 제거하지 못하는 단점이 있다. 영상에서 엘리어싱 영역

을 판단하고 혈관 영역으로 복구하는 방법이 존재하나 복잡한 영상처리 과정이 필요하며, 처리 시간이 길어지는 단점을 가지고 있다.

[0006] 또한, 관심영역을 설정하는데 있어 종래에는 사람이 직접 위치를 지정하였는데, 이러한 사람에 의한 수동 설정 방식은 재현성을 떨어뜨리며, 진단 시간이 길어지는 단점을 수반하게 된다.

[0007] 또한, 혈관의 정보를 측정하는 종래의 방법들은 다음과 같다. 먼저, 영상처리를 이용하여 혈관의 외곽선을 검출(edge detection)하고 검출된 외곽선으로 혈관을 추정하는 기술과 초음파의 C-mode 영상에서 나타나는 혈류 성분은 피팅(fitting)하여 혈관 방향을 추정하는 기술이 있다. 이러한 종래의 기술들은 다음과 같은 문제를 가진다. 먼저, 외곽선을 검출하는 기술의 경우 보통 초음파의 B-mode 영상을 이용하는데, B-mode 영상은 일반적으로 신호대 잡음 비(SNR)가 좋지 않아 영상의 선명함이 좋지 않으며, 검출된 외곽성분 중 혈관 성분에 대한 판단 기준이 애매하다. 또한, C-mode 영상에서 혈류 성분을 이용하는 피팅(fitting) 방식은 C-mode를 구성하는 혈류 신호(color 정보)가 불충분한 경우에 잘못된 방향으로 혈관 방향을 추정하게 되는 문제점이 있다. 마지막으로 종래의 혈관 정보를 측정하는 방법들은 모두 관심영역에서 혈관이 한 개 존재하는 경우만을 고려하여 개발된 방식으로, 실제 관심영역에서 다수의 혈관이 존재 할 경우 혈관을 식별한 후, 선택적으로 혈관을 인식하여 정보를 측정하지 못하는 단점을 가지고 있다.

[0008] 아울러, 혈관중재술(intervention) 시 혈관조영술(angiography)을 사용하여 시술을 진행하는데, 시술자가 직접 혈관 조영 영상을 눈으로 보며 진행하는 방식이다. 시술자는 실시간으로 2차원의 영상을 보며 카테터를 병변까지 이동 시키는데 이러한 과정으로 인해 시술 시간은 시술자의 경험과 숙련도에 따라 달라지게 된다. 시술 시간의 증가는 방사선 피폭의 증가 및 조영제(contrast agent)의 추가적인 주입을 가져온다. 현재 혈관중재술을 위한 정보제공 기술은 영상에서 카테터의 위치를 제공하는 것 이외에 특별한 기술이 없다.

[0009] 아울러, 종류가 다른 의료 영상간의 영상 정합(Bimodality Image Registration) 시, 혈관에서는 혈관의 분기점(bifurcation)과 교차점(crossover) 등의 지표를 특징점(landmark)으로 주로 사용하였는데, 이러한 지표가 충분하지 않은 영상에서는 혈관이 정합을 위한 지표가 되지 못하는 문제점을 갖는다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은, 초음파를 이용하여 신체의 영상을 표시하는 기술에서 관심 영역을 자동으로 설정하기 위한 혈관 분석 정보 제공 방법 및 혈관 분석 정보 제공 장치를 제공하기 위함이다.

[0011] 본 발명의 다른 목적은, 다수의 혈관이 존재하는 경우도 관심 영역의 혈관의 직경과 각도를 정확하게 검출할 수 있는 혈관 분석 정보 제공 방법 및 혈관 분석 정보 제공 장치를 제공하기 위함이다.

[0012] 본 발명의 또 다른 목적은, 혈관 영상에서 정밀하게 엘리어싱 영역을 검출하여 보간 할 수 있는 혈관 분석 정보 제공 방법 및 장치를 제공하기 위함이다.

과제의 해결 수단

[0013] 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은, 초음파 신호를 혈관이 지나는 신체 부위에 조사(照射)하고 반사되는 초음파 신호를 감지하는 단계, 상기 반사되는 초음파 신호를 이용하여 컬러 모드(C-mode) 영상을 생성하는 단계 및 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 상기 혈관의 직경을 판단하는 단계를 포함한다. 이때, 상기 혈관의 직경을 판단하는 단계는 상기 생성된 컬러 모드 영상에서, 상기 혈관을 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 대한 프로파일 값들을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역을 상기 혈관의 직경으로 판단하는 것일 수 있다.

[0014] 또한, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은, 초음파 신호 조사 및 감지 단계, 컬러 모드 영상을 생성하는 단계, 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경을 판단하는 단계를 포함한다.

[0015] 그리고, 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계를 더 포함한다.

[0016] 이때, 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계는, 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산하는 단계 및 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직

선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0017] 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은, 초음파 신호 조사 및 감지 단계, 컬러 모드 영상을 생성하는 단계, 생성된 컬러 모드 영상 일부에 대한 관심 영역을 설정하는 단계를 포함한다. 또한, 관심 영역의 혈류 영역에서 기 설정된 픽셀값을 벗어나는 엘리어싱 영역을 검출하는 단계, 관심 영역 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경을 판단하는 단계, 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 각도를 판단하는 단계를 포함한다.
- [0018] 상기 관심 영역을 설정하는 단계는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정하는 단계와, 상기 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는 경우, 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 또한, 상기 혈관 분석 정보 제공 방법은 상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 설정된 관심 영역에 대해 수행되고, 상기 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료되면, 상기 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역이 새롭게 설정될 수 있다.
- [0020] 또한, 상기 엘리어싱 영역을 검출하는 단계는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 히스토그램을 더 고려하여 상기 엘리어싱 영역을 검출할 수 있다.
- [0021] 또한, 상기 엘리어싱 영역을 검출하는 단계는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 따라 상기 생성된 컬러 모드 영상의 영역별로 레이블링(labeling)을 수행하는 단계와, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값을 기초로 상기 레이블링 된 영역들에 대해 클러스터링 하는 단계와, 상기 클러스터링 결과에 기초하여 엘리어싱 영역을 판단하는 단계와, 상기 판단된 엘리어싱 영역을 보간하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 상기 엘리어싱 영역을 판단하는 단계는, 하나의 레이블링 된 영역 내에 두 개 이상의 클러스터링 된 영역이 있는 경우, 상기 레이블링 된 영역은 엘리어싱 영역으로 판단할 수 있다.
- [0023] 상기와 같은 목적을 달성하기 위한 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 장치는, 디스플레이부와, 초음파 신호를 물체에 조사(照射)하고 반사되는 초음파 신호를 감지하는 초음파 송수신부와, 상기 반사되는 초음파 신호를 이용하여 컬러 모드(C-mode) 영상을 생성하고, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 상기 혈관의 직경을 판단하는 제어부를 포함한다.
- [0024] 상기 제어부는, 상기 생성된 컬러 모드 영상에서, 상기 혈관을 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 대한 프로파일 값들을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역을 상기 혈관의 직경으로 판단할 수 있다.
- [0025] 상기 제어부는, 상기 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단할 수 있다.
- [0026] 상기 제어부는, 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산하고, 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단할 수 있다.
- [0027] 상기 제어부는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 상기 혈관의 중심부의 영상을 포함하는 관심 영역을 설정하여 상기 관심 영역에 대해 상기 영상 처리를 수행할 수 있다.
- [0028] 상기 제어부는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정하고, 상기 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는 경우, 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정할 수 있다.
- [0029] 상기 제어부는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 설정된 관심 영역에 대해 수행되고, 상기 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료되면, 상기 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역이 새롭게 설정될 수 있다.
- [0030] 상기 제어부는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈류 영역을 식별하고, 상기 식별된 혈류 영역에서 기 설정된 픽셀 값을 벗어나는 엘리어싱(aliasing) 영역을 검출할 수 있다.
- [0031] 상기 제어부는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 히스토그램을 더 고려하여 상기 엘리어싱 영역을 검출할 수 있다.
- [0032] 이때, 상기 제어부는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 따라 상기 생성된 컬러 모드 영상의 영역별로

레이블링(labeling)을 수행하고, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값을 기초로 상기 레이블링 된 영역들에 대해 클러스터링 하며, 상기 클러스터링 결과에 기초하여 엘리어싱 영역을 판단하여, 상기 판단된 엘리어싱 영역을 보간할 수 있다.

[0033] 또한, 상기 제어부는, 하나의 레이블링 된 영역 내에 두 개 이상의 클러스터링 된 영역이 있는 경우, 상기 레이블링 된 영역은 엘리어싱 영역으로 판단할 수 있다.

발명의 효과

[0034] 이상과 같은 본 발명의 다양한 실시 예에 따르면, 본 발명은 초음파를 이용하여 신체의 영상을 표시하는 기술에서 관심 영역을 자동으로 설정하기 위한 혈관 분석 정보 제공 방법 및 혈관 분석 정보 제공 장치를 제공한다.

[0035] 또한, 본 발명은, 다수의 혈관이 존재하는 경우도 관심 영역의 혈관의 직경과 각도를 정확하게 검출할 수 있는 혈관 분석 정보 제공 방법 및 혈관 분석 정보 제공 장치를 제공한다.

[0036] 또한, 본 발명은, 혈관 영상에서 정밀하게 엘리어싱 영역을 검출하여 보간할 수 있는 혈관 분석 정보 제공 방법 및 혈관 분석 정보 제공 장치를 제공한다.

도면의 간단한 설명

[0037] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 장치의 블록도,
 도 2는 C 모드 영상을 생성하는 방법을 도시한 도면,
 도 3는 혈관의 직경과 각도를 측정하는 방법을 도시한 모식도,
 도 4는 혈관의 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선을 나타낸 도면,
 도 5은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관심영역 설정을 나타내는 모식도,
 도 6은 혈관 각도를 고려하여 연속하여 관심 영역을 설정하는 방법을 도시한 모식도,
 도 7 및 8은 엘리어싱 영역을 검출하여 보간하는 실시 예를 도시한 도면,
 도 9 내지 11은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법의 흐름도,
 도 12는 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 진단기의 참고도,
 도 13은 초음파 진단기를 이용한 초음파 진단 과정을 도시한 모식도,
 도 14는 상기와 같은 초음파 진단기를 이용하여 혈관의 직경과 각도를 검출하는 경우의 장점을 설명하기 위한 도면,
 도 15는 카테터의 상입 위치로부터의 이동 경로를 나타내는 도면,
 도 16은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 조영 영상 장치의 구성을 도시한 블록도,
 도 17은 본 발명에 따른 카테터 이동 경로 화면을 도시한 도면,
 도 18은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 조영 영상 디스플레이 방법의 흐름도,
 도 19는 인체의 같은 부위를 다른 장비로 촬영한 영상을 도시한 도면,
 도 20은 본 발명의 일 실시 예에 따른 의료 영상 정합 장치의 구성을 도시한 블록도,
 도 21은 혈관 분기점의 각도와 분기점 간 거리를 도시한 도면,
 도 22는 영상 정합을 위한 지표 검출을 도시한 도면, 그리고,
 도 23은 본 발명의 일 실시 예에 따른 영상 정합 지표 선정 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0038] 이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 다양한 실시 예를 설명한다.

[0039] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 장치(100)의 블록도이다.

- [0040] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 장치(100)는 초음파 송수신부(110), 제어부(120), 디스플레이부(130)를 포함한다.
- [0041] 초음파 송수신부(110)는 초음파 신호를 혈관이 지나는 신체 부위에 조사(照射)하고 신체 부위로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 감지하는 구성이다. 이를 위해 초음파 송수신부(110)는 진동자를 포함하는 트랜스 듀서로 구성된 프로브(probe)와, 초음파 에코 신호를 감지하기 위한 동조 코일을 포함한다. 또한, 수신된 신호를 처리하기 위한 아날로그/디지털 컨버터, 신호 처리부를 포함한다.
- [0042] 디스플레이부(130)는 제어부(120)에 대해 처리된 영상을 표시하는 구성이다. 디스플레이부(130)는 다양한 디스플레이 패널로 설계될 수 있다. 즉, 디스플레이부(130)는 유기발광 다이오드 OLED(Organic Light Emitting Diodes), 액정 디스플레이 패널(Liquid Crystal Display Panel: LCD Panel), 플라즈마 디스플레이 패널(Plasma Display Panel: PDP), VFD(Vacuum Fluorescent Display), FED(Field Emission Display), ELD(Electro Luminescence Display) 등 다양한 디스플레이 기술로 구현될 수 있다. 디스플레이 패널은 주로 발광형으로 이루어질 것이지만, 반사형 디스플레이(E-ink, P-ink, Photonic Crystal)를 배제하는 것은 아니다. 또한, 플렉서블 디스플레이(flexible display), 투명 디스플레이(transparent display) 등으로 구현 가능할 것이다. 또한, 복수 개의 디스플레이 패널을 구비할 수 있다.
- [0043] 제어부(120)는 혈관 분석 정보 제공 장치(100)의 동작 전반을 제어한다.
- [0044] 제어부(120)의 MPU(Micro Processing Unit) 또는 CPU(Central Processing Unit), 캐쉬 메모리(Cache Memory), 데이터 버스(Data Bus) 등의 하드웨어 구성과, 운영체제, 특정 목적을 수행하는 어플리케이션의 소프트웨어 구성을 포함한다. 시스템 클럭에 따라 혈관 분석 정보 제공 장치(100)의 동작을 위한 각 구성요소에 대한 제어 명령이 메모리에서 읽혀지며, 읽혀진 제어 명령에 따라 전기 신호를 발생시켜 하드웨어의 각 구성요소들을 동작시킨다.
- [0045] 제어부(120)는 초음파 송수신부(110)의 초음파 송수신을 제어한다. 그리고, 신체 부위로부터 반사되어 오는 초음파 신호가 수신되면, 이를 이용하여 흑백 신호를 갖는 B-모드 영상 또는 C-모드(컬러 모드) 영상을 생성한다.
- [0046] B-모드(Brightness-mode) 영상은 신체 부위로부터 반사되어 오는 초음파 에코 신호를 이용하여 초음파가 조사된 상기 신체 부위를 흑백으로 구성한 영상이다. 신체 부위까지의 거리를 가로축에 놓고 반사된 에코의 진폭을 세로축에 놓는 경우 진폭을 도트의 밝기로 대체하여 표시할 수 있는데, B-모드 영상은 이러한 방식으로 흑백 영상으로 구성될 수 있다.
- [0047] 이와 달리 C-모드(Color Doppler mode) 영상은 신체 부위로부터 반사되어 오는 초음파 에코 신호를 이용하여 초음파가 조사된 상기 신체 부위를 컬러로 구성한 영상이다. 제어부(120)는 초음파 에코 신호가 수신되어 도플러 효과에 의해 주파수 편이가 생긴 경우 그 편이 주파수를 계산함으로써 혈류의 속도를 측정할 수 있다. 그리고, 이를 이용하여 C-모드 영상을 구성할 수 있다.
- [0048] 도 2는 C 모드 영상을 생성하는 방법을 도시한 도면이다.
- [0049] 제어부(120)는 도플러 빔(Doppler Beam)의 레인지 게이트(Range Gate) 주위의 $m \times n$ 개의 픽셀(Pixel)을 선택한다. 상기 $m \times n$ 개의 픽셀(Pixel)은 사용자 입력에 의해 $m \times n$ 개의 픽셀(Pixel)을 선택하거나, 혈관벽의 상하 경계를 자동으로 검색하여 상하 경계가 모두 포함되는 범위로 $m \times n$ 개의 픽셀이 선택될 수 있다. 이때, 경계 검출(Edge Detection) 알고리즘이나 동질성 검출(Homogeneity Detection) 알고리즘을 사용하여 상기 혈관벽 검출이 가능하다. 또는 후술하는 관심 영역 선택 기술이 이용될 수 있다.
- [0050] 도 2를 참조하면, 각 픽셀에 대해 초음파 응답 신호의 속력은 $0 \sim k$ 사이의 픽셀 값(k 는 정수)을 가질 수 있다. k 는 비트 해상도(bit resolution)에 의해 결정되며, 일 실시 예로써 8비트 해상도를 갖는 경우에는 각 픽셀은 $0 \sim 255$ 컬러값으로 표현될 수 있다.
- [0051] 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경과 각도를 측정할 수 있다. 이하에서는 이러한 실시 예를 설명한다.
- [0052] 도 3는 혈관의 직경과 각도를 측정하는 방법을 도시한 모식도이고, 도 4은 혈관의 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선을 나타낸 도면이다.
- [0053] 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경을 판단한다. 이와 달리 제어부(120)는 생성된 C 모드 영상과 B 모드 영상을 함께 고려할 수도 있다. 이때는 생성된 영상을 재구성하는 작업이 이루어

진다. 도 3의 실시 예는 이러한 경우를 도시한다.

- [0054] 즉, B 모드 영상과 C 모드 영상을 결합하여 새로운 영상을 생성한다. 이러한 방법은 B 모드 영상과 C 모드 영상이 갖는 단점을 보완하는 역할을 한다. 일반적으로 B 모드 영상에서는 혈관 및 주변 조직 세포의 해부학적 경계가 나타나지만 잡음으로 인해 뚜렷한 경계를 찾기 어려운 경우가 많고, C 모드 영상에서도 혈류의 상대적인 속도가 나타나지만 경우에 따라 컬러 정보가 불충분하게 나타나기도 한다. 본 발명은 재구성된 영상을 이용하여 B 모드와 C 모드에서 발생할 수 있는 노이즈를 최소화하여 혈관 정보를 추정한다.
- [0055] 재구성된 새로운 영상 정보는 다음과 같은 수식으로 계산될 수 있다.
- [0056]
$$I_{f-image}(i, j) = \alpha * N_{b-image}(i, j) + \beta * N_{c-image}(i, j)$$
- [0057] $I_{f-image}$: 재구성된 영상(fused image)
- [0058] $N_{b-image}$, $N_{c-image}$: 정규화(normalization)된 B, C-mode 영상
- [0059] α , β : 가중치 상수(weight factor)
- [0060] (i, j) : 픽셀 위치, 영상 사이즈가 $m * n$ 일 때 ($0 \leq i \leq m, 0 \leq j \leq n$)
- [0061] 계산을 좀더 효율적으로 하기 위해 영상의 재구성은 후술하는 관심 영역에 대해서만 수행할 수도 있다.
- [0062] 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상에서, 혈관의 임의의 픽셀을 지나는 가상의 직선에 대해 혈류 영역 프로파일 값을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역 프로파일 값을 갖는 직선 상의 혈관 직경을 상기 혈관의 직경으로 판단할 수 있다. 여기서 혈류 영역 프로파일 값은 혈류 영역을 나타내는 연속된 픽셀 값의 합을 의미한다.
- [0063] C 모드 영상 또는 재구성된 영상에서 혈관을 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값은 혈류 영역과 그 외의 영역을 기 설정된 문턱값을 기준으로 구별할 수 있다. 혈류 영역은 혈류의 속도로 인해 혈류 외 영역에 비해 다른 값을 표현되기 때문이다. 따라서, 이러한 픽셀 값에 기초하여 프로파일 값을 구성할 수 있다. 이때, 혈류 영역에 해당하는 프로파일 값의 영역이 가장 짧은 직선이 혈관을 수직으로 가로지르는 직선으로 판단될 수 있다. 그리고, 그 프로파일 값 영역의 길이가 혈관의 직경이 된다.
- [0064] 관심 영역을 설정한 경우라면, 관심영역의 혈류 중심 좌표인 레인지 게이트(range gate)에서 혈관의 직경(Δv)을 측정한다.
- [0065] 그 다음으로 제어부(120)는 혈관의 각도를 판단한다. 제어부(120)는 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단한다. 도 4의 (A)와 같이 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선(41)을 고려할 수 있다. 만일 혈관의 중심을 지나는 가상의 직선이 있다면 그 가상의 직선은 혈관 방향이 될 것이고, 그 가상의 직선이 수평면과 이루는 각도가 혈관의 각도가 될 것이다. 목표는 이러한 가상의 직선을 식별해내는 것이다.
- [0066] 이때, 도 4(A)에 도시된 것처럼 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선(41)을 고려할 수 있다. 가상의 직선의 개수를 N_{VR} 개 라고 할 때, N_{VR} 과 판단된 직경 Δv 은 다음의 관계를 만족한다.
- [0067]
$$N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$$
- [0068] λ : 복수의 가상의 직선 선들 사이의 간격
- [0069] 즉, 가상의 직선의 개수는 가상의 직선의 간격에 반비례한다.
- [0070] 직경 위를 지나는 다양한 각도의 복수의 가상의 직선을 고려할 수 있다. 도 4의 (B)는 이를 도시한다(43). 여기서 각 가상의 직선의 간격은 -180~180도 사이에서 k도의 간격으로 생성될 수 있다. k값이 작을수록 계산되는 각도 해상도가 커지지만, 너무 작은 k는 연산 속도를 떨어뜨리게 된다. 여기서 k는 1도를 사용하며 각도 검출 성능에 따라 임의의 조절 가능하다.
- [0071] 이때, 제어부(120)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 도 4의 (A)에서 직경 위를 지나는 동일한 각도를 지닌 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 그리고, 제어부(120)는 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단할 수 있다. 예를 들어, 도 4의 (A)에서 수평면과 이루는 각이 작은 직경 위를 지나는 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과가 다른 각도의 직경 위를 지나는 가상의 직

선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과보다 작은 경우라면 전자가 혈관의 각도가 된다.

[0072] 이를 수식화하여 대표값을 정의할 수 있다. 즉, 제어부(120)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선에 대해 대표 값을 계산할 수 있다. 대표값은 아래의 식으로 정의된다.

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + \kappa * L_{i_SD}), \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

[0073]

[0074] $E(\theta)$: 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 복수의 가상의 직선에 대한 대표 값

[0075] N_{VR} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 가상의 직선의 개수

[0076] L_{i_AVE} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 평균,

[0077] L_{i_SD} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 표준 편차.

[0078] 그리고, 제어부(120)는 계산된 대표 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 상기 수평면에 대해 기울어진 각도를 상기 혈관의 각도로 판단한다.

[0079] 이하에서는 관심 영역을 설정하는 방법을 설명한다.

[0080] 도 5은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관심영역 설정을 나타내는 모식도이다.

[0081] 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 관심 영역을 설정할 수 있다. 관심 영역이란 초음파 신호를 조사 하기 위한 신체 부위를 의미하며, 본 발명에서는 주로, 혈관의 중심부의 영상을 포함하지만, 이에 한정되지는 않는다. 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은 관심 영역에 대해 수행될 수 있다.

[0082] 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정한다. 그리고, 제어부(120)는 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는지 판단한다. 만일 기 설정된 범위 내이거나, 혈류 중심 좌표와 관심 영역 중심 좌표가 일치하는 경우라면, 영상 처리를 수행하면 된다. 그러나, 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는 경우라면, 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정한다.

[0083] 도 5에서 초기 관심 영역(50)은 혈관(52) 영상의 일부만을 포함하고 있음을 알 수 있다(A). 이 경우 혈류 중심 좌표와 관심 영역 중심 좌표가 떨어져 있으므로, 관심 영역(50)을 조정한다(B). 그리고, 관심 영역(50)을 조정한 결과 혈류 중심 좌표(53)와 관심 영역 중심 좌표가 거의 일치하게 된다(C).

[0084] 이 밖에도 관심 영역은 질병에 대한 임상적 판단 기준에 따라 달라질 수 있다. 그리고, 환자의 건강 상태, 연령, 음식 섭취 상태, 신체 조건, 신체 부위 등에 따라 달라질 수 있다.

[0085] 설정된 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료되는 경우, 다음 관심 영역을 설정하여 영상 처리가 이루어질 수 있다.

[0086] 도 6은 혈관 각도를 고려하여 연속하여 관심 영역을 설정하는 방법을 도시한 모식도이다.

[0087] 설정된 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료한 후, 다음 관심 영역을 설정하여 영상 처리 하기 위해 제어부(120)는 상기과 같이 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역을 새롭게 설정할 수 있다.

[0088] 도 6은 최초 관심 영역(610)을 영상 처리하고, 다음 관심 영역(620)을 설정하는 과정을 도시하고 있다. 혈관의 각도를 고려하여 관심 영역이 설정됨을 알 수 있다.

[0089] 이하에서는 엘리어싱 영역을 검출하여 영상을 보간하는 실시 예를 설명한다.

[0090] 도 7 및 8은 엘리어싱 영역을 검출하여 보간하는 실시 예를 도시한 도면이다.

[0091] 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈류 영역을 식별할 수 있다. 물론, 재구성된 영상을 이용할 수도 있다. 제어부(120)는 식별된 혈류 영역에서 기 설정된 픽셀 값을 벗어나는 엘리어싱(aliasing) 영역을 검출한다. 혈류 영역은 혈류 속도에 따라 픽셀값이 다르게 설정될 것이지만, 혈류 영역에서 혈류 속도의 임계값을 넘는 픽셀값이 존재하는 경우가 있다. 실제로 혈관의 이물질이 존재하여 폐색구간이 있을 수도 있고, 다른 원인에 의해 노이즈가 발생할 수도 있다. 이러한 구간을 엘리어싱 구간이라고 하고, 이를 검출하여 보간한

다. 엘리어싱 영역은 실제 혈류 속도 값이 아닌 바이어스(bias)로 인해 일정값이 쉬프트 되는 현상이다.

[0092] 도 7에서 엘리어싱 구간은 혈류 영역에 비해 다른 픽셀값을 갖고 있으며, 필요에 따라 다른 혈류 영역의 픽셀값으로 보간이 이루어진다.

[0093] 다만, 실제로 엘리어싱 구간이 나타나는 이유는 다양할 수 있으므로, 단순히 노이즈에 의한 것이어서 보간이 필요한지를 판단할 필요가 있다. 도 8은 그러한 예를 도시한다.

[0094] 도 8의 (A-1)에서 혈류 영역(811)과 다른 픽셀 값을 갖는 구간(813)이 나타나고 있다. 그러나, 도 8의 (A-3)에 도시된 생성된 컬러 모드 영상의 히스토그램을 고려하면, 상기 두 혈류 영역이 서로 다른 혈류 속도를 갖고므로 양 구간(811, 813)이 다른 혈관임을 판단할 수 있다. 실제로 도 8의 (A-1)은 두 혈관이 겹쳐서 지나가는 위치의 영상이다. 그러므로, 영상 처리가 된 영상 (A-2)에서도 두 혈류 영역 (811, 813)은 서로 다르게 표시된다.

[0095] 반면, 도 8의 (B-1)의 경우 히스토그램(B-3)을 고려한 결과 양 구간(822, 823)이 동일 혈관이므로 엘리어싱 영역으로 판단되어 보간이 이루어진다. 그러므로, 영상 처리가 된 영상 (B-2)에서도 두 혈류 영역 (822, 823)은 서로 동일하게 표시된다.

[0096] 엘리어싱 영역을 검출하는 경우 다음의 알고리즘이 고려될 수 있다. 우선, 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 따라 상기 생성된 컬러 모드 영상의 영역별로 레이블링(labeling)을 수행한다. 레이블링(Labeling)이란 인접한 화소에 모두 같은 번호(Label)를 붙이고 연결되지 않은 다른 성분에는 다른 번호를 붙이는 작업을 말한다. 그리고, 제어부(120)는 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값을 기초로 상기 레이블링 된 영역들에 대해 클러스터링 한다. 그리고, 클러스터링 결과에 기초하여 엘리어싱 영역을 판단한다. 이때, 하나의 레이블링 된 영역 내에 두 개 이상의 클러스터링 된 영역이 있는 경우, 상기 레이블링 된 영역은 엘리어싱 영역으로 판단 가능하다. 제어부(120)는 판단된 엘리어싱 영역을 보간한다.

[0097] 한편, 일반적으로 혈관은 독립적인 점(spot)의 형태가 아닌 연속된 관의 형태로 연결되어 있어 작은 점 크기의 레이블은 노이즈로 간주하여 제거한다. 노이즈 성분이 제거되고 남은 레이블은 모두 혈관을 구성하는 성분이며, 각 레이블에서 컬러정보(혈류 속도)를 기준으로 군집화 하여(clustering) 속도 분포를 산출한다.

[0098] 이하에서는 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법을 설명한다.

[0099] 도 9 내지 11은 본 발명의 다양한 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법의 흐름도이다.

[0100] 도 9을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은, 초음파 신호를 혈관이 지나가는 신체 부위에 조사(照射)하고 반사되는 초음파 신호를 감지하는 단계(S910), 상기 반사되는 초음파 신호를 이용하여 컬러 모드(C-mode) 영상을 생성하는 단계(S920) 및 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 상기 혈관의 직경을 판단하는 단계(S930)를 포함한다. 이때, 상기 혈관의 직경을 판단하는 단계(S930)는 상기 생성된 컬러 모드 영상에서, 상기 혈관을 지나가는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 대한 프로파일 값들을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역을 상기 혈관의 직경으로 판단하는 것일 수 있다.

[0101] 도 10을 참조하면, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은, 초음파 신호 조사 및 감지 단계(S1010), 컬러 모드 영상을 생성하는 단계(S1020), 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경을 판단하는 단계(S1030)를 포함한다. S1010, S1020, S1030은 각각 S910, S920, S930에 대응된다.

[0102] 그리고, 판단된 직경 위를 지나가는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계(S1040)를 더 포함한다.

[0103] 이때, 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계(1040)는, 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나가는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산하는 단계 및 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단하는 단계를 포함할 수 있다.

[0104] 도 11을 참조하면, 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법은, 초음파 신호 조사 및 감지 단계(S1110), 컬러 모드 영상을 생성하는 단계(S1120), 생성된 컬러 모드 영상 일부에 대한 관심 영역을 설정하는 단계(S1130)를 포함한다. 또한, 관심 영역의 혈류 영역에서 기 설정된 픽셀값을 벗어나는 엘리어싱 영역을 검출하는 단계(S1140), 관심 영역 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경을 판단하는 단계(S1150), 판단된 직경 위를 지나가는 가상의 직선 위의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 각도를 판단하는 단계(S1160)를 포함한다.

[0105] 상기 관심 영역을 설정하는 단계(S1130)는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정하는 단계와, 상기 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범

위를 벗어나는 경우, 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0106] 또한, 상기 혈관 분석 정보 제공 방법은 상기 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 설정된 관심 영역에 대해 수행되고, 상기 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료되면, 상기 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역이 새롭게 설정될 수 있다.

[0107] 또한, 상기 엘리어링 영역을 검출하는 단계(S1140)는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 히스토그램을 더 고려하여 상기 엘리어링 영역을 검출할 수 있다.

[0108] 또한, 상기 엘리어링 영역을 검출하는 단계(S1140)는, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 따라 상기 생성된 컬러 모드 영상의 영역별로 레이블링(labeling)을 수행하는 단계와, 상기 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값을 기초로 상기 레이블링 된 영역들에 대해 클러스터링 하는 단계와, 상기 클러스터링 결과에 기초하여 엘리어링 영역을 판단하는 단계와, 상기 판단된 엘리어링 영역을 보간하는 단계를 포함할 수 있다.

[0109] 상기 엘리어링 영역을 판단하는 단계(S1140)는, 하나의 레이블링 된 영역 내에 두 개 이상의 클러스터링 된 영역이 있는 경우, 상기 레이블링 된 영역은 엘리어링 영역으로 판단할 수 있다.

[0110] 한편, 이상과 같은 다양한 실시 예에 따른 혈관 분석 정보 제공 방법을 수행하기 위한 프로그램 코드는 비일시적 판독 가능 매체(non-transitory computer readable medium)에 저장될 수 있다. 비일시적 판독 가능 매체란 레지스터, 캐쉬, 메모리 등과 같이 짧은 순간 동안 데이터를 저장하는 매체가 아니라 반영구적으로 데이터를 저장하며, 기기에 의해 판독(reading)이 가능한 매체를 의미한다. 구체적으로는, 상술한 다양한 어플리케이션 또는 프로그램들은 CD, DVD, 하드 디스크, 블루레이 디스크, USB, 메모리카드, ROM 등과 같은 비일시적 판독 가능 매체에 저장되어 제공될 수 있다.

[0111] 또한, 전술한 혈관 분석 정보 제공 방법은 임베디드 소프트웨어 또는 펌웨어 형태로 CISC(Complex Instruction Set Computer) 칩, RISC(Reduced Instruction Set Computer) 칩, 비트 슬라이스 MPU(Micro Processing Unit) 중 어느 하나로 제공될 수 있다.

[0112] 초음파 진단기

[0113] 한편, 전술한 혈관 분석 정보 제공 장치(100)는 펄스와 도플러 초음파 진단기로 구현될 수 있다. 도 12는 본 발명의 일 실시 예에 따른 초음파 진단기의 참고도를 도시하고, 도 13은 초음파 진단기를 이용한 초음파 진단 과정을 도시한 모식도이다.

[0114] 도 12와 같은 초음파 진단기(200)는 프로브(probe : 211)를 포함하는 초음파 송수신부(210), 제어부(220), 디스플레이부(230), 몸체부(240) 외에도, 몇 가지 구성을 더 포함할 수 있다. 즉, 초음파 진단을 위한 다양한 사용자 셋팅을 위한 다양한 키를 포함하는 키 입력부, 기타 다양한 사용자 인터페이스(250)를 더 포함할 수 있다. 초음파 송수신부(210), 제어부(220), 디스플레이부(230)는 전술한, 혈관 분석 정보 제공 장치(100)의 초음파 송수신부(110), 제어부(120), 디스플레이부(130)와 동일한 구성이다.

[0115] 의사나 간호사와 같은 진단자는 초음파 진단기(200)의 프로브(probe : 211)를 혈관 분석 정보를 얻으려는 신체 부위에 접촉하고 초음파 진단기(200)를 구동시킨다. 사용자 입력에 의한 설정에 따라 B-모드 영상 또는 C-모드 영상을 생성하여 디스플레이부(230)에 표시한다. 초음파 진단기(200)는 도플러 스펙트럼 영상을 지원할 수 있다. 이 경우 디스플레이부(230)는 B-모드 영상 또는 C-모드 영상 뿐 아니라, 도플러 스펙트럼 영상도 디스플레이 한다.

[0116] 제어부(220)는 생성된 컬러 모드 영상의 일부에 대해 관심 영역을 설정할 수 있다. 전술한 것처럼 관심 영역이란 초음파 신호를 조사 하기 위한 신체 부위를 의미한다.

[0117] 제어부(220)는 최초에 진단자가 프로브를 신체 부위에 접촉시킨 위치에서부터 생성된 컬러 모드 영상에 대해 관심 영역을 설정할 수 있다. 그리고, 제어부(220)는 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는지 판단한다. 만일 기 설정된 범위 내이거나, 혈류 중심 좌표와 관심 영역 중심 좌표가 일치하는 경우라면, 영상 처리를 수행하면 된다. 그러나, 진단자가 환자의 신체 부위에 무작위로 프로브를 위치하였으나 프로브의 중심이 혈관에서 벗어나 있던 경우(도 13의 (A)) 관심 영역의 중심 좌표가 상기 생성된 컬러 모드 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어날 수 있고, 이 때는 제어부

(220)는 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정한다(도 13의 (C)).

[0118] 다만, 전술한 혈관 분석 정보 제공 장치(100)의 실시 예에서도 설명한 바와 같이 관심 영역은 질병에 대한 임상적 판단 기준에 따라 달라질 수 있다. 또한, 관심 영역에 대한 진단이 완료되는 신호가 입력되면, 상기과 동일한 방식으로 다음 관심 영역에 대한 자동적인 설정이 가능하다.

[0119] 초음파 진단기(200)는 관심 영역에 대해 혈관 분석 정보 제공 장치(100)와 마찬가지로 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경과 각도를 측정할 수 있다(도 13의 (D)).

[0120] 제어부(220)는 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 기초하여 혈관의 직경을 판단한다. 물론 제어부(220)는 생성된 C 모드 영상과 B 모드 영상을 함께 고려할 수도 있다. 이때는 B 모드 영상과 C 모드 영상을 결합하여 새로운 영상을 생성한다. 일반적으로 B 모드 영상에서는 혈관 및 주변 조직 세포의 해부학적 경계가 나타나지만 잡음으로 인해 뚜렷한 경계를 찾기 어려운 경우가 많고, C 모드 영상에서도 혈류의 상대적인 속도가 나타나지만 경우에 따라 컬러 정보가 불충분하게 나타나기도 한다. 본 발명은 재구성된 영상을 이용하여 B 모드와 C 모드에서 발생할 수 있는 노이즈를 최소화하여 혈관 정보를 추정한다.

[0121] 재구성된 새로운 영상 정보는 다음과 같은 수식으로 계산될 수 있다.

$$I_{f-image}(i, j) = \alpha * N_{b-image}(i, j) + \beta * N_{c-image}(i, j)$$

[0123] $I_{f-image}$: 재구성된 영상(fused image)

[0124] $N_{b-image}$, $N_{c-image}$: 정규화(normalization)된 B, C-mode 영상

[0125] α , β : 가중치 상수(weight factor)

[0126] (i, j) : 픽셀 위치, 영상 사이즈가 $m * n$ 일 때 ($0 \leq i \leq m, 0 \leq j \leq n$)

[0127] 계산을 좀더 효율적으로 하기 위해 영상의 재구성은 관심 영역에 대해서만 수행할 수도 있다.

[0128] 제어부(220)는 생성된 컬러 모드 영상에서, 혈관의 임의의 픽셀을 지나는 가상의 직선에 대해 혈류 영역 프로파일 값들을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역 프로파일 값을 갖는 직선 상의 혈관 직경을 상기 혈관의 직경으로 판단할 수 있다. 여기서 혈류 영역 프로파일 값은 혈류 영역을 나타내는 연속된 픽셀 값의 합을 의미한다.

[0129] C 모드 영상 또는 재구성된 영상에서 혈관을 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값은 혈류 영역과 그 외의 영역을 기 설정된 문턱값을 기준으로 구별할 수 있다. 혈류 영역은 혈류의 속도로 인해 혈류 외 영역에 비해 다른 값을 표현되기 때문이다. 따라서, 이러한 픽셀 값에 기초하여 프로파일 값을 구성할 수 있다. 이때, 혈류 영역에 해당하는 프로파일 값의 영역이 가장 짧은 직선이 혈관을 수직으로 가로지르는 직선으로 판단될 수 있다. 그리고, 그 프로파일 값 영역의 길이가 혈관의 직경이 된다.

[0130] 또한, 제어부(220)는 혈관의 각도를 판단할 수 있다. 제어부(220)는 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단한다. 이때 직경 위를 지나는 가상의 직선(41)을 고려할 수 있다. 이때 혈관의 중심을 지나는 가상의 직선을 고려할 수 있다. 상기 가상의 직선은 혈관 방향이 되며, 그 가상의 직선이 수평면과 이루는 각도가 혈관의 각도가 된다. 혈관의 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선을 고려할 수 있다. 가상의 직선의 개수를 N_{VR} 개 라고 할 때, N_{VR} 과 판단된 직경 Δv 은 다음의 관계를 만족한다.

$$N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$$

[0132] λ : 복수의 가상의 직선 선들 사이의 간격

[0133] 즉, 가상의 직선의 개수는 가상의 직선의 간격에 반비례한다.

[0134] 직경 위를 지나는 다양한 각도의 복수의 가상의 직선을 고려할 수 있다. 즉, 각 가상의 직선의 간격은 $-180 \sim 180$ 도 사이에서 k 도의 간격으로 생성될 수 있다. k 값이 작을수록 계산되는 각도 해상도가 커지지만, 너무 작은 k 은 연산 속도를 떨어뜨리게 된다. 여기서 k 는 1도를 사용하며 각도 검출 성능에 따라 임의의 조절 가능하다.

[0135] 이때, 제어부(220)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 직경 위의 지점들을 지나는 기 설정된 각도를 갖는 복수의 가상의 직선 들 상의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 제어부(220)는 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단할 수 있다. 예를 들어, 도 4의 (A)에서와 같이 수평면과 이루는

각이 작은 직경 위를 지나는 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과가 다른 각도의 직경 위를 지나는 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과보다 작은 경우라면 전자가 혈관의 각도가 된다.

이를 수식화하여 대표값을 정의할 수 있다. 즉, 제어부(220)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선에 대해 대표 값을 계산할 수 있다. 대표값은 아래의 식으로 정의된다.

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + \kappa * L_{i_SD}), \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

$E(\theta)$: 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 복수의 가상의 직선에 대한 대표 값

N_{VR} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 가상의 직선의 개수

L_{i_AVE} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 평균,

L_{i_SD} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 표준 편차.

그리고, 제어부(220)는 계산된 대표 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 상기 수평면에 대해 기울어진 각도를 상기 혈관의 각도로 판단한다.

본 발명에 따른 초음파 진단기(200)는 상술한 방법으로 혈관의 직경과 각도를 계산할 수 있게 된다(도 13의 (E)).

또한, 초음파 진단기(200)는 엘리어싱 영역을 검출하여 보간하는 것이 가능하다.

전술한 것처럼 혈류 영역에서 혈류 속도의 임계값을 넘는 픽셀값이 존재하는 영역을 엘리어싱 영역이라고 한다. 이는 혈관의 이물질이 존재하여 폐색구간이 있거나 다른 원인으로 노이즈가 생겨 발생한다. 엘리어싱 영역은 실제 혈류 속도 값이 아닌 바이어스(bias)로 인해 일정값이 쉬프트 되는 현상이다.

초음파 진단기(200)의 제어부(220)는 생성된 컬러 모드 영상의 픽셀 값에 따라 컬러 모드 영상의 영역별로 레이블링(labeling)을 수행한다. 제어부(220)는 컬러 모드 영상의 픽셀 값을 기초로 상기 레이블링 된 영역들에 대해 클러스터링 한다. 그리고, 클러스터링 결과에 기초하여 엘리어싱 영역을 판단한다. 이때, 하나의 레이블링 된 영역 내에 두 개 이상의 클러스터링 된 영역이 있는 경우, 상기 레이블링 된 영역은 엘리어싱 영역으로 판단 가능하다. 제어부(220)는 판단된 엘리어싱 영역을 보간한다.

한편, 일반적으로 혈관은 독립적인 점(spot)의 형태가 아닌 연속된 관의 형태로 연결되어 있어 작은 점 크기의 레이블은 노이즈로 간주하여 제거한다. 노이즈 성분이 제거되고 남은 레이블은 모두 혈관을 구성하는 성분이며, 각 레이블에서 컬러정보(혈류 속도)를 기준으로 군집화 하여(clustering) 속도 분포를 산출한다.

그리고, 제어부(220)는 엘리어싱 영역이 제거된 혈관 정보를 디스플레이 하도록 디스플레이부(230)를 제어한다.

도 14는 상기와 같은 초음파 진단기(200)를 이용하여 혈관의 직경과 각도를 검출하는 경우의 장점을 설명하기 위한 도면이다.

도 14 (A)는 전술한 실시 예에 따라 초음파 진단기(200)를 통해 혈관 직경과 각도를 검출한 화면을 도시한다. 도 14 (B)는 두 개 이상의 혈관이 존재하는 경우 어느 하나의 혈관을 선택하여 직경과 각도를 검출한 결과를 나타낸다. 이처럼 본 발명에 따르면, 다수의 혈관이 존재하는 경우도 관심 영역의 혈관의 직경과 각도를 정확하게 검출할 수 있는 이점이 있다.

혈관 조영 영상 장치

혈관중재술(intervention)은 피부에 작은 구멍을 만든 뒤 혈관에 직접 카테터(catheter)나 의료용 유도철선을 넣고 영상장비로 몸 속의 혈관을 관찰하며 치료하는 시술로 다양한 혈관관련 질환의 치료에 사용하는 방법이다. 혈관중재술 시 체내의 혈관을 실시간으로 관찰하면서 시술이 진행되는데, 특히, 비침습적인 방법으로 혈관을 관찰하는 기술을 혈관조영술(angiography)이라 하는데, 혈관중재술과 같은 치료 뿐 아니라, 진단 및 수술 전후의 경과 확인용으로도 사용된다.

현재 체내의 혈관을 관찰하는 혈관조영술은 자기공명혈관영상(MRA), 컴퓨터단층촬영(CT), 초음파(ultrasound) 그리고 X-ray를 이용하는 방식이 있다. 각 방식마다 특성이 다른데 대체적으로 자기공명혈관영상과 컴퓨터단층

촬영의 경우에는 정밀한 혈관 검사를 위해 주로 사용되며, 혈관을 실시간으로 관찰하며 시술을 하는 혈관중재술 시에는 X-ray와 초음파가 사용된다.

[0154] 혈관중재술시에는 주로 체내 혈관으로 조영제(contrast agent)를 주사하여 X-ray 영상으로 촬영하는 혈관조영술을 사용한다. 일반적인 X-ray 촬영 방식으로는 영상에서 혈관을 거의 관찰할 수 없으나, 혈관 속에 조영제가 주입되면 선명한 혈관 영상을 얻을 수 있게 된다.

[0155] 도 15는 카테터의 삽입 위치로부터의 이동 경로를 나타내는 도면이다.

[0156] 도 15에 도시된 것처럼 X-ray 혈관조영술을 이용한 혈관중재술은 임상의와 같은 시술자가 실시간으로 2차원 X-ray 영상을 보며 처음 카테터가 삽입된 위치에서 병변 위치까지 카테터를 이동 시켜야 한다. 보통 카테터를 이동 시키는 시간은 시술자의 경험과 숙련도에 따라 달라지는데 카테터의 이동 시간이 길어질수록 시술 시간이 길어지고, 이에 따라 방사선의 피폭 시간도 커지게 된다. 또한, 경우에 따라 조영제의 추가적인 주입도 필요하게 된다. 카테터를 무리하게 빠른 속도로 이동시키는 경우 카테터로 인해 혈관벽 등이 손상을 입을 가능성도 있다.

[0157] 본 발명은 전술한 혈관 정보 X-ray를 이용한 혈관중재술 시 영상에서의 혈관을 검출, 인식하고 인식된 대상 혈관을 추적(tracking)하며 혈관의 직경, 각도, 교차점 및 분기점을 파악하여 영상으로 제공하는 혈관 조영 영상 제공 장치를 제공한다. 또한, 얻어진 혈관 정보를 이용하여, 카테터의 삽입 위치부터 병변 위치까지의 이동 경로를 판단할 수 있게 된다. 이하에서는 이러한 본 발명에 따른 혈관 조영 영상 장치에 대해 설명한다.

[0158] 도 16은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 조영 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

[0159] 도 16을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 조영 영상 장치(300)는, 영상 신호 획득부(310), 제어부(320), 디스플레이부(330), 사용자 인터페이스(350)를 포함한다. 제어부(320), 디스플레이부(330)에 대해 여기서 특별하게 설명하는 내용 외에는 전술한, 혈관 분석 정보 제공 장치(100)의 제어부(120), 디스플레이부(130), 초음파 진단기(200)의 사용자 인터페이스(250)와 각각 동일한 구성이다. 이 경우 혈관 조영 영상 장치(300)는 초음파 신호를 혈관이 지나는 신체 부위에 조사하여 신체 부위로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 감지하여 영상을 구성하고, 구성된 영상을 디스플레이부(330)에 표시할 수 있다. 다만, 혈관 조영 영상 장치(300)는 상기와 다른 구성을 포함하고, 다른 방식으로 영상을 디스플레이할 수도 있다. 예를 들어, 2차원 X-ray 영상을 표시할 수도 있다.

[0160] 사용자(시술자)는 디스플레이부(330)에 표시된 혈관조영 영상을 보고 카테터의 삽입 위치와 병변의 위치를 설정한다. 사용자가 설정한 두 지점은 카테터 이동 경로의 시작과 끝 위치가 된다.

[0161] 전술한 사용자 인터페이스(350)를 통해 상기의 설정이 가능하며, 설정 방법은 마우스 등을 이용하여 화면에 클릭 등을 하는 방식, 화면에 직접 손가락으로 터치하는 방식 등 다양한 형태로 구현이 가능할 것이다.

[0162] 설정된 두 지점은 디스플레이 된 혈관 조영 영상에서 시각적으로 인식 가능한 형태로 표현될 수 있다. 예를 들어, 도 15상의 카테터의 이동 경로가 식별력 있게 하이라이트 표시될 수 있다.

[0163] 임상의는 병변 위치 근처 혈관에 카테터를 삽입하고, 조영제를 주사한다. 그리고, 혈관 조영제 영상에서 혈관이 잘 보이기 시작하면 영상을 보며, 카테터를 병변 위치까지 이동시키고 치료(시술)을 진행한다.

[0164] 조영제가 혈관의 특정 위치에 주입되면 혈액의 순환으로 인해 전체 혈관으로 흐르게 되는데, 이러한 조영제는 X-ray를 차단하는 특징이 있어 전체 영상에서 혈관이 강조되어 나타난다. 조영제는 혈류의 순환 속도에 따라 혈관에 머물며 그 기능을 수행하는데, 시간이 지남에 따라 혈관 내에서 사라진다.

[0165] 혈관 조영 영상 장치(300)는영상처리 기술을 이용하여 혈관의 직경, 각도, 교차점, 분기점을 영상으로 표시한다. 분기점(bifurcation)은 하나의 혈관이 두 개 이상으로 갈라지는 지점이며, 교차점(crossover)은 다른 평면에 존재하는 두 개의 혈관이 2차원 영상영상 봤을 때 교차되어 보이는 지점을 의미한다.

[0166] 제어부(320)는 혈관 정보를 분석한다.

[0167] 즉, 제어부(320)는 혈관의 직경 및 각도를 측정하는데, 전술한 방식과 유사하게 가상의 선(virtual ray)을 사용한다. 초음파 영상을 이용하여 B,C 모드 영상을 재구성한 영상을 이용할 수도 있으나, 1장의 단일 영상을 이용할 수도 있다.

[0168] 이 경우 제어부(320)는 단일 영상에서, 혈관의 임의의 픽셀을 지나는 가상의 직선에 대해 혈류 영역 프로파일 값들을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역 프로파일 값을 갖는 직선 상의 혈관 직경을 상기 혈관의 직경으로

판단할 수 있다. 여기서 혈류 영역 프로파일 값은 혈류 영역을 나타내는 연속된 픽셀 값의 합을 의미한다.

[0169] 단일 영상에서 혈관을 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값은 혈류 영역과 그 외의 영역을 기 설정된 문턱 값을 기준으로 구별할 수 있다. 혈류 영역은 혈류의 속도로 인해 혈류 외 영역에 비해 다른 값을 표현되기 때문이다. 따라서, 이러한 픽셀 값에 기초하여 프로파일 값을 구성할 수 있다. 이때, 혈류 영역에 해당하는 프로파일 값의 영역이 가장 짧은 직선이 혈관을 수직으로 가로지르는 직선으로 판단될 수 있다. 그리고, 그 프로파일 값 영역의 길이가 혈관의 직경이 된다.

[0170] 관심 영역을 설정한 경우라면, 관심영역의 혈류 중심 좌표인 레인지 게이트(range gate)에서 혈관의 직경(Δv)을 측정한다.

[0171] 그 다음으로 제어부(320)는 혈관의 각도를 판단한다. 제어부(320)는 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단한다. 도 4의 (A)와 같이 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선(41)을 고려할 수 있다. 만일 혈관의 중심을 지나는 가상의 직선이 있다면 그 가상의 직선은 혈관 방향이 될 것이고, 그 가상의 직선이 수평면과 이루는 각도가 혈관의 각도가 될 것이다. 목표는 이러한 가상의 직선을 식별해내는 것이다.

[0172] 이때, 도 4(A)에 도시된 것처럼 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선(41)을 고려할 수 있다. 가상의 직선의 개수를 N_{VR} 개 라고 할 때, N_{VR} 과 판단된 직경 Δv 은 다음의 관계를 만족한다.

[0173]
$$N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$$

[0174] λ : 복수의 가상의 직선 선들 사이의 간격

[0175] 즉, 가상의 직선의 개수는 가상의 직선의 간격에 반비례한다.

[0176] 직경 위를 지나는 다양한 각도의 복수의 가상의 직선을 고려할 수 있다. 도 4의 (B)는 이를 도시한다(43). 여기서 각 가상의 직선의 간격은 -180~180도 사이에서 k도의 간격으로 생성될 수 있다. k값이 작을수록 계산되는 각도 해상도가 커지지만, 너무 작은 k는 연산 속도를 떨어뜨리게 된다. 여기서 k는 1도를 사용하며 각도 검출 성능에 따라 임의의 조절 가능하다.

[0177] 이때, 제어부(320)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 도 4의 (A)에서 직경 위를 지나는 동일한 각도를 지닌 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 그리고, 제어부(320)는 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단할 수 있다. 예를 들어, 도 4의 (A)에서 수평면과 이루는 각이 작은 직경 위를 지나는 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과가 다른 각도의 직경 위를 지나는 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과보다 작은 경우라면 전자가 혈관의 각도가 된다.

[0178] 이를 수식화하여 대표값을 정의할 수 있다. 즉, 제어부(320)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선에 대해 대표 값을 계산할 수 있다. 대표값은 아래의 식으로 정의된다.

[0179]
$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + \kappa * L_{i_SD}), \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$

[0180] $E(\theta)$: 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 복수의 가상의 직선에 대한 대표 값

[0181] N_{VR} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 가상의 직선의 개수

[0182] L_{i_AVE} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 평균,

[0183] L_{i_SD} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 표준 편차.

[0184] 그리고, 제어부(320)는 계산된 대표 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 상기 수평면에 대해 기울어진 각도를 상기 혈관의 각도로 판단한다.

[0185] 혈관의 직경 및 각도를 계산하기 위해 사용된 $E(\theta)$ 와 Δv 값은 교차점 및 분기점을 판단하는데 사용되며, 특히 교차점과 분기점을 판단하는데 혈관 내 평균 픽셀 값이 사용된다. 조영제는 혈관 속 혈액과 같이 이동하는데, 혈관 내 조영제의 농도에 따라 혈관 조영 영상에서 나타나는 혈관의 음영(픽셀값)이 달라지게 된다. 이러한 이유로 같은 혈관(ex. 분기된 혈관들)은 비슷한 대역의 평균 음영을 가지게 되며, 교차된 다른 혈관들은 다른 대

역의 음영대를 가지게 된다. 이를 이용해 교차점과 분기점을 판단한다.

[0186] 분기점에서 혈관을 선택하는 과정에 있어, 사용자의 판단이 들어가게 된다. 분기점에서 병변까지 다양한 경로가 존재하는 경우, 혈관을 선택하는데 있어 자동화 방법이 사용 가능하나, 혈관의 직경과 형태에 따른 카테터의 이동 용이성 등의 임상적인 기준의 판단이 중요하므로, 사용자의 임상적 판단으로 결정하게 된다.

[0187] 자동측정 및 사용자의 판단으로 얻어진 정보를 바탕으로 카테터의 이동 정보가 계산된다.

[0188] 도 17은 본 발명에 따른 카테터 이동 경로 화면을 도시한 도면이다.

[0189] 도 17에 도시된 것과 같이 혈관 조영 영상 장치(300)의 디스플레이부(330)는 점선과 같은 형태의 카테터 이동 경로를 디스플레이 하며, 사용자는 얻어진 경로를 변경(ex. 분기점에서의 혈관 선택)할 수 있다. 최종적으로 얻어진 경로는 혈관중재술시의 사용뿐 아니라, 시술 전 계획(planning)을 위한 정보로 사용된다. 또한, 카테터 삽입 위치, 병변 그리고 카테터 이동 경로에 대한 정보들은 해당 혈관의 위치와 같이 저장되어 시술 후 팔로우업(follow-up)등의 다양한 용도로 사용이 가능하다.

[0190] 상기와 같이 측정되고 계산 되어진 정보들은 혈관 조영 영상에 표시되며(ex. 카테터 삽입 위치, 병변 위치, 교차점 & 분기점 정보, 카테터 이동 경로 및 거리 등) 혈관 중재 시 사용자에게 적절한 형태로 표시(제공)된다.

[0191] 한편, 상기와 같은 혈관의 직경과 각도 판단은 도 17에 도시된 것처럼 관심 영역(170)에 대해서만 이루어질 수 있다. 관심 영역이란 초음파 신호를 조사 하기 위한 신체 부위를 의미한다.

[0192] 제어부(320)는 단일 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정한다. 그리고, 제어부(320)는 관심 영역의 중심 좌표가 상기 단일 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는지 판단한다. 만일 기 설정된 범위 내이거나, 혈류 중심 좌표와 단일 영역 중심 좌표가 일치하는 경우라면, 영상 처리를 수행하면 된다. 그러나, 관심 영역의 중심 좌표가 상기 단일 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는 경우라면, 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정한다.

[0193] 관심 영역은 질병에 대한 임상적 판단 기준에 따라 달라질 수 있다. 그리고, 환자의 건강 상태, 연령, 음식 섭취 상태, 신체 조건, 신체 부위 등에 따라 달라질 수 있다.

[0194] 또한, 설정된 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료한 후, 다음 관심 영역을 설정하여 영상 처리 하기 위해 제어부(320)는 상기와 같이 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역을 새롭게 설정할 수 있다. 도 17은 관심 영역의 이동을 나타내고 있다. 혈관의 각도를 고려하여 관심 영역이 설정됨을 알 수 있다.

[0195] 이하에서는 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 조영 영상 디스플레이 방법을 설명한다.

[0196] 도 18은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 조영 영상 디스플레이 방법의 흐름도이다.

[0197] 도 18을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 조영 영상 디스플레이 방법은, 사용자 설정 단계(S1810), 혈관 정보 분석 단계(S1820), 카테터 이동 정보 계산 단계(S1830), 카테터 이동 정보 제공 단계(S1840)를 포함한다.

[0198] S1810 단계에서 초음파 신호를 출력하여 혈관 조영 영상을 디스플레이 한다. 사용자는 이를 확인하여 카테터의 삽입 위치와 병변의 위치를 설정한다. 물론, S1810 단계에서 초음파가 아닌 다른 방식으로 영상 신호를 획득하는 것이 가능하다.

[0199] S1820 단계에서 혈관 조영 영상 장치는 혈관의 직경과 각도를 계산하고 교차점과 분기점을 판단한다.

[0200] S1830 단계에서 카테터 이동 정보가 계산되어 식별력 있도록 표시되어진다.

[0201] S1840 단계에서 최종적으로 측정되고 계산된 정보가 디스플레이에 표시된다.

[0202] 각 단계에 대해서 앞에서 상세히 설명되었으므로, 여기서는 중복 설명은 생략한다.

[0203] 의료 영상 정합 장치

[0204] 영상정합(image registration)이란 같은 장면이나 대상을 다른 장비나 다른 관점에서 촬영했을 때, 각각의 영상에서 나타나는 대상은 각기 다른 모양과 좌표계를 갖게 되는데 이를 하나의 동일한 좌표계에 나타내는 기법이다. 컴퓨터 비전(computer vision)의 기법 중 하나인 영상정합 기술은 의료 영상 분야에서도 그 필요성이

대두되는데, 대표적으로 영상정합 기술이 필요한 사용 예들은 다음과 같다.

- [0205] 1. 병의 경과 관찰 및 수술 전후 비교 등을 위해 시간에 따라 변하는 환부의 영상을 비교하는 경우 (동일한 진단 장비 사용, ex) CT-CT)
- [0206] 2. 특정 지점에서 해부학적인 정보와 기능적인 정보가 동시에 필요한 경우 (다른 종류의 진단 장비 사용, ex) MRI-CT)
- [0207] 참고 1. 해부학적 정보를 얻는 진단 장비 : CT, X-ray, 초음파 등
- [0208] 참고 2. 기능적인 정보를 얻는 진단 장비 : MRI, fMRI, PET, SPECT 등
- [0209] 3. 실시간 수술을 위한 경우 (다른 종류의 진단 장비 사용, ex) CT-초음파)

[0210] 언급한 예들 외에 다양한 목적을 위해 영상정합이 필요하며, 이로 인해 많은 연구들이 진행되어 왔으며 현재 다양한 기법들이 개발되었다. 영상정합은 기본적으로 각기 다른 상태의 두 영상에서 대상 물체의 동일 지점을 찾는 데, 이를 정합의 지표(landmark)라 하며, 의료 영상에서는 뼈 정보, 혈관 정보, 기관(구조물)의 외곽선(edge) 등의 지표들이 주로 사용된다.

[0211] 해상도나 화질이 좋은 CT나 MRI 등의 영상에서는 이러한 지표들을 자동으로 검출하는데 비교적 용이하나, 초음파 영상의 경우에는 화질이 좋지 않고 신호대 잡음비가 낮은 특성으로 인해 지표의 검출이 용이하지 않다. 또한, 초음파 영상은 다른 진단 장비와 다르게 촬영 부위가 국부적인 특징을 가지고 있어 넓은 영역의 관찰이 용이하지 않은 단점도 가지고 있다.

[0212] 그러나 초음파를 이용한 진단은 방사선의 피폭이 전혀 없고, 실시간 측정이 가능하며, 진단 수가가 비교적 저렴해 가장 많이 사용하는 사용되는 의료영상장비 중 하나이다. 또한, 중재술 등의 시술 등에서 많이 사용하는데 시술 전 단계에서는 CT 등의 정확도 높은 영상을 이용하여 시술을 계획(planning)하지만 실제 시술 단계에서는 실시간 측정이 가능한 초음파 장비가 필수적이다.

[0213] 도 19는 인체의 같은 부위를 다른 장비로 촬영한 영상을 도시한 도면이다.

[0214] 도 19에 도시된 바와 같이 두 개의 영상(A, B)에서 보이는 대상을 같은 크기 및 방향으로 정렬하는 기술을 영상정합이라고 한다. 본 발명은 영상정합 시 사용되는 지표(landmark)를 추출하는 기술을 제공한다.

[0215] 도 20은 본 발명의 일 실시 예에 따른 의료 영상 정합 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

[0216] 도 20을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 의료 영상 정합 장치(400)는 영상 신호 획득부(410), 제어부(420), 디스플레이부(430)를 포함한다. 제어부(420), 디스플레이부(430)에 대해 여기서 특별하게 설명하는 내용 외에는 전술한, 혈관 분석 정보 제공 장치(100)의 제어부(120), 디스플레이부(130)와 각각 동일한 구성이다. 의료 영상 정합 장치(400)의 영상 신호 획득부(410)가 초음파 송수신부를 포함하는 경우, 초음파 신호를 혈관이 지나가는 신체 부위에 조사하여 신체 부위로부터 반사되는 초음파 에코 신호를 감지하여 영상을 구성하고, 구성된 영상을 디스플레이부(430)에 표시할 수 있다. 그러나, 영상 신호 획득부(410)는 다른 다양한 방식으로 영상을 획득할 수 있다.

[0217] 혈관의 정보를 추출하는데 있어 전술한 혈관 정보 분석 방법들이 사용된다. 먼저, 제어부(420)는 혈관의 직경, 각도를 계산한다. 언급된 측정 기술(가상의 선의 사용)은 초음파 영상에서는 B, C mode 영상을 재구성하여 새로운 영상을 만들고 해당 영상 값을 이용하였으나, CT나 MRI 등의 영상은 단일 영상을 사용할 수 있다. 또한, 혈관이 갈라지는 분기점을 검출하고, 해당 분기점의 각도를 각각 측정한다.

[0218] 즉, 제어부(420)는 단일 영상에서, 혈관의 임의의 픽셀을 지나는 가상의 직선에 대해 혈류 영역 프로파일 값을 상호 비교하여 가장 짧은 혈류 영역 프로파일 값을 갖는 직선 상의 혈관 직경을 상기 혈관의 직경으로 판단할 수 있다. 여기서 혈류 영역 프로파일 값은 혈류 영역을 나타내는 연속된 픽셀 값의 합을 의미한다.

[0219] 단일 영상에서 혈관을 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값은 혈류 영역과 그 외의 영역을 기 설정된 문턱 값을 기준으로 구별할 수 있다. 혈류 영역은 혈류의 속도로 인해 혈류 외 영역에 비해 다른 값을 표현되기 때문이다. 따라서, 이러한 픽셀 값에 기초하여 프로파일 값을 구성할 수 있다. 이때, 혈류 영역에 해당하는 프로파일 값의 영역이 가장 짧은 직선이 혈관을 수직으로 가로지르는 직선으로 판단될 수 있다. 그리고, 그 프로파일 값 영역의 길이가 혈관의 직경이 된다.

- [0220] 관심 영역을 설정한 경우라면, 관심영역의 혈류 중심 좌표인 레인지 게이트(range gate)에서 혈관의 직경(Δv)을 측정한다.
- [0221] 그 다음으로 제어부(420)는 혈관의 각도를 판단한다. 제어부(420)는 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선 위의 픽셀 값들에 기초하여 상기 혈관의 각도를 판단한다. 도 4의 (A)와 같이 판단된 직경 위를 지나는 가상의 직선(41)을 고려할 수 있다. 만일 혈관의 중심을 지나는 가상의 직선이 있다면 그 가상의 직선은 혈관 방향이 될 것이고, 그 가상의 직선이 수평면과 이루는 각도가 혈관의 각도가 될 것이다. 목표는 이러한 가상의 직선을 식별해내는 것이다.
- [0222] 이때, 도 4(A)에 도시된 것처럼 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선(41)을 고려할 수 있다. 가상의 직선의 개수를 N_{VR} 개 라고 할 때, N_{VR} 과 판단된 직경 Δv 은 다음의 관계를 만족한다.
- [0223]
$$N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$$
- [0224] λ : 복수의 가상의 직선 선들 사이의 간격
- [0225] 즉, 가상의 직선의 개수는 가상의 직선의 간격에 반비례한다.
- [0226] 직경 위를 지나는 다양한 각도의 복수의 가상의 직선을 고려할 수 있다. 도 4의 (B)는 이를 도시한다(43). 여기서 각 가상의 직선의 간격은 $-180 \sim 180$ 도 사이에서 k 도의 간격으로 생성될 수 있다. k 값이 작을수록 계산되는 각도 해상도가 커지지만, 너무 작은 k 은 연산 속도를 떨어뜨리게 된다. 여기서 k 는 1도를 사용하며 각도 검출 성능에 따라 임의 조절 가능하다.
- [0227] 이때, 제어부(420)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선 위의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 도 4의 (A)에서 직경 위를 지나는 동일한 각도를 지닌 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산할 수 있다. 그리고, 제어부(420)는 상기 합산된 픽셀 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 기울어진 각도를 기준으로 상기 혈관의 각도를 판단할 수 있다. 예를 들어, 도 4의 (A)에서 수평면과 이루는 각이 작은 직경 위를 지나는 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과가 다른 각도의 직경 위를 지나는 가상의 직선 상의 픽셀 값들을 합산한 결과보다 작은 경우라면 전자가 혈관의 각도가 된다.
- [0228] 이를 수식화하여 대표값을 정의할 수 있다. 즉, 제어부(420)는 수평면에 대해 기울어진 각도에 따라 상기 판단된 직경 위를 지나는 복수의 가상의 직선에 대해 대표 값을 계산할 수 있다. 대표값은 아래의 식으로 정의된다.
- [0229]
$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + \kappa * L_{i_SD}), \quad (-180 \leq \theta \leq 180)$$
- [0230] $E(\theta)$: 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 복수의 가상의 직선에 대한 대표 값
- [0231] N_{VR} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 가상의 직선의 개수
- [0232] L_{i_AVE} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 평균,
- [0233] L_{i_SD} : 수평면에 대해 기울어진 각도 θ 를 갖는 i 번째 가상의 직선 위의 픽셀 값의 표준 편차.
- [0234] 그리고, 제어부(420)는 계산된 대표 값이 가장 작은 복수의 가상의 직선의 상기 수평면에 대해 기울어진 각도를 상기 혈관의 각도로 판단한다.
- [0235] 그리고, 제어부(420)는 영상정합을 수행하려는 또 다른 영상을 이용하여 상기 과정과 동일한 정보들을 추출한다.
- [0236] 이어서 제어부(420)는 각각의 영상에서 얻어진 혈관 정보들을 이용하여 특징값을 추출한다. 얻어진 혈관 정보 중 분기점 각도는 영상 촬영 각도에 따라 달라지게 되므로 같은 분기점이라도 조금씩 차이를 보이게 된다. 이를 위해 여러 개의 분기점을 사용한다.
- [0237] 도 21은 혈관 분기점의 각도와 분기점 간 거리를 도시한 도면이고, 도 22는 영상 정합을 위한 지표 검출을 도시한 도면이다.
- [0238] 도 21을 참조하면, 파생되는 분기점 각도(θ_{n1} , θ_{n2})는 임의의 n 번째 분기점에서의 분기각도를 θ_n 라 하고, 파생된 두 혈관이 다시 분기할 경우 이때의 분기각도를 각각 θ_{n1} , θ_{n2} 라 할 수 있다. 분기점 간 혈관의 길이

(Dn_{n1}, Dn_{n2})는 분기점 n과 파생된 분기점 n1, n2의 혈관 길이를 각각 Dn_{n1}, Dn_{n2}라 정의한다. 이때, 혈관의 길이란 구부러진 형태의 혈관에서 곡선의 길이를 나타낸다.

[0239] 분기점 간 혈관의 각도 벡터(Vn_{n1}, Vn_{n2})는 분기점 n과 파생된 다음 분기점 n1과 n2의 혈관의 각도 벡터를 추출한다. 이 각도 벡터는 본 특허에서 기술한 혈관 각도 측정 시, 관심영역을 이동하며 혈관의 각도를 측정하여 구해질 수 있다.

[0240] $Vn_{n1} = [E(\Theta_1) E(\Theta_2) E(\Theta_3) \cdots E(\Theta_{i-2}) E(\Theta_{i-1}) E(\Theta_i)]$

[0241] 여기서 i는 측정한 관심영역의 개수가 된다. 위에 기술된 각 특징값들은 영상에서 보이는 모든 분기점에서 수행되며, 최종적으로 하나의 영상에서 얻어지는 특징값은 임의의 분기점에서의 분기 각도(Θ_n), 분기점 n에서 분기된 혈관들의 분기 각도(Θ_{n1} , Θ_{n2}), 분기점 n과 n1, n2 사이의 혈관의 길이(Dn_{n1}, Dn_{n2}) 및 두 분기된 혈관의 길이 비율(Dn_{n1} / Dn_{n2}), 마지막으로 분기점 간 혈관의 각도 벡터(Vn_{n1}, Vn_{n2})가 된다.

[0242] 위의 과정을 거쳐 영상정합에 사용되는 두 장의 영상에서 각각의 특징값들은 추출 및 계산된다. 해당 특징값들을 단일 또는 조합으로 사용하여 두 영상에서 나타내는 동일 지점을 찾게 되며, 해당 지점은 영상 정합 시 지표(landmark)로 사용 된다.

[0243] 한편, 상기와 같은 지표 검출은 도 22에 도시된 것처럼 어느 분기점에서 다음 분기점으로 이동하면서 관심 영역(220)을 중심으로 이루어질 수 있다. 관심 영역이란 초음파 신호를 조사 하기 위한 신체 부위를 의미한다.

[0244] 제어부(420)는 단일 영상의 기 설정된 위치에 관심 영역을 설정한다. 그리고, 제어부(420)는 관심 영역의 중심 좌표가 상기 단일 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는지 판단한다. 만일 기 설정된 범위 내이거나, 혈류 중심 좌표와 단일 영역 중심 좌표가 일치하는 경우라면, 영상 처리를 수행하면 된다. 그러나, 관심 영역의 중심 좌표가 상기 단일 영상의 혈류 중심 좌표로부터 기 설정된 범위를 벗어나는 경우라면, 중심 좌표가 상기 혈류 중심 좌표에 근접하도록 상기 관심 영역을 조정한다.

[0245] 관심 영역은 질병에 대한 임상적 판단 기준에 따라 달라질 수 있다. 그리고, 환자의 건강 상태, 연령, 음식 섭취 상태, 신체 조건, 신체 부위 등에 따라 달라질 수 있다.

[0246] 또한, 설정된 관심 영역에 대한 영상 처리가 완료한 후, 다음 관심 영역을 설정하여 영상 처리 하기 위해 제어부(420)는 상기와 같이 판단된 혈관의 각도를 기초로 관심 영역을 새롭게 설정할 수 있다. 도 22는 관심 영역(220)의 이동을 나타내고 있다. 혈관의 각도를 고려하여 관심 영역이 설정됨을 알 수 있다.

[0247] 이하에서는 본 발명의 일 실시 예에 따른 영상 정합 지표 선정 방법을 설명한다.

[0248] 도 23은 본 발명의 일 실시 예에 따른 영상 정합 지표 선정 방법의 흐름도이다.

[0249] 도 23을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 영상 정합 지표 선정 방법은, 영상 1에서의 혈관 정보 추출 단계(S2310), 영상 2에서의 혈관 정보 추출 단계(S2320), 특징값의 추출 및 비교 단계(S2330) 및 영상 정합 지표의 선정 단계(S2340)를 포함한다. 각 단계에 대해서는 상술한 바 있으므로 중복 설명은 생략한다.

[0250] 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특정의 실시 예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에 의해 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안될 것이다.

부호의 설명

[0251] 100 : 혈관 분석 정보 제공 장치

110 : 초음파 송수신부

120: 제어부

130 : 디스플레이부

200 : 초음파 진단기

210 : 초음파 송수신부

220 : 제어부

230 : 디스플레이부

240 : 몸체부

250 : 사용자 인터페이스

300 : 혈관 조영 영상 장치

310 : 영상 신호 획득부

320 : 제어부

330 : 디스플레이부

400 : 의료 영상 정합 장치

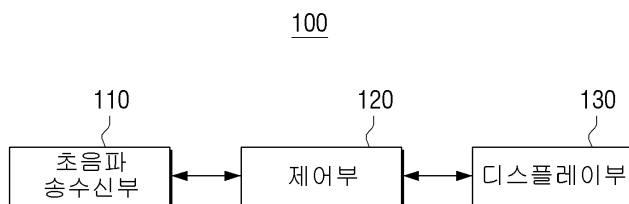
410 : 영상 신호 획득부

420 : 제어부

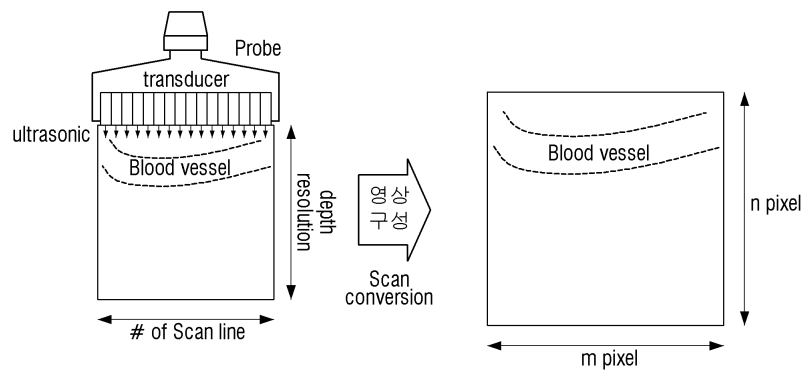
430 : 디스플레이부

도면

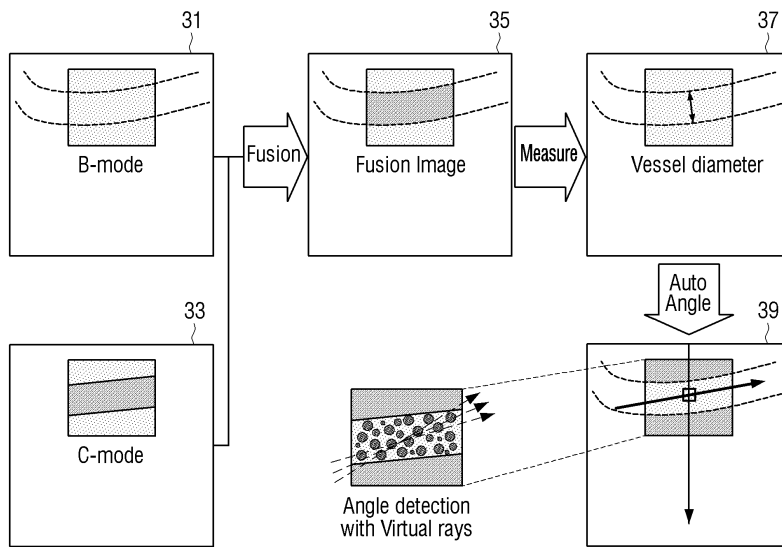
도면1



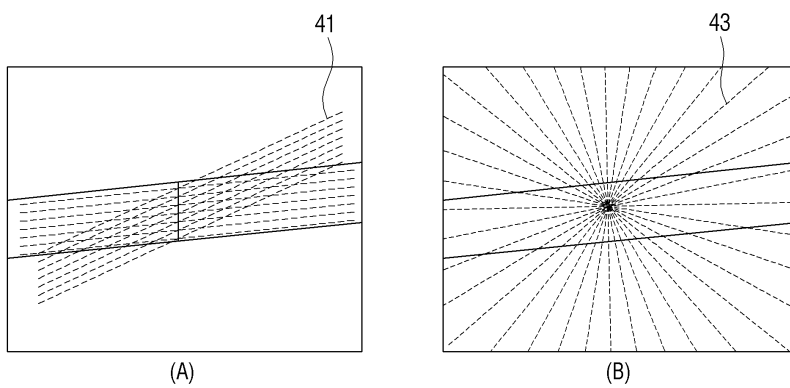
도면2



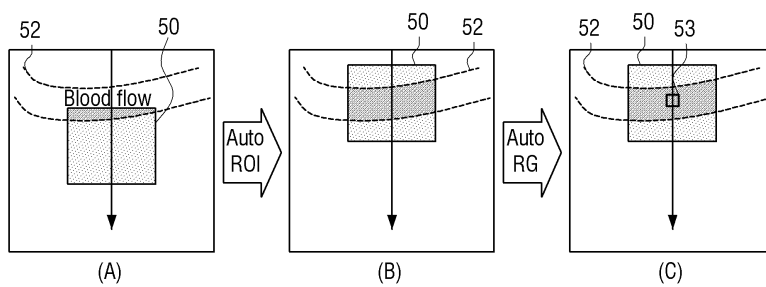
도면3



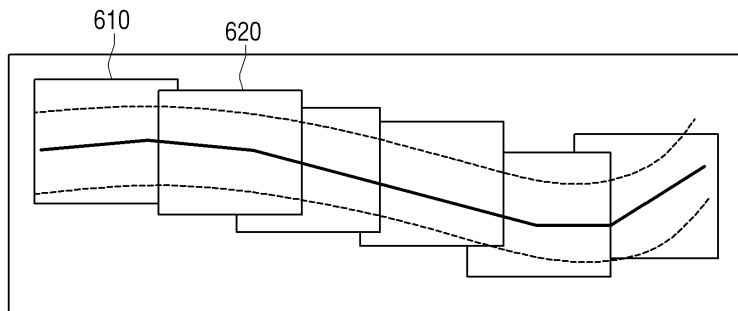
도면4



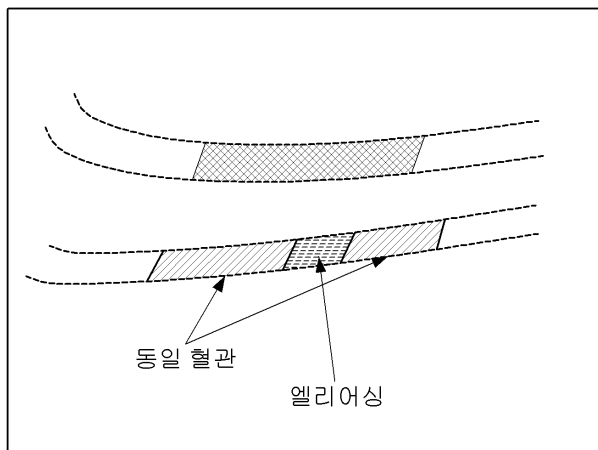
도면5



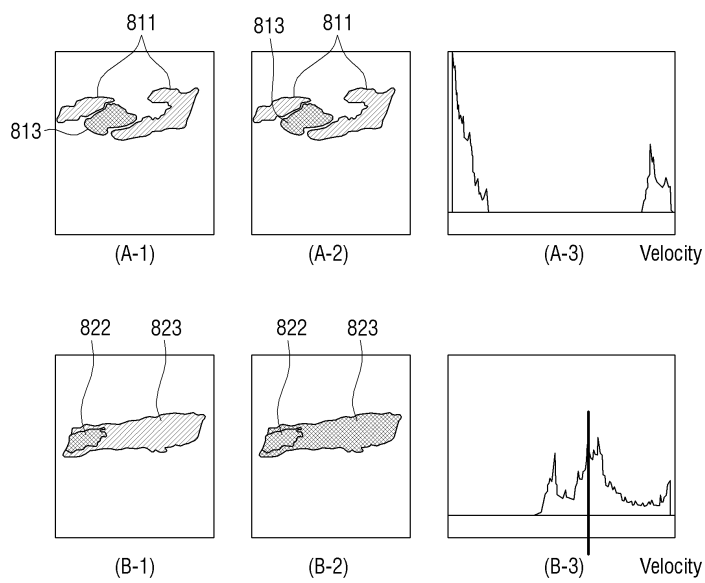
도면6



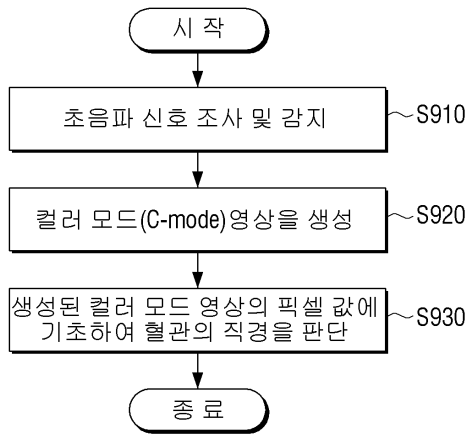
도면7



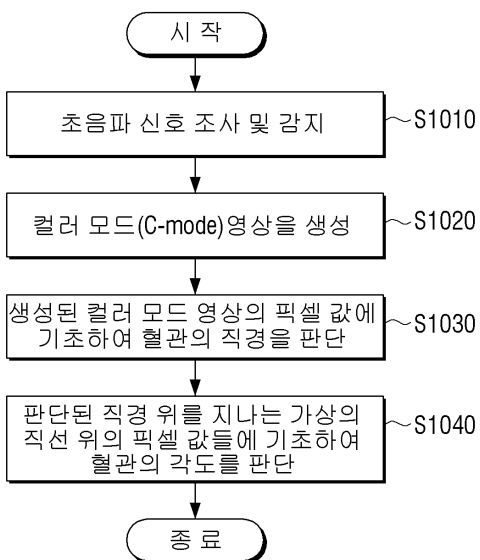
도면8



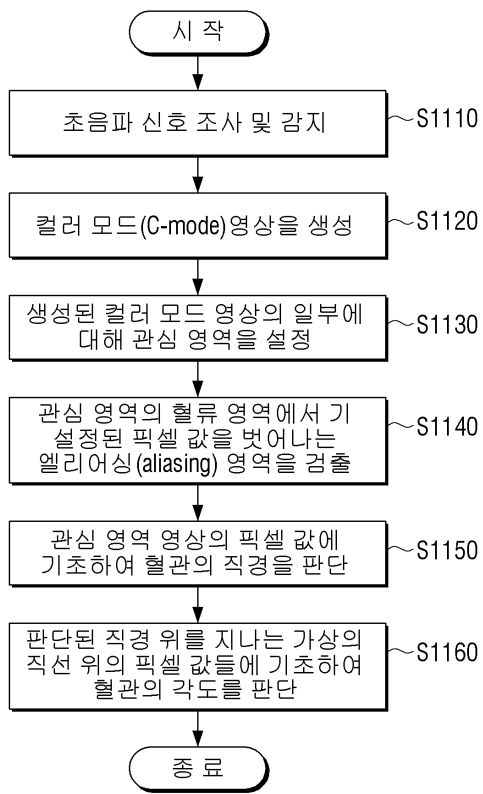
도면9



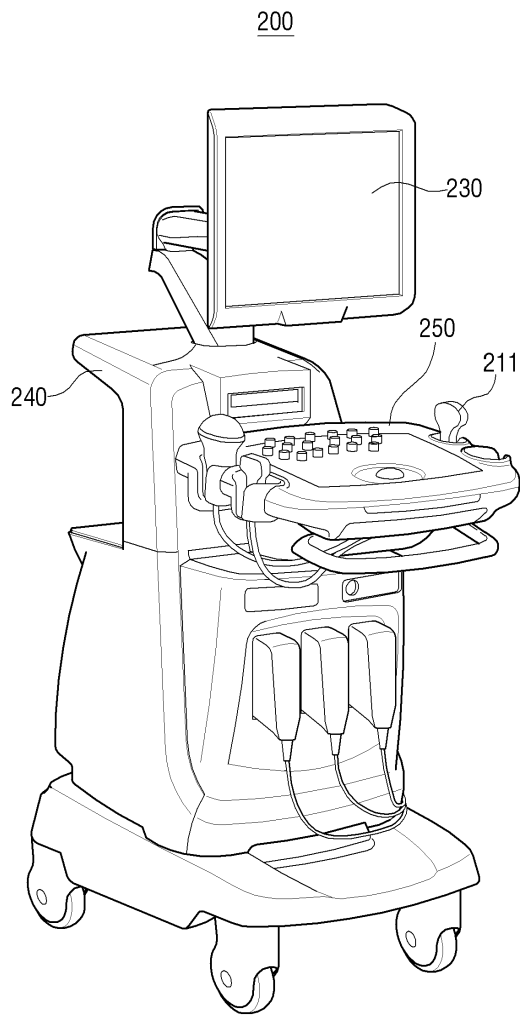
도면10



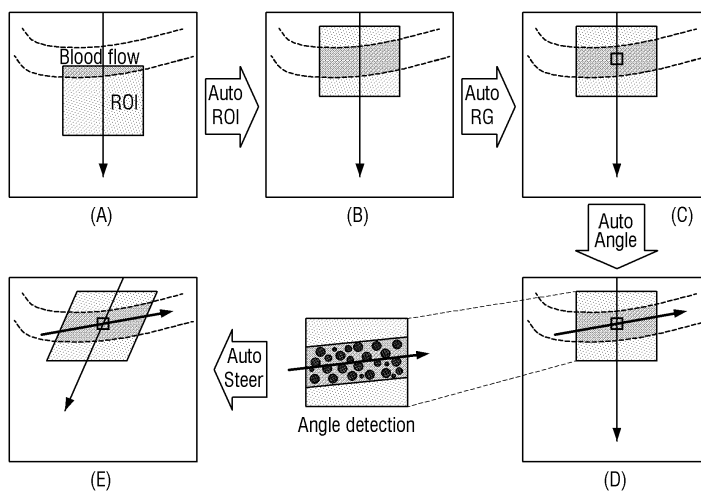
도면11



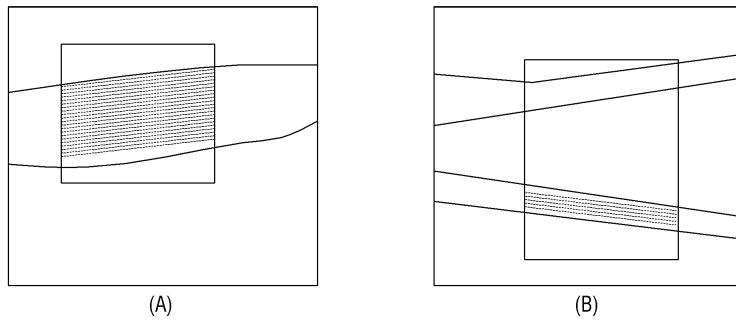
도면12



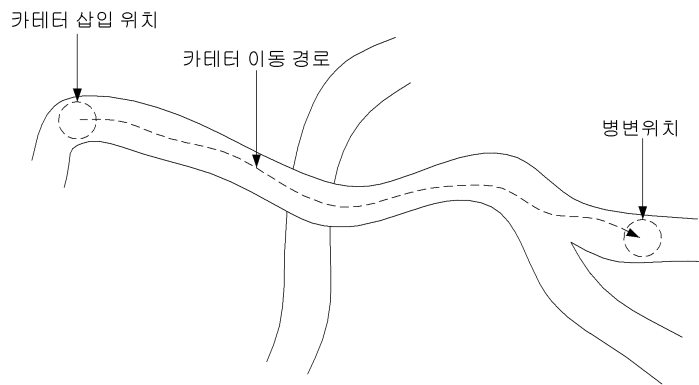
도면13



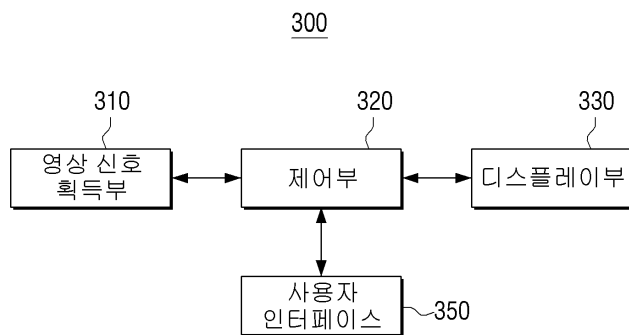
도면14



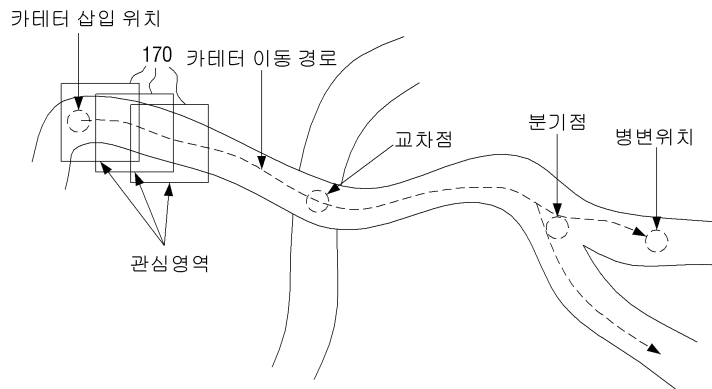
도면15



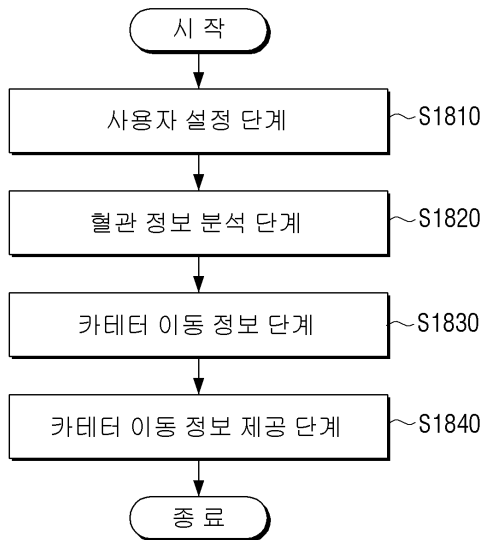
도면16



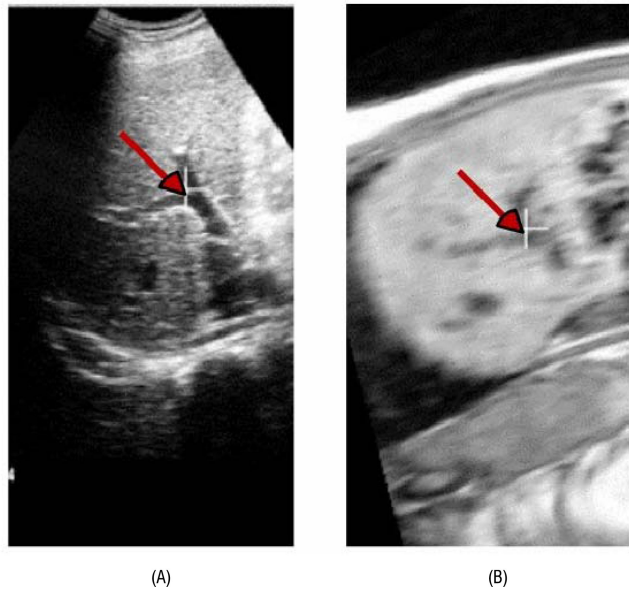
도면17



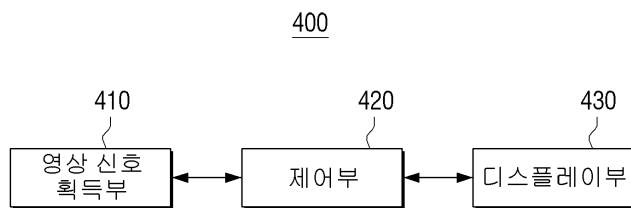
도면18



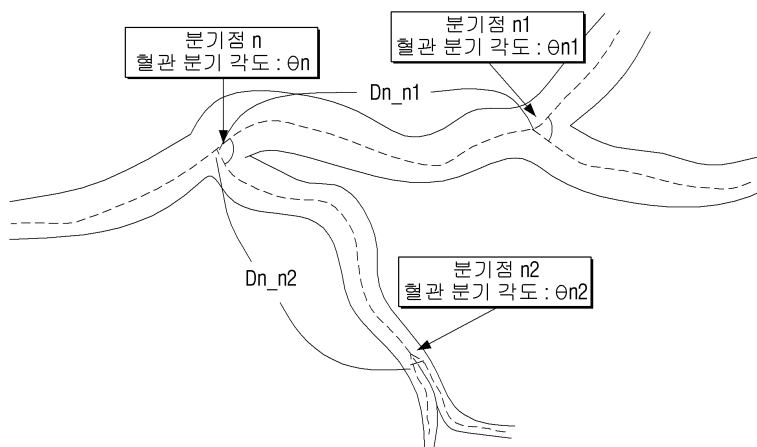
도면19



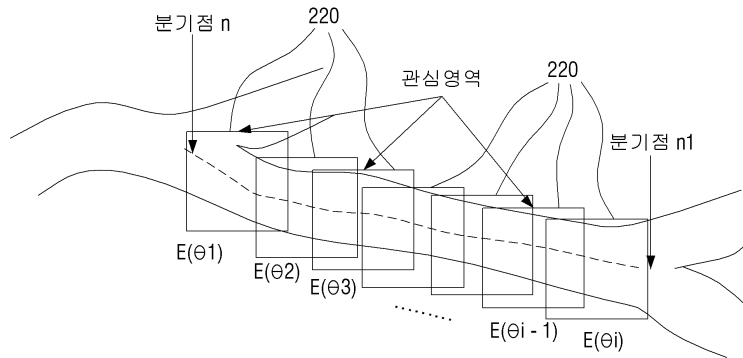
도면20



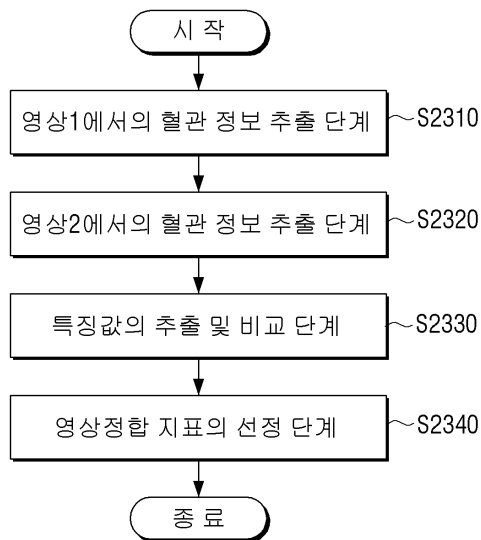
도면21



도면22



도면23



专利名称(译)	标题：使用医学图像提供血管分析信息的方法和设备		
公开(公告)号	KR1020150069830A	公开(公告)日	2015-06-24
申请号	KR1020130156434	申请日	2013-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	JUNG YUN SUB 정운섭 SHIM HWAN 심환 KIM YOUNG TAE 김영태 LIM HYUNG JOON 임형준 CHEON BYEONG GEUN 천병근		
发明人	정운섭 심환 김영태 임형준 천병근		
IPC分类号	A61B8/14 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52063 G01S7/52065 G01S15/8984 G01S15/8988 A61B8/523 G16H50/30		
代理人(译)	정홍식 Gimtaecheon		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种提供血管分析信息的方法。根据本发明的实施例，提供血管分析信息的方法包括将超声波照射到血管通过的身体部位并感测反射的超声波的步骤;通过使用反射的超声波产生彩色模式图像的步骤;以及基于所生成的彩色模式图像的像素值确定血管直径的步骤.COPYRIGHT KIPO 2015

