



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2011년03월30일
(11) 등록번호 10-1025666
(24) 등록일자 2011년03월22일

(51) Int. Cl.

G06K 9/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0078595

(22) 출원일자 2009년08월25일

심사청구일자 2009년08월25일

(65) 공개번호 10-2011-0021039

(43) 공개일자 2011년03월04일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020080112922 A

KR1020070004892 A

(73) 특허권자

서울대학교산학협력단

서울 관악구 신림동 산 56-1

(72) 발명자

김태정

서울특별시 송파구 잠실7동 우성아파트 28동 705호

김희찬

서울특별시 도봉구 창5동 825 북한산아이파크아파트 515동 701호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

양문옥

전체 청구항 수 : 총 10 항

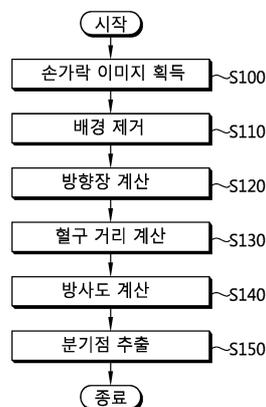
심사관 : 변종길

(54) 지정맥 특징점 추출 방법 및 장치

(57) 요약

지정맥 특징점 추출 방법 및 장치를 제공한다. 적외선에 통과된 손가락으로부터 손가락 이미지를 획득하고, 상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득하고, 상기 지정맥 이미지의 각 픽셀(pixel)에서 방사도(radialness)를 계산하고, 상기 계산된 방사도가 국소 최대값(local maxima)이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점(bifurcation)으로 추출한다. 방사도(radialness)를 계산하여 지정맥의 분기점(bifurcation)을 특징점으로 추출함으로써, 도난 및 위조의 위험이 거의 없고 식별의 정확성이 높은 특징점 기반의 지정맥 인식 기술을 달성할 수 있다.

대표도 - 도3



(72) 발명자

이승래

서울특별시 관악구 봉천9동 벽산블루밍아파트 208
동 602호

최준환

서울특별시 구로구 신도림동 우성아파트 202동
1305호

송원석

서울특별시 송파구 거여2동 거여3단지아파트 304동
102호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 R01-2006-000-10717-0

부처명 교육과학기술부

연구관리전문기관

연구사업명 특정기초연구

연구과제명 손가락 정맥 인식 기술의 개발

기여율

주관기관 서울대학교 산학협력단

연구기간 2006년 03월 01일 ~ 2009년 02월 28일

특허청구의 범위

청구항 1

적외선에 통과된 손가락으로부터 손가락 이미지를 획득하고,
 상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득하고,
 상기 지정맥 이미지의 각 픽셀(pixel)에서 방사도(radialness)를 계산하고,
 상기 계산된 방사도가 국소 최대값(local maxima)이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점(bifurcation)으로 추출하는 것을 포함하는 지정맥 특징점 추출 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 방사도를 계산하는 것은,
 상기 지정맥 이미지의 상기 각 픽셀에서 방향장(orientation field)을 계산하고,
 상기 계산된 방향장을 이용하여 혈구 거리(BCD; Blood Cell Distance)를 계산하고,
 아래의 수식과 같이 상기 각 픽셀에서 일정한 혈구 거리 내에 있는 픽셀의 개수와 일정한 물리 거리 내에 있는 픽셀의 개수의 비율을 방사도로 계산하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 방법.
 단, $R(x,y,r)$ 은 (x,y) 에서 거리 r 을 기준으로 계산한 방사도를 나타낸다. $N(x,y,r)$ 은 (x,y) 로부터 혈구 거리 r 이내에 있는 픽셀의 개수를 나타내고, $N_{all}(x,y,r)$ 은 (x,y) 로부터 물리 거리 r 이내에 있는 픽셀의 개수를 나타낸다.

$$R(x,y,r) = \frac{N(x,y,r)}{N_{all}(x,y,r)}$$

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 방향장은 아래의 수식에 의해 헤시안(Hessian) 행렬을 계산하여 상기 헤시안 행렬의 최소 고유치(eigenvalue)에 해당하는 고유벡터(eigenvector)의 방향으로 결정되는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 방법.
 단, L 은 (x,y) 에서의 밝기 성분을 나타낸다.

$$\mathbf{H}_L = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 L}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 L}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 L}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 L}{\partial y^2} \end{pmatrix}$$

청구항 4

제 2 항에 있어서,
 상기 혈구 거리는 아래의 수식에 의하여 계산되는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 방법.
 단, $d_{bc}(x,y, \phi_{v2})$ 는 (x,y) 에서 방향장이 ϕ_{v2} 일 때, 원점에서 (x,y) 까지의 혈구 거리를 나타낸다. $d_c(x,y)$ 는 원점에서 (x,y) 까지의 물리(유클리디안) 거리를 나타낸다. ϕ_r 는 혈구의 이동 방향을 나타내며, ϕ_{v2} 는 (x,y) 에서의 방향장을 나타낸다.

$$d_{bc}(x, y, \phi_{v_2}) \approx \frac{d_e(x, y)}{1 - \sin|\phi_f - \phi_{v_2}|}$$

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 방사도는 상기 각 픽셀에서 아래의 수식에 의해 복소 필터링(complex filtering)된 경사장(gradient field)과 일정한 거리 내에 있는 픽셀의 개수의 비율로 계산되는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 방법.

단, $R_G(x, y, r)$ 은 (x, y) 에서 거리 r 을 기준으로 계산한 근사화된 방사도를 나타낸다. $N_{all}(x, y, r)$ 은 (x, y) 로부터 물리 거리 r 이내에 있는 픽셀의 개수를 나타내며, $G_S(x, y)$ 는 복소 필터링된 복소 정규화 경사장을 나타낸다.

$$R_G(x, y, r) = \frac{G_S(x, y)}{N_{all}(x, y, r)}$$

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 복소 필터링된 경사장은 아래의 수식에 의해 계산되는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 방법.

단, $G_S(x, y)$ 는 복소 필터링된 복소 정규화 경사장, $F(x, y)$ 는 복소 방사향 필터, $G_C(x, y)$ 는 (x, y) 에서 복소 정규화 경사장을 나타낸다. $F(x, y) * G_C(x, y)$ 는 $F(x, y)$ 와 $G_C(x, y)$ 의 복소 컨벌루션(complex convolution)을 나타내며, $real(F(x, y) * G_C(x, y))$ 는 $F(x, y) * G_C(x, y)$ 의 실수 부분을 나타낸다.

$$G_S(x, y) = real(F(x, y) * G_C(x, y))$$

청구항 7

제 1 항에 있어서,

가우스 필터(Gaussian filter)를 이용하여 상기 계산된 방사도를 부드럽게 하는(smooth out) 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 추출된 분기점에서 상기 분기점을 형성하는 각 지정맥의 방향을 추출하는 것을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 방법.

청구항 9

적외선에 통과된 손가락으로부터 손가락 이미지를 획득하는 지정맥 센서; 및

상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득하고,

상기 지정맥 이미지의 각 픽셀에서 방사도를 계산하고,

상기 계산된 방사도가 국소 최대값이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점으로 추출하는 프로세서를 포함하는 지정맥 특징점 추출 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 프로세서는 방향장을 이용하여 상기 방사도를 계산하거나 또는 경사장을 이용하여 상기 방사도를 계산하는 것을 특징으로 하는 지정맥 특징점 추출 장치.

명세서

발명의 상세한 설명

기술분야

[0001] 본 발명은 지정맥 특징점 추출 방법 및 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게는 방사도(radialness)를 계산하여 지정맥의 분기점(bifurcation)을 지정맥의 특징점으로 이용하는 지정맥 특징점 추출 및 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [0002] 생체 인식 기술은 생체 정보를 이용하여 개인의 신원을 확인하거나 식별하는 기술을 말한다. 현재까지의 생체 인식 기술은 지문, 얼굴, 홍채 또는 목소리 등을 이용하여 개인을 식별하여 왔다.
- [0003] 지문 인식 기술은 인식 장치가 작고, 저렴하게 대량 생산이 가능하다. 또한, 인식의 정확성과 신속성의 측면에서도 비교적 좋은 성능을 보인다. 그러나 지문은 신체 밖으로 드러나 있어 도난당하기 쉽고 땀 등에 의해 변형될 가능성이 있어 인식 성능에 영향을 미칠 수 있다. 또한, 위생상의 문제점도 존재한다.
- [0004] 홍채 인식 기술은 인식 오류가 날 가능성이 거의 없고 위조도 어렵다는 점에서 가장 신뢰할 수 있는 생체 인식 기술이다. 그러나 대부분의 사람이 홍채 인식을 위해 눈에 직접 빛을 비추기를 꺼리며, 홍채 인식 장치는 크기가 크며 고가라는 단점이 있다.
- [0005] 얼굴 또는 목소리 인식 기술은 신원 인식을 하는 데에 있어서 가장 자연스러운 형태의 생체 정보라는 장점을 가진다. 그러나 인식의 정확성의 측면에서 다른 기술에 비해서 정확성이 떨어지는 단점을 가진다.
- [0006] 지정맥 인식 기술이란 적외선을 통해 취득한 지정맥 패턴 영상을 이용하여 개인을 식별하는 기술을 말한다. 인간의 정맥은 피부 바로 밑에 복잡한 형태를 가지고 위치하며, 여러 연구에 따르면 정맥의 패턴은 개개인에 따라 모두 다르며 나이를 먹어도 그 패턴이 변화하지 않는 것으로 알려져 있다. 지정맥 인식 기술은 다음과 같은 장점을 갖는다.
- [0007] 1) 정맥은 신체 내부에 존재하므로 도난 또는 위조의 위험이 거의 없고, 손가락 표면의 상태가 인식에 아무런 영향을 끼치지 않는다.
- [0008] 2) 적외선을 이용하여 사용자의 편의성이 높은 비접촉식 장치를 구성할 수 있다.
- [0009] 3) 지정맥 패턴은 안정적이고 비교적 명확하게 찾을 수 있으므로, 작고 이미지 프로세싱이 간단한 지정맥 영상을 획득하기 위하여 해상도가 낮은 카메라를 사용할 수 있다.
- [0010] 즉, 지정맥 인식 기술은 보안성과 편의성의 측면에서 균형 잡힌 성능을 제공할 수 있다. 상기와 같은 장점들로 인해 최근 지정맥 인식 기술은 지문, 홍채, 얼굴 및 목소리 인식 기술에 비해서 매우 각광받고 있다.
- [0011] 생체 인식 기술은 크게 이미지 기반 기술과 특징점 기반 기술로 분류할 수 있다. 이미지 기반 기술은 취득 이미지 자체를 매칭에 이용하는 방식이다. 특징점 기반 기술은 취득 이미지로부터 특징점들을 추출하여 그 특징점들을 매칭에 이용하는 방식이다. 그러나 이미지 기반 기술을 이용한 지정맥 인식 기술은 다음과 같은 문제점을 가진다.
- [0012] 1) 크기가 큰 취득 이미지가 저장되어야 할 필요가 있으므로 스마트카드를 기반으로 한 개인 식별 시스템에 사용될 수 없어 시장성이 떨어진다. 또한, 저장된 이미지가 도난될 가능성도 존재한다.
- [0013] 2) 생체 정보를 수집하고 저장함으로써 인권 침해 또는 개인 정보 유출의 문제가 생길 수 있다.
- [0014] 3) 원본 이미지의 왜곡을 쉽게 보정하기 어렵다.
- [0015] 반면에 특징점 기반 기술은 상기 이미지 기반 기술이 가지는 문제점을 대부분 극복할 수 있으며, 현재 상용화되어 있는 지문 인식 기술은 대부분 특징점 기반 기술을 이용하고 있다. 그러나 아직 지정맥 인식 기술은 이미지 기반 기술이 존재할 뿐, 특징점 기반 기술을 이용한 예가 없다.
- [0016] 특징점 기반 기술을 지정맥 인식 기술에 적용하기 위한 지정맥 특징점 추출 방법이 필요하다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0017] 본 발명의 기술적 과제는 지정맥의 분기점(bifurcation)을 지정맥의 특징점으로 추출하는 방법 및 장치를 제공하는 데에 있다.

과제 해결수단

[0018] 일 양태에 있어서, 지정맥 특징점 추출 방법을 제공한다. 상기 방법은 적외선에 통과된 손가락으로부터 손가락 이미지를 획득하고, 상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득하고, 상기 지정맥 이미지의 각 픽셀(pixel)에서 방사도(radialness)를 계산하고, 상기 계산된 방사도가 국소 최대값(local maxima)이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점(bifurcation)으로 추출하는 것을 포함한다. 상기 방사도를 계산하는 것은, 상기 지정맥 이미지의 상기 각 픽셀에서 방향장(orientation field)을 계산하고, 상기 계산된 방향장을 이용하여 혈구 거리(BCD; Blood Cell Distance)를 계산하고, 아래의 수식과 같이 상기 각 픽셀에서 일정한 혈구 거리 내에 있는 픽셀의 개수와 일정한 물리 거리 내에 있는 픽셀의 개수의 비율을 방사도로 계산하는 것을 포함할 수 있다. 또한, 상기 방향장은 헤시안(Hessian) 행렬을 계산하여 상기 헤시안 행렬의 최소 고유치(eigenvalue)에 해당하는 고유벡터(eigenvector)의 방향으로 결정할 수 있다. 한편, 상기 방사도는 상기 각 픽셀에서 아래의 수식에 의해 복소 필터링(complex filtering)된 경사장(gradient field)과 일정한 거리 내에 있는 픽셀의 개수의 비율로 계산될 수도 있다.

[0019] 한편, 상기 방법은 가우스 필터(Gaussian filter)를 이용하여 상기 계산된 방사도를 부드럽게 하는(smooth out) 것을 더 포함할 수 있다. 또한, 상기 방법은 상기 추출된 분기점에서 상기 분기점을 형성하는 각 지정맥의 방향을 추출하는 것을 더 포함할 수 있다.

[0020] 다른 양태에 있어서 지정맥 특징점 추출 장치를 제공한다. 상기 장치는 적외선에 통과된 손가락으로부터 손가락 이미지를 획득하는 지정맥 센서, 및 상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득하고, 상기 지정맥 이미지의 각 픽셀에서 방사도를 계산하고, 상기 계산된 방사도가 국소 최대값이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점으로 추출하는 프로세서를 포함한다. 상기 프로세서는 방향장을 이용하여 상기 방사도를 계산하거나 또는 경사장을 이용하여 상기 방사도를 계산할 수 있다.

효과

[0021] 방사도(radialness)를 계산하여 지정맥의 분기점(bifurcation)을 특징점으로 추출함으로써, 도난 및 위조의 위험이 거의 없고 식별의 정확성이 높은 특징점 기반의 지정맥 인식 기술을 달성할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0022] 생체 인식 시스템은 개인으로부터 생체 정보를 얻고 상기 생체 정보로부터 특징을 찾아내어 데이터베이스에 저장된 템플릿(template)과 비교하는 과정을 수행하는 패턴 인식 시스템을 말한다. 생체 인식 시스템은 그 적용 환경에 따라서 본인 확인 시스템(personal verification system)과 개인 식별 시스템(personal identification system)으로 나눌 수 있다.

[0023] 도 1은 본인 확인 시스템을 나타낸 블록도이다.

[0024] 본인 확인 시스템은 인식 장치로부터 획득한 개인의 생체 정보와 시스템의 데이터베이스에 저장된 템플릿을 비교하여 본인 여부를 확인한다. 상기 시스템에서 본인 확인을 요구하는 사용자는 이름, PIN(Personal Identification Number) 또는 스마트카드 등의 추가 정보를 함께 입력하여 시스템에 본인 확인을 요구한다. 시스템은 상기 입력된 추가 정보와 합치하는 저장된 생체 정보와 인식 장치로부터 획득한 생체 정보를 비교하여 본인인지 아닌지 여부를 확인한다. 즉, 본인 확인 시스템에서는 생체 정보 사이의 1:1 매칭이 이루어진다.

[0025] 도 2는 개인 식별 시스템을 나타낸 블록도이다.

[0026] 개인 식별 시스템도 본인 확인 시스템과 마찬가지로 인식 장치로부터 획득한 개인의 생체 정보와 시스템의 데이터베이스에 저장된 템플릿을 비교하여 개인을 식별한다. 다만, 개인 식별 시스템은 인식 장치가 획득한 생체 정보와 시스템에 저장된 N개의 템플릿을 1:N으로 매칭하여 식별을 원하는 사용자가 시스템에 저장되어 있는 사용자인지를 식별한다.

- [0027] 상기 본인 확인 시스템 또는 개인 식별 시스템은 모두 생체 정보를 획득하고 이를 데이터베이스에 저장된 템플릿과 매칭시키는 과정을 수행한다. 많은 경우 본인 확인 시스템과 개인 식별 시스템에서 사용되는 알고리즘은 큰 차이가 없다. 제안된 발명 또한 상기 두 시스템에서 모두 이용될 수 있으므로, 이하에서는 본인 확인 시스템과 개인 식별 시스템을 엄격히 구분하지 않도록 한다.
- [0028] N. Miura, A. Nagasaka, and T. Miyatake "Extraction of finger-vein patterns using maximum curvature points in image profiles," IEICE Transactions on Information and Systems, vol. E90-D, no. 8, pp. 1185-1194, 2007.은 지정맥 인식 기술의 일 예를 개시하고 있다. 이는 획득한 지정맥 이미지로부터 4방향(수평 방향, 수직 방향, 2개의 사선 방향)으로 단면도(cross-sectional profile)을 획득한다. 상기 각 단면도에서 곡률을 계산하여 정맥의 중심점(center point)들을 추출하고 상기 중심점들을 연결하며, 상기 연결된 중심점들을 4방향에 대해서 결합하여 최종적으로 정맥의 패턴을 추출한다. W. Song, Finger-vein identification system using level set curvature, M. S. Thesis, Seoul National University, 2008. 및 M. Vlachos and E. Dermatas, "Vein segmentation in infrared images using compound enhancing and crisp clustering," Lecture Notes in Computer Science, vol. 5008, pp. 393-402, May. 2008.에도 지정맥 인식 기술의 또 다른 예가 개시되어 있다.
- [0029] 이하, 제안된 지정맥 특징점 추출 방법을 실시예를 통해 기술하도록 한다.
- [0030] 도 3은 제안된 지정맥 특징점 추출 방법의 일 실시예를 나타낸다.
- [0031] 단계 S100에서 적외선에 통과된 인식의 대상이 되는 손가락으로부터 손가락 이미지를 획득한다.
- [0032] 파장이 700 nm ~ 1000 nm인 적외선은 인체 조직의 대부분을 그냥 통과하는 반면에, 혈액 내부의 헤모글로빈(Hb)에는 전부 흡수된다. 따라서 손가락을 적외선에 통과시킴으로써 정맥을 포함한 손가락 내부의 이미지를 획득할 수 있다.
- [0033] 도 4는 지정맥 센서의 구조의 일 예를 나타낸다. 지정맥 센서(200)는 기본적으로 적외선 광원(210; infrared source)과 손가락을 통과한 적외선을 필터링하기 위한 광학 필터(220; optical filter) 및 상기 광학 필터를 거친 적외선을 포착할 수 있는 CCD 카메라(230)로 구성될 수 있다. 적외선 광원(210)으로부터 방출된 적외선은 손가락을 통과하고 광학 필터(220)를 거쳐 CCD 카메라(230)에서 모이게 된다.
- [0034] 또한, 영상 포착 유닛(video capture unit)과 광원 컨트롤러(light source controller)를 더 포함할 수 있다. 상기 영상 포착 유닛 및 광원 컨트롤러는 최종적으로 획득한 손가락 이미지의 포화를 방지하기 위해 광원의 세기를 조절하는 역할을 할 수 있다.
- [0035] 다시 도 3을 참조하면, 단계 S110에서 상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득한다.
- [0036] 상기 손가락 이미지는 지정맥 인식에는 필요 없는 회로 기관 등의 배경을 포함할 수 있다. 일반적으로 배경을 제거하기 위해서 경계 검출기(edge detector)를 이용하여 이미지에서 필요한 부분만을 획득할 수 있으나, 배경도 선명한 경계를 포함할 수 있으므로 경계 검출기를 통해 배경을 제거하기 어렵다. 다만, 손가락 내부에는 경계가 없다고 할 수 있으므로, 이미지에서 중심과 가장 가까운 경계를 손가락의 경계로 가정할 수 있다.
- [0037] 도 5는 배경 제거 방법의 일 실시예를 나타낸 것이다.
- [0038] 단계 S300에서 $M \times N$ 크기의 이미지로부터 이미지 전체의 경계 픽셀(edge pixels)을 추출한다.
- [0039] 단계 S310에서 수직선의 중심점 $c_v = N/2$ 로 초기화하고, 수직선의 인덱스 $m = M$ 으로 초기화한다.
- [0040] 단계 S320에서 m 번째 수직선에서 중심점 c_v 로부터 가장 가까운 상위(upper direction) 경계 픽셀 u_m 와 하위(lower direction) 경계 픽셀 l_m 를 추출한다. 만약 $m = M$ 또는 $|u_{m+1} - u_m| < \gamma_e$ 라면 u_m 은 내부 상위 경계 픽셀(inner upper edge pixel)로 결정되고, $m = M$ 또는 $|l_{m+1} - l_m| < \gamma_e$ 라면 l_m 은 내부 하위 경계 픽셀(inner lower edge pixel)로 결정된다. γ_e 는 상수로, 원하지 않는 경계 픽셀이 손가락의 경계 픽셀로 결정되는 것을 막기 위해 이용된

다. 수직선의 중심점 $c_v=(u_m+l_m)/2$ 로 새롭게 결정되고, m 을 1만큼 감소시키면서 상기의 단계를 반복한다. 만약 $m=1$ 이나 $u_m-l_m < \gamma_s$ 라면 반복을 멈춘다.

- [0041] 단계 S330에서 상기 내부 상위 경계 픽셀 및 상기 내부 하위 경계 픽셀과 가장 잘 합치되는 2차 다항식 곡선인 U와 L을 각각 찾는다.
- [0042] 단계 S340에서 상기 U보다 상위 영역에 있는 픽셀과 상기 L보다 하위 영역에 있는 픽셀을 제거하여 최종적으로 배경을 제거한다.
- [0043] 상기 실시예 이외에도 손가락 없는 배경의 이미지만 따로 획득하여 손가락이 포함된 이미지와의 차를 구해 배경을 제거할 수도 있다. 또한, 상기 손가락 이미지의 품질에 따라서 잡음 제어 알고리즘이 추가될 수도 있다.
- [0044] 다시 도 3을 참조하면, 단계 S120에서 상기 획득한 지정맥 이미지의 각 픽셀에서 방향장(orientation field)을 계산한다.
- [0045] 본 실시예에서는 지정맥 이미지로부터 혈관을 추출하기 위하여 differential geometry-based 방법 중에서 헤시안 기반(Hessian-base) 방법을 이용한다. 헤시안은 원통형 구조의 특징을 포착하고 관심 있는 점들을 추출할 때에 뛰어난 성능을 보이는 것으로 알려져 있다. 또한, 헤시안이 2차 편미분(second-order partial derivative s)을 이용하므로, 1차 미분 방정식으로 근사할 수 있는 신호의 세기(intensity)의 변화에 영향을 받지 않는다. 또한, 헤시안 기반 방법이 반복을 필요로 하지 않으므로 빠르다는 장점이 있다.
- [0046] 헤시안 행렬(Hessian matrix)은 수학적 식 1로 나타낼 수 있다.

수학적 식 1

$$H_L = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 L}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 L}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 L}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 L}{\partial y^2} \end{pmatrix}$$

- [0047]
- [0048] 상기 수학적 식 1에서, L은 (x,y)에서의 밝기 성분을 나타낸다. 상기 헤시안 행렬은 고유치(eigenvalue)를 가지며, 첫 번째 고유치를 λ_1 , 두 번째 고유치를 λ_2 라 할 수 있다(단, $|\lambda_1| \geq |\lambda_2|$). 또한, λ_1 에 대응하는 고유벡터(eigenvector)를 v_1 , λ_2 에 대응하는 고유벡터를 v_2 라 할 수 있다. 상기와 같은 고유치 분석을 통해 주요 곡률(principal curvature)과 이미지의 로컬 2차 구조(local second-order structure)를 추출할 수 있다. 이때 λ_1 , λ_2 , v_1 , v_2 는 각각 최대 곡률, 최소 곡률, 최대 곡률의 방향, 최소 곡률의 방향을 나타낼 수 있다. 방향장은 최소 고유치 λ_2 에 대응하는 고유벡터 v_2 의 방향을 의미하므로, ϕ_{v_2} 로 정의할 수 있다.
- [0049] 단계 S130에서 상기 획득한 지정맥 이미지의 각 픽셀에서 상기 계산한 방향장을 이용하여 혈구 거리(BCD; Blood Cell Distance)를 계산한다.
- [0050] 도 6은 혈구 거리의 개념을 그림으로 표현한 것이다. 혈구 거리란 혈관 내의 혈구가 힘을 받아 움직인다고 가정할 때 움직임의 난이도를 거리의 개념으로 표현한 것이다. 즉, 물리적으로 혈구가 원활하게 이동할 수 있으면 짧은 거리, 이동할 수 없으면 먼 거리로 계산되도록 만든 새로운 거리 측정 방식이라 할 수 있다. 도 6을 참조하면, 혈구에 혈관의 방향으로 힘이 가해지면 혈구가 쉽게 움직일 수 있다(400; 제1 위치). 반면에 혈구에 혈관의 수직 방향으로 힘이 가해지면 혈구는 쉽게 움직일 수 없다(410; 제2 위치). 따라서 혈구의 관점에서 제1 위치(400)와 제2 위치(410)가 물리적으로 같은 거리에 있다고 하더라도, 제1 위치(400)까지의 혈구 거리가 제2 위치(410)까지의 혈구 거리보다 짧다고 할 수 있다.
- [0051] 혈구 거리는 수학적 식 2로 정의할 수 있다.

수학식 2

$$d_{bc}(x, y, \phi_{v_2}) \approx \frac{d_e(x, y)}{1 - \sin|\phi_f - \phi_{v_2}|}$$

[0052]

[0053]

상기 수학식 2에서, $d_{bc}(x, y, \phi_{v_2})$ 는 (x, y) 에서 방향장이 ϕ_{v_2} 일 때, 원점에서 (x, y) 까지의 혈구 거리를 나타낸다. $d_e(x, y)$ 는 원점에서 (x, y) 까지의 물리(유클리디안) 거리를 나타낸다. ϕ_f 는 혈구의 이동 방향을 나타내며, ϕ_{v_2} 는 (x, y) 에서의 방향장을 나타낸다. 혈구의 이동 방향 ϕ_f 가 방향장 ϕ_{v_2} 과 같다면 혈구 거리 d_{bc} 는 물리 거리 d_e 와 같으며, ϕ_f 가 ϕ_{v_2} 와 수직이라면 물리 거리는 무한대가 된다.

[0054]

도 7은 혈구 거리 등거리 곡선의 일 예를 나타낸 것이다. (a)에서 방향장은 일정(homogeneous)하며, 이에 따라 등거리 곡선의 모양도 방향장을 따라서 길게 늘어지는 것을 볼 수 있다. 이러한 형태는 일반적인 혈관의 영역에서 나타날 수 있다. (b)에서 방향장은 2차 곡선의 형태를 가지며, 이에 따라 등거리 곡선의 모양도 방향장을 따라서 길게 늘어지는 것을 볼 수 있다. 이러한 형태는 두 혈관이 교차하는 영역에서 나타날 수 있다.

[0055]

다시 도 3을 참조하면, 단계 S140에서 상기 계산한 혈구 거리를 이용하여 방사도(radialness)를 계산한다. 방사도는 방향장으로부터 얻을 수 있는 국소(local) 특징 중 하나로서, 수학식 3으로 표현할 수 있다.

수학식 3

$$R(x, y, r) = \frac{N(x, y, r)}{N_{all}(x, y, r)}$$

[0056]

[0057]

상기 수학식 3에서, $R(x, y, r)$ 은 (x, y) 에서 거리 r 을 기준으로 계산한 방사도를 나타낸다. 한편, $N(x, y, r)$ 과 $N_{all}(x, y, r)$ 은 수학식 4로 표현할 수 있다.

수학식 4

$$N(x, y, r) = \sum_{u=-r}^r \sum_{v=-r}^r h_{bc}(u, v, r, \phi_{v_2}(x+u, y+v))$$

$$N_{all}(x, y, r) = \sum_{u=-r}^r \sum_{v=-r}^r h(u, v, r)$$

[0058]

[0059]

상기 수학식 4에서 인접 지시 함수(neighbor indication function) $h_{bc}(u, v, r, \phi(u, v))$ 는 혈구 거리 $d_{bc}(u, v, \phi(u, v)) \leq r$ 일 경우에는 1이고, 그렇지 않을 경우에는 0이다. 또 다른 인접 지시 함수 $h(u, v, r)$ 은 물리 거리 $d(u, v) \leq r$ 일 경우에는 1이고, 그렇지 않을 경우에는 0이다.

[0060]

즉, 상기 수학식 4의 $N(x, y, r)$ 은 (x, y) 로부터 혈구 거리 r 이내에 있는 픽셀의 개수를 나타내고, $N_{all}(x, y, r)$ 은 (x, y) 로부터 물리 거리 r 이내에 있는 픽셀의 개수를 나타낸다. 따라서 상기 수학식 3의 방사도 $R(x, y, r)$ 은 각 픽셀에서 일정한 혈구 거리 내에 있는 픽셀의 개수와 일정한 물리 거리 내에 있는 픽셀의 개수의 비율을 의미한다.

[0061]

도 8은 방사도의 개념을 그림으로 표현한 것이다. 도 8을 참조하면, (x, y) 를 중심으로 반지름인 r 인 원(500; 실선)은 물리 거리 r 이내에 있는 픽셀의 영역을 나타낸다. 한편, 음영이 가해진 부분(510; 점선)은 혈구 거리 r 이내에 있는 픽셀의 영역을 나타낸다. 방향장을 따라서 혈구 거리 r 이내에 있는 픽셀의 개수가 많아지므로, (x, y) 주위로 방향장이 방사형을 이루면 방사도는 커지게 된다.

[0062]

다시 도 3을 참조하면, 단계 S150에서 상기 계산된 방사도가 국소 최대값(local maxima)이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점으로 추출한다.

[0063] 상기 분기점은 인식 결과를 데이터베이스에 저장된 템플릿과 매칭할 때 특징점으로 사용될 수 있다. 특징점 기반 매칭 방법은 지문 인식 기술에서 주로 사용되나, 정맥은 지문과 달리 명확한 종점(end point)이 없으므로 상기 계산된 방사도를 이용하여 획득한 분기점을 특징점으로 사용할 수 있다.

[0064] 도 9는 일반적인 혈관 영역 내의 점과 분기 영역 내의 점 주위의 방향장을 나타낸 것이다. 도 9를 참조하면, 분기점에서는 혈관 내의 일반적인 점보다 주위에 방사형의 방향 벡터가 더 많이 분포한다. 분기점은 최소 3방향 이상으로 정맥이 뻗어가는(strech out) 점이므로, 분기점에서는 방사도가 주위의 다른 점보다 클 것으로 예상할 수 있다. 따라서 방사도가 주위보다 큰 점(local maxima)을 분기점으로 추출함으로써 분기점을 매칭시 특징점으로 이용할 수 있다. 또한, 분기점을 추출하기 이전에 분산이 σ_b 인 가우스 필터(Gaussian filter)를 사용하여 계산된 방사도를 부드럽게(smooth out) 한 후에 분기점을 추출할 수 있다.

[0065] 표 1은 다양한 지정맥 특징점 추출 방법의 성능을 비교한 것이다.

표 1

구 분	옳은 분기점 개수	틀린 분기점 개수
Harris detector	229	411
Hessian	254	386
MCP-based	271	382
Vesselness-based	296	325
Proposed	299	347

[0066]

표 1을 참조하면, 옳은 분기점의 개수와 틀린 분기점의 개수로 지정맥 특징점 추출 방법의 성능을 비교하였다. 제안된 방사도에 기반한 지정맥 특징점 추출 방법이 여타의 방법에 비해 더 좋은 성능을 보임을 알 수 있다. vesselness-based 방법도 제안된 방법과 제안된 방법과 거의 비슷한 성능을 보이나, 이 방법은 많은 계산 시간을 요구한다.

[0067]

[0068] 도 10은 제안된 지정맥 특징점 추출 방법의 또 다른 실시예를 나타낸다.

[0069] 방사도를 이용한 지정맥 특징점 추출 방법은 혈구 및 정맥의 물리적 모델을 이용하여 유도되어 이론적인 근거가 있는 방법이나 계산이 다소 복잡하다. 따라서 경사장을 계산하여 방사도를 근사화하여 분기점을 빠르게 추출할 수 있는 방법이 제안된다. 이는 분기점에서 경사장이 방향장과 마찬가지로 방사형을 가지기 때문에 가능하다.

[0070] 단계 S600에서 적외선에 통과된 인식의 대상이 되는 손가락으로부터 손가락 이미지를 획득한다. 단계 S610에서 상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득한다.

[0071] 단계 S620에서 상기 지정맥 이미지의 각 픽셀에서 경사장(gradient field)을 계산한다.

[0072] (x, y) 에서 경사장을 $\mathbf{G}(x, y)$ 라 하면 정규화(normalized) 경사장 $\mathbf{G}_N(x, y)$ 는 수학식 5에 의해서 계산될 수 있다.

수학식 5

$$\mathbf{G}_N(x, y) = \frac{\mathbf{G}(x, y)}{|\mathbf{G}(x, y)|}$$

[0073]

[0074] 또한, 복소 정규화 경사장 $\mathbf{G}_C(x, y)$ 는 수학식 6에 의해서 계산될 수 있다.

수학식 6

$$\mathbf{G}_C(x, y) = g_x(x, y) + ig_y(x, y)$$

[0075]

[0076] $g_x(x, y)$ 와 $g_y(x, y)$ 는 각각 상기 수학식 5의 정규화 경사장 $\mathbf{G}_N(x, y)$ 의 첫 번째와 두 번째 성분을 나타낸다.

[0077] 또한, 수학식 7과 같이 복소 방사형 필터(complex radial filter)를 정의할 수 있다.

수학식 7

$$F(x, y) = \frac{x - yi}{\sqrt{x^2 + y^2}} \quad (\text{단, } \sqrt{x^2 + y^2} \leq r \text{ 일 때, 그 이외에는 } 0)$$

[0078]

[0079]

단계 S630에서 상기 복소 정규화 경사장 G_C 와 복소 방사형 필터를 이용하여 근사화된 방사도 $R_G(x, y, r)$ 을 계산할 수 있다. 이는 수학식 8에 나타나 있다.

수학식 8

$$R_G(x, y, r) = \frac{G_S(x, y)}{N_{all}(x, y, r)}$$

[0080]

[0081]

상기 수학식 8에서 $R_G(x, y, r)$ 은 (x, y) 에서 거리 r 을 기준으로 계산한 근사화된 방사도를 나타낸다. $N_{all}(x, y, r)$ 은 (x, y) 로부터 물리 거리 r 이내에 있는 픽셀의 개수를 나타내며, $G_S(x, y)$ 는 수학식 9에 의해 계산되는 복소 필터링된 복소 정규화 경사장을 나타낸다. 즉, 근사화된 방사도 역시 상기 수학식 3과 같이 비율의 형태를 가진다.

수학식 9

$$G_S(x, y) = \text{real}(F(x, y) * G_C(x, y))$$

[0082]

[0083]

상기 수학식 9에서 $F(x, y) * G_C(x, y)$ 는 $F(x, y)$ 와 $G_C(x, y)$ 의 복소 컨벌루션(complex convolution)을 나타내며, $\text{real}(F(x, y) * G_C(x, y))$ 는 $F(x, y) * G_C(x, y)$ 의 실수 부분을 나타낸다.

[0084]

단계 S640에서 상기 계산된 근사화된 방사도가 국소 최대값(local maxima)이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점으로 추출한다. 상기 추출된 분기점을 매칭에서 특징점으로 이용한다. 본 실시예의 방법을 이용하여 상기 표 1과 같이 옳은 분기점과 틀린 분기점의 개수로 성능을 비교한 결과, 각각 276개와 346개가 나왔다. 이는 헤시안 행렬과 혈구 거리에 의해 계산된 방사도를 이용한 지정맥 특징점 추출 방법의 성능보다 약간 떨어지는 것이나, 본 실시예에 의한 지정맥 특징점 추출 방법은 컨벌루션(convolution) 연산자를 이용하여 빠르게 계산될 수 있는 장점이 있다.

[0085]

한편, 특징점을 이용하는 지문 인식 기술에서는 특징점의 위치뿐만 아니라 특징점에서의 곡선의 방향에 관한 정보를 추출할 수 있다. 마찬가지로, 지정맥 인식 기술에서도 보다 정확한 개인 식별을 위하여 분기점에서 지정맥의 방향을 추가로 추출하여 이용할 수 있다.

[0086]

지정맥의 분기점은 적어도 3개의 방향을 가질 수 있다. 분기점 주위에서 주요한 방향을 찾기 위하여, K-means 클러스터링 방식 또는 각종 트래킹 알고리즘 등을 이용하여 분기점 주위의 방향장을 적어도 3개의 집단으로 분류할 수 있다. 이러한 과정을 추출된 분기점에서 반복함으로써 분기점에서의 지정맥의 방향을 추출할 수 있다. 도 11은 지정맥의 방향 정보를 추출한 모습의 일 예를 나타낸 것이다.

[0087]

도 12는 본 발명의 실시예가 구현되는 지정맥 특징점 추출 장치의 블록도이다.

[0088]

지정맥 특징점 추출 장치(700)는 지정맥 센서(710)와 프로세서(720)를 포함한다. 지정맥 센서(710) 및 프로세서(720)는 제안된 기능 기능, 과정 및/또는 방법을 구현한다.

[0089]

지정맥 센서(710)는 손가락을 통과한 적외선을 포착하여 손가락 이미지를 획득한다. 상기 지정맥 센서(710)는 상기 도 4의 구조를 가질 수 있다. 프로세서(720)는 상기 획득한 손가락 이미지로부터 배경을 제거하여 지정맥 이미지를 획득하고, 상기 지정맥 이미지의 각 픽셀에서 방사도를 계산하고, 상기 계산된 방사도가 국소 최대값이 되는 픽셀을 지정맥의 분기점(bifurcation)으로 추출하여 특징점으로 이용한다.

[0090]

프로세서(720)는 ASIC(Application-Specific Integrated Circuit), 다른 칩셋, 논리 회로 및/또는 데이터 처리

장치를 포함할 수 있다. 실시예가 소프트웨어로 구현될 때, 상술한 기법은 상술한 기능을 수행하는 모듈(과정, 기능 등)로 구현될 수 있다. 모듈은 프로세서(720)에 의해 실행될 수 있다.

[0091] 상술한 예시적인 시스템에서, 방법들은 일련의 단계 또는 블록으로써 순서도를 기초로 설명되고 있지만, 본 발명은 단계들의 순서에 한정되는 것은 아니며, 어떤 단계는 상술한 바와 다른 단계와 다른 순서로 또는 동시에 발생할 수 있다. 또한, 당업자라면 순서도에 나타난 단계들이 배타적이지 않고, 다른 단계가 포함되거나 순서도의 하나 또는 그 이상의 단계가 본 발명의 범위에 영향을 미치지 않고 삭제될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

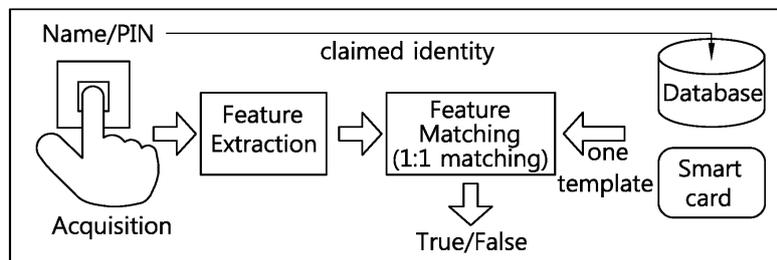
[0092] 상술한 실시예들은 다양한 양태의 예시들을 포함한다. 다양한 양태들을 나타내기 위한 모든 가능한 조합을 기술할 수는 없지만, 해당 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자는 다른 조합이 가능함을 인식할 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명은 이하의 특허청구범위 내에 속하는 모든 다른 교체, 수정 및 변경을 포함한다고 할 것이다.

도면의 간단한 설명

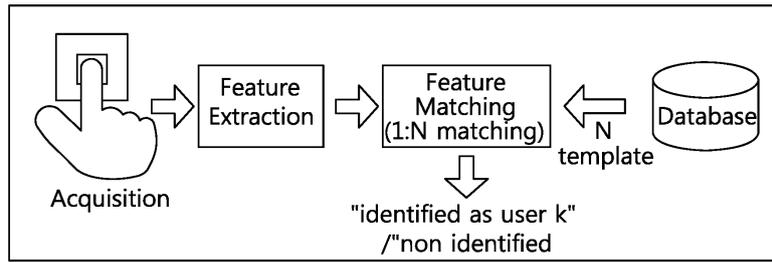
- [0093] 도 1은 본인 확인 시스템을 나타낸 블록도이다.
- [0094] 도 2는 개인 식별 시스템을 나타낸 블록도이다.
- [0095] 도 3은 제안된 지정맥 특징점 추출 방법의 일 실시예를 나타낸다.
- [0096] 도 4는 지정맥 센서의 구조의 일 예를 나타낸다.
- [0097] 도 5는 배경 제거 방법의 일 실시예를 나타낸 것이다.
- [0098] 도 6은 혈구 거리의 개념을 그림으로 표현한 것이다.
- [0099] 도 7은 혈구 거리 등거리 곡선의 일 예를 나타낸 것이다.
- [0100] 도 8은 방사도의 개념을 그림으로 표현한 것이다.
- [0101] 도 9는 일반적인 혈관 영역 내의 점과 분기 영역 내의 점 주위의 방향장을 나타낸 것이다.
- [0102] 도 10은 제안된 지정맥 특징점 추출 방법의 또 다른 실시예를 나타낸다.
- [0103] 도 11은 지정맥의 방향 정보를 추출한 모습의 일 예를 나타낸 것이다.
- [0104] 도 12는 본 발명의 실시예가 구현되는 지정맥 특징점 추출 장치의 블록도이다.

도면

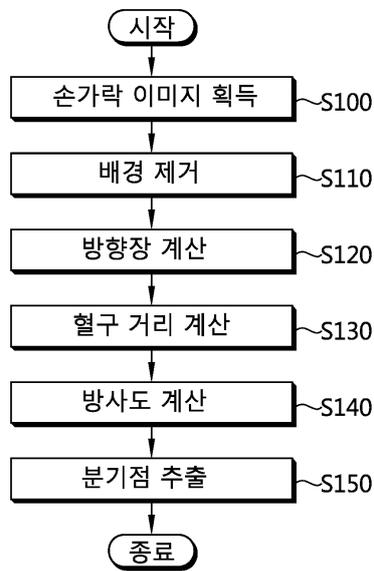
도면1



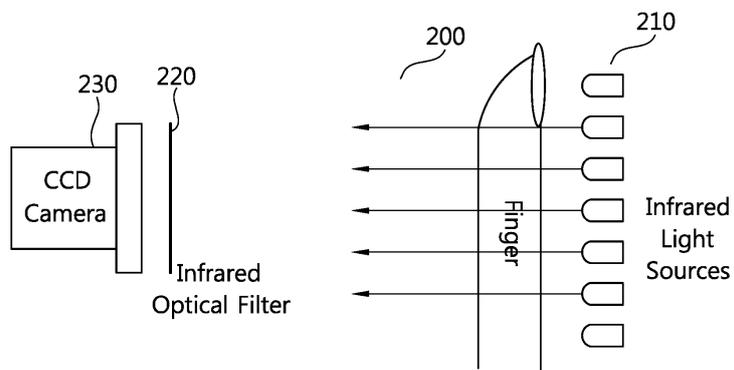
도면2



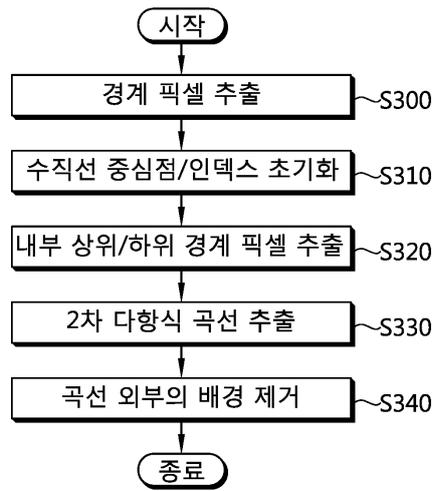
도면3



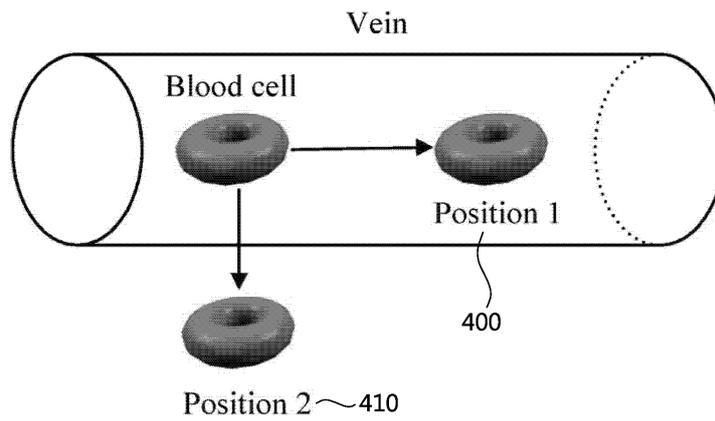
도면4



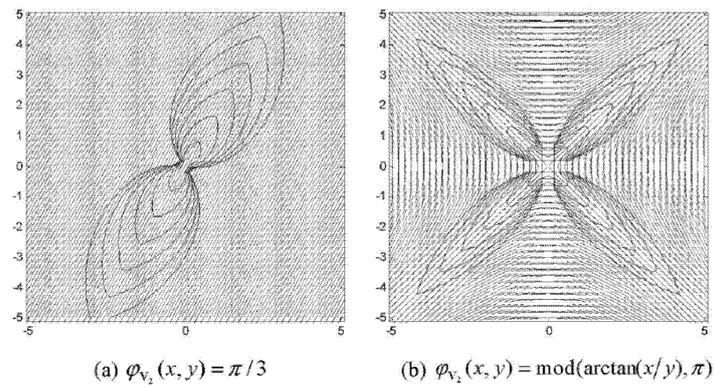
도면5



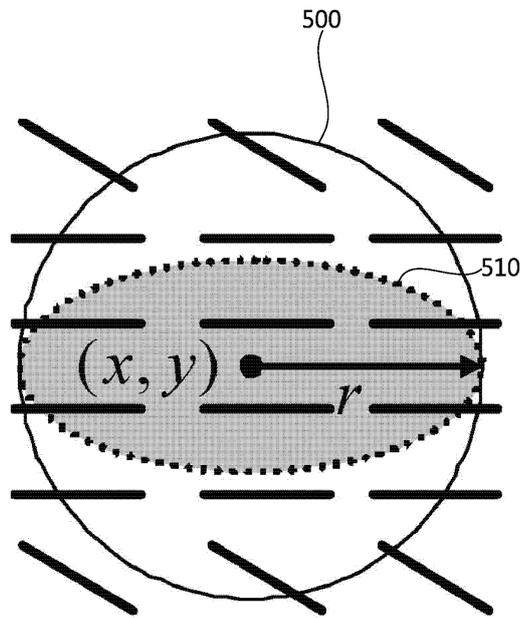
도면6



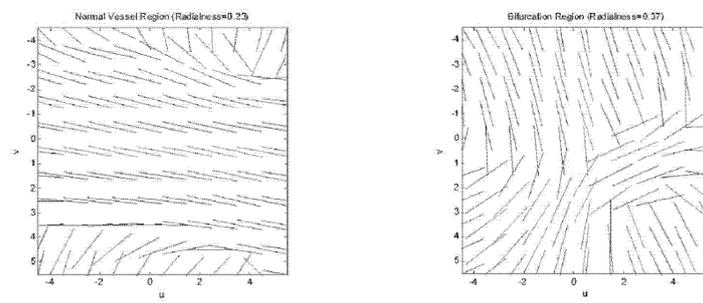
도면7



도면8



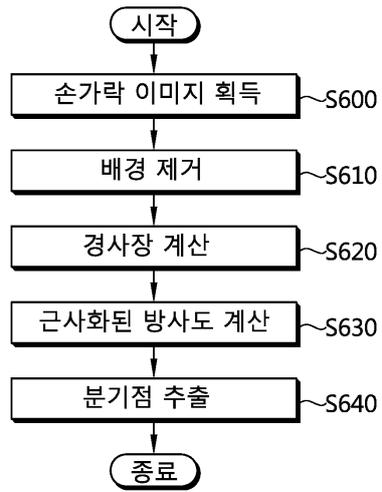
도면9



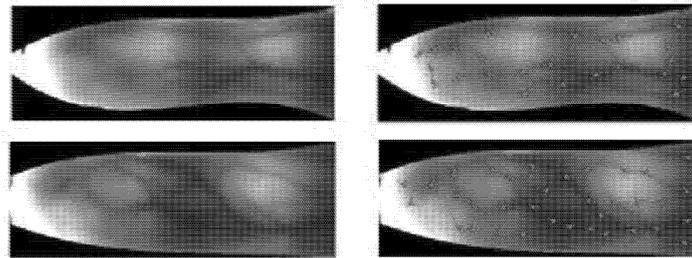
(a) Normal vein region

(b) Bifurcation region

도면10



도면11



도면12

