



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0026220

(43) 공개일자 2016년03월09일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01) G06T 7/20 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0114332

(22) 출원일자 2014년08월29일

심사청구일자 2014년08월29일

(71) 출원인

연세대학교 원주산학협력단

강원도 원주시 흥업면 연세대길 1

(72) 발명자

김동윤

강원도 원주시 흥업면 세동길 13, 103동 302호 (현대아파트)

이민희

강원도 원주시 흥업면 세동길 51, 103동 616호 (원주매지청솔아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인미주, 김보민

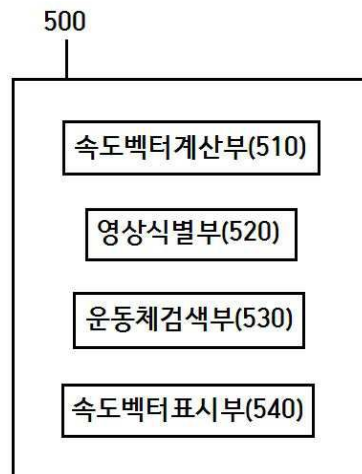
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 광류를 이용한 영상의 분석 장치

(57) 요약

광류를 이용한 영상의 분석장치가 제공된다. 이 장치는 물체를 2차원에 투영한 영상의 적어도 하나의 화소의 움직임을 속도 벡터로 나타내는 속도벡터계산부 및 상기 속도 벡터를 이용하여 상기 영상을 포함하는 연속적인 영상들 사이의 유사점 또는 차이점을 식별하는 영상식별부를 포함하며, 상기 속도벡터계산부는 기울기의 제곱 값이 최소화되도록 반복적으로 계산하여 상기 속도 벡터를 결정한다.

대표도 - 도5



(72) 발명자

김진욱

강원도 원주시 흥업면 세동길 51, 103동 1002호 (원주매지청솔아파트)

이상현

강원도 원주시 남원로 661, 3동 110호 (명륜동, 세경아파트 1차)

우종형

강원도 원주시 백간공원길 20-3 (단계동)

명세서

청구범위

청구항 1

광류를 이용한 영상의 분석장치는

물체를 2차원에 투영한 영상의 적어도 하나의 화소의 움직임을 속도 벡터로 나타내는 속도벡터계산부; 및

상기 속도 벡터를 이용하여 상기 영상을 식별하는 영상식별부를 포함하며,

상기 속도벡터계산부는 기울기의 제곱 값이 최소화되도록 반복적으로 계산하여 상기 속도 벡터를 결정함을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 속도벡터계산부는

상기 영상은 작은 영역에서의 밝기 측정값은 위치가 변화하더라도 일정하게 유지되고, 상기 영상의 이웃한 화소들은 유사한 움직임을 가지고, 상기 영상에서 한 표면 영역에서의 움직임은 시간이 지나면서 점차적으로 변화하는 속성을 가짐을 기초로 상기 속도 벡터를 결정함을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 속도 벡터를 기초로 소정의 운동 속도를 지정한 운동체를 찾는 운동체검색부를 더 포함하는 영상의 분석장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 영상은 자기공명영상인 것을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 영상은 소아의 기도를 흡기와 호기에 각각 촬영한 것이며,

상기 속도벡터계산부는 상기 소아의 기도 가장자리의 움직임을 나타내는 속도 벡터를 결정함을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 영상식별부는 상기 속도 벡터를 기초로 상기 소아의 기도의 움직임을 식별함을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 속도벡터계산부는 Horn-Schunck 알고리즘을 이용하여 속도 벡터를 계산함을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 영상의 적어도 하나의 속도 벡터를 표시하는 속도벡터표시부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 속도벡터계산부는 연속적인 영상들 각각에 대하여 속도 벡터를 계산하고,

상기 영상 식별부는 상기 연속적인 영상들의 속도 벡터들 사이의 유사점 또는 차이점을 식별함을 특징으로 하는 영상의 분석장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 광류를 이용하여 영상을 분석하는 장치에 관한 것으로서, 특히 폐쇄성 수면 무호흡 증후군 관련 영상을 분석함에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 폐쇄성 수면 무호흡 증후군(obstructive sleep apnea syndrome : OSAS)은 수면중 부분적인 혹은 완전한 상기도(upper airway) 폐쇄로 인한 임상 증상의 발작이 특징적인 호흡 장애 질환이다. 특히, 소아에서는 폐쇄성 무호흡이 없어도 부분적인 기도 폐쇄의 발작이 흔히 관찰되기 때문에 성인과 다른 OSAS의 기준이 필요하다.

[0003] OSAS의 위험 인자에는 비만, 연령 증가, 코막힘, 유전적 소인 등 많은 것들이 있지만 그 중에서도 비만은 상기도의 구조와 기능에 영향을 미치므로 가장 관련이 크다. 기도의 개존성이 유지되기 위해서는 인두 확장근의 작용이 흡기에 따른 기도 내강의 음압과 기도 주변의 압력을 이겨내야 한다. 비만 환자는 피하 및 인두 주변 조직의 지방 축적으로 인하여 상기도의 협착이 발생하여 기도 개존성이 유지되지 못한다. OSAS의 유병률은 비만 정도에 따라 증가하고 체중이 증가할수록 OSAS의 중증도가 증가된다. 이와 반대로 OSAS는 수면 결핍에 의한 신체 활동 및 운동 능력 감퇴, 에너지 대사의 감소 등으로 인해 비만의 원인이 될 수 있다. 이러한 소아 비만 OSAS 환자들을 진단하기 위한 기준으로 기존에는 기도 면적의 변화를 이용해왔다.

[0004] 기도면적의 변화를 이용하는 방법은 호흡하는 동안 주변 조직등의 영향으로 정상인과 OSAS 환자의 기도와 모양과 면적에 있어 차이를 보임을 이용한다. 소아 비만 환자의 경우 편도선 비대와 아데노이드의 영향으로 1회 호흡하는 동안 흡기(inspiration)와 호기(expiration)에서의 기도 면적과 모양의 차이가 발생하므로, 이를 구분한다. 기존 연구에서는 흡기와 호기일 때의 면적의 차이를 보여줌으로써 이를 정상인과 OSAS 환자를 구분하는 방식으로 적용한다.

[0005] 이러한, 면적의 차이를 보이지 않는 경우의 영상을 분석하는 장치가 요구되어, 본 발명에서는 연속적인 영상 각

각에 대하여 소정의 영역에 대하여 광류를 이용하여 분석하는 장치를 설명하고, 이를 기도 면적 분석 방법과 비교한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명의 기술적 과제는 연속적인 영상을 분석하는 장치를 제공함에 있다.

[0007] 본 발명의 다른 기술적 과제는 영상 중 소정의 영역에 대하여 광류를 이용하여 분석하는 장치를 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명의 일 양태에 따르면, 영상의 분석장치는 영상의 적어도 하나의 화소의 움직임 속도를 벡터로 나타내는 속도벡터계산부 및 속도 벡터를 이용하여 영상을 포함하는 연속적인 영상들 사이의 유사점 또는 차이점을 식별하는 영상식별부를 포함한다. 속도벡터계산부는 기울기의 제곱 값이 최소화되도록 반복적으로 계산하여 속도 벡터를 결정한다.

발명의 효과

[0009] 본 발명에 따르면, 광류를 적용한 영상 분석장치를 이용하여 영상에서 밝기 패턴의 움직임 정보를 식별할 수 있고, 광류를 사용하여 3차원 물체를 2차원에 투영한 영상의 각 화소에 운동 속도를 지정한 운동체를 찾을 수 있다. 또한, 폐쇄성 수면 무호흡 증후군 환자의 호흡이 이루어지는 동안 광류 값의 분포를 확인할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 영상 프레임 간의 픽셀의 움직임을 나타낸다.

도 2는 본 발명에 따라서, 광류를 이용한 움직임 추정 방법에서 속도 벡터의 추정을 나타내는 일 예이다.

도 3은 지역 평균의 라플라시안을 나타낸다.

도 4는 본 발명에 따라서 Horn-Schunck 알고리즘을 이용한 영상 분석 방법의 일 예를 나타내는 순서도이다.

도 5는 본 발명에 따라서, 본 발명에 따라서 광류를 이용한 연속적인 영상의 분석 장치를 나타내는 블록도이다.

도 6은 본 발명에 따라서, 폐쇄성 수면 무호흡 증후군 환자의 호흡이 이루어지는 동안 광류 값의 분포를 보여주는 광류장의 예이다.

도 7은 면적 변화 분석 방법과 광류 방법의 비교하여, 각각의 경우 흡기와 호기에서의 차이의 절대 값을 상자그림으로 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 광류(Optical flow)는 명도 유형을 서서히 변화시킴으로써 발생하는 화상에서의 명백한 움직임의 속도 분포를 말한다.

[0012] 어떠한 객체의 한 점에 대응하는 영상의 밝기는 객체의 이동에 관계없이 일정하다고 가정한 경우 광류를 계산을 통하여 추정할 수 있으며, 연속적인 영상에 대한 광류는 밝기를 어떻게 이용하느냐에 따라 기울기(gradient)에 기초한 방법, 상관관계에 기초한 방법, 에너지에 기초한 방법으로 분류된다. 이 중, 기울기에 기초한 방법은 움직임 벡터가 특정한 블록 내에서 일정하다는 것을 가정하여 추정된다. 즉, 특정 블록에서 각각의 화소에서의 속도 성분은 모두 같은 방향의 속도 성분을 가진다. 단, 이 방법은 회전 움직임에 대한 해결이 불가능하며, 화상에서의 밝기 변화가 충분히 크다는 조건 하에서 가능하다. 반면, Horn-Schunck는 평탄화 조건을 주어 광류의 기울기의 제곱 값이 최소화 되는 조건을 찾는 방식을 적용하여 광류를 계산하는 방법을 제안하였다.

- [0013] 광류는 영상에서 밝기 패턴의 움직임 정보를 식별 가능한 속도의 분포로 나타낸다. 따라서, 광류를 대상과 관찰자의 상대적 움직임이라 할 수 있다. 이와 같이 광류를 결정(또는 추정)하기 위하여, 다음과 같이 밝기 항상성, 공간 일관성 및 시간 지속성을 유지함을 가정한다.
- [0014] 첫째, 밝기 항상성은 작은 영역에서의 영상 밝기 측정값은 위치가 변화하더라도 일정하게 유지된다. 어떤 객체의 픽셀은 프레임이 바뀌어도 그 값이 변하지 않는다. 한 영상에서 추적하고 있는 객체 픽셀의 밝기는 변하지 않는다고 가정한다.
- [0015] 둘째, 공간 일관성은 이웃한 점들은 일반적으로 동일한 표면에 있으므로 유사한 움직임을 가진다. 공간적으로 서로 인접하는 점들은 동일한 객체에 속할 가능성이 높고 동일한 움직임을 갖는다.
- [0016] 셋째, 시간 지속성은 한 표면 영역에서의 영상 움직임은 시간이 지나면서 점차적으로 변화한다. 영상 내에서의 움직임은 그다지 빠르지 않다. 즉, 영상에서 객체의 움직임에 비해서 시간의 변화가 더 빠르게 진행되며 이는 프레임 사이에 객체의 이동량이 많지 않음을 의미한다.
- [0017] 이때, 광류는 독립적으로 이웃한 점들을 가진 영상에서의 하나의 점에서는 계산되어질 수 없으며, 이러한 이유 때문에 추가적인 제약 조건이 필요하다.
- [0018] 일 예로, 1981년 Lucas와 Kanade가 제안한 LK 방법은 밀집 광류를 계산하기 위한 방법이었다. 이 방법은 작은 로컬 윈도우를 사용하기 때문에 이 윈도우보다 큰 움직임이 발생하였을 경우 움직임을 계산하지 못하는 단점이 있다.
- [0019] 다른 예로, Horn과 Schunck는 광류를 수학적 방법으로 정의하였고 평탄화 제약조건을 주어 광류의 기울기의 제곱 값이 최소가 되는 값을 찾는 광류 추정 방식을 제안하였다.
- [0020] 이하에서, Horn-Schunck 알고리즘을 이용한 광류 추정 방법을 다음 수학적 1 내지 5에서 설명한다.
- [0021] 광류는 명도 유형이 변화함으로써 발생하는 영상에서 명백한 움직임의 속도 분포를 이용하여 연속적인 영상들 사이의 차이를 표현한다. 광류 방법에서 중점이 되는 것은 이전 영상에서 다음 영상으로 넘어갈 때 어떻게 픽셀의 움직임을 추정하느냐에 대한 것이다.
- [0022] 도 1은 광류 방법에서의 영상 프레임 간의 픽셀의 움직임을 나타낸다.
- [0023] 도 1을 참조하면, (a)는 사전 영상이고, (b)는 사후 영상이다.
- [0024] 시간 t 에서의 좌표 (x,y) 의 영상 밝기 함수를 $E(x,y,t)$ 라 하며, 이를 통해 영상 순열을 제공한다. 즉, 영상의 대상이 움직이면 δt 의 시간이 흐른 뒤 대상의 변위(displacement)는 $(\delta x, \delta y)$ 이다.
- [0025] 이러한 움직임을 반영한 영상 밝기 함수는 다음 수학적식과 같다. 이는 앞서 설명한 바와 같이 작은 영역에서의 영상 밝기 측정값은 위치가 변화하더라도 일정하게 유지된다는 밝기 항상성을 바탕으로 한다.
- [0026] [수학적식 1]
- [0027] $E(x,y,t)=E(x+\delta x,y+\delta y,t+\delta t)$
- [0028] 상기 수학적식 1의 근사를 위하여, 1차 테일러 시리즈로 확장한 것은 다음 수학적식과 같다.
- [0029] [수학적식 2]
- $$E(x+\delta x,y+\delta y,t+\delta t)$$
- $$=E(x,y,t)+\frac{\partial E}{\partial x}\delta x+\frac{\partial E}{\partial y}\delta y+\frac{\partial E}{\partial t}\delta t+H.O.T$$
- [0030]
- [0031] 상기 수학적식 2에서 고차항을 무시하고 1차항만을 고려하면 다음 수학적식과 같이 정리된다.

[0032] [수학식 3]

[0033]
$$\frac{\partial x}{\partial t} \frac{\partial E}{\partial x} + \frac{\partial y}{\partial t} \frac{\partial E}{\partial y} + \frac{\partial t}{\partial t} \frac{\partial E}{\partial t} = 0$$

[0034] 각각의 축, 축에 대한 속도 성분을 정의하면 다음 수학과 같다.

[0035] [수학식 4]

[0036]
$$\frac{\partial x}{\partial t} = u, \frac{\partial y}{\partial t} = v$$

[0037] 상기 수학과 4를 상기 수학과 3에 대입하고, 영상 밝기 함수(E)의 편도함수를 각각 Ex, Ey, Et로 나타내어 정리하면 수학과 5와 같은 기울기 제약 방정식을 얻을 수 있다.

[0038] [수학식 5]

[0039]
$$E_x u + E_y v + E_t = 0$$

[0040] 상기 수학과 5를 참조하면, 세 방향(x방향,y방향,t방향)의 밝기의 변화율을 표현하는 함수 Ex, Ey, Et는 영상으로부터 얻는 기울기 값을 알 수 있다.

[0041] 한편, 광류 벡터는 영상에서 임의의 화소 (x,y)에서의 순간적인 변화율로 정의한다. 광류를 이용한 움직임 추정 은 주어진 영상에서의 속도 벡터 (u,v)를 구하는 것이 목적이다.

[0042] 이때, 상기 수학과 5로부터 직접 광류 벡터를 구할 수 없다. 미지수가 두 개(u 및 v)인데 반하여, 상기 수학과 5는 한 개의 방정식이기 때문이다.

[0043] 따라서, 본 발명에서는 직교치의 추정을 이용하여 광류 벡터 또는 속도 벡터를 계산한다.

[0044] 이하에서, 기울기 제약 방정식에 대한 직교치의 추정을 수학과 6 내지 14에서 설명한다.

[0045] 도 2는 광류를 이용한 움직임 추정 방법에서 속도 벡터의 추정을 나타내는 일 예이다. 기울기 제약 방정식(수학과 5)을 (u,v) 평면에서 나타낸 것이다.

[0046] 도 2를 참조하면, Vn은 밝기 경사 방향에서의 광류 성분을 의미하며, 다음 수학과 같이 나타낼 수 있다.

[0047] [수학식 6]

$$V_n = (E_x, E_y) = \frac{|E_t|}{\sqrt{E_x^2 + E_y^2}}$$

[0048]

[0049] 임의의 한 점에서 하나의 수학과(상기 수학과 6)만으로는 2개의 변수(u,v)를 구할 수 없는데 이를 작은 구멍 (aperture problem) 문제라 한다. 즉, 영상 평면에서의 기울기 방향에 있는 움직임만을 추정할 수 있으므로 이러한 문제를 해결하기 위해 추가적인 제한이 필요하다.

[0050] 일 예로, 광류가 공간적으로 크게 변화하지 않는다는 가정 하에 광류를 정의할 수 있다. 예를 들어, Horn-Schunck 알고리즘이 있다.

[0051] 상기 수학과 5의 기울기 제약 조건에 광류가 공간적으로 크게 변하지 않는다는 평탄화 제약 조건을 더하면, 편차는 다음 수학과 같이 표현될 수 있다.

[0052] [수학식 7]

$$\varepsilon_b^2 = (E_x u + E_y v + E_t)^2$$

[0053]

[0054] 광류가 공간적으로 크게 변화하지 않는다는 제한에 따라, 인접하는 점은 비슷한 속도를 가지며 영상 내에서의 밝기 패턴의 속도장은 모든 곳에서 매끄럽게 변화한다는 조건을 주면, 편차는 다음 수학과 같이 표현될 수 있다.

[0055] [수학식 8]

$$\varepsilon_c^2 = \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2$$

[0056]

[0057] 상기 수식 7 및 8로부터, 전체 오차가 다음 수학과 같이 구해진다.

[0058] [수학식 9]

$$\varepsilon^2 = \int \int (\alpha^2 \varepsilon_c^2 + \varepsilon_b^2) dx dy$$

[0059]

[0060] 여기서 α^2 는 적절한 값을 넣어 조절할 수 있는 평활화 가중 인자이며, 위의 전체 오차를 최소화하여 속도 벡터 (u,v)의 값을 찾을 수 있다.

[0061] 속도 벡터를 찾기 위해 변분법을 사용하면 다음 수학을 얻는다.

[0062] [수학식 10]

$$\begin{aligned} E_x^2 u + E_x E_y v &= \alpha^2 \nabla^2 u - E_x E_t \\ E_x E_y u + E_y^2 v &= \alpha^2 \nabla^2 v - E_y E_t \end{aligned}$$

[0063]

[0064] 한편, u와 v의 라플라시안 근사화는 다음 수학과 같다.

[0065] [수학식 11]

$$\begin{aligned} \nabla^2 u &\approx \kappa(\bar{u}_{i,j,k} - u_{i,j,k}) \\ \text{and} \\ \nabla^2 v &\approx \kappa(\bar{v}_{i,j,k} - v_{i,j,k}) \end{aligned}$$

[0066]

[0067] 여기서 κ 는 비례 상수이고, 로컬 평균 $\bar{u}_{i,j,k}$, $\bar{v}_{i,j,k}$ 는 다음 수학과 같이 정의된다. 그리고 j축은 x방향, i축은 y방향, k축은 시간(t) 방향에 상응한다.

[0068]

[수학식 12]

$$\begin{aligned}\bar{u}_{i,j,k} &= \frac{1}{6} \{u_{i-1,j,k} + u_{i,j+1,k} + u_{i+1,j,k} + u_{i,j-1,k}\} \\ &\quad + \frac{1}{12} \left\{ u_{i-1,j-1,k} + u_{i-1,j+1,k} + u_{i+1,j+1,k} \right. \\ &\quad \left. + u_{i+1,j-1,k} \right\} \\ \bar{v}_{i,j,k} &= \frac{1}{6} \{v_{i-1,j,k} + v_{i,j+1,k} + v_{i+1,j,k} + v_{i,j-1,k}\} \\ &\quad + \frac{1}{12} \left\{ v_{i-1,j-1,k} + v_{i-1,j+1,k} + v_{i+1,j+1,k} \right. \\ &\quad \left. + v_{i+1,j-1,k} \right\}\end{aligned}$$

[0069]

[0070]

도 3은 지역 평균으로부터의 라플라시안을 나타낸다.

[0071]

라플라시안 근사법을 사용하여 동일한 픽셀에서의 1차 미분 값인 기울기 Ex,Ey,Et를 다음 수학적식과 같이 나타낸다.

[0072]

[수학식 13]

$$\begin{aligned}E_x &\approx \frac{1}{4} [E_{i,j+1,k} - E_{i,j,k} + E_{i+1,j+1,k} \\ &\quad - E_{i+1,j,k} + E_{i,j+1,k+1} - E_{i,j,k+1} \\ &\quad + E_{i+1,j+1,k+1} - E_{i+1,j,k+1}] \\ E_y &\approx \frac{1}{4} [E_{i+1,j,k} - E_{i,j,k} + E_{i+1,j+1,k} \\ &\quad - E_{i,j+1,k} + E_{i+1,j,k+1} - E_{i,j,k+1} \\ &\quad + E_{i+1,j+1,k+1} - E_{i,j+1,k+1}] \\ E_t &\approx \frac{1}{4} [E_{i,j,k+1} - E_{i,j,k} + E_{i+1,j,k+1} \\ &\quad - E_{i+1,j,k} + E_{i,j+1,k+1} - E_{i,j+1,k} \\ &\quad + E_{i+1,j+1,k+1} - E_{i+1,j+1,k}]\end{aligned}$$

[0073]

[0074]

변분법을 사용하여 얻은 속도 벡터인 상기 수학적식 10을 상기 수학적식 13과 같은 라플라시안 근사법을 사용하여, 에 대해 풀어 적용하면 다음 수학적식과 같이 계산된다.

[0075] [수학식 14]

$$u^{n+1} = \bar{u}^n - \frac{E_x(E_x \bar{u}^n + E_y \bar{v}^n + E_t)}{\alpha^2 + E_x^2 + E_y^2}$$

$$v^{n+1} = \bar{v}^n - \frac{E_y(E_x \bar{u}^n + E_y \bar{v}^n + E_t)}{\alpha^2 + E_x^2 + E_y^2}$$

[0076]

[0077] 여기에서 u_n 과 v_n 은 n 번째 반복에서 주어진 픽셀에서의 속도를 의미한다. 이러한 단계를 거쳐 $N+1$ 개의 영상으로부터 N 개의 결과를 얻을 수 있다.

[0078] 도 4는 본 발명에 따라서 Horn-Schunck 알고리즘을 이용한 영상 분석 방법의 일 예를 나타내는 순서도이다.

[0079] 도 4를 참조하면, 초기값 E_x , E_y , E_t , u_0 , v_0 와 , 을 이용하여 , 을 추정한다.

[0080] 상기 수학식14와 같이 반복적으로 계산을 수행하되, 오차들의 합(ϵ_2)이 임계값 보다 작거나 반복횟수 n 이 최대 반복횟수보다 클 경우 계산을 중지하고, 그때의 속도 벡터 (u , v)를 최종 값으로 결정한다.

[0081] 본 발명에 따라서 광류를 적용한 영상 변화 분석 방법은 상기 수학식 14와 같이 광류 방법을 통하여 얻어지는 x 축과 y 축의 속도 벡터 (u , v)에 대한 기준(norm) 값(즉,)값을 사용한다. 영상에서 각 광류의 분포를 방향성과 크기 정보를 가진 속도 벡터로써 표현할 수 있다.

[0082] 도 5는 본 발명에 따라서, 광류를 이용한 영상의 분석장치를 나타내는 블록도이다.

[0083] 도 5를 참조하면, 영상의 분석장치(500)는 속도벡터계산부(510), 영상식별부(520)를 포함한다.

[0084] 영상의 분석장치는 물체를 2차원에 투영한 적어도 하나의 영상을 분석한다.

[0085] 속도벡터계산부는 각 영상의 적어도 하나의 화소의 움직임을 속도 벡터로 나타낸다. 속도벡터계산부는 광류결정부라고도 할 수 있다.

[0086] 속도벡터계산부는 기울기의 제곱 값이 최소화되도록 반복적으로 계산하여 속도 벡터를 결정할 수 있다. 광류 방법을 통하여 얻어지는 x 축과 y 축의 속도 벡터 (u , v)에 대한 기준(norm) 값 (즉,)값을 사용할 수 있다. 이를 통해, 영상에서 각 광류의 분포를 방향성과 크기 정보를 가진 속도 벡터로써 표현할 수 있다.

[0087] 일 예로, 속도벡터계산부는 영상의 작은 영역에서의 밝기 측정값은 위치가 변화하더라도 일정하게 유지되고, 영상의 이웃한 화소들은 유사한 움직임을 가지고, 영상에서 한 표면 영역에서의 움직임은 시간이 지나면서 점차적으로 변화하는 속성을 가정으로 속도 벡터를 결정할 수 있다.

[0088] 또 다른 예로, 속도벡터계산부는 광류가 공간적으로 크게 변하지 않는다는 평탄화 제약 조건을 가정으로 속도 벡터를 결정할 수 있다. 특히, 광류가 공간적으로 크게 변화하지 않는다는 제한에 따라 인접하는 점은 비슷한 속도를 가지며 영상 내에서의 밝기 패턴의 속도장은 모든 곳에서 매끄럽게 변화한다는 조건을 가정으로 속도 벡터를 결정할 수 있다.

[0089] 영상식별부는 속도 벡터를 이용하여 연속적인 영상들 사이의 유사점 또는 차이점을 식별한다.

[0090] 영상의 분석장치는 속도 벡터를 기초로 소정의 운동 속도를 지정한 운동체를 찾는 운동체검색부(530)를 더 포함할 수 있다.

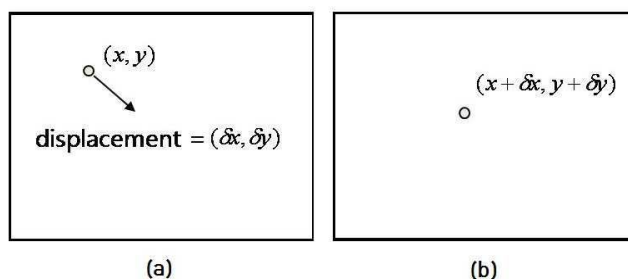
[0091] 연속적인 영상은 자기공명영상(MRI)일 수 있다.

[0092] 일 예로, 영상 분석장치는 소아의 기도를 흡기와 호기에 각각 촬영한 MRI 영상들을 분석할 수 있다. 이때, 속도 벡터계산부는 소아의 기도 가장자리의 움직임을 나타내는 속도 벡터를 결정할 수 있다. 영상식별부는 속도 벡터를 기초로 소아의 기도의 움직임을 식별할 수 있다. 특히, 소아의 기도의 면적이 변화하지 않는 동안에도, 기도의 경계의 움직임을 분석하여 폐쇄성 수면 무호흡 증후군인지 여부를 판단할 수 있다.

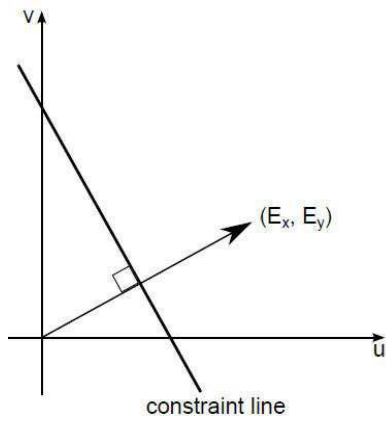
- [0093] 영상의 분석장치는 결정된 속도벡터를 표시하는 속도벡터 표시부(540)를 더 포함할 수 있다. 속도벡터표시부는 광류표시부라고도 할 수 있다.
- [0094] 도 6은 본 발명에 따라서, 폐쇄성 수면 무호흡 증후군 환자의 호흡이 이루어지는 동안 광류 값의 분포를 보여주는 광류장의 예이다.
- [0095] 도 6을 참조하면, 각 환자들에게서 흡기와 호기 동안 촬영된 영상이 각각 4장이면 흡기에서 3개의 값, 호기에서 3개의 값을 구하여 α 2값을 1로 고정하고, 반복 횟수는 100회로 일정하게 유지한다.
- [0096] (a), (b)와 (c)는 흡기 동안의 기도 경계에서의 속도 벡터를 보여주며, (d), (e)와 (f)는 호기 동안의 기도 경계에서의 속도 벡터를 보여준다.
- [0097] 광류 방법은 움직임의 분포를 방향성과 크기 정보를 가진 속도 벡터로써 표현이 가능함을 확인할 수 있다.
- [0098] 도 7은 면적 변화 분석 방법과 광류 방법의 비교하여, 각각의 경우 흡기와 호기에서의 차이의 절대 값을 상자그림으로 나타낸 것이다.
- [0099] 도 7을 참조하면, (a)는 기도 면적 분석 방법에 관한 것이며, (b)는 본 발명에 따른 광류 방법에 관한 것이다.
- [0100] 256*256 크기의 관심 영역을 기준으로 하여 추출된 기도가 영상에서 차지하는 화소의 개수를 계산하여 면적 변화를 추정하였고, 광류 값은 로 정하여 사용하였다. 이 두 방법을 각각 폐쇄성 수면 무호흡 증후군 환자 5명과 정상인 6명에 대하여 적용하여 이를 비교하였다.
- [0101] 통계적 유의성을 검정하기 위해 등분산 가정 두 집단의 t-검정을 사용한다. 폐쇄성 수면 무호흡 증후군 환자가 정상인보다 절대 값의 차이가 클 것이라는 가정에서 기도 면적의 흡기와 호기에서의 차이의 절대 값은 유의 수준 0.05에서 차이가 크다고 말할 수 없지만 ($p\text{-value} = 0.0977$), 광류 값의 흡기와 호기에서의 차이의 절대 값은 유의 수준 0.01에서 차이가 크다고 말할 수 있다 ($p\text{-value} = 0.0011$).
- [0102] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시 예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시 예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면

도면1



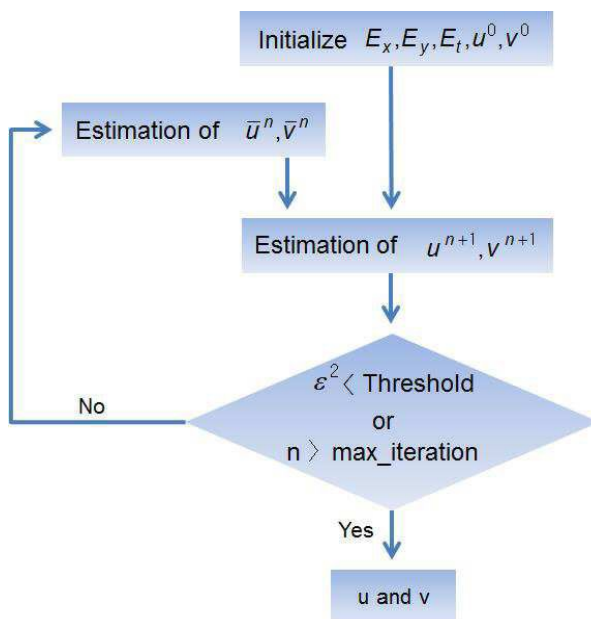
도면2



도면3

$\frac{1}{12}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{12}$
$\frac{1}{6}$	-1	$\frac{1}{6}$
$\frac{1}{12}$	$\frac{1}{6}$	$\frac{1}{12}$

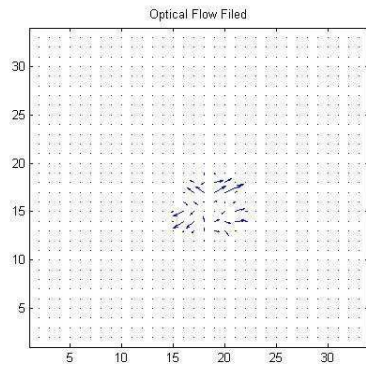
도면4



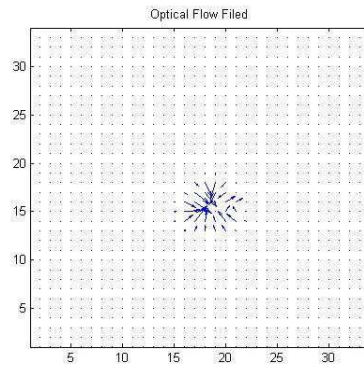
도면5



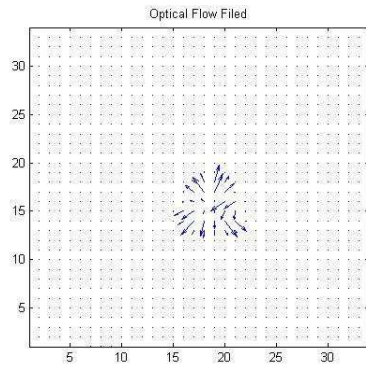
도면6



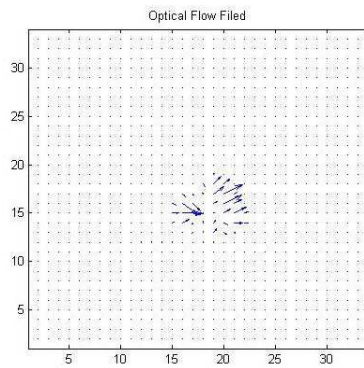
(a)



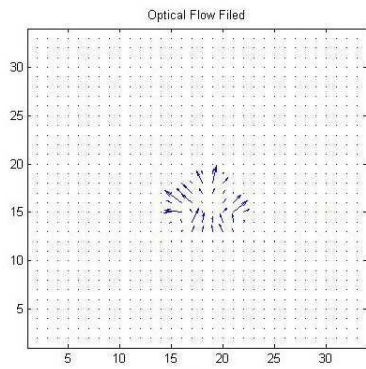
(b)



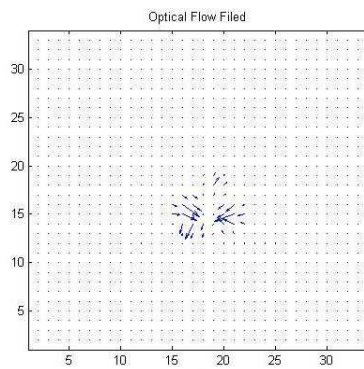
(c)



(d)

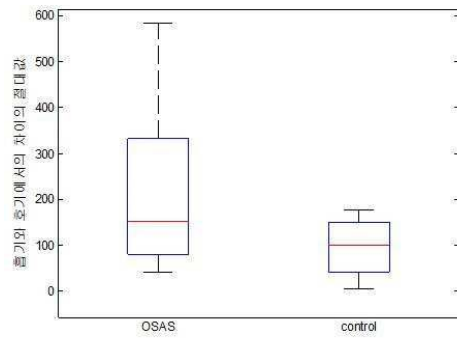


(e)

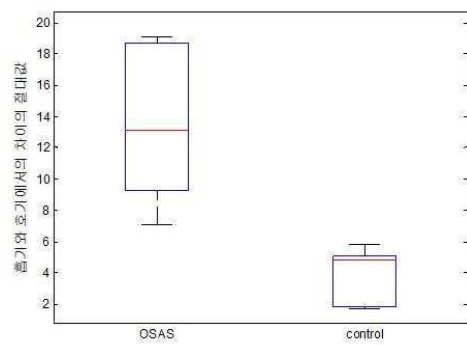


(f)

도면7



(a)



(b)