



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0008658
(43) 공개일자 2011년01월27일

(51) Int. Cl.

A61B 6/03 (2006.01) G06T 15/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0066111

(22) 출원일자 2009년07월20일

심사청구일자 2009년07월20일

(71) 출원인

인하대학교 산학협력단

인천 남구 용현동 253 인하대학교

(72) 발명자

김덕환

서울특별시 양천구 목동 940 목동 I PARK 아파트 103-1004

팽소호

인천광역시 남구 용현3동 인하대학교 하이테크센터 813호

김현수

인천광역시 남구 용현3동 인하대학교 하이테크센터 813호

(74) 대리인

김건우

전체 청구항 수 : 총 5 항

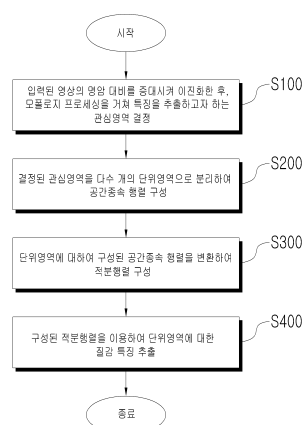
(54) 적분 영상을 이용한 흉부 시티 영상에서 고속 특징 추출 방법

(57) 요약

본 발명은 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 (1) 입력된 영상의 명암대비를 증대시켜 이진화한 후, 모폴로지 프로세싱(morphology processing)을 거쳐 특징을 추출하고자 하는 관심영역을 결정하는 전처리 단계; (2) 상기 전처리 단계에 의해 결정된 상기 관심영역을 다수 개의 단위영역으로 분리하여 공간 종속 행렬을 구성하는 단계; (3) 상기 다수 개의 단위영역에 대하여 구성된 공간 종속 행렬을 변환하여 적분 행렬을 구성하는 단계; 및 (4) 상기 구성된 적분 행렬을 이용하여 상기 단위영역에 대한 질감 특징(texture feature)을 추출하는 단계를 포함하는 것을 그 특징으로 한다.

본 발명의 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법에 따르면, 육안으로 판별하기 어렵거나 임상상의 주관적인 성향에 의해 영상 판독이 달라지는 문제점을 해결할 수 있고, 더욱 빠르고 정확한 진단 정보를 제공할 수 있다. 또한, 의료영상뿐만 아니라 다양한 타입의 영상에서 관심영역의 특징을 추출하는 기법으로 활용될 수 있으며, 추출 시간을 줄일 수 있다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

- (1) 입력된 영상의 명암 대비를 증대시켜 이진화한 후, 모폴로지 프로세싱(morphology processing)을 거쳐 특징을 추출하고자 하는 관심영역을 결정하는 전처리 단계;
- (2) 상기 전처리 단계에 의해 결정된 상기 관심영역을 다수 개의 단위영역으로 분리하여 공간 종속 행렬을 구성하는 단계;
- (3) 상기 다수 개의 단위영역에 대하여 구성된 공간 종속 행렬을 변환하여 적분 행렬을 구성하는 단계; 및
- (4) 상기 구성된 적분 행렬을 이용하여 상기 단위영역에 대한 질감 특징(texture feature)을 추출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 단계 (2)의 공간 종속 행렬은,

공간 명암도 의존 방법(Special Gray Level Dependent Method, SGLDM)에 기초하여, 영상에서 특정한 거리(d)와 방향성(θ)을 가지는 그레이 레벨(i, j)쌍의 분포를 나타내는 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 의 요소들로 구성되는 것을 특징으로 하는 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법.

여기서, i 와 j 는 단위영역의 영상에서 각각 그레이 레벨을 나타내고, d 는 i 와 j 간의 거리, θ 는 i 와 j 가 이루는 각도로, 예를 들어 0, 45, 90, 135, 180, 225, 270 및 315의 값을 가질 수 있음.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 단계 (3)의 적분 행렬은,

상기 공간 종속 행렬의 구성요소의 위치를 나타내는 (x, y)에 대하여, 다음과 같은 수학적식으로 정의되는 것을 특징으로 하는 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법.

[수학적식]

$$I(x, y) = \sum_{\substack{x \leq x' \leq L-1 \\ y \leq y' \leq L-1}} i(x', y')$$

여기서, x 는 행렬의 구성요소의 행의 위치, y 는 행렬의 구성요소의 열의 위치, L 은 영상에서 그레이 레벨을 나타냄.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 단계 (3)의 적분 행렬은,

상기 공간 종속 행렬을 다음과 같은 수학적식으로 정의되는 적분 행렬로 변환하는 것을 특징으로 하는 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법.

[수학적식]

$$s(R, C) = \sum_{i=R}^{L-1} \sum_{j=C}^{L-1} f(i, j | d, \theta)$$

여기서, $R(0 \leq R \leq L-1)$ 은 행렬의 구성요소의 행의 위치, $C(0 \leq C \leq L-1)$ 는 행렬의 구성요소의 열의 위치를 나타냄.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 단계 (4)는,

상기 구성된 적분 행렬을 이용하여 다음과 같은 수학적식으로 정의되는 부함수(sub-function) 값을 미리 산출하고, 상기 산출된 부함수 값을 이용하여 질감 특징을 추출하는 것을 특징으로 하는 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법.

[수학적식]

$$f_{x+y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta) = s(R, C) \quad \text{where : } R + C = n$$

$$0 \leq i+j = n \leq 2L-2$$

$$f_{x-y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta) = s(R, C) \quad \text{where : } |R - C| = n$$

$$0 \leq |i-j| = n \leq L-1$$

여기서, $0 \leq C$, $0 \leq R$ 임.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 CT영상 특징 추출 방법에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 컴퓨터 단층 촬영(Computed Tomography, 이하 CT)의 우수성 덕분으로, CT 스캔은 보통 신체 내부 조직의 병리학적인 변화를 검사하기 위해 응용된다. CT 스캔 영상은 고해상도와 고화질의 영상을 제공하므로, 질병을 발견하는 데 큰 장점이 있다. 그러나 CT 스캔 시 환자당 생성되는 CT영상이 평균 100장이 넘고, 이를 육안으로 확인하고 분석하는 일은 시간이 많이 걸리는 일이다. 또한, CT영상을 판독하는 의사에 따라서 또는 같은 의사가 판독하더라도 검사 회수에 따라서 그 결과가 달라질 수 있다. 따라서 의사가 CT영상을 보고 질병을 진단하는 데 도움이 되도록 컴퓨터 보조 진단(Computer Aided Diagnosis, 이하 CAD) 시스템이 개발되어 왔다. 이러한 CAD 시스템에서 질병의 정확한 진단을 위해 가장 중요한 것은 영상의 특징을 추출하는 단계로, 영상 특징을 추출하기 위하여 명암도 차이 기법(Gray Level Difference Method, GLDM), 명암도 연결 길이 기법(Gray Level Run-Length Method, GLRLM), 공간 명암도 의존 기법(Special Gray Level Dependent Method, 이하 SGLDM) 등과 같은 방법들이 이용되어 왔다. 이들 방법 중에서 SGLDM이 특징 분석 접근에 있어서 영상 특징을 추출하는 가장 강력한 도구로 이용되어 왔다.

[0003] 그러나 SGLDM을 이용하여 영상 특징을 추출하는 방법은 계산이 매우 복잡하고 시간이 많이 소요되므로, 특히 실시간 시스템에 있어서 그 응용에 한계가 있다는 문제점이 있다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해, 256가지 이상으로 표현될 수 있는 그레이 레벨을 24개의 범위로 축소하여 특징 추출 속도를 향상하는 방법이 제안되기도 하였으나, 이 방법을 이용하여 영상 특징을 추출하는 경우 원본 영상의 정보가 손실되어 생성된 영상의 품질이 저하되므로 정확한 특징을 얻을 수 없다는 큰 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0004] 본 발명은 기존에 제안된 방법들의 상기와 같은 문제점들을 해결하기 위해 제안된 것으로서, 적분 영상을 이용하여 원본 영상의 그레이 레벨의 범위를 축소하지 않고도 계산 시간을 크게 줄여, 관심영역에 대한 특징을 고속으로 추출할 수 있는 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

과제 해결수단

[0005] 상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 특징에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법은,

[0006] (1) 입력된 영상의 명암대비를 증대시켜 이진화한 후, 모폴로지 프로세싱(morphology processing)을 거쳐 특징을 추출하고자 하는 관심영역을 결정하는 전처리 단계;

[0007] (2) 상기 전처리 단계에 의해 결정된 상기 관심영역을 다수 개의 단위영역으로 분리하여 공간 종속 행렬을 구성하는 단계;

[0008] (3) 상기 다수 개의 단위영역에 대하여 구성된 공간 종속 행렬을 변환하여 적분 행렬을 구성하는 단계; 및

[0009] (4) 상기 구성된 적분 행렬을 이용하여 상기 단위영역에 대한 질감 특징(texture feature)을 추출하는 단계를 포함하는 것을 그 구성상의 특징으로 한다.

[0010] 바람직하게는, 상기 단계 (2)의 공간 종속 행렬은,

[0011] 공간 명암도 의존 방법(Special Gray Level Dependent Method, SGLDM)에 기초하여, 영상에서 특정한 거리(d)와 방향성(θ)을 가지는 그레이 레벨(i, j) 쌍의 분포를 나타내는 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 의 요소들로 구성될 수 있다.

[0012] 여기서, i 와 j 는 단위영역의 영상에서 각각 그레이 레벨을 나타내고, d 는 i 와 j 간의 거리, θ 는 i 와 j 가 이루는 각도로, 예를 들어 0, 45, 90, 135, 180, 225, 270 및 315의 값을 가질 수 있음.

[0013] 바람직하게는, 상기 단계 (3)의 적분 행렬은,

[0014] 상기 공간 종속 행렬의 구성요소의 위치를 나타내는 (x, y) 에 대하여, 다음과 같은 수학적식으로 정의될 수 있다.

[0015] [수학식]

$$I(x, y) = \sum_{\substack{x \leq x' \leq L-1 \\ y \leq y' \leq L-1}} i(x', y')$$

[0016]

[0017] 여기서, x 는 행렬의 구성요소의 행의 위치, y 는 행렬의 구성요소의 열의 위치, L 은 영상에서 그레이 레벨을 나타냄.

[0018] 바람직하게는, 상기 단계 (3)의 적분 행렬은,

[0019] 상기 공간 종속 행렬을 다음과 같은 수학적식으로 정의되는 적분 행렬로 변환시킬 수 있다.

[0020] [수학식]

$$s(R, C) = \sum_{i=R}^{L-1} \sum_{j=C}^{L-1} f(i, j | d, \theta)$$

[0021]

[0022] 여기서, $R(0 \leq R \leq L-1)$ 는 행렬의 구성요소의 행의 위치를 나타내고, $C(0 \leq C \leq L-1)$ 는 행렬의 구성요소의 열의 위치를 나타냄.

[0023] 바람직하게는, 상기 단계 (4)는,

[0024] 상기 구성된 적분 행렬을 이용하여 다음과 같은 수학적식으로 정의되는 부함수(sub-function) 값을 미리 산출하고, 상기 산출된 부함수 값을 이용하여 질감 특징을 추출할 수 있다.

[0025] [수학식]

$$f_{x+y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta) = s(R, C) \quad \text{where : } R + C = n$$

$$0 \leq i+j = n \leq 2L-2$$

$$f_{x-y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta) = s(R, C) \quad \text{where : } |R - C| = n$$

$$0 \leq |i-j| = n \leq L-1$$

[0026]

[0027] 여기서 $0 \leq C$, $0 \leq R$ 임.

효 과

[0028] 본 발명의 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법에 따르면, 육안으로 판별하기 어렵거나 임상상의 주관적인 성향에 의해 영상 판독이 달라지는 문제점을 해결할 수 있고, 보다 빠르고 정확한 진단 정보를 제공할 수 있다. 또한, 의료영상 뿐만 아니라 다양한 타입의 영상에서 관심영역의 특징을 추출하는 방법으로 활용할 수 있으며, 추출 시간을 줄일 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0029] 이하에서는 첨부된 도면들을 참조하여, 본 발명에 따른 실시예에 대하여 상세하게 설명하기로 한다.

[0030] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 흐름도이고, 도 2 내지 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 각 전처리 단계의 수행 시에 나타나는 영상을 나타낸 도면이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법은, 입력된 영상의 명암대비를 증대시켜 이진화한 후, 모폴로지 프로세싱(morphology processing)을 거쳐 특징을 추출하고자 하는 관심영역을 결정하는 전처리 단계(S100), 전처리 단계에 의해 결정된 관심영역을 다수 개의 단위영역으로 분리하여 공간 종속 행렬을 구성하는 단계(S200), 다수 개의 단위영역에 대하여 구성된 공간 종속 행렬을 변환하여 적분 행렬을 구성하는 단계(S300) 및 구성된 적분 행렬을 이용하여 단위영역에 대한 질감 특징(texture feature)을 추출하는 단계(S400)를 포함한다.

[0031] 단계 S100은, 입력된 영상의 명암 대비를 증대시켜 이진화한 후, 모폴로지 프로세싱을 거쳐 특징을 추출하고자 하는 관심영역을 결정하는 전처리 단계로, 다음과 같은 4가지 단계를 포함한다.

[0032] 첫 번째로, 도 2에 도시된 것과 같은 CT영상 데이터베이스로부터 입력된 영상에 대하여 다음 수학식 1에 의해 감마 보정을 수행하여 명암대비를 증대시킨 영상을 얻는다. 자연에 존재하는 색상의 종류를 0~255까지의 L단계의 컴퓨터 데이터로 표현하기 위해서는 정보의 양 및 표현력이 많이 줄어들 수 있다. 이러한 정보들을 선형적으로 기록하면, 사람이 보기에 양이 변할 때 부드럽게 연결되지 않고 단절되어 보이는 현상이 발생한다. 주어진 정보 표현량의 한계 내에서 사람이 보다 잘 느끼도록, 사람에게 적합한 정보를 기록하기 위해서는 비선형적으로 정보를 부호화할 필요가 있는데, 이때 사용하는 비선형적 부호화 방법이 명암 보정 방법, 또는 감마 보정 방법이다. 도 2에 도시된 영상에 대하여 감마 보정을 수행하여 명암 대비를 증대시킨 영상은 도 3에 도시되어 있다.

수학식 1

$$G_{new} = \left(\frac{G_{old}}{255} \right)^{\gamma} * 255$$

[0033]

[0034]

여기서, G_{new} 는 보정된 영상의 새로운 감마값, G_{old} 는 입력된 영상의 원래 감마값, γ 는 감마 보정을 위한 인자이다.

[0035]

두 번째로, 명암대비를 증대시킨 영상을 OTSU 방법을 이용한 이진화(binartization)를 통해 도 4에 도시된 것과 같은 흑백으로 변환한 영상을 얻을 수 있다. OTSU 방법은, 영상의 히스토그램을 보고 편차가 최대일 때의 명암을 경계값으로 정하는 것으로, 히스토그램이 두 개의 확률분포를 가지는 경우 특별히 유효한 방법이다. 이진화란 경계값을 이용해 값이 두 개만 있는 이진 영상, 즉 흑백 영상으로 변환할 때 사용하는 것으로, 명암대비가 낮은 영상에서 배경과 물체를 쉽게 구분할 수 있게 해 준다.

[0036]

세 번째로, 모폴로지 방법(Morphological Method)을 이용하여, 이진화된 흑백 영상에서 노이즈와 관심영역 외의 다른 영역을 제거하고, 도 5에 도시된 것과 같은 관심영역을 결정한 영상을 얻을 수 있다.

[0037]

네 번째로, 도 5에 도시된 것과 같은 관심영역을 결정한 영상에서 도 4에 도시된 것과 같은 흑백으로 변환한 영상을 제거함으로써, 원하는 관심영역만의 영상을 얻을 수 있으며, 이는 도 6에 도시되어 있다.

[0038]

단계 S200은, 전처리 단계를 거쳐 얻어진 관심영역의 영상을 단위영역으로 분리하여 공간 종속 행렬을 구성하는 단계로서, 먼저, 도 6에 도시된 것과 같은 관심영역만의 영상을 30×30 의 단위영역으로 분리하여 도 7과 같은 영상을 얻는다.

[0039]

다음으로, 공간 명암도 의존 방법(Special Gray Level Different Method, 이하 SGLDM)을 이용하여 공간 종속 행렬을 구성한다. SGLDM은 특정한 거리와 방향성을 가지는 그레이 레벨 쌍의 특별한 분포에 의해 질감 특징을 추출한다. 이 방법으로 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 에 따른 2차 결함을 추정할 수 있으며, 각 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 는 화소간 거리 d 와 방향각 θ 를 가지는 그레이 레벨 i 에서 그레이 레벨 j 까지의 그레이 레벨의 확률을 나타낸다. 여기서 i 와 j 는 단위영역의 영상에서 각각 그레이 레벨을 나타내고, d 는 i 와 j 간의 거리, θ 는 i 와 j 가 이루는 각도로, 예를 들어 0, 45, 90, 135, 180, 225, 270 및 315의 값을 가질 수 있으며, 특징 추출이 필요한 응용 프로그램에 따라 변경될 수 있다. 즉, 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 는 단위영역의 영상에서 그레이 레벨이 i 인 화소와 그레이 레벨이 j 인 화소간의 거리가 d , 방향각이 θ 인 경우를 세어, 전체 화소 수와의 비율을 나타낸다. 예를 들어, i 가 10, j 가 20이고, 두 화소간의 거리가 1, 두 화소가 이루는 각도가 45도라고 할 때, 이러한 화소 쌍이 30×30 화소를 가지는 단위영역 내에 20개 존재한다면, $f(10, 20|1, 45)$ 는 20/900으로 나타낼 수 있다.

[0040]

도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 를 나타낸 도면이다. 도 8에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일실시예에 따른 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 를 나타낸 영상의 각 화소들은 0~255까지 256개의 그레이 레벨로 표현되는데, 확률 분포 함수에서 대상으로 하는 두 화소간의 거리와 방향각이 주어지면 256×256 의 크기를 가지는 공간 종속 행렬 $M(d, \theta)$ 은, 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 를 이용하여 다음 수학식 2와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 2

$$M(d, \theta) = \begin{bmatrix} f(0,0|d,\theta) & f(0,1|d,\theta) & \cdots & f(0,255|d,\theta) \\ f(1,0|d,\theta) & f(1,1|d,\theta) & \cdots & f(1,255|d,\theta) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f(255,0|d,\theta) & f(255,1|d,\theta) & \cdots & f(255,255|d,\theta) \end{bmatrix}$$

이 공간 종속 행렬을 사용하여 질감 특징을 추출할 수 있다. 다음은 보통 의료영상 분석에 빈번하게 사용되는 일반적인 특징들이나, 복잡한 계산을 필요로 한다.

1) 대비(contrast)를 구한다. 대비는 국부 변화량의 정도를 의미하며, 다음 수학적 식 3과 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 3

$$F_1 = \sum_{n=0}^{L-1} n^2 f_{x-y}(n)$$

여기서, L 은 영상에서 0~255까지의 그레이 레벨을 나타내고, $f_{x-y}(n)$ 는 다음 수학적 식 4와 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 4

$$f_{x-y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta),$$

$0 \leq |i-j| = n \leq L-1$

2) 합 평균(sum average)을 구한다. 합 평균은 흑백 영상에서 대각방향으로 정규화된 평균을 의미하며, 다음 수학적 식 5와 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 5

$$F_2 = \sum_{n=0}^{2L-2} n f_{x+y}(n)$$

여기서 $f_{x+y}(n)$ 는 다음 수학적 식 6과 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 6

$$f_{x+y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta),$$

$0 \leq i+j = n \leq 2L-2$

3) 합 엔트로피(sum entropy)를 구한다. 합 엔트로피는 흑백 영상에서 대각방향으로 정규화된 일정하지 않은 정도인 난수성이나 복잡성을 의미하며, 다음 수학적 식 7과 같이 나타낼 수 있다.

수학적 식 7

$$F_3 = - \sum_{n=0}^{2L-2} f_{x+y}(n) \log \{ f_{x+y}(n) \}$$

4) 합 분산(sum variance)을 구한다. 합 분산은 흑백 영상에서 대각방향으로 정규화된 공간 종속 행렬의 요소들이 가지는 분포도를 의미하며, 다음 수학적 식 8과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 8

$$F_4 = \sum_{n=0}^{2L-2} (n - F_2)^2 f_{x+y}(n)$$

[0054]

[0055] 5) 차 엔트로피(different entropy)를 구한다. 차 엔트로피는 흑백 영상에서 합 엔트로피와는 다른 대각방향으로 정규화된 공간 종속 행렬의 요소들이 가지는 분포도를 의미하며, 다음 수학식 9와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 9

$$F_5 = - \sum_{n=0}^{L-1} f_{x-y}(n) \log \{f_{x-y}(n)\}$$

[0056]

[0057] 6) 차 분산(different variance)을 구한다. 차 분산은 흑백 영상에서 합 엔트로피와는 다른 대각방향으로 정규화된 공간 종속 행렬의 요소들이 가지는 난수성(복잡성)을 의미하며, 다음 수학식 10과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 10

$$F_6 = \sum_{n=0}^{L-1} \{n - \sum_{n=0}^{L-1} n f_{x-y}(n)\}^2 f_{x-y}(n)$$

[0058]

[0059] 이러한 특징들은 영상의 특징을 추출하는 대상을 분류하는 데 유용하다. 그러나 복잡한 연산으로 인해 특징을 추출하는 효율성이 떨어짐을 알 수 있다. 특히, $f_{x+y}(n)$ 와 $f_{x-y}(n)$ 와 같은 부함수(Sub function)들은 공간 종속 행렬의 합계의 집합으로 이루어지는데, 이러한 부함수들을 계산하려면 엄청난 시간이 소요된다. 따라서 공간 종속 행렬 $M(d, \theta)$ 을 적분 행렬로 변환하여 계산시간을 단축시킬 수 있다. 공간 종속 행렬의 x 번째 행, y 번째 열의 위치에서 적분 행렬은, x 번째 행, y 번째 열을 포함한 오른쪽 아래 구성요소들의 합으로 이루어지며, 다음 수학식 11과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 11

$$I(x, y) = \sum_{\substack{x \leq x' \leq L-1 \\ y \leq y' \leq L-1}} i(x', y')$$

[0060]

[0061] 도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 적분 행렬을 나타낸 도면이다. 도 9에 도시된 바와 같이 본 발명의 일실시예에 따른 적분 행렬을 나타낸 도면에서, H는 EAGH 영역의 합이고, I는 DAGI 영역의 합, F는 BAEF 영역의 합, C는 DABC 영역의 합이다. CFHI 영역의 합은 다음 수학식 12와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 12

$$\sum_{CFHI} = C - F - I + H$$

[0062]

[0063] 앞서 설명한 수학식 11의 적분 행렬을 사용하면, 수학식 2의 공간 종속 행렬을 적분 행렬로 변환할 수 있으며, 이는 다음 수학식 13과 같이 나타낼 수 있다.

수학식 13

$$S(d, \theta) = \begin{bmatrix} s(0,0) & s(0,1) & \cdots & s(0,255) \\ s(1,0) & s(1,1) & \cdots & s(1,255) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ s(255,0) & s(255,1) & \cdots & s(255,255) \end{bmatrix}$$

여기서 $s(R, C)$ 는 공간중속행렬의 R, C 우측 하단의 요소들의 총합을 나타내며, 다음 수학식 14와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 14

$$s(R, C) = \sum_{i=R}^{L-1} \sum_{j=C}^{L-1} f(i, j | d, \theta)$$

여기서, $R(0 \leq R \leq L-1)$ 는 행렬의 구성요소의 행의 위치를 나타내고, $C(0 \leq C \leq L-1)$ 는 행렬의 구성요소의 열의 위치를 나타낸다.

수학식 13의 구성요소를 치환하여, 수학식 2에서 오른쪽 아래 영역의 합을 얻을 수 있다. 즉, 적분 행렬의 구성요소는 공간 중속 행렬의 동일한 위치 구성요소의 오른쪽 아래 구성요소들의 합을 나타내며, 공간 중속 행렬의 구성요소들의 임의의 직사각형 요소의 합을 구하기 위해서는 직사각형의 꼭지점을 이루는 적분 행렬의 4개의 요소를 알면 직사각형의 크기에 상관없이 상기 수학식 3의 연산이 가능해진다. 이때, 부함수 $f_{x+y}(n)$ 및 $f_{x-y}(n)$ 는 다음 수학식 15와 같이 간단하게 나타낼 수 있다.

수학식 15

$$f_{x+y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta) = s(R, C) \quad \text{where : } R + C = n$$

$$f_{x-y}(n) = \sum_{i=0}^{L-1} \sum_{j=0}^{L-1} f(i, j | d, \theta) = s(R, C) \quad \text{where : } |R - C| = n$$

여기서 $0 \leq C, 0 \leq R$ 이다. $R+C=n$ 일 경우에 $s(R, C)$ 은 $f_{x+y}(n)$ 로, $|R-C|=n$ 일 경우에 $s(R, C)$ 은 $f_{x-y}(n)$ 로 치환 가능하다.

도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법에서 적분 행렬의 형성 과정을 의사 코드(pseudo-code)로 나타낸 도면이다.

본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 성능을 실험하기 위하여, 인하대 병원에서 제공한 흉부 CT영상에 대하여 종래의 특징 추출 방법과 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법을 시행하였다. 실험 대상 영상은 92장의 그레이 레벨 256, 해상도 1024×1024 인 흉부 CT영상이고, 실험 환경으로는 듀얼 코어(TM) 2.4GHz의 CPU, 2GB의 메인 메모리, 프로그램 작성을 위한 통합개발환경은 VC++ 6.0, 운영체제는 윈도우 XP를 이용하였다. 흉부 CT영상의 특징을 추출하기 위하여, 전처리 단계를 거쳐 관심영역인 폐 영역의 영상을 156개의 단위영역으로 분리하였다. 표 1은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 실험 결과를 나타낸 표이다. 표 1에서 실험결과는 156개의 단위영역에 대한 8 방향에 대한 특징을 추출하는 데 걸리는 평균 소요시간을 나타내고, 평균은 모든 방향에 대한 특징 추출 시간을 나타낸다. 표 1에 나타난 바와 같이, 본 발

명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법은 종래의 특징 추출 방법의 소요시간의 0.0822%에 불과할 정도로, 그 특징 추출 속도가 빠르다.

표 1

[0073]

방향(도)	종래 기술(ms)	본 발명의 기술(ms)
0	5044.7642	4.2749
45	4912.0244	3.9819
90	4914.0139	4.1540
135	4905.3381	3.9910
180	5042.0404	4.0187
225	5062.5268	3.9571
270	5035.8549	4.3087
315	5011.2315	4.1294
평 균	4990.9743	4.1020

[0074]

표 2는 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 다른 그레이 레벨에 대한 실험 결과를 나타낸 표이다. 각 영상의 그레이 레벨을 32, 64, 128의 3가지 그레이 레벨로 변환하고, 156개의 단위영역의 모든 방향에 대한 특징을 추출하였다. 표 2에서 그레이 레벨이 축소되면 종래 기술의 특징 추출 시간 또한 감소함을 볼 수 있으나, 모든 경우에서 본 발명에 따른 기술의 특징 추출 시간이 종래 기술보다 더 빠름을 확인할 수 있다.

표 2

[0075]

그레이 레벨	종래 기술(ms)	본 발명의 기술(ms)
32	1.4036	0.1434
64	19.6247	0.3290
128	311.3018	0.8809
256	4990.9743	4.1020

[0076]

본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법은, 반복되는 계산수식이 필요한 특징들을 추출하는 과정에 적분 영상을 이용하여, 중복된 연산을 미리 계산해 두는 공간을 마련하여 반복적으로 중복되는 연산을 간단히 함으로써, 특징 추출 속도를 향상시킬 수 있다. 따라서, 그레이 레벨의 범위를 축소하여 원래 영상의 정보를 손실하면서 특징 추출 속도를 향상시키는 종래 기술의 문제점인 영상 품질의 저하 없이 정확한 특징을 얻을 수 있다. 또한, 흉부 CT영상 뿐만 아니라 X-ray 및 MRI 등의 의료영상에서도 병변의 특징을 추출하는 방법으로 사용이 가능하고, 폐기흉(Emphysema) 등의 특정 병변에 한정된 것이 아닌 다양한 병변들에 대해서도 동일하게 적용이 가능하다. 또한 의료영상이 아닌 다른 멀티미디어 검색을 위한 관심영역의 특징 추출을 위한 방법으로 활용이 가능하므로, 이를 이용하여 의료영상을 활용한 진단 외에도 원격진료용 진단 지원 시스템, 디지털 도서관, 의료영상 판단에 익숙하지 않은 인턴이나 레지던트들의 의료영상 진단 교육 등 다양한 분야로 응용할 수 있다.

[0077]

이상 설명한 본 발명은 본 발명이 속한 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 다양한 변형이나 응용이 가능하며, 본 발명에 따른 기술적 사상의 범위는 아래의 특허청구범위에 의하여 정해져야 할 것이다.

도면의 간단한 설명

[0078]

도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 흐름도.

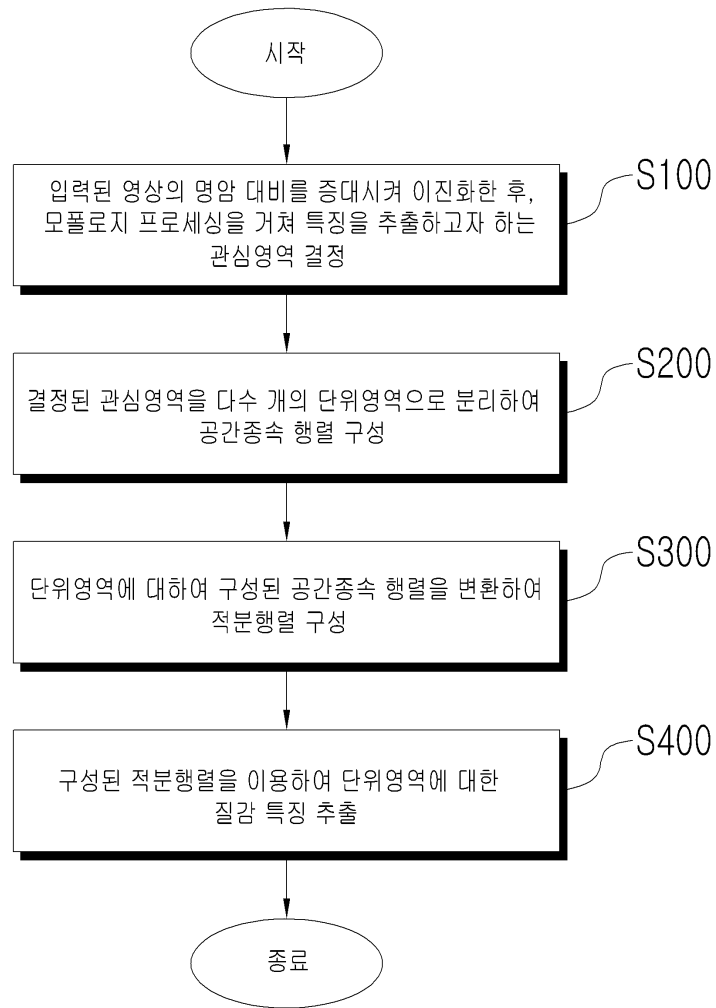
[0079]

도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 전체리 단계에서 CT영상 데이터베이스로부터 입력된 영상을 나타낸 도면.

- [0080] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 전처리 단계에서 명암 대비를 증대시킨 영상을 나타낸 도면.
- [0081] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 전처리 단계에서 이진화를 통해 흑백으로 변환한 영상을 나타낸 도면.
- [0082] 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 전처리 단계에서 관심영역을 결정한 영상을 나타낸 도면.
- [0083] 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 전처리 단계에서 원하는 관심영역만의 영상을 나타낸 도면.
- [0084] 도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 전처리 단계를 거쳐 얻어진 관심영역의 영상을 단위영역으로 분리한 영상을 나타낸 도면.
- [0085] 도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 확률 분포 함수 $f(i, j/d, \theta)$ 를 나타낸 도면.
- [0086] 도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법의 적분 행렬을 나타낸 도면.
- [0087] 도 10은 본 발명의 일실시예에 따른 적분 영상을 이용한 흉부 CT영상에서 고속 특징 추출 방법을 의사 코드로 나타낸 도면.
- [0088] <도면 중 주요 부분에 대한 부호의 설명>
- [0089] S100: 입력된 영상의 관심영역을 결정하는 전처리 단계
- [0090] S200: 공간 종속 행렬을 구성하는 단계
- [0091] S300: 적분 행렬을 구성하는 단계
- [0092] S400: 단위영역에 대한 질감 특징을 추출하는 단계

도면

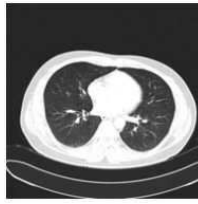
도면1



도면2



도면3



도면4



도면5



도면6



도면7

