



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년07월06일  
(11) 등록번호 10-2418483  
(24) 등록일자 2022년07월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 6/00 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)  
G06T 7/00 (2017.01) G16H 30/40 (2018.01)  
G16H 50/20 (2018.01) G16H 50/30 (2018.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 6/5217 (2020.08)  
A61B 6/032 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2020-0118773  
(22) 출원일자 2020년09월16일  
심사청구일자 2020년09월16일  
(65) 공개번호 10-2022-0036501  
(43) 공개일자 2022년03월23일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020160120707 A  
KR1020200056105 A  
W02013150884 A1  
Hou, KY et al. Optimization of HU threshold  
for coronary artery calcium scans  
reconstructed at 0.5-mm slice thickness using  
iterative reconstruction. J Appl Clin Med  
Phys. 2020 Feb; 21(2):\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
연세대학교 산학협력단  
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대  
학교)  
(72) 발명자  
김성원  
경기도 용인시 수지구 현암로125번길 11  
이혜정  
서울특별시 서초구 서초중앙로 200, 13동 306호  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
특허법인인벤싱크

전체 청구항 수 : 총 11 항

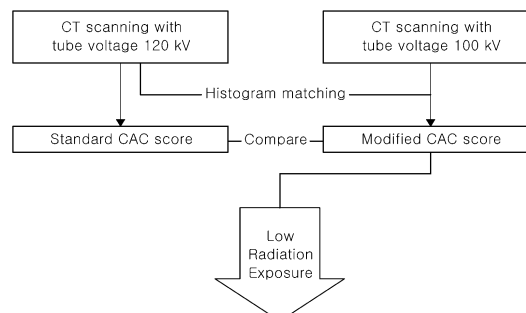
심사관 : 유현석

(54) 발명의 명칭 저전압을 이용한 CT 영상에서 혈관 질환 위험도 계산 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은, 혈관 질환 위험도 계산방법에 관한 것으로서, 상기 계산방법은, 사용자에게 의해 설정된 관전압 값을 이용하여 혈관에 대한 CT 영상을 획득하는 단계, 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 픽셀 별 HU 값(Hounsfield Unit Value)에 따라 픽셀들을 정렬하는 단계, 정렬된 픽셀들을 상기 HU 값이 높은 순서대로 카운트하고, 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀을 결정하는 단계 및 결정된 픽셀의 개수와 대응되는 HU 값을 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계를 포함하도록 구성된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

**A61B 6/504** (2013.01)  
**G06T 7/0012** (2013.01)  
**G16H 30/40** (2018.01)  
**G16H 50/20** (2018.01)  
**G16H 50/30** (2018.01)  
**G06T 2207/10081** (2013.01)  
**G06T 2207/30101** (2013.01)

**이찬주**

서울특별시 서대문구 통일로 395, 107동 402호

(72) 발명자

**박성하**

서울특별시 강남구 압구정로 201 현대아파트 87동  
 708호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345317188
과제번호	2018R1D1A1B07048179
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(교육부)(R&D)
연구과제명	직장암의 항암방사선치료 후 자기공명영상에서 다중 시퀀스 융합영상의 딥러닝 분석
을 이용한 잔류 종양 위험도	지도 생성 및 예후예측 시스템 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2020.03.01 ~ 2021.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711115069
과제번호	2020R1A2C1003762
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)(R&D)
연구과제명	폐동맥 고혈압 조기 진단을 위한 4차원 혈류 자기공명영상 생체표지자 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2020.03.01 ~ 2021.02.28

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

사용자에 의해 설정된 관전압 값을 이용하여 혈관에 대한 CT 영상을 획득하는 단계;

획득된 CT 영상의 히스토그램에서 픽셀 별 HU 값(Hounsfield Unit Value)에 따라 픽셀들을 정렬하는 단계;

정렬된 픽셀들을 상기 HU 값이 높은 순서대로 카운트하고, 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀을 결정하는 단계; 및

결정된 픽셀의 개수와 대응되는 HU 값을 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계; 를 포함하는 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 사용자에 의해 설정된 관전압 값은,

기준 CT 영상을 획득하기 위해 설정된 기준 관전압 값보다 낮은 값을 가지는, 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 기준 CT 영상의 히스토그램은,

기 설정된 4개의 임계 값을 기준으로 적어도 4개의 구간으로 나누어지며,

상기 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계는,

상기 사용자에 의해 설정된 관전압에 따라서 제1 내지 제4 HU 임계 값을 설정하는 단계인, 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계는,

상기 정렬된 픽셀에서 가장 낮은 HU 값을 상기 제1 HU 임계 값으로 설정하는 단계, 와

상기 제1 HU 임계 값을 기초로 상기 제2 내지 제4 HU 임계 값을 순차적으로 설정하는 단계, 를 더 포함하는 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 5

제2항에 있어서,

상기 사용자에 의해 설정된 관전압 값은,

120kV 미만의 관전압 값인, 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 6

제1항에 있어서,

상기 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계는,

상기 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 상기 새로운 HU 임계 값에 따라 구분된 픽셀들을 표시하는 단계, 를 더

포함하는 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 7

관상동맥에 대하여 100kV의 관전압 값으로 컴퓨터 단층촬영을 수행하여, CT 영상을 획득하는 단계; 및

획득된 CT 영상의 히스토그램에서 픽셀 별 HU 값이 높은 순서에 따라 픽셀들을 정렬하고, 정렬된 픽셀들을 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀까지 추출하여, 추출된 픽셀을 제1 내지 제4 HU 임계 값에 따라 관상동맥 칼슘 점수를 계산하는 단계; 를 포함하며,

상기 기 설정된 임계치는,

120kV의 관전압 값으로 촬영된 CT 영상에서 질환을 진단하는 기준이 되는 최소 HU 값과 대응되는, 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 8

제7항에 있어서,

상기 제1 HU 임계 값은, 141HU 이상 145HU 이하,

상기 제2 HU 임계 값은, 218HU 이상 222HU 이하,

상기 제3 HU 임계 값은, 318HU 이상 322HU 이하,

상기 제4 HU 임계 값은, 437HU 이상 441HU 이하의 값을 가지는, 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 9

제8항에 있어서,

상기 제1 내지 제4 HU 임계 값 각각은,

상기 120kV의 관전압 값으로 촬영된 CT 영상의 히스토그램에 설정된 130HU, 200HU, 300HU 및 400HU 임계 값과 대응되는, 혈관 질환 위험도 계산방법.

#### 청구항 10

혈관에 대한 CT 영상을 수신하도록 구성된 수신부; 및

상기 수신부와 동작 가능하게 연결된 프로세서; 를 포함하고,

상기 프로세서는,

사용자에 의해 설정된 관전압 값을 이용하여 혈관에 대한 CT 영상을 획득하고, 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 픽셀 별 HU 값(Hounsfield Unit Value)에 따라 픽셀들을 정렬하며, 정렬된 픽셀들을 상기 HU 값이 높은 순서대로 카운트하고, 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀을 결정하고, 결정된 픽셀의 개수와 대응되는 HU 값을 새로운 HU 임계 값으로 설정하는, 혈관 질환 위험도 계산 장치.

#### 청구항 11

혈관에 대한 CT 영상을 수신하도록 구성된 수신부; 및

상기 수신부와 동작 가능하게 연결된 프로세서; 를 포함하고,

상기 프로세서는,

관상동맥에 대하여 100kV의 관전압 값으로 컴퓨터 단층촬영을 수행하여, CT 영상을 획득하고, 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 픽셀 별 HU 값이 높은 순서에 따라 픽셀들을 정렬하고, 정렬된 픽셀들을 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀까지 추출하여, 추출된 픽셀을 제1 내지 제4 HU 임계 값에 따라 관상동맥 칼슘 점수를 계산하되, 상기 기 설정된 임계치는, 120kV의 관전압 값으로 촬영된 CT 영상에서 질환을 진단하는 기준이 되는 최소 HU 값과 대응되는, 혈관 질환 위험도 계산 장치.

#### 발명의 설명

## 기술분야

[0001] 본 발명은 저전압을 이용한 CT 영상에서 혈관 질환 위험도 계산 방법 및 장치에 관한 것이다. 보다 구체적으로는, 기존 전압보다 낮은 전압에서 관상동맥 칼슘 점수(Coronary Artery Calcium Score, CACS)를 정확하게 계산하는 방법과 이를 수행하는 장치, CT 스캐너에 관한 것이다.

## 배경기술

[0002] 컴퓨터 단층촬영(Computed Tomography, CT)을 통해 확인 가능한 CAC 점수는 심혈관 질환, 관상동맥 질환에 대한 가장 신뢰할 수 있는 비 침습적 예측 인자이다.

[0003] 일반적으로, CT 촬영을 통해 얻는 CAC 점수는  $\Sigma(\text{각 선택 부위의 면적} \times \text{농도인자} \times \text{절편두께}/3)$ 으로 계산되는 Agatston Score로 정의되었으며, 해당 계산식에 적용하기 위한 농도인자는 CT 스캐너에 120kV의 관전압을 인가하였을 때 얻어지는 CT 영상을 기반으로 결정된다.

[0004] 최근, 영상의학검사에서 방사선 노출을 점차 낮추기 위한 다양한 연구가 진행됨에 따라, CAC 점수를 계산하는 방법에서도 기존의 최적화된 기준(120kV) 보다 낮은 전압에서 CAC 점수를 계산하고자 하였으나, 낮은 전압에서는 실제 CAC 점수 보다 과장된 점수로 계산되어, 치료가 불필요한 사람들이 치료 대상이 되는 문제점이 있다.

[0005] 발명의 배경이 되는 기술은 본 발명에 대한 이해를 보다 용이하게 하기 위해 작성되었다. 발명의 배경이 되는 기술에 기재된 사항들이 선행기술로 존재한다고 인정하는 것으로 이해되어서는 안 된다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0006] 이에, CAC 점수를 계산하는 가장 최적의 전압 값보다 낮은 전압 값에서 CAC 점수를 정확하게 계산할 수 있는 방법이 요구되고 있는 실정이다.

[0007] 그 결과, 본 발명의 발명자들은, 120kV 보다 낮은 관전압에서 촬영된 CT 영상으로도, 기존 관전압(120kV 관전압) 조건에서 계산된 CAC 점수와 동일하게 CAC 점수 계산이 가능한 임계값을 얻을 수 있는 새로운 혈관 질환 위험도 계산 방법 및 장치를 개발하고자 하였다.

[0008] 이때, 본 발명의 발명자들은, 기존 CT 영상과 보다 낮은 관전압에서 촬영된 CT 영상의 히스토그램을 비교/매칭하여, CAC 점수를 계산하기 위한 임계값을 구할 수 있도록 방법 및 장치를 구성하였다.

[0009] 특히, 본 발명의 발명자들은, 관전압의 크기와 비례하는 방사선 피폭량을 줄이기 위해, 100kV의 관전압을 이용하여 CT 영상을 찍고, 이를 기초로 환자의 관상동맥 칼슘 점수를 구할 수 있는 방법 및 장치를 개발하기에 이르렀다.

[0010] 본 발명의 과제들은 이상에서 언급한 과제들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

### 과제의 해결 수단

[0011] 전술한 바와 같은 과제를 해결하기 위하여 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산방법을 제공한다. 상기 방법은, 사용자에게 의해 설정된 관전압 값을 이용하여 혈관에 대한 CT 영상을 획득하는 단계, 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 픽셀 별 HU 값(Hounsfield Unit Value)에 따라 픽셀들을 정렬하는 단계, 정렬된 픽셀들을 상기 HU 값이 높은 순서대로 카운트하고, 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀을 결정하는 단계 및 결정된 픽셀의 개수와 대응되는 HU 값을 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계를 포함하도록 구성된다.

[0012] 본 발명의 특징에 따르면, 상기 사용자에게 의해 설정된 관전압 값은, 기존 CT 영상을 획득하기 위해 설정된 기준 관전압 값보다 낮은 값을 가질 수 있다.

[0013] 본 발명의 다른 특징에 따르면, 상기 기준 CT 영상의 히스토그램은, 기 설정된 4개의 임계 값을 기준으로 적어도 4개의 구간으로 나누어지며, 상기 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계는, 상기 사용자에게 의해 설정된 관전압에 따른 제1 내지 제4 HU 임계 값을 설정하는 단계일 수 있다.

- [0014] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 상기 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계는, 상기 추출된 픽셀에서 가장 낮은 HU 값을 상기 제1 HU 임계 값으로 설정하는 단계와 상기 제1 HU 임계 값을 기초로 상기 제2 내지 제4 HU 임계 값을 순차적으로 설정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0015] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 상기 사용자에게 의해 설정된 관전압 값은, 120kV 미만의 관전압 값일 수 있다.
- [0016] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 상기 새로운 HU 임계 값으로 설정하는 단계는, 상기 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 상기 새로운 HU 임계 값에 따라 구분된 픽셀들을 표시하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 전술한 바와 같은 과제를 해결하기 위하여 본 발명의 다른 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산방법을 제공한다. 상기 방법은, 관상동맥에 대하여 100kV의 관전압 값으로 컴퓨터 단층촬영을 수행하여, CT 영상을 획득하는 단계 및 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 제1 내지 제4 HU 임계 값을 기초로 상기 관상동맥 칼슘 점수를 계산하는 단계를 포함하도록 구성된다.
- [0018] 본 발명의 특징에 따르면, 상기 제1 HU 임계 값은, 141HU 이상 145HU 이하, 상기 제2 HU 임계 값은, 218HU 이상 222HU 이하, 상기 제3 HU 임계 값은, 318HU 이상 322HU 이하, 상기 제4 HU 임계 값은, 437HU 이상 441HU 이하의 값을 가질 수 있다.
- [0019] 본 발명의 다른 특징에 따르면, 상기 제1 내지 제4 HU 임계 값 각각은, 120kV의 관전압 값으로 촬영된 CT 영상의 히스토그램에 설정된 130HU, 200HU, 300HU 및 400HU 임계 값과 대응될 수 있다.
- [0020] 전술한 바와 같은 과제를 해결하기 위하여 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 장치를 제공한다. 상기 장치는, 혈관에 대한 CT 영상을 수신하도록 구성된 수신부 및 상기 수신부와 동작 가능하게 연결된 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 사용자에게 의해 설정된 관전압 값을 이용하여 혈관에 대한 CT 영상을 획득하고, 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 픽셀 별 HU 값(Hounsfield Unit Value)에 따라 픽셀들을 정렬하며, 정렬된 픽셀들을 상기 HU 값이 높은 순서대로 카운트하고, 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀을 결정하고, 결정된 픽셀의 개수와 대응되는 HU 값을 새로운 HU 임계 값으로 설정하도록 구성된다.
- [0021] 전술한 바와 같은 과제를 해결하기 위하여 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 장치를 제공한다. 상기 장치는, 혈관에 대한 CT 영상을 수신하도록 구성된 수신부 및 상기 수신부와 동작 가능하게 연결된 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 관상동맥에 대하여 100kV의 관전압 값으로 컴퓨터 단층촬영을 수행하여, CT 영상을 획득하고, 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 제1 내지 제4 HU 임계 값을 기초로 상기 관상동맥 칼슘 점수를 계산하도록 구성된다.
- [0022] 기타 실시 예의 구체적인 사항들은 상세한 설명 및 도면들에 포함되어 있다.

### 발명의 효과

- [0023] 본 발명은 100kV의 관전압 조건에서 적용 가능한 HU 임계 값을 이용하여 정확한 CAC 점수를 계산할 수 있다. 특히, 120kV 보다 낮은 관전압 조건이므로, CT 촬영에 의한 방사선 노출을 최소화할 수 있다.
- [0024] 나아가, 100kV가 아닌, 70, 80kV 등 120kV 보다 낮은 관전압을 이용하여 CT 영상을 찍더라도, 기준 관전압을 이용하여 촬영된 CT 영상과의 비교/매칭을 통해, 촬영 조건에 따른 적절한 HU 임계 값을 간단하게 얻을 수 있다.
- [0025] 또한, 본 발명은, 복잡한 알고리즘이나, kV 광자 에너지 감쇠 비율을 계산 방법을 이용하지 않고, 기준 CT 영상과 촬영된 CT 영상의 히스토그램 픽셀-HU 값 매칭을 통해 CAC 점수 계산을 위한 임계값을 직관적으로 얻을 수 있다. 특히, CT 스캐너, 장치의 프로세서가 복잡한 연산을 수행하지 않아도 되므로, 장치의 과부하를 예방하고, CAC 점수를 빠르게 계산해낼 수 있다.
- [0026] 본 발명에 따른 효과는 이상에서 예시된 내용에 의해 제한되지 않으며, 더욱 다양한 효과들이 본 발명 내에 포함되어 있다.

### 도면의 간단한 설명

- [0027] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산방법의 원리를 설명하기 위한 개략도이다.
- 도 2a는 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 시스템의 구성을 예시적으로 나타낸 개략도이다.

도 2b는 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 장치의 구성을 나타낸 블록도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 매트랩(MATLAB) 프로그램을 이용하여 위험도 계산 장치에 출력되는 인터페이스 화면의 예시도이다.

도 4a 내지 4d는 본 발명의 일 실시 예에 따른 히스토그램 매칭 과정을 예시적으로 나타낸 개략도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 방법의 순서도이다.

도 6은 본 발명의 일 실시 예에 따른 100kV의 관전압 값에서 촬영한 CT 영상의 CAC 점수를 계산하는 방법의 순서도이다.

도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 저전압 조건에서 촬영된 CT 영상의 CAC 점수를 기준 CAC 점수와 비교한 그래프이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0028] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나, 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 것이며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하며, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 도면의 설명과 관련하여, 유사한 구성요소에 대해서는 유사한 참조부호가 사용될 수 있다.
- [0029] 본 문서에서, "가진다," "가질 수 있다," "포함한다," 또는 "포함할 수 있다" 등의 표현은 해당 특징(예: 수치, 기능, 동작, 또는 부품 등의 구성요소)의 존재를 가리키며, 추가적인 특징의 존재를 배제하지 않는다.
- [0030] 본 문서에서, "A 또는 B," "A 또는/및 B 중 적어도 하나," 또는 "A 또는/및 B 중 하나 또는 그 이상" 등의 표현은 함께 나열된 항목들의 모든 가능한 조합을 포함할 수 있다. 예를 들면, "A 또는 B," "A 및 B 중 적어도 하나," 또는 "A 또는 B 중 적어도 하나"는, (1) 적어도 하나의 A를 포함, (2) 적어도 하나의 B를 포함, 또는(3) 적어도 하나의 A 및 적어도 하나의 B 모두를 포함하는 경우를 모두 지칭할 수 있다.
- [0031] 본 문서에서 사용된 "제1," "제2," "첫째," 또는 "둘째," 등의 표현들은 다양한 구성요소들을, 순서 및/또는 중요도에 상관없이 수식할 수 있고, 한 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위해 사용될 뿐 해당 구성요소들을 한정하지 않는다. 예를 들면, 제1 사용자 기기와 제2 사용자 기기는, 순서 또는 중요도와 무관하게, 서로 다른 사용자 기기를 나타낼 수 있다. 예를 들면, 본 문서에 기재된 권리범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 바꾸어 명명될 수 있다.
- [0032] 어떤 구성요소(예: 제1 구성요소)가 다른 구성요소(예: 제2 구성요소)에 "(기능적으로 또는 통신적으로) 연결되어(operatively or communicatively) coupled with/to)" 있다거나 "접속되어(connected to)" 있다고 언급된 때에는, 상기 어떤 구성요소가 상기 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나, 다른 구성요소(예: 제3 구성요소)를 통하여 연결될 수 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소(예: 제1 구성요소)가 다른 구성요소(예: 제2 구성요소)에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 상기 어떤 구성요소와 상기 다른 구성요소 사이에 다른 구성요소(예: 제3 구성요소)가 존재하지 않는 것으로 이해될 수 있다.
- [0033] 본 문서에서 사용된 표현 "~하도록 구성된(또는 설정된)(configured to)"은 상황에 따라, 예를 들면, "~에 적합한(suitable for)," "~하는 능력을 가지는(having the capacity to)," "~하도록 설계된(designed to)," "~하도록 변경된(adapted to)," "~하도록 만들어진(made to)," 또는 "~를 할 수 있는(capable of)"과 바꾸어 사용될 수 있다. 용어 "~하도록 구성된(또는 설정된)"은 하드웨어적으로 "특별히 설계된(specifically designed to)" 것만을 반드시 의미하지 않을 수 있다. 대신, 어떤 상황에서는, "~하도록 구성된 장치"라는 표현은, 그 장치가 다른 장치 또는 부품들과 함께 "~할 수 있는" 것을 의미할 수 있다. 예를 들면, 문구 "A, B, 및 C를 수행하도록 구성된(또는 설정된)프로세서"는 해당 동작을 수행하기 위한 전용 프로세서(예: 임베디드 프로세서), 또는 메모리 장치에 저장된 하나 이상의 소프트웨어 프로그램들을 실행함으로써, 해당 동작들을 수행할 수 있는 범용 프로세서(generic-purpose processor)(예: CPU 또는 application processor)를 의미할 수 있다.
- [0034] 본 문서에서 사용된 용어들은 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 다른 실시예의 범위를 한정하려는 의도가 아닐 수 있다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함할 수 있다. 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 용어들은 본 문서에 기재된 기술분야에서



통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가질 수 있다. 본 문서에 사용된 용어들 중 일반적인 사전에 정의된 용어들은, 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 동일 또는 유사한 의미로 해석될 수 있으며, 본 문서에서 명백하게 정의되지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다. 경우에 따라서, 본 문서에서 정의된 용어일지라도 본 문서의 실시 예들을 배제하도록 해석될 수 없다.

- [0035] 본 발명의 여러 실시 예들의 각각 특징들이 부분적으로 또는 전체적으로 서로 결합 또는 조합 가능하며, 당업자가 충분히 이해할 수 있듯이 기술적으로 다양한 연동 및 구동이 가능하며, 각 실시 예들이 서로에 대하여 독립적으로 실시 가능할 수도 있고 연관 관계로 함께 실시 가능할 수도 있다.
- [0036] 본 명세서의 해석의 명확함을 위해, 이하에서는 본 명세서에서 사용되는 용어들을 정의하기로 한다.
- [0037] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산방법의 원리를 설명하기 위한 개략도이다.
- [0038] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산방법에서는 100kV의 관전압 값으로 CT(Computed Tomography) 영상을 획득하고, CAC 점수를 기존의 최적 표준 값을 기준으로 조정함으로써, 방사선 노출량은 줄이고 정확한 진단을 수행할 수 있다.
- [0039] 구체적으로, 본 발명의 일 실시 예에서는 기존의 최적 표준인 120kV 관전압 값으로 CT 스캐닝 수행한 결과와의 비교를 통해, 100kV에서 CAC 점수를 계산하기 위한 기준 값을 도출해냄으로써, 120kV 조건에서 계산한 것과 같은 진단 결과를 얻을 수 있다.
- [0040] 도 2a는 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 시스템의 구성을 예시적으로 나타낸 개략도이고, 도 2b는 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 장치의 구성을 나타낸 블록도이다.
- [0041] 도 2a를 참조하면, 혈관 질환 위험도 계산 시스템(1000)은 대상체(10)의 의료 영상을 촬영하는 영상 촬영 장치(100) 및 의료 영상을 기초로 CAC 점수를 계산하는 혈관 질환 위험도 계산 장치(200)를 포함할 수 있다.
- [0042] 영상 촬영 장치(100)는 사람, 동물 등의 대상체(10)의 목적 부위에 대한 의료 영상을 획득하기 위해, 대상체(10)가 반입되는 원통형의 보어(bore)(110), 대상체(10)가 안착되고 보어(110) 내부로 반입시키는 이송장치(130)를 포함할 수 있다. 여기서, 목적 부위는 뇌, 간, 정맥류 등 대상체(10)의 다양한 장기를 포함하며, 본 발명의 일 실시 예에서 목적 부위는 심장의 혈관일 수 있다.
- [0043] 또한, 영상 촬영 장치(100)는 대상체(10)를 투영할 수 있는 엑스레이(X-Ray)를 피사체를 향하여 조사함으로써, 대상체(10)를 가로로 자른 횡단면 의료 영상을 획득할 수 있다. 다만 실시 예에 따라, 영상 촬영 장치(100)가 획득할 수 있는 대상체(10)에 대한 의료 영상은 2차원 영상, 3차원 볼륨 영상, 한 컷의 스틸 영상, 복수 개의 컷으로 구성된 동영상, 다양한 단면상을 가지는 복수 개의 영상을 포함할 수 있다.
- [0044] 도 2b를 참조하면, 혈관 질환 위험도 계산 장치(200)(이하, “위험도 계산 장치”라 함)는 수신부(210), 입력부(220), 출력부(230), 저장부(240) 및 프로세서(250)를 포함할 수 있다.
- [0045] 수신부(210)는 영상 촬영 장치(100)와 연결되어, 영상 촬영 장치(100)로부터 대상체(10)의 목적 부위에 대한 의료 영상을 수신할 수 있다. 실시 예에 따라, 수신부(210)는 혈관에 대한 CT 영상을 수신할 수 있으며, 여기서의 CT 영상은 120kV 이하의 관전압 값을 이용하여 촬영된 영상일 수 있다.
- [0046] 입력부(220)는 사용자로부터 다양한 설정 정보를 입력 받을 수 있다. 입력부(220)는 사용자로부터 영상 촬영 장치(100)의 촬영 조건을 입력 받고, 영상 촬영 장치(100)의 동작 정보를 입력 받을 수 있다. 예를 들어, 의료인은 입력부(220)를 이용하여 CT 영상을 촬영하기 위한 관전압 값을 입력하고, 대상체(10)의 목적 부위에 맞게 이송장치(130)를 이동시킬 수 있다. 다른 예를 들어, 의료인은 출력부(230)에 출력되는 CT 영상에서 질환이 의심되는 부분을 선택할 수 있다.
- [0047] 출력부(230)는 영상 촬영 장치(100)가 촬영한 영상을 출력할 수 있다. 실시 예에 따라, 출력부(230)는 대상체(10)의 혈관에 대한 CT 영상을 출력할 수 있다. 출력부(230)는 혈관에 대한 CT 영상에서 하운스필드 유닛(Hounsfield unit, HU) 값이 기 설정된 값 이상인 부분을 표시할 수 있다.
- [0048] 도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 매트랩(MATLAB) 프로그램을 이용하여 위험도 계산 장치에 출력되는 인터페이스 화면의 예시도이다.
- [0049] 도 3을 참조하면, 출력부(230)는 영상 촬영 장치(100)에서 촬영된 CT 영상을 출력할 수 있다. 이때, 출력부(230)에는 혈관에 대한 CT 영상에서 HU 값이 130HU 이상인 부분을 유채색으로 표시될 수 있다. 그에 따라, 의료



인은 100kV, 120kV의 관전압 값에 따른 CT 영상을 확인하고, 이 중 유채색으로 표시된 130HU 이상의 영역을 보고, 질환의 발생 여부를 진단할 수 있다.

- [0050] 만약, 의료인이 입력부(220)를 이용하여 해당 영역에 질환이 발생한 것으로 체크한다면, 프로세서(250)는 촬영 조건에 따른 HU 임계 값을 확인 및 조정할 수 있으며, 여기서 HU 임계 값이란, 질환을 진단하기 위한 기준 값을 의미한다. 예를 들어, 의료인이 선택한 영역/픽셀의 HU 값이 촬영 조건에 따른 HU 임계 값 보다 낮다면, 프로세서(250)는 HU 임계 값을 의료인이 선택한 영역/픽셀의 HU 값으로 하향 조정할 수 있다.
- [0051] 다시 도 2b를 참조하여 설명하도록 한다.
- [0052] 출력부(230)는 사용자의 터치 입력을 수신할 수 있으며, 이러한 경우, 입력부(220)와 출력부(230)는 하나의 물리적 구성 요소로 이루어질 수 있다. 그에 따라, 출력부(230)는 영상을 표시하는 영역에서 발생하는 다양한 입력을 인식할 수 있는 다양한 센싱 수단들을 포함할 수 있다.
- [0053] 저장부(240)는 영상 촬영 장치(100) 및 위험도 계산 장치(200)에서 사용되는 다양한 데이터를 저장할 수 있다. 예를 들어, 저장부(240)는 120kV 보다 낮은 관전압 값에서 촬영된 CT 영상의 HU 임계 값을 구하기 위해, 대조군이 되는 120kV의 관전압 값에서 촬영된 CT 영상, CAC 점수의 평균 값, HU 임계 값, HU 값에 따른 픽셀 개수 등을 저장할 수 있다.
- [0054] 또한, 저장부(240)는 저전압 값과 함께 질환 진단을 위한 HU 임계 값을 매칭하여 저장할 수 있다. 즉, 저전압 값으로 촬영된 CT 영상에서 HU 임계 값을 최초 설정하였다면, 이후 또 다시 동일한 저전압 값으로의 촬영 시, 저장해둔 HU 임계 값을 기초로 CAC 점수를 계산할 수 있다.
- [0055] 다양한 실시 예에서 저장부(240)는 각종 데이터, 명령 및 정보를 저장할 수 있는 휘발성 또는 비휘발성 기록 매체를 포함할 수 있다. 예를 들어, 저장부(240)는 플래시 메모리 타입, 하드디스크 타입, 멀티미디어 카드 마이크로 타입, 카드 타입의 메모리(예를 들어 SD 또는 XD 메모리 등), 램, SRAM, 롬, EEPROM, PROM, 네트워크 저장 스토리지, 클라우드, 블록체인 데이터베이스 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다.
- [0056] 또한, 저장부(240)는 위험도 계산 장치(200)와의 동작을 위한 명령어들이 기록되어 있을 수 있다. 다양한 실시 예에서, 저장부(240)는 관전압 값에 따른 혈관 질환 위험도를 계산하기 위한 어플리케이션(미도시)이 기록되어 있을 수 있다.
- [0057] 프로세서(250)는 수신부(210), 입력부(220), 출력부(230) 및 저장부(240)와 동작 가능하게 연결되어, 위험도 계산 장치(200)의 전반적인 동작을 제어할 수 있으며, 저장부(240)에 저장된 어플리케이션 또는 프로그램을 구동하여 의료인이 입력한 관전압 값에 따라 질환을 진단하는 기준이 되는 HU 임계 값을 설정하기 위한 다양한 명령들을 수행할 수 있다.
- [0058] 한편, 프로세서(250)는 CPU(Central Processing Unit)나 AP(Application Processor)와 같은 연산 장치에 해당할 수 있다. 또한, 프로세서(250)는 다양한 연산 장치가 통합된 SoC(System on Chip)와 같은 통합 칩(Integrated Chip (IC))의 형태로 구현될 수 있다.
- [0059] 실시 예에 따라, 프로세서(250)는 120kV 미만의 관전압 값에서 촬영한 CT 영상을 기초로 질환을 진단하기 위한 새로운 HU 임계 값을 설정할 수 있다. 구체적으로, 저전압 값에서 촬영한 CT 영상의 경우, 필요 이상의 많은 픽셀 수를 가지고 있으므로, 프로세서(250)는 CT 영상 내 픽셀의 수를 줄이는 과정을 통해서 새로운 HU 임계 값을 얻을 수 있으며, HU 임계 값은 HU 값을 4구간으로 나누기 위해 적어도 4개의 값이 설정될 수 있다.
- [0060] 보다 구체적으로, 프로세서(250)는 사용자에게 의해 설정된 관전압 값을 이용하여 혈관에 대한 CT 영상을 획득하고, 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 각각의 HU 값에 따라 픽셀들을 정렬할 수 있다. 프로세서(250)는 정렬된 픽셀들을 HU 값이 높은 순서대로 카운트하고, 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀을 결정할 수 있다. 즉, 프로세서(250)는 최적 표준 값과의 히스토그램 매칭을 위해 픽셀의 개수를 조정할 수 있으며 그에 따라, 기 설정된 임계치는 120kV 관전압 값으로 촬영된 CT 영상에서 질환을 진단하는 기준이 되는 최소 HU 값인 130HU 일 수 있다.
- [0061] 도 4a 내지 도 4d는 본 발명의 일 실시 예에 따른 히스토그램 매칭 과정을 예시적으로 나타낸 개략도이다.
- [0062] 도 4a 및 4b를 참조하면, 각각의 그래프는 120kV, 80kV 관전압 값으로 촬영된 CT 영상의 히스토그램에서 HU 값에 따라 픽셀들을 정렬한 것이다. 120kV 촬영 조건에서는 픽셀 개수가 총 260,104개이고, 80kV 촬영 조건에서는 픽셀 개수가 총 280,737개일 수 있다.

- [0063] 프로세서(250)가 새로운 HU 임계 값을 설정하기 전에, 저장부(240)에는 미리 그래프 A에 해당하는 값들이 기준 값들로 저장되어 있을 수 있다.
- [0064] 프로세서(250)는 80kV의 관전압 값에서 촬영한 CT 영상에서 HU 값이 높은 순서부터 순차적으로 260,104까지 카운트할 수 있다. 도 4b의 그래프를 보면, 프로세서(250)는 대략 1000HU 값을 가지는 픽셀 개수부터 역으로 카운트하되, 260,104번째에서 카운트를 종료할 수 있다. 그에 따라, 프로세서(250)는 260,104개를 카운트 한 후 나머지 20,633개의 픽셀은 CAC 점수 계산을 위한 데이터에서 제외시키고, 260,104번째 픽셀의 HU 값을 질환을 진단하는 기준이 되는 최소 HU 임계 값으로 새롭게 설정할 수 있다. 예를 들어, 260,104번째 픽셀의 HU 값이 151HU 이라면, 80kV 관전압 값에서 촬영되는 CT 영상에서 CAC 점수를 계산하기 위한 최소 HU 임계 값은 151HU가 될 수 있다.
- [0065] 즉, 프로세서(250)는 픽셀을 역순으로 카운트함에 따라 가장 마지막에 해당하는 픽셀의 HU 값을 새로운 제1 HU 임계 값을 설정할 수 있으며 여기서의 제1 임계 값은 질환을 진단하는 기준이 되는 130HU 값과 대응될 수 있다.
- [0066] 도 4c의 그래프를 살펴보면, 히스토그램 매칭에 따라, 동일 HU 값을 가지는 픽셀의 개수가 상이한 것을 확인할 수 있으며, 프로세서(250)는 새롭게 설정한 최소 HU 값을 기준으로 나머지 HU 임계 값들을 순차적으로 새로이 설정할 수 있다.
- [0067] 도 4d의 그래프를 살펴보면, 프로세서(250)의 히스토그램 매칭에 따라 도 4a에 원으로 도시된 기준 HU 임계 값(130HU, 200HU, 300HU, 400HU)들이 도 4d에 빨간색 원으로 도시된 바와 같이 변경되어 설정될 수 있다.
- [0068] 다시 도 2b를 참조하여 설명하도록 한다.
- [0069] 실시 예에 따라, 프로세서(250)는 120kV 미만의 관전압 값 중에서도 100kV의 관전압 값에서 촬영한 CT 영상을 기초로 관상동맥 질환(예. 관상동맥경화증)을 진단하기 위한 CAC 점수를 계산할 수 있다. 구체적으로, 프로세서(250)는 영상 촬영 장치(100)로부터 100kV의 관전압 값으로 촬영된 관상동맥에 대한 CT 영상을 획득하고, CT 영상의 히스토그램에서 제1 내지 제4 HU 임계 값을 기초로 관상동맥 칼슘 점수를 계산할 수 있다.
- [0070] 구체적으로, 제1 HU 임계 값은, 141HU 이상 145HU 이하, 제2 HU 임계 값은, 218HU 이상 222HU 이하, 제3 HU 임계 값은, 318HU 이상 322HU 이하, 제4 HU 임계 값은, 437HU 이상 441HU 이하의 값을 가지며, 이는 120kV의 관전압 값으로 촬영된 CT 영상의 히스토그램에 설정된 130HU, 200HU, 300HU 및 400HU 임계 값과 대응될 수 있다.
- [0071] 지금까지 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 장치(200)에 대하여 설명하였다. 본 발명에 따르면, 위험도 계산 장치(200)는 70kV, 80kV 등 120kV 보다 낮은 관전압을 이용하여 CT 영상을 찍더라도, 기준 관전압을 이용하여 촬영된 CT 영상과의 비교/매칭을 통해, 촬영 조건에 따른 적절한 HU 임계 값을 간단하게 얻을 수 있다.
- [0072] 이하, 상술한 위험도 계산 장치(200)가 저전압을 이용한 CT 영상에서 CAC 점수를 계산하기 위한 HU 임계 값을 설정하는 방법에 대하여 설명하도록 한다.
- [0073] 도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 방법의 순서도이다.
- [0074] 도 5를 참조하면, 위험도 계산 장치(200)는 사용자에게 의해 설정된 관전압 값을 이용하여 혈관에 대한 CT 영상을 획득한다(S110). 위험도 계산 장치(200)는 관전압 값을 영상 촬영 장치(100)로 송신하고, 영상 촬영 장치(100)로부터 지정된 관전압 값에 따른 CT 영상을 수신할 수 있다.
- [0075] S110 단계 이후, 위험도 계산 장치(200)는 획득된 CT 영상의 히스토그램에서 각각의 HU 값에 따라 픽셀들을 정렬한다(S120). 다시 말해서, 위험도 계산 장치(200)는 동일한 HU 값을 가지는 픽셀들의 개수를 카운트할 수 있다. 예를 들어, 위험도 계산 장치(200)가 정렬한 결과 HU 값이 높아질수록 이에 해당하는 픽셀들의 개수는 적을 수 있다.
- [0076] S120 단계 이후, 위험도 계산 장치(200)는 정렬된 픽셀들을 HU 값이 높은 순서대로 카운트하고, 기 설정된 임계치까지의 총 픽셀 개수와 동일해지는 픽셀을 결정한다(S130). 구체적으로, 저전압 값에서 촬영한 CT 영상의 경우, 필요 이상의 많은 픽셀 수를 가지고 있는 것이 일반적이다. 그에 따라, 위험도 계산 장치(200)는 최적 표준 값과의 히스토그램 매칭을 위해 픽셀의 개수를 조정할 수 있다. 여기서, 기 설정된 임계치는 120kV 관전압 값으로 촬영된 CT 영상에서 질환을 진단하는 기준이 되는 최소 HU 값인 130HU 일 수 있다.
- [0077] S130 단계 이후, 위험도 계산 장치(200)는 결정된 픽셀의 개수와 대응되는 HU 값을 새로운 HU 임계 값으로 설정한다(S140). 픽셀의 개수를 통해 설정되는 새로운 HU 임계 값은 CAC 점수를 계산하기 위한 첫번째 기준 값이며,

예를 들어, 새로운 HU 임계 값은 최적 표준인 120kV에서의 최소 HU 임계 값인 130HU 보다 높은 값을 가질 수 있다.

- [0078] 이후, 위험도 계산 장치(200)는 설정한 최소 HU 값을 기준으로 나머지 HU 임계 값들을 순차적으로 새롭게 설정할 수 있으며, 최종적으로 히스토그램을 4개의 구간으로 나눌 수 있는 새로운 HU 임계 값을 얻을 수 있다.
- [0079] 지금까지 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산 방법에 대하여 설명하였다. 본 방법 발명에 따르면, 복잡한 알고리즘이나, kV 광자 에너지 감쇠 비율을 계산 방법을 이용하지 않고, 기존 CT 영상과 촬영된 CT 영상의 히스토그램 픽셀-HU 값 매칭을 통해 CAC 점수 계산을 위한 임계 값을 직관적으로 얻을 수 있다.
- [0080] 도 6은 본 발명의 일 실시 예에 따른 100kV의 관전압 값에서 촬영한 CT 영상의 CAC 점수를 계산하는 방법의 순서도이다.
- [0081] 도 6을 참조하면, 위험도 계산 장치(200)는 영상 촬영 장치(100)로부터 100kV의 관전압 값으로 촬영된 관상동맥에 대한 CT 영상을 획득한다(S210). 이를 위해, 위험도 계산 장치(200)는 영상 촬영 장치(100) 내 구성 요소를 제어하는 정보를 전달할 수 있다.
- [0082] S210 단계 이후, 위험도 계산 장치(200)는 CT 영상의 히스토그램에서 제1 내지 제4 HU 임계 값을 기초로 관상동맥 칼슘 점수를 계산한다(S220). 구체적으로, 제1 HU 임계 값은, 141HU 이상 145HU 이하, 제2 HU 임계 값은, 218HU 이상 222HU 이하, 제3 HU 임계 값은, 318HU 이상 322HU 이하, 제4 HU 임계 값은, 437HU 이상 441HU 이하의 값을 가질 수 있다.
- [0083] 위험도 계산 장치(200)는 120kV 조건에서 관상동맥 칼슘 점수를 계산하기 위해 사용하는 Agatston 점수 계산법을 이용하여 새로운 HU 임계 값에 따른 점수를 계산할 수 있다. 예를 들어, 위험도 계산 장치(200)는 143HU이상 220HU이하의 값의 경우 1, 221HU이상 320HU이하의 값을 가지는 경우 2, 321HU이상 439HU이하의 값을 가지는 경우 3, 440HU이상의 값을 가지는 경우 4로 설정하고, “ $\sum(\text{각 선택 부위의 면적} \times \text{농도인자} \times \text{절편두께}/3)$ ”와 같은 계산식에 따라 관상동맥 칼슘 점수를 계산할 수 있다.
- [0084] 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 저전압 조건에서 촬영된 CT 영상의 CAC 점수를 기존 CAC 점수와 비교한 그래프이다.
- [0085] 한편, 도 7을 설명하기에 앞서, 전압 조건에 따라 서로 다른 CT 영상에서 CAC 점수를 비교하기 위한 환자 그룹은 연령 및 체질량 지수(BMI)의 평균값에 유의미한 차이가 존재하지 않는 환자들을 기준으로 모집되었다.
- [0086] 도 7의 (a)를 참조하면, 동일한 혈관에 대해 120kV 미만의 저전압에서, 120kV의 기준 값에서 촬영한 후, 본 발명의 일 실시 예에 따른 혈관 질환 위험도 계산방법을 이용하여 CAC 점수를 계산했을 때, 그 값의 거의 동일함을 확인할 수 있다.
- [0087] 또한, (b)를 살펴보면, 저전압 조건에서 촬영된 CT 영상에 대해 본 방법 발명을 적용하여 CAC 점수를 계산했을 때, 120kV 기준에서 계산된 CAC 값과의 차이가 신뢰 구간을 크게 벗어나지 않는 것을 확인할 수도 있다.
- [0088] 지금까지 본 발명의 일 실시 예에 따른 저전압을 이용한 CT 영상에서 혈관 질환 위험도를 계산하는 방법에 대하여 설명하였다. 본 발명에 따르면, 100kV의 관전압 조건에서 적용 가능한 HU 임계 값을 이용하여 정확한 CAC 점수를 계산할 수 있으며, 특히, 120kV 보다 낮은 관전압 조건이므로, CT 촬영에 의한 방사선 노출을 최소화할 수 있다.
- [0089] 이상 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 일 실시 예들을 더욱 상세하게 설명하였으나, 본 발명은 반드시 이러한 실시 예로 국한되는 것은 아니고, 본 발명의 기술사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 다양하게 변형 실시될 수 있다. 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. 그러므로, 이상에서 기술한 실시 예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 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.

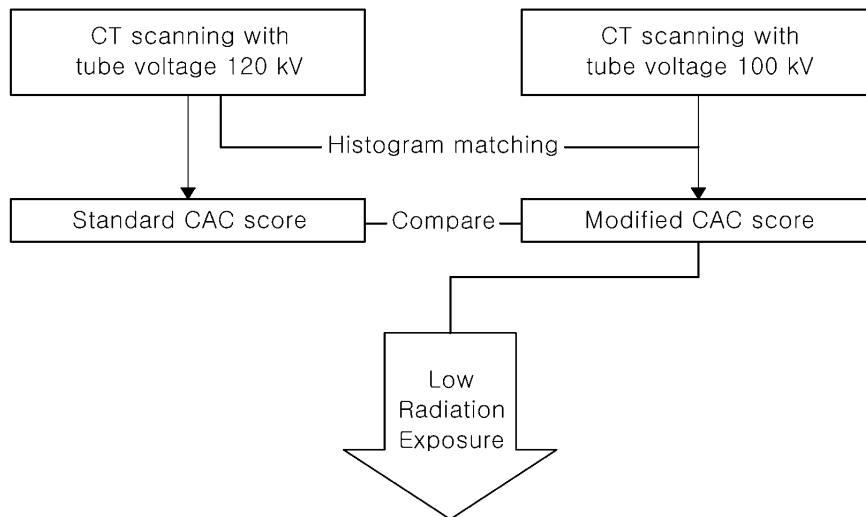
## 부호의 설명

- [0090] 1000: 혈관 질환 위험도 계산 시스템  
10: 대상체

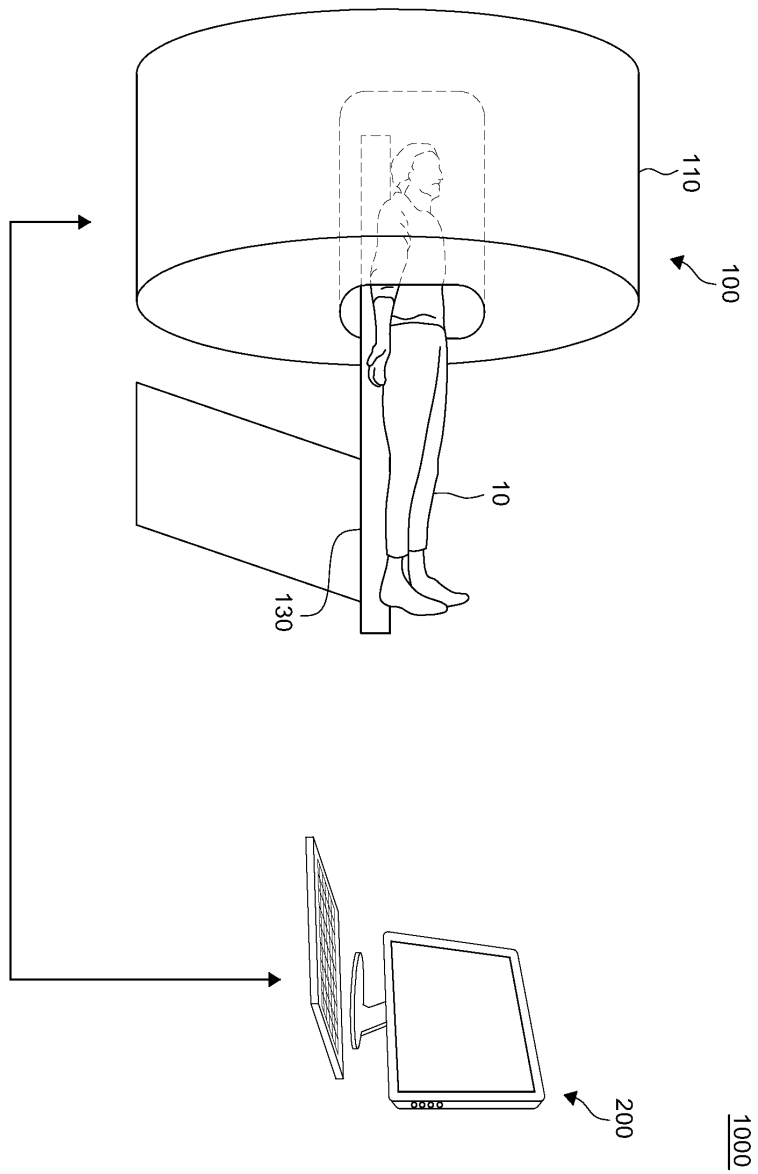
- 100: 영상 촬영 장치
- 110: 보어
- 130: 이송장치
- 200: 혈관 질환 위험도 계산 장치
- 210: 수신부
- 220: 입력부
- 230: 출력부
- 240: 저장부
- 250: 프로세서

## 도면

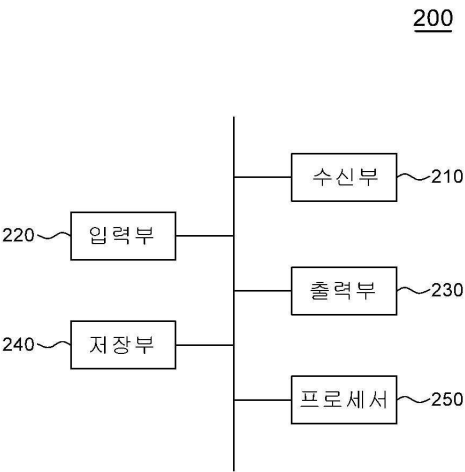
### 도면1



도면2a

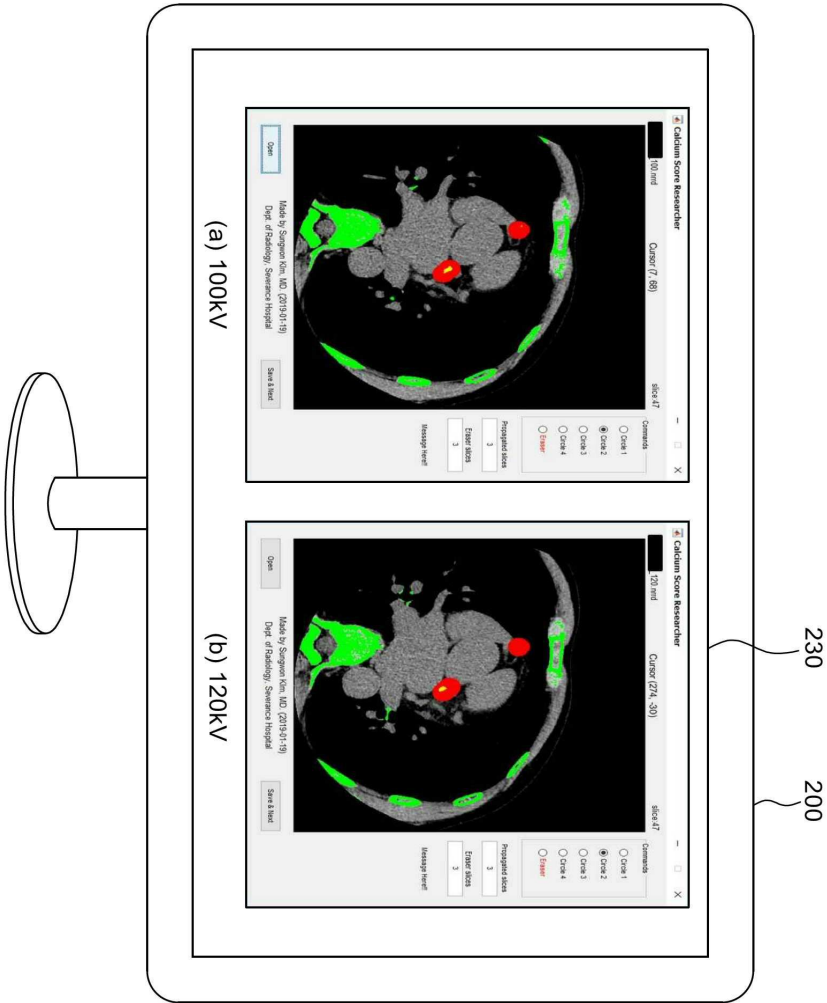


도면2b

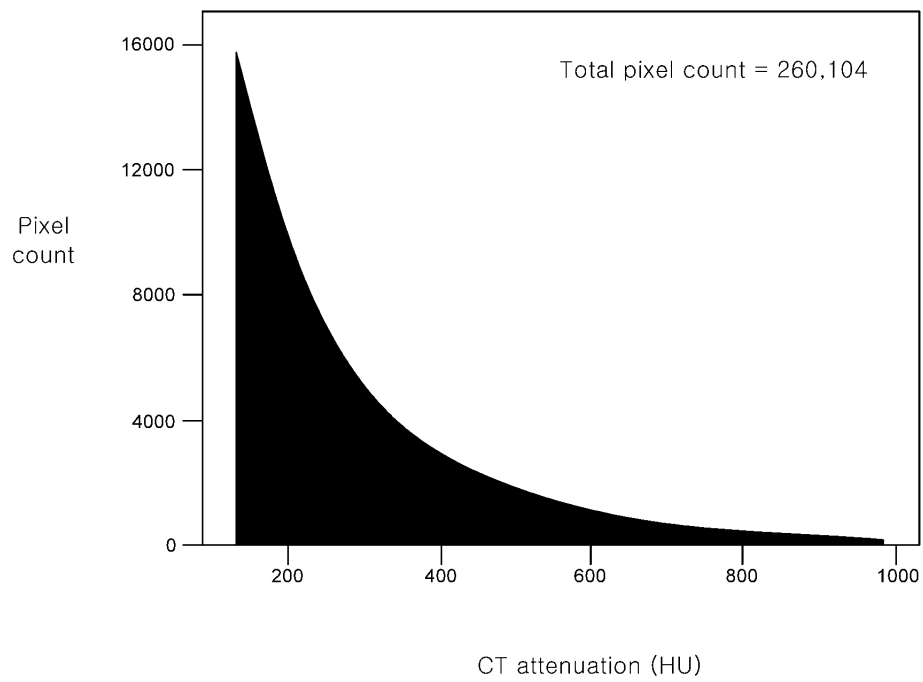




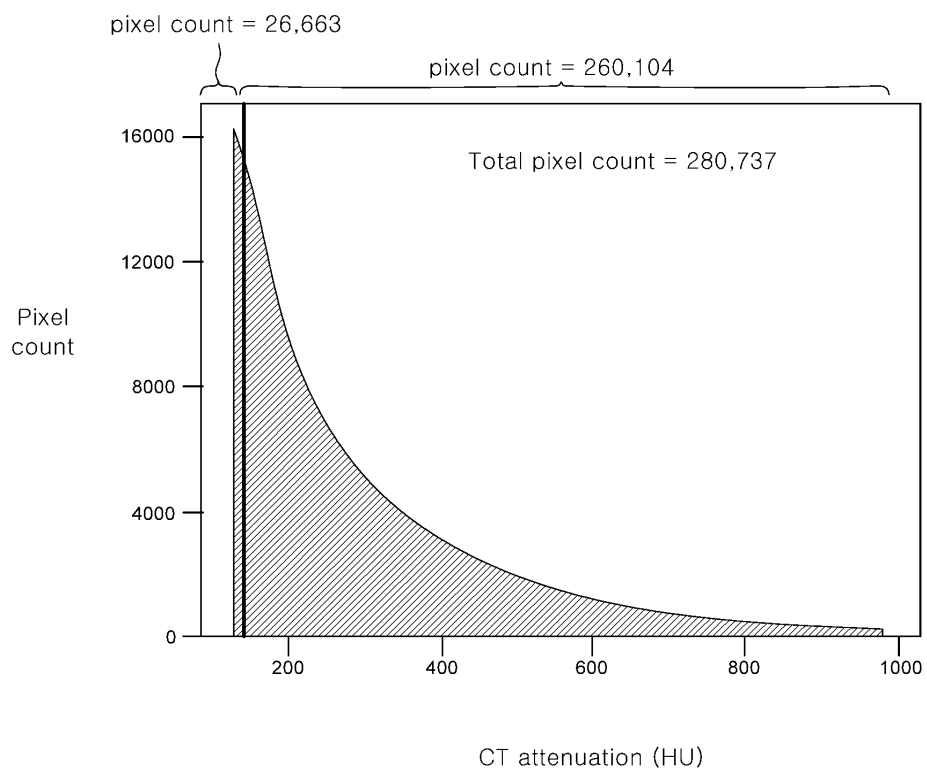
도면3



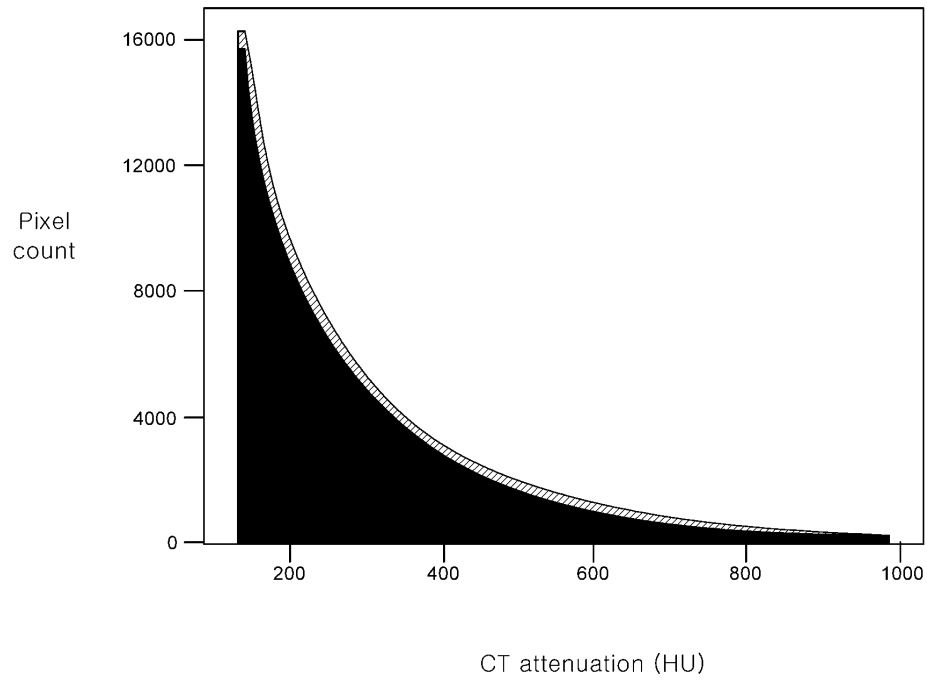
도면4a



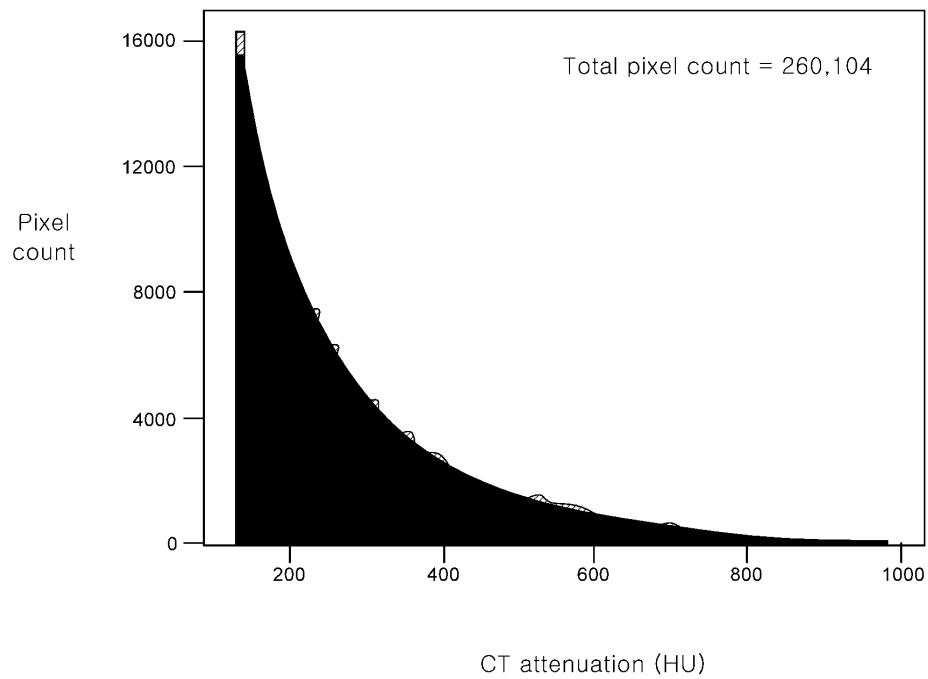
도면4b



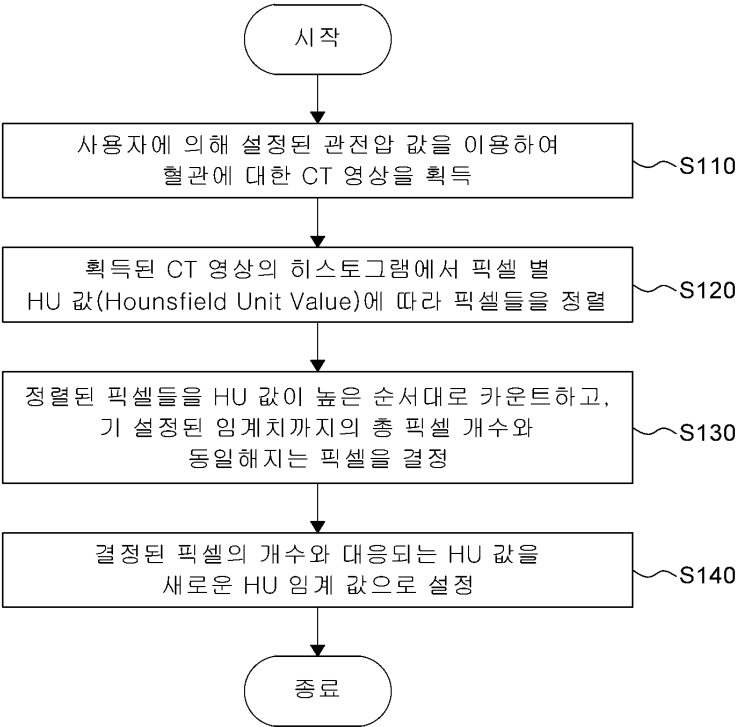
도면4c



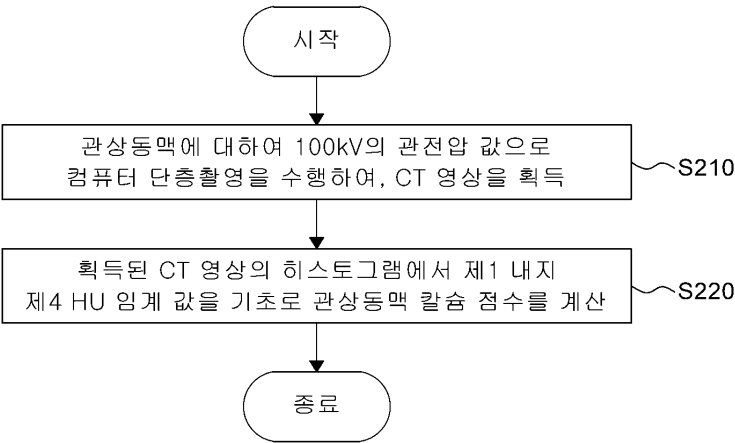
도면4d



도면5



도면6



도면7

