



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0144751
(43) 공개일자 2023년10월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/00 (2006.01) A61B 6/03 (2006.01)
G06T 7/30 (2017.01)
(52) CPC특허분류
A61B 6/5247 (2020.08)
A61B 6/032 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2022-0043801
(22) 출원일자 2022년04월08일
심사청구일자 2022년04월08일

(71) 출원인
충남대학교산학협력단
대전광역시 유성구 대학로 99 (궁동, 충남대학교)
서울대학교산학협력단
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)
서울대학교병원
서울특별시 종로구 대학로 101(연건동)
(72) 발명자
이동현
대전광역시 중구 오류로 31, 102동 2903호(오류동, 서대전역 우방아이유셀 스카이팰리스)
김이삭
서울특별시 종로구 대학로 101, 의과대학 연건사대학원생활동 143-A(연건동)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
제일특허법인(유)

전체 청구항 수 : 총 12 항

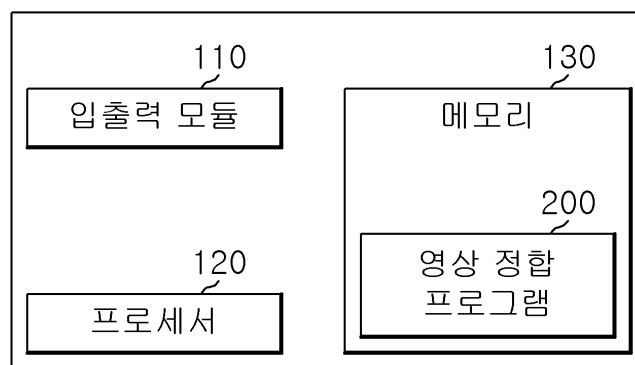
(54) 발명의 명칭 해부학적 구조물을 이용한 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 소정의 알고리즘을 이용하여 CT 영상에서, 내시경 영상 내의 해부학적 구조물에 대응되는 정합 위치를 결정하고, CT 영상에서 결정된 정합 위치에 내시경 영상을 정합하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법을 제공한다.

대표도 - 도1

100



(52) CPC특허분류

G06T 7/30 (2017.01)
G06T 2207/10068 (2013.01)
G06T 2207/10081 (2013.01)
G06T 2207/20081 (2013.01)
G06T 2207/20084 (2013.01)

진은호

서울특별시 송파구 올림픽로 135, 232동 403호(잠실동, 리센즈)

(72) 발명자

박창민

서울특별시 서초구 서초대로65길 13-10, 102동
 1202호(서초동, 서초래미안아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345334668
과제번호	2021R1I1A3047535
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	이공학학술연구기반구축(R&D)
연구과제명	환자 맞춤형 대장 내시경 3차원 이미지 맵 생성 알고리즘 개발 및 임상적 유용성 평

가

기 여 율	1/1
과제수행기관명	충남대학교
연구기간	2021.06.01 ~ 2026.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 소정의 알고리즘을 이용하여 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계; 및

상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 단계;를 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 정합 위치를 결정하는 단계는,

상기 내시경 영상에서 상기 해부학적 구조물의 위치를 감지하는 단계; 및

상기 CT 영상에서, 상기 감지된 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 검출하는 단계;를 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서, 상기 해부학적 구조물을 검출하는 단계는,

상기 내시경 영상에서 제 1 코너 영역을 검출하는 단계;

상기 검출된 제 1 코너 영역에 기초하여 상기 해부학적 구조물로서 제 1 기술자(Descriptor)를 산출하는 단계;

상기 CT 영상에서 제 2 코너 영역을 검출하는 단계; 및

상기 검출된 제 2 코너 영역에 기초하여 제 2 기술자를 산출하는 단계;를 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서, 상기 정합 위치를 검출하는 단계는,

상기 제 1 기술자와 상기 제 2 기술자를 비교하는 단계; 및

상기 비교 결과에 기초하여 상기 CT 영상에서의 정합 위치를 검출하는 단계;를 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 정합 위치를 결정하는 단계는,

미리 학습된 인공 신경망에 상기 내시경 영상과 상기 CT 영상을 입력하여, 상기 CT 영상에서 상기 내시경 영상에 대응되는 정합 위치를 결정하되,

상기 미리 학습된 인공 신경망은,

인공 신경망 학습 방법에 따라 학습된 것이고,

상기 인공 신경망 학습 방법은,

학습용 데이터 세트와, 상기 학습용 데이터 세트에 대한 레이블 데이터인 정답 데이터 쌍이 입력되는 단계; 및

상기 학습용 데이터 세트와 상기 정답 데이터 쌍을 이용하여 상기 학습용 데이터 세트에 대한 학습용 데이터를 출력하도록 상기 인공 신경망을 학습시키는 단계;를 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,
 상기 학습용 데이터 세트는,
 학습용 내시경 영상 및 학습용 CT 영상을 포함하고,
 상기 정답 데이터 쌍은,
 상기 학습용 내시경 영상 및 정답 CT 영상을 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서, 상기 정합 위치를 결정하는 단계는,
 사용자에게 의해, 상기 CT 영상에 대한 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치가 입력되는 단계;를 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,
 상기 CT 영상에서 선택 위치가 선택되는 단계; 및
 상기 선택된 선택 위치에 정합된 내시경 영상에 기초하여 가상 내시경 영상을 생성하는 단계;를 더 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 9

제 1 항에 있어서, 상기 해부학적 구조물은,
 대장의 간 만곡부(Hepatic Flexure), 맹장(Cecum) 및 직장(Rectum), 위의 Cardia, Fundus, Gastric body, Greater curvature, Antrum, Pylorus 및 Lesser curvature 중 어느 하나인, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법.

청구항 10

내시경 영상 및 CT 영상이 저장되는 메모리; 및
 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하고, 상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 프로세서;를 포함하는, 내시경 영상과 CT 영상 정합 장치.

청구항 11

컴퓨터 프로그램을 저장하고 있는 컴퓨터 판독 가능 기록매체로서,
 상기 컴퓨터 프로그램은, 프로세서에 의해 실행되면,
 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계; 및
 상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 단계;를 포함하는 방법을 상기 프로세서가 수행하도록 하기 위한 명령어를 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 기록매체.

청구항 12

컴퓨터 판독 가능한 기록매체에 저장되어 있는 컴퓨터 프로그램으로서,
 상기 컴퓨터 프로그램은, 프로세서에 의해 실행되면,
 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계; 및
 상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 단계;를 포함하는 방법을 상기 프로세서가 수행하도록 하기 위한 명령어를 포함하는, 컴퓨터 프로그램.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법 및 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는, 해부학적 구조물을 이용하여 내시경 영상과 CT 영상을 정합하는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 종래의 3차원 의료 영상 기법이란, 컴퓨터 단층 촬영기(CT, Computed Topography) 또는 자기 공명 장치(MRI, Magnetic Resonance Imaging)로부터 얻어지는 일련의 단층 이미지로부터 3차원 영상을 생성하는 것을 말한다.

[0003] 이와 같은, 단층 이미지만을 통한 진단은 전체적인 입체감을 얻기가 힘들고 임의의 단면 등을 관찰하기 불가능한 단점이 있으나, 3차원 의료 영상 기법을 이용하면 환부에 대한 정확한 위치 판단이 가능하고 수술 방법을 보다 현실감 있게 예측할 수 있는 장점이 있다. 따라서, 최근 3차원 의료영상기법이 많이 이용되고 있는 실정이다.

[0004] 한편, 환자들의 내장 상태 등을 살피기 위한 내시경의 경우, 환자들의 불편감 및 이질감을 줄이기 위해 CT나 MRI로부터 수집된 일련의 단층 이미지를 이용하여 실제 내시경과 유사한 영상을 생성하는 가상 내시경(Virtual Endoscopy) 기법이 이미 상용화되어 인체의 기관지, 혈관, 대장 등에서 유용하게 이용되고 있다. 더욱이, 이와 같은 가상 내시경 기법은 내시경이 불가능하거나 위험한 환자군의 경우에도 유용하게 이용되고 있다.

[0005] 즉, 가상 내시경 시스템은 환자에게 비침습적인 것으로서 고통없이 장기의 내부를 볼 수 있도록 함으로써, 매우 유용하게 이용되고 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 국내공개특허 제10-2003-0060492호(2003.07.16.)

(특허문헌 0002) 국내등록특허 제10-1284252호(2013.07.03.)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는 내시경 영상에서 해부학적 구조물의 위치를 감지하고, 감지된 해부학적 구조물의 위치에 기초하여 내시경 영상과 CT 영상을 정합하는 방법 및 장치를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명의 일 측면은, 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 소정의 알고리즘을 이용하여 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계; 및 상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0009] 또한, 상기 정합 위치를 결정하는 단계는, 상기 내시경 영상에서 상기 해부학적 구조물의 위치를 감지하는 단계; 및 상기 CT 영상에서, 상기 감지된 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 검출하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0010] 또한, 상기 해부학적 구조물을 검출하는 단계는, 상기 내시경 영상에서 제 1 코너 영역을 검출하는 단계; 상기 검출된 제 1 코너 영역에 기초하여 상기 해부학적 구조물로서 제 1 기술자(Descriptor)를 산출하는 단계; 상기 CT 영상에서 제 2 코너 영역을 검출하는 단계; 및 상기 검출된 제 2 코너 영역에 기초하여 제 2 기술자를 산출하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0011] 또한, 상기 정합 위치를 검출하는 단계는, 상기 제 1 기술자와 상기 제 2 기술자를 비교하는 단계; 및 상기 비교 결과에 기초하여 상기 CT 영상에서의 정합 위치를 검출하는 단계;를 포함할 수 있다.

- [0012] 또한, 상기 정합 위치를 결정하는 단계는, 미리 학습된 인공 신경망에 상기 내시경 영상과 상기 CT 영상을 입력하여, 상기 CT 영상에서 상기 내시경 영상에 대응되는 정합 위치를 결정되, 상기 미리 학습된 인공 신경망은, 인공 신경망 학습 방법에 따라 학습된 것이고, 상기 인공 신경망 학습 방법은, 학습용 데이터 세트와, 상기 학습용 데이터 세트에 대한 레이블 데이터인 정답 데이터 쌍이 입력되는 단계; 및 상기 학습용 데이터 세트와 상기 정답 데이터 쌍을 이용하여 상기 학습용 데이터 세트에 대한 학습용 데이터 쌍을 출력하도록 상기 인공 신경망을 학습시키는 단계;를 포함할 수 있다.
- [0013] 또한, 상기 학습용 데이터 세트는, 학습용 내시경 영상 및 학습용 CT 영상을 포함하고, 상기 정답 데이터 쌍은, 상기 학습용 내시경 영상 및 정답 CT 영상을 포함할 수 있다.
- [0014] 또한, 상기 정합 위치를 결정하는 단계는, 사용자에게 의해, 상기 CT 영상에 대한 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치가 입력되는 단계;를 포함할 수 있다.
- [0015] 또한, 상기 CT 영상에서 선택 위치가 선택되는 단계; 및 상기 선택된 선택 위치에 정합된 내시경 영상에 기초하여 가상 내시경 영상을 생성하는 단계;를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 해부학적 구조물은, 대장의 간 만곡부(Hepatic Flexure), 맹장(Cecum) 및 직장(Rectum), 위의 Cardia, Fundus, Gastric body, Greater curvature, Antrum, Pylorus 및 Lesser curvature 중 어느 하나일 수 있다.
- [0017] 본 발명의 다른 일측면은, 내시경 영상 및 CT 영상이 저장되는 메모리; 및 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하고, 상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 프로세서;를 포함할 수 있다.
- [0018] 본 발명의 또 다른 일측면은, 컴퓨터 프로그램을 저장하고 있는 컴퓨터 판독 가능 기록매체로서, 상기 컴퓨터 프로그램은, 프로세서에 의해 실행되면, 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계; 및 상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 단계;를 포함하는 방법을 상기 프로세서가 수행하도록 하기 위한 명령어를 포함할 수 있다.
- [0019] 본 발명의 다른 일측면은, 컴퓨터 판독 가능한 기록매체에 저장되어 있는 컴퓨터 프로그램으로서, 상기 컴퓨터 프로그램은, 프로세서에 의해 실행되면, 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 상기 CT 영상에서, 상기 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계; 및 상기 CT 영상에서 결정된 상기 정합 위치에 상기 내시경 영상을 정합하는 단계;를 포함하는 방법을 상기 프로세서가 수행하도록 하기 위한 명령어를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0020] 상술한 본 발명의 일측면에 따르면, 내시경 영상과 CT 영상 정합 방법 및 장치를 제공함으로써, 내시경 영상에서 해부학적 구조물의 위치를 감지하고, 감지된 해부학적 구조물의 위치에 기초하여 내시경 영상과 CT 영상을 정합할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 내시경 영상과 CT 영상 정합 장치의 블록도이다.
- 도 2 및 도 3은 도 1의 영상 정합 프로그램의 일 실시예를 개념적으로 나타낸 블록도이다.
- 도 4는 내시경 영상에서 나타나는 대장의 해부학적 구조물의 일 실시예를 나타낸 도면이다.
- 도 5는 내시경 영상에서 나타나는 위의 해부학적 구조물의 일 실시예를 나타낸 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 정합 방법의 순서도이다.
- 도 7은 도 6의 내시경 영상 내의 해부학적 구조물에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계의 세부 순서도이다.
- 도 8은 도 7의 해부학적 구조물을 검출하는 단계의 세부 순서도이다.
- 도 9는 도 7의 검출된 해부학적 구조물에 대응되는 정합 위치를 검출하는 단계의 세부 순서도이다.
- 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 정합 방법의 다른 일 실시예를 나타낸 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 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 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.
- [0023] 본 발명의 실시예들을 설명함에 있어서 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고 후술되는 용어들은 본 발명의 실시예에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0024] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 상세하게 설명한다.
- [0025] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 내시경 영상과 CT 영상 정합 장치의 블록도이다.
- [0026] 도 1을 참조하면, 내시경 영상과 CT 영상 정합 장치(100)는 입출력 모듈(110), 프로세서(120) 및 메모리(130)를 포함할 수 있다.
- [0027] 프로세서(120)는 입출력 모듈(110)을 통해, 내시경 영상 및 CT 영상 중 적어도 하나를 입력받을 수 있다.
- [0028] 여기에서, 내시경 영상은 인체 내측에 삽입된 촬영기기에 의해 생성된 것일 수 있다. 따라서, 내시경 영상은 한 장면 또는 하나 이상의 연속된 장면을 포함할 수 있다. 예를 들어, 내시경 영상은 위 내시경 영상 및 대장 내시경 영상 중 어느 하나일 수 있다.
- [0029] 또한, CT 영상은 CT(Computed Tomography) 촬영기기에 의해 생성된 것일 수 있다. 따라서, CT 영상은 하나 또는 다수의 단층 이미지를 포함할 수 있다. 한편, CT 영상은 다수의 단층 이미지를 통해 생성되는 3 차원 영상을 포함할 수도 있다.
- [0030] 이와 같은, CT 영상은 초음파 영상 및 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 영상으로 대체될 수도 있다.
- [0031] 이를 통해, CT 영상은 내시경 영상에 대응되는 장면을 포함할 수 있다. 즉, CT 영상은 내시경 영상을 촬영한 촬영기기가 인체 내측을 촬영하는 방향을 따르는 단층 이미지를 포함할 수 있다.
- [0032] 이에 따라, 프로세서(120)는 내시경 영상 내에서 해부학적 구조물의 위치를 감지하고, 감지된 해부학적 구조물의 위치를 이용하여 내시경 영상과 CT 영상을 정합할 수 있다.
- [0033] 여기에서, 해부학적 구조물은 인체 내측의 각 장기들의 형상일 수 있다. 예를 들어, 해부학적 구조물은 대장의 간 만곡부(Hepatic Flexure), 맹장(Cecum), 직장(Rectum), Splenic Flexure 및 SD Juntion, 위의 Cardia, Fundus, Gastric body, Greater curvature, Antrum, Pyrolus 및 Lesser curvature 중 어느 하나일 수 있다.
- [0034] 일 실시예에서, 해부학적 구조물 중 간 만곡부는 상행결장에서 꺾이는 형상을 보이고, 간이 파란색으로 비쳐 보일 수 있다. 또한, 맹장은 끝이 막혀있고, 둥근 입구를 가지며, 소장과 연결되는 IC Valve가 보일 수 있다. 또한, 직장은 내장이 넓고 비교적 평평할 수 있다. 또한, Splenic Flexure 및 SD Juntion은 꺾이는 부위일 수 있다.
- [0035] 이와 같이, 각각의 해부학적 구조물은 서로 다른 해부학적 구조물들과 구분되는 형상을 가질 수 있다. 이를 통해, 프로세서(120)는 내시경 영상 내에서 해부학적 구조물의 위치를 감지하고, CT 영상에서, 감지된 해부학적 구조물의 위치를 판단하여 내시경 영상과 CT 영상을 정합할 수 있다.
- [0036] 한편, 메모리(130)에는 영상 정합 프로그램(200) 및 영상 정합 프로그램(200)의 실행에 필요한 정보가 저장될 수 있다.
- [0037] 본 명세서에서 영상 정합 프로그램(200)은 내시경 영상과 CT 영상을 정합하도록 프로그램된 명령어들을 포함하는 소프트웨어를 의미할 수 있다.
- [0038] 따라서, 프로세서(120)는 영상 정합 프로그램(200)을 실행하기 위하여 메모리(130)에서 영상 정합 프로그램(200) 및 영상 정합 프로그램(200)의 실행에 필요한 정보를 로드할 수 있다.

- [0039] 한편, 영상 정합 프로그램(200)의 기능 및/또는 동작에 대하여는 도 2를 통해 상세하게 살펴보기로 한다.
- [0040] 도 2 및 도 3은 도 1의 영상 정합 프로그램의 일 실시예를 개념적으로 나타낸 블록도이다.
- [0041] 도 2 및 도 3을 참조하면, 영상 정합 프로그램(200)은 위치 결정부(210), 정합부(230) 및 생성부(240)를 포함할 수 있다.
- [0042] 한편, 도 2 및 도 3에 도시된 위치 결정부(210), 정합부(230) 및 생성부(240)는 영상 정합 프로그램(200)의 기능을 쉽게 설명하기 위하여 영상 정합 프로그램(200)의 기능을 개념적으로 나눈 것으로서, 이에 한정되지 않는다. 실시예들에 따라, 위치 결정부(210), 정합부(230) 및 생성부(240)의 기능은 병합/분리 가능하며, 하나의 프로그램에 포함된 일련의 명령어들로 구현될 수도 있다.
- [0043] 위치 결정부(210)는 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 소정의 알고리즘을 이용하여 CT 영상에서, 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정할 수 있다.
- [0044] 이때, CT 영상에서 결정되는 정합 위치는 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 위치일 수 있다. 또한, 소정의 알고리즘은 내시경 영상 및 CT 영상에 대한 영상 처리 알고리즘이거나, 머신 러닝을 수행하여 학습된 인공 신경망일 수 있다.
- [0045] 이와 관련하여, 도 2를 참조하면, 영상 처리 알고리즘을 이용하여 정합 위치를 결정하는 일 실시예를 확인할 수 있다. 이를 위해, 위치 결정부(210)는 구조물 검출부(211) 및 위치 검출부(213)를 포함할 수 있다.
- [0046] 구조물 검출부(211)는 내시경 영상에서 해부학적 구조물의 위치를 감지할 수 있다. 이를 위해, 구조물 검출부(211)는 내시경 영상에서 제 1 코너 영역을 검출하고, 검출된 제 1 코너 영역에 기초하여 해부학적 구조물로서 제 1 기술자(Descriptor)를 산출할 수 있다.
- [0047] 여기에서, 제 1 코너 영역은 내시경 영상에서 적어도 두 개의 경계 선이 맞닿는 영역 및 경계 선의 곡률이 임계 값을 초과하는 영역 중 적어도 하나이며, 일 실시예에서, Harris Corner Detection 기법을 통해 추출될 수 있다.
- [0048] 또한, 제 1 기술자는 어느 하나의 제 1 코너 영역과 다른 하나의 제 1 코너 영역을 구분하도록 산출될 수 있다. 즉, 제 1 기술자는 각각의 제 1 코너 영역에 대한 특징을 나타내는 정보일 수 있다.
- [0049] 일 실시예에서, 상기와 같은 제 1 기술자는 GLCM(Gray Level Co-occurrence Matrix), LBP(Local Binary Pattern), SIFT(Scale Invariant Feature Transform), FAST(Features from Accelerated Segment Test), BRIEF(Binary Robust Independent Elementary Features) 및 ORB(Oriented FAST and Rotated BRIEF) 등의 기법들을 이용하여 산출될 수 있다.
- [0050] 이에 따라, 위치 검출부(213)는 CT 영상에서, 검출된 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 검출할 수 있다.
- [0051] 구체적으로, 위치 검출부(213)는 CT 영상에서 제 2 코너 영역을 검출하고, 검출된 제 2 코너 영역에 기초하여 제 2 기술자를 산출할 수 있다. 이때, 위치 검출부(213)는 CT 영상에 포함된 다수의 단층 이미지 각각에 대해 제 2 코너 영역의 검출 및 제 2 기술자의 산출을 수행할 수 있다.
- [0052] 한편, 제 2 코너 영역은 CT 영상에서 적어도 두 개의 경계 선이 맞닿는 영역 및 경계 선의 곡률이 임계 값을 초과하는 영역 중 적어도 하나일 수 있다. 또한, 제 2 기술자는 어느 하나의 제 2 코너 영역과 다른 하나의 제 2 코너 영역을 구분하도록 산출될 수 있다. 즉, 제 2 기술자는 각각의 제 2 코너 영역에 대한 특징을 나타내는 정보일 수 있다.
- [0053] 이를 통해, 위치 검출부(213)는 제 1 기술자와 제 2 기술자를 비교하고, 비교 결과에 기초하여 CT 영상에서의 정합 위치를 검출할 수 있다.
- [0054] 일 실시예에서, 위치 검출부(213)는 CT 영상에 포함된 다수의 단층 이미지 중 제 2 기술자의 값이 제 1 기술자의 값과 임계 범위 이내인 단층 이미지를 정합 위치로서 검출할 수 있다. 이때, 위치 검출부(213)는 CT 영상에서의 상기의 단층 이미지의 위치를 정합 위치로서 결정할 수 있다.
- [0055] 한편, 도 3을 참조하면, 인공 신경망을 이용하여 정합 위치를 결정하는 일 실시예를 확인할 수 있다. 이를 위해, 위치 결정부(210)는 인공 신경망(215)을 포함할 수 있다.

- [0056] 이러한 경우에, 위치 결정부(210)는 미리 학습된 인공 신경망(215)에 내시경 영상과 CT 영상을 입력하여, CT 영상에서 내시경 영상에 대응되는 정합 위치를 결정할 수 있다.
- [0057] 이때, 위치 결정부(210)는 내시경 영상과, CT 영상에 포함된 다수의 단층 이미지 각각을 입력할 수 있다. 이러한 경우에, 인공 신경망(215)은 CT 영상에 포함된 다수의 단층 이미지 중, 입력된 내시경 영상에 대응되는 어느 하나의 단층 이미지를 정합 위치로서 출력할 수 있다. 이때, 정합 위치는 CT 영상에서의 상기의 단층 이미지의 위치일 수 있다.
- [0058] 이를 위해, 인공 신경망(215)은 학습용 데이터 세트와, 학습용 데이터 세트에 대한 레이블 데이터인 정답 데이터 쌍이 입력되면, 학습용 데이터 세트와 정답 데이터 쌍을 이용하여 학습용 데이터 세트에 대한 학습용 데이터 쌍을 출력하도록 학습된 것일 수 있다.
- [0059] 여기에서, 학습용 데이터 세트는 학습용 내시경 영상 및 학습용 CT 영상을 포함하고, 정답 데이터 쌍은 학습용 내시경 영상 및 정답 CT 영상을 포함할 수 있다. 또한, 학습용 데이터 쌍은 학습용 내시경 영상 및 출력용 CT 영상을 포함할 수 있다.
- [0060] 이때, 학습용 CT 영상은 다수의 단층 이미지를 포함하고, 정답 CT 영상은 하나의 단층 이미지를 포함할 수 있다. 이에 따라, 인공 신경망은 학습용 CT 영상에 포함된 다수의 단층 이미지 중, 학습용 내시경 영상에 대한 정합 위치인 정답 CT 영상에 포함된 하나의 단층 이미지를 통해 학습될 수 있다.
- [0061] 이외에도, 다른 일 실시예에서, 위치 결정부(210)는 사용자로부터의 입력에 기초하여 정합 위치를 결정할 수도 있다. 즉, 사용자에게 의해 내시경 영상과 CT 영상에서의 정합 위치가 직접 지정될 수도 있다.
- [0062] 다시 도 2 및 도 3을 참조하면, 정합부(230)는 CT 영상에서 결정된 정합 위치에 내시경 영상을 정합할 수 있다. 일 실시예에서, 정합부(230)는 정합 위치에 따른 CT 영상과 내시경 영상의 쌍을 생성함으로써 정합을 수행할 수 있다.
- [0063] 생성부(240)는 CT 영상에서 선택 위치를 선택받을 수 있다. 여기에서, 선택 위치는 CT 영상에 포함된 다수의 단층 이미지 중, 선택받은 하나의 단층 이미지의 위치일 수 있다.
- [0064] 이에 따라, 생성부(240)는 선택 위치에 정합된 내시경 영상에 기초하여 가상 내시경 영상을 생성할 수 있다. 일 실시예에서, 생성부(240)는 생성적 적대 신경망(GAN, Generative Adversarial Network)을 포함할 수 있다. 이러한 경우에, 생성적 적대 신경망은 가상 내시경 영상을 생성하는 생성기와, 생성된 가상 내시경 영상이 실제 내시경 영상인지를 판별하는 판별기를 포함할 수 있다.
- [0065] 한편, 생성부(240)는 정합부(230)를 통해, CT 영상에 정합된 내시경 영상의 색상을 이용하여 가상 내시경 영상을 생성할 수 있다. 예를 들어, 생성부(240)는 생성기를 통해 생성된 가상 내시경 영상에, CT 영상에 정합된 내시경 영상의 색상을 적용할 수 있다.
- [0066] 도 4는 내시경 영상에서 나타나는 대장의 해부학적 구조물의 일 실시예를 나타낸 도면이고, 도 5는 내시경 영상에서 나타나는 위의 해부학적 구조물의 일 실시예를 나타낸 도면이다.
- [0067] 도 4를 참조하면, 대장에서 확인되는 해부학적 구조물인, 간 만곡부(Hepatic Flexure), 맹장(Cecum), 직장(Rectum), Splenic Flexure 및 SD Junction을 확인할 수 있다.
- [0068] 또한, 도 5를 참조하면, 위에서 확인되는 해부학적 구조물인, Cardia, Fundus, Gastric body, Greater curvature, Antrum, Pylorus 및 Lesser curvature를 확인할 수 있다.
- [0069] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 정합 방법의 순서도이다.
- [0070] 도 6을 참조하면, 프로세서(120)는 내시경 영상과 CT 영상이 입력되면, 소정의 알고리즘을 이용하여 CT 영상에서, 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정할 수 있다(S100).
- [0071] 이에 따라, 프로세서(120)는 CT 영상에서 결정된 정합 위치에 내시경 영상을 정합할 수 있다(S200).
- [0072] 도 7은 도 6의 내시경 영상 내의 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 결정하는 단계의 세부 순서도이다.
- [0073] 도 7을 참조하면, 프로세서(120)는 내시경 영상에서 해부학적 구조물의 위치를 검출하고(S110), CT 영상에서, 감지된 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 검출할 수 있다(S120).

- [0074] 도 8은 도 7의 해부학적 구조물을 검출하는 단계의 세부 순서도이다.
- [0075] 도 8을 참조하면, 프로세서(120)는 내시경 영상에서 제 1 코너 영역을 검출하고(S111), 검출된 제 1 코너 영역에 기초하여 해부학적 구조물로서 제 1 기술자(Descriptor)를 산출할 수 있다(S112).
- [0076] 도 9는 도 7의 검출된 해부학적 구조물의 위치에 대응되는 정합 위치를 검출하는 단계의 세부 순서도이다.
- [0077] 도 9를 참조하면, 프로세서(120)는 CT 영상에서 제 2 코너 영역을 검출하고(S121), 검출된 제 2 코너 영역에 기초하여 제 2 기술자를 산출할 수 있다(S122).
- [0078] 이에 따라, 프로세서(120)는 제 1 기술자와 제 2 기술자를 비교하고(S123), 비교 결과에 기초하여 CT 영상에서의 정합 위치를 검출할 수 있다(S123).
- [0079] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 정합 방법의 다른 일 실시예를 나타낸 순서도이다.
- [0080] 도 10을 참조하면, 프로세서(120)는 CT 영상에서 선택 위치가 선택될 수 있다(S300).
- [0081] 이러한 경우에, 프로세서(120)는 선택된 선택 위치에 정합된 내시경 영상에 기초하여 가상 내시경 영상을 생성할 수 있다(S400).
- [0082] 본 문서의 다양한 실시예들은 기기(machine)(예: 컴퓨터)로 읽을 수 있는 저장 매체(machine-readable storage media)(예: 메모리(내장 메모리 또는 외장 메모리))에 저장된 명령어를 포함하는 소프트웨어(예: 프로그램)로 구현될 수 있다. 기기는, 저장 매체로부터 저장된 명령어를 호출하고, 호출된 명령어에 따라 동작이 가능한 장치로서, 개시된 실시예들에 따른 전자 장치(예: 장치)를 포함할 수 있다. 상기 명령이 프로세서(예: 프로세서)에 의해 실행될 경우, 프로세서가 직접, 또는 상기 프로세서의 제어 하에 다른 구성요소들을 이용하여 상기 명령에 해당하는 기능을 수행할 수 있다. 명령은 컴파일러 또는 인터프리터에 의해 생성 또는 실행되는 코드를 포함할 수 있다. 기기로 읽을 수 있는 저장매체는, 비일시적(non-transitory) 저장매체의 형태로 제공될 수 있다. 여기서, '비일시적'은 저장매체가 신호(signal)를 포함하지 않으며 실재(tangible)한다는 것을 의미할 뿐 데이터가 저장매체에 반영구적 또는 임시적으로 저장됨을 구분하지 않는다.
- [0083] 일 실시예에 따르면, 본 문서에 개시된 다양한 실시예들에 따른 방법은 컴퓨터 프로그램 제품(computer program product)에 포함되어 제공될 수 있다.
- [0084] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 품질에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 균등한 범위 내에 있는 모든 기술사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

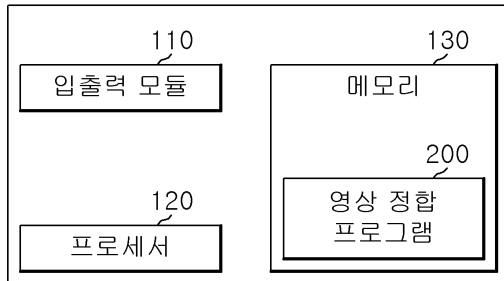
부호의 설명

- [0085] 100: 내시경 영상과 CT 영상 정합 장치

도면

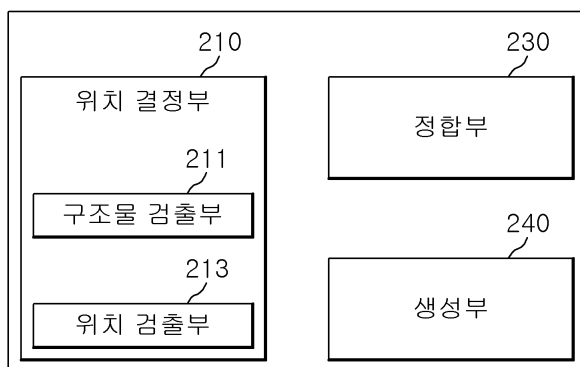
도면1

100



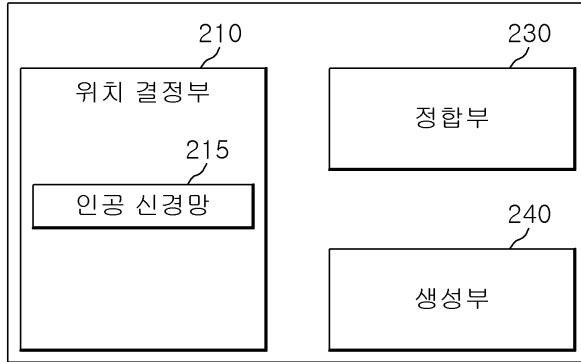
도면2

200a

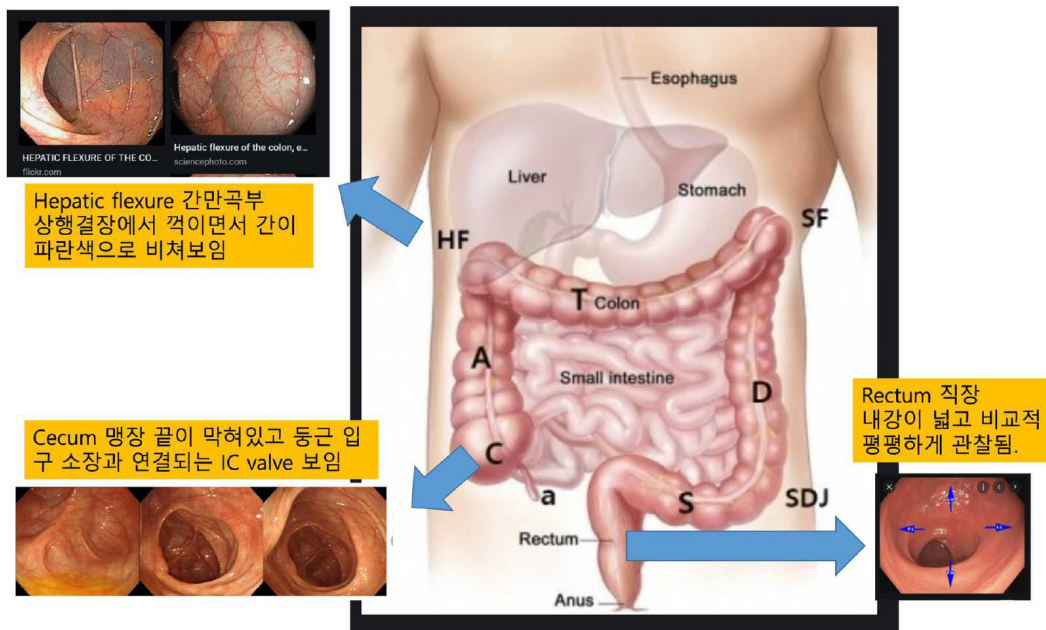


도면3

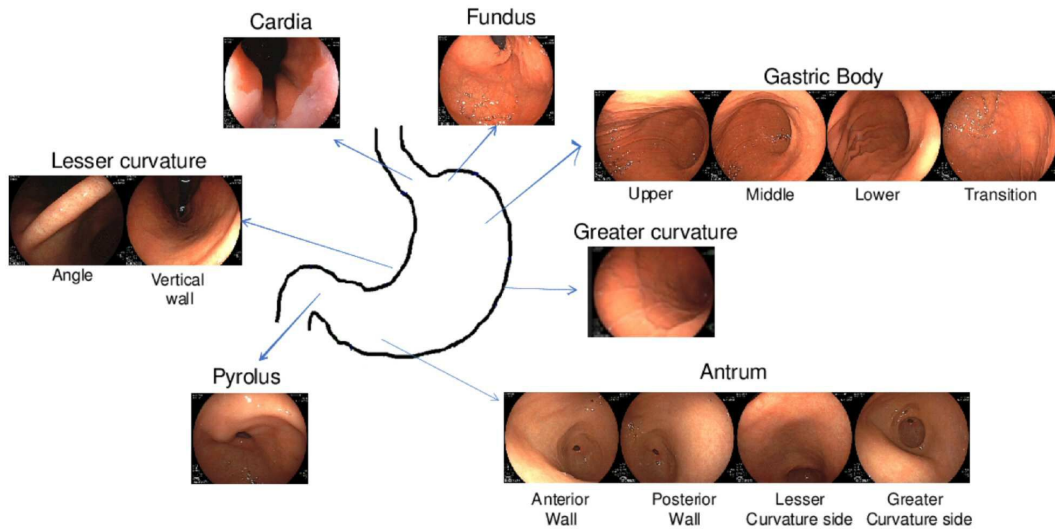
200b



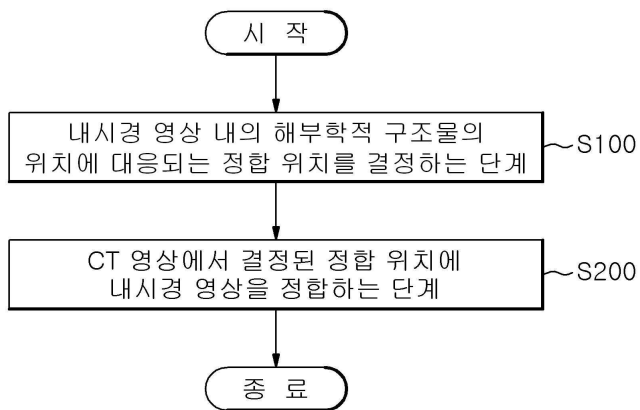
도면4



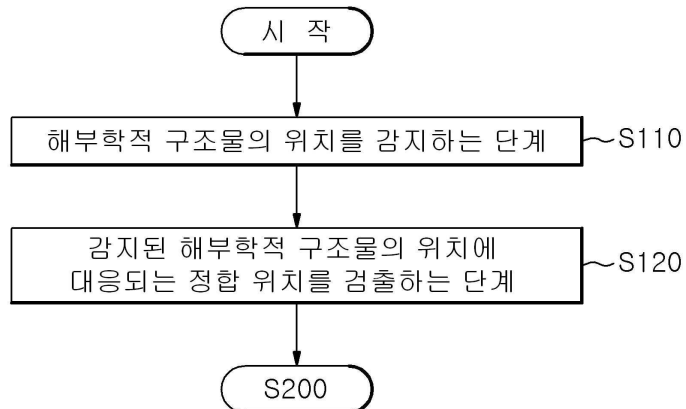
도면5



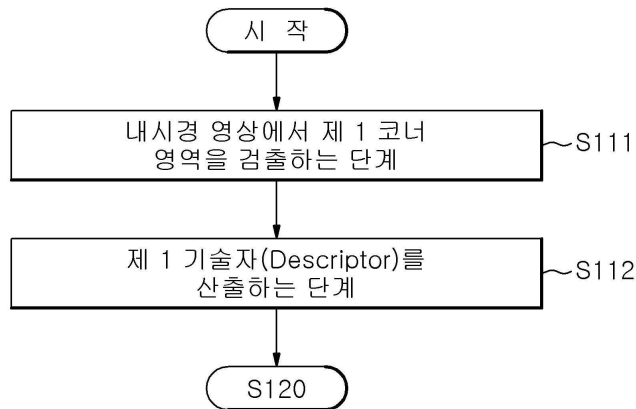
도면6



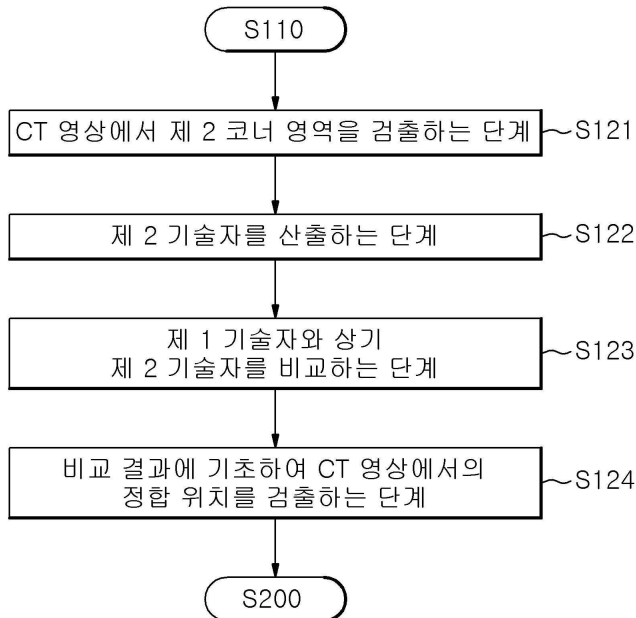
도면7



도면8



도면9



도면10

