(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2010-0025431
(43) 공개일자 2010년03월09일

(51) Int. Cl.
A61B 6/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2008-0084162
(22) 출원일자 2008년08월27일
심사청구일자 2008년08월27일

(71) 출원인
울산대학교 산학협력단
울산 남구 무거2동 산29
(72) 발명자
원형진
서울특별시 강남구 압구정동 신현대아파트 107동 1008호
신용문
서울특별시 송파구 오륜동 올림픽선수촌아파트 302동 1103호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인태백

전체 청구항 수 : 총 8 항

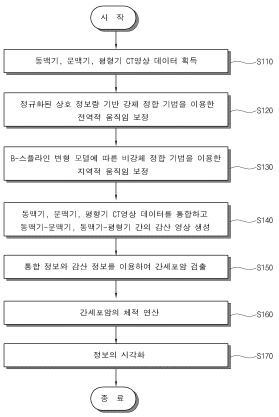
(54) 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출방법

(57) 요 약

본 발명은, (a) 조영제가 투입된 간으로부터 CT기법을 통해 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을 획득하는 단계; (b) 정규화된 상호 정보량 기반 강체 정합 기법을 이용하여, 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 전역적 움직임을 보정하는 단계; (c) B-스플라인 변형 모델을 이용한 비강체 정합 기법을 이용하여, 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 지역적 움직임을 보정하는 단계; (d) 강체 정합 및 비강체 정합 기법에 의해 대응관계가 파악된 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을 통합하고, 통합된 영상 데이터로부터 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 동맥기 3차원 CT영상 데이터과 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 감산영상을 각각 생성하는 단계; 및 (e) 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터의 통합정보와 감산정보를 이용하여 간세포암을 검출하는 단계;를 포함하는 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법을 제공한다.

개시된 간세포암 검출 방법은, 강체 및 비강체 정합을 이용하여, 간 CT영상 데이터들을 통합하고, 감산영상을 생성하여 간세포암의 자동 검출이 가능하다.

대 표 도 - 도1



(72) 발명자

서준범

서울특별시 송파구 방이동 올림픽선수촌 아파트 135동 602호

이정진

서울특별시 관악구 봉천동 1616-10 8/9

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 KRF-2007-313-H00024

부처명 교육과학기술부

연구사업명 기초연구과제지원기초과학(단독연구)

연구과제명 중추청각처리장애의 다중 페이즈 CT 영상에서 간암의 조기진단과 추적검사를 위한 컴퓨터 보조 진단 기법에 관한연구

주관기관 울산대학교 산학협력단

연구기간 2007년 12월 01일 ~ 2008년 11월 30일

특허청구의 범위

청구항 1

(a) 조영제가 투입된 간으로부터 CT기법을 통해 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을 각각 획득하는 단계;

(b) 정규화된 상호 정보량 기반 강체 정합 기법을 이용하여, 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 전역적 움직임을 보정하는 단계;

(c) B-스플라인 변형 모델을 이용한 비강체 정합 기법을 이용하여, 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 지역적 움직임을 보정하는 단계;

(d) 상기 강체 정합 및 비강체 정합 기법에 의해 대응관계가 파악된 상기 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을 통합하고, 통합된 영상 데이터로부터 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터과 상기 평형기 3차원 CT영상 사이의 감산영상을 각각 생성하는 단계; 및

(e) 상기 통합된 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터의 통합정보와 상기 생성된 감산영상의 감산정보를 이용하여 간세포암을 검출하는 단계;를 포함하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

(f) 상기 검출된 간세포암의 체적을 연산하는 단계를 더 포함하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법.

청구항 3

청구항 1 또는 청구항 2에 있어서,

(g) 상기 간세포암의 검출 정보와 상기 체적의 연산 정보를 화면으로 가시화하는 단계를 더 포함하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법.

청구항 4

청구항 1에 있어서, 상기 (d)단계는,

(h) 상기 강체 및 상기 비강체 정합 기법에 의해, 상기 문맥기 CT영상 데이터를 상기 동맥기 CT영상 데이터에 정합하고 상기 평형기 CT영상 데이터를 상기 동맥기 CT영상 데이터에 정합한 후 상기 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터를 통합하여, 상기 통합된 영상 데이터를 얻는 단계; 및

(i) 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터에서 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터를 감산한 영상인 제1감산영상과, 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터에서 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터를 감산한 영상인 제2감산영상을 각각 생성하는 단계를 포함하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법.

청구항 5

청구항 4에 있어서, 상기 (e) 단계는,

영상에서의 밝기값 분석을 통하여 상기 간세포암을 검출하되, 상기 제1감산영상 및 제2감산영상에서는 0 이하의 밝기값을 가지고, 상기 동맥기 CT영상 데이터에서는 간 실질의 평균 밝기값보다 큰 밝기값을 가지고, 상기 문맥기 CT영상 데이터 및 평형기 CT영상 데이터에서는 상기 간 실질의 평균 밝기값보다 작은 밝기값을 가지는 영역을 상기 간세포암의 후보자 영역으로 검출하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법.

청구항 6

청구항 5에 있어서, 상기 (e) 단계는,

상기 문맥기 CT영상 데이터에서 간 영역만을 분할하여 추출한 이후, 상기 추출된 간 영역에 대하여 상기 밝기값 분석을 수행하여 상기 간세포암의 후보자 영역을 검출하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법.

청구항 7

청구항 5에 있어서, 상기 (e) 단계는,

상기 검출된 영역 중에서 일정 지름 이하의 영역은 상기 후보자 영역에서 제외시키는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법.

청구항 8

제 1항 내지 제 7항 중 어느 한 항에 기재된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

명 세 서

발명의 상세한 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 강체 및 비강체 정합 기법을 이용한 간세포암 검출 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 2005년 국내 암 사망률 통계에 따르면, 간암은 남자의 경우 암 사망률 3위(17.3%), 여자의 경우 2위(20.5%)로, 폐암, 위암 등과 함께 국내 3대 주요 암 사망 원인 중의 하나이다. 성인 간암 중 대부분(약 90%)은 간세포암이다. 간세포암의 초기에는 특별한 증상이 없기 때문에 일반적으로 늦게 발견되는 편이다. 진행성 간암의 경우 평균 생존기간이 3-6개월 정도이지만, 크기가 3㎝이하로 작은 간세포암 환자의 경우, 1년 생존률은 90%로 비교적 양호하다. 따라서 간세포암의 조기 진단과 정확한 병기의 파악은 환자의 생존률을 높이기 위하여 매우 중요하다.

[0003] 간세포암을 진단하기 위해서는 조영제를 투입 후 시간 경과에 따라서 조영전, 동맥기, 문맥기, 평형기 영상 등을 각각 촬영하여 판독 의사가 각 영상을 동시에 검토해야 한다. 임상에서 다중 검출 CT(Multi Detector CT;MDCT)의 도입으로 인하여 CT 데이터량이 급속도로 증가하고 있어, 영상 데이터의 정확성은 높아졌으나 방사선과 의사의 영상 판독 부담은 증가하고 있다. 특히, 간세포암 진단에서는 환자당 다중 시기 영상을 촬영하고, 의사는 각 영상을 비교, 검토해야 하기 때문에 데이터 량의 증가에 따른 진단 부담이 더 크게 된다.

[0004] 이러한 추세에 따라서 다중 페이즈 CT영상들을 영상 처리 기법을 이용하여 분석 후 자동으로 간세포암을 검출해주는 컴퓨터를 이용한 보조 진단 기법들에 대한 연구가 시작되고 있다. 하지만, 다중 페이즈 CT영상들은 조영제의 투입 후 시간에 따라 촬영되기 때문에, 촬영 시점에 따른 전역적인 변위와 호흡에 따른 폐의 움직임과 심장의 움직임에 의하여 영상들 사이에 지역적 변형이 존재한다. 따라서, 기존에 연구되어 왔던 단순한 영상 정보 통합 기법들로는 정확한 간세포암의 검출이 어려운 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0005] 본 발명은, 강체 및 비강체 정합 기법을 이용하여 동맥기, 문맥기, 평형기의 간 CT영상 정보들을 통합하고 감산 영상을 생성하여 간세포암을 검출하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법을 제공하는데 목적이 있다.

과제 해결수단

[0006] 본 발명은, (a) 조영제가 투입된 간으로부터 CT기법을 통해 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을

각각 획득하는 단계; (b) 정규화된 상호 정보량 기반 강체 정합 기법을 이용하여, 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 전역적 움직임을 보정하는 단계; (c) B-스플라인 변형 모델을 이용한 비강체 정합 기법을 이용하여, 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 지역적 움직임을 보정하는 단계; (d) 상기 강체 정합 및 비강체 정합 기법에 의해 대응관계가 파악된 상기 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을 통합하고, 통합된 영상 데이터로부터 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터과 상기 평형기 3차원 CT영상 사이의 감산영상을 각각 생성하는 단계; 및 (e) 상기 통합된 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터의 통합정보와 상기 생성된 감산영상의 감산정보를 이용하여 간세포암을 검출하는 단계;를 포함하는, 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법을 제공한다.

[0007] 또한, 상기 간세포암 검출 방법은, (f) 상기 검출된 간세포암의 체적을 연산하는 단계를 더 포함할 수 있다. 그리고, 본 발명은, 상기 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

효 과

[0008] 본 발명의 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법에 따르면, 정규화된 상호 정보량 기반 강체 정합 기법과 B-스플라인 변형 모델 기반 비강체 정합 기법을 이용하여, 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터를 통합하고, 동맥기와 문맥기, 동맥기와 평형기 3차원 CT영상 데이터들의 감산영상 정보를 추가하여 자동으로 간세포암을 검출할 수 있다. 즉, 기존에 수작업에 의존한 간세포암 진단 방법을 자동화할 수 있고, 특히 수작업에서 누락되기 쉬운 작은 크기의 간세포암의 검출시 유용하게 적용될 수 있음은 물론이며, 실제 임상에 즉시 적용 가능한 진단 보조 도구로 사용 가능하다.

[0009] 또한, 상기 검출된 간세포암에 대한 체적 측정을 수행하는 경우, 기존의 장축, 단축의 길이 측정에 의한 근사적인 수작업에 비해 더욱 효과적인 환자 진단 방법을 제공하고, 그에 따른 객관적이고 정확한 체적 측정이 가능한 이점이 있다. 더욱이, 이러한 간세포암 검출 방법을 기존의 3차원 CT 장치 또는 의료영상 저장 및 전달 장치(Picture archive and communication system)에 적용하는 경우, 상당 규모의 소프트웨어 판매 및 수출 효과를 가져올 수 있으며, 나아가 세계시장에서 국내 의료시스템의 경쟁력을 강화시키는 데 기여할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0010] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법의 흐름도이다. 도 2는 도 1의 다른 흐름도이고, 도 3은 도 1의 방법을 위한 시스템 구성도이다. 그리고, 도 4는 B-스플라인 변형 모델에 의한 전체 볼륨 데이터의 변형을 나타내는 도면이고, 도 5는 도 1의 방법을 이용한 간세포암 검출 결과를 나타내는 도면이다.

[0011] 상기 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법의 상세한 설명에 앞서, 상기의 방법을 위한 간세포암 검출 시스템(100)에 관하여 간략히 설명하면 다음과 같다. 상기 간세포암 검출 시스템(100)은, 촬영부(110), 표시부(120), 입력부(130) 및 제어분석부(140)를 포함한다.

[0012] 상기 촬영부(110)는 CT기법을 통해 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상을 촬영하여 그 촬영정보를 획득하는 부분이다. 물론, 상기 시스템(100)은 상기 촬영부(110) 없이, 외부 촬영장치에서 기 획득된 촬영정보를 입력받아 간세포암을 검출하는 것도 가능하다.

[0013] 상기 제어분석부(140)는 상기 획득된 촬영정보를 이용하여 강체 및 비강체 정합을 수행한 후 감산영상을 생성하여 간세포암을 검출하는 부분으로서, 본 발명의 간세포암 검출에 필요한 전반적인 과정을 수행할 수 있다. 이외에도, 상기 제어분석부(140)는 상기 촬영부(110), 표시부(120), 입력부(130) 등의 각 구성요소의 제어가 가능하다.

[0014] 한편, 상기 입력부(130)는 사용자(전문가 혹은 의사)로부터 각종 조작신호를 입력받아 상기 제어분석부(140)로 전송 가능하다. 상기 표시부(120)는 상기 촬영정보 이외에도, 감산영상이나 간세포암의 검출결과 영상, 간세포암의 체적측정 결과 등을 시각화하여 화면으로 표시 가능하다. 또한, 상기 제어분석부(140)는 상기 입력부(130)에 입력된 신호를 처리하여 그에 대응되는 동작을 표시부(120)에 전송하여, 해당 사항이 실시간 화면으로 표시되도록 한다.

[0015] 이하에서는, 본 발명의 실시예에 따른 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법에 관하여 도 1 내지 도 5를 참조로 하여 보다 상세히 설명하고자 한다.

[0016] 먼저, 상기 촬영부(110)는 조영제가 투입된 간(肝)으로부터 CT기법을 통해 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을 각각 획득한다(S110). 이렇게 획득된 CT영상 데이터들은 상기 제어분석부(140)로 전달되어 처리된다. 여기서, 상기 획득되는 CT영상 데이터들은 상기 촬영부(110)에서 촬영된 데이터 이외에도, 상기 입력부(130)를 통해 기 입력받은 데이터일 수 있다.

[0017] 다음으로, 상기 제어분석부(140)는, 정규화된 상호 정보량 기반 강체 정합 기법을 이용하여, 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 전역적 움직임을 보정한다(S120).

[0018] 또한, 상기 전역적 움직임 보정 이후, 상기 제어분석부(140)는 B-스플라인 변형 모델을 이용한 비강체 정합 기법을 이용하여, 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터 사이의 지역적 움직임을 보정한다(S130).

[0019] 상술한 강체 및 비강체 정합은 정규화된 상호 정보량이 최대화될 때까지 진행된다. 이상과 같은 상기 전역적 움직임 보정(S120) 내지 지역적 움직임 보정(S130)의 구성에 관하여 좀 더 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0020] 일반적으로, 간 영역을 촬영한 다중 페이즈 CT영상 정보는, 조영제가 주입된 시점과 주입된 후 촬영까지 걸린 시간에 따라서 간 실질과 각 혈관들의 밝기값이 달라진다. 따라서, 각 영상들의 정합에 사용되는 유사도 척도로는 대응되는 밝기값들의 쌍의 개수를 세는 정규화된 상호 정보량(Normalized Mutual Information: NMI) 유사성 척도를 사용하여야 한다. 정합하고자 하는 두 영상에 대한 NMI는 수학식 1과 같이 정의된다.

[0021] [수학식 1]

$$NMI(\mathrm{Image}_1, \mathrm{Image}_2) = \frac{H(\mathrm{Image}_1) + H(\mathrm{Image}_2)}{H(\mathrm{Image}_1, \mathrm{Image}_2)},$$

$$H(\mathrm{Image}_1) = -\sum_{a \in \mathrm{Image}_1} p(a) \log p(a),$$

$$H(\mathrm{Image}_2) = -\sum_{b \in \mathrm{Image}_2} p(b) \log p(b),$$

$$H(\mathrm{Image}_1, \mathrm{Image}_2) = -\sum_{a \in \mathrm{Image}_1} \sum_{b \in \mathrm{Image}_2} p(a,b) \log p(a,b).$$

[0022]

[0023] $H(\mathrm{Image}_1)$과 $H(\mathrm{Image}_2)$는 두 영상 각각의 엔트로피(marginal entropy)를 나타내고, $H(\mathrm{Image}_1, \mathrm{Image}_2)$는 두 영상의 조인트 엔트로피를 나타낸다. 이러한 엔트로피 값은 조인트 히스토그램을 통하여 계산된다. 상기 조인트 히스토그램은 x축에는 영상 1의 밝기값, y축에는 영상 2의 밝기값으로 축을 설정하고, 두 영상이 중첩된 영역에서 동일한 위치에 있는 영상 1과 영상 2의 밝기값 쌍의 개수를 z축에 누적하면서 생성된다. CT영상의 밝기값은 -1024HU부터 3095HU범위에 있기 때문에 총 4096개의 밝기값이 이론적으로 가능하다. 하지만, 두 영상의 각각 4096개의 값에 대해서 조인트 히스토그램을 만들게 되면, NMI의 계산에 오랜 시간이 소요되므로, CT영상의 밝기값을 0부터 255까지의 값으로 리스케일링(re-scaling)해서 계산한다. 이때, 정합될 영상을 정합할 영상에 변형시키다 보면, 복셀 좌표가 정수 좌표이기 때문에, 대응되는 위치의 보간이 필요할 경우가 생기게 된다. 조인트 히스토그램 생성을 위한 보간은, 주변 여덟 개의 복셀의 밝기값과 각 복셀들과의 상대적인 거리비를 곱한 합을 통하여 새로운 밝기값 정보를 생성하는 삼각 선형 보간 기법을 사용한다.

[0024] 변환 함수는 이동 변환과 회전 변환으로 이루어진 강체 변환 함수를 사용한다. 강체 변환 인자인 3개의 이동 변환 인자(T_x, T_y, T_z)와 3개의 회전 변환 인자(R_x, R_y, R_z)에 대하여 변환식은 수학식 2와 같이 결정된다.

[0025] [수학식 2]

$$P_{\text{Image}_1} - C_{\text{Image}_1} = R_x(\theta_x) \cdot R_y(\theta_y) \cdot R_z(\theta_z)(P_{\text{Image}_2} - C_{\text{Image}_2}) + T(T_x, T_y, T_z)$$

[0026]

[0027] 여기서, P_{Image_1}와 C_{Image_1}은 영상 1에서의 복셀과 중심의 좌표이고, P_{Image_2}와 C_{Image_2}은 영상 2에서의 복셀과 중심의 좌표이다. 물론, θ는 회전 각도를 의미한다. 즉, 영상 2의 중심점을 원점으로 평행 이동시키고, 회전 행렬을 적용하고, 이동 변환을 적용한 후 영상 1의 중심점만큼 이동하는 것이다. 이때, 픽셀 크기와 슬라이스 스페이싱에 따른 볼륨 데이터와 관련된 차이는 x, y, z축 방향의 스케일링(scaling)을 이용하여 강체 정합 전에 보정한다. 변환 인자의 탐색을 위하여 파웰의 방향 기법(powell's direction method)을 적용함으로써 빠른 시간 내에 최적의 위치로 수렴하도록 한다. 탐색 순서는 T_x, T_y, R_z, R_x, R_y, T_z 이고 일정 횟수를 반복시켜서 수학식 1의 NMI를 최대화하도록 탐색하고, NMI의 값에 더 이상 변화가 없으면 종료시킨다.

[0028] 다중 페이즈 CT영상들의 정합을 위해서는 환자의 전역적인(global) 이동, 회전 변환뿐만 아니라, 호흡에 따른 지역적인(local) 변형을 고려하여야 한다. 즉, 다중 페이즈 CT영상들에서의 지역적인 변형은 환자에 따라서 변화가 크고, 촬영 시점에 따라서도 변화가 크기 때문에 단순한 변환 인자로 정확한 정합이 어렵다. 또한, 조영제의 영향으로 각 페이즈 CT영상들에서 동일한 특징들을 추출하기가 어렵다. 따라서, B-스플라인에 기반을 둔 자유 변형(free-form deformation) 모델을 이용하여 비강체 정합을 수행한다. 도 4를 참조하면, 자유 변형 모델은 B-스플라인을 구성하는 제어점들의 격자(mesh)를 각각 움직여서 물체를 변형시키는 방식으로, 특징을 추출할 필요가 없고, 자유도가 높기 때문에 복잡한 지역적인 변형을 모델링하기에 적합하다.

[0029] 전체 영상이 $g_x \times g_y \times g_z$ 개의 제어점 격자로 구성되어 있을 때, 각 제어점 $\alpha_{i,j,k}$ 에 대하여 임의의 점 (x, y, z)의 자유 변형 $T(x, y, z)$는, 1D 3차 B-스플라인으로 수학식 3과 같이 표현될 수 있다.

[0030] [수학식 3]

$$T(x, y, z) = \sum_{p=0}^{3} \sum_{q=0}^{3} \sum_{r=0}^{3} B_p(u) B_q(v) B_r(w) \alpha_{i+p, j+q, k+r}$$

[0031]

[0032] 여기서, $i = \lfloor x/g_x \rfloor - 1$, $j = \lfloor y/g_y \rfloor - 1$, $k = \lfloor z/g_z \rfloor - 1$ 이고, $u = x/g_x - \lfloor x/g_x \rfloor$, $v = y/g_y - \lfloor y/g_y \rfloor$, $w = z/g_z - \lfloor z/g_z \rfloor$이다. 또한, B_p , B_q , B_r 은 수학식 4와 같은 B-스플라인의 3차 기저 함수이다.

[0033] [수학식 4]

$$B_0(u) = (1 - u^3)/6,$$

$$B_1(u) = (3u^3 - 6u^2 + 4)/6,$$

$$B_2(u) = (-3u^3 + 3u^2 + 3u + 1)/6,$$

[0034] $$B_3(u) = u^3/6.$$

[0035] 다음으로, 변형을 모델링하는 범위와 계산시간 사이에서 최적의 정합 결과를 얻기 위하여, 다중 해상도(multi-resolution) 기법을 적용한다. $\alpha^m_{i,j,k}$ 이 해상도 m 에서의 제어점들이고, $\alpha^{m+1}_{i,j,k}$은 해상도 $m+1$에서의 제어

점들로서 해상도 m 보다 고해상도라고 정의한다. 전체 지역적 변형은 각 해상도 m의 지역적 변형들을 합하여 계산할 수 있다. 이때, 각 해상도에 따른 B-스플라인 자유 변형의 중복 계산을 방지하기 위하여, 해상도 m 에서의 제어점들에 새로운 제어점들을 삽입하여 해상도 $m+1$에서의 제어점들을 생성한다. 해상도가 한 단계 증가할 때마다 제어점들의 간격은 반이 되기 때문에 $\alpha^{m+1}_{2i,2j,2k}$와 $\alpha^{m}_{i,j,k}$의 위치가 일치하게 된다. 이때, $\alpha^{m+1}_{i,j,k}$의 초기 값들은 $\alpha^{m}_{i,j,k}$의 값들로부터 직접 구할 수 있다.

[0036] 한편, 이상과 같은 원리를 바탕으로 하여, 동맥기-문맥기, 동맥기-평형기 CT영상 데이터들의 비강체 정합을 위해서는, 유사도 척도로서 밝기값 자체를 이용하지 않고, 대응되는 밝기값들의 쌍의 개수를 세는 NMI 유사성 척도를 사용하여야 한다. 이는 조영제가 주입된 시점과 주입된 후 촬영까지 걸린 시간에 따라서 간 실질과 각 혈관들의 밝기값이 달라지기 때문이다. 정합하고자 하는 두 영상에 대한 NMI는 수학식 5와 같이 정의된다.

[0037] [수학식 5]

$$C_{NMI}(\mathrm{Image}_1, \mathrm{Image}_2) = \frac{H(\mathrm{Image}_1) + H(\mathrm{Image}_2)}{H(\mathrm{Image}_1, \mathrm{Image}_2)}$$

[0038]

[0039] 여기서, $H(\mathrm{Image}_1)$과 $H(\mathrm{Image}_2)$는 두 영상 각각의 엔트로피(marginal entropy)를 나타내고, $H(\mathrm{Image}_1, \mathrm{Image}_2)$는 두 영상의 조인트 엔트로피를 나타낸다.

[0040] 인체 장기들의 변형은 지역적으로 변형이 되지만, 전체적으로는 부드러운 변형의 특성을 갖는다. B-스플라인 자유 변형 모델이 전체적으로 부드럽도록, 수학식 6과 같이 변형의 2차 미분으로 구성된 평활화 항을 적용한다.

[0041] [수학식 6]

$$C_{smoothness} = \int_D \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2}\right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T}{\partial y^2}\right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T}{\partial z^2}\right)^2$$

$$+ 2\left[\left(\frac{\partial^2 T}{\partial x \partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T}{\partial y \partial z}\right)^2 + \left(\frac{\partial^2 T}{\partial z \partial x}\right)^2\right] dx$$

[0042]

[0043] 변형의 2차 미분은, 변형이 B-스플라인 자유 변형 모델이기 때문에 B-스플라인의 기저 함수를 2차 미분한 식을 이용하면, 수학식 7과 같이 간단히 계산될 수 있다.

[0044] [수학식 7]

$$\frac{\partial^2 T(x)}{\partial x^2} = \frac{1}{\delta_x^2} \sum_{p,q,r=0}^{3} \frac{d^2 B_p(u)}{du^2} B_q(v) B_r(w) \alpha_{i+p,j+q,k+r}$$

[0045]

[0046] 여기서, B_p, B_q, B_r은 B-스플라인의 3차 기저 함수이고, δ_x는 제어점들 사이의 x축 방향의 간격이다. 여러 변수에 대한 2차 미분도 수학식 8과 같이 간단히 계산될 수 있다.

[0047] [수학식 8]

[0048]
$$\frac{\partial^2 T(x)}{\partial x \partial y} = \frac{1}{\delta_x \delta_y} \sum_{p,q,r=0}^{3} \frac{dB_p(u)}{du} \frac{dB_q(v)}{dv} B_r(w) \alpha_{i+p,j+q,k+r}$$

[0049] 여기서, B_p, B_q, B_r 은 B-스플라인의 3차 기저 함수이고, δ_x, δ_y 는 제어점들 사이의 x축, y축 방향의 간격이다. 이 식을 적용하면, 지역적 변형들이 전체적으로 부드럽게 변화하는 변형을 얻을 수 있다.

[0050] 두 영상의 지역적 변형을 보정하는 최적의 변환 인자를 찾기 위해서는 수학식 5와 수학식 6을 동시에 포함하는 다음의 수학식 9와 같은 비용 함수(cost function)를 최소화하여야 한다.

[0051] [수학식 9]

[0052]
$$C_{total} = -C_{NMI}(\text{Image}_1, T(\text{Image}_2)) + \lambda C_{smoothness}(T)$$

[0053] 여기서, λ 는 두 영상의 정렬과 변형의 평활화 사이의 가중치를 조절하는 인자로서, 0.01의 값을 가질 때 최적의 성능을 보여주었다. 수학식 9의 최적화는 기울기 하강(gradient descent) 기법을 사용한다. 해상도 m에서의 $\alpha^m_{i,j,k}$ 을 비용 함수의 기울기 벡터 방향으로 고정된 값 μ 만큼 수학식 10과 같이 반복하여 움직인다.

[0054] [수학식 10]

[0055]
$$\alpha^m_{i,j,k} = \alpha^m_{i,j,k} + \mu \frac{\nabla C}{|\nabla C|}$$

[0056] 상기한 반복은 ∇C 의 변화가 매우 작을 때까지 계속되고, 모든 제어점들이 지역적 최적점에 도달하면, 해상도를 한 단계 증가시킨다.

[0057] 이상과 같은 전역적 및 지역적 움직임 보정(S120~S130) 이후, 상기 제어분석부(140)는, 상기 강체 정합 및 비강체 정합 기법에 의해 대응관계가 파악된 상기 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터들을 통합하고, 통합된 영상 데이터로부터 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터와 상기 문맥기 3차원 CT영상 사이, 및 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터과 상기 평형기 3차원 CT영상 사이의 감산영상을 각각 생성한다(S140).

[0058] 더 상세하게는, 상기 강체 및 상기 비강체 정합 기법을 적용함으로써, 상기 문맥기 CT영상 데이터를 상기 동맥기 CT영상 데이터에 정합하고, 상기 평형기 CT영상 데이터를 상기 동맥기 CT영상 데이터에 정합한 후, 상기 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터를 통합하여, 통합된 영상 데이터를 얻는다. 이후에는 상기 문맥기 3차원 CT영상 데이터에서 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터를 감산한 영상인 제1감산영상과, 상기 평형기 3차원 CT영상 데이터에서 상기 동맥기 3차원 CT영상 데이터를 감산한 영상인 제2감산영상을 각각 생성한다.

[0059] 즉, 동맥기 CT영상에 문맥기 CT영상과 평형기 CT영상을 각각 정합하여 다중 페이즈 CT영상에서 대응되는 위치 관계를 파악할 수 있다. 또한, 이 통합된 다중 페이즈 CT영상 정보로부터 추후 간세포암 후보자들을 검출할 수 있다.

[0060] 따라서, 상기 감산영상 생성 단계(S140) 이후, 상기 제어분석부(140)는 상기 통합된 동맥기, 문맥기, 평형기 3차원 CT영상 데이터의 통합정보와 상기 생성된 감산영상의 감산정보를 이용하여 간세포암을 검출한다(S150).

[0061] 이를 위해, 우선 레벨 셋 기반 간 분할 기법을 상기 문맥기 CT영상 데이터에 적용하여 간 영역을 추출한다. 동맥기, 문맥기, 평형기 CT영상은 정합이 되어 있으므로, 문맥기 CT영상 데이터에서 추출된 간 영역 정보는 동맥기, 평형기 CT영상 데이터에서도 이용이 가능하다. 이후의 처리 과정은 간 영역 내부로 제한한다. 이러한 간 분할 결과는 간세포암 검출을 위한 탐색 공간을 간 영역 내부로 한정시킴으로써 계산 속도를 빠르게 함은 물론이며, 간 외부의 영역에서는 간세포암이 검출되지 않도록 하여 검출 결과의 정확성을 향상시킨다.

[0062] 한편, 상기 제어분석부(140)는 상기와 같이 문맥기 CT영상 데이터에서 간 영역만을 분할하여 추출(S151)한

이후, 상기 추출된 간 영역에 대하여 밝기값 분석을 수행하여 상기 간세포암의 후보자 영역을 검출할 수 있다. 일반적으로, 간세포암의 밝기값은 동맥기 CT영상에서는 간 실질의 평균 밝기값보다 높고, 문맥기 및 평형기 CT영상에서는 간 실질의 평균 밝기값보다 낮은 특성을 갖는다. 따라서, 간세포암들은 수학식 11의 조건을 만족해야 한다.

[0063] [수학식 11]

$$I(P_{cancer}) \geq \frac{\sum_{P \in Liver} I_{arterial}(P)}{V_{Liver}},$$

$$I(P_{cancer}) \leq \frac{\sum_{P \in Liver} I_{portal}(P)}{V_{Liver}},$$

$$I(P_{cancer}) \leq \frac{\sum_{P \in Liver} I_{equilibrium}(P)}{V_{Liver}}$$

[0064]

[0065] 여기서, P_{cancer}는 간세포암이고, 점 P는 분할된 간 내부의 점이다. 이 점 P에 대하여 $I_{arterial}(P)$는 동맥기 CT영상의 밝기값이고, $I_{portal}(P)$는 문맥기 CT영상의 밝기값이고, $I_{equilibrium}(P)$는 평형기 CT영상의 밝기값이다. V_{Liver}는 분할된 간 내부의 전체 복셀 수이다.

[0066] 따라서, $\frac{\sum_{P \in Liver} I_{arterial}(P)}{V_{Liver}}$, $\frac{\sum_{P \in Liver} I_{portal}(P)}{V_{Liver}}$, $\frac{\sum_{P \in Liver} I_{equilibrium}(P)}{V_{Liver}}$은 각각 동맥기 CT영상, 문맥기 CT영상, 평형기 CT영상에서의 간 실질의 평균 밝기값이다. 또한, 간세포암은 동맥기 CT영상에서 가장 밝고, 문맥기 및 평형기 CT영상에서는 점점 어두워진다. 따라서, 문맥기 CT영상에서 동맥기 CT영상을 감산한 영상(제1감산영상)과, 평형기 CT영상에서 동맥기 CT영상을 감산한 영상(제2감산영상)에서 간세포암은 0 이하의 밝기값을 갖게 된다. 따라서, 상기 간세포암들은 수학식 12의 조건도 만족하여야 한다.

[0067] [수학식 12]

$$I_{portal}(P_{cancer}) - I_{arterial}(P_{cancer}) \leq 0,$$

[0068]

$$I_{equilibrium}(P_{cancer}) - I_{arterial}(P_{cancer}) \leq 0$$

[0069] 이상과 같이, 상기 제어분석부(140)는 CT영상에서의 밝기값 분석을 통하여 간세포암을 검출하되, 상기 제1감산영상 및 제2감산영상에서는 0 이하의 밝기값을 가지고, 상기 동맥기 CT영상 데이터에서는 간 실질의 평균 밝기값보다 큰 밝기값을 가지고, 상기 문맥기 CT영상 데이터 및 평형기 CT영상 데이터에서는 상기 간 실질의 평균 밝기값보다 작은 밝기값을 가지는 영역을, 상기 간세포암의 후보자 영역으로 검출한다.

[0070] 즉, 제어분석부(140)는 동맥기, 문맥기, 평형기 CT영상 정보를 통합하고, 식 수학식 11과 수학식 12를 동시에 만족하는 간 내부의 복셀을 검출하여, 간세포암의 후보자들로 결정한다. 여기서, 제어분석부(140)는 상기 검출된 영역 중에서 일정 지름 이하의 영역은 상기 후보자 영역에서 제외시킬 수 있다. 예를 들면, 후보자 영역들에 대한 3차원 연결 요소 분석을 통해, 임상적으로 의미가 없는 지름이 5㎜ 이하인 후보자들은 제외할 수 있다.

[0071] 한편, 상기한 간세포암 검출(S150) 이후, 상기 제어분석부(140)는 상기 검출된 간세포암의 체적을 연산한다

(S160). 도 5는 상술한 방법을 통해 자동 검출된 간세포암을 도시한 것이다. 이렇게 자동 탐색된 간세포암에 대한 체적은 수학식 13를 이용하여 정확하게 측정 가능하다.

[0072] [수학식 13]

$$Volume = \sum_{i=1}^{N-1}[NumberOfPixel(S_i) + NumberOfPixel(S_{i+1})] \times 0.5 \times D_X \times D_Y \times D_Z$$

[0073]

[0074] 여기서, S_i는 i번째 슬라이스를 의미하고, D_X, D_Y, D_Z는 각각 X, Y, Z축 방향의 물리적인 픽셀 크기[mm]이다. 이상과 같이, 간세포암에 대한 객관적이고 정확한 체적 측정을 가능함에 따라, 기존의 장축, 단축의 길이 측정에 의한 근사적인 수작업보다 환자의 진단에 더 효과적인 방법을 제공할 수 있다.

[0075] 도 5를 참조하면, 상기 제어분석부(140)에 의한 상기 간세포암의 검출 정보와 상기 체적의 연산 정보는 표시부(120)를 통해 화면으로 가시화 가능하다(S170). 도 5(a)와 도 5(c)는 2명의 피검자에 대한 각각의 동맥기 CT영상 데이터이다. 여기서, 도 5(b)는 도 5(a)의 영상에 대해 검출된 간세포암(파란색 영역)이고, 도 5(d)는 도 5(c)의 영상에 대해 검출된 간세포암(파란색 영역)을 나타낸다. 즉, 상기 추출된 간세포암의 영역은 동맥기 CT 영상 데이터 등에 특정 색상으로 오버레이되어 가시화될 수 있다. 이에 따르면, 육안적으로 간세포암의 위치의 확인을 용이하게 하고, 진단의 신뢰성을 더욱 증대시킬 수 있다.

[0076] 한편, 상기 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법은, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로서 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있고 실행될 수 있는 매체로서 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록장치를 포함한다.

[0077] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체의 예로는 ROM, RAM, CO-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현되는 것도 포함한다. 또한 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어 분산방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다.

[0078] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 다른 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

도면의 간단한 설명

[0079] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 다중 페이즈 간 CT영상들의 정합을 이용한 간세포암 검출 방법의 흐름도,

[0080] 도 2는 도 1의 다른 흐름도,

[0081] 도 3은 도 1의 방법을 위한 시스템 구성도,

[0082] 도 4는 B-스플라인 변형 모델에 의한 전체 볼륨 데이터의 변형을 나타내는 도면,

[0083] 도 5는 도 1의 방법을 이용한 간세포암 검출 결과를 나타내는 도면이다.

[0084] < 도면 주요부분에 대한 부호의 간단한 설명 >

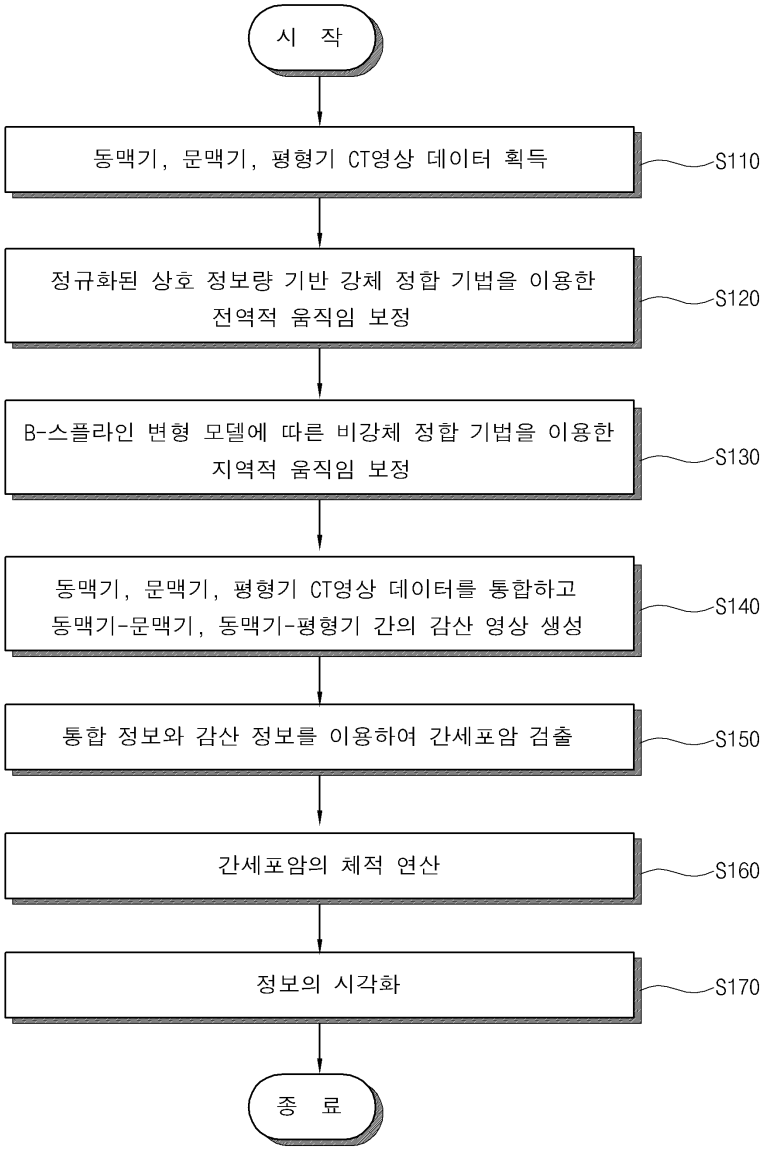
[0085] 100: 폐분할 시스템 110: 촬영부

[0086] 120: 표시부 130: 입력부

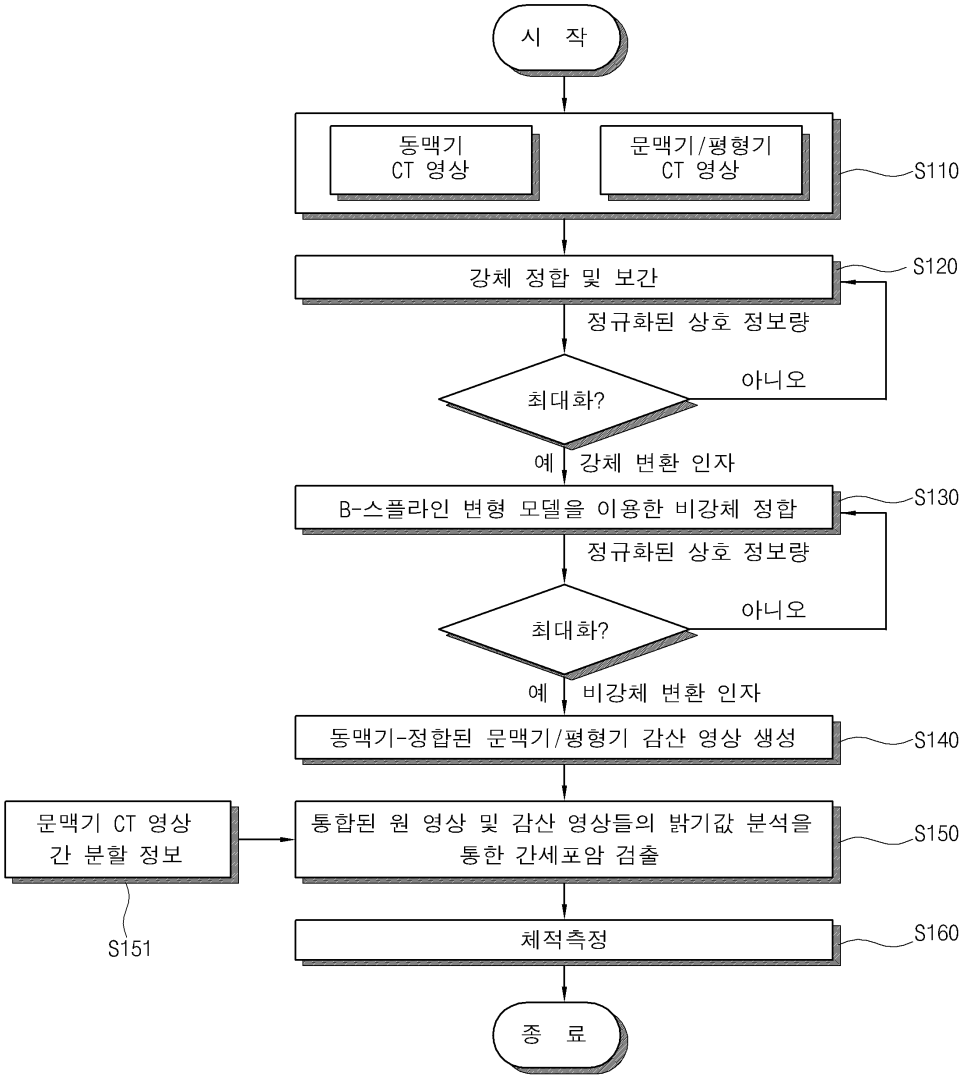
[0087] 140: 제어분석부

도면

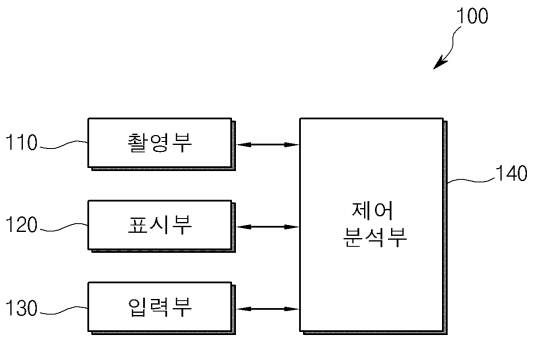
도면1


시 작
동맥기, 문맥기, 평형기 CT영상 데이터 획득
S110
정규화된 상호 정보량 기반 강체 정합 기법을 이용한 전역적 움직임 보정
S120
B-스플라인 변형 모델에 따른 비강체 정합 기법을 이용한 지역적 움직임 보정
S130
동맥기, 문맥기, 평형기 CT영상 데이터를 통합하고 동맥기-문맥기, 동맥기-평형기 간의 감산 영상 생성
S140
통합 정보와 감산 정보를 이용하여 간세포암 검출
S150
간세포암의 체적 연산
S160
정보의 시각화
S170
종 료

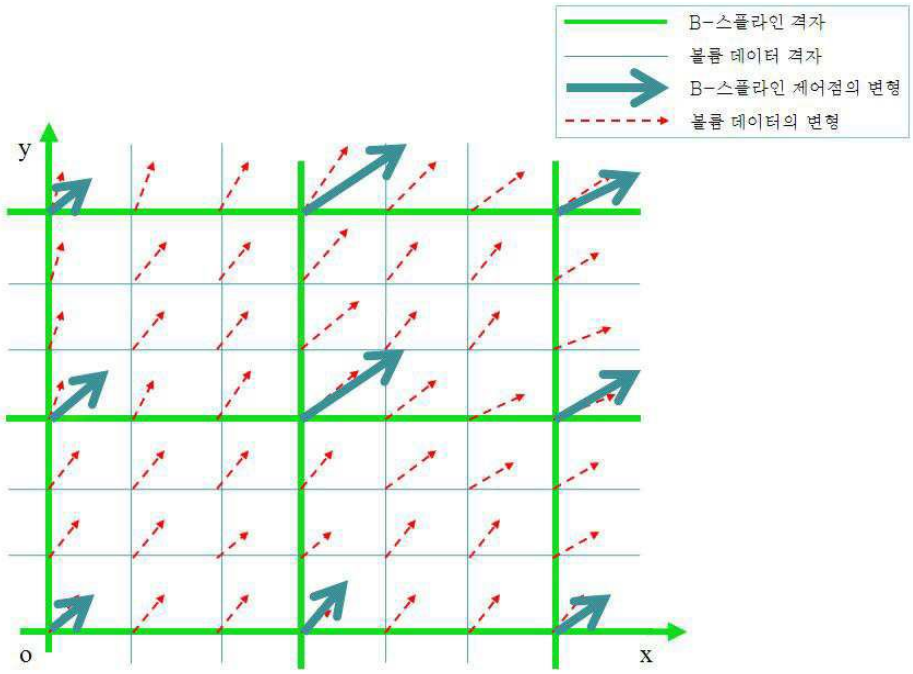
도면2


시 작
동맥기 CT 영상
문맥기/평형기 CT 영상
S110
강체 정합 및 보간
S120
정규화된 상호 정보량
최대화?
아니오
예
강체 변환 인자
B-스플라인 변형 모델을 이용한 비강체 정합
S130
정규화된 상호 정보량
최대화?
아니오
예
비강체 변환 인자
동맥기-정합된 문맥기/평형기 감산 영상 생성
S140
문맥기 CT 영상 간 분할 정보
통합된 원 영상 및 감산 영상들의 밝기값 분석을 통한 간세포암 검출
S150
S151
체적측정
S160
종 료

도면3


100
110
촬영부
120
표시부
130
입력부
제어 분석부
140

도면4



도면5

