(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0030093
(43) 공개일자 2022년03월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 34/10 (2016.01) *A61B 5/00* (2021.01)
A61B 90/00 (2016.01) *G16H 30/40* (2018.01)
G16H 50/50 (2018.01)
(52) CPC특허분류
A61B 34/10 (2016.02)
A61B 5/4842 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-0111862
(22) 출원일자 2020년09월02일
심사청구일자 2020년09월02일

(71) 출원인
숭실대학교산학협력단
서울특별시 동작구 상도로 369 (상도동)
이화여자대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)
(72) 발명자
이정진
서울특별시 서초구 고무래로 89, 103동 1004호(반포동, 반포써밋)
강승우
서울특별시 관악구 신림로29길 8, 110동 507호 (신림동, 신림현대아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
윤귀상

전체 청구항 수 : 총 11 항

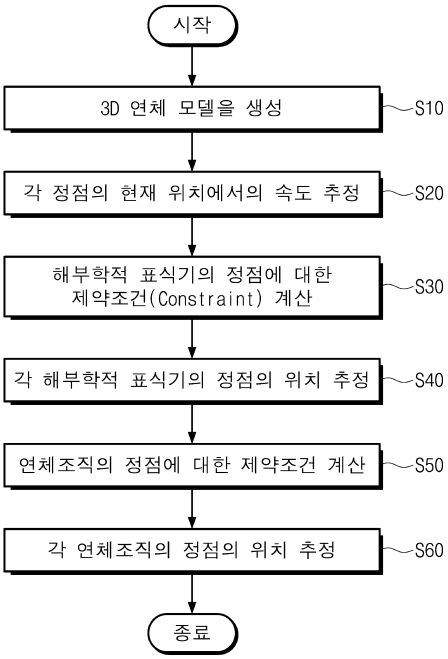
(54) 발명의 명칭 **증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법, 이를 수행하기 위한 기록 매체 및 장치**

(57) 요 약

증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법은, 수술 전 유방을 촬영한 의료 영상을 기초로 적어도 하나의 해부학적 표식기의 정점과 다수개의 연체조직의 정점을 포함하는 3D 연체 모델을 생성하는 단계; 중력 및 충돌을 포함하는 외력(External Forces)과 피부의 탄성력을 포함하는 내력(Internal forces)에 의한 변형에 따

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도8



라 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계; 유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델을 구성하기 위해 유방의 물성치 값을 반영한 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건(Constraint)을 계산하는 단계; 상기 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 해부학적 표식기의 정점의 위치를 추정하는 단계; 추정된 해부학적 표식기의 정점의 위치를 반영하여 연체조직의 정점에 대한 제약조건을 계산하는 단계; 및 상기 연체조직의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 연체조직의 정점의 위치를 추정하는 단계;를 포함한다. 이에 따라, 유방 변형 예측 기법을 기반으로 환자의 유방 변형에 따른 유방 및 주요부위 모델을 함께 변형하여 보다 정확한 정보를 AR 네비게이션 수술 시스템에 제공할 수 있다.

(52) CPC특허분류
A61B 90/36 (2016.02)
A61B 90/39 (2016.02)
G16H 30/40 (2018.01)
G16H 50/50 (2018.01)
A61B 2034/105 (2016.02)
A61B 2090/365 (2016.02)
A61B 2090/3908 (2016.02)

(72) 발명자
박태용
서울특별시 관악구 인헌12길 46-2, 101동 301호(인헌동,은천아파트)
정희렬
서울특별시 관악구 남부순환로240길 42, 506호(봉천동)
이준우
서울특별시 서초구 나루터로4길 39, 319동 1213호 (잠원동, 신반포10차아파트)
이종명
서울특별시 서초구 명달로22길 81, 1, 602호(서초동, 서초프레스턴)
권혁
서울특별시 구로구 경인로65길 16-15, 1109동 404호(신도림동, 신도림4차e-편한세상)
나승원
경기도 용인시 처인구 남사면 한숲로 83, 401-305(e편한세상 용인 한숲시티)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711113344
과제번호	2017-0-01815-004
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	혁신성장동력프로젝트(R&D)(과기정통부)
연구과제명	(K-AR 1세부) AR기반 수술용 개발툴킷 및 응용개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	서울대학교 산학협력단
연구기간	2020.01.01 ~ 2020.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

수술 전 유방을 촬영한 의료 영상을 기초로 적어도 하나의 해부학적 표식기의 정점과 다수개의 연체조직의 정점을 포함하는 3D 연체 모델을 생성하는 단계;

중력 및 충돌을 포함하는 외력(External Forces)과 피부의 탄성력을 포함하는 내력(Internal forces)에 의한 변형에 따라 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계;

유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델을 구성하기 위해 유방의 물성치 값을 반영한 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건(Constraint)을 계산하는 단계;

상기 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 해부학적 표식기의 정점의 위치를 추정하는 단계;

추정된 해부학적 표식기의 정점의 위치를 반영하여 연체조직의 정점에 대한 제약조건을 계산하는 단계; 및

상기 연체조직의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 연체조직의 정점의 위치를 추정하는 단계;를 포함하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계는,

상기 적어도 하나의 해부학적 표식기 변화의 이동벡터에 따라 시간 간격 및 범위를 최소화한 선형 변형 예측을 반복적으로 수행하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계는,

상기 해부학적 표식기의 정점의 속도는 이전 주기의 정점의 위치와 현재 정점의 위치가 결정된 시간 차이를 기초로 계산하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계는,

각 정점의 이전 시간의 속도, 외력, 내부 댐핑(Damping), 질량 중 적어도 하나의 정보를 기초로 계산하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 해부학적 표식기는 유방의 유두 또는 마커(Marker)인, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 각 해부학적 표식기 및 연체조직의 정점의 위치를 추정하는 단계는,

예측 변형 위치를 근사화(approximation)하여 계산하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델은 연체의 하중, 변형률 및 응력을 반영하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체.

청구항 9

수술 전 유방을 촬영한 의료 영상을 기초로 적어도 하나의 해부학적 표식기의 정점과 다수개의 연체조직의 정점을 포함하는 3D 연체 모델을 생성하는 모델 생성부;

중력 및 충돌을 포함하는 외력(External Forces)과 피부의 탄성력을 포함하는 내력(Internal forces)에 의한 변형에 따라 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 속도 추정부;

유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델을 구성하기 위해 유방의 물성치 값을 반영한 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건(Constraint)을 계산하는 제1 제약조건 계산부;

상기 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 해부학적 표식기의 정점의 위치를 추정하는 제1 위치 추정부;

추정된 해부학적 표식기의 정점의 위치를 반영하여 연체조직의 정점에 대한 제약조건을 계산하는 제2 제약조건 계산부; 및

상기 연체조직의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 연체조직의 정점의 위치를 추정하는 제2 위치 추정부;를 포함하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 장치.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 속도 추정부는,

상기 적어도 하나의 해부학적 표식기 변화의 이동벡터에 따라 시간 간격 및 범위를 최소화한 선형 변형 예측을 반복적으로 수행하고, 상기 해부학적 표식기의 정점의 속도는 이전 주기의 정점의 위치와 현재 정점의 위치가 결정된 시간 차이를 기초로 계산하는, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 장치.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 적어도 하나의 해부학적 표식기는 유방의 유두 또는 마커(Marker)인, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법, 이를 수행하기 위한 기록 매체 및 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 유방 변형 예측 기법을 기반으로 환자의 유방 변형에 따른 유방 및 주요부위 모델을 함께 변형하여 보다 정확한 정보를 AR 네비게이션 수술 시에 제공하기 위한 기술에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] AR(Augmented Reality) 기술은 현실과 가상의 이미지를 결합시킴으로 현실감과 몰입감의 증가로 인하여 대중적 접근성이 높다는 장점이 존재한다. 이러한 장점은 의료 분야에까지 확산되어 AR을 이용한 네비게이션 수술에도 관련 연구가 진행되고 있다.

[0004] AR 네비게이션 수술은 진단 및 계획을 위해 촬영된 환자의 영상 정보를 기반으로 이루어지며, 근골격계 AR 수술과 달리 뇌, 간과 같은 연체 조직에 대한 AR 수술의 적용에는 많은 어려움을 겪고 있다. 특히, 유방은 크게 지방과 유선으로 구성되어 인체 중 변형에 대한 자유도가 가장 큰 영역 중 하나이기 때문에 종래 AR 기술 적용을 통한 정확한 병변 위치 확인은 어려움이 존재한다.

[0005] 최근에는 수술 전 촬영된 영상(CT/MRI)를 이용하여 기존 네비게이션 시스템의 강체 정합(Rigid Registration) 결과를 AR 기술을 통해 가시화하는 AR 기반 네비게이션 기술과 뇌, 간 등을 대상으로 국소 변형을 수행하는 AR 기반 네비게이션 수술을 진행한 기술들이 있다.

[0006] 그러나, 대다수의 종래 기술들은 근골격계에 대하여 적용하거나, 뇌, 간 등과 같이 힘에 의한 변형이 발생하는 장기들을 대상으로 하는 기술임에도 불구하고, 장기의 변형을 고려하지 않고 주요 부위를 가시화 하는 기술이 대부분이다.

[0007] 또한, 일부 기술들은 장기와 같은 연체(Soft-body) 변형을 고려하지만, 변형 범위를 국소 부위로 제한하거나 변형이 적은 영역에 대하여 제한적으로 수행한다. 특히, 이러한 기술들은 실제 수술 시 환자의 자세와 최대한 유사한 영상을 활용하며, 필요에 따라 진단 혹은 계획을 위해 촬영된 영상 외에 AR 활용을 위한 추가 촬영을 수행하기도 한다.

[0008] 유방은 인체 중 변형에 대한 자유도가 가장 큰 영역 중 하나로, 실제 수술은 누워서 이루어지는 반면, 진단을 위해 촬영되는 영상은 병변에 따라 누워서 촬영되거나 엎드려서 촬영된다. 일반적으로 CT 촬영은 누워서 촬영되는 반면, MR 촬영은 엎드려서 촬영된다.

[0009] 특히, 유방은 신체 내부 깊숙이 있는 장기들과 달리 피부 바로 밑에 위치하기 때문에 자세의 차이는 유방의 변형을 더욱 가중시키며, 형태 차이에 따른 수술자의 병변 위치 파악의 어려움을 야기한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0011] (특허문헌 0001) KR 10-2006795 B1

(특허문헌 0002) KR 10-1948482 B1

발명의 내용

해결하려는 과제

[0012] 이에, 본 발명의 기술적 과제는 이러한 점에서 착안된 것으로 본 발명의 목적은 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법을 제공하는 것이다.

[0013] 본 발명의 다른 목적은 상기 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록된 기록 매체를 제공하는 것이다.

[0014] 본 발명의 또 다른 목적은 상기 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법을 수행하기 위한 장치를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0016] 상기한 본 발명의 목적을 실현하기 위한 일 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법은, 수술 전 유방을 촬영한 의료 영상을 기초로 적어도 하나의 해부학적 표식기의 정점과 다수개의 연체조직의 정점을 포함하는 3D 연체 모델을 생성하는 단계; 중력 및 충돌을 포함하는 외력(External Forces)과 피부의 탄성력을 포함하는 내력(Internal forces)에 의한 변형에 따라 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계; 유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델을 구성하기 위해 유방의 물성치 값을 반영한 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건(Constraint)을 계산하는 단계; 상기 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 해부학적 표식기의 정점의 위치를 추정하는 단계; 추정된 해부학적 표식기의 정점의 위치를 반영하여 연체조직의 정점에 대한 제약조건을 계산하는 단계; 및 상기 연체조직의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 연체조직의 정점의 위치를 추정하는 단계;를 포함한다.

[0017] 본 발명의 실시예에서, 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계는, 상기 적어도 하나의 해부학적 표식기 변화의 이동벡터에 따라 시간 간격 및 범위를 최소화한 선형 변형 예측을 반복적으로 수행할 수 있다.

[0018] 본 발명의 실시예에서, 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계는, 상기 해부학적 표식기의 정점의 속도는 이전 주기의 정점의 위치와 현재 정점의 위치가 결정된 시간 차이를 기초로 계산할 수 있다.

[0019] 본 발명의 실시예에서, 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계는, 각 정점의 이전 시간의 속도, 외력, 내부 댐핑(Damping), 질량 중 적어도 하나의 정보를 기초로 계산할 수 있다.

[0020] 본 발명의 실시예에서, 상기 적어도 하나의 해부학적 표식기는 유방의 유두 또는 마커(Marker)일 수 있다.

[0021] 본 발명의 실시예에서, 상기 각 해부학적 표식기 및 연체조직의 정점의 위치를 추정하는 단계는, 예측 변형 위치를 근사화(approximation)하여 계산할 수 있다.

[0022] 본 발명의 실시예에서, 상기 유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델은 연체의 하중, 변형률 및 응력을 반영할 수 있다.

[0023] 상기한 본 발명의 다른 목적을 실현하기 위한 일 실시예에 따른 컴퓨터로 판독 가능한 저장 매체에는, 상기 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록되어 있다.

[0024] 상기한 본 발명의 또 다른 목적을 실현하기 위한 일 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 장치는, 수술 전 유방을 촬영한 의료 영상을 기초로 적어도 하나의 해부학적 표식기의 정점과 다수개의 연체조직의 정점을 포함하는 3D 연체 모델을 생성하는 모델 생성부; 중력 및 충돌을 포함하는 외력(External Forces)과 피부의 탄성력을 포함하는 내력(Internal forces)에 의한 변형에 따라 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 속도 추정부; 유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델을 구성하기 위해 유방의 물성치 값을 반영한 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건(Constraint)을 계산하는 제1 제약조건 계산부; 상기 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 해부학적 표식기의 정점의 위치를 추정하는 제1 위치 추정부; 추정된 해부학적 표식기의 정점의 위치를 반영하여 연체조직의 정점에 대한 제약조건을 계산하는 제2 제약조건 계산부; 및 상기 연체조직의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 연체조직의 정점의 위치를 추정하는 제2 위치 추정부;를 포함한다.

[0025] 본 발명의 실시예에서, 상기 속도 추정부는, 상기 적어도 하나의 해부학적 표식기 변화의 이동벡터에 따라 시간 간격 및 범위를 최소화한 선형 변형 예측을 반복적으로 수행하고, 상기 해부학적 표식기의 정점의 속도는 이전 주기의 정점의 위치와 현재 정점의 위치가 결정된 시간 차이를 기초로 계산할 수 있다.

[0026] 본 발명의 실시예에서, 상기 적어도 하나의 해부학적 표식기는 유방의 유두 또는 마커(Marker)일 수 있다.

발명의 효과

[0028] 이와 같은 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법에 따르면, 환자의 정보를 가시화하여 임상의에게 네비게이션 역할로써 활용 가능하며, 수술시간 단축, 정확한 병변 제거 깊이와 영역, 기타 중요 정보(예를 들어, 중요 혈관, 부위 등)를 제공할 수 있다. 또한, 진단 및 계획을 위한 영상 정보 활용으로 추가적인 비용, 시간, 방사선 노출 등의 부담이 줄어든다.

도면의 간단한 설명

[0030] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 장치의 블록도이다.

도 2는 본 발명에서 사용하는 해부학적 표식기의 예시들을 보여주는 도면이다.

도 3은 본 발명에서 사용하는 연속적 물리 모델을 설명하기 위한 개념도이다.

도 4는 도 3의 연속적 물리 모델에서 두 정점 간 거리 제약과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 도 3의 연속적 물리 모델에서 인접한 3차원 메쉬(Mesh) 간 굽힘을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 도 3의 연속적 물리 모델에서 볼륨(Volume) 보존 여부에 따른 차이를 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 도 3의 연속적 물리 모델에서 정점과 면 간의 자체충돌(Self Collision)을 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 후술하는 본 발명에 대한 상세한 설명은, 본 발명이 실시될 수 있는 특정 실시예를 예시로서 도시하는 첨부 도면을 참조한다. 이들 실시예는 당업자가 본 발명을 실시할 수 있기에 충분하도록 상세히 설명된다. 본 발명의 다양한 실시예는 서로 다르지만 상호 배타적일 필요는 없음이 이해되어야 한다. 예를 들어, 여기에 기재되어 있는 특정 형상, 구조 및 특성은 일 실시예에 관련하여 본 발명의 정신 및 범위를 벗어나지 않으면서 다른 실시예로 구현될 수 있다. 또한, 각각의 개시된 실시예 내의 개별 구성요소의 위치 또는 배치는 본 발명의 정신 및 범위를 벗어나지 않으면서 변경될 수 있음이 이해되어야 한다. 따라서, 후술하는 상세한 설명은 한정적인 의미로서 취하려는 것이 아니며, 본 발명의 범위는, 적절하게 설명된다면, 그 청구항들이 주장하는 것과 균등한 모든 범위와 더불어 첨부된 청구항에 의해서만 한정된다. 도면에서 유사한 참조부호는 여러 측면에 걸쳐서 동일하거나 유사한 기능을 지칭한다.

[0032] 이하, 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예들을 보다 상세하게 설명하기로 한다.

[0033] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 장치의 블록도이다.

[0034] 본 발명에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 장치(10, 이하 장치)는 유방 영역에 대하여 진단 및 계획을 위해 수술 전 촬영된 영상을 통해 실제 수술 시 활용 가능하도록 유방의 변형을 예측하여 AR 기반 네비게이션 수술 시스템에 제공한다.

[0035] 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 장치(10)는 모델 생성부(110), 속도 추정부(130), 제1 제약조건 계산부(150), 제1 위치 추정부(170), 제2 제약조건 계산부(160) 및 제2 위치 추정부(180)를 포함한다.

[0036] 본 발명의 상기 장치(10)는 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측을 수행하기 위한 소프트웨어(애플리케이션)가 설치되어 실행될 수 있으며, 상기 모델 생성부(110), 상기 속도 추정부(130), 상기 제1 제약조건 계산부(150), 상기 제1 위치 추정부(170), 상기 제2 제약조건 계산부(160) 및 상기 제2 위치 추정부(180)의 구성은 상기 장치(10)에서 실행되는 상기 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측을 수행하기 위한 소프트웨어에 의해 제어될 수 있다.

[0037] 상기 장치(10)는 AR 네비게이션 수술 시스템의 일부 모듈이거나 별도의 단말일 수 있다. 또한, 상기 모델 생성부(110), 상기 속도 추정부(130), 상기 제1 제약조건 계산부(150), 상기 제1 위치 추정부(170), 상기 제2 제약조건 계산부(160) 및 상기 제2 위치 추정부(180)의 구성은 통합 모듈로 형성되거나, 하나 이상의 모듈로 이루어질 수 있다. 그러나, 이와 반대로 각 구성은 별도의 모듈로 이루어질 수도 있다.

[0038] 상기 장치(10)는 이동성을 갖거나 고정될 수 있다. 상기 장치(10)는, 서버(server) 또는 엔진(engine) 형태일 수 있으며, 디바이스(device), 기구(apparatus), 단말(terminal), UE(user equipment), MS(mobile station),

무선기기(wireless device), 휴대기기(handheld device) 등 다른 용어로 불릴 수 있다.

[0039] 상기 장치(10)는 운영체제(Operation System; OS), 즉 시스템을 기반으로 다양한 소프트웨어를 실행하거나 제작할 수 있다. 상기 운영체제는 소프트웨어가 장치의 하드웨어를 사용할 수 있도록 하기 위한 시스템 프로그램으로서, 안드로이드 OS, iOS, 윈도우 모바일 OS, 바다 OS, 심비안 OS, 블랙베리 OS 등 모바일 컴퓨터 운영체제 및 윈도우 계열, 리눅스 계열, 유닉스 계열, MAC, AIX, HP-UX 등 컴퓨터 운영체제를 모두 포함할 수 있다.

[0040] 상기 모델 생성부(110)는 수술 전 유방을 촬영한 의료 영상을 기초로 적어도 하나의 해부학적 표식기의 정점과 다수개의 연체조직의 정점을 포함하는 3D 연체 모델을 생성한다.

[0041] 수술 전 유방을 촬영한 의료 영상은 CT 영상 또는 MR 영상일 수 있고, 다른 2D 및 3D 의료 영상을 모두 포함할 수 있다. 본 발명에서는 해부학적 표식기 또는 필요에 따라 마커(Marker)를 이용한다. 해부학적 표식기는 육안으로도 쉽게 구별 가능한 유두 등이 있으며, 유방은 피부와 연결된 신체 표면에 위치하기 때문에 마커 부착이 자유롭다는 점을 이용한다.

[0042] 마커는 표식기만을 이용한 변형 예측을 보다 정확하게 가능하게 하며, 마커의 형태, 위치, 개수는 수술자의 선호도에 따라 자유롭게 선택 가능하다.

[0043] 본 발명에서 CT 영상 또는 MR 영상을 이용하여 생성한 3D 연체 모델은 n개의 정점($p_1 \cdots p_n$) 들로 구성되며, 해부학적 표식기의 정점의 좌표 p^{m_input} 는 유두 등의 해부학적 표식기가 활용된다. 본 발명에서는 해부학적 표식기의 정점을 제외한 정점을 연체조직의 정점으로 정의한다.

[0044] 또는, 도 2와 같은 방법으로 마커를 활용하여 좌표를 입력 받을 수 있다. 해부학적 표식기의 정점은 유방 표면 위치를 담고 있어, 유방 표면에 변형이 발생할 경우, p^{m_input} 의 위치도 함께 이동된다.

[0045] 해부학적 표식기와 마커의 움직임으로 3D 연체 모델을 변형시키기 위하여, 해부학적 표식기 또는 마커에 해당하는 정점과 아닌 정점을 구분하여 움직인다.

[0046] 상기 속도 추정부(130)는 중력 및 충돌을 포함하는 외력(External Forces)과 피부의 탄성력을 포함하는 내력(Internal forces)에 의한 변형에 따라 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정한다.

[0047] 자연스러운 변형 예측을 위하여 표식기, 마커 변화의 이동벡터에 따른 시간 간격을 최소화하여 선형 예측 변형을 수행한다. 선형 예측 변형은 간격 및 범위를 최소화하여 반복적으로 수행하며, 중력이나 충돌과 같은 외력(External Forces)과 피부의 탄성력과 같은 내력(Internal forces)에 의한 변형을 시뮬레이션(Simulation)한다.

[0048] 외력에 의한 변형 계산은 아래의 수학식 1과 같이 정점의 이전 속도, 외력, 내부 댐핑(Damping), 질량을 고려하여 새로운 속도를 측정한다. 이 때, 표식기, 마커에 해당하는 정점의 속도는 마커의 현재 위치(p^{m_input})와 이전 위치($p_i^{m_old}$) 차이를 단위시간으로 나누어 암시적으로 도출한다.

[0049] [수학식 1]

[0050]
$$v_i^{new} = \begin{cases} v_i + f\Delta t w_i + Damp(v_i) & (p \neq keypoint) \\ (p^{m_input} - p_i^{m_old})/\Delta t_m + f\Delta t_m w_i & (p = keypoint) \end{cases}$$

[0052] 수학식 2와 같이 정점의 현재 위치를 기준으로 단위시간에 대한 속도 정보를 반영함으로써 외부 힘으로 인하여 변형된 새로운 정점의 위치를 추정하며, 이러한 선형 예측 변형 범위 및 시간 간격을 최소화하여 반복적으로 수행함으로써 전체 유방 영역의 비선형 움직임을 추정한다.

[0053] [수학식 2]

[0054]
$$p_i^{\neq w} = \begin{cases} p_i^{old} + v_i^{\neq w}\Delta t + \Delta p_i & (p \neq keypoint) \\ p_i^{m_old} + v_i^{\neq w}(\Delta t/\Delta t_m) + \Delta p_i & (p = keypoint) \end{cases}$$

[0056] 수학식 1에서 정점의 위치를 추정하기 위하여 해부학적 표식기의 정점(keypoint)에 해당하는 p_i^{m}의 속도는 이전 주기의 정점에 해당하는 위치($p_i^{m_old}$)와 현재 정점에 해당하는 위치(p^{m_input}) 차이로 구한다.

[0057] 속도는 거리 차이를 시간으로 나누어 계산하는데, 단위시간(Δt)에 따라 반복적으로 수행하는 종래 모델과 새로운 해부학적 표식기의 정점의 위치 정보의 업데이트(update) 주기가 다르기 때문에 이를 연체 변형모델에 적용하기 위함이다.

[0058] 해부학적 표식기의 정점에 해당하는 정점의 속도는 단위시간 Δt가 아닌 p^{m_input}와 $p_i^{m_old}$의 좌표가 결정된 시간 차이(Δt_m)로 계산된다. 외력을 반영하는 $f\Delta t_m w_i$ 부분의 Δt_m도 같은 이유이다.

[0059] 수학식 2는 속도로 정점의 위치를 추정하고, 아래의 수학식 3의 연체 특성이 유지되도록 제약조건(Constraint)을 반영하여 최적의 위치(p_i^{new})를 구하는 과정이다.

[0060] [수학식 3]

[0061]
$$\Delta p_i = 4^* \frac{w_i}{\sum_{k=1}^{4} w_k} * \frac{\nabla g_i}{\sum_{k=1}^{4} (\nabla g_i)^2} * C_{Elasitc}(p_1, p_2, p_3, p_4) * k_{Elasitc}$$

[0063] 해부학적 표식기의 정점(keypoint)에 해당하는 정점은 $p_i^{m_old}$와 v_i^{new}로 계산되는데, 단위시간(Δt)에 따라 반복되는 모델에 적용하기 위하여 선형 변환을 수행한다(수학식 2의 $(p = keypoint)$ 부분).

[0064] 또한, p_i^{new}를 계산할 때, 본 발명은 keypoint에 해당하는 해부학적 표식기의 정점을 먼저 이동시킨 후에, keypoint가 아닌 정점을 이동시킨다. 제약조건(Constraint)을 계산할 때, 수학식 3과 같이 Δp를 구하기 위해서는 p_i와 p_i와 연결되어 있는 다른 정점($p_a, p_b, p_c \cdots$)의 정보를 함께 이용하는데, keypoint에 해당하는 정점이 먼저 이동되어야 나머지 정점들이 이를 기준으로 삼고, 변형하는 형태가 된다.

[0065] 상기 제1 제약조건 계산부(150)는 유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델을 구성하기 위해 유방의 물성치 값을 반영한 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건(Constraint)을 계산한다.

[0066] 상기 제1 위치 추정부(170)는 상기 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 해부학적 표식기의 정점의 위치를 추정한다.

[0067] 마찬가지로, 상기 제2 제약조건 계산부(160)는 추정된 해부학적 표식기의 정점의 위치를 반영하여 연체조직의 정점에 대한 제약조건을 계산한다.

[0068] 상기 제2 위치 추정부(180)는 상기 연체조직의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 연체조직의 정점의 위치를 추정한다.

[0069] 상기 설명한 바와 같이 본 발명은 우선순위를 고려하여 해부학적 표식기의 정점(keypoint)에 대한 제약조건 및 위치를 추정하고, 이후 새로운 해부학적 표식기의 정점(keypoint)의 위치를 반영하여 keypoint 이외의 정점들의

위치를 추정한다.

[0070] 본 발명은 보다 자연스러운 유방의 전체적 변형을 위하여 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델로 구성하며, 연체의 하중, 변형률 응력 등을 계산하여 연체 조직의 정교한 변형을 표현한다.

[0071] 이를 위해 수학식 3과 같이 실제 물성치 값(Young's modulus, Poisson's Ratio)을 반영하며, 최소화한 시간 간격과 범위에 따른 반복적인 변형을 빠르고 안정적으로 수행하기 위해 예측 변형 위치를 근사화(approximation)하여 계산한다.

[0072] 도 3은 본 발명에서 사용하는 연속적 물리 모델을 설명하기 위한 개념도이다.

[0073] 본 발명에서 사용하는 PBD(Position Based Dynamics) 물리 모델은 도 3과 같이 4가지 과정을 반복적으로 수행하면서 중력이나 충돌과 같은 외력(external forces)과 탄성력과 같은 내력(internal forces)에 의한 연체의 변형을 시뮬레이션 한다.

[0074] 우선, 외력에 의한 변형을 계산하기 위해 정점의 이전 속도(v_i)에 3D 연체 모델에 작용하는 외력(f)과 내부 댐핑(Damping), 질량을 고려하여 새로운 속도(v_i^{new})를 구한다. 정점의 현재 위치(p_i)를 기준으로 단위시간($\triangle t$)에 대한 속도 정보(v_i^{new})를 반영함으로써 외부 힘으로 인하여 변형된 새로운 정점의 위치(p_i^{new})를 추정한다.

[0075] [수학식 4]

[0076] $w_i = 1/m_i$ (단, m_i는 정점 i에 대한 질량)

[0077] $$v_i^{new} = v_i + f\triangle t w_i + Damp(v_i)$$

[0078] $$p_i^{new} = p_i + v_i^{new}\triangle t$$

[0080] 사실적인 3차원 연체 모델의 변형을 위해서는 추정된 위치정보에 대해 연체 조직의 변형 특성을 나타내는 제약조건(Constraint)을 적용하여 최적의 위치(p_i^{fin})로 수정하는 과정이 필요하다.

[0081] [수학식 5]

[0082] $p_i^{fin} = C(p_i^{new})$ (단, C(x)는 Constraint)

[0083] $$v_i^{fin} = (p_i^{fin} - p_i)/\triangle t$$

[0085] 비선형적인 제약조건(Constraint)을 풀기 위하여 Gauss Seidel Iteration 기법을 사용하였으며, 변형 시뮬레이션을 자연스럽게 표현하기 위해 단위 시간을 최소화하고 각 제약조건(Constraint)에 대해 반복적으로 계산하여 정점을 최적의 위치로 수렴시킨다.

[0086] 속도는 현재 위치(p_i^{fin})와 이전 위치(p_i)에 의해 암시적으로 도출하여 최종적으로 계산된 정점의 위치(p_i^{fin}) 및 속도(v_i^{sol})정보를 통해 3D 연체 모델을 변형시킨다.

[0087] 연체를 표현하기 위한 3차원 변형 객체의 기하학적 구조는 질량을 갖는 N개의 정점, 정점 간 연결정보인 에지(Edge), M개의 삼각형 메쉬(mesh)들로 구성되며, 객체의 변형은 정점들의 위치 변위로 묘사된다. 정점들은 연체 특성이 유지되도록 제약조건에 따라 이동되며 안정성이 보장되어야 한다.

[0088] 본 발명에서는 Stretch, Bending, Volume Constraint를 물리 변형 모델에 적용함으로써 연체의 특성을 유지하며 안정적인 변형이 가능하다. 또한, Self-Collision 기능을 개발하여 동일 변형 객체 사이의 충돌로 인한 변형을

고려한다.

[0089] 먼저, Stretch Constraint를 설명하면, 물리모델의 기본요소 중 하나인 스프링 형태를 표현하기 위해 두 정점(p_1, p_2)의 초기 거리(l_0)와 현재 거리(d)의 차이를 이용하여 강성계수($k_{stretch}$)에 따라 일정거리 비율을 유지하는 Stretch Constraint를 제안한다.

[0090] 도 4를 참조하면, 두 정점 간에 인장력이 작용하여 초기거리와 차이가 발생한 경우, 초기거리를 유지하도록 정점의 위치를 이동시키는 방법으로 변형 모델의 형태 유지 및 복원을 표현할 수 있다. 이 때, 정점 간 연결되는 에지(Edge)의 투영된 거리 변화량을 사용하여 근사화함으로써 더욱 빠른 변형이 가능하다. 이를 수학식으로 표현하면 아래의 수학식 6과 같다.

[0091] [수학식 6]

[0092] $$C_{stretch}(p_1,p_2) = |p_1 - p_2| - l_0$$

[0093] $$\triangle p_1 = -\frac{w_1}{w_1+w_2}(|p_1-p_2|-d)\frac{p_1-p_2}{|p_1-p_2|}$$

[0094] $$\triangle p_2 = +\frac{w_2}{w_1+w_2}(|p_1-p_2|-d)\frac{p_1-p_2}{|p_1-p_2|}$$

[0096] Bending Constraint는 인접한 삼각형 (p_1, p_3, p_2)와 (p_1, p_2, p_4) 사이의 각도 변화량을 사용한 구부러짐 표현을 통하여 3D 변형 객체의 안정적인 물체 굽힘 정도를 표현하기 위해 제안한다. 인접한 면간의 초기 각도(φ_0)와 현재 각도의 차이를 비교하여 굽힘 강성계수(k_{bend})에 따라 일정 각도 비율을 유지하며 변형한다.

[0097] 도 5를 참조하면, 독립된 하나의 메쉬(Mesh)는 2차원 형태(삼각 면)을 나타내기 때문에 인접한 3차원 메쉬 또한 방향에 따라 2차원 형태로 표현할 수 있다. 따라서, 인접한 3차원 메쉬 간 공유하는 에지 방향을 법선벡터로 갖는 평면에 투영시켜 더욱 빠르고 안정적인 변형이 가능하다. 이를 수학식으로 표현하면 아래의 수학식 7과 같다.

[0098] [수학식 7]

[0099] $$C_{bend}(p_1,p_2,p_3,p_4) = \operatorname{acos}\left(\frac{(p_2-p_1)\times(p_3-p_1)}{|(p_2-p_1)\times(p_3-p_1)|}\cdot\frac{(p_2-p_1)\times(p_4-p_1)}{|(p_2-p_1)\times(p_4-p_1)|}\right)-\varphi_0$$

[0101] 정점 간의 거리를 제약하는 Stretch Constraint와 인접한 면과의 각도를 제약하는 Bending Constraint만을 이용한 형태 복원 및 유지 기술은 반복적 변형에 따른 연산의 근사화 과정에서 초기 Volume 정보의 손실을 야기할 수 있다.

[0102] 이에 따라, 본 발명은 연체 조직의 변형에 따른 3D 변형 객체의 초기 부피가 보존된다는 사실을 기반으로 아래의 수학식 8과 같은 Volume Conservation을 제안한다.

[0103] [수학식 8]

[0104] $$C(p_1,p_2,p_3,p_4) = \frac{1}{6}((p_2-p_1)\times(p_3-p_1))\cdot(p_4-p_1) - V_0$$

[0106] 도 6을 참조하면, 3차원 메쉬를 이루는 정점($p_1 \cdots p_n$)들로부터 초기 부피(V_0)와 현재 부피를 계산하여 부피

변화가 발생할 경우 손실된 Volume에 대한 복원을 수행한다.

[0107] 외부 힘에 대한 변화량이 큰 연체의 경우, 다른 객체와의 충돌 이외에 동일한 객체 사이의 변형 도중에도 충돌이 발생할 수 있으며 이를 Self Collision으로 정의한다.

[0108] 도 7을 참조하면, 삼각형(p_1, p_2, p_3)과 정점(q) 사이의 거리 값이 일정 임계값(h) 이하인 경우, 충돌 및 관통 현상이 발생했다고 판단하여 아래의 수학식 9를 통해 정점의 위치를 수정한다.

[0109] [수학식 9]

[0110]
$$C(q,p_1,p_2,p_3)=(q-p_1)\cdot\frac{(p_2-p_1)\times(p_3-p_1)}{|(p_2-p_1)\times(p_3-p_1)|}-h$$

[0112] 이에 따라, 본 발명은 환자의 정보를 가시화하여 임상의에게 네비게이션 역할로써 활용 가능하며, 수술시간 단축, 정확한 병변 제거 깊이와 영역, 기타 중요 정보(예를 들어, 중요 혈관, 부위 등)를 제공할 수 있다. 또한, 진단 및 계획을 위한 영상 정보 활용으로 추가적인 비용, 시간, 방사선 노출 등의 부담이 줄어든다.

[0114] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법의 흐름도이다.

[0115] 본 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법은, 도 1의 장치(10)와 실질적으로 동일한 구성에서 진행될 수 있다. 따라서, 도 1의 장치(10)와 동일한 구성요소는 동일한 도면부호를 부여하고, 반복되는 설명은 생략한다.

[0116] 또한, 본 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법은 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측을 수행하기 위한 소프트웨어(애플리케이션)에 의해 실행될 수 있다.

[0117] 본 발명은 유방 영역에 대하여 진단 및 계획을 위해 수술 전 촬영된 영상을 통해 실제 수술 시 활용 가능하도록 유방의 변형을 예측하여 AR 기반 네비게이션 수술 시스템에 제공한다.

[0118] 도 8을 참조하면, 본 실시예에 따른 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법은, 수술 전 유방을 촬영한 의료 영상을 기초로 적어도 하나의 해부학적 표식기의 정점과 다수개의 연체조직의 정점을 포함하는 3D 연체 모델을 생성한다(단계 S10).

[0119] 수술 전 유방을 촬영한 의료 영상은 CT 영상 또는 MR 영상일 수 있고, 다른 2D 및 3D 의료 영상을 모두 포함할 수 있다. 본 발명에서는 해부학적 표식기 또는 필요에 따라 마커(Marker)를 이용한다. 해부학적 표식기는 육안으로도 쉽게 구별 가능한 유두 등이 있으며, 유방은 피부와 연결된 신체 표면에 위치하기 때문에 마커 부착이 자유롭다는 점을 이용한다.

[0120] 마커는 표식기만을 이용한 변형 예측을 보다 정확하게 가능하게 하며, 마커의 형태, 위치, 개수는 수술자의 선호도에 따라 자유롭게 선택 가능하다.

[0121] 본 발명에서 CT 영상 또는 MR 영상을 이용하여 생성한 3D 연체 모델은 n개의 정점($p_1 \cdots p_n$) 들로 구성되며, 해부학적 표식기의 정점의 좌표 p^{m_input} 는 유두 등의 해부학적 표식기가 활용된다. 본 발명에서는 해부학적 표식기의 정점을 제외한 정점을 연체조직의 정점으로 정의한다.

[0122] 중력 및 충돌을 포함하는 외력(External Forces)과 피부의 탄성력을 포함하는 내력(Internal forces)에 의한 변형에 따라 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정한다(단계 S20).

[0123] 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도를 추정하는 단계는, 상기 적어도 하나의 해부학적 표식기 변화의 이동벡터에 따라 시간 간격 및 범위를 최소화한 선형 변형 예측을 반복적으로 수행한다. 이때, 상기 해부학적 표식기의 정점의 속도는 이전 주기의 정점의 위치와 현재 정점의 위치가 결정된 시간 차이를 기초로 계산한다.

[0124] 상기 각 정점의 현재 위치에서의 속도는 각 정점의 이전 시간의 속도, 외력, 내부 댐핑(Damping), 질량 등의 정

보를 기초로 계산될 수 있다.

[0125] 유방의 변형에 따른 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델을 구성하기 위해 유방의 물성치 값을 반영한 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건(Constraint)을 계산한다(단계 S30). 이어, 상기 해부학적 표식기의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 해부학적 표식기의 정점의 위치를 추정한다(단계 S40).

[0126] 본 발명은 우선순위를 고려하여 해부학적 표식기의 정점(keypoint)에 대한 제약조건 및 위치를 추정하고, 이후 새로운 해부학적 표식기의 정점(keypoint)의 위치를 반영하여 keypoint 이외의 정점들의 위치를 추정한다.

[0127] 본 발명은 보다 자연스러운 유방의 전체적 변형을 위하여 연속체(Continuum)에 기반한 연속적 모델로 구성하며, 연체의 하중, 변형률 응력 등을 계산하여 연체 조직의 정교한 변형을 표현한다.

[0128] 이를 위해 수학식 3과 같이 실제 물성치 값(Young's modulus, Poisson's Ratio)을 반영하며, 최소화한 시간 간격과 범위에 따른 반복적인 변형을 빠르고 안정적으로 수행하기 위해 예측 변형 위치를 근사화(approximation)하여 계산할 수 있다.

[0129] 추정된 해부학적 표식기의 정점의 위치를 반영하여 연체조직의 정점에 대한 제약조건을 계산하고(단계 S50), 상기 연체조직의 정점에 대한 제약조건 및 상기 정점의 현재 위치를 적용하여 각 연체조직의 정점의 위치를 추정한다(단계 S60).

[0130] 본 발명은 환자의 정보를 가시화하여 임상의에게 네비게이션 역할로써 활용 가능하며, 수술시간 단축, 정확한 병변 제거 깊이와 영역, 기타 중요 정보(예를 들어, 중요 혈관, 부위 등)를 제공할 수 있다. 또한, 진단 및 계획을 위한 영상 정보 활용으로 추가적인 비용, 시간, 방사선 노출 등의 부담이 줄어든다.

[0131] 이와 같은, 증강현실 기반 유방 수술을 위한 유방 변형 예측 방법은 애플리케이션으로 구현되거나 다양한 컴퓨터 구성요소를 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령어의 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체는 프로그램 명령어, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다.

[0132] 상기 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체에 기록되는 프로그램 명령어는 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나와 컴퓨터 소프트웨어 분야의 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다.

[0133] 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체의 예에는, 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령어를 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다.

[0134] 프로그램 명령어의 예에는, 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함된다. 상기 하드웨어 장치는 본 발명에 따른 처리를 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0135] 이상에서는 실시예들을 참조하여 설명하였지만, 해당 기술 분야의 숙련된 당업자는 하기의 특허 청구의 범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

산업상 이용가능성

[0137] 본 발명은 유방 변형 예측 기법을 기반으로 환자의 유방 변형에 따른 유방 및 주요부위 모델을 함께 변형하여 보다 정확한 정보를 AR 네비게이션 수술 시에 제공할 수 있다. 또한, 유방과 같이 변형에 대한 자유도가 큰 영역이 가능하기 때문에 유방에 국한되지 않고, 다양한 연체 조직에 적용 가능하다.

부호의 설명

[0139] 10: 유방 변형 예측 장치

110: 모델 생성부

130: 속도 추정부

150: 제1 제약조건 계산부

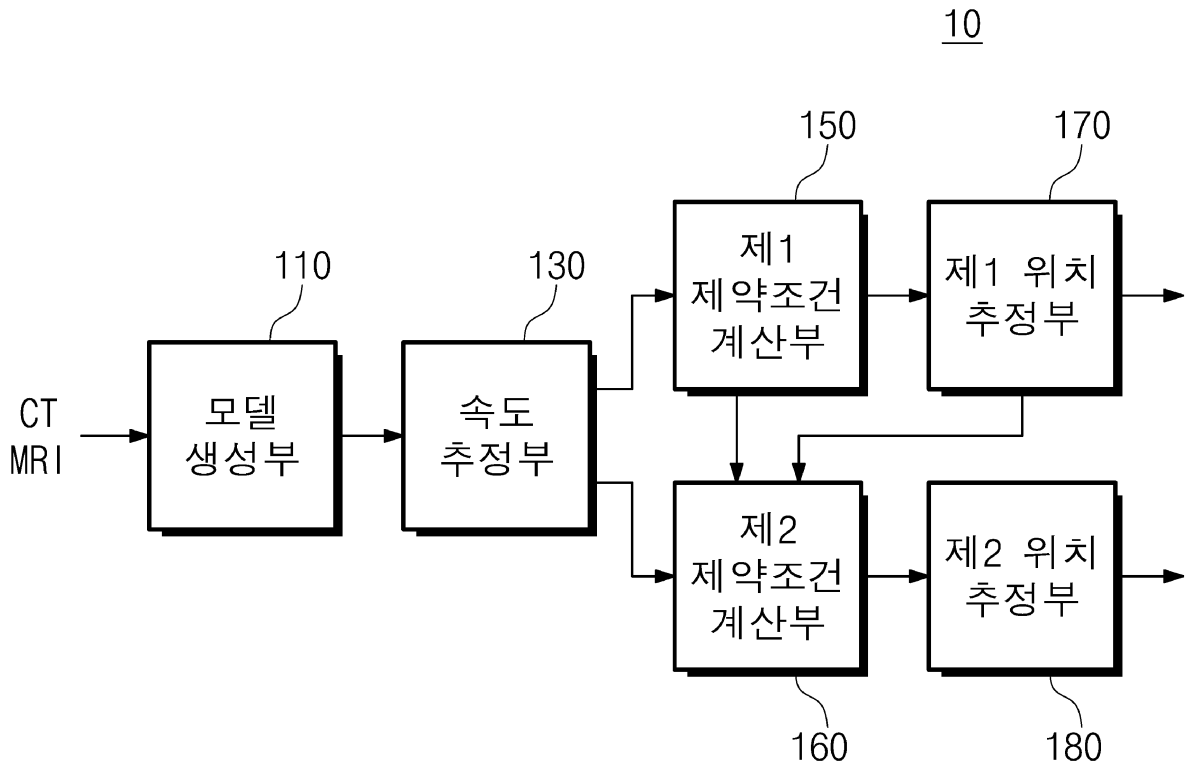
160: 제2 제약조건 계산부

170: 제1 위치 추정부

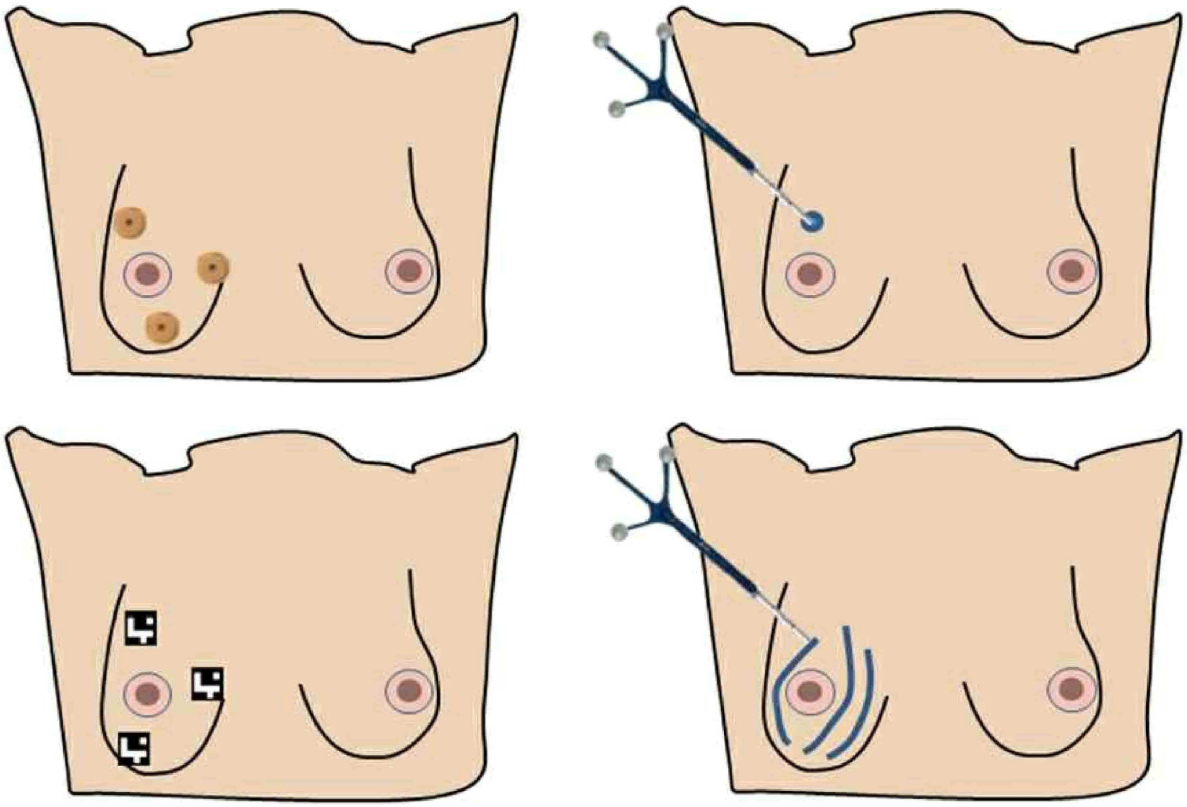
180: 제2 위치 추정부

도면

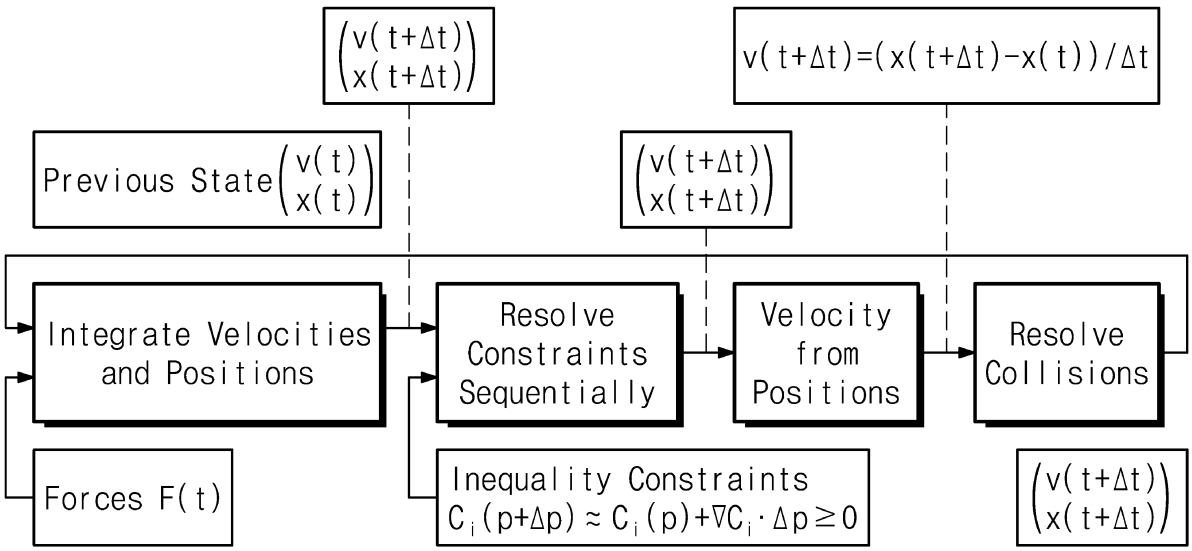
도면1



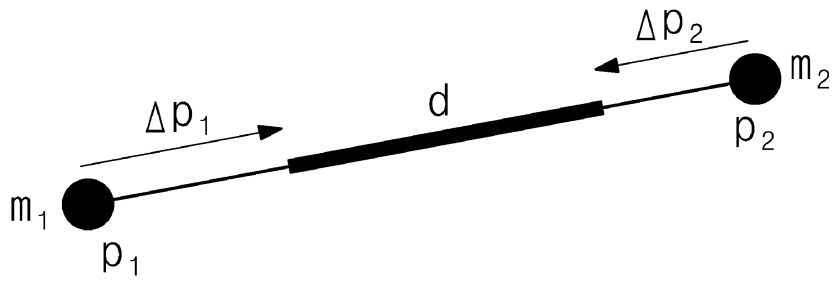
도면2



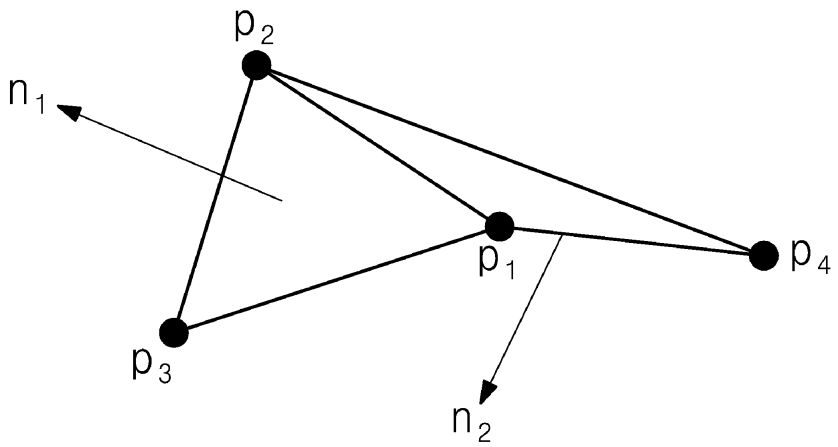
도면3

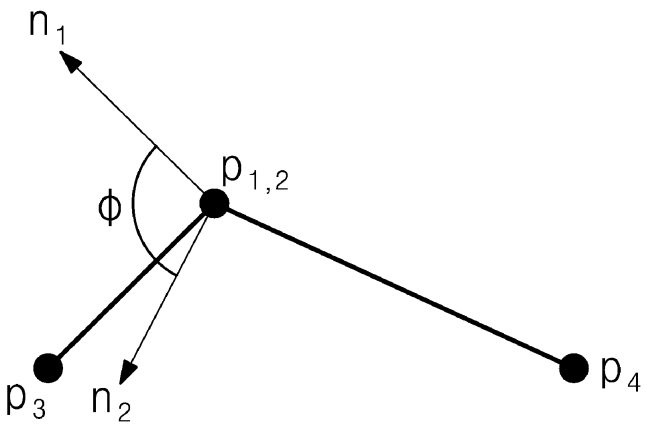

$\begin{pmatrix} v(t+\Delta t) \\ x(t+\Delta t) \end{pmatrix}$
$v(t+\Delta t)=(x(t+\Delta t)-x(t))/\Delta t$
Previous State $\begin{pmatrix} v(t) \\ x(t) \end{pmatrix}$
$\begin{pmatrix} v(t+\Delta t) \\ x(t+\Delta t) \end{pmatrix}$
Integrate Velocities and Positions
Resolve Constraints Sequentially
Velocity from Positions
Resolve Collisions
Forces F(t)
Inequality Constraints
$C_i(p+\Delta p) \approx C_i(p)+\nabla C_i \cdot \Delta p \geq 0$
$\begin{pmatrix} v(t+\Delta t) \\ x(t+\Delta t) \end{pmatrix}$

도면4

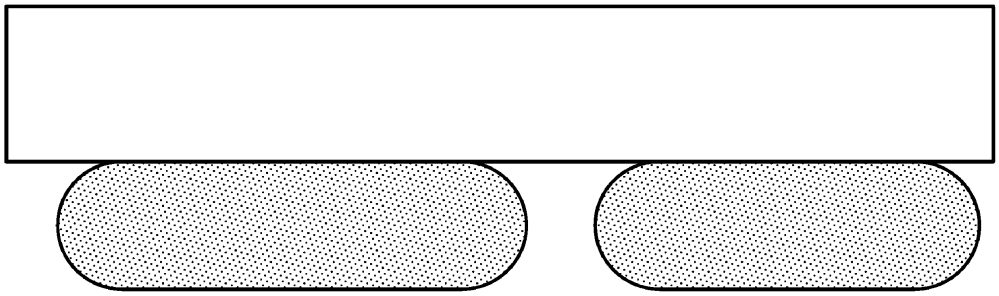


도면5

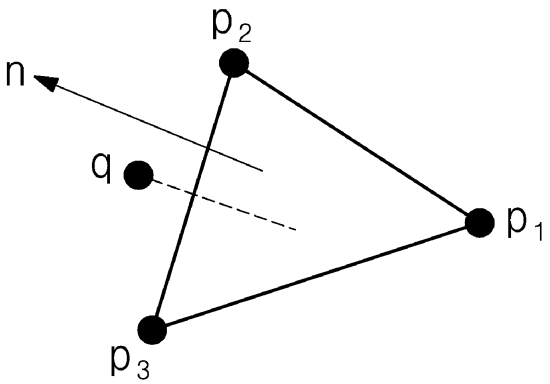


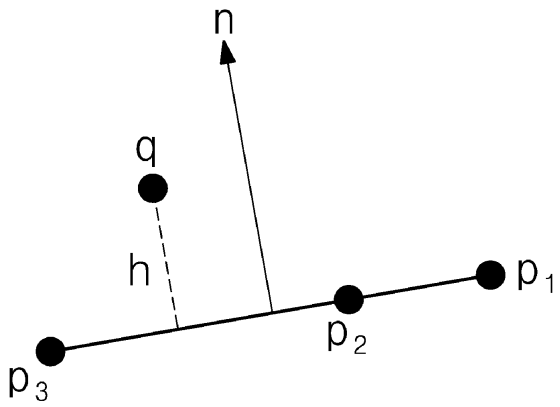


도면6

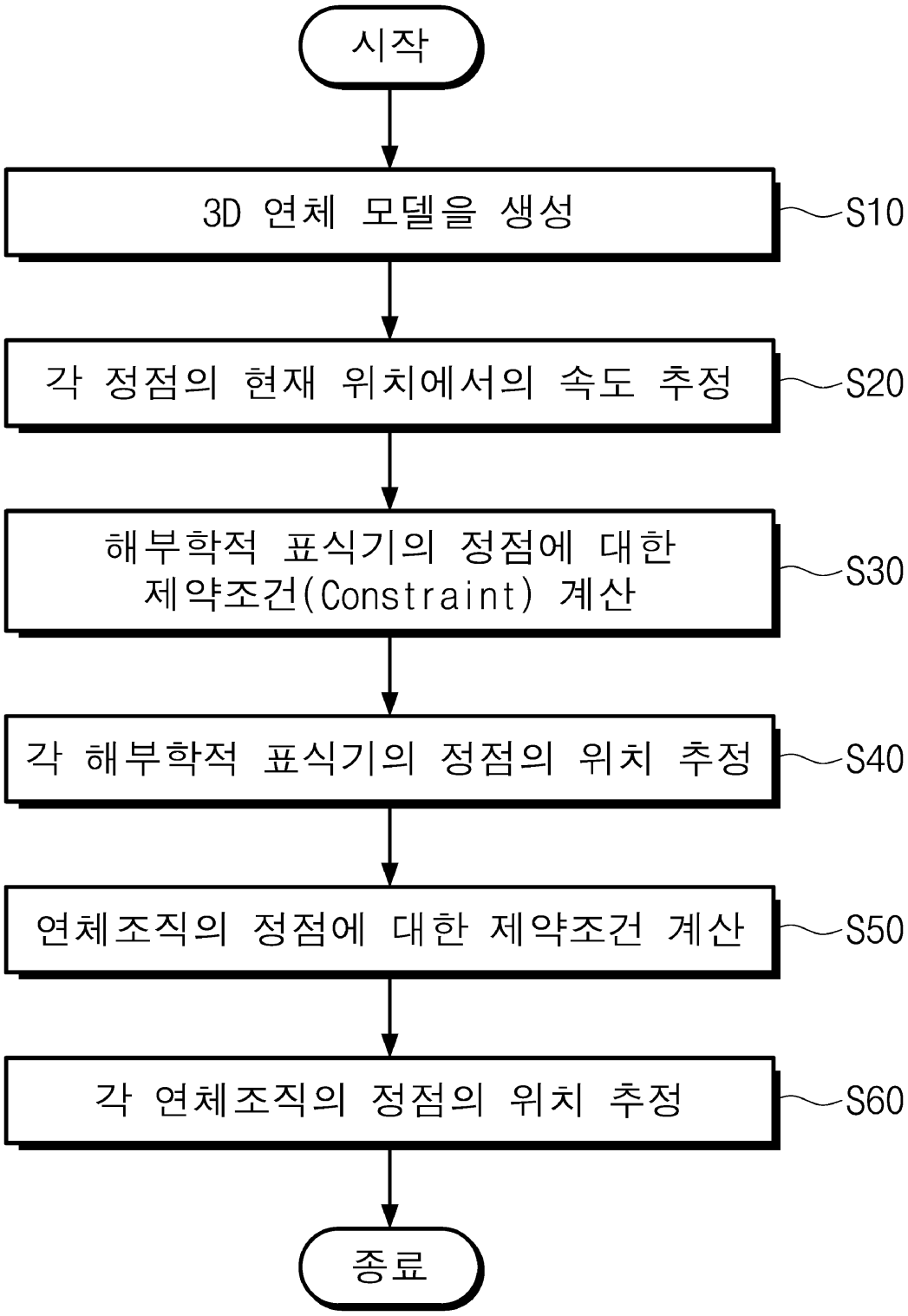


도면7





도면8


시작
3D 연체 모델을 생성
S10
각 정점의 현재 위치에서의 속도 추정
S20
해부학적 표식기의 정점에 대한
제약조건(Constraint) 계산
S30
각 해부학적 표식기의 정점의 위치 추정
S40
연체조직의 정점에 대한 제약조건 계산
S50
각 연체조직의 정점의 위치 추정
S60
종료