



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0118479
(43) 공개일자 2012년10월26일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G06T 17/00 (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2012-7021897
- (22) 출원일자(국제) 2011년01월21일
심사청구일자 空
- (85) 번역문제출일자 2012년08월21일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2011/021990
- (87) 국제공개번호 WO 2011/091218
국제공개일자 2011년07월28일
- (30) 우선권주장
61/297,336 2010년01월22일 미국(US)

- (71) 출원인
벤더르빌트 유니버시티
미국 테네시주 37240 네쉬빌 305 컬크랜드 홀 오
피스 오브 테크놀로지 트렌스퍼
- (72) 발명자
미가 마이클 아이.
미국 테네시 37069, 프랭클린, 햄스데일 레인,
3013
둠푸리 프라샨스
미국 테네시 37235, 내슈빌, 배틀필드 드라이브
1254
- (74) 대리인
황의만

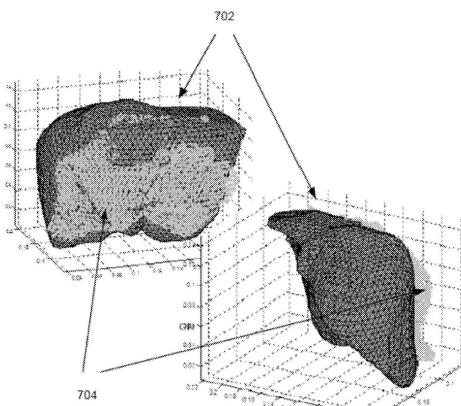
전체 청구항 수 : 총 31 항

(54) 발명의 명칭 영상 안내 절차 동안의 변형에 관한 데이터를 정정하기 위한 시스템 및 방법

(57) 요 약

IGS 절차를 수행하면서 사용하기 위한 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템 및 방법이 제공된다. 이 시스템 및 방법은 환자의 관심있는 연성 구조의 컴퓨터 모델을 얻는 단계와, 연성 구조의 적어도 한 부분과 관련된 환자 공간에서의 표면 데이터와 컴퓨터 모델의 정밀한 정렬을 수행하는 단계를 포함한다. 이 시스템 및 방법은 또한 컴퓨터 모델 및 표면 데이터의 정밀하지 않은 정렬을 제공하는 컴퓨터 모델의 변형을 계산하는 단계를 포함하고, 이 경우 변형은 정밀한 정렬과 커널 함수에 기초한 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 대해 규정된 경계 조건들의 세트를 사용하여 계산된다. 또한 이 시스템 및 방법은 그러한 변형에 기초한 IGS 절차를 손쉽게 하기 위한 데이터를 표시하는 것을 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도7



특허청구의 범위

청구항 1

IGS(image-guided surgical) 수술을 수행하면서 사용하기 위한 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법에 있어서,

환자의 관심 연성 구조의 컴퓨터 모델과 상기 연성 구조의 적어도 한 부분과 관련된 환자 공간에서의 표면 데이터의 정밀한 정렬을 수행하는 단계와,

상기 모델과 표면 데이터의 정밀하지 않은 정렬을 제공하는 컴퓨터 모델의 변형을 계산하는 단계를 포함하고,

상기 변형은 상기 정밀한 정렬과 커널 함수에 기초한 상기 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해 규정된 경계 조건들의 세트를 사용하여 계산되는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는

표면 데이터와, 해당하는 함수에 기초한 컴퓨터 모델의 해당하는 부분들 사이의 공간 차이 값들의 세트를 산출하는 단계,

공간 차이 값들의 세트와 상기 커널 함수에 대한 경계 조건들을 계산하는 단계,

경계 조건들에 기초한 상기 컴퓨터 모델에 관한 부피 변형 벡터 값들을 생성하는 단계,

부피 단계 값들에 기초한 생성된 컴퓨터 모델을 생성하는 단계,

생성 컴퓨터 모델에 기초한 해당하는 함수를 생성하는 단계,

생성된 해당 함수에 기초한 공간 차이 값들을 다시 산출하는 단계, 및

상기 공간 차이 값들의 세트가 수렴 기준을 충족하지 못할 때 계산, 생성, 조정 및 생성 단계들을 반복하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

생성된 컴퓨터 모델을 출력하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 부피 변형 벡터 값들은 상기 부피 변형 벡터 값들을 누적하는 단계를 더 포함하고, 상기 출력하는 단계는 상기 누적된 벡터 필드 값을 포함하는 누적된 벡터 필드를 출력하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 공간 차이 값들의 세트에 관한 최소 임계치, 상기 생성 전의 공간 차이 값들의 세트와 상기 생성 후의 공

간 차이 값들의 세트 사이의 최소 차이값, 및 미리 규정된 개수의 반복 중 적어도 하나가 되도록 상기 수령 기준을 선택하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 변형에 기초한 상기 IGS 절차를 손쉽게하기 위한 데이터를 디스플레이하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 디스플레이하는 단계는, 상기 컴퓨터 모델과 연관된 수술 전 영상 데이터의 디스플레이를 생성하는 단계를 더 포함하고, 상기 수술 전 영상 데이터는 상기 변형에 해당하도록 수정되는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 디스플레이하는 단계는,

상기 컴퓨터 모델과 연관된 영상 데이터와 상기 환자 공간에서의 대상물의 위치를 수신하는 단계,

상기 정밀한 정렬과 상기 변형에 기초한 상기 환자 공간으로 상기 컴퓨터 모델을 변환하는 단계,

상기 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해 역 변형 변위 벡터 필드 값들을 계산하는 단계,

상기 변형된 계산된 모델을 둘러싸는 상기 환자 공간의 부분에 관한 추가적인 역 변형 벡터 필드 값들의 엔벨로프(envelope)를 산출하는 단계,

상기 정밀한 정렬과 상기 역 변형 변위 벡터 필드 값들에 기초한 상기 컴퓨터 모델의 컴퓨터 모델 공간으로 상기 위치를 변환하는 단계, 및

상기 기구의 상기 변환된 위치에 관한 상기 영상 데이터의 영상 공간에서의 좌표들을 산출하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

변형 없이 상기 영상 데이터를 디스플레이하는 단계와,

상기 영상 공간에서의 상기 산출된 좌표들에 기초한 상기 영상 공간에서의 상기 대상물 위치의 표시를 디스플레이하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 엔벨로프의 상기 산출은 엔비로핑 계획(enveloping strategy)에 기초하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 11

제 6 항에 있어서,

상기 디스플레이하는 단계는

상기 영상 데이터의 영상 공간에서 관심있는 적어도 하나의 위치와 상기 컴퓨터 모델과 연관된 영상 데이터를 수신하는 단계,

상기 컴퓨터 모델의 컴퓨터 모델 공간으로 상기 위치를 변환하는 단계,

상기 변환된 관심있는 위치에 관한 상기 환자 공간에서의 좌표들을 산출하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법.

청구항 12

IGS 절차를 수행하면서 사용하기 위한 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템에 있어서,

환자의 관심있는 연성 구조의 컴퓨터 모델과 상기 연성 구조의 적어도 한 부분과 관련된 환자 공간에서의 표면 데이터를 저장하기 위한 저장 매체와,

상기 저장 매체에 통신 가능하게 결합된 처리 요소를 포함하고,

상기 처리 요소는

컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀한 정렬을 얻고,

상기 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀하지 않은 정렬을 제공하는 컴퓨터 모델의 변형을 계산하도록 구성되며,

상기 변형은 상기 정밀한 정렬과 커널 함수에 기초한 상기 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해 규정된 경계 조건들의 세트를 사용하여 계산되는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 처리 요소는, 상기 계산하는 동안

상기 해당하는 함수에 기초한 컴퓨터 모델의 해당하는 부분들과 상기 표면 데이터 사이의 공간 차이 값들의 세트를 산출하고,

공간 차이 값들의 세트와 상기 커널 함수에 기초한 경계 조건들을 계산하며,

경계 조건들에 기초한 상기 컴퓨터 모델에 관한 부피 변형 변위 벡터 값들을 생성하고,

부피 단계 값들에 기초한 생성된 컴퓨터 모델을 생성하며,

생성 컴퓨터 모델에 기초한 해당하는 함수를 생성하고,

생성된 해당 함수에 기초한 공간 차이 값들을 다시 산출하며,

공간 차이 값들의 세트가 수렴 기준을 만족하지 못할 때 계산, 생성, 조정 및 생성 단계들을 반복하는 단계를 더 구비하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 처리 요소는 생성된 컴퓨터 모델을 출력하는 단계를 더 구비하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리

하기 위한 시스템.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 처리 요소는, 상기 부피 변형 벡터 값들을 생성하는 동안, 상기 부피 변형 벡터 값들을 누적하는 단계를 더 구비하고,

상기 처리 요소는, 상기 출력하는 동안, 상기 누적된 변위 벡터 필드 값들을 포함하는 누적된 변위 벡터 필드를 출력하는 단계를 더 구비하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 16

제 12 항에 있어서,

상기 처리 요소에 통신 가능하게 결합되고, 상기 변형에 기초한 상기 IGS 절차를 손쉽게하기 위해 데이터를 디스플레이하도록 구성된 디스플레이 장치를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 처리 요소는 상기 컴퓨터 모델과 연관된 수술 전 영상 데이터의 디스플레이를 생성하기 위해 상기 디스플레이 장치에 관한 신호들을 생성하도록 또한 구성되고, 상기 수술 전 영상 데이터는 상기 변형에 해당하도록 수정되는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 18

제 16 항에 있어서,

상기 처리 요소는 공간 차이 값들의 세트에 관한 최소 임계치, 상기 개신 전의 공간 차이 값들의 세트와 상기 개신 후의 공간 차이 값들의 세트 사이의 최소 차이값, 및 미리 규정된 개수의 반복 중 적어도 하나가 되도록 상기 수렴 기준을 선택하는 단계를 더 구비하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 19

제 16 항에 있어서,

상기 처리 요소는

상기 환자 공간에서의 대상물의 위치들과 상기 컴퓨터 모델과 연관된 영상 데이터를 수신하고,

상기 정밀한 정렬과 상기 변형에 기초한 상기 환자 공간으로 상기 컴퓨터 모델을 변환하며,

상기 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관한 역 변형 벡터 필드 값들을 계산하고,

상기 변형된 모델을 둘러싸는 상기 환자 공간의 부분에 관해 추가적인 역 변형 벡터 필드 값들의 엔벨로프를 산출하며,

상기 정밀한 정렬과 상기 역 변형 벡터 필드 값들에 기초한 상기 컴퓨터 모델의 컴퓨터 모델 공간으로 상기 위치를 변환하고,

상기 대상물의 상기 변환된 위치에 관한 상기 영상 데이터의 영상 공간에서의 좌표를 산출하는 단계를 더 구비

하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 대상물의 상기 위치와 이웃하는 상기 환자 공간에서의 추가적인 위치들을, 상기 정밀한 정렬과 상기 역 변형 변위 벡터 필드 값들에 기초한 컴퓨터 모델 공간으로 변환하고,

상기 변환된 추가적인 위치들에 관한 상기 영상 데이터의 영상 공간에서의 좌표들을 산출하는 단계를 더 포함하는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 처리 장치는 또한 변형 없이, 상기 표시 장치가 상기 영상 데이터를 디스플레이하기 위한 신호들과, 상기 영상 공간에서 상기 산출된 좌표들의 각각의 것에 기초한 상기 영상 공간에서의 상기 추가적인 위치들과 상기 대상물 중 적어도 하나의 표시를 생성하도록 구성되는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 22

제 19 항에 있어서,

상기 처리 요소는 엔벨로프 계획에 기초하여 상기 엔벨로프의 상기 산출을 수행하도록 또한 구성되는, 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템.

청구항 23

IGS 절차를 수행하면서 사용하기 위한 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 컴퓨터 프로그램을 저장한 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체에 있어서,

상기 컴퓨터 프로그램은 복수의 코드 색션을 가지고, 상기 코드 색션들은,

환자에서 관심있는 연성 구조의 컴퓨터 모델을 얻는 단계,

상기 연성 구조의 적어도 한 부분과 관련된 환자 공간에서 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀한 정렬을 수행하는 단계,

상기 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀하지 않은 정렬을 제공하는 컴퓨터 모델의 변형을 계산하는 단계로서, 상기 변형은 상기 정밀한 정렬과 커널 함수에 기초한 상기 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해 규정된 경계 조건들의 세트를 사용하여 계산되는, 계산하는 단계, 및

상기 변형에 기초한 상기 IGS 절차를 손쉽게하기 위한 데이터를 표시하는 단계를 상기 컴퓨터가 수행하도록 하는 컴퓨터에 의해 실행 가능한, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 계산하는 단계는

상기 해당 함수에 기초한 컴퓨터 모델의 해당 부분들과 표면 데이터 사이의 공간 차이 값들의 세트를 산출하고,

공간 차이 값들의 세트와 상기 커널 함수에 기초하여 경계 조건들을 계산하며,
 상기 경계 조건들에 기초한 상기 컴퓨터 모델에 관한 부피 변형 벡터 값들을 생성하고,
 상기 부피 단계 값들에 기초한 생성된 컴퓨터 모델을 생성하며,
 상기 생성된 컴퓨터 모델에 기초한 해당 함수를 생성하고,
 상기 생성된 해당 함수에 기초한 공간 차이 값들을 다시 산출하며,
 상기 공간 차이 값들의 세트가 수렴 기준을 만족하지 못할 때 계산, 생성, 조정, 생성 단계들을 반복하기 위한 코드 섹션들을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 25

제 24 항에 있어서,
 생성된 컴퓨터 모델을 출력하기 위한 코드 섹션들을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 26

제 25 항에 있어서,
 상기 부피 변형 벡터 값들을 생성하는 것은, 상기 부피 변형 벡터 값들을 누적하기 위한 코드 섹션들을 더 포함하고, 상기 출력하는 것은 상기 누적된 변위 벡터 필드 값들을 포함하는 누적된 변위 벡터 필드를 출력하기 위한 코드 섹션들을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 27

제 23 항에 있어서,
 상기 표시하는 것은, 수술 전 영상 데이터가 상기 변형에 일치하도록 수정된, 상기 컴퓨터 모델과 연관된 수술 전 영상 데이터의 표시를 생성하기 위한 코드 섹션들을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 28

제 23 항에 있어서,
 공간 차이 값들의 세트에 관한 최소 임계치, 상기 생성 전의 공간 차이 값들의 세트와 상기 생성 후의 공간 차이 값들의 세트 사이의 최소 차이값, 및 미리 규정된 개수의 반복 중 적어도 하나가 되도록 상기 수렴 기준을 선택하는 것을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 29

제 23 항에 있어서,
 상기 표시하는 것은,
 상기 대상물 및 상기 대상물의 주변과 연관된 상기 환자 공간에서의 위치들 및 상기 컴퓨터 모델과 연관된 영상 데이터를 수신하고,
 상기 컴퓨터 모델을 상기 정밀한 정렬 및 상기 변형에 기초한 상기 환자 공간으로 변환하며,
 상기 변형에 기초한 상기 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관한 역 변형 벡터 필드 값들을 계산하고,
 상기 변형된 계산된 모델을 둘러싸는 상기 환자 공간의 부분에 관한 추가적인 역 변형 벡터 필드 값들의 엔벨로

프를 산출하며,

상기 정밀하지 않은 정렬과 상기 역 변형 변위 벡터 필드 값들에 기초한 상기 컴퓨터 모델의 컴퓨터 모델 공간으로 상기 위치들을 변환하고,

상기 변환된 위치들에 관한 상기 영상 데이터의 영상 공간에서 좌표들을 산출하기 위한 코드 섹션들을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 30

제 29 항에 있어서,

변형 없이 상기 영상 데이터를 표시하고,

상기 영상 공간에서의 상기 산출된 좌표들에 기초한 상기 영상 공간에서의 상기 위치들의 표시를 표시하기 위한 코드 섹션들을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

청구항 31

제 29 항에 있어서,

엔벨로프 함수에 기초한 상기 엔벨로프의 상기 산출을 위한 코드 섹션들을 더 포함하는, 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체.

명세서

기술 분야

[0001] 관련 출원에 대한 상호 참조

본 출원은 2010년 1월 22일자에 출원되고 제목이 "SYSTEM AND METHOD FOR CORRECTING DATA FOR DEFORMATIONS DURING IMAGE-GUIDED PROCEDURES"인 미국 가특허 출원 제61/297,336호의 이익을 주장하고, 전술한 서류의 내용은 본 명세서에 참조로서 통합된다.

본 발명은 영상 유도된(image-guided) 수술들에 관한 시스템 및 방법에 관한 것으로, 특히 영상 유도된 수술들 동안의 변형에 관한 조직 데이터를 정정하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0004] 정확한 영상-물리적(image-to-physical) 공간 등록의 결정은 영상-유도 수술(IGS: image-guided surgery)을 통해 외과 전문의들에게 중요한 안내 정보를 제공하는 기본적인 단계이다. 주요 연구소들은 신경외과 수술 적용 예에 ISG 기술들을 사용하는 것에 전념했고, 여러 상업적으로 이용 가능한 시스템을 발견하였다. 신경외과 수술을 위한 ISG 기술의 공통적인 특징은, 뼈에 이식된 또는 피부에 고정된 기준 마커들을 통해, 포인트에 기초한 랜드 마크들을 사용하여, 영상과 물리적 공간의 등록을 제공한다는 점이다. 그러한 포인트에 기초한 기술들을 사용하는 것은 관심 있는 조직들(예컨대, 두개골)을 둘러싸는 경성인 해부학적 구조에 의해 신경외과 수술 IGS에서 매우 쉽게 행해진다. 불행하게도, 그러한 포인트에 기초한 기술들을 사용하는 것은 경성인 해부학적 구조의 랜드 마크들이 결여된 것과, ISG 수술 동안 고정된 위치에 남아 있을 기준 마커를 수술 전에 부착시킬 수 없다는 것으로 인해 열린 복부 IGS를 위해 적용하지 않다.

[0005] 경성 포인트에 기초한 랜드마크들을 사용하는 것이 열린 복부 IGS를 위해 실행 가능하지 않기 때문에, 표면에 기초한 기술들이 수술전 영상들과 수술중 프리젠테이션 사이의 등록을 결정하기 위해 제안되어 왔다. 예를 들어, ICP(iterative closest point) 알고리즘이 일반적으로 장기 및/또는 다른 부드러운 관심 조직들의 영상-공간 표면 사이의 변환을 결정하기 위해 사용되어 왔다. ICP 방법들에서는, 변환이 일반적으로 수술 전 영상 분

할된 부분들과 수술중 조직 표면들로부터 얻어진다. 복부의 IGS에서 사용하기 위한 수술중 데이터는 일반적으로 광학 추적 프로브(optically tracked probe), LRS(large range scanner), 또는 iUS(intraoperative ultrasound), 및 다른 방법들을 이용하여 얻어진다.

[0006] 복부 IGS에 있어서의 표면에 기초한 영상-물리적 공간 등록을 위한 통상적인 프로토콜은 수술 전에, 수술 전 영상 세트들에서의 해부학적 기준 포인트들의 선택으로 시작한다. 해부학적 기준들의 상응하는 물리적-공간 위치가 수술 절차 동안에 디지털화하여, 포인트에 기초한 초기 정렬 등록이 수행될 수 있다. 포인트에 기초한 등록은 ICP 알고리즘에 관한 적정의 초기 포즈(pose)를 제공하는 역할을 하고, 이는 수술 전 영상들과 수술 중의 데이터로부터 획득되는 조직 표면들을 등록시키기 위해 사용된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 하지만, ICP 알고리즘에 의해 제공된 표면 정렬은 조직의 표면들의 초기 포즈에 크게 의존한다. 그러므로, 포인트에 기초한 등록에 의해 제공된 초기 정렬에 있어서의 큰 잘못들은 잘못된 표면 정렬을 초래할 수 있다. 초기 포즈가 중요한 것인데 반해, ICP 알고리즘을 혼동스럽게 할 수 있는 오정렬의 또 다른 양상은 수술중 변형의 존재이다. 그것은 장기나 다른 부드러운 조직들이 표면 획득을 위해 수술 중에 외과적으로 보이게 될 때(레이저 레이저 스캐닝에 의한 것과 같은), 부드러운 조직들은 일반적으로 통상적인 외과 수술 조작으로 인한 변형을 겪게 된다. 임의의 형태의 정밀한 등록으로 도입된 변형이나 포즈와 연관된 에러들은 일반적으로 외과 의사에게 전달된 안내 정보를 절충시킨다. 외과 수술적 조작으로 인한 부드러운 조직 변형의 예에는 (1) 열린 복부에서의 중력 방향에 관한 장기의 재배향으로 인한 간의 중력에 의해 유발된 변형들, (2) 조직 동원(mobilization)과 장기 패킹(packing)의 결과들, 및 (3) 장기 살포에 있어서의 변화들이 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명의 실시예들은 영상 안내 절차들 동안 변형에 관한 조직 데이터를 정정하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 제 1 실시예에서는, 영상 안내 외과 수술(IGS) 절차를 수행하면서, 사용할 물리적 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 방법이 제공된다. 이 방법은 환자의 관심있는 연성 구조의 컴퓨터 모델과 연성 구조의 적어도 한 부분과 관련된 환자 공간에서의 표면 데이터의 정밀한 정렬을 수행하는 단계를 포함한다. 이 방법은 또한 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀하지 않은 정렬을 제공하는 컴퓨터 모델의 변형을 계산하는 단계를 포함하는데, 이러한 변형은 정밀한 정렬과 커널(ker nel) 함수에 기초한 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해 규정된 경계 조건들의 세트를 사용하여 계산된다. 이 방법은 또한 그러한 변형 결과에 기초한 IGS 절차를 손쉽게 하기 위해 데이터를 표시하는 단계를 포함할 수 있다.

[0009] 제 2 실시예에서는, IGS 절차를 수행하면서, 사용할 물리적인 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 시스템이 제공된다. 이 시스템은 환자의 관심있는 연성 구조의 컴퓨터 모델을 저장하기 위한 저장 매체를 포함한다. 이 시스템은 또한 연성 구조와 연관된 적어도 표면 데이터를 생성하기 위한 적어도 하나의 센서 장치와, 저장 매체 및 센서 장치에 통신 가능하게 결합된 처리 요소를 포함한다. 이 시스템에서는, 처리 요소가 연성 구조의 적어도 한 부분과 관련된 환자 공간에서의 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀한 정렬을 얻고, 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀하지 않은 정렬을 제공하는 컴퓨터 모델의 변형을 계산하기 위해 구성되고, 이러한 변형은 정밀한 정렬과 커널 함수에 기초한 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해 규정된 경계 조건들의 세트를 사용하여 계산된다. 이 시스템은 추가적으로 처리 요소에 통신 가능하게 결합되고 변형에 기초한 IGS 절차를 손쉽게하기 위한 데이터 표시를 위해 구성된 표시 장치를 포함할 수 있다.

[0010] 제 3 실시예에서는, IGS 절차를 수행하면서, 사용할 물리적 공간 데이터를 수집하고 처리하기 위한 컴퓨터 프로그램을 저장한 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체가 제공된다. 이 컴퓨터 프로그램은 복수의 코드 섹션을 가지는데, 이러한 코드 섹션은 컴퓨터에 의해 실행 가능하고 컴퓨터로 하여금 환자의 관심있는 연성 구조의 컴퓨터 모델을 얻고, 연성 구조와 연관된 환자 공간 내의 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀한 정렬을 수행하는 단계를 수행하게 한다. 이러한 코드 섹션들은 또한 컴퓨터가 컴퓨터 모델과 표면 데이터의 정밀하지 않은 정렬을 제공하는 컴퓨터 모델의 변형을 계산하는 단계를 수행하게 하도록 구성되고, 이러한 변형은 정밀한 정렬과 커널 함수에 기초한 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해 규정된 경계 조건들의 세트를 사용하여 계산된다. 또한, 이 코드 섹션

들은 변형에 기초한 IGS 절차를 손쉽게하기 위한 데이터를 표시하는 단계를 컴퓨터가 수행하게 하도록 구성된다.

발명의 효과

[0011]

다양한 실시예들에서, 표시하는 단계는 또한 컴퓨터 모델과 연관된 이미지 데이터와, 물체 및 이웃하는 물체와 연관된 환자 공간에서의 위치들을 수신하는 것과, 정밀한 정렬과 변형에 기초한 환자 공간으로의 컴퓨터 모델의 변환을 수반할 수 있다. 표시하는 단계는 또한 변형에 기초한 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관한 역변형 벡터 밸드 값들을 계산하는 것과, 변형된 계산된 모델을 둘러싸는 환자 공간의 한 부분에 관한 추가적인 역변형 벡터 밸드 값들의 엔밸로프를 산출하는 것을 포함할 수 있다. 추가적으로, 표시하는 단계는 정밀하지 않은 정렬과 역변형 벡터 밸드 값들에 기초한 컴퓨터 모델의 컴퓨터 모델 공간으로 위치들을 변환하는 것과, 변환된 위치들에 관한 영상 데이터의 영상 공간에서의 좌표들을 산출하는 것을 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0012]

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 IGS 절차들을 수행하기 위한 흐름도.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 연식 정렬을 수행하기 위한 예시적인 방법의 흐름도.

도 3의 (A)는 본 발명의 일 실시예에 따른 연식 정렬로부터 발생하는 변환 지도들을 도시하는 도면.

도 3의 (B)는 본 발명의 일 실시예에 따른 엔밸로프를 적용한 후 도 3의 (A)의 변환 지도들을 도시하는 도면.

도 4의 (A)는 간을 가로지르는 횡단면으로부터의 영상 슬라이스가 정밀한 정렬 후 얻어진 맵핑에 기초하여 조사되는 과정을 개념적으로 예시하는 도면.

도 4의 (B)는 간을 가로지르는 횡단면으로부터의 영상 슬라이스가 본 발명의 일 실시예에 따른 국부적인 변환과 정밀한 정렬에 기초하여 조사되는 과정을 개념적으로 예시하는 도면.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 공간에서 기구의 맵핑(mapping) 조정을 산출하기 위한 예시적인 방법에서의 단계들의 흐름도.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 예시적인 하드웨어 시스템 구성을 도시하는 도면.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 데이터와 컴퓨터 모델의 초기 정밀 정렬의 결과들을 도시하는 도면.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 도 1에서의 표면 데이터와 컴퓨터 모델의 정밀하지 않은 정렬의 결과들을 도시하는 도면.

도 9는 도 8에 도시된 변형된 컴퓨터 모델과 도 7에 도시된 컴퓨터 모델의 오버레이(overlay)를 도시하는 도면.

도 10은 실행될 때 컴퓨터 시스템으로 하여금 전술한 하나 이상의 방법론과 절차들을 수행하게 할 수 있는 명령어들의 세트를 실행하기 위한 컴퓨터 시스템의 개략도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013]

본 발명은 첨부된 도면을 참조하여 설명되는데, 이를 도면 전체에서 유사하거나 동등한 요소들을 가리키는데 동일한 참조 번호가 사용된다. 도면들은 실제 크기로 그려지지 않았으며, 단순히 본 발명을 예시하기 위해 제공된 것이다. 본 발명의 몇몇 양태들은 예시를 위한 적용예들을 참조하여 아래에서 설명된다. 다수의 특정 세부 사항들, 관계들, 및 방법들이 본 발명의 완전한 이해를 제공하기 위해 전개됨을 이해해야 한다. 하지만 당업자라면 본 발명이 하나 이상의 특정 세부 사항 없이, 또는 다른 방법들로 실시될 수 있음을 바로 인정하게 된다. 다른 경우들에서는, 공지된 구조 또는 작용들의 상세한 설명이 본 발명을 불분명하지 않도록 하기 위해 기재되지 않는다. 본 발명은 예시된 작용 또는 이벤트의 순서에 국한되지 않는데, 이는 일부 작용들은 상이한 순서대로 일어나고/일어나거나 다른 작용 또는 이벤트와 동시에 일어날 수 있기 때문이다. 더 나아가, 예시된 작용 또는 이벤트 전부가 본 발명에 따른 방법론을 구현하기 위해 필요로 하는 것은 아니다.

[0014]

본 발명의 실시예들은 IGS 절차들 동안 일어나는 변형들에 관한 조직 데이터를 정정하기 위한 시스템 및 방법을

제공한다. 예시적인 방법의 일반적인 흐름이 도 1에 예시되어 있다. 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 IGS 절차를 수행하기 위한 예시적인 방법에서의 단계들을 보여주는 흐름도이다. 도 1에 도시된 것처럼, 방법(100)은 블록(102)에서는 수술 전의 국면을, 블록(104)에서는 수술 중의 정밀 정렬 국면을, 그리고 블록(106)에서는 수술 중의 정밀하지 않은 정렬 국면을 포함한다. 이를 국면 다음에 또는 이들 국면과 동시에, IGS 절차가 블록(108)에서 수행될 수 있다.

[0015] 전술한 바와 같이, 방법(100)은 블록(102)에서 시작한다. 블록(102)에서는, 수술 전의 작업들이 수행된다. 수술 전의 작업들은 환자에 있어서의 적어도 부드러운 조직들, 장기들, 또는 관심 있는 다른 정밀하지 않은 구조들의 컴퓨터(즉, 수학적인) 모델을 구축하는 것을 포함한다. 비록 본 발명의 다양한 실시예들이 정밀하지 않은 구조들에 관한 IGS 절차들에 대해 설명되지만, 본 발명은 이러한 것들에 국한되지 않는다. 오히려, 본 발명의 다양한 실시예들이 환자에 있어서의 하나 이상의 경성 구조들(예컨대, 뼈들) 또는 경성 구조와 연성 구조의 조합을 수반하는 IGS 절차들에 동등하게 적용 가능하다.

[0016] 컴퓨터 모델은 수술 전의 데이터의 몇몇 세트들을 사용하여 구축될 수 있다. 예컨대, 연성 구조들의 수술 전 영상들이 획득되고, 적어도 관심 있는 연성 구조들의 기하학적 구조를 설명하는 컴퓨터 모델을 생성하도록 처리된다. 이들은 2차원 또는 3차원 이미징(imaging) 기술을 사용하여 획득될 수 있다. 일부 이미징 기술들은, 몇 가지 예를 들면 CT(computerized tomography), MR(magnetic resonance), 및 초음파 이미징 기술들이 있다. 하지만, 본 발명의 다양한 실시예들은 이들에 국한되지 않고, 임의의 다른 이미징 기술들이 사용될 수 있다. 또한, 수술 환경 내에서의 변형을 계산하기 위해 필수적일 수 있는 물리적인 데이터(예컨대, 탄력성, 열탄성, 등 및 연성 구조의 기계적인 부분에 관련된 다른 양상들)와 같은 임의의 다른 가능한 데이터를 포함하도록 구성될 수도 있다. 얻어진 데이터에 기초하여, 컴퓨터 모델을 구축하기 위한 작업들이 수행될 수 있다. 예컨대, 피팅(fitting) 공정에서 사용될 변형 모양들의 분포가 생성될 수 있다. 또한, 컴퓨터 메시(mesh) 생성이나 피드백을 향상시키기 위해, 수술 전의 영상 분석이 수행될 수 있다. 더 나아가, 피팅을 보조하기 위한 수학적 함수들의 수술 전 생성이 수행될 수 있다. 또한, 관심 있는 연성 구조들의 부분적인 표면들이나 모양들의 지정/분할이 수행될 수 있다. 하지만, 본 발명은 이러한 것들에 국한되지 않고, 방법(100)의 이미징 또는 피팅 공정들을 항상 시키기 위해 다른 작업들이 수행될 수 있다.

[0017] 비록, 다양한 실시예가 주로 장기, 종양, 및 다른 생물학적 조직의 외부 표면과 같이, 의술 행위 동안 노출되는 연성 조직들의 표면에 관해 기재되지만, 그러한 다양한 실시예는 그것들에 국한되지 않는다. 오히려, 본 명세서에서 사용된 "표면"이라는 것은 관심 있는 연성 구조와 연관된 외부 또는 내부 특징들을 가리킬 수 있다. 즉, 외부 표면들 외에, 본 명세서에서 가리키는 표면들이란 상이한 구조들 또는 상이한 타입의 조직들 사이의 경계에 의해 규정된 내부 표면이나 특징들을 포함할 수 있다. 예컨대, 암조직과 건강한 조직 사이의 경계나 구분이 표면을 규정할 수 있다. 또 다른 예에서는, 간 맥관 구조와 간의 실질 조직 사이의 구분 또한 표면을 규정할 수 있다. 또 다른 예에서는, 몇몇 국한된 방법을 통해 위치가 정해질 수 있는 조직 내에 삽입된 합성 구조의 표면이나 특정 포인트를 나타낼 수 있다.

[0018] 본 발명의 다양한 실시예에서, 수술 전 국면은 하나의 계산 시스템 또는 하나 이상의 계산 시스템에서 수행될 수 있다. 또한, 수술 전 국면은 아래에 서술한 수술 중의 작업들이 수행될 때 동일하거나 상이한 계산 시스템에서 수행될 수 있다. 예시적인 계산 시스템은 수학적 모델 솔루션들에 관해 사용될 수 있는 큰 회소 행렬을 풀기 위해 구성된 소프트웨어 패키지들을 포함할 수 있다. 그러한 계산 시스템은 또한 컴퓨터 모델 메시/gride(mesh/grid) 생성물을 제공하는 소프트웨어 라이브러리들을 포함할 수 있다. 더 나아가, 그러한 계산 시스템은 표준 및 개개인의 요구에 맞춘 수학적 및 시뮬레이션 라이브러리들 모두를 포함할 수 있다. 일단 블록(102)에서의 수술 전 단계가 완료되면, 방법(100)은 블록(104)으로 진행한다.

[0019] 블록(104)에서는, 수술 중 정밀 정렬 작업들이 수행된다. 즉, 연성 구조의 하나 이상의 부분들에 관한 수술 중 표면 데이터가 수술 중에 얻어지고, 영상-공간 내의 대응 표면 데이터가 얻어지며, 수학적 변환으로 정렬된다. 이후, 연성 구조의 표면 데이터와 컴퓨터 모델이 처음으로 정렬된다. 본 발명의 몇몇 실시예에서, 가장 잘 정렬된 방법이 사용될 수 있다. 본 명세서에서 사용된 것처럼, 가장 잘 정렬된 방법은 연성 구조의 표면상의 특징들이 정렬 과정의 종결 후 그것들의 영상-공간 대응부들에 가능한 가깝게 위치하도록 영상 데이터와 연성 구조들을 정렬하는 것이다. 하지만, 본 발명의 다양한 실시예들은 이러한 것들에 국한되지 않고, 내부 구조들 또는 특정 포인트들과 함께 다른 정렬 구조들이 사용될 수 있다. 일단 이러한 정밀 정렬이 완료되면, 컴퓨터 모델의 임의의 변형, 즉 정밀 정렬 없이, 표면 데이터와 컴퓨터 모델이 정렬된다. 그러한 정렬은 다양한 방식으로 수행될 수 있다. 예컨대, 표면 데이터와 컴퓨터 모델 사이의 에러가 최소화될 때까지, 표면 데이터와 컴퓨터 모델 중

하나의 위치를 변경하기 위해 반복적 방법이 사용될 수 있다.

[0020] 블록(106)에서는 이용 가능한 기하학적 표면 데이터의 추가적인 처리가 또한 수행될 수 있다. 수술 중 표면 데이터는 다양한 방식으로 얻어질 수 있다. 예컨대, 일부 방법들은 예를 들자면 초음파, MR 이미징(imaging), CT 이미징, 레이저 및/또는 다른 광에 기초한 계획들, 트래킹된(tracked) 스타일러스를 이용한 면봉으로 닦는 것(swabbing)이 있다. 하지만, 본 발명의 다양한 실시예는 이들에 국한되지 않고, 표면 데이터를 얻기 위해 다른 방법들이 사용될 수 있다. 많은 경우에, 얻어진 표면 데이터는 오직 연성 구조의 일부분, 즉 부분적인 표면을 나타낸다. 예컨대, 간 절차(liver procedure) 동안에는 간의 앞 부분만이 노출될 수 있다. 그러므로, 표면 데이터는 간의 앞 부분을 나타내는 것에 기하학적 데이터를 국한시키는 레이저 범위 스캔을 사용하여 획득될 수 있다. 또 다른 예에서는 간 및 종양이 부분적으로 노출될 수 있다. 하지만, 관심 표면은 종양과 간의 내부 표면 사이의 경계일 수 있다. 그러한 경우들에서, 초음파 이미징이 그러한 내부 관심 표면들의 위치를 정하기 위해 사용될 수 있다.

[0021] 표면 데이터는 또한 정렬에 영향을 미칠 수 있는 노이즈나 다른 에러들을 포함할 수 있다. 따라서, 본 발명의 일부 실시예에서는, 일단 표면 데이터가 획득되면 노이즈 및/또는 다른 아티팩트들을 감소시키거나 제거하기 위해 표면 데이터가 필터링되거나 달리 처리될 수 있다. 그러한 방법들은 당업자에게 공지된 것이고 본 명세서에서는 기재되지 않는다. 본 발명의 다양한 실시예에서, 그러한 처리는 정밀 정렬 전 또는 후에 수행될 수 있다. 또한, 상이한 방법을 통한 다수의 표면 데이터 획득이 이용 가능하고 공통의 좌표 공간에서 디지털화되는 몇몇 경우들에서는, 정렬 목적을 위해 복합 표면이 사용될 수 있다.

[0022] 블록(104)에서의 정밀 정렬의 완료가 이루어지면, 영상-공간 내의 연성 구조 상의 대응 포인트와 표면 데이터로부터의 각 데이터를 연관시키는 초기 대응 함수가 생성된다. 즉, 표면 데이터에서의 각 포인트에 관해, 컴퓨터 모델에서 대응하는 포인트를 식별하기 위한 수단이 제공된다. 예컨대, 가장 가까운 포인트 연산자가, 표면 데이터 상의 각 포인트에 가장 가까운 컴퓨터 모델 상의 포인트를 선택하기 위해 사용될 수 있다. 본 발명의 다양한 실시예에서, 이러한 대응 함수는 테이블, 수학적 함수, 또는 포인트들의 2개의 세트를 규정한 공간들 사이의 관계를 설명하는 임의의 다른 방법으로서 표현될 수 있다. 일부 경우에서, 표면 데이터에서 관찰된 변형은, 표면 데이터와 연관된 표면 상의 포인트들과 컴퓨터 모델의 대응하지 않는 표면들로부터의 포인트들을 연관시키는 대응 함수를 초래할 수 있다. 따라서, 본 발명의 몇몇 실시예에서, 가장 가까운 포인트 연산자는 대응하는 표면들에 그러한 검색을 제한하도록 정제되거나 속박될 수 있다. 즉, 컴퓨터 모델과 표면 데이터는 관심 있는 연성 구조의 다양한 표면들을 구별하는 지시어(designator)들과 연관될 수 있다. 따라서, 대응하는 포인트들에 관한 검색은 그러한 지시어들에 의해 제한될 수 있다. 예컨대, 컴퓨터 모델의 뒤쪽 표면 노드들이 더 가깝다는 사실에도 불구하고, 표면 데이터의 앞쪽 표면 노드들은 컴퓨터 모델의 앞쪽 표면 노드들에 제한되지 않는다.

[0023] 대응 함수를 얻기 위한 목적으로, 본 발명의 다양한 실시예는 가장 가까운 포인트 연산자 방법들에 국한되지 않는다. 오히려 2개의 표면 사이의 대응 또는 등록 함수들을 얻기 위한 임의의 다른 방법들이 본 발명의 다양한 실시예들에서 사용될 수 있다. 예컨대, 본 발명의 일부 실시예에서, 광선이 하나의 표면 위의 포인트에 수직인 라인을 따라 투사되고, 대응하는 포인트들이 제 2 표면 상에서 교차되는 포인트가 되도록 선택되는 광선 투사 기술을 사용하여 선택될 수 있다.

[0024] 일단 정밀 정렬과 대응하는 함수가 블록(104)에서 얻어지면, 방법(100)은 블록(106)으로 진행한다. 블록(106)에서는, 표면 데이터의 컴퓨터 모델의 정밀하지 않은 정렬을 수행하기 위해, 블록(106)에서의 정밀 정렬과 블록(104)의 대응하는 함수에 기초한 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들의 세트와, 3차원으로 된 벡터들의 변위 필드가 반복적으로 계산된다. 즉 표면 데이터에 맞추기 위해 컴퓨터 모델을 변형하기 위한 벡터들의 변위 필드가 계산된다. 이 블록에서 발생하는 작업들은 도 2에 관해 좀더 상세히 설명된다. 일단 정밀하지 않은 정렬 작업들이 블록(106)에서 완료되면, IGS 절차가 블록(108)에서 수행될 수 있다.

정밀하지 않은 정렬 국면

[0025] 전술한 바와 같이, 일단 정밀한 정렬과 대응하는 함수가 블록(104)에서 얻어지면, 정밀하지 않은 정렬이 블록(106)에서 수행될 수 있다. 이는 도 2에 관해 아래에 설명된다. 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 정밀하지 않은 정렬을 수행하기 위한 예시적인 방법(106)의 흐름도이다. 방법(106)은 블록(202)에서 시작하고 블록(204)으로 계속 진행한다. 블록(204)에서는, 컴퓨터 모델과 표면 데이터에 관한 대응하는 함수가 수신된다. 컴퓨터 모델과 표면 데이터 사이의 대응하는 포인트들을 식별하는 것 외에, 대응하는 함수가 또한 컴퓨터 모델의 패치(patch)

구역을 식별한다. 즉, 표면 데이터는 일반적으로 연성 구조의 노출된 부분에 대해서만 얻어질 수 있기 때문에(비록, 하부구조 지정은 추가적인 계측화(instrumentation)로 가능할지라도), 패치 구역은 표면 데이터에 대응하는 컴퓨터 모델의 부분들에 의해 규정된다. 그 후에, 블록(206)에서, 공간 차이 값들이 패치 구역 내의 각각의 노드에 관해 계산된다. 본 명세서에서 사용된 것처럼, "노드(node)"라는 용어는 시뮬레이션을 수행하기 위해 사용된 컴퓨터 모델 메시의 포인트들을 가리킨다.

[0027] 블록(204)에서 수신된 대응하는 함수가 정밀 정렬에 기초하기 때문에(즉, 컴퓨터 모델의 변형이 없는), 정렬은 컴퓨터 모델의 기하학적 구조의 내부 및 외부에 위치한 데이터 포인트들을 가지는 표면 데이터를 초래할 수 있다. 그 결과, 블록(206)에서 얻어진 공간 차이 값들에 부호가 붙여진다. 그러므로, 양의 값은 컴퓨터 모델 상의 노드가 대응하는 표면 데이터 포인트들 쪽으로 이동하기 위해 외부로 밀려질 필요가 있다는 것을 의미하는데 반해, 음의 값은 컴퓨터 모델 상의 노드가 대응하는 표면 데이터 포인트들 쪽으로 이동하기 위해 내부로 밀려질 필요가 있다는 것을 의미한다. 이러한 과정은 컴퓨터 모델 상의 노드들을 대응하는 함수에 의해 지정된 포인트들로 이동시키는 임의의 변환을 구체화한다.

[0028] 일단 블록(206)에서 패치 구역에 관한 공간 차이 값들이 산출되면, 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건 값들이 컴퓨터 모델의 각각의 이용 가능한 노드에 관해 블록(208)에서 계산될 수 있다. 특히, 컴퓨터 모델의 각각의 노드에 관해, 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들은 관심 노드 및 주변 노드들과 연관된 공간 차이 값들의 평균 가중치가 되도록 선택된다. 이는 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들의 부드러운 세트를 제공한다. 본 발명의 몇몇 실시예에서는, 함수가 모든 공간 차이 값들에 대해 동등하게 가중치를 둘 수 있다. 본 발명의 다른 실시예들에서는 함수가 공간 커널 함수 또는 임의의 다른 함수적/통계적 관계를 이용하여 상이하게 공간 차이 값들에 가중치를 둘 수 있다. 예컨대, 본 발명의 일 실시예에서, 방사상 공간 함수가 가중치들을 생성하기 위해 선택될 수 있다. 하지만, 본 발명의 다양한 실시예들은 이에 국한되지 않고, 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들을 다루는 공간 함수에 관한 가중치들을 생성하기 위해 다른 계획들이 사용될 수 있다.

[0029] 패치 구역만이 이용 가능한 표면 데이터와 연관되기 때문에, 컴퓨터 모델의 측방 구역들(즉, 패치 구역 외부의 컴퓨터 모델의 부분들)이 지정된 표면 데이터 상에서 대응하는 포인트를 가지지 않게 된다. 따라서, 이들 측방 구역들에서의 노드들에는 포인트 거리에 가장 가깝게 부호가 붙여진 0(zero)이 할당된다. 그러므로, 방사상 공간 커널을 통한 거리들의 평균치 구하기 과정 동안, 패치 구역에서의 노드에 관한 결과로서 생기는 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건 값은, 그것의 공간 차이 값보다 작을 수 있는데, 이는 측방 구역들의 노드들로부터의 0 거리들이 가중치가 부여된 평균에서 고려될 것이기 때문이다. 유사하게, 패치에 인접한 하지만 측방 구역들에 있는 노드들은 그것의 가중치가 부여된 평균의 부분으로서 패치 구역 내의 노드들로부터 부호가 붙여진 거리들을 가지게 되고, 측방 공간 구역들에 즉시 적용되는 0이 아닌 부호가 붙여진 거리들을 초래하게 된다.

[0030] 경계 조건 값들의 산출은 전술한 가중치가 부여된 평균 방법에 국한되지 않는다. 본 발명의 다른 실시예들에서는, 다른 방법들이 사용될 수 있다. 예컨대, 한 가지 방법은 사용된 가장 가까운 포인트 연산자의 신뢰 수준들에 기초한 균일하지 않은 가중치가 부여된 평균이다. 추가적으로, 컴퓨터 모델의 한 부분은 사용자 규정된 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들을 허용하기 위해 무시될 수 있다. 그러한 구성은 컴퓨터 모델의 상이한 부분들이 상이하게 변형되는 것을 허용할 수 있다. 더 나아가, 평균 값들은 방사상 공간 커널에 기초할 필요가 없다. 오히려, 연성 구조들 또는 그것들의 하부구조들의 모양과 같이, 상이한 기하학적 구조에 기초한 커널이 평균치가 구해질 포인트들을 규정하기 위해 사용될 수 있다. 예컨대, 간과 같은 장기들은 상이한 세그먼트들을 가질 수 있다. 그러므로, 이러한 커널을 적용하는 것은 간의 세그먼트들에 따라 제한될 수 있다. 추가적으로, 일부 조직들은 높은 곡률을 가진 영역들을 가질 수 있다. 따라서, 그러한 표면 변동의 모수화가, 컴퓨터 모델과 연관된 기하학적 정보를 제공하기 위해 사용될 수 있고, 커널 디자인의 부분으로서 사용될 수 있다. 또 다른 예에서는, 커널이 또한 노드들이 컴퓨터 모델에서 연결되는 방법에 대응하는 모양에 기초할 수 있다. 또 다른 실현은 측방 구역들에 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들을 분배하기 위해 장기 표면 구조의 편미분 방정식 표현을 이용한다. 이러한 접근은 표면을 단일 연속 영역 또는 커널로서 취급하고, 경계 정보를 분배하기 위해 편미분 방정식을 이용한다. 알려진 표면 데이터로부터의 변위들의 공간적인 분배를 생성하기 위한 다른 디자인들 또한 사용될 수 있다.

[0031] 일단 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들이 블록(208)에서 계산되면, 부피 변형 단계나 값들의 변위 벡터 필드가 생성되고, 컴퓨터 모델을 위해 블록(210)에서 수집된다. 각각의 노드에 관해 블록(208)에서 계산된 경계 조건들은, 하나의 잠재적인 관련성 실현으로서 장기 표면에 직각으로(즉, 수직으로) 일어나는 변위로 간주될 수 있다. 그러므로, 결과로서 생기는 평균값들의 부호는 시뮬레이션 동안 움직임 방향을 규정하기 위해 사용

될 수 있다. 더 나아가, 상기하게 부호가 붙여진 공간 값들의 조합은 컴퓨터 모델의 하나 이상의 부분의 움직임을 효과적으로 구속시킨다.

[0032] 그러므로, 블록(210)에서는 블록(208)으로부터의 경계 또는 포인트(내부 및/또는 외부) 조건들이 일 실시예에서의 각각의 노드에 관해 수직인 변위 조건들(밀거나 당기는 것이 지정된)을 규정하기 위해 사용된다. 이들 변위 조건들은 이후 전체 컴퓨터 모델에 관한 부피 변형 단계 또는 3차원 변위 필드 베터들을 산출하고 변형을 시뮬레이션하기 위해, 컴퓨터 모델을 가지고 컴퓨터 모델의 변형 시뮬레이션 동안 사용된다. 본 발명의 다양한 실시 예에서, 유한 차분법, 유한 체적법, 스펙트럴 요소법, 스플라인(spline)-기반 방법 또는 몬테 카를로(Monte Carlo) 방법들과 같은 임의의 시뮬레이션 방법이 변형 기법(deformation mechanics)과 연관된 편미분 방정식들을 풀기 위해 사용될 수 있다. 하지만, 본 발명은 이들에 국한되지 않고, 다른 시뮬레이션이나 보간/추정(interpolative/extrapolative)법들이 또한 사용될 수 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 시뮬레이션은 표면을 따라(표면에 접하게) 옆으로 미끄러지는 것을 허용하면서, 실제로 수직인(표면에 대해 밖으로 또는 안으로) 변위들을 명시하도록 구성될 수 있다. 경계 조건들 외에, 특별한 물리적 모델(들)에 관해 조정된 시뮬레이션 또한 시뮬레이션 동안에 사용될 수 있다. 예컨대, 시뮬레이션은 선형의 탄력성 있거나 과도하게 탄력성이 있는 또는 점탄성 구성 요소 법칙에 따라 조정될 수 있다. 하지만, 본 발명의 다양한 실시예들은 이들에 국한되지 않고, 시뮬레이션은 변형의 하나 이상의 다른 물리적 양상을 잡기 위해 다른 방식으로 구성될 수 있다. 더 나아가, 변위의 방향은 직각인, 즉 수직일 필요는 없고, 이는 단지 일 실시예를 나타낼 뿐이다. 예컨대, 변위 방향은 모델의 주어진 구역에서 법선들의 평균을 나타내기 위해 수정될 수 있다. 또한, 사용자 명시된 정보는 사용될 수 있는 변위 방향에 관해 이용 가능할 수 있다. 예컨대, 영상 부피와 이용 가능한 장기 표면에서의 기준 랜드마크(fiducial landmark)가 명백하다면, 그러한 특징의 변위는 그러한 특징의 엄격한 일치를 강제하는 것에 기초한 알려진 방향의 직접적인 적용을 나타낼 수 있다.

[0033] 일단 블록(210)에서 부피 변형 필드 값들이 생성되면, 개신된 컴퓨터 모델이 블록(212)에서 생성될 수 있다. 특히, 누적된 부피 변형 필드 값들은 컴퓨터 모델의 노드들을 변형시키기 위해 사용된다. 이후, 블록(214)에서, 대응 함수가 개신된 컴퓨터 모델에 기초하여 개신되고, 공간 차이 값들의 새로운 세트가 다시 산출되어 시뮬레이션이 수렴하였는지 또는 추가적인 시뮬레이션이 필요로 하는지를 결정한다. 그러므로, 블록(216)에서 공간 차이 값들이 구해져서, 그것들이 블록(216)에서 수렴 또는 정지 기준을 충족하였는지를 본다. 수렴 또는 정지 지준이 블록(216)에서 충족된다면, 변형된 컴퓨터 모델이 블록(218)에서 출력된다. 임의로, 누적된 변형 필드 값들 또한 블록(218)에서 출력될 수 있다. 이후 방법(106)이 블록(220)에서 이전 처리를 다시 시작할 수 있고, 연성 구조가 추가로 변형된다면 방법(106)을 반복하게 된다. 만약 그렇지 않다면, 방법(106)은 반복 블록들(208 내지 216)을 계산하고, 이 경우 개신된 공간 차이 값들이 다음 반복을 위해 경계 조건들의 새로운 세트를 계산하기 위해 사용된다. 다른 실현들은 수렴 또는 정지 기준이 충족되지 않을 경우 블록(106)이 이어지는 블록(104)으로의 복귀를 수반할 수 있다. 이는 순서가 변하는 실시예들을 포함하기 위해, 경성 국면과 연성 국면들 모두를 수반하는 반복을 고려한다.

[0034] 블록(216)에서의 수렴 또는 정지 기준은 여러 가지 방식으로 규정될 수 있다. 예컨대, 수렴 기준은 평균, 중간(mean), 또는 개신된 공간 거리 값들의 다른 측정값을 임계치와 비교하는 것을 포함할 수 있다. 그러므로, 측정 값이 임계치보다 작다면, 수렴 기준은 충족되고, 더 이상의 반복이 필요하지 않게 된다. 대안적으로, 또는 임계치 기준과 결합하여, 추가 반복이 수행되어야 하는지를 결정하기 위해 공간 차이 값들의 현재 세트와 이전 세트를 비교하는 기준이 또한 제공될 수 있다. 예컨대, 수렴 기준은 평균, 중간, 또는 현재 및 이전의 공간 거리 값들의 다른 측정 사이의 차이를 비교하거나 산출하는 것을 포함할 수 있다. 그러므로, 그 차이가 임계치보다 작다면, 수렴 기준이 충족되고, 이 이상의 추가 반복이 필요하지 않게 된다. 더 나아가, 본 발명의 몇몇 실시예들에서는, 수렴 기준이 발생한 반복 회수일 수 있다. 하지만, 본 발명은 전술한 예시적인 수렴 또는 정지 기준 조건들에 국한되지 않는다. 오히려, 본 발명의 다양한 실시예에서 임의의 타입의 수렴 기준 조건들이 또한 사용될 수 있다.

[0035] 본 발명의 일부 실시예들에서는, 가중치를 생성하기 위해 사용된 커널이 각각의 연속되는 반복에서 조정될 수 있다. 예컨대, 방사상 커널 함수 실시예의 경우에서, 과도한 변형을 방지하기 위해 시간이 흐름에 따라 반경 치수가 감소될 수 있다. 그러한 변화는 선형적이거나 비선형적일 수 있다. 더 나아가, 커널 함수 또한 공간적으로 변할 수 있다. 예컨대, 방사상 커널 함수 실시예의 경우, 반경 치수는 컴퓨터 모델의 몇몇 부분들에 관해서는 더 클 수 있다.

[0036] 도 2에 예시된 실시예에서, 최초의 변형되지 않은 컴퓨터 모델이 각각의 연속되는 반복을 위한 시뮬레이션을 실행하기 위해 사용된다. 하지만, 본 발명의 다양한 실시예들은 이들에 국한되지 않는다. 몇몇 실시예들에서는,

컴퓨터 모델이 각각의 연속적인 반복 동안 변형될 수 있다. 그러므로, 시뮬레이션의 각각의 반복은 최초의 컴퓨터 모델이 아니라 개신된 컴퓨터 모델에 기초할 수 있다. 컴퓨터 시뮬레이션에서 적용된 것처럼 경계 변위들을 적용하는 것을 고려하면, 모델화되는 구조들의 모양에 (디자인에 의해) 의존적일 수 있고, 이는 상이한 변환을 초래하게 된다. 예컨대, 경계 변위가 각각의 반복시 모델화되는 구조의 표면에 수직으로 움직이는 것이라면, 각각의 연속되는 반복에서 모양이 변하는 것을 허용하는 것은 그 궤적을 변경시키게 된다. 또한, 각각의 반복시 모델화되는 구조의 모양을 변경하게 되면, 모양의 연속적인 송신으로의 로드(load)의 전송이 변할 수 있다. 예컨대, 기하학적 치수가 증가하는 영역에 동일한 수준의 힘을 적용하는 것은 스트레스 증가와 더 많은 변형을 초래한다. 그러므로, 반복 사이의 모델화된 구조의 모양에 대한 변경을 고려하게 되면 생체 역학 시뮬레이션의 정확도에 궁극적으로 영향을 미친다. 위에서 변경 과정에서 기하학적인 비선형 거동을 실현하는 다양한 형태에 대해 언급하였지만, 다른 실시예들은 재료의 부수러짐, 찢어짐, 또는 분리에 관련된 양상들 뿐만 아니라, 재료의 비선형 거동(즉, 변하는 구성 거동)을 수반할 수 있다. 추가적으로, 본 발명의 일부 실시예에서는, 추가적인 정밀한 정렬 단계들이 연속되는 반복 동안 수행될 수 있다. 예컨대, 개신 컴퓨터 모델이 각각의 반복 동안 사용된다면, 추가적인 정밀한 정렬이 각각의 반복 동안 또는 최종 반복이 수행된 후 수행될 수 있다.

[0037] 본 발명의 일부 실시예에서는, 경계 조건들이 또한 각각의 반복 동안 상이한 방식으로 적용될 수 있다. 예컨대, 한 가지 예시적인 방법은 경성 구조 모양과 연관된 수직인 방향을 사용하여, 각각의 새로운 경계 조건을 변형되지 않은 기하학적 구조를 가진 최초의 것에 적용하는 것이다. 또 다른 예시적인 방법은 변형되지 않은 하지만 연성 모양 변경들에 따라 수직인 방향으로 변하는 기하학적 구조에 경계 조건들을 적용하는 것이다. 이러한 시나리오에서는, 변형되지 않은 메시가 수정된 법선을 가지고 사용될 수 있다.

[0038] 또 다른 예시적인 방법은 장기를 정밀하지 않게 변형하고, 새로운 모양으로 컴퓨터 시뮬레이션하는 것을 재구축하며, 법선들을 그것의 새로운 모양과 연관시키는 것이다.

국부적인 변형 생성(LOCAL TRANSFORM GENERATION)

[0040] 도 2에서 전술한 바와 같이, 일단 변형 변위 벡터 필드가 생성되면, 수술 전 영상 데이터가 쉽게 변형될 수 있고, 외과 의사 IGS를 가지고 진행하기 위해, 새로운 영상 공간과 그 내부의 데이터를 사용할 수 있다. 하지만, 본 발명의 다양한 실시예에 따른 접근법 또는 종래의 접근법을 사용하여 실질적으로 양호한 정렬이 얻어지더라도, IGS는 간단하지 않을 수 있다.

[0041] 먼저, 컴퓨터 모델의 변형이 영상 데이터의 하나 이상의 부분의 변형을 초래하기 때문에, 연성 구조들의 상세한 것들은 왜곡되거나, 흐릿해지거나, 심지어 흔적이 사라질 수 있다. 결과적으로, 외과 의사 영상 공간에서 연성 구조의 일부 특징들의 위치들을 적절히 식별하는데 있어서 어려움을 겪을 수 있다. 두 번째로는, 영상 공간에서 기구의 정확한 위치 설정이 어려울 수 있다. 예컨대, 변형 변위 벡터 필드 값들 및/또는 변형된 컴퓨터 모델이 영상 공간에서의 기구의 위치를 식별하기 위해 사용될 수 있다. 하지만, 표면 데이터와 컴퓨터 모델 사이의 정밀하지 않은 정렬의 내재적인 결함, 표면 데이터에서의 에러들, 및 컴퓨터 모델에서의 에러들이 영상 공간, 즉 환자들에서의 도구들의 잘못된 위치 설정을 초래할 수 있다. 예컨대, 정밀하지 않은 정렬이 표면 데이터 위에 위치하는 변형된 컴퓨터 모델의 한 부분을 초래한다면, 컴퓨터 모델에 따른 도구의 위치 설정은, 영상 공간에서, 하지만 환자 공간에서의 연성 구조의 표면 위에 도구가 완벽하게 위치하는 것을 초래할 수 있다. 심지어 더 나쁜 경우에, 정밀하지 않은 정렬이 표면 데이터 아래에 위치하는 변형된 컴퓨터 모델의 한 부분을 초래한다면, 컴퓨터 모델에 따른 도구의 위치 설정은, 영상 공간에서, 하지만 환자 공간에서의 연성 구조의 표면 아래에서 아마도 연성 구조를 손상시키면서 도구가 완벽하게 위치하는 것을 초래할 수 있다. 영상 공간에서 도구의 위치 설정이 환자 공간에서의 수직 위치 설정 에러와 측면 위치 설정 에러 모두를 야기할 때 문제점들이 더 증가하게 된다.

[0042] 그러한 어려움들 때문에, 본 발명의 또 다른 양상은 영상 공간에서 도구의 위치를 정하기 위한 변환을 개선하기 위한 과정을 제공한다. 본 발명의 다양한 실시예에서, 환자 공간에서의 도구 위치로부터 영상 공간에서의 그것의 적절한 위치로의 맵핑(mapping)을 위한 국부적이고 정밀하지 않은 변환이 제공될 수 있다. 특히, 3개의 개별적인 국부적인 변환 부피들로 이루어지는 맵핑 조정(영상 공간에서의 x, y, 및 z 위치에서의 변화)이 제공된다. 이러한 맵핑 조정을 사용하여, 도구 위치를 나타내는 커서(cursor)가 올바른 영상 슬라이스 렌더링이 생성되도록, 영상 공간에서 적절한 영상 좌표로 이동될 수 있다. 이러한 것을 일 예로서 개별 변환들 중 하나에 관해 도 3의 (A)와 도 3의 (B)에서 개념적으로 예시하였다. 이러한 국부적인 변환은 이러한 설명에서 도구 위치에 관해 구현되지만, 외과 의사에 의해 식별된 랜드마크 또는 임의의 구조는 변환 과정을 겪을 수 있다.

[0043]

도 3의 (A)와 도 3의 (B)는 본 발명의 일 실시예에 따른 맵핑을 수정하기 전과 수정한 후의 정정과 연관된 'y' 좌표에 관한 국부적인 변환의 일 예를 도시한다. 도 3의 (A)는 정밀하지 않은 정렬 국면으로부터 제공된 것과 같은 가공되지 않은 변환 맵을 보여준다. 도 3의 (A)에 도시된 것처럼, 변환들은 오직 연성 구조의 표면 내에 제공된다. 즉, 정밀하지 않은 정렬 과정은 장기 표면 내에서의 모든 위치들에서 변위가 결정되는 것을 고려하는 변위 벡터들의 필드를 제공한다. 환자 공간에서 연성 구조의 표면에 외과 의사가 접근할 때 매끄러운 변환을 허용하기 위해, 본 발명의 다양한 실시예는 도 3의 (A)의 가공하지 않은 맵에 분산된 과정을 적용한다. 분산된 과정을 적용한 후의 결과로 생기는 변환들이 도 3의 (B)에 도시되어 있다. 이러한 변환 엔벨로프를 생성하는 많은 방법이 존재하고, 확산 과정은 단지 하나의 가능한 실현예일 뿐이다. 다른 실시예들은 다양한 평균화 구조(averaging scheme), 새로운 공간 커널들, 필터들, 또는 근처 기능성 형태(neighborhood functional form)를 수반할 수 있다.

[0044]

도 3의 (B)에 도시된 것과 같이 완전한(full) 3D 국부 변환 맵핑을 생성하게 되면, 이러한 변환이 IGS 시스템으로 포트된다(ported). 그러므로 기구 위치와 연관된 데이터가 환자 공간에서 수집될 때, 국부적인 변환이 영상 공간에 적용되어 적절한 시프트(shift)를 제공하게 된다. 그 결과, 적합한 카디널(cardinal) 영상 평면들을 IGS 디스플레이 상에 가져올 수 있게 되고, 외과 의사들은 프로브(probe) 위치의 좀더 정확한 이해를 얻게 된다. 이러한 과정의 결과들이 도 4의 (A)와 도 4의 (B)에 개념적으로 도시되어 있다. 이 실시예는 최초의 영상 데이터의 본래의 사용을 허용한다. 타겟에 정확한 경로 계획을 제공하기 위해 외과 의사에게 하부 표면 타겟들의 추가적인 변환들이 제공될 필요가 있다는 점이 또한 주목된다.

[0045]

도 4의 (A)는 간의 횡단면으로부터의 영상 슬라이스가 임의의 조정, 즉 104에 의해 제공된 정렬 없이 얻어진 맵핑에 기초하여 조사되는 과정을 개념적으로 예시하는 도면이다. 도 4의 (B)는 간의 횡단면으로부터의 영상 슬라이스가 도 2의 정밀하지 않은 것에 기초하여 조사된 과정과 본 발명의 일 실시예에 따른 국부적인 변환을 개념적으로 예시하는 도면이다. 도 4의 (A)와 도 4의 (B)에서의 IGS 디스플레이를 시뮬레이션할 목적으로, 환자 신체에서 안쪽 간을 가로질러 측면 방향으로 시뮬레이션된 스타일러스 커서가 드래그되는 것이 보여지고 있고, 스타일러스의 위치는 위치 강조를 위해 도시된 화살표를 가지고 하나의 점으로서 횡단 영상 위에 도시되어 있다. 도 4의 (A)에 도시된 것처럼, 정밀한 변환만을 사용하는 정렬(도 1의 단계(104))에 있어서의 결점 때문에, 스타일러스가 드래그되고 장기의 더 많은 측면 표면 구역들에 도달할 때 영상 공간에서 커서가 장기(이 경우는 간)로부터 잘 떨어질 수 있다는 점을 볼 수 있다. 하지만, 본 발명의 일 실시예에 따라 정밀하지 않은 맵핑 엔벨로프를 적용함으로써, 스타일러스가 장기를 가로질러 드래그되고 장기의 더 많은 측면 표면 구역들에 도달할 때, 커서 위치가 영상 공간에서 장기(이 경우는 간)로부터 그것의 위치가 벗어나 있는 것으로 부정확하게 보고하지 않고, 오히려 장기 상에서의 그것의 위치를 정확하게 묘사하도록 보정될 수 있다.

[0046]

그러한 맵핑 조정을 결정하기 위한 한 가지 예시적인 방법이 도 5에 관해 아래에 설명된다. 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따라 영상 공간에서 기구에 관한 맵핑 조정을 산출하기 위한 예시적인 방법(500)에 있어서의 단계들의 흐름도이다. 방법(500)은 블록(502)에서 시작하여 블록(504)으로 진행한다. 블록(504)에서는, 환자 공간에서의 도구를 영상 공간으로 변환하기 위한 데이터 세트들이 얻어지거나 수신된다. 특히, 환자 공간에서의 기구의 위치가 수신된다. 더 나아가, 도 2에서 얻어진 초기 해당 함수와 변형 변위 벡터 필드 값들과 같은 정밀한 정렬 후의 컴퓨터 모델 및 표면 데이터에 관한 해당 함수와 변형 변위 벡터 필드 값들과 함께 연성 구조의 컴퓨터 모델이 수신된다. 또한, 컴퓨터 모델 및 영상 데이터와 연관되는 데이터가 또한 수신된다. 특히, 컴퓨터 모델의 노드들과 영상 데이터에서의 3D 화소들 사이의 관계가 수신된다. 그러한 관계는 또한 영상/모델 해당 함수를 통해 규정될 수 있다.

[0047]

일단 블록(504)에서 데이터가 수신되면, 블록(506)에서 시작하는 환자 공간으로 컴퓨터 모델의 기하학적 구조가 변형될 수 있다. 먼저, 블록(506)에서는 정밀한 정렬 정보가 먼저 컴퓨터 모델 공간에서의 컴퓨터 모델의 노드들의 위치들을 환자 공간에서의 위치들로 변환하기 위해 사용될 수 있다. 예컨대, 초기 해당 함수가 변형된 노드들을 환자 공간으로 맵핑하기 위해 사용될 수 있다. 이후, 블록(508)에서, 환자 공간에서의 컴퓨터 모델을 변형하고 그로 인해 환자 공간에서의 표면 데이터로의 맞춤(fit)을 제공하기 위해 변형 변위 벡터 필드 값들이 사용될 수 있다. 그 결과, 또는 블록(508)에서의 컴퓨터 모델의 노드들의 위치들의 변형 또는 변환과 결합하여, 컴퓨터 모델의 노드를 또한 블록(510)에서 역 변형 값들과 연관될 수 있다(즉, 수신된 변형 변위 벡터 필드 값들의 음의 값들).

[0048]

전술한 단계들은 기구/대상물의 위치가 연성 구조의 한 부분 내에 있을 때 적절한 위치에서의 기구/대상물의 위치를 나타내는 커서를 IGS가 놓을 수 있게 하기에 일반적으로 충분하게 된다. 하지만, 연성 구조 바깥에서는, 그 위치가 본질적으로 정밀한 변환으로 신속하게 되돌아가게 된다. 이는 기구/대상물이 이동될 때 커서 위치가

변덕스럽게 점프하는 경우를 초래할 수 있다. 그러므로, 기구/대상물의 위치의 임의의 변환 전에, 본 발명의 다양한 실시예들은 블록(512)에서 변형된 컴퓨터 모델을 둘러싸는 환자 공간의 구역들에서 추가적인 역 변위 필드 값들을 산출하는 것을 제공한다. 이를 추가적인 값들은 기구 위치 좌표들의 변환 전에, 환자 공간에서의 자연적인 3D 화소 격자 무늬에 대해 유한 차분법을 명백하게 사용하는 확산 프로세스를 서술하는 편미분 방정식을 푸는 것을 포함함으로써 계산될 수 있다. 이 실시예에서, 변형된 컴퓨터 모델과 연관된 모든 3D 화소는 그것들과 연관된 변형되지 않은 벡터 변위들을 가진다. 예컨대, 중앙-측면 변위 방향으로 개별적인 변위 격자 무늬를 취하게 되면, 전술한 확산 방법이 사용될 수 있어, 이를 통해 중앙-측면 변위가 장기 내에 고정되지만 컴퓨터 모델을 둘러싸는 엔벨로프를 만들기 위해 수직으로 확산하는 것이 허용된다. 그러므로, 정밀하지 않은 변환의 추가적이고 작은 엔벨로프가 연성 구조의 표면들 바로 바깥쪽의 구역들에서 규정된다. 그러한 엔벨로프는 환자 공간에서의 변형된 컴퓨터 모델의 역 흐름 필드 값들로부터 환자 공간에서의 다른 곳에서의 정밀한 변환들로 매끄럽게 전이하는 구역을 규정한다.

[0049] 따라서, 기구/대상물이 연성 구조의 표면 부근에 위치하게 되면, 본래의 컴퓨터 모델 공간으로의 변환은 정밀한 변환보다는 엔벨로프에 기초하게 된다. 그러므로, 물리적인 장기 표면 내와 부근 모드에서 스타일러스/대상물이 IGS 시스템 내에서 사용될 때에는 매끄러운 국부적인 변환을 허용하는 맵핑이 생성된다. 본 발명의 일부 실시예에서는, 편미분 방정식이 확산 방정식일 수 있다. 하지만, 본 발명은 이들에 국한되지 않고, 평균화 구조나 이웃 기능성 형태와 같은 본 발명의 다양한 실시예들에서 엔벨로프를 형성하기 위해 다른 타입의 편미분 방정식이나 보간법들이 사용될 수 있다.

[0050] 일단 컴퓨터 모델 및 환자 공간이 블록(506 내지 512)에서 처리되면, 영상 공간으로의 기구/대상물 위치의 변환이 블록(514)에서 시작할 수 있다.

[0051] 먼저, 블록(512)에서는 환자 공간에서 기구 위치의 좌표들을 처음으로 변환하기 위해 블록(508, 512)으로부터의 역 흐름 필드 값들이 사용된다. 이후, 블록(514)에서는 환자 공간에서의 기구/대상물에 관한 이러한 위치 데이터가 컴퓨터 모델 공간에서의 위치 데이터로 더 변환된다. 더 구체적으로, 물리적인 공간에서의 기구/대상물의 위치는 역 변위 필드에 의해 변환된다. 일단 변환되면, 기구/대상물 위치가 효과적으로 변형되지 않았다. 이후 블록(516)은 환자-공간으로부터 영상-공간으로의 변환, 즉 도 1의 단계(104)와 연관된 정밀 정렬 변환(또는 도 1의 실시예에 의존하는 적절한 정밀 변환)을 적용할 수 있다. 일단 블록(514, 516)에서의 변환이 완료되면, 영상 공간에서의 기구/대상물에 관한 좌표들이 알려지고, 적절한 영상 데이터가 블록(518)에서 결정될 수 있다. 특히, 영상 공간에서 디스플레이하기 위해, 영상 데이터의 3D 화소들과 기구/대상물의 위치 사이의 완전한 경로가 얻어질 수 있도록, 기구에 의해 잡힐 때 환자 공간에서의 변형된 장기(들) 사이의 관계는 컴퓨터 모델의 노드들을 조정하기 위해 사용될 수 있다.

[0052] 이후, 블록(520)에서는 영상 데이터와 기구/대상물 위치의 표시가 IGS 절차 동안에 디스플레이될 수 있다. 본 발명의 다양한 실시예에서, 영상 데이터와 기구/대상물에 관항 표시는 2차원 또는 3차원 포맷으로 디스플레이될 수 있다. 2차원 포맷의 경우, 영상 공간에서의 기구 위치는 영상 안내된 디스플레이에서의 적절한 카디날 영상 슬라이스들과 커서 위치를 식별하기 위해 사용될 수 있다. 그 후, 영상 데이터와 커서가 블록(520)에서 디스플레이될 수 있다. 일단 영상 공간에서의 특정 3D 화소의 것에 대한 기구/대상물의 물리적 위치의 대응이 이루어지면, 임의의 개수의 표준 디스플레이가 생성될 수 있다. 예컨대, 표준 카디날 영상 디스플레이가 사용될 수 있다. 하지만, 영상 공간에서 표현된 임의의 그리고 모든 다른 정보는 커서에 대한 일부 관계를 가지고 렌더링될 수 있다. 또한, 기구/대상물 위치가 중요한 반면에, 현재 위치로부터 이웃하는 위치까지의 경로 또는 궤적이 중요하게 될 수 있다. 그러한 정보를 제공하기 위해, 표면 또는 부근의 다른 대상물이나 위치들이 정확한 네비게이션을 제공하기 위해 영상-공간으로 변환될 필요가 있을 수 있다. 이 경우, 위치/대상물 및 이웃하는 부분들이 변형되고 영상-공간에서의 그것들의 적절한 위치들로 정밀하게 변환되어, 현재의 위치로부터 물리적인 공간에서의 이웃하는 위치로 네비게이션할 때 대응하는 경로 영상 공간이 정확한 것을 보장하도록 변환 단계들이 수정될 수 있다. 이후 방법(500)은 기구가 이동될 때 방법(500)을 반복하는 것을 포함하여 이전 처리를 계속하도록 블록(520)으로 진행한다.

[0053] 도 1 내지 도 5에 관해 위에서 식별된 작업들 중 하나 이상을 수행하기 위한 전형적인 하드웨어 구성이 도 6에서 아래에 도시되어 있다. 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 전형적인 하드웨어 시스템 구성(600)을 도시한다. 도 6에 도시된 바와 같이, 시스템(600)은 영상/데이터 처리기(605), 디스플레이 모니터(610), 및 IGS 제어기(615)를 포함할 수 있다. IGS 제어기는 감지 광학 카메라(630), 방출기(620, 625, 635)로 이루어지는 광학 트래킹 센서에 결합될 수 있다. 또한, IGS 제어기(615)는 620과 635와 같은 기구로서의 역할을 할 수 있는 하나 이상의 방출기에 결합될 수 있다. 640은 정밀하지 않은 변형 정정 및 관련된 과정들의 실시예를 목적으로

하는 영상/데이터 처리기(605)와 접속하는 분리된 계산 노드 제어기이다. 비록 다양한 구성 성분들이 분리되고, 별개인 구성 성분들로 도시되어 있지만, 본 발명은 이러한 이들에 국한되는 것은 아니다. 예컨대, IGS 제어기(615), 영상 데이터 처리기(605), 및 계산 노드 제어기(640)는 단일 시스템으로 통합될 수 있다. 유사하게, 정정의 성질에 따라, 계산 노드 제어기(640)가 함께 네트워크화된 다수의 계산 노드 제어기들로 분리될 수 있다.

[0054] 시스템(600)은 다음과 같이 동작한다. 먼저, 방출기(625)는 종종 환자나 지지하는 외과 수술 기기 장치에 고정된다. 이는 수술실 내의 고정된 카메라 마운트(mount)(즉, 고정부(fix)(630))를 제공함으로써 대체될 수 있다. 센서(630)가 수술실 내의 모든 방출기들(광학 스타일러스(620), 또는 어찌면 레이저 레인지 스캐너(635)를 포함하는)의 위치를 결정하기 위해 사용된다. 방출기(620 또는 635)는 연성 장기의 표면 또는 볼 수 있는 구조 또는 기구의 위치를 검출하기 위해 사용될 수 있다. 하지만, 본 발명은 이들에 국한되지 않고, 2개 이상의 감지 시스템이 표면 데이터 및/또는 기구/대상을 위치 데이터를 제공하기 위해 사용될 수 있다. 표면 데이터를 생성하기 위한 시스템의 일 예는 레이저 레인지 스캐너 시스템으로, 그것의 예로는 Danbury의 3D 디지털사에 의해 제작된 RealScan 3D 시스템, CT 또는 테네시주의 Nashville의 Pathfinder Therapeutics사에 의해 고안된 유사한 시스템 커스텀(custom)을 들 수 있다. 그러한 시스템은 데이터 포인트들의 어레이를 사용하는 표면 텍스처 맵핑뿐만 아니라 3차원 토포그래픽 표면 데이터를 포착할 수 있다. 예컨대, 일 실시예에서 512개의 수직 포인트들에 의한 500개의 수평면의 스캐닝 필드가 5 내지 10초 내에 획득될 수 있고, IGS 절차들 동안 노출된 표면들의 표면 데이터를 생성하기 위해 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 그러한 시스템은 디지타이제이션(digitization) 시스템을 사용하여 수술실 공간에서 추적될 수 있고, 분리된 독립 디지타이제이션을 지닌 인체 모형들을 사용하여 조정될 수 있다. 635는 그것들의 사용 결과를 나타낸다. 이러한 레이저-레인지 스캐너 시스템의 다른 표면 디지타이제이션 기술들에 비해 구분되는 한 가지 장점은, 지형특성인자뿐만 아니라 표면의 특징이 풍부한 텍스처 지도들을 포착하는 능력이다. 그러한 텍스처 지도 데이터는 일반적으로 수술 전 이미징에 대한 정렬을 위해 간 표면의 세분화, 즉 추출을 손쉽게한다. 다른 실시예들은 외부 및/또는 내부 표면 데이터를 획득할 수 있는 추적된 초음파 프로브를 사용할 수 있다. 이 데이터는 정렬 과정에서 사용하기 위한 외부 및/또는 내부 표면 구조들을 포함하기 위해 임의의 개수의 경계 데이터를 추출하기 위해 사용될 수 있다.

[0055] 동작시, 시스템(600)은 다음과 같이 동작한다. 수술 전에, 수술 전 장기(102)에 관한 관련 데이터가 소비 노드 제어기(640)에 송신되거나 제어기(615) 상에서 처리된다. 620과 635의 것과 같은 디지타이제이션 장비로부터 표면 데이터를 수집하면, 영상/데이터 처리기(605)가 임의의 다른 관련 수술 중 정보와 함께 그 데이터를 계산 노드 제어기(640)에 송신한다. 컴퓨터 모델을 사용하여, 계산 노드 제어기(640)는 도 1에서 설명한 바와 같이 표면 데이터에 컴퓨터 모델의 정밀한 정렬을 완료하고 그 다음 도 1과 도 2에서 설명한 바와 같이, 표면 데이터로의 컴퓨터 모델의 정밀하지 않은 정렬이 이루어진다. 데이터/영상 처리기(605)는 또한 데이터에 대한 변환을 수행할 수 있다. 전술한 바와 같이, 국부적인 변환이 또한 요구될 수 있다. 그러한 경우들에서, 소비 노드 제어기(640)는 도 5에 관해 전술한 바와 같이, 그러한 변형되고 조정된 지도들을 생성할 수 있다. 이후 그러한 지도는 계산 노드 제어기(640) 상의 포인트들을 변환하거나 적합한 맵핑 기능을 데이터/영상 처리 유닛(605)에 제공하고, IGS 디스플레이(610)에 관한 적합한 변환을 적용하도록 함으로써 IGS 절차들을 수행하기 위해 사용될 수 있다.

[0056] 실시예들

[0057] 다음의 비제한적인 실시예들은 본 발명의 선택된 실시예들을 예증하는 역할을 한다. 도시된 구성 성분들의 요소들에 있어서의 비율에 있어서의 변화 및 대안예들은 당업자들에게 분명해지고, 본 발명의 실시예들의 범주 내에 있다는 것을 알게 된다.

[0058] 도 6에 예시된 것과 유사한 전형적인 시스템이 구성된다. 특히, 스텔스(Stealth) 모델 번호 LPC-650-T9500-64GF-04G-6-E-00 Little PC(컴퓨터)가 계산 노드 제어기(640)로서 동작하도록 구성된다. 제어기는 102와 연관된 수술 전 처리 구성 성분들과 함께 본 발명의 실시예에 따른 간의 표면 데이터와 컴퓨터 모델의 정밀하고 정밀하지 않은 정렬을 제공하기 위해 사용되었다. 도 7은 컴퓨터 모델(702)(검은 메시)과 표면 데이터(704)(회색 포인트들)의 초기의 정밀한 정렬의 결과들을 도시한다. 이들 결과는 조용한 특징 가중치 부여 등록법(silent feature weighting registration method)을 사용하여 얻어진다. 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 정밀하지 않은 정렬의 결과들을 도시한다. 이들 결과들은 대략 12회의 반복을 통해 유한 요소 방법을 사용하여 얻어졌다. 도 8에 도시된 바와 같이, 변형된 컴퓨터 모델(802)(검은 메시)은 이제 표면 데이터(704)(회색 포인트들)의 포인트들과 크게 일치한다. 구체화 실행 및 데이터(704)에 도시된 결과는 컴퓨터 노드 제어기에 대한 정정 이전에

모델과 4.7 ± 3.0 mm의 표면 데이터 사이의 가장 가까운포인트 거리의 평균을 나타낸다. 본 명세서에서 보고된 본 발명의 계산 노드 제어기 실행 후, 가장 가까운 포인트 거리는 1.5 ± 0.8 mm이 되었다. 컴퓨터 모델의 변형량은 도 9에 도시되어 있고, 이 도 9에서는 최초의 컴퓨터 모델 데이터와 변형된 컴퓨터 모델 데이터가 겹쳐져 있다. 도 9에서, 최초의 컴퓨터 모델(702)은 회색 메시로 도시되어 있고, 변형된 컴퓨터 모델은 검은색 메시로 도시되어 있다.

[0059] 도 10은 실행될 때 컴퓨터 시스템이 전술한 하나 이상의 방법론과 절차를 수행하게 할 수 있는 명령어들의 세트를 실행하기 위한 컴퓨터 시스템(1000)의 개략도이다. 예컨대, 컴퓨터 시스템(1000)의 아키텍처는 도 6의 하나 이상의 구성 성분의 아키텍처를 설명하기 위해 사용될 수 있다. 일부 실시예들에서, 컴퓨터 시스템(1000)은 단독으로 사용될 수 있는 장치로서 동작한다. 다른 실시예들에서는, 컴퓨터 시스템(1000)이 다른 계산 디바이스들에 연결될 수 있다(예컨대, 네트워크를 사용하여). 네트워크가 이루어진 배치에서는, 컴퓨터 시스템(1000)이 서버-클라이언트 디밸로퍼 네트워크 환경에서 서버 또는 클라이언트 디밸로퍼 기계(developer machine)의 자격으로 동작할 수 있거나, 피어-투-피어(또는 분산형) 네트워크 환경에서 피어 기계로서 동작할 수 있다. 일부 실시예에서는, 시스템이 안내 시스템으로의 플러그-인(plug-in) 카드일 수 있다.

[0060] 기계는 서버 컴퓨터, 클라이언트 유저(user) 컴퓨터, PC(personal computer), 테블릿 PC, 랩톱 컴퓨터, 데스크톱 컴퓨터, 제어 시스템, 네트워크 라우터, 스위치 또는 브릿지(bridge)를 포함하는 다양한 타입의 계산 시스템과 장치들, 또는 장치에 의해 취해질 행동들을 명시하는 명령어들(순차적이거나 다른 것)의 세트를 실행할 수 있는 임의의 다른 장치를 포함할 수 있다. 본 개시물의 장치는 또한 보이스, 비디오 또는 데이터 통신을 제공하는 임의의 전자 장치를 또한 포함한다는 점이 이해되어야 한다. 더 나아가, 단일 컴퓨터가 예시되어 있지만, "컴퓨터 시스템"이라는 어구는 본 명세서에서 논의된 임의의 하나 이상의 방법론을 수행하기 위한 명령어들의 세트(또는 다수의 세트들)를 개별적으로 또는 함께 실행하는 계산 장치들의 임의의 집합체를 포함하는 것으로 이해된다.

[0061] 컴퓨터 시스템(1000)은, 버스(1008)를 통해 서로 통신하는 처리기(1002)(CPU(central processing unit), GPU(graphics processing unit: 그래픽 처리 유닛 또는 둘다)), 메인 메모리(1004), 및 스탠티(static) 메모리(1006)를 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템(1000)은 비디오 디스플레이(예컨대, LCD)와 같은 디스플레이 유닛(1010), 플랫 패널(flat panel), 고체상태 디스플레이, 또는 음극선관(CRT)을 또한 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템(1000)은 입력 장치(1012)(예컨대, 키보드), 커서 제어 장치(1014)(예컨대, 마우스), 디스크 드라이브 유닛(1016), 신호 생성 장치(1018)(예컨대, 스피커나 원격 제어기), 및 네트워크 인터페이스 장치(1020)를 포함할 수 있다.

[0062] 디스크 드라이브 유닛(1016)은 본 명세서에서 기술된 하나 이상의 방법론, 절차, 또는 기능들을 구현하도록 구성되니 명령어들(1024)(예컨대, 소프트웨어 코드)의 하나 이상의 세트를 저장한 컴퓨터-판독 가능한 저장 매체(1022)를 포함할 수 있다. 명령어(1024)들은 또한 컴퓨터 시스템(1000)에 의해 실행되는 동안, 완전히 또는 적어도 부분적으로, 메인 메모리(1004), 스탠티 메모리(1006), 및/또는 처리기(1002)에 있을 수 있다. 메인 메모리(1004)와 처리기(1002)는 또한 기계-판독 가능한 매체를 구성할 수 있다.

[0063] 마찬가지로, ASIC(application-specific integrated circuit)과 PLR(programmable logic array)을 포함하지만 이들에 국한되지 않는 전용 하드웨어 구현에, 및 다른 하드웨어 장치들이 본 명세서에서 설명된 방법들을 구현하도록 구성될 수 있다. 다양한 실시예들의 장치 및 시스템들을 포함할 수 있는 응용예들에는 넓게 다양한 전자 및 컴퓨터 시스템을 포함한다. 일부 실시예들은 모듈들 사이 또는 모듈들을 통해 통신이 이루어지는 관련된 제어 및 데이터 신호들을 지닌 2개 이상의 특정 산호 연결된 하드웨어 모듈들이나 장치들에서 기능들을 구현하거나 ASIC의 부분들로서 기능들을 구현한다. 그러므로, 이러한 전형적인 시스템은 소프트웨어, 펌웨어, 및 하드웨어 구현예들에 적용 가능하다.

[0064] 본 개시물의 다양한 실시예에 따르면, 본 명세서에서 설명된 방법들은 컴퓨터-판독 가능한 저장 매체에서 소프트웨어 프로그램들로 저장될 수 있고, 컴퓨터 처리기에서 실행하도록 구성될 수 있다. 더 나아가, 소프트웨어 구현예들에는 분산 처리, 컴포넌트/객체 분산 처리, 병렬 처리, 가상 기계 처리가 포함될 수 있지만 이들에 국한되는 것은 아니고, 이들은 또한 본 명세서에서 설명된 방법들을 구현하도록 구성될 수 있다.

[0065] 본 개시물은 네트워크 환경(1026)에 연결된 장치가 보이스 및/또는 비디오 데이터를 보내거나 수신할 수 있고 명령어들(1024)을 사용하여 네트워크(1026)에 걸쳐 통신할 수 있도록, 전파된 신호로부터 명령어들(1024)을 수신하고 실행하는 명령어들(1024)을 가지는 컴퓨터-판독 가능한 저장 매체를 예측한다. 명령어들(1024)은 또한 네트워크 인터페이스 장치(1020)를 통해 네트워크(1026)에 걸쳐 송신되거나 수신될 수 있다.

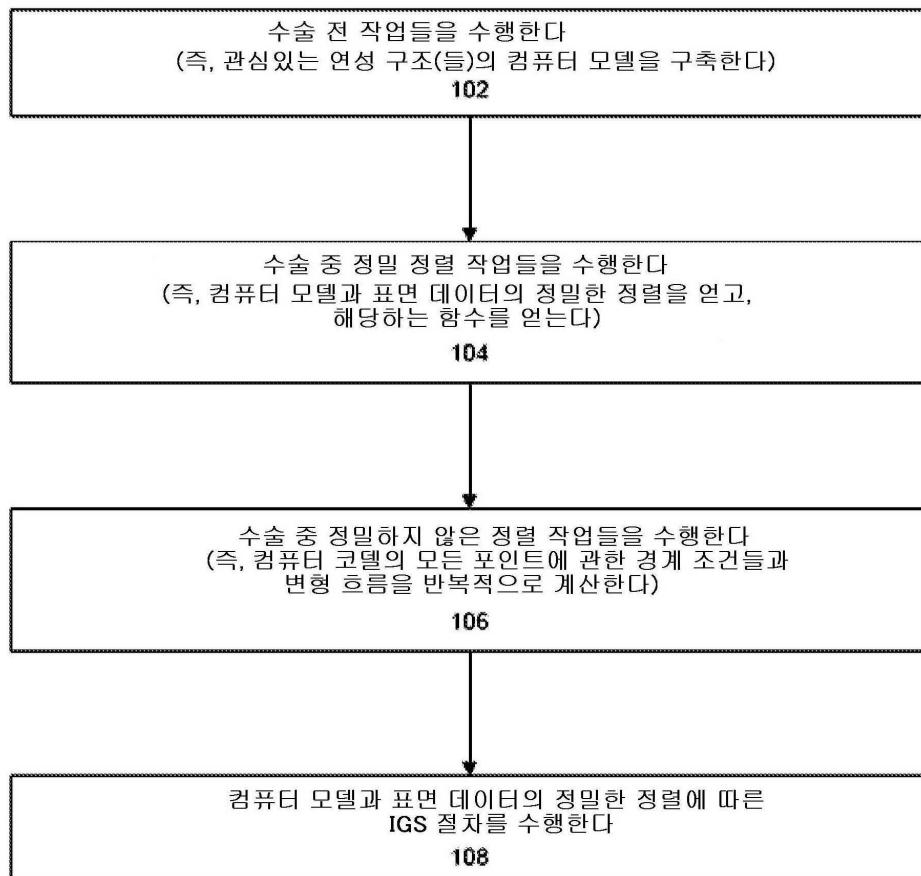
- [0066] 컴퓨터-판독 가능한 저장 매체(1022)가 단일 저장 매체인 것으로 전형적인 실시예에서 도시되어 있지만, "컴퓨터-판독 가능한 저장 매체"라는 용어는 하나 또는 그 이상의 명령어들의 세트를 저장하는 단일 매체 또는 다수 매체(예컨대, 집중되거나 분산된 데이터베이스, 및/또는 연관된 캐시들 및 서버들)를 포함하는 것으로 취해져야 한다. "컴퓨터-판독 가능한 저장 매체"라는 용어는 또한 기계에 의해 실행하기 위한 명령어들의 세트를 저장할 수 있고, 본 개시물의 방법론 중 임의의 하나 이상을 기계가 수행하게 하는 임의의 장치를 포함하는 것으로 취해진다.
- [0067] 따라서 "컴퓨터-판독 가능한 매체"라는 용어는 하나 이상의 읽기 전용(비휘발성) 메모리, 랜덤 액세스 메모리, 또는 다른 다시 쓰기 가능한(휘발성) 메모리를 수용하는 다른 패키지나 메모리 카드와 같은 고체 상태 메모리들; 디스크나 테이프와 같은 광자기 또는 광학 매체; 및 전송 매체에서 컴퓨터 명령어들을 구현하는 신호와 같은 반송파 신호들; 및/또는 전자 우편이나 다른 독립적으로 되어 있는 정보 보관소 또는 유형의 저장 매체와 등가인 분산 매체인 것으로 간주된 보관소들의 세트에 첨부된 디지털 파일을 포함하는 것으로 취해지지만, 이들에 국한되는 것은 아니다. 따라서, 이러한 개시물은 임의의 하나 이상의 컴퓨터-판독 가능한 매체나 본 명세서에 열거된 것과 같은 분산 매체를 포함하고, 본 명세서의 소프트웨어 구현예들이 저장되는 인정된 등가물과 계승 매체를 포함하는 것으로 생각된다.
- [0068] 비록 본 명세서가 특별한 표준 및 프로토콜을 참조하여 실시예들에서 구현된 성분들과 기능들을 설명하지만, 이러한 개시물은 그러한 표준 및 프로토콜에 국한되지 않는다. 인터넷 및 다른 패킷 스위칭된 네트워크 전송에 관한 표준들(예컨대, TCP/IP, UDP/IP, HTML, 및 HTTP) 각각은 최신 예들을 나타낸다. 그러한 표준은 근본적으로 동일한 기능들을 가지는 더 빠르거나 더 효율적인 등가물에 의해 주기적으로 대체된다. 따라서, 동일한 기능들을 가지는 대체 표준 및 프로토콜은 등가물인 것으로 고려된다.
- [0069] 본 출원인은 아래에 본 발명의 실시예들에 관해 이루어진 관찰들을 설명하기 위해 등장하는 정확한 것으로 믿어지는 확실한 이론적 양태들을 제시한다. 하지만, 본 발명의 실시예들은 이러한 제시된 이론적 양태들 없이 실시될 수 있다. 게다가, 이러한 이론적 양태들은 본 출원인이 제시한 이론에 의해 구속되는 것으로 추구하지 않는다는 이해를 가지고 제시된다.
- [0070] 본 발명의 다양한 실시예가 위에서 설명되었지만, 그러한 실시예는 단지 예일 뿐이고 그것들에 국한되는 것은 아니라는 점이 이해되어야 한다. 기재된 실시예들에는 본 발명의 취지와 범위를 벗어나지 않으면서 본 명세서의 개시물에 따라 다수의 변경이 가능할 수 있다. 예컨대, 비록 다양한 실시예가 주로 환자 공간에서의 좌표들이나 위치들이 컴퓨터 모델 공간이나 영상 공간으로의 변환에 관해 설명되었지만, 본 발명은 이들에 국한되지 않는다. 오히려, 본 명세서에서 설명된 시스템 및 방법들은 컴퓨터 모델 공간이나 영상 공간에서 관심있는 위치들에 기초한 환자 공간에서의 위치들이나 좌표들을 결정하기 위해 동등하게 적용 가능하다. 그러한 위치들은 환자 공간에서 연성 구조들과 연관된 다른 참조 위치들이나 임의의 기준 마커들에 관련된 위치들이나 좌표들을 제공함으로써 식별될 수 있다. 그러한 구성은, 예컨대 수술을 시작하기 위한 초기 위치를 식별하거나 유저가 환자 공간에서 구조들을 식별하거나 시각화하는 것을 돋기 위해 이용될 수 있다. 그러므로, 본 발명의 폭과 범주는 전술한 실시예들 중 어느 것에 의해서도 국한되어서는 안 된다. 오히려, 본 발명의 범주는 후속하는 청구항들 및 그것들의 등가물에 따라 규정되어야 한다.
- [0071] 비록 본 발명이 하나 이상의 구현예에 관해 예시되고 설명되었지만, 당업자라면 본 명세서와 부가된 도면을 읽고 이해함으로써 등가적인 대안에, 및 수정예를 만들어낼 수 있게 된다. 또한, 본 발명의 특정 특징이 여러 구현예들 중 오직 하나에 관해서 드러나 있지만, 그러한 특징은 임의의 주어진 또는 특정 응용예에 관해 유리하게 그리고 바라는 바대로 다른 구현예들의 하나 이상의 다른 특징들과 결합될 수 있다.
- [0072] 본 명세서에서 사용된 전문 용어는 오직 특정 실시예들을 설명하기 위한 목적으로 사용된 것이고 본 발명을 제한하려고 의도된 것은 아니다. 본 명세서에서 사용된 것처럼, 단수 형태인 "하나"란 표현은 글의 전후 관계가 명확히 다른 것으로 나타내지 않는 한 복수의 형태도 포함하는 것으로 의도된다. 더 나아가, 상세한 설명부 및/또는 청구항들에서 사용되는 "포함하는", "가지는", "갖는", "지닌", "구비한"이란 용어들도 "포함하는"이라는 용어와 같은 방식으로 포함되는 것으로 의도된다.
- [0073] 달리 규정되지 않는 한, 본 명세서에서 사용된 모든 용어들(기술적 또는 과학적 용어들을 포함하는)은 당업자에 의해 흔히 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 또한 일반적으로 사용된 사전들에서 정의된 것과 같은 용어들은 관련 분야의 상황에서의 그것들의 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하고, 본 명세서에서 분명히 그렇게 정의되지 않는 한, 이상화되거나 너무 형식적인 의미로 해석되는 것은 아니라는 점이 이해될 것

이다.

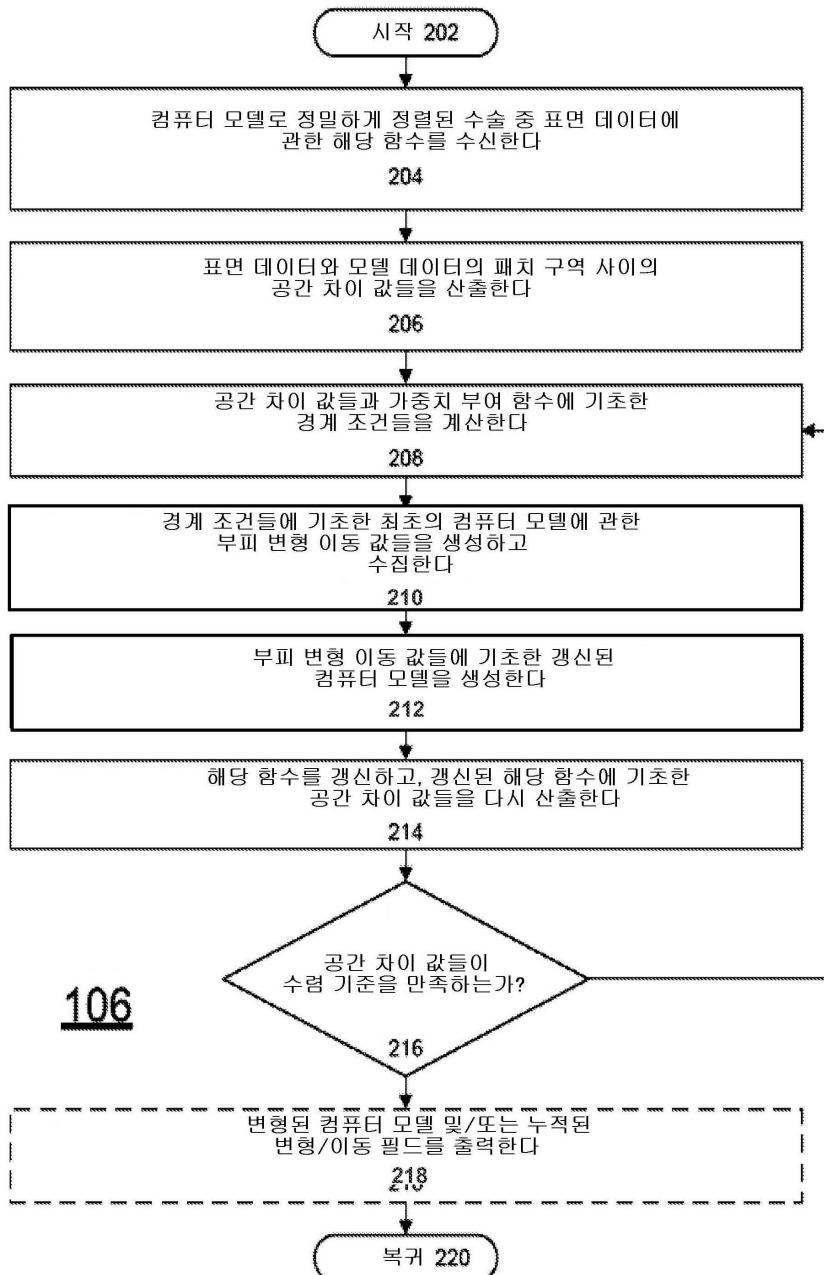
도면

도면1

100

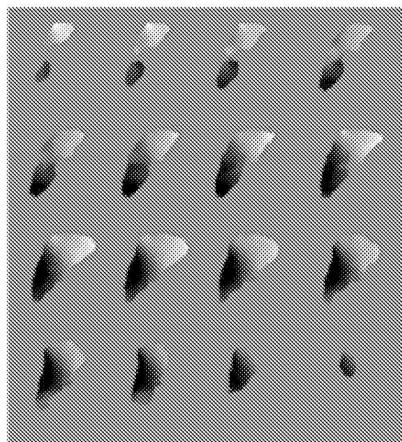


도면2

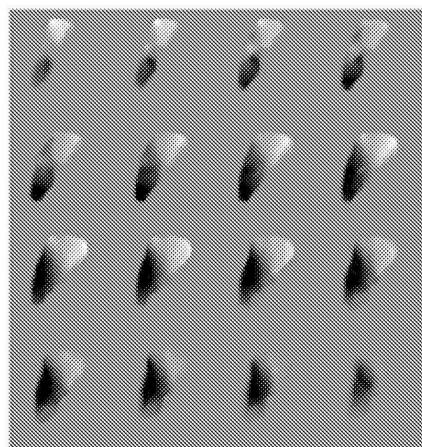


도면3

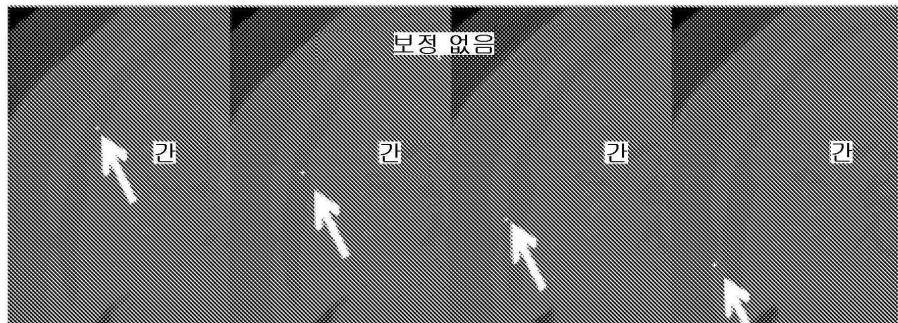
A



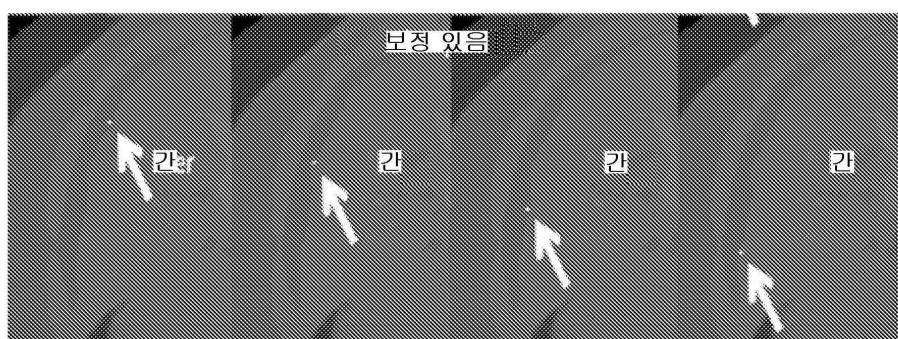
B



도면4

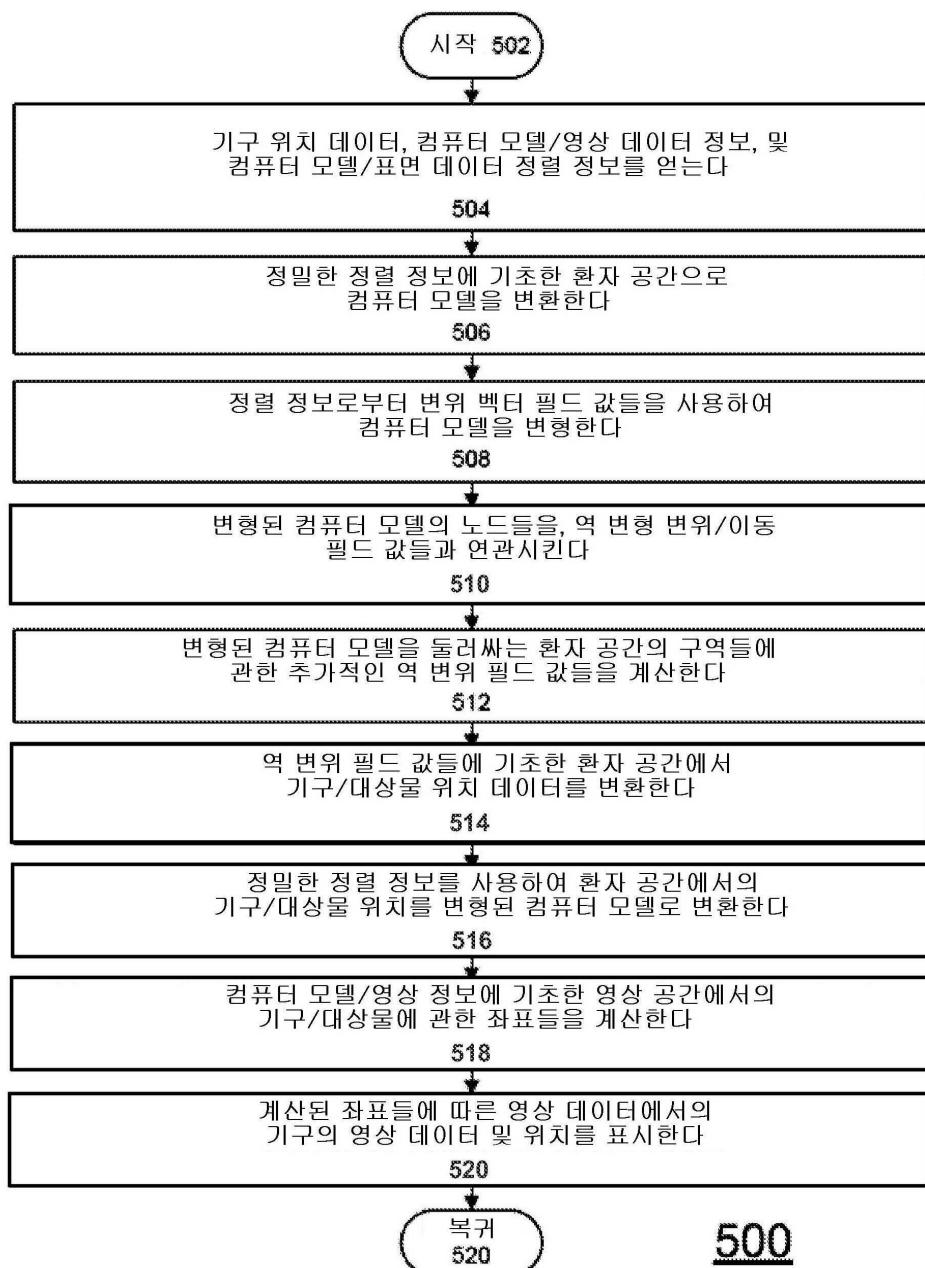


A

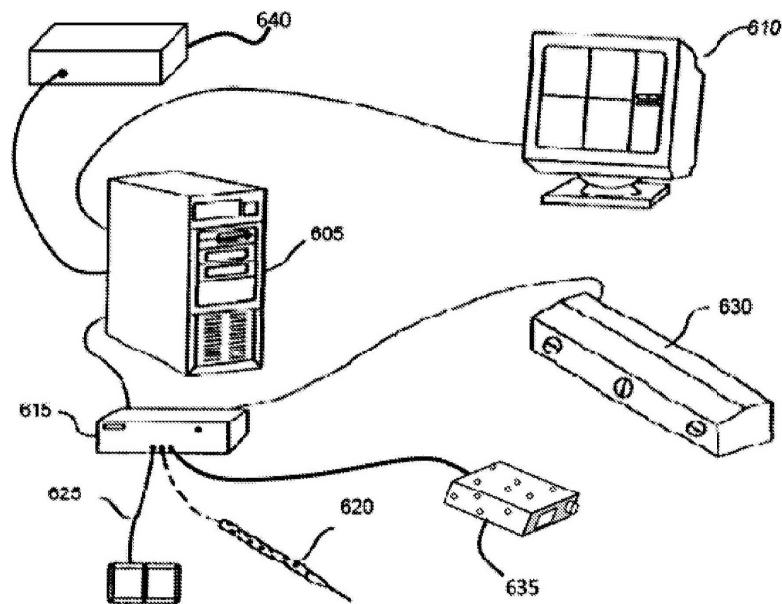


B

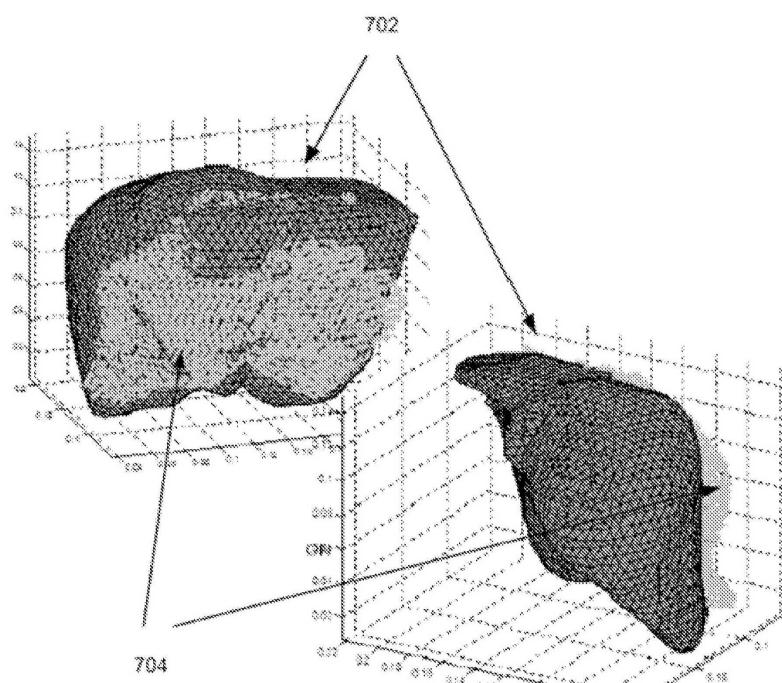
도면5



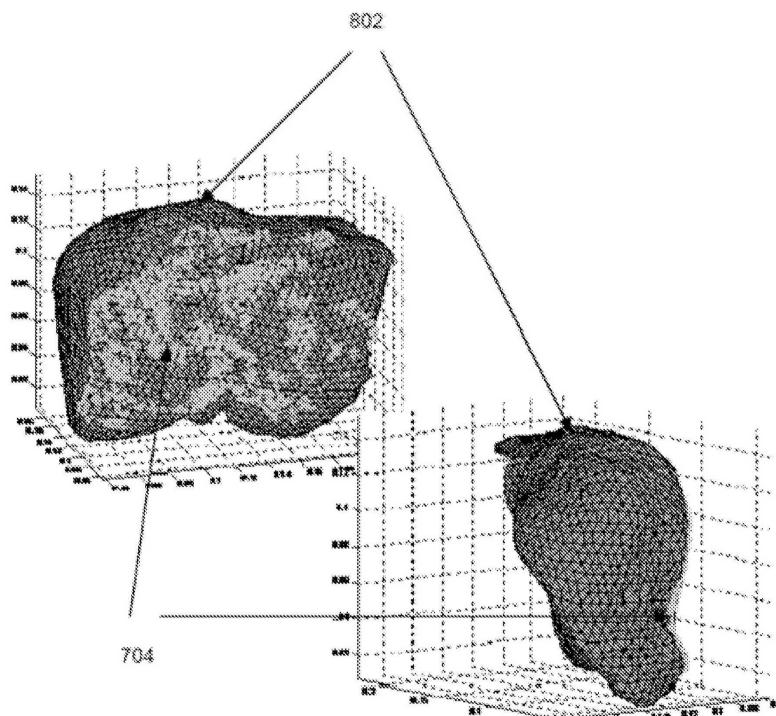
도면6



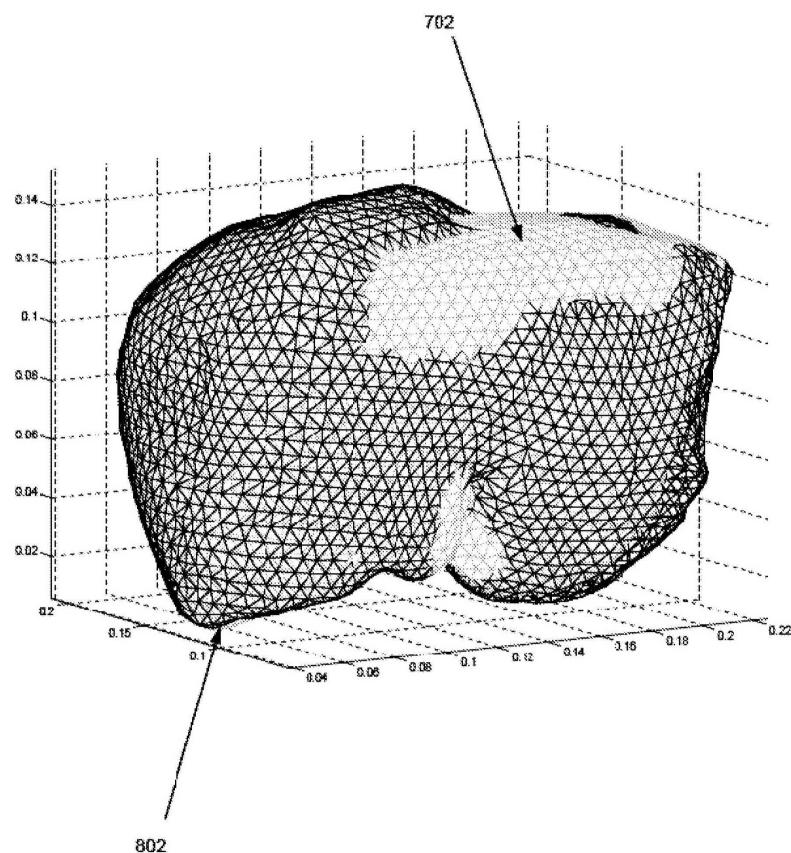
도면7



도면8



도면9



도면10

