(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0156940
(43) 공개일자 2023년11월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G06T 19/20 (2011.01) *G06T 11/00* (2006.01)
G06T 7/00 (2017.01) *G06T 7/62* (2017.01)
G06T 7/90 (2017.01) *G16H 30/40* (2018.01)
(52) CPC특허분류
G06T 19/20 (2013.01)
G06T 11/001 (2023.08)
(21) 출원번호 10-2023-7034786
(22) 출원일자(국제) 2022년03월16일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2023년10월11일
(86) 국제출원번호 PCT/EP2022/056779
(87) 국제공개번호 WO 2022/194910
국제공개일자 2022년09월22일
(30) 우선권주장
21305330.9 2021년03월18일
유럽특허청(EPO)(EP)

(71) 출원인
앵스띠뛰 파스퇴르
프랑스, 75724 파리 세덱스 15, 25-28 뤼 뒤 독뙤르 루
(72) 발명자
엘 베헤이리 모하메드
프랑스 75724 파리 세덱스 15 25-28 뤼 뒤 독뙤르 루 앵스띠뛰 파스퇴르 서비스 브레베 잇 인벤션
메이슨 장-밥티스트
프랑스 75724 파리 세덱스 15 25-28 뤼 뒤 독뙤르 루 앵스띠뛰 파스퇴르 서비스 브레베 잇 인벤션
(74) 대리인
박장원

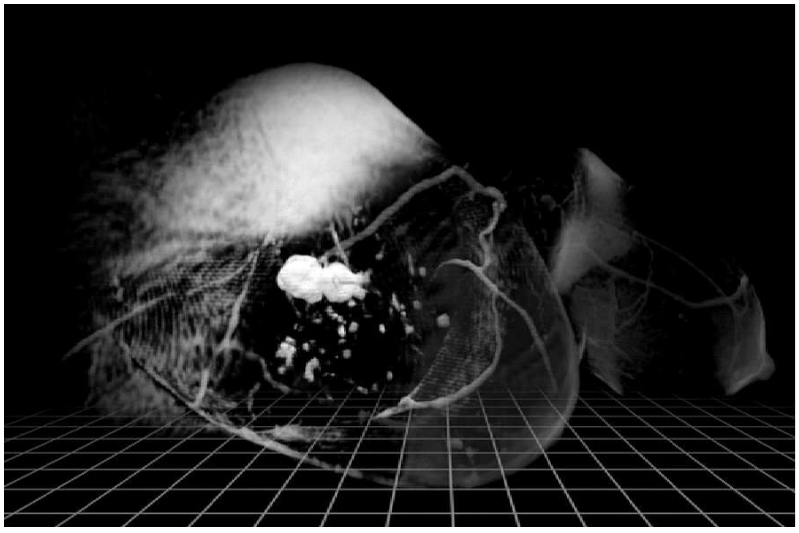
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **적어도 하나의 인터페이스에서 객체의 적어도 하나의 영역을 시각화하는 방법**

(57) 요 약

본 발명은 적어도 하나의 인터페이스에서 객체의 적어도 하나의 영역을 시각화하기 위한 컴퓨터 수단에 의해 구현되는 방법에 관한 것이며, 상기 방법은 다음 단계를 포함한다: 상기 영역의 적어도 하나의 이미지를 획득하는 단계, 상기 이미지는 적어도 하나의 채널을 포함하고, 상기 이미지는 픽셀 또는 복셀을 포함하는 2차원 또는 3차원 이미지이고, 값이 상기 이미지의 각 픽셀 또는 복셀의 각 채널과 연관되고, 상기 이미지의 표현이 상기 인터페이스에서 디스플레이되며; 사용자로부터 적어도 하나의 주석을 획득하는 단계, 상기 주석은 상기 이미지의 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 그룹을 정의하며; 상기 선택된 픽셀들 또는 복셀들에 기초하여 전달 함수를 계산하고 상기 전달 함수를 이미지의 각 채널의 값에 적용하는 단계; 인터페이스에서 이미지의 상기 표현을 업데이트하는 단계를 포함하고, 상기 표현의 픽셀들 또는 복셀들의 색상과 투명도는 전달 함수에 따라 달라진다.

대 표 도 - 도4



(52) CPC특허분류
G06T 7/0012 (2013.01)
G06T 7/62 (2017.01)
G06T 7/90 (2017.01)
G16H 30/40 (2018.01)
G06T 2200/04 (2013.01)
G06T 2200/24 (2013.01)
G06T 2210/41 (2013.01)
G06T 2219/004 (2013.01)
G06T 2219/2012 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

적어도 하나의 인터페이스에서 객체의 적어도 하나의 영역을 시각화하기 위한 컴퓨터 수단에 의해 구현되는 방법으로서, 상기 방법은 다음 단계들을 포함하는바:

- 상기 영역의 적어도 하나의 이미지를 획득하는 단계, 상기 이미지는 적어도 하나의 채널을 포함하고, 상기 이미지는 픽셀 또는 복셀을 포함하는 2차원 또는 3차원 이미지이고, 값이 상기 이미지의 각 픽셀 또는 복셀의 각 채널과 연관되고, 상기 이미지의 표현이 상기 인터페이스에서 디스플레이되며,

- 사용자로부터 적어도 하나의 주석을 획득하는 단계, 상기 주석은 상기 이미지의 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 그룹을 정의하며,

- 상기 선택된 픽셀들 또는 복셀들에 기초하여 전달 함수를 계산하고 상기 전달 함수를 이미지의 각 채널의 값에 적용하는 단계,

- 인터페이스에서 이미지의 상기 표현을 업데이트하는 단계, 상기 표현의 픽셀들 또는 복셀들의 색상과 투명도는 전달 함수에 따라 달라지며,

상기 방법은 다음 단계들을 포함하는바:

- 상기 영역의 적어도 하나의 2차원(2D) 이미지를 획득하는 단계, 상기 2D 이미지는 픽셀들 및 적어도 하나의 채널을 포함하고, 값이 상기 2차원 이미지의 각 픽셀의 각 채널과 연관되며, 상기 2D 이미지의 표현이 제 1 인터페이스에 디스플레이되며,

- 상기 영역의 적어도 하나의 3차원(3D) 이미지를 획득하는 단계, 상기 3D 이미지는 복셀들 및 적어도 하나의 채널을 포함하며, 값이 상기 3D 이미지의 각 복셀의 각 채널에 연관되고, 상기 3D 이미지의 복셀들 중 적어도 일부는 상기 2D 이미지의 일부 픽셀들에 대응하며, 상기 3D 이미지의 표현은 제 2 인터페이스에 디스플레이되며,

- 사용자로부터 적어도 하나의 주석을 획득하는 단계, 상기 주석은 상기 2D 이미지의 선택된 픽셀들의 그룹 또는 상기 3D 이미지의 선택된 복셀들의 그룹을 정의하며,

- 상기 2D 또는 3D 이미지에서 선택된 상기 픽셀들 또는 복셀들의 그룹에 대한 선택을 상기 3D 또는 2D 이미지로 각각 전파하되, 상기 2D 또는 3D 이미지의 선택된 픽셀들 또는 복셀들에 대응하는 상기 3D 또는 2D 이미지의 복셀들 또는 픽셀들을 선택함으로써, 전파하는 단계,

- 상기 2D 이미지의 상기 선택된 픽셀들에 기초하여 제 1 전달 함수를 계산하고 상기 2D 이미지의 각 채널의 값들에 제 1 전달 함수를 적용하는 단계,

- 제 1 인터페이스에서 2D 이미지의 표현을 업데이트하는 단계, 상기 표현의 픽셀들의 색상 및 투명도는 제 1 전달 함수에 의존하며,

- 상기 3D 이미지의 상기 선택된 복셀들에 기초하여 제 2 전달 함수를 계산하고 상기 3D 이미지의 각 채널의 값들에 제 2 전달 함수를 적용하는 단계,

- 제 2 인터페이스에서 3D 이미지의 표현을 업데이트하는 단계, 상기 표현의 복셀들의 색상과 투명도는 제 2 전달 함수에 따라 달라지는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

해당 이미지의 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 그룹은 상기 적어도 하나의 인터페이스를 통해 사용자로부터 적어도 하나의 추가 주석을 획득함으로써 업데이트되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 3

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

적어도 하나의 전달 함수는 다음의 단계들에 따라 계산되며:

- 관심있는 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B를 선택하는 단계, 각각의 도메인은 픽셀들 및 상기 선택된 픽셀들에 기초한 복셀들의 그룹을 포함하며,

- 각각 관심있는 제 1 및 제 2 도메인 A 및 B의 픽셀들 또는 복셀들을 기반으로 제 1 피처 텐서 및 제 2 피처 텐서를 생성하는 단계,

- 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B와 연관된 피처 통계의 최적의 최대 평균 불일치(MMD: Maximum Mean Discrepancy)를 통해 제 1 도메인 A와 제 2 도메인 B를 구별하는 통계 테스트를 정의하는 단계,

- 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해 다음 방정식을 사용하여 해당 픽셀 또는 복셀의 색상 C를 정의하는 단계,

$$C(v) = \frac{f^*(v) - min(f^*(v))}{max(f^*(v)) - min(f^*(v))}$$

여기서 f*(v)는 픽셀 또는 복셀 v의 값의 증인 함수(witness function)이고,

$$f^*(v) \propto \mu_P - \mu_Q = \frac{1}{m}\sum_{i=1}^{m} k(x_i, v) - \frac{1}{n}\sum_{j=1}^{n} k(y_j, v)$$ 에 의해 정의되며,

k는 도메인 A 및 yj에 속하는 픽셀 또는 복셀 xi와 관련된 피처들과 픽셀 또는 복셀 v와 관련된 피처들 사이의 거리를 나타내는 값을 정의하는 커널이며, m은 도메인 A의 픽셀 또는 복셀의 개수이고 n은 도메인 B의 픽셀 또는 복셀의 개수이며,

k는 픽셀 또는 복셀 xi 또는 yi와 연관된 피처들과 픽셀 또는 복셀 v와 연관된 피처들 사이의 거리를 나타내는 값을 정의하는 커널이고,

- 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해 다음 방정식을 사용하여 상기 픽셀 또는 복셀의 투명도 T를 정의하는 단계,

$$T(v) = \frac{h_A(v) + h_B(v)}{Z_{A,B}}$$

여기서,

$h_A(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 A의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도이고,

$h_B(v)$는 커널 k를 이용하여 제 2 도메인 B의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도이고,

$Z_{A,B}$는 정규화 상수이고 $max(Z_{A,B})=c$, $c \leq 1$ 임을 보장하는 최대 투명도 인자를 정의하는 사전결정된 상수임을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

전달 함수 중 적어도 하나는 다음의 단계들에 따라 계산되고:

- 관심있는 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B를 선택하는 단계, 각 도메인은 픽셀들 또는 상기 선택된 픽셀들을 기반으로 하는 복셀들의 그룹을 포함하며,

- 관심있는 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B에 각각 기초하여 제 1 피처 텐서와 제 2 피처 텐서를 생성하는 단계,

- $n^*_A = n^*_B$ 및 $2n_A \leq n_{max}$를 갖도록 관심있는 제 1 도메인 A와 제 2 도메인 B의 픽셀 또는 복셀을 샘플링하는 단계, 여기서 n_A는 제 1 도메인 A의 샘플 픽셀 또는 복셀의 개수이고, n_B는 제 2 도메인 B의 샘플 픽셀 또는 복

셀의 개수이며, n_{max}는 기결정된 값이며,

- 하나의 피처의 값에 의해 상기 픽셀 또는 복셀이 도메인 A에 속할 시프트된 확률의 정규화된 곱으로서 $f^*(v) = (\beta p_A(v) + 1)g(v)$, 및 상기 픽셀 또는 복셀 v의 g(v)를 이용하여, 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해 상기 픽셀 또는 복셀의 색상 C $C(v) = \frac{f^*(v) - min(f^*(v))}{max(f^*(v)) - min(f^*(v))}$를 정의하는 단계,

- 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해, 다음 방정식을 사용하여 해당 픽셀 또는 복셀의 투명도 T를 정의하는 단계:

$$T(v) = \frac{h_A(v) + h_B(v)}{Z_{A,B}}$$

여기서,

- $h_A(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 A의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

- $h_N(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 B의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

- $Z_{A,B}$는 정규화 상수이고 $max(Z_{A,B})=c$, $c \leq 1$ 임을 보장하는 최대 투명도 인자를 정의하는 사전결정된 상수임을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제3항 또는 제4항에 있어서,

각각의 피처 텐서는 대응하는 관심 도메인의 각 픽셀에 대해, 다음의 피처 목록에서 선택된 적어도 하나의 피처 값을 정의하되:

● 픽셀 또는 복셀 v의 값,

● $\nabla_l v$ 픽셀 또는 복셀 값들의 정규화된 기울기(스케일 l에 대한), 정규화는 가우시안 컨볼루션 $\nabla_l v = \nabla(N_l * I)$에 의해 수행되며, N은 널 평균 값의 가우시안 및 l의 표준편차이며,

● $S_l(v)$ 픽셀 또는 복셀 v 주위의 사이즈 l 패치(patch)의 엔트로피,

● $d(v)=(N_{l1} * I)(v) - (N_{l2} * I)(v)$ 픽셀 또는 복셀 v에서 콘볼류션된 이미지들의 차이,

여기서 (l1, l2)는 가우시안과 연관된 2개의 스케일이며,

I 는 이미지 스택이고,

● $\sigma_l(v)$ 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 한 사이즈 l의 패치의 표준 편차,

● $KL_{l,m}(v)$ 사이즈 l의 패치와 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 한 사이즈 l+m의 주변 패치 사이의 Kullback-Liebler 거리,

● $\tilde{\mu}_l(v)$ 픽셀 또는 복셀을 중심으로 하는 사이즈 l의 패치에서 복셀의 중앙값,

● $\nabla \log(N_l * I)$ 픽셀 또는 복셀 v에서 컨볼루션된 이미지의 로그 도함수,

● $d_{p\text{-}UMAP,l,m}$ (v) 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 하는 사이즈 l의 패치와 사이즈 l+m의 주변 패치에 대한 파라메트릭 UMAP에 의해 생성된 잠재 공간(latent space)의 저차원 유클리드 거리, 이러한 피처는 의료 이미지 데이터베이스가 구성된 전문 솔루션에서 사용되고, 파라메트릭 UMAP는 3개의 주요 축들(시상형(Sagital), 관상형 및 축형(Coronal and Axial))에서 2D 이미지 슬라이스들에 대해 미리정의된 패치 사이즈 세트에 대해 트레이닝되며, 이러한 트레이닝은 패치의 차원을 2D 잠재 공간으로 감소시키기 위해 수행되고, 거리를 평가할 때 l과 l+m은 트

레이닝에 사용되는 가장 가까운 값으로 근사화되고,

● $(r,\Theta)_{p\text{-}UMAP}(v)$ 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 하는 파라메트릭 UMAP에 의해 생성된 잠재 공간의 픽셀 또는 복셀 v의 극 좌표,

● $S_{p-UMAP,I}(v)$ 픽셀 v 주위의 사이즈 I의 도메인의 볼록 외피 표면(convex hull surface)

을 포함하는 피처 목록에서 선택된 적어도 하나의 피처 값을 정의하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 6

제3항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 커널 k는 다음의 커널 목록에서 선택되되:

- $k_G(x,x') = \sigma^2 exp\left(-\frac{(x-x')^2}{2l^2}\right)$,
- $k_{per}(x,x') = \sigma^2 exp\left(-2\frac{sin^2\left(\frac{\pi(x-x')}{p}\right)}{l^2}\right)$,
- $k_{lin}(x,x') = \sigma_b^2 + \sigma_v^2(x-l)(x'-l)$
- $k_{cau}(x,x') = \sigma^2\left(1+\frac{(x-x')^2}{2\alpha l^2}\right)^{-\alpha}$
- $k_{exp}(x,x') = exp\left(-\left(\frac{r}{l}\right)^{\gamma}\right)$

를 포함하는 커널 목록에서 선택되고,

여기서:

- x 및 x'는 해당 픽셀 또는 복셀의 피처들이고,

- $\{\sigma, l, p, \sigma_b, \sigma_v, \alpha, \gamma\}$는 커널들의 하이퍼 파라미터들이고, 이러한 파라미터들은 미리 정의되거나 자동으로 또는 사용자에 의해 설정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

제 1 디바이스와 제 2 디바이스 중 하나에서 생성된 액션은 메모리에 데이터를 저장하는 적어도 하나의 관리자를 통해 다른 하나의 디바이스로 전송되며, 상기 데이터는 상기 액션을 나타내는 적어도 하나의 파라미터를 포함하고, 제 1 표현 및/또는 제 2 표현은 저장된 데이터와 오리지널 이미지 세트를 기반으로 업데이트되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

선행하는 청구항에 있어서,

각각의 관리자는,

- 관리자 데이터 저장소의 데이터를 애플리케이션 외부에서 읽을 수 있는 포맷으로 내보내는 기능,

- 애플리케이션 외부의 데이터를 관리자 데이터 저장소로 가져오는 기능,

- 적어도 하나의 인터페이스로부터 데이터를 수신하고, 상기 데이터를 관리자 데이터 저장소에 저장하고, 이러한 저장된 데이터에 대한 시각적 판독으로 다른 모든 인터페이스를 업데이트하는 기능,

- 적어도 하나의 인터페이스에서 데이터를 제거하고, 관리자 데이터 저장소에서 해당 데이터를 제거하고, 이러한 데이터 제거에 대한 시각적 판독으로 다른 모든 인터페이스를 업데이트하는 기능,

- 새로운 시각적 요소를 추가하여 소정 인터페이스의 시각적 판독값을 업데이트하는 기능,

- 기존의 시각적 요소를 제거하여 소정 인터페이스의 시각적 판독값을 제거하는 기능

중 적어도 하나 또는 이들 각각을 구현하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

선행하는 청구항에 있어서,

저장된 각각의 데이터 요소는 각각의 인터페이스 사이의 동기화를 보장하는데 사용되는 고유 식별자를 갖는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

3D 이미지의 표현은 볼륨 레이 캐스팅 방법(volume ray casting methods)을 통해 획득되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 11

선행하는 청구항들 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제 1 인터페이스는 컴퓨터 스크린에 디스플레이되고, 상기 제 2 인터페이스는 컴퓨터 스크린 및/또는 가상 현실 디바이스의 디스플레이에 디스플레이되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 12

소프트웨어가 프로세서에 의해 실행될 때 제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 따른 방법의 적어도 일부를 구현하기 위한 명령들을 포함하는 컴퓨터 프로그램.

청구항 13

컴퓨터 디바이스로서,

- 객체의 영역에 대한 적어도 하나의 이미지를 수신하기 위한 입력 수단,

- 선행하는 청구항에 따른 컴퓨터 프로그램의 명령들을 저장하기 위한 메모리,

- 상기 명령들을 판독하기 위해 메모리에 액세스하고 제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 따른 방법을 실행하는 프로세서,

- 상기 방법을 실행함으로써 획득된 이미지의 표현을 디스플레이하기 위한 인터페이스 수단

을 포함하는 것을 특징으로 하는 컴퓨터 디바이스.

청구항 14

컴퓨터 소프트웨어가 프로세서에 의해 실행될 때, 제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 따른 방법을 구현하기 위한 컴퓨터 소프트웨어가 등록되어 있는 컴퓨터로 판독가능한 비일시적 기록매체.

청구항 15

환자의 해부학적 구조의 3D 모델을 생성하는 방법으로서,

- 객체의 의학적 3D 이미지에 제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 따른 방법을 컴퓨터 수단으로 구현하는 단계, 상기 객체는 의학적 관심 영역을 포함하는 환자의 해부학적 구조(들)이고, 의학적 3D 이미지는 자기 영상 공명(MRI) 영상, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 스캔 영상, 양전자 방출 단층 촬영(PET) 스캔 영상 또는 수치적으로 프로세싱된 초음파 기록 영상을 포함하고, 및

- 의학적 관심 영역을 포함하여 환자의 해부학적 구조에 대한 3D 모델을 디스플레이하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 16

제15항에 있어서,

사용자는 의학적 3D 이미지에 적어도 하나의 주석을 제공하고, 상기 적어도 하나의 주석은 의학적 관심 영역의 픽셀들 또는 복셀들을 선택하여 상기 관심 영역의 시각화를 개선하거나 및/또는 상기 관심 영역의 경계들의 시각화를 개선하며, 및/또는 상기 적어도 하나의 주석은 의학적 관심 영역 외부의 픽셀들 또는 복셀들을 선택하여 상기 관심 영역 주변의 조직, 뼈, 근육 또는 혈관과 같은 간섭 구조를 잘라내거나(cropping) 삭제함으로써 이미지 변환을 가능하게 하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 17

제15항 또는 제16항에 있어서,

상기 방법은 원시(raw) 3D 이미지 이미징 데이터에 대해 수행되거나 또는 분할된 3D 이미지 데이터에 대해 수행되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 18

환자의 상태, 질병 또는 건강 상태의 판단이 필요한 환자로부터 이전에 획득한 의학적 3D 이미지로부터 획득된 3D 모델을 분석하는 방법으로서,

- 객체의 의학적 3D 이미지에 제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 따른 방법을 컴퓨터 수단으로 구현하는 단계, 상기 객체는 의학적 관심 영역을 포함하는 환자의 해부학적 구조(들)이고, 의학적 3D 이미지는 자기 영상 공명(MRI) 영상, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 스캔 영상, 양전자 방출 단층 촬영(PET) 스캔 영상 또는 수치적으로 프로세싱된 초음파 기록 영상을 포함하고,

- 의학적 관심 영역을 포함하여 환자의 해부학적 구조에 대한 3D 모델을 디스플레이하는 단계, 및

- 3D 모델의 이미징 데이터에 기초하여 메트릭을 시각화, 태그 지정(tagging), 조작(manipulating) 및/또는 측정하여 디스플레이된 3D 모델을 분석하고, 이에 의해서 상기 의학적 관심 영역에서 환자의 해부학적 구조를 특징화하는 단계

를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 19

환자의 상태, 질병 또는 건강 상태를 진단 또는 모니터링하는 방법으로서,

- 제18항의 방법을 구현하는 단계,

- 이미징 데이터를 기반으로 측정된 메트릭과 관련된 데이터를 수집하는 단계를 포함하고,

상기 메트릭은 환자의 상태, 질병 또는 건강 상태에 대한 의학적 관심의 형태학적(morphological), 기하학적 또는 위치적 피처들을 매핑할 수 있는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 20

환자의 종양을 검출 또는 모니터링하기 위한 제19항에 따른 방법으로서,

상기 시각화되거나 측정된 메트릭은 특정 장기(organ) 또는 상기 특정 장기의 일부에서 종양의 국소화, 병변들의 개수에 대한 결정, 영향을 받은 해부학적 구조 또는 신체 부위, 특히 영향을 받은 장기의 윤곽들(contours)에 대한 종양의 위치, 종양의 부피 또는 종양 각각의 부피와 영향을 받은 장기의 체류 부피(residency volume)의 비율에 대한 결정을 포함하는 그룹으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 적어도 하나의 인터페이스에서 객체의 적어도 하나의 영역을 시각화하는 방법에 관한 것이며, 특히 환자의 적어도 하나의 영역을 시각화하는 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 의학은 의료 영상 기술을 활용하여 임상 분석 및 의학적 개입을 위해 환자 신체 내부의 이미지를 생성할 뿐만 아니라 일부 장기나 조직의 시각적 표현을 생성한다. 의료 영상의 목표는 질병을 진단 및 치료하거나 또는 수술을 준비하기 위해 에컨대, 피부와 뼈 등에 의해 숨겨진 신체 내부 구조를 드러내는 것이다.

[0003] 예를 들어 컴퓨터 단층촬영(CT), 자기 공명 영상(MRI), 양전자 방출 단층촬영(PET) 또는 초음파를 통해 생성된 의료 이미지는 2차원(2D) 또는 3차원(3D) 이미지일 수 있다. 3D 이미지는 2D 이미지 스택에서 계산되거나 직접 획득될 수 있다.

[0004] 각 이미지는 픽셀(2D 이미지의 경우) 또는 복셀(3D 이미지의 경우)로 구성되며, 값은 해당 이미지의 각 픽셀 또는 복셀의 각 채널과 연관된다. 예를 들어 단색 이미지의 경우 이미지는 단 하나의 채널로 구성될 수 있다. 반대로, 이미지는 예를 들어 컬러 이미지의 경우 각각의 원색(빨간색, 녹색, 파란색)에 대해 하나씩, 여러 채널을 포함할 수 있다. 복셀 및 픽셀이라는 용어는 확장 또는 유사하게 2D 또는 3D 이미지에 사용될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 2D 의료 이미지는 방사선 전문의가 진단을 수행하고 관심 구조를 측정하며 치료 전략을 평가할 수 있는 슬라이스 기반 표현인 경우가 많다. 그러나 외과 의사는 가상 및 증강 현실 몰입형 시각화 기술이 제공하는 것과 같은 자연스러운 3D 보기 환경에서 환자를 "아바타" 또는 "디지털 쌍둥이"로 상세하고 규모에 맞게 표현함으로써 이점을 얻을 수 있다.

[0006] 3D 의료 이미지의 볼륨 렌더링은 여러 의료 분야에서 자주 사용되지만, 렌더링된 이미지의 품질과 관심있는 해부학적 구조 간의 콘트라스트는 이미지에 적용되는 전달 함수 유형에 따라 크게 달라진다.

[0007] 이미지에 적용되는 전달 함수는 해당 표현의 픽셀 또는 복셀의 색상(즉, 방출 특성) 및 투명도(또한, 불투명도, 즉 흡수 특성이라고도 함)를 수정하여 해당 이미지의 표현 또는 렌더링을 수정하는 것을 목표로 한다.

[0008] 기존 소프트웨어를 사용하면 사용자는 광학적 특성을 픽셀이나 복셀에 부여하는 미리 정의된 전달 함수를 적용할 수 있다. 이러한 미리 정의된 전달 함수는 대응하는 분석에 항상 적용되는 것은 아니다.

[0009] 전송 함수의 일부 하이퍼-파라미터들에 대한 수동 조정은 때때로 소프트웨어에 의해 허용된다. 그러나, 이러한 전달 함수의 수동 설계는 지루하고 시간 소모적인 작업이 될 수 있으며, 관련 사례에 대한 전달 함수의 최상의 최적화로 반드시 이어지지는 않는다.

[0010] 또한 서로 다른 인터페이스를 사용하여 의료 전문가 간의 의사소통을 촉진할 필요가 있다. 특히, 방사선 전문의는 2D 보기 인터페이스를 사용하도록 훈련받는 반면, 외과 의사는 수술실에서의 환자와 정확하게 유사한 3D 인터페이스를 사용한다. 이러한 상호 작용은 질병 진단이나 수술 준비를 촉진하기 위한 전문 지식의 이점을 누릴 수 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 이러한 목적을 위해, 본 발명은 적어도 하나의 인터페이스에서 객체의 적어도 하나의 영역을 시각화하기 위한 컴퓨터 수단에 의해 구현되는 방법을 제안하며, 상기 방법은 다음 단계를 포함한다:

[0012] - 상기 영역의 적어도 하나의 이미지를 획득하는 단계, 상기 이미지는 적어도 하나의 채널을 포함하고, 상기 이미지는 픽셀 또는 복셀을 포함하는 2차원 또는 3차원 이미지이고, 값이 상기 이미지의 각 픽셀 또는 복셀의 각 채널과 연관되고, 상기 이미지의 표현이 인터페이스에 디스플레이되며,

[0013] - 사용자로부터 적어도 하나의 주석을 획득하는 단계, 상기 주석은 상기 이미지의 선택된 픽셀 또는 복셀의 그룹을 정의하며,

[0014] - 상기 선택된 픽셀 또는 복셀에 기초하여 전달 함수를 계산하고 상기 전달 함수를 이미지의 각 채널의 값들에 적용하는 단계,

[0015] - 인터페이스에서 이미지의 상기 표현을 업데이트하는 단계를 포함하며, 상기 표현의 픽셀들 또는 복셀들의 색상과 투명도는 전달 함수에 따라 달라진다.

[0016] 본 발명은 의료 영상뿐만 아니라 다른 유형의 영상에도 적용가능하다. 본 발명은 적어도 환자 신체의 영역을 시각화하는 것만으로 제한되지 않는다.

[0017] 종래 기술과 반대로, 본 발명의 경우, 전달 함수는 상기 전달 함수의 하이퍼 파라미터를 수동으로 미세 조정하는 것에 의해서만 미리 정의되거나 수정되지 않는다. 실제로, 본 발명에서는 이미지의 주석을 사용하여 전달 함수를 조정하고 결과적으로 이미지의 표현을 조정한다. 이러한 프로세스를 전달 함수의 반자동 정의 또는 파라미터화라고 한다.

[0018] 전달 함수에 대한 이러한 인체공학적이고 동적인 수정은 이미지의 내용을 기반으로 전달 함수를 신속하고 최적으로 수정하는데 특히 효율적이다.

[0019] 인터페이스는 그래픽 사용자 인터페이스(GUI)일 수 있다. 사용자는 적어도 하나의 컨트롤러, 예를 들어 마우스, 키보드 및/또는 가상 현실 컨트롤러를 통해 인터페이스와 상호작용할 수 있다.

[0020] 상기 방법은 다음의 단계들을 포함할 수 있다:

[0021] - 상기 영역의 적어도 하나의 2차원(2D) 이미지를 획득하는 단계, 상기 2D 이미지는 픽셀들 및 적어도 하나의 채널을 포함하고, 값이 상기 2차원 이미지의 각 픽셀의 각 채널과 연관되며, 상기 2D 이미지의 표현이 제 1 인터페이스에 디스플레이되며,

[0022] - 상기 영역의 적어도 하나의 3차원(3D) 이미지를 획득하는 단계, 상기 3D 이미지는 복셀들 및 적어도 하나의 채널을 포함하며, 값이 상기 3D 이미지의 각 복셀의 각 채널에 연관되고, 상기 3D 이미지의 복셀들 중 적어도 일부는 상기 2D 이미지의 일부 픽셀들에 대응하며, 상기 3D 이미지의 표현은 제 2 인터페이스에 디스플레이되며,

[0023] - 사용자로부터 적어도 하나의 주석을 획득하는 단계, 상기 주석은 상기 2D 이미지의 선택된 픽셀들의 그룹 또는 상기 3D 이미지의 선택된 복셀들의 그룹을 정의하며,

[0024] - 상기 2D 또는 3D 이미지에서 선택된 상기 픽셀들 또는 복셀들의 그룹에 대한 선택을 상기 3D 또는 2D 이미지로 각각 전파하되, 상기 2D 또는 3D 이미지의 선택된 픽셀들 또는 복셀들에 대응하는 상기 3D 또는 2D 이미지의 복셀들 또는 픽셀들을 선택함으로써, 전파하는 단계,

[0025] - 상기 2D 이미지의 상기 선택된 픽셀들에 기초하여 제 1 전달 함수를 계산하고 상기 2D 이미지의 각 채널의 값들에 제 1 전달 함수를 적용하는 단계,

[0026] - 제 1 인터페이스에서 2D 이미지의 표현을 업데이트하는 단계, 상기 표현의 픽셀들의 색상 및 투명도는 제 1 전달 함수에 의존하며,

[0027] - 상기 3D 이미지의 상기 선택된 복셀들에 기초하여 제 2 전달 함수를 계산하고 상기 3D 이미지의 각 채널의 값들에 제 2 전달 함수를 적용하는 단계,

[0028] - 제 2 인터페이스에서 3D 이미지의 표현을 업데이트하는 단계, 상기 표현의 복셀들의 색상과 투명도는 제 2 전달 함수에 따라 달라진다.

[0029] 이러한 특징들에 따르면, 제 1 인터페이스와 2D 이미지의 표현(또는 2D 표현)은 제 1 사용자(예를 들어, 방사선 전문의)의 요구에 맞춰 조정될 수 있고, 제 2 인터페이스와 3D 이미지의 표현(또는 3D 표현)은 제 2 사용자(예컨대, 외과의사)의 요구에 맞게 조정될 수 있다.

[0030] 이러한 방식으로, 2D 또는 3D 표현 중 하나에서 보여지지 않을 수 있는 검출 요소가 다른 표현에서 검출될 가능성이 더 높다. 2D 및 3D 인터페이스를 모두 사용하는 이러한 이중 검증은 검출 성능을 향상시킨다. 물론, 동일한 사용자가 2D 및 3D 표현을 모두 시각화하고 이와 상호작용하기 위해 제 1 및 제 2 인터페이스를 모두 사용할 수 있다.

[0031] 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 그룹을 하나의 이미지로부터 다른 하나의 이미지로 전파함으로써, 제 1 및 제 2 전달 함수를 동적으로 동시에 조정할 수 있다. 즉, 하나의 인터페이스 상의 주석들은 2개의 인터페이스들 모두의 이미지 표현에 영향을 미칠 수 있다.

[0032] 또한, 위에서 언급한 특징에 따르면, 주석(예컨대, 관심 영역)이 한 인터페이스에서 다른 인터페이스로 전송된다. 하지만, 전달 함수는 전달되지 않으며, 이러한 전달 함수는 사용자의 각각의 주석과 각 인터페이스에 대해 다시 계산된다. 이를 통해 각 2D 및 3D 인터페이스에 대한 최상의 전달 함수를 대화형 및 동적 방식으로 획득할

수 있다.

[0033] 이러한 동작은 인터페이스들(예를 들어, 2명의 사용자들) 사이에서 상호작용을 촉진한다.

[0034] 해당 이미지의 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 그룹은 적어도 하나의 인터페이스를 통해 사용자로부터 적어도 하나의 추가적인 주석을 획득함으로써 업데이트될 수 있다.

[0035] 즉, 두 인터페이스 모두의 이미지들의 표현들에 대한 업데이트들은 각각의 연속적인 주석이 해당 표현들에 영향을 미치는 대화형 프로세스일 수 있다.

[0036] 픽셀 그룹은 2D 인터페이스 또는 제 1 인터페이스에서 선택될 수 있고 복셀 그룹은 3D 인터페이스 또는 제 2 인터페이스에서 선택될 수 있으며, 2개의 인터페이스들에서 선택된 대응 픽셀들 및 복셀들의 조합(unions)이 이용되어, 대응하는 제 1 및 제 2 전달 함수를 계산할 수 있다.

[0037] 이러한 맥락에서, 초기 전달 함수 파라미터화가 최적이 아닌 경우, 제 1 또는 제 2 인터페이스에서 주석 위치를 재조정할 수 있으며 그리고 전달 함수를 다시 파라미터화하여 최적의 이미지 표현으로 수렴할 수 있다.

[0038] 이러한 주석은 선택된 픽셀 그룹 또는 복셀 그룹으로부터 픽셀들 또는 복셀들을 추가하거나 제거하는 것과 관련될 수 있다.

[0039] 보다 구체적으로, 일부 픽셀들 또는 복셀들은 하나의 인터페이스에서 주석을 통해 추가될 수 있는 반면에, 이전에 추가된 일부 픽셀들 또는 복셀들은 다른 인터페이스의 주석을 통해 제거될 수 있다.

[0040] 전달 함수들 중 적어도 하나는 다음 단계들에 따라 계산될 수 있다.

[0041] - 관심있는 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B를 선택하는 단계, 각각의 도메인은 픽셀들 및 상기 선택된 픽셀들에 기초한 복셀들의 그룹을 포함하며,

[0042] - 각각 관심있는 제 1 및 제 2 도메인 A 및 B의 픽셀들 또는 복셀들을 기반으로 제 1 피처 텐서 및 제 2 피처 텐서를 생성하는 단계,

[0043] - 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B와 연관된 피처 통계의 최적의 최대 평균 불일치(MMD: Maximum Mean Discrepancy)를 통해 제 1 도메인 A와 제 2 도메인 B를 구별하는 통계 테스트를 정의하는 단계,

[0044] - 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해, 다음 방정식을 사용하여 해당 픽셀 또는 복셀의 색상 C를 정의하는 단계,

[0045] $$C(v) = \frac{f^*(v) - min(f^*(v))}{max(f^*(v)) - min(f^*(v))}$$

[0046] 여기서 f*(v)는 픽셀 또는 복셀 v의 값의 증인 함수(witness function)이고,

[0047] $$f^*(v) \propto \mu_P - \mu_Q = \frac{1}{m}\sum_{i=1}^{m} k(x_i, v) - \frac{1}{n}\sum_{j=1}^{n} k(y_j, v)$$ 에 의해 정의되며,

[0048] k는 도메인 A 및 yj에 속하는 픽셀 또는 복셀 xi와 관련된 피처들과 픽셀 또는 복셀 v와 관련된 피처들 사이의 거리를 나타내는 값을 정의하는 커널이며, m은 A의 픽셀 또는 복셀의 개수이고 n은 도메인 B의 픽셀 또는 복셀의 개수이며,

[0049] k는 픽셀 또는 복셀 xi 또는 yi와 연관된 피처들과 픽셀 또는 복셀 v와 연관된 피처들 사이의 거리를 나타내는 값을 정의하는 커널이고,

[0050] - 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해 다음 방정식을 사용하여 상기 픽셀 또는 복셀의 투명도 T를 정의하는 단계,

[0051] $$T(v) = \frac{h_A(v) + h_B(v)}{Z_{A,B}}$$

[0052] 여기서,

[0053] $h_A(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 A의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도이고,

[0054] $h_B(v)$는 커널 k를 이용하여 제 2 도메인 B의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도이고,

[0055] $Z_{A,B}$는 정규화 상수이고 $\max(Z_{A,B})=c$, $c \leq 1$ 임을 보장하는 최대 투명도 인자를 정의하는 사전결정된 상수이다.

[0056] 전달 함수 중 적어도 하나는 다음 단계들에 따라 계산될 수 있다;

[0057] - 관심있는 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B를 선택하는 단계, 각 도메인은 픽셀들 또는 상기 선택된 픽셀들을 기반으로 하는 복셀들의 그룹을 포함하며,

[0058] - 관심있는 제 1 도메인 A 및 제 2 도메인 B에 각각 기초하여 제 1 피처 텐서와 제 2 피처 텐서를 생성하는 단계,

[0059] - $n^*_A = n^*_B$ 및 $2n_A \leq n_{max}$를 갖도록 관심있는 제 1 도메인 A와 제 2 도메인 B의 픽셀 또는 복셀을 샘플링하는 단계, 여기서 n_A는 제 1 도메인 A의 샘플 픽셀 또는 복셀의 개수이고, n_B는 제 2 도메인 B의 샘플 픽셀 또는 복셀의 개수이고, n_{max}는 기결정된 값이며,

[0060] - 하나의 피처의 값에 의해 상기 픽셀 또는 복셀이 도메인 A에 속할 시프트된 확률의 정규화된 곱으로서 $f^*(v) = (\beta p_A(v) + 1)g(v)$, 및 상기 픽셀 또는 복셀 v의 g(v)를 이용하여, 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해 상기 픽셀 또는 복셀의 색상 C $C(v) = \frac{f^*(v) - min(f^*(v))}{max(f^*(v)) - min(f^*(v))}$를 정의하는 단계,

[0061] - 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해, 다음 방정식을 사용하여 해당 픽셀 또는 복셀의 투명도 T를 정의하는 단계:

[0062] $$T(v) = \frac{h_A(v) + h_B(v)}{Z_{A,B}}$$

[0063] 여기서,

[0064] - $h_A(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 A의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

[0065] - $h_N(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 B의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

[0066] - $Z_{A,B}$는 정규화 상수이고 $\max(Z_{A,B})=c$, $c \leq 1$ 임을 보장하는 최대 투명도 인자를 정의하는 사전결정된 상수이다.

[0067] 전달 함수를 계산하기 위한 상기 방법은, 2D 또는 3D 이미지에서 그러한 식별이 특히 어렵거나 모호하게 나타나는 경우에도 사용자가 표현에서 관심있는 부분을 더 잘 식별할 수 있도록 하는 성능을 제공한다.

[0068] 관심있는 제 1 도메인은 주석을 기반으로 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 그룹으로 정의될 수 있다.

[0069] 관심있는 제 2 도메인은 주석에 기초하여 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 그룹의 픽셀 또는 복셀을 포함하지 않는 다른 픽셀 또는 복셀 그룹으로 자동으로 정의될 수 있다.

[0070] 대안적으로, 제 2 관심 도메인은 상보적인 주석에 기초하여 사용자에 의해 선택된 픽셀들 또는 복셀들의 또 다른 그룹으로 정의될 수 있다.

[0071] 각 피처 텐서는, 대응하는 관심 도메인의 각 픽셀에 대해, 다음의 피처 목록에서 선택된 적어도 하나의 피처 값을 정의할 수 있다:

[0072] ● 픽셀 또는 복셀 v의 값,

[0073] ● $\nabla_l v$ 픽셀 또는 복셀 값들의 정규화된 기울기(스케일 l에 대한), 정규화는 가우시안 컨볼루션 $\nabla_l v = \nabla(N_l * I)$에 의해 수행되며, N은 널 평균 값의 가우시안 및 l의 표준편차이며, I 는 이미지 스택이고,

[0074] ● $S_l(v)$ 픽셀 또는 복셀 v 주위의 사이즈 l 패치(patch)의 엔트로피,

[0075] ● $d(v)=(Nl_1 * I)(v) - (Nl_2 * I)(v)$ 픽셀 또는 복셀 v에서 콘볼류션된 이미지들의 차이,

[0076] 여기서 (l_1, l_2)는 가우시안과 연관된 2개의 스케일이며,

[0077] I 는 이미지 스택이고,

[0078] ● $\sigma_l(v)$ 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 한 사이즈 l의 패치의 표준 편차,

[0079] ● $KL_{l,m}(v)$ 사이즈 l의 패치와 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 한 사이즈 l+m의 주변 패치 사이의 Kullback-Liebler 거리,

[0080] ● $\tilde{\mu}_l(v)$ 픽셀 또는 복셀을 중심으로 하는 사이즈 l의 패치에서 복셀의 중앙값,

[0081] ● $\nabla \log(N_l * I)$ 픽셀 또는 복셀 v에서 컨볼루션된 이미지의 로그 도함수,

[0082] ● $d_{p-UMAP,l,m}(v)$

[0083] 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 하는 사이즈 l의 패치와 사이즈 l+m의 주변 패치에 대한 파라메트릭 UMAP에 의해 생성된 잠재 공간(latent space)의 저차원 유클리드 거리, 이러한 피처는 의료 이미지 데이터베이스가 구성된 전문 솔루션에서 사용되고, 파라메트릭 UMAP는 3개의 주요 축들(시상형(Sagital), 관상형 및 축형(Coronal and Axial))에서 2D 이미지 슬라이스들에 대해 미리정의된 패치 사이즈 세트에 대해 트레이닝되며, 이러한 트레이닝은 패치의 차원을 2D 잠재 공간으로 감소시키기 위해 수행되고, 거리를 평가할 때 l과 l+m은 트레이닝에 사용되는 가장 가까운 값으로 근사화되고,

[0084] ● $(r,\Theta)_{p-UMAP}(v)$ 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 하는 파라메트릭 UMAP에 의해 생성된 잠재 공간의 픽셀 또는 복셀 v의 극 좌표,

[0085] ● $S_{p-UMAP,l}(v)$ 픽셀 v 주위의 사이즈 I의 도메인의 볼록 외피 표면(convex hull surface).

[0086] 상기 커널 k는 다음의 커널 목록에서 선택될 수 있다:

[0087] - $k_G(x,x') = \sigma^2 exp\left(-\frac{(x-x')^2}{2l^2}\right)$,

[0088] - $k_{per}(x,x') = \sigma^2 exp\left(-2\frac{sin^2\left(\frac{\pi(x-x')}{p}\right)}{l^2}\right)$,

[0089] - $k_{lin}(x,x') = \sigma_b^2 + \sigma_v^2(x-l)(x'-l)$

[0090] - $k_{cau}(x,x') = \sigma^2\left(1+\frac{(x-x')^2}{2\alpha l^2}\right)^{-\alpha}$

[0091] - $k_{exp}(x,x') = exp\left(-\left(\frac{r}{l}\right)^{\gamma}\right)$

[0092] 를 포함하는 커널 목록에서 선택되고,

[0093] 여기서:

[0094] - x 및 x'는 해당 픽셀 또는 복셀의 피처들이고,

[0095] - $\{\sigma, l, p, \sigma_b, \sigma_v, \alpha, \gamma\}$는 커널들의 하이퍼 파라미터들이고, 이러한 파라미터들은 미리 정의되거나 자동으로 또는 사용자에 의해 설정된다.

[0096] 전술한 하이퍼-파라미터들은 적어도 하나의 인터페이스를 통해 적어도 한 명의 사용자에 의해 수정되거나 설정될 수 있다.

[0097] 동일한 의학적 이미지 또는 의학적 이미지 시리즈들을 이용하여 본 발명에 따른 슬라이스 기반의 2차원 영상과 3차원 영상을 획득할 수 있다.

[0098] 상기 의학적 이미지 시리즈는 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 이미지 시리즈일 수 있다.

[0099] 3D 이미지의 표현은 볼륨 레이 캐스팅(Volume Ray Casting) 방법을 통해 얻을 수 있다.

[0100] 제 1 인터페이스는 컴퓨터 스크린에 디스플레이될 수 있다.

[0101] 제 2 인터페이스는 컴퓨터 스크린 및/또는 가상 현실(VR) 디바이스의 디스플레이에 디스플레이될 수 있다. 상기 VR 디바이스는 입체형, 모션 추적 헤드 마운트 디스플레이와 VR 컨트롤러를 포함할 수 있다. 이러한 VR 디바이스는 자연스러운 3D 시각화 및 3D 이미지 표현과의 상호작용을 가능하게 한다.

[0102] 위에서 언급한 반자동 전달 함수 정의 또는 파라미터화 프로세스는 추가적인 수동 옵션들과 호환된다. 사용자는 또한 전달 함수와 상호작용할 수도 있고 및/또는 전달 함수의 일부를 추가하거나 제거할 수도 있다. 사용자는 전달 함수의 피처 공간에서 전달 함수의 형태를 수정할 수도 있고, 커스텀 함수에 의해 최적화된 함수로 대체할 수도 있다. 최적화된 전달 함수와 관련된 모든 파라미터에 액세스할 수 있다.

[0103] 이러한 수동 상황에서, 사용자는 예를 들어 특수 인터페이스 또는 제 1 또는 제 2 인터페이스의 특수 영역에서 전달 함수의 투명도 및 색상 특성을 수동으로 결정할 수 있다. 이러한 인터페이스 또는 영역은 상호작용 가능한 흡수 곡선과 대응 색상 매핑으로 구성된다.

[0104] 전달 함수의 가장 간단한 형태는 픽셀 강도 값을 기반으로 불투명도와 색상을 연관시키는 1차원 버전이다. 이러한 전달 함수의 중요한 점은 픽셀 강도 값들 간의 불투명도 및 색상 변화에서의 평활화이다. 결과적으로 1차원 스플라인(spline) 또는 가우시안 프로파일을 사용하여 색상과 다양한 기능을 전환하여 불투명도를 정의할 수 있다.

[0105] 1D 인터페이스 또는 영역(이 경우, D는 전달 함수의 차원을 나타냄)을 사용하면 사용자 제어 스플라인 또는 가우시안, 비대칭 가우시안, 로그 정규(log-normal), 가우시안 혼합(Gaussian mixture) 등을 포함한 미리 정의된 템플릿 함수 세트를 사용하여 전달 함수를 구축할 수 있다. 투명도와 색상은 독립적으로 렌더링될 수 있다.

[0106] 비록, 많은 경우에 있어 적합하지만, 전달 함수에 대한 이러한 간단한 1차원 설명은 특히 매우 이질적인(heterogeneous) 의료 데이터에서 우려를 불러일으킬 수 있다. 실제로, 위에서 설명한 것과 같은 1차원 전달 함수는 볼륨 데이터의 서로 다른 부분들을 구별할 수 없다(이들이 동일한 원시(raw) 픽셀 또는 복셀 강도 값을 갖는 경우에도).

[0107] 이러한 이유로 데이터 값(픽셀 또는 복셀 값)과 기울기 크기를 모두 고려하는 2차원 전달 함수가 사용될 수 있다. 이러한 접근 방식을 사용하면 볼륨 부분들(예를 들어, 뼈와 조직 사이) 사이의 인터페이스들을 볼 수 있으며, 그리고 동종(homogeneous) 영역을 더 잘 구별할 수 있다.

[0108] 2차원 전달 함수의 가장 일반적인 형태는 픽셀 또는 복셀 강도를 기울기 크기(즉, 픽셀 또는 복셀 강도의 1차 도함수) 또는 라플라시안(즉, 픽셀 또는 복셀 강도의 2차 도함수)과 연관시키는 형태이다. 예를 들어, CT 이미지의 경우, 이러한 유형의 전달 함수는 피부 및 뼈와 같은 조직들을 분리하는데 특히 유용하다. 이러한 유형의 전달 함수에서 동종 영역들 간의 인터페이스들은 해당 2차원 히스토그램에서 아크(arcs)로 보여진다. 이것은 이미지에서 구조들의 보다 완벽한 분리(isolation)(분할(segmentation)이 아님)를 허용하는바, 그래디언트 또는 라플라시안은 표현을 최적화하기 위한 픽셀 또는 복셀 강도에 대한 추가 파라미터들이기 때문이다.

[0109] 2D 인터페이스 또는 영역을 사용하면, 좀더 복잡한 딕셔너리로 1D 인터페이스 또는 영역과 유사한 방식으로 전달 함수를 구축할 수 있다. 인터페이스 또는 영역은 전달 함수를 설계하기 위해 모양, 기능 및 기하학적 구분의 결합된 사용을 허용할 수 있다.

[0110] 본 발명의 실시예에 따르면, 제 1 인터페이스와 제 2 인터페이스 간의 동기화는 적어도 하나의 관리자를 통해 획득될 수 있으며, 상기 관리자는 인터페이스들과 상호작용 및 동기화하며 사용자 인터페이스들 간의 시각화 관련 정보(예: 주석, 전달 함수, 이미지 변환)를 제어하는 변수들을 저장하는 일련의 절차들, 클래스들 및 메시지 생성 프로그램들을 포함한다.

[0111] 관리자는 모든 사용자 인터페이스에서 판독가능한 범용 포맷의 정보를 보유하는 데이터 저장소를 포함할 수 있다.

[0112] 각각의 시각화 관련 정보 유형에 대해 별도의 관리자가 존재할 수 있다. 각 관리자는 다음의 일반 기능들 중 하

나 이상을 구현한다:

[0113] - 관리자 데이터 저장소의 데이터를 애플리케이션 외부에서 읽을 수 있는 포맷(예: CSV 텍스트, PNG 이미지, STL 메시)으로 내보내는 기능,

[0114] - 애플리케이션 외부로부터 데이터를 관리자 데이터 저장소로 가져오는 기능(예: CSV 텍스트, PNG 이미지, STL 메시),

[0115] - 적어도 하나의 인터페이스로부터 데이터를 수신하고, 상기 데이터를 관리자 데이터 저장소에 저장하고, 이러한 저장된 데이터에 대한 시각적 판독으로 다른 모든 인터페이스를 업데이트하는 기능,

[0116] - 적어도 하나의 인터페이스에서 데이터를 제거하고, 관리자 데이터 저장소에서 해당 데이터를 제거하고, 이러한 데이터 제거에 대한 시각적 판독으로 다른 모든 인터페이스를 업데이트하는 기능,

[0117] - 새로운 시각적 요소(예: 랜드마크, 눈금자 측정(ruler measurement), 볼륨 측정)를 추가하여 소정 인터페이스의 시각적 판독값을 업데이트하는 기능,

[0118] - 기존의 시각적 요소(예: 랜드마크, 눈금자 측정, 볼륨 측정)를 제거하여 소정 인터페이스의 시각적 판독값을 제거하는 기능.

[0119] 저장된 각각의 데이터 요소(예: 랜드마크, 눈금자 측정, 볼륨 측정 등)는 각각의 인터페이스 사이의 동기화를 보장하는데 사용되는 고유 식별자를 가질 수 있다.

[0120] 사용자는 해당 2D 또는 3D 인터페이스에서 마우스나 VR 컨트롤러를 사용하여 데이터를 입력할 수 있다. 위치 정보와 마우스 또는 VR 컨트롤러의 버튼 누름은 입력 핸들러에 의해 수신되어 이를 동작으로 변환할 수 있다. 예를 들어, 사용자가 2D 이미지 슬라이스의 특정 영역을 클릭하면 랜드마크 생성으로 정의된 작업이 수행될 수 있다. 사용자가 마우스로 주석을 달면 2D 표현에서 주석이 생성되고 전파를 통해 3D 표현에서 해당 주석이 생성될 수 있으며 그 반대의 경우도 VR 컨트롤러를 사용한 주석 생성이 가능하다.

[0121] 하나의 인터페이스의 모든 액션들은 다른 인터페이스에서 대응 액션들을 가질 수 있다. 액션들은 영역 자르기, 영역 삭제, 방향 조정, 크기 조정 또는 확대/축소와 같은 이미지 변환을 포함할 수 있다. 또 다른 유형의 액션은 랜드마크, 눈금자 측정, 픽셀별 태깅 등과 같이 이미지에 주석을 추가하는 것일 수 있다. 마찬가지로 주석을 제거하는 것도 액션으로 간주될 수 있다. 액션은 2D 표현이나 3D 표현의 시각적 특성을 제어하는 전달 함수에 대한 조정에 해당할 수 있다. 즉, 픽셀이나 복셀과 관련된 피처들의 함수로 이미지의 밝기, 색상 및 투명도를 조정한다.

[0122] 생성 이후에, 액션에 대한 시각적 판독은 인터페이스 업데이트의 각 인터페이스에 영향을 미칠 수 있다. 예를 들어, 랜드마크를 생성하는 제 1 인터페이스에서의 액션은 제 1 인터페이스에서 랜드마크의 그래픽적 표현을 렌더링할 수 있다.

[0123] 인터페이스 업데이트 후에는 관리자에게 사용자 액션을 알리는 이벤트 트리거를 통해 이벤트가 발생할 수 있다.

[0124] 인터페이스들은 완벽하게 동기화되어 2개의 인터페이스들과 해당 사용자들 간의 데이터 일관성과 효율적인 통신을 보장할 수 있다. 이를 수행하는 방법은 2 가지 주요 기능을 가질 수 있는 관리자를 사용하는 것이다. 관리자는 이벤트 호출을 통해 두 인터페이스를 모두 연결하여 한 인터페이스에서의 액션이 다른 인터페이스에 나타나도록 할 수 있다. 액션의 생성은 각각의 인터페이스에서 이벤트를 발생시키며, 이는 관리자에게 알리고 핸들링한다. 그런 다음 관리자는 해당 인터페이스로부터 이벤트 논거(event arguments)를 수신하고 2개의 작업을 순서대로 수행할 수 있다. 먼저, 논거에 저장된 정보를 두 인터페이스 유형에서 읽을 수 있는 형식으로 중앙집중형 내부 데이터 저장소에 저장할 수 있다. 예를 들어, 이러한 데이터는 주석의 위치 또는 이미지 변환일 수 있다. 두 번째 단계로서, 관리자는 다른 인터페이스에서 이벤트를 발생시키고 관련 논거를 보낼 수 있다. 이러한 논거는 인터페이스 업데이트 유닛에 의해 수신될 수 있으며, 적절한 그래픽 요소로 직접 전사될 수 있다.

[0125] 이러한 관리자는 여러 사용자 인터페이스들 간의 데이터 코히어런시(coherency), 일관성(consistency), 동기화 및 보안을 위한 최적의 수단이다.

[0126] 다양한 사용자 인터페이스들로부터의 모든 관련 시각적 정보를 중앙집중화된 위치에 범용 포맷으로 저장함으로써, 각각의 인터페이스에 존재하는 데이터 유형들 간의 충돌이 제거된다.

[0127] 하나의 사용자 인터페이스의 액션(데이터 추가, 제거, 변환)의 효과는 다른 모든 인터페이스에 즉시 표시된다.

[0128] 모든 사용자 인터페이스들로부터의 주석들이 하나의 중앙집중형 위치에 저장되므로 데이터 내보내기는 항상 일관된다.

[0129] 여러 데이터 유형에 대한 액세스가 필요한 기능들(예컨대, 태그된 픽셀 또는 복셀 정보에 대한 액세스가 필요한 전달 함수)은 관련 관리자 유형에 액세스하여 직접 수행할 수 있다.

[0130] 방사선 전문의는 제 1 인터페이스(이들이 익숙한 사용자 인터페이스)에서 주석을 작성할 수 있으며 그리고 정확하게 동일한 주석이 외과 의사가 이해할 수 있도록 제 2 인터페이스에서는 3차원으로 표시될 것이므로 주석이 시각화됨에 있어 모호성이 없다. 또한, 외과 의사는 제 2 인터페이스에서 주석을 작성할 수 있으며 동일한 주석이 제 1 인터페이스에 나타날 것이다. 제 1 인터페이스의 데이터에 대한 사용자 내비게이션은 제 2 인터페이스 내에서 3개의 움직이는 2D 평면 형태로 시각화될 수 있다. 제 1 인터페이스에서 마우스의 위치는 제 2 인터페이스에서 하이라이트된 구(sphere)로서 표시될 수 있다.

[0131] 3D 인터페이스의 데이터에 대한 사용자 네비게이션은 시상면, 축상 및 관상면의 자율적인(autonomous) 움직임의 형태로 2D 인터페이스 내에서 시각화될 수 있다. VR 컨트롤러의 위치는 움직이는 색상의 원 형태로 표시될 수 있다.

[0132] 보다 일반적으로 하나의 인터페이스에서의 마우스 위치나 VR 컨트롤러 위치는 다른 인터페이스에서 즉시 보여질 수 있다.

[0133] 중앙집중형 데이터 특징은, 다양한 사용자 인터페이스에 시각화된 데이터가 올바른 데이터인지를 보장할 수 있다. 관리자는 모듈식 구현을 보장하도록 맞춤화될 수 있다. 관리자 모델은 각 시각화 관련 정보가 동일한 인터페이스를 통해 액세스되도록 보장할 수 있다. 새로운 기능을 통합하기 위해 관리자를 변경할 필요는 없다. 이러한 추상화를 통해 사용자 인터페이스 전반에 걸쳐 동기화할 새로운 유형의 데이터 유형을 간단하게 구현할 수 있다.

[0134] 관리자는 시각화 관련 데이터 유형의 추가 또는 제거시에 모든 인터페이스를 실시간으로 업데이트하기 위해 이벤트 트리거를 사용할 수 있다. 이를 통해 모든 인터페이스에서 데이터 유형을 즉시 시각화할 수 있다.

[0135] 주석은 시각적 표현 상에 중첩되는 정보일 수 있다. 즉, 동일한 주석이 제 1 사용자 인터페이스 또는 제 2 사용자 인터페이스에 표시될 수 있다. 위치와 방향의 동일하지만 모양은 각 인터페이스에 맞게 조정될 수 있다. 다음의 내용은 해당 인터페이스에서 사용자가 추가하거나 제거할 수 있는 일부 주석에 대한 설명이다.

[0136] 랜드마크는 이미지나 표현의 특정 픽셀이나 복셀 위치에 사용자에 의해 배치되는 주석이다. 이것은 구, 플래그 또는 화살표로 표현될 수 있다.

[0137] 눈금자 주석(ruler annotation)은 이미지나 표현 상에 겹쳐지는 2D 또는 3D 거리 측정이다. 이것은 일반적으로 측정을 정의하는 2개의 종점들 사이의 선으로 표시된다.

[0138] 볼륨 주석은 3D 이미지 또는 3D 표현 내의 볼륨 측정이다. 이것은 구, 타원체 또는 기타 3D 기하학적 모양으로 표시될 수 있다. 또한, 볼륨 주석은 영역의 표면적을 측정하는 수단으로도 사용될 수 있다.

[0139] 태그는 이미지나 표현의 개별 픽셀이나 복셀을 나타내는 주석이다. 이것은 이미지의 오리지널 픽셀이나 복셀을 오버레이하는 반투명 색상으로 표시될 수 있다.

[0140] 경계 상자는 이미지나 표현에서 영역이나 객체를 식별하는데 사용되는 주석이다. 이것은 2D 이미지 또는 2D 표현에서는 상자 윤곽선으로 도시되고 그리고 3D 이미지 또는 3D 표현에서는 3D 상자로 도시될 수 있다.

[0141] 경로(path)는 제 1 및 제 2 인터페이스 중 하나에서 정의된 스플라인 보간 곡선(spline interpolated curve)으로서, 이를 따르는 자동화된 보기 절차를 생성할 수 있다. 경로는 모든 인터페이스에 컬러 선으로 나타날 수 있다.

[0142] 주석은 체적 이미지 스택 내부에 위치 정보를 추가하고 그리고 2D 이미지 또는 2D 표현과 3D 이미지 또는 3D 표현에서 적절한 시각화를 보장하는데 사용될 수 있다. 이러한 주석은 종양들의 개수(예컨대, 랜드마크를 사용), 종양의 사이즈(예컨대, 눈금자 측정을 사용), 종양의 체적(예: 볼륨 주석을 사용), 랜드마크의 위치, 관심 구조의 자동화된 또는 반자동화된 분할 및 분할된 객체(수술 도구, 이물질)에 관한 정보를 포함할 수 있다.

[0143] 랜드마크 및 눈금자 측정과 같은 주석을 사용하는 것은 의학적 이미지에 포함된 임상 정보를 방사선 전문의가 외과 의사에게 전달하는 수단이다. 이러한 정보에는 종양의 크기, 부피, 개수는 물론 절제 마진(excision

margins)도 포함될 수 있다. 랜드마크는 또한 종양 성형 시술을 위한 후보 혈관들, 선천성 심장 결함의 존재 및 골절의 정확한 위치와 같은 관심 영역을 나타낼 수도 있다.

[0144] 외과 의사는 의료 영상에 주석을 달아 수술 동작을 계획할 수 있다. 예를 들어, 절개면의 위치가 눈금자 및 태깅 도구를 사용하여 확인될 수 있다. 복강경 수술(laparoscopic procedures)의 경우, 경로 주석을 사용하면 수술 경로를 직관적으로 시각화할 수 있다.

[0145] 2D 표현이나 2D 이미지에서 태그 지정(tagging) 및 경계 상자 주석은 다른 인터페이스에 대한 최적의 전달 함수를 정의하는데 중추적인 역할을 한다. 실제로, 앞서 언급한 바와 같이, 태그된 영역 또는 경계 영역에 포함된 로컬 정보는, 전달 함수 파라미터화에 쉽게 통합될 수 있는 관심 영역(픽셀 또는 복셀 그룹)을 나타낸다. 위에서 언급한 것처럼 이미지 변환은 이미지에 수행되는 기하학적 편집이다.

[0146] 이미지 변환은 이미지 자르기 또는 삭제를 포함할 수 있다.

[0147] 이미지 자르기는 이미지에서 특정 영역의 외부를 제거하는 것을 포함한다. 잘린 영역은 일반적으로 정사각형, 정육면체 또는 구와 같은 일반적인 기하학적 모양으로 선택된다.

[0148] 자르기 도메인(cropping domain)은 제 1 및 제 2 인터페이스 모두에 나타날 수 있으며, 두 인터페이스 모두에서 변경될 수 있다. 인터페이스를 동기화하면 자르기 영역이 모든 인터페이스에서 동시에 이동할 수 있다.

[0149] 이미지 삭제는 이미지에서 영역의 내부를 제거하는 것을 포함한다. 삭제된 영역은 일반적으로 정사각형, 정육면체 또는 구와 같은 일반적인 기하학적 모양으로 선택될 수 있다.

[0150] 이미지 변환은 전문가의 방해 없는 시각화를 위해 의료용 이미지를 준비한다. 예를 들어, 자르기 루틴을 사용하면, 관심있는 특정 영역이나 장기를 격리할 수 있다. 삭제 루틴을 통해 환자 상태나 병리와 관련이 없는 영역을 제거할 수 있다.

[0151] MRI, CT 스캔과 같은 의료 이미지는 일반적으로 환자 상태나 병리와 관련이 없는 중요한 이미지 정보를 캡처한다. 예를 들어, 간 CT 스캔은 심장, 내장, 폐 및 흉곽에 대한 신호를 포착하는데, 이는 간에 대한 원하는 시각화를 모호하게 할 수도 있다. 이미지의 관련 없는 부분을 자르거나 삭제하면 제 1 인터페이스와 제 2 인터페이스 모두에서 모호하지 않은 의료적 시각화가 가능할 수 있다.

[0152] 더구나, 많은 상황에서 이미지들(특히, 의료용 이미지들)은 다중 채널이다. 예를 들어, 동일한 환자의 동일한 영역이 서로 다른 획득 파라미터들 또는 이미징 모드들을 이용하여 여러 번 영상화될 수 있다. 그러면 상기 영역의 각각의 이미지가 이미지의 채널을 구성할 수 있다. 이는 동일한 세션에서 이미지화된 여러 MRI 가중치(예: T1, T1 주입, T2 등)의 경우일 수 있다. 이는 동일한 환자가 MRI와 CT 스캔을 통해 촬영되는 경우에도 해당될 수 있다.

[0153] 다중모드 이미지 융합은 이러한 다중 채널들로부터의 정보를 서로 연관시키는 행위이다.

[0154] 채널들을 사용하여 이미지 융합을 수행할 수 있다. 각 채널은 전용 전송 함수와 연관될 수 있다.

[0155] 채널들 및 여러 전송 함수들은 관리자가 핸들링할 수 있다.

[0156] 모든 이미지 채널들은 개별 채널들을 활성화함으로써 독립적으로 시각화될 수 있다.

[0157] 이미지 채널들의 서브세트는 여러 채널들을 활성화함으로써 함께 시각화될 수 있다.

[0158] 연관된 전달 함수들은 3D 표현을 획득하기 위해 제 2 인터페이스의 3D 이미지에 적용될 수 있다.

[0159] 제 1 인터페이스에서, 여러 이미지 채널들이 융합될 수 있다. 하지만, 관행상으로는 제 1 인터페이스에서 하나의 채널만이 디스플레이된다.

[0160] 하나의 이미지 채널에서 수행된 주석들은 해당 이미지의 모든 채널들에 동시에 전송될 수 있다. 한 채널의 주석을 사용하여 모든 채널에서 전달 함수를 생성할 수 있다. 한 채널에 정의된 전달 함수를 다른 채널들에 적용할 수 있다.

[0161] 멀티 모드 이미징의 정렬이 레코딩 기술에 의해서 보장되지 않는 경우 또는 환자 형태가 서로 다른 이미징 사이에서 변경된 경우, 상기 절차는 2D 또는 3D 표현에 위치할 수 있는 랜드마크 또는 다중 채널의 영상을 사용하여 업데이트될 수 있으며, 상기 채널들은 이러한 주석을 사용하여 서로 재정렬된다.

[0162] 멀티 모드 이미지 융합은 서로 다른 이미지 시퀀스들 또는 모드들에 포함된 정보를 통합하는데 유용하며, 각 시

퀀스 또는 모드는 채널을 정의한다. 이러한 유형의 정보를 함께 정렬하면 환자 상태에 대한 더 나은 픽처를 획득할 수 있다.

[0163] 다중 시퀀스 일례는 전립선 영상의 맥락에서 T1 가중 MRI(T1-weighted MRI)에 포함된 상보적 정보를 T2 가중 MRI의 정보와 연관시키는 것을 포함한다. T2 가중 이미지에서 전립선은 일반적으로 경계가 잘 잡혀 있다. T1 가중 이미지에서는 특히 혈관과 관련된 치료 효과의 시각화가 묘사된다. 동일한 주석을 사용하여 이러한 2개의 정보 유형을 단일 시각화로 결합하면, 치료 옵션을 평가할 때 전문가의 이해가 향상될 수 있다.

[0164] 다중 시퀀스 일례에는 치료 중 서로 다른 시간에 촬영된 동일한 환자에 대한 MRI 이미지를 관련시키는 것도 포함될 수 있다. 예를 들어, 신형보강 치료(neoadjuvant treatment) 이전의 유방 MRI는 종양 반응을 평가하기 위해 후속 화학요법(post chemotherapy)과 관련될 수 있다. 이들 2개 유형의 정보를 동일한 시각화에서 연관시키면, 유방암 외과 의사가 적절한 종양 절제 마진을 정의하는데 도움이 된다.

[0165] 다중 획득 일례에는 MRI와 CT 스캔 시퀀스의 융합이 포함된다. 이러한 맥락에서의 적용은 뼈 조직의 종양 침윤을 평가하는 것이다. 향상된 조직 콘트라스트 MRI를 사용하면, 종양을 시각화할 수 있는 반면, CT 스캔을 사용하면 뼈 조직을 명확하게 시각화할 수 있다.

[0166] 본 발명은 또한 소프트웨어가 프로세서에 의해 실행될 때 위에서 언급한 방법의 적어도 일부를 구현하기 위한 명령들을 포함하는 컴퓨터 프로그램에 관한 것이다.

[0167] 본 발명은 또한 다음을 포함하는 컴퓨터 디바이스에 관한 것이다:

[0168] - 객체의 영역에 대한 적어도 하나의 이미지를 수신하기 위한 입력 수단,

[0169] - 전술한 컴퓨터 프로그램의 명령들을 저장하기 위한 메모리,

[0170] - 상기 명령들을 판독하기 위해 메모리에 액세스하고 전술한 방법을 실행하는 프로세서,

[0171] - 상기 방법을 실행함으로써 획득된 이미지의 표현을 디스플레이하기 위한 인터페이스 수단.

[0172] 또한, 본 발명은 프로세서에 의해 컴퓨터 소프트웨어가 실행될 때, 상기 방법을 구현하기 위한 컴퓨터 소프트웨어가 등록된 컴퓨터 판독가능 비일시적 기록 매체에 관한 것이다.

[0173] 본 발명은 또한 의학적 관심이 있는 환자의 해부학적 구조의 3D 모델을 생성하는 방법에 관한 것이며, 여기서 방법은 다음을 포함한다:

[0174] - 전술한 바와 같은 객체의 적어도 하나의 영역을 시각화하기 위한 방법을 컴퓨터 수단으로 구현하는 단계, 상기 객체는 의료 3D 이미지 상에 디스플레이되고, 의료 관심 영역을 포함하는 환자의 해부학적 구조이며, 의료 3D 이미지는 자기 영상 공명(MRI) 영상, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 스캔 영상, 양전자 방출 단층 촬영(PET) 스캔 영상 또는 수치적으로 프로세싱된 초음파 기록 영상을 포함하고, 및

[0175] - 예를 들어 가상 현실 수단, 바람직하게는 가상 현실 헤드셋을 사용하여 의학적 관심 영역을 포함하는 환자의 해부학적 구조에 대한 3D 모델을 디스플레이하는 단계.

[0176] 3D 모델을 생성하는 방법의 일부 실시예에서, 사용자는 의료용 3D 이미지에 적어도 하나의 주석을 제공하며, 여기서 적어도 하나의 주석은 의료 관심 영역의 픽셀 또는 복셀을 선택하여 해당 영역의 시각화를 개선하거나 및/또는 관심 영역의 경계들의 시각화를 개선하거나 및/또는 상기 적어도 하나의 주석은 의학적 관심 영역 외부의 픽셀들 또는 복셀들을 선택하여 상기 관심 영역 주변의 조직, 뼈, 근육 또는 혈관과 같은 간섭 구조를 잘라내거나(cropping) 삭제함으로써 이미지 변환을 가능하게 한다.

[0177] 일부 실시예에서, 관심 영역은 병변 또는 병변들의 그룹, 종양, 특히 암, 또는 해부학적 이상에 대한 의학적 이미지이거나 이를 포함한다.

[0178] 사용자는 의료 이미지로부터 수집된 데이터를 시각화하고, 주석을 달고 및/또는 상호작용하도록 훈련받은 사람, 특히 의료 인력일 수 있다.

[0179] 본 방법의 일부 실시예에서, 3D 모델은 원시 3D 이미지 이미징 데이터를 사용하거나 대안적으로 분할된 3D 이미지 데이터를 사용하여 생성된다.

[0180] 따라서 본 발명은 환자의 상태, 질병 또는 건강 상태를 판단할 필요가 있는 환자로부터 이전에 획득한 의료 3D 이미지로부터 얻은 3D 모델을 분석하는 방법에 관한 것으로서, 이 방법은 다음을 포함한다:

[0181] - 전술한 바와 같은 객체의 적어도 하나의 영역을 시각화하기 위한 방법을 컴퓨터 수단으로 구현하는 단계, 상기 객체는 의료 3D 이미지 상에 디스플레이되고, 의료 관심 영역을 포함하는 환자의 해부학적 구조이며, 의료 3D 이미지는 자기 영상 공명(MRI) 영상, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 스캔 영상, 양전자 방출 단층 촬영(PET) 스캔 영상 또는 수치적으로 프로세싱된 초음파 기록 영상을 포함하고, 및

[0182] - 의료 관심 영역을 포함하여 환자의 해부학적 구조에 대한 3D 모델을 디스플레이하는 단계,

[0183] - 3D 모델의 이미징 데이터에 기초하여 메트릭을 시각화, 태그 지정(tagging), 조작(manipulating) 및/또는 측정하여 디스플레이된 3D 모델을 분석하고, 이에 의해서 상기 의료 관심 영역에서 환자의 해부학적 구조를 특징화하는 단계.

[0184] 본 발명은 환자의 상태, 질병 또는 건강 상태를 진단하거나 모니터링하는 방법에 관한 것이며, 상기 방법은 다음을 포함한다:

[0185] - 위에 개시된 방법을 구현하는 단계,

[0186] - 이미징 데이터를 기반으로 측정된 메트릭과 관련된 데이터를 수집하는 단계를 포함하고, 상기 메트릭은 환자의 상태, 질병 또는 건강 상태에 대한 의학적 관심의 형태학적, 기하학적 또는 위치 피처를 매핑할 수 있다.

[0187] 일부 실시예에서, 수집된 데이터는 환자의 상태, 질병 또는 건강 상태에 대한 결론을 내리는데 결정적이다.

[0188] 일부 실시예에서 기하학적 피처는 관심 영역, 특히 해부학적 구조의 부피에 대한 병변(들) 또는 종양 또는 해부학적 이상물의 부피(또는 볼륨이라함) 비율을 포함한다. 일부 실시예에서 관심 영역의 위치 피처는 해부학적 구조 또는 이를 구성하는 요소의 윤곽선들에 대한 상기 영역의 상대 위치를 포함한다.

[0189] 일부 실시예에서 형태학적, 기하학적 또는 위치 피처는 다중심(multicentric) 또는 다초점(multifocal) 관심 영역, 특히 다중심 또는 다초점 병변들의 검출 또는 시각화를 가능하게 한다.

[0190] 일부 실시예에서 형태학적, 기하학적 또는 위치 피처는 가령, 표시된 혈관, 근육 또는 기타 조직의 존재하에서, 즉 디스플레이된 데이터의 전처리 없이, 3D 모델에 디스플레이된 관심 영역의 자연스러운 맥락에서 평가된다.

[0191] 다른 실시예에서, 형태학적, 기하학적 또는 위치 피처는 3D 모델을 디스플레이하기 전에 이미지 변환이 수행된 이후에 평가된다. 이러한 변환은 관심 영역 주변의 조직, 뼈, 근육 또는 혈액과 같은 간섭 구조를 잘라내거나 삭제하는 것을 포함하거나 이로 구성된다.

[0192] 일부 실시예에서, 본 발명의 방법은 환자의 종양(다중 병변을 포함하는 종양을 포함함)인 관심 영역을 검출 또는 모니터링하기 위한 것이며, 여기서 시각화되거나 측정되는 메트릭은 특정 장기(organ) 또는 상기 특정 장기의 특정 일부에서 종양의 공간적 국소화(localization), 병변들의 개수에 대한 결정, 영향을 받은 해부학적 구조 또는 신체 부위의 윤곽들(contours), 특히 영향을 받은 장기의 윤곽들에 대한 종양의 위치, 특히 종양의 경계들(마진들)에 대한 결정, 종양의 부피에 대한 결정 또는 종양 각각의 부피 및 이를 포함하는 장기의 체류 부피(residency volume)의 비율에 대한 결정을 포함하는 그룹으로부터 선택된다. 특정 실시예에서 종양은 유방암이다.

[0193] 본 발명의 방법은 환자의 상태, 질병, 건강 상태와 관련된 의학적 결정을 지원하고, 수술 준비를 지원하는 것을 포함하여 수술 전 의료 계획을 지원하는데 사용될 수 있다. 특히, 본 방법은 방사선학, 수술 관련 주제, 임상 진단 또는 환자의 상태나 질병을 모니터링하는데 사용될 수 있다. 수술 분야에서의 적용은, 의학적 이미지의 시각화 및 분석의 정확성을 향상시키는 것으로 입증되었으며 그리고 결과적으로 수술 전략을 설계하거나 수행하는데 귀중한 데이터와 정보를 제공하는 것으로 입증되었다. 따라서, 본 발명은 암 치료 분야, 특히 암 진단 또는 종양성형술 계획(oncoplastic planning), 특히 수술에 의한 유방암 치료 분야에 적용될 수 있을 뿐만 아니라, 더욱 광범위하게는 외상(trauma) 치료 분야, 특히 외상 수술 계획, 특히 심장 해부학에 영향을 미치는 심장 질환과 같은 해부학적 질환 치료 분야, 간 질환 분야에 적용될 수 있다. 본 발명은 또한 소아외과나 정형외과 분야에도 적용할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0194] 본 발명의 기타 특징들, 세부사항 및 장점들은 다음의 상세한 설명과 도면에서 보여질 것이다.

- 도 1은 주석을 통해 픽셀 또는 복셀을 선택하기 전에 2D 이미지의 2D 표현을 보여주는 제 1 인터페이스의 일

례를 도시한다.

- 도 2는 주석을 통해 픽셀 또는 복셀을 선택하기 전에 3D 이미지의 3D 표현을 보여주는 제 2 인터페이스의 일례를 도시한다.

- 도 3은 주석을 통해 픽셀 또는 복셀을 선택하여 전달 함수에 대한 반자동 정의 또는 파라미터화를 기반으로 2D 이미지의 2D 표현을 업데이트한 이후의 도 1에 대응한다.

- 도 4는 해당 전달 함수의 상기 반자동 정의 또는 파라미터화를 기반으로 3D 이미지의 3D 표현을 업데이트한 이후의 도 2에 대응한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0195] 도 1 및 도 2는 환자의 특정 영역의 2D 이미지의 제 1 표현(또는 2D 표현)과 상기 특정 영역의 3D 이미지의 제 2 표현(또는 3D 표현)을 각각 보여주는 제 1 및 제 2 인터페이스를 나타낸다. 이들 도면에서 관심 영역은 환자의 오른쪽 유방에 위치한 유방암 종양이다. 종양은 2D 인터페이스 표현에서 명확하게 표시되지만, 종양을 3D로 시각화하기 위해서는 전달 함수의 정확한 파라미터화가 필요하다. 도 3과 4는 상기 인터페이스에서 전달 함수를 업데이트한 후 환자의 동일한 영역을 보여준다. 제 1 및 제 2 관심 도메인(A와 B)가 도 3에 표시되어 있다. 해당 관심 도메인 A와 B를 지정하는 문자와 선(사선과 실선)이 도 3에 추가되었다.

[0196] 위에서 언급한 바와 같이, 상기 2D 및 3D 이미지는 다중 채널일 수 있는 동일한 부피 이미지 데이터를 통해 얻을 수 있다. 2D 이미지는 상기 부피 이미지의 슬라이스 기반 이미지일 수 있다.

[0197] 제 1 및/또는 제 2 인터페이스에서, 제 1 사용자(예: 방사선 전문의) 및 제 2 사용자(예: 외과의사)는 주석을 통해 상기 2D 및 3D 표현 상의 픽셀들 또는 복셀들의 그룹을 선택할 수 있다. 주석들이 업데이트되고, 보여지며 그리고 2개의 인터페이스들 및 표현들 모두에서 수정될 수 있으므로, 이러한 선택은 2명의 사용자 모두에 의해 생성 및 수정될 수 있다.

[0198] 전달 함수는 상기 선택에 기초하여, 각 인터페이스에 대해서 또는 단 하나의 인터페이스(예를 들어, 제 2 인터페이스에 대해)에 대해서 계산될 수 있다.

[0199] 전달 함수는 목적 함수(objective function) L을 최적화하기 위해 정의된다. 전달 함수는 $\Phi:V\rightarrow G$ 매핑으로 정의되며, 여기서 V는 픽셀 또는 복셀 피처들의 공간이고, G는 투명도 함수 T(v) 및 색상 매핑 함수 C(v)라는 2개의 함수들이 정의되는 함수 공간 세트(애플리케이션의 특성에 따라 다름)이며, v는 픽셀 또는 복셀과 관련된 피처들이다.

[0200] 아래에 기술된 실시예 또는 애플리케이션에서, 우리는 L을 최적화하는 목적 함수와 (T,C)를 얻기 위한 절차를 정의할 것이다.

[0201] 제 1 실시예 또는 애플리케이션에서, 전달 함수를 정의하기 위해 통계적 테스트가 사용된다. 특히, 상기 테스트는 최대 평균 불일치(MMD)에 의존한다.

[0202] 커널들의 다음 목록이 정의된다:

[0203] - $k_G(x,x') = \sigma^2 exp\left(-\frac{(x-x')^2}{2l^2}\right)$,

[0204] - $k_{per}(x,x') = \sigma^2 exp\left(-2\frac{sin^2\left(\frac{\pi(x-x')}{p}\right)}{l^2}\right)$,

[0205] - $k_{lin}(x,x') = \sigma_b^2 + \sigma_v^2(x-l)(x'-l)$

[0206] - $k_{cau}(x,x') = \sigma^2\left(1+\frac{(x-x')^2}{2\alpha l^2}\right)^{-\alpha}$

[0207] - $k_{exp}(x,x') = exp\left(-\left(\frac{r}{l}\right)^\gamma\right)$

[0208] 여기서:

[0209] - x 및 x'는 해당 픽셀 또는 복셀의 피처들이고,

[0210] - $\{\sigma, l, p, \sigma_b, \sigma_v, \alpha, \gamma\}$는 커널들의 하이퍼 파라미터들이고, 이러한 파라미터들은 미리 정의되거나 자동으로 또는 사용자에 의해 설정된다.

[0211] 전술한 하이퍼파라미터들은 적어도 하나의 인터페이스를 통해 사용자에 의해 수정되거나 설정될 수 있다.

[0212] 최대 평균 불일치는 재생산 커널 힐베르트 공간(RKHS: Reproducing Kernel Hilbert Space)에 확률 측정값을 임베딩한다는 개념에 의존한다. 확률 측정값을 임베딩하는 것은 입력 공간의 임베딩 포인트를 RKHS의 요소로 처리하는 커널 방법의 일반화이다.

[0213] 우리는 확률 P와 분리가능한 위상 공간 ξ에서 정의된 연속적인 양의 정부호 실수 커널(continuous positive definite real-valued kernel) k(H는 해당 RKHS임)를 갖는다. P는 커널 평균이라 지칭되는 $\mu_P = \int k(.,x)dP(x)$로서 H에 임베딩된다.

[0214] 전술한 P의 임베딩에 기초하여, 확률 측정 공간에서 최대 평균 불일치(MMD) 거리를 대응하는 평균 요소들 사이의 거리로 정의한다. 즉,

[0215] $$MMD_k(P,Q) = \|\mu_P - \mu_{Q\mathcal{H}}\|$$

[0216] 우리는 h(v)로서 커널 K(x,x')= k_G(x-x')를 사용하여 정규화된 밀도를 피처들의 히스토그램의 컨볼루션으로 정의한다.

[0217] 특정 애플리케이션에 맞게 피처들이 조정될 수도 있지만, 스택 I의 복셀들과 관련된 일반적인 피처들은 다음과 같다:

[0218] ● 픽셀 또는 복셀 v의 값,

[0219] ● ∇_lv 픽셀 또는 복셀 값들의 정규화된 기울기(스케일 l에 대한), 정규화는 가우시안 컨볼루션 ∇_lv = ∇(N_l*I)에 의해 수행되며, N은 널 평균 값의 가우시안 및 l의 표준편차이고, I는 이미지 스택이며,

[0220] ● S_l(v) 픽셀 또는 복셀 v 주위의 사이즈 l의 패치(patch)의 엔트로피,

[0221] ● d(v)=(Nl1 * I)(v) - (Nl2 * I)(v) 픽셀 또는 복셀 v에서 콘볼루션된 이미지들의 차이,

[0222] 여기서 (l1, l2)는 가우시안과 연관된 2개의 스케일이며,

[0223] I 는 이미지 스택이고,

[0224] ● σ_l(v) 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 한 사이즈 l의 패치의 표준 편차,

[0225] ● $KL_{l,m}$(v) 사이즈 l의 패치와 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 한 사이즈 l+m의 주변 패치 사이의 Kullback-Liebler 거리,

[0226] ● $\tilde{\mu}_l(v)$ 픽셀 또는 복셀을 중심으로 하는 사이즈 l의 패치에서 복셀의 중앙값,

[0227] ● ▽log(N_l*I) 픽셀 또는 복셀 v에서 컨볼루션된 이미지의 로그 도함수,

[0228] ● $d_{p\text{-}UMAP,l,m}$ (v) 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 하는 사이즈 l의 패치와 사이즈 l+m의 주변 패치에 대한 파라메트릭 UMAP에 의해 생성된 잠재 공간(latent space)의 저차원 유클리드 거리이다. 이러한 피처들은 의료 이미지 데이터베이스가 구성된 전문 솔루션에서 사용된다. 파라메트릭 UMAP는 3개의 주요 축들(시상형(Sagital), 관상형 및 축형(Coronal and Axial))에서 2D 이미지 슬라이스들에 대해 미리정의된 패치 사이즈 세트에 대해 트레이닝된다. 이러한 트레이닝은 패치의 차원을 2D 잠재 공간으로 감소시키기 위해 수행된다. 거리를 평가할 때 l과 l+m은 트레이닝에 사용되는 가장 가까운 값으로 근사화된다.

[0229] ● $(r,\Theta)_{p\text{-}UMAP}$(v) 픽셀 또는 복셀 v를 중심으로 하는 파라메트릭 UMAP에 의해 생성된 잠재 공간의 픽셀 또는 복셀 v의 극 좌표,

[0230] ● $S_{p-UMAP,I}(v)$ 픽셀 v 주위의 사이즈 I의 도메인의 볼록 외피 표면(convex hull surface)이다.

[0231] 예상 런타임에 따라, 피처들은 2D 이미지 또는 관심 슬라이스(방사선 전문의가 데이터에 주석을 추가하기로 결정한 슬라이스) 또는 전체 체적 3D 이미지에서 평가된다. 이것은 후속 알고리즘에서의 변경으로 이어지지 않는다.

[0232] 적어도 하나의 전달 함수는 다음 단계들에 따라 계산된다.

[0233] - 제 1 및 제 2 관심 도메인(A 및 B)를 선택하는 단계, 각 도메인은 픽셀들 또는 상기 선택된 픽셀을 기반으로 하는 복셀들의 그룹을 포함하며,

[0234] - 제 1 및 제 2 관심 도메인 A 및 B의 픽셀들 또는 복셀들에 기초하여 제 1 피처 텐서 v_A 및 제 2 피처 텐서 v_B를 각각 생성하는 단계, 각각의 피처 텐서 v_A 또는 v_B는, 해당 관심 도메인 A 또는 B의 각 픽셀에 대해, 전술한 피처 목록에서 선택된 하나 이상의 피처 값을 정의한다. 16비트 그래픽 카드를 사용하는 경우, 피처 텐서 v_A 또는 v_B의 피처들의 전체 개수는 최대 4개일 수 있다. 32비트 그래픽 카드를 사용하는 경우, 피처 텐서 v_A 또는 v_B의 피처들의 전체 개수는 최대 8개 피처일 수 있다,

[0235] v_A 또는 v_B는 각각 (n_A, m_A) 및 (n_B, m_B)라는 사이즈를 갖는다. 여기서:

[0236] n_A는 도메인 A의 픽셀 또는 복셀 수이다.

[0237] m_A는 도메인 A의 각 픽셀 또는 복셀의 피처들의 수이다.

[0238] n_B는 도메인 B의 픽셀 또는 복셀 수이다.

[0239] m_B는 도메인 B의 각 픽셀 또는 복셀의 피처들의 수이다.

[0240] n_A는 n_B와 다를 수 있고 m_A는 m_B와 다를 수 있다.

[0241] - 머신 제한에 따라, nmax, 고려해야 할 최대 픽셀 또는 복셀 수(A 및 B)를 정의한다.

[0242] - 전술한 미리정의된 커널 목록에서 하나의 커널을 선택하고 다음의 정의와 방정식을 사용하여 A와 B를 구별하기 위한 최적의 MMD 테스트를 계산한다.

[0243] 우리는 증인 함수(witness function) $f^*(v) \propto \mu_P - \mu_Q$ 및 P에 대한 경험적 피처 평균인 $\hat{\mu}_P = \frac{1}{n}\sum_i \phi(x_i)$ 를 갖는다:

[0244] $\phi(x) = [\dots \phi_i(x) \dots]$는 피처 맵 $\phi(x) \in \mathcal{F},\ k(x,x') = \langle \phi(x), \phi(x') \rangle_{\mathcal{F}}$ 및 F 함수 클래스.

[0245] - 이미지의 각 픽셀 또는 복셀에 대해 다음 방정식을 사용하여 해당 픽셀 또는 복셀의 색상 C를 정의한다:

[0246] 여기서 f*(v)는 다음과 같이 정의되는 픽셀 또는 복셀 v 값의 증인 함수이다.

[0247] $$f^*(v) \propto \mu_P - \mu_Q = \frac{1}{m}\sum_{i=1}^{m} k(x_i, v) - \frac{1}{n}\sum_{j=1}^{n} k(y_j, v)$$

[0248] 여기서 k는 도메인 A 및 yj에 속하는 픽셀 또는 복셀 xi와 관련된 피처들과 픽셀 또는 복셀 v와 관련된 피처들 사이의 거리를 나타내는 값을 정의하는 커널이며, m은 도메인 A의 픽셀 또는 복셀의 개수이고 n은 도메인 B의 픽셀 또는 복셀의 개수이다.,

[0249] - 다음 방정식으로 정의되는 색상 C와 T를 계산한다:

[0250] $$C(v) = \frac{f^*(v) - min(f^*(v))}{max(f^*(v)) - min(f^*(v))}$$

[0251] $$T(v) = \frac{h_A(v) + h_B(v)}{Z_{A,B}}$$

[0252] 여기서,

[0253] $h_A(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 A의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

[0254] $h_N(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 2 도메인 B의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

[0255] $Z_{A,B}$는 정규화 상수이고 $\max(Z_{A,B})=c$, $c \leq 1$ 임을 보장하는 최대 투명도 인자를 정의하는 사전결정된 상수이다.

[0256] 제 2 실시예 또는 애플리케이션에서, 피처들에 대한 확률 분포가 전달 함수를 정의하는데 사용된다.

[0257] 알고리즘은 관심 피처와 복셀이 원 샷 러닝(one shot learning)을 통해 구조 (A, B) 중 하나에 속할 시프트된 확률을 곱하여 픽셀 또는 복셀의 색상을 정의한다.

[0258] 여기서, 영상의학과 의사와 외과 의사가 작업 중인 데이터에 대해서만 러닝이 수행된다. 데이터세트에 대해서는 러닝이 수행되지 않는다. 원 샷 러닝에 사용되는 일부 피처들은 특정 데이터 세트에 대해 트레이닝된 추론으로부터 파생될 수 있다.

[0259] 커널들의 다음 목록이 정의된다:

[0260] - $k_G(x,x') = \sigma^2 exp\left(-\frac{(x-x')^2}{2l^2}\right)$,

[0261] - $k_{per}(x,x') = \sigma^2 exp\left(-2\frac{sin^2\left(\frac{\pi(x-x')}{p}\right)}{l^2}\right)$,

[0262] - $k_{lin}(x,x') = \sigma_b^2 + \sigma_v^2(x-l)(x'-l)$

[0263] - $k_{cau}(x,x') = \sigma^2\left(1 + \frac{(x-x')^2}{2\alpha l^2}\right)^{-\alpha}$

[0264] - $k_{exp}(x,x') = exp\left(-\left(\frac{r}{l}\right)^\gamma\right)$

[0265] 우리는 가우시안 프로세스를 사용하여 이진 분류기를 정의한다. 우리는 도메인 A에 "라벨" y = +1을 연관시키고, 도메인 B에 "라벨" y = -1을 연관시킨다. 우리는 잠재 변수(latent variables) f(v) 및 로지스틱스 함수(logistics function) $\pi(v) \equiv p(y=+1|v) = \mathcal{S}(f(v))$를 정의한다.

[0266] S는 로지스틱스 함수이다(With S the logistics function). 우리는 태그된 픽셀 또는 복셀 세트(다음의 도메인(A, B)에 대응함) V를 정의한다.

[0267] 우리는 픽셀이나 복셀에 대해 v_* 를 갖는다.

[0268] $$\pi(v_*) = \pi_*(y_* = +1|V,y,v_*) = \int \mathcal{S}(f_*)p(f_*|V,y,v_*)df_*$$

[0269] $$p(f_*|V,y,v_*) = \int p(f_*|V,v_*,f)p(f|V,y)df$$

[0270] $$p(f|V,y) = \frac{p(y|f)p(f|V)}{p(y|f)}$$

[0271] 적어도 하나의 전달 함수는 다음 단계들에 따라 계산된다:

[0272] - 제 1 및 제 2 관심 도메인 A 및 B를 선택하는 단계, 각각의 도메인은 픽셀들 및 상기 선택된 픽셀들에 기초한 복셀들의 그룹을 포함하고,

[0273] - 컴퓨팅 플랫폼에서 픽셀들 또는 복셀들의 최대 수 n_{max}를 정의하는 단계, 이는 상기 절차에서 사용할 수 있으며,

[0274] - 관심있는 피처들의 목록 {...$g_i(v)$...} 을 정의하는 단계,

[0275] - 제 1 관심 도메인 A 및 제 2 관심 도메인 B의 픽셀들 또는 복셀들에 기초하여 제 1 피처 텐서 v_A 및 제 2 피처 텐서 v_B를 각각 생성하는 단계, 각각의 피처 텐서 v_A 및 v_B 는 해당 관심 도메인 A 또는 B의 각 픽셀에 대해, 제 1 실시예 또는 애플리케이션 대해 전술한 피처들의 목록에서 선택된 적어도 하나의 피처 값을 정의한다.

[0276] - v_A 또는 v_B는 각각 (n_A, m_A) 및 (n_B, m_B)라는 사이즈를 갖는다. 여기서:

[0277] - n_A는 도메인 A의 픽셀 또는 복셀 수이다.

[0278] - m_A는 도메인 A의 각 픽셀 또는 복셀의 피처들의 수이다.

[0279] - n_B는 도메인 B의 픽셀 또는 복셀 수이다.

[0280] - m_B는 도메인 B의 각 픽셀 또는 복셀의 피처들의 수이다.

[0281] - n_A는 n_B와 다를 수 있고 m_A는 m_B와 다를 수 있다.

[0282] - $n^*_A = n^*_B$ 및 $2n_A \leq n_{max}$를 갖도록 (A, B)에 대한 픽셀들 또는 복셀들을 샘플링하는 단계,

[0283] 여기서:

[0284] n^*_A는 도메인 A에서 샘플링된 픽셀들 또는 복셀들의 개수이고,

[0285] n^*_B는 도메인 B에서 샘플링된 픽셀들 또는 복셀들의 개수이고,

[0286] - 분류기를 이진 가우시안 프로세스 분류기(P, π)로 정의하는 단계

[0287] - 라플라스 근사를 계산하는 단계

[0288] - 다음 방정식으로 정의되는 색상 C와 T를 계산하는 단계:

[0289] $$C(v) = \frac{f^*(v) - min(f^*(v))}{max(f^*(v)) - min(f^*(v))}$$, 이는 하나의 피처의 값에 의해 상기 픽셀 또는 복셀이 도메인 A에 속할 시프트된 확률의 정규화된 곱으로서 $f^*(v) = (\beta p_A(v) + 1)g(v)$를 이용하고, 상기 픽셀 또는 복셀 v의 g(v)를 이용하여 계산되며 β는 미리정의된 상수이며,

[0290] $$T(v) = \frac{h_A(v) + h_B(v)}{Z_{A,B}}$$

[0291] 여기서,

[0292] $h_A(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 A의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

[0293] $h_N(v) = (k*p)(v)$는 커널 k를 이용하여 제 1 도메인 B의 복셀 v와 연관된 피처들의 평활화된 밀도, 즉 피처들의 밀도와 커널의 컨볼루션이고,

[0294] $Z_{A,B}$는 정규화 상수이고 $max(Z_{A,B})=c$, $c \leq 1$ 임을 보장하는 최대 투명도 인자를 정의하는 사전결정된 상수이다.

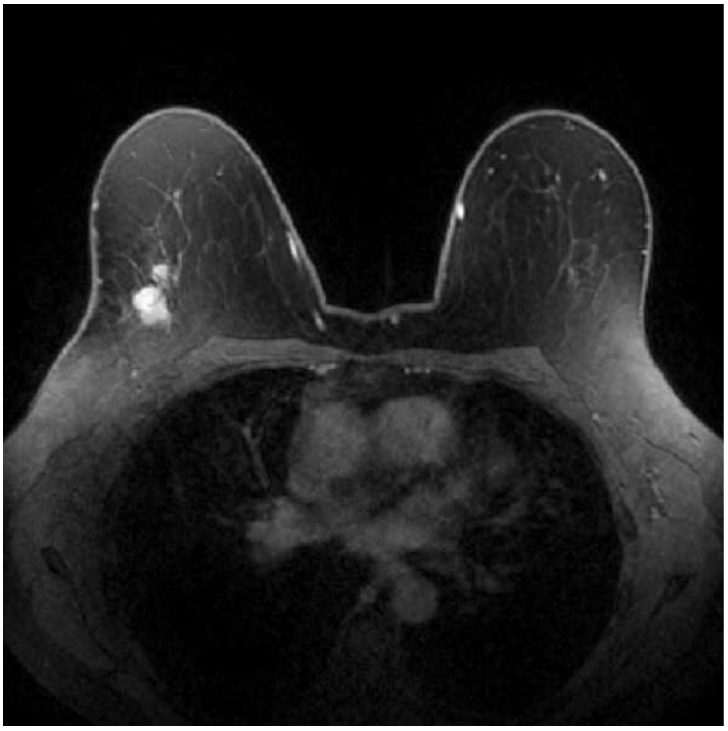
[0295] 소프트웨어 구현예에서, 전술한 절차는 위에 정의된 커널 세트에 대해 실행된다. 적어도 하나의 인터페이스 내에서, 해당 사용자는 커널을 변경할 수 있다. 디폴트로서, 커널 k_G가 디스플레이될 수 있다.

[0296] 이러한 베이지안(Bayesian) 접근법을 사용하면, 태그가 지정된 픽셀들이나 복셀들의 수가 매우 작은 경우 결과를 더 효과적으로 일반화할 수 있다. 태그된 픽셀 또는 복셀이 많은 경우, MMD(제 1 실시예 또는 애플리케이

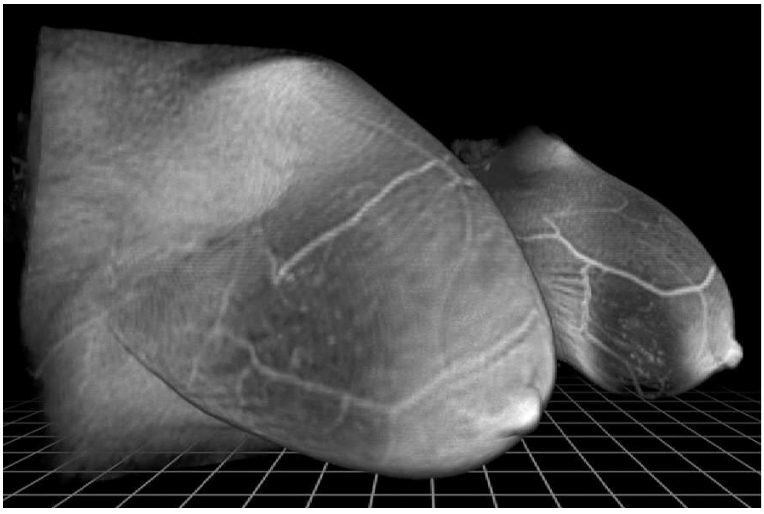
션)는 베이지안 접근법(제 2 실시예 또는 애플리케이션)보다 더 고속의 계산과 더 높은 효율성을 허용한다.

도면

도면1



도면2



도면3



도면4

