



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0013504
(43) 공개일자 2013년02월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/03 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)
G06T 19/00 (2011.01)
(21) 출원번호 10-2011-0075199
(22) 출원일자 2011년07월28일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
주식회사 사이버메드
서울특별시 금천구 벚꽃로 278, 에스제이테크노빌
504호 (가산동)
(72) 발명자
김철영
서울특별시 서초구 서초2동 무지개아파트 8동 30
9호
양우석
서울특별시 관악구 성현동 동아아파트 110동 903
호
(74) 대리인
안상정

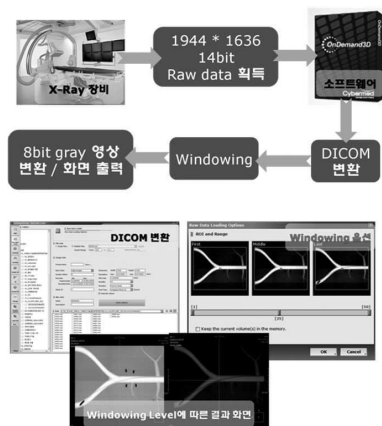
전체 청구항 수 : 총 1 항

(54) 발명의 명칭 **엑스레이의 원본데이터를 활용한 씨티 3차원 모델 정합 방법**

(57) 요약

본 개시는 엑스레이 장비를 이용하여 1944*1636 14bit 원본데이터를 형성하는 단계; 의료 영상 처리 소프트웨어를 거쳐 DICOM 변환까지를 행하는 단계; DICOM 변환된 영상에 대해 Windowing을 행하는 단계; 그리고, 이로부터 8bit gray 영상 변환 및 화면 출력을 행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법에 관한 것이다.

대표도 - 도5



특허청구의 범위

청구항 1

엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법에 있어서,
 엑스레이 장비를 이용하여 1944*1636 14bit 원본데이터를 형성하는 단계;
 의료 영상 처리 소프트웨어를 거쳐 DICOM 변환까지를 행하는 단계;
 DICOM 변환된 영상에 대해 Windowing을 행하는 단계; 그리고,
 이로부터 8bit gray 영상 변환 및 화면 출력을 행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 개시(Disclosure)는 전체적으로 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 여기서는, 본 개시에 관한 배경기술이 제공되며, 이들이 반드시 공지기술을 의미하는 것은 아니다(This section provides background information related to the present disclosure which is not necessarily prior art).

[0003] 초음파 진단 시스템은 초음파를 이용하여 비파괴, 비침습 방식으로 대상체의 내부 구조를 실시간으로 보이며, CT(computerized tomography) 또는 MR(magnetic resonance)와 달리 방사선을 이용하지 않기 때문에 인체에 거의 무해하다. 그러나, 초음파 영상은 신호대 잡음비가 낮기 때문에, 이를 보완하기 위해 CT 영상과 초음파 영상의 정합(registration)을 수행한다.

[0004] 다양한 의학적 응용분야에서 비강체 영상정합(non-rigid image registration)은 핵심적인 과정이다. 영상 가이드 중재(image guided intervention)는 시술전 영상과 시술중 영상 사이의 정합을 필요로 하는 응용 분야의 하나이다. 간의 경우, 3차원 초음파 영상이 영상 가이드 중재술을 위해 자주 이용된다. 화질이 불량한 초음파 영상의 단점을 극복하기 위해, 시술중 3차원 초음파 영상에 대응하는 고화질의 시술전 CT 또는 MR 영상을 디스플레이한다. 이러한 목적으로, 간의 초음파 영상과 CT 영상의 정렬(alignment)이 필요하다. 초음파 영상과 CT 영상은 다른 호환 단계에서 촬영되기 때문에 국부적 변형(local deformation)이 나타나 비강체 영상 정합이 수행되어야 한다.

[0005] 서로 다른 특성 때문에 CT 영상과 초음파 영상을 정합하는 것은 어려운 작업이다. 간의 3차원 초음파 영상과 CT(또는 MR) 영상을 비강체 영상정합하기 위한 몇 가지 알고리즘(algorithm)이 제안되었다. 3차원 초음파 영상과 MR의 정합에서, 초음파 영상과 MR 영상이 혈관 확률 영상(vessel probability image)으로 각각 변환되고, 두 혈관 확률 영상 사이의 정규화된 교차 상관(cross correlation)을 최대화시켜 정합한다. 혈관들의 중심선들을 추출하고 정합하여 3차원 초음파 영상과 CT 영상 간의 정합을 수행하는 방법도 제안되었다. 그러나, 이들 방법에서 정합 정밀도는 초음파 영상과 CT 영상의 혈관 분류(segmentation) 정확도에 의한 영향을 받는다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 이에 대하여 '발명의 실시를 위한 구체적인 내용'의 후단에 기술한다.

과제의 해결 수단

[0007] 여기서는, 본 개시의 전체적인 요약(Summary)이 제공되며, 이것이 본 개시의 외연을 제한하는 것으로 이해되어서는 아니된다(This section provides a general summary of the disclosure and is not a comprehensive

disclosure of its full scope or all of its features).

[0008] 본 개시에 따른 일 태양에 의하면(According to one aspect of the present disclosure), 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법에 있어서, 엑스레이 장비를 이용하여 1944*1636 14bit 원본데이터를 형성하는 단계; 의료 영상 처리 소프트웨어를 거쳐 DICOM 변환까지를 행하는 단계; DICOM 변환된 영상에 대해 Windowing을 행하는 단계; 그리고, 이로부터 8bit gray 영상 변환 및 화면 출력을 행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법이 제공된다.

발명의 효과

[0009] 이에 대하여 '발명의 실시를 위한 구체적인 내용'의 후단에 기술한다.

도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 본 개시의 실시예에 따른 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합 시스템을 보이는 블록도.
 도 2는 본 개시의 실시예에 따른 정합부(130)에서 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합을 수행하는 방법을 보이는 순서도.
 도 3은 초음파 영상(A), 비강체 영상정합전 CT 영상(B) 및 초음파-CT 정합영상(C)을 슬라이스별로 보이는 예시도.
 도 4는 본 개시에 따른 비강체 영상정합 방법의 정확성을 보이는 예시도.
 도 5는 본 개시에 따른 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법을 나타내는 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 이하, 본 개시를 첨부된 도면을 참고로 하여 자세하게 설명한다(The present disclosure will now be described in detail with reference to the accompanying drawing(s)).

[0012] 본 개세에서는 비강체 영상정합을 위해 간의 두 특징(feature) 즉, 혈관과 횡격막의 특징을 이용한다. 비강체 영상정합을 위한 적절한 변환을 찾기 위해, 두 특징의 목적 함수(objective function)를 이용하여 비용 함수(cost function)를 정의하고, 최적화 과정을 통해 비용을 최소화시킨다.

[0013] 도 1은 본 개시의 실시예에 따른 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합 시스템을 보이는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 정합 시스템(100)은 대상체(예를 들어, 간)에 초음파 신호를 송수신하여 초음파 영상을 형성하는 초음파 영상 형성부(110)를 포함한다. 본 개시의 실시예에서, 초음파 영상은 B-모드로 얻은 3차원 초음파 영상일 수 있다.

[0014] 정합 시스템(100)은 CT 영상을 형성하는 CT 영상 형성부(120)을 더 포함한다. 본 개시의 실시예에서 CT 영상은 3차원 CT 영상일 수 있다. 초음파 영상과 CT 영상은 서로 다른 호흡에서 형성될 수 있다.

[0015] 정합 시스템(100)은 초음파 영상과 CT 영상에 대해서 비강체 영상정합을 수행하기 위한 정합부(130)를 더 포함할 수 있다. 이하, 정합부(130)의 동작을 도 2를 참조하여 자세히 설명한다.

[0016] 도 2는 본 개시의 실시예에 따른 정합부(130)에서 초음파 영상과 CT 영상의 비강체 영상정합을 수행하는 방법을 보이는 순서도이다. 도 2를 참조하면, 초음파 영상 형성부(110) 및 CT 영상 형성부(120)가 동일한 환자로부터 임의의 호흡에서 간의 3D B-모드 초음파 영상과 3D CT 영상을 형성하면, 초음파 영상과 CT 영상에 대해 ICP(Iterative Closest Point) 기반 아핀 정합(affine registration)을 수행한다(210).

[0017] 본 개시의 실시예에서, 초음파 영상과 CT 영상에서 간의 국부적 변형을 모델링하기 위한 변환식으로서 B-스플라인(B-spline) FFD(free form deformation)를 이용할 수 있다. 이 FED 변환식은 균일한 간격을 갖는 제어점들의 변위(displacement of control points)로써 정의된다. 변위는 변형 변수 Φ 로 표현될 수 있다. 간 영상의 전체에 걸쳐 국부 변형은 고를(smooth) 것으로 기대되기 때문에, 고른 변형(smooth transformation)으로 추정한다. 따라서, 금속 박판(thin-plate of metal)의 2D 구부림 에너지에 대응하는 3D 구속 C_{smooth} 를 정의하여 사용한다.

[0018] 혈관과 횡격막의 밝기값 관계는 초음파 영상과 CT 영상에서 각기 다르다. 초음파 영상에서, 초음파 신호의 강한 반사에 의해 횡격막은 밝기값이 큰 값을 나타낸다. 이러한 밝기값 특성은 CT 영상에서 횡격막이 큰 그레디언트 크기로 표현되는 것과 관련시킬 수 있다. 반면에, 혈관 영역에서는 비록 명암은 반전되지만 초음파 영상의 밝기

값은 CT 영상의 밝기값과 관련될 수 있다. 횡격막 영역의 제1 목적함수 $C_{diaphragm}$ 는 초음파 영상에서의 밝기값과 CT 영상에서의 그레디언트 크기에 의해서 구해지는데 반하여, 혈관 영역의 제2 목적함수 C_{vessel} 는 초음파 영상과 CT 영상의 밝기값을 이용하여 구해진다.

[0019] 횡격막과 혈관 영역에서 목적함수를 구하기 위해, CT 영상에서 복수의 ROI 영역을 정의한다(220). 즉, 영역-성장 방법(region-growing scheme)을 이용하여 혈관 및 간을 분할하고, 분할된 영역의 에지(edge) 영역을 확장하여 각 ROI 영역을 정의한다. 정합시 CT 영상과 초음파 영상이 서로 겹쳐지는 부분에 대해서만 정합에 필요한 계산이 수행되므로, CT 영상과 초음파 영상 중 한 영상에서만 ROI 영역이 정의되면 충분하다. 본 개시의 실시예에서는 상대적으로 혈관이나 간 경계 구분이 확실한 CT 영상에서 ROI 영역을 정의한다. 한편, ROI 영역을 정의하기 위한 ROI 마스킹을 혈관 영역과 횡격막 영역에 대해 각각 실시한다. 이에 따라, ROI 마스킹에 의해 두 영역, 혈관 영역과 횡격막 영역이 나누어진다. 이후, ROI 영역에서 횡격막 영역의 목적 함수 $C_{diaphragm}$ 와 혈관 영역의 목적함수 C_{vessel} 를 형성한다(230). 정확한 정합을 위해 본 개시의 실시예에서는, 초음파 영상과 CT 영상의 밝기값과 그레디언트 크기 및 에지 방향 각도(edge orientation angle)에 기초하여 목적 함수를 계산한다.

[0020] 그레디언트 크기 및 에지 방향 각도는 다음과 같이 구한다. 먼저, 각 복셀(voxel)에서 구조 매트릭스(structure matrix)를 계산한다. 구조 매트릭스의 고유값 분석(eigen-analysis)을 통하여 고유 벡터(eigen-vector)와 고유값(eigen-value)을 추출한다. 여기서 가장 큰 고유값을 가지는 고유 벡터를 영상의 에지 방향으로 정의하고, 그레디언트 크기는 고유값으로써 정의한다. 만일, 두 영상이 완벽하게 정합되면, 대응하는 에지 방향 각도가 동일할 것이다. 이러한 관계를 고려하여 두 에지 방향 벡터의 내적의 제곱으로 에지 방향 일치 정도를 정의할 수 있다.

[0021] 두 목적함수 C_{vessel} 과 $C_{diaphragm}$ 은 다음과 같이 구해진다.

[0022] 혈관 영역에서는 초음파 영상과 CT 영상이 서로 밝기값의 상관관계가 존재한다. 따라서 초음파 영상 밝기값, CT 영상 밝기값, 에지 방향 일치 정도를 이용하여 통계적인 엔트로피를 측정하여 C_{vessel} 로 정의한다.

[0023] 횡격막 영역에서는 초음파 영상의 밝기값과 CT 영상의 그레디언트 크기가 서로 상관관계가 있다. 따라서 초음파 영상 밝기값, CT 영상 그레디언트 크기, 에지 방향 일치 정도를 이용하여 통계적인 엔트로피를 측정하여 $C_{diaphragm}$ 로 정의한다.

[0024] 이어서, 두 목적 함수 $C_{diaphragm}$, C_{vessel} 로써 다음의 수학적 식 1과 같은 비용 함수를 형성한다(240).

수학적 식 1

$$C = C_{vessel} + C_{diaphragm} + \lambda \cdot C_{smooth}$$

[0025]

[0026] 여기서, λ 는 두 영상의 정렬과 변환의 평탄(smoothness) C_{smooth} 사이의 교환조건(trade-off)을 나타낸다. 그레디언트 하강 방법(gradient descent scheme)에 따라 다음의 수학적 식 2와 같이 비용함수의 그레디언트를 이용하여 변형 변수 ϕ 를 갱신하는 최적화 과정을 수행한다(250).

수학적 식 2

$$\phi_{k+1} = \phi_k + \mu \cdot \nabla C$$

[0027]

[0028] 수학적 식 2에서 μ 는 스텝 크기를 나타내며, k 는 자연수로서 그레디언트 하강의 반복 상태를 나타낸다. 구현을 위해는 차분으로 근사화할 수 있다. 작은 양의 값 ϵ 에 대해 수학적 식 3과 같은 조건을 만족하면 최적화 과정을 종료한다.

수학식 3

$$|C_k - C_{k-1}| < \epsilon$$

- [0029]
- [0030] 최종적으로, 최적화된 변수들을 CT 영상에 반영하여 변형된 CT 영상을 형성함으로써 초음파 영상에 정합된 CT 영상을 생성한다(260).
- [0031] 본 개시에 따른 정합 시스템(100)은 초음파 영상, CT 영상, 정합된 초음파-CT 영상을 디스플레이하는 디스플레이부(140)를 포함할 수 있다.
- [0032] 도 3은 초음파 영상(A), 비강체 영상정합전 CT 영상(B) 및 초음파-CT 정합영상(C)을 슬라이스별로 보인다.
- [0033] 도 4는 본 개시에 따른 비강체 정합 방법의 정확성을 보이는 초음파 사진으로서, 초음파 영상(A)과 비강체 영상정합전 CT 영상(B)에 각각 표시된 마커(M1, M2)가 모든 슬라이스 영상에서 혈관 영역뿐만 아니라 횡격막 영상에서도 정확하게 일치됨을 보인다.
- [0034] 도 5는 본 개시에 따른 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법을 나타내는 도면으로서, 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법에 있어서, 엑스레이 장비를 이용하여 1944*1636 14bit 원본데이터를 형성하는 단계; 의료 영상 처리 소프트웨어를 거쳐 DICOM 변환까지를 행하는 단계; DICOM 변환된 영상에 대해 Windowing을 행하는 단계; 그리고, 이로부터 8bit gray 영상 변환 및 화면 출력을 행하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 엑스레이의 원본데이터를 활용한 CT 3D 모델 정합 방법이 제공된다.
- [0035] 도 6은 본 개시에 따른 바이-플레인 엑스레이스를 활용한 3D 모델 구성 방법을 설명하는 도면. 바이-플레인 엑스레이스를 활용한 3D 모델 구성 방법에 있어서, 바이-플레인 엑스레이스 엔지오그래피(angiography)를 행하는 단계; 정합된 이미지에서 로봇의 위치를 결정하는 단계; 그리고, 정합된 3D 모델에서 로봇의 위치를 표시하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 바이-플레인 엑스레이스를 활용한 3D 모델 구성 방법이 제공된다.
- [0036] 도 7은 본 개시에 따른 엑스레이스 촬영각도 변화에 따른 마커의 인식 방법을 설명하는 도면으로서, 엑스레이스 장비를 회전시키는 단계; 촬영각도에 따른 마커의 인식률 저하를 감안하여, 상태 정보의 활용을 통해, 촬영각도에 따른 마커의 인식 범위를 보정하는 단계; 그리고, 정상적인 마커로 인식하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 엑스레이스 촬영각도 변화에 따른 마커의 인식 방법이 제공된다.

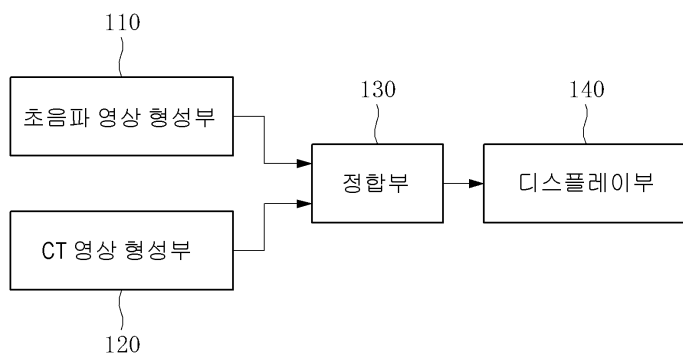
부호의 설명

- [0037] 초음파 영상: A 비강체 영상정합전 CT 영상: B

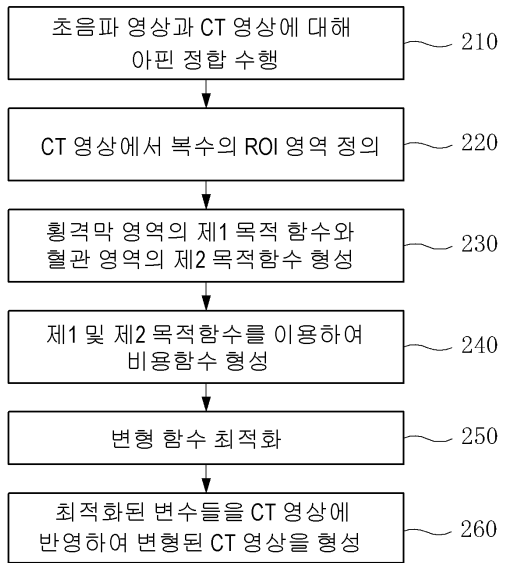
도면

도면1

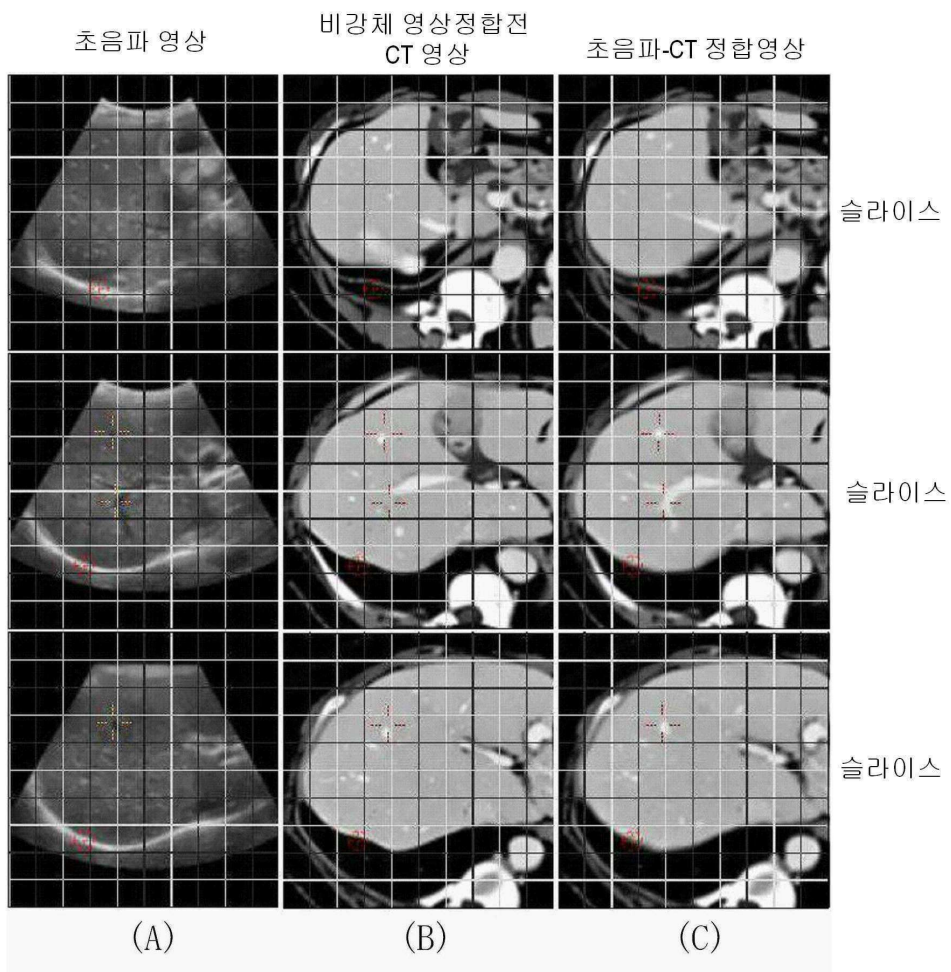
100



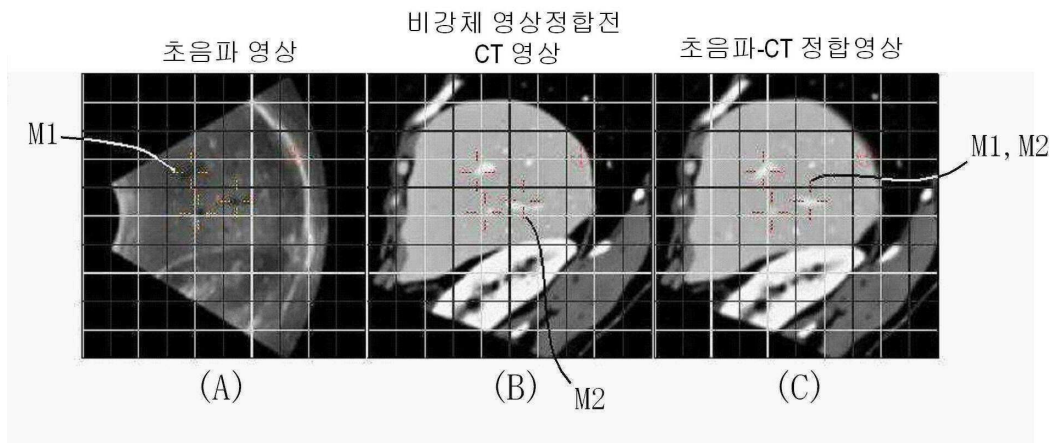
도면2



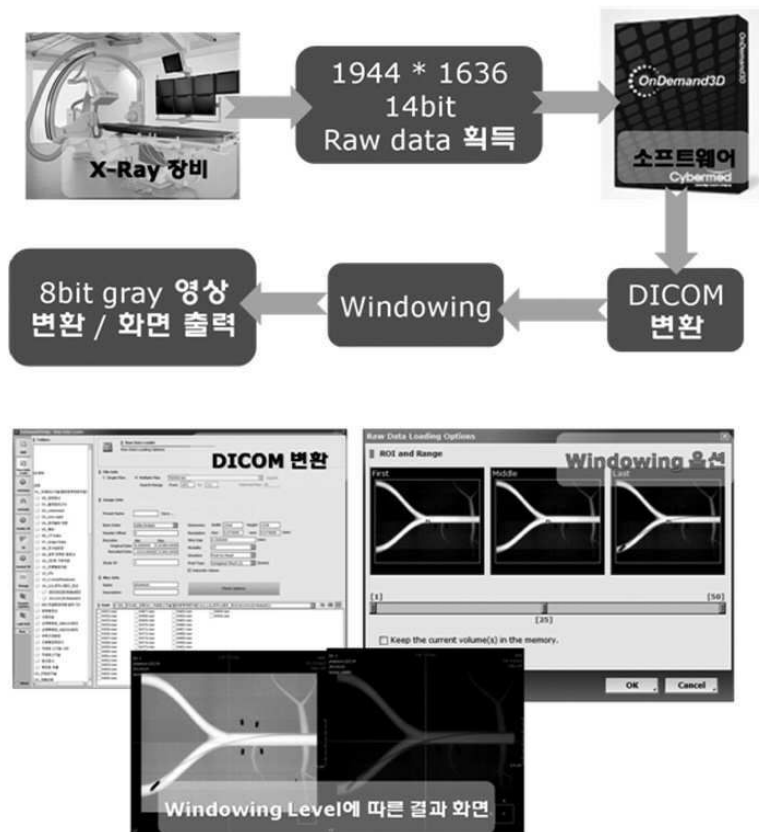
도면3



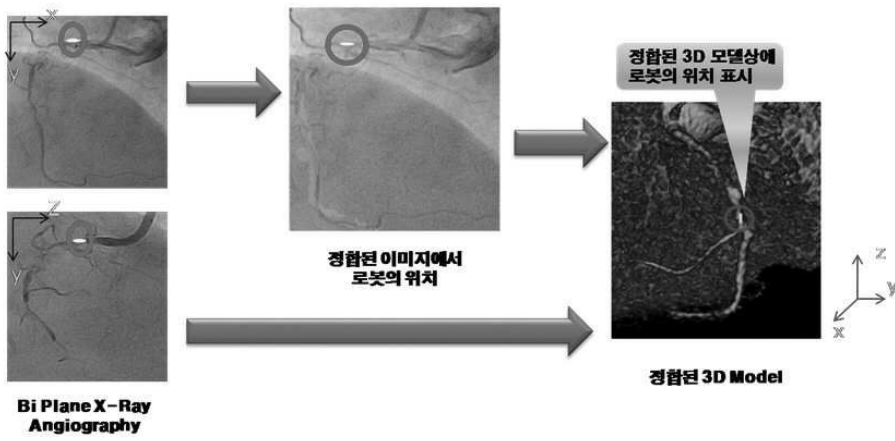
도면4



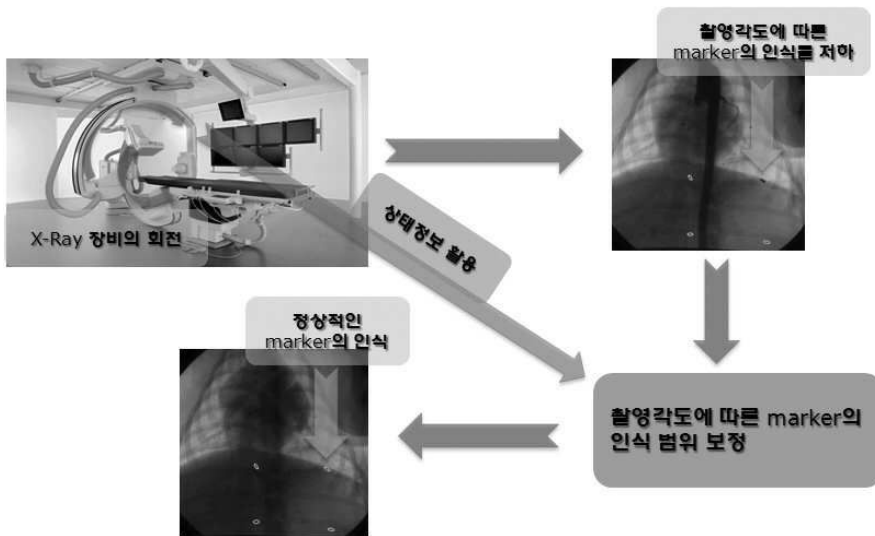
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	发明名称使用X射线原始数据的Citi三维模型匹配方法		
公开(公告)号	KR1020130013504A	公开(公告)日	2013-02-06
申请号	KR1020110075199	申请日	2011-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	CYBERMED		
申请(专利权)人(译)	虚拟制造有限公司.		
当前申请(专利权)人(译)	虚拟制造有限公司.		
[标]发明人	KIM CHEOL YOUNG 김철영 YANG WOO SEOK 양우석		
发明人	김철영 양우석		
IPC分类号	A61B6/03 A61B8/00 G06T19/00		
CPC分类号	A61B6/5205 A61B6/032 G06T19/00		
代理人(译)	Ansangjeong		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

目的：提供利用X射线原始数据的计算机断层扫描（CT）3D模型配准方法，以反映CT图像上的优化参数并形成变换后的CT图像，从而轻松生成在超声图像中登记的CT图像。：DICOM转换通过医学图像处理软件执行。执行使用DICOM转换的图像窗口化。执行8位灰度图像转换和屏幕输出.COPYRIGHT KIPO 2013

