



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0126815
(43) 공개일자 2014년11월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) A61N 7/00 (2006.01)
A61B 5/113 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0044330
(22) 출원일자 2013년04월22일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
황영규
서울 강남구 강남대로124길 53, 301호 (논현동)
김정배
경기도 화성시 동탄면 반송리 삼부르네상스 A
206-201
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
리엔목특허법인

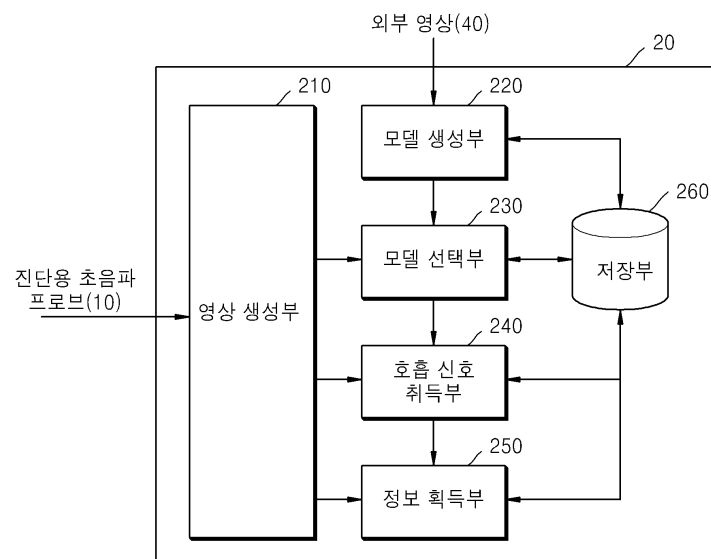
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 방법, 장치 및 시스템.**

(57) 요약

호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 방법은 일 호흡 주기 동안 관심 영역의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성하고, 상기 모델들 중에서 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하고, 2차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 관심 영역의 호흡 신호를 취득한 후, 상기 취득된 호흡 신호를 이용하여 상기 선택된 모델로부터 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

오영택

서울 성동구 둔레15길 7, 101동 412호 (성수동2가,
청구강변아파트)

김도균

경기 성남시 분당구 분당로381번길 6-6, 3층 (분당
동)

방원철

경기 성남시 분당구 불정로 361, 510동 1504호 (서
현동, 효자촌삼환아파트)

특허청구의 범위

청구항 1

피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들에서 획득된 상기 피검체의 체내 관심 영역을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 상기 일 호흡 주기 동안 상기 관심 영역의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성하는 단계;

상기 피검체의 일 호흡 주기 중 하나 이상의 시점들에서 획득된 상기 관심 영역을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 모델들 중에서 상기 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 단계;

상기 피검체의 일 호흡 주기 동안 획득된 상기 관심 영역을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 관심 영역의 호흡 신호를 취득하는 단계; 및

상기 취득된 호흡 신호를 이용하여 상기 선택된 모델로부터 상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 단계;를 포함하는 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 호흡 신호를 취득하는 단계는

상기 2차원 초음파 영상에서 상기 호흡 신호를 취득할 객체를 선택하는 단계;

상기 2차원 초음파 영상에서 상기 선택된 객체를 나타내는 위치에 배치된 윈도우(window)들 중에서 특정 윈도우를 선택하는 단계; 및

상기 특정 윈도우에 나타난 상기 객체의 움직임 정보를 이용하여 상기 호흡 신호를 생성하는 단계;를 포함하고,

상기 윈도우는 상기 호흡에 따른 상기 객체의 움직임 정보를 획득하기 위하여 상기 2차원 초음파 영상 상에 배치된 크기, 방향 및 위치가 각각 다른 윈도우인 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 호흡 신호는 상기 피검체의 호흡에 따라 변화하는 상기 관심 영역의 변위(displacement)를 나타내는 신호인 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 객체는 상기 2차원 초음파 영상에 나타난 장기(organ)들 중에서 밝기(brightness) 값이 임계치를 초과하는 장기인 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 객체를 선택하는 단계는

상기 2차원 초음파 영상에서 상기 객체의 경계(boundary)선 정보를 분리(segmentation)하는 단계; 및

상기 분리된 경계선 정보를 이용하여 상기 객체의 중심선(centerline)을 획득하는 단계;를 포함하고,

상기 특정 윈도우를 선택하는 단계는 상기 획득된 중심선 상에 윈도우들을 배치하여 상기 특정 윈도우를 선택하는 단계인 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 특징 윈도우는 상기 객체의 움직임 정보 또는 상기 2차원 초음파 영상의 노이즈(noise) 정보 중 적어도 하나를 이용하여 선택되는 것인 호홉에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 두 시점들은 상기 피검체의 최대 들숨인 시점 및 최대 날숨인 시점인 호홉에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 모델들을 생성하는 단계는

상기 최대 들숨인 시점에서 획득된 상기 MR 또는 CT 영상들 및 상기 최대 날숨인 시점에서 획득된 상기 MR 또는 CT 영상들 각각에 나타난 조직들의 표면 정보들을 분리(segmentation)하는 단계; 및

상기 분리된 표면 정보들을 이용하여 보간(interpolation)을 수행하는 단계;를 포함하는 호홉에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 조직은 병변(lesion) 조직을 포함하는 호홉에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 모델을 선택하는 단계는

상기 3차원 초음파 영상들 각각에 나타난 조직들의 표면 정보들을 분리하는 단계;

상기 분리된 표면 정보들을 이용하여 상기 모델들과 상기 3차원 초음파 영상들을 정합하는 단계; 및

상기 정합된 영상들을 이용하여 상기 모델들과 상기 3차원 초음파 영상들의 유사도를 계산하고, 상기 계산된 유사도를 이용하여 상기 모델들 중에서 상기 획득된 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 단계;를 포함하는 호홉에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 정보를 획득하는 단계는

상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 상기 관심 영역의 변위 값, 상기 선택된 모델에 나타난 상기 관심 영역의 변위의 최대 값 및 최소 값 중 어느 하나를 이용하여 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하고,

상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점은 상기 피검체의 일 호홉 주기 중 하나의 시점을 포함하는 호홉에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 획득된 상기 관심 영역에 대한 정보를 이용하여 상기 병변(lesion) 조직에 조사할 치료용 초음파를 생성하는 단계;를 더 포함하는 호홉에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 방법.

청구항 13

제 1 항 내지 제 12 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램으로 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 14

피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들에서 획득된 상기 피검체의 체내 관심 영역을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 상기 일 호흡 주기 동안 상기 관심 영역의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성하는 모델 생성부;

상기 피검체의 일 호흡 주기 중 하나 이상의 시점들에서 획득된 상기 관심 영역을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 모델들 중에서 상기 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 모델 선택부;

상기 피검체의 일 호흡 주기 동안 획득된 상기 관심 영역을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 관심 영역의 호흡 신호를 취득하는 호흡 신호 취득부; 및

상기 취득된 호흡 신호를 이용하여 상기 선택된 모델로부터 상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 정보 획득부;를 포함하는 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 호흡 신호 취득부는

상기 2차원 초음파 영상에서 상기 호흡 신호를 취득할 객체를 선택하고, 상기 2차원 초음파 영상에서 상기 선택된 객체를 나타내는 위치에 배치된 윈도우(window)들 중에서 특징 윈도우를 선택하고, 상기 특징 윈도우에 나타난 상기 객체의 움직임 정보를 이용하여 상기 호흡 신호를 생성하는 것을 특징으로 하고,

상기 윈도우는 상기 호흡에 따른 상기 객체의 움직임 정보를 획득하기 위하여 상기 2차원 초음파 영상 상에 배치된 크기, 방향 및 위치가 각각 다른 윈도우인 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 장치.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 객체를 선택하는 것은 상기 2차원 초음파 영상에서 상기 객체의 경계(boundary)선 정보를 분리(segmentation)하고, 상기 분리된 경계선 정보를 이용하여 상기 객체의 중심선(centerline)을 획득하는 것을 특징으로 하고,

상기 특징 윈도우 선택부는 상기 획득된 중심선 상에 윈도우들을 배치하여 상기 특징 윈도우를 선택하는 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 장치.

청구항 17

제 14 항에 있어서,

상기 모델 생성부는

피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들에서 획득된 상기 MR 또는 CT 영상들 각각에 나타난 조직들의 경계선 정보들을 분리(segmentation)하고, 상기 분리된 표면 정보들을 이용하여 보간(interpolation)을 수행하는 것을 특징으로 하고,

상기 두 시점들은 상기 피검체의 최대 들숨인 시점 및 최대 날숨인 시점인 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 장치.

청구항 18

제 14 항에 있어서,

상기 모델 선택부는

상기 3차원 초음파 영상들 각각에 나타난 조직들의 표면 정보들을 분리하고,

상기 분리된 표면 정보들을 이용하여 상기 모델들과 상기 3차원 초음파 영상들을 정합하고,

상기 정합된 영상들을 이용하여 상기 모델들과 상기 3차원 초음파 영상들의 유사도를 계산하고,

상기 계산된 유사도를 이용하여 상기 모델들 중에서 상기 획득된 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 장치.

청구항 19

제 14 항에 있어서,

상기 획득된 상기 관심 영역에 대한 정보를 이용하여 상기 관심 영역에 포함된 병변(lesion) 조직에 조사할 치료용 초음파를 생성하는 초음파 생성부;를 더 포함하는 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 장치.

청구항 20

피검체의 체내 관심 영역을 포함하는 초음파 영상들을 생성하기 위한 진단용 초음파 프로브(probe);

입력된 상기 관심 영역을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 일 호흡 주기 동안의 상기 관심 영역의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성하고,

상기 관심 영역을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 생성된 모델들 중에서 상기 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하고,

상기 관심 영역을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 관심 영역의 호흡 신호를 취득하고,

상기 취득된 호흡 신호를 이용하여 상기 선택된 모델로부터 상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 초음파 영상 처리 장치;를 포함하는 호흡에 따른 관심 영역의 변화를 추적하는 시스템.

명세서

기술 분야

[0001] 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 방법, 장치 및 시스템이 개시된다.

배경 기술

[0002] HIFU 치료는 고강도의 집적 초음파(high-intensity focused ultrasound, 이하 'HIFU'라고 함)를 치료하고자 하는 종양 부위(초점)에 조사하여 종양 조직의 국소적 파괴(focal destruction) 또는 괴사(necrosis)를 야기시켜 종양을 제거 및 치료하는 기술법이다.

[0003] HIFU를 이용하여 병변을 제거하는 방법은 인체를 직접적으로 절개하지 않고 치료할 수 있는 장점이 있어 널리 이용되고 있는 치료 방법 중 하나이다. 인체의 외부에서 고강도 집적 초음파를 병변에 조사할 때, 인체의 활동에 의해 병변의 위치가 변경된다. 예를 들어, 수술을 하는 동안 환자가 호흡을 하는 경우, 호흡에 따라 병변의 위치가 변경된다. 따라서, HIFU를 조사하는 위치(초점)도 변경되어야 한다. 이렇게 인체의 활동에 의해 변경되는 병변을 추적하여 HIFU를 조사하는 방법이 연구되고 있다.

[0004] 호흡에 따라 장기의 위치는 변화하고, 그에 따라 장기의 형상도 변화한다. 즉, 호흡에 따른 장기의 위치 변화 및 형상 변화는 밀접한 관계가 있다. 또한, 호흡은 주기적으로 변화하므로, 수술 전 환자의 호흡에 따른 장기 및 병변의 위치를 미리 알고 있다면, 수술 중에 환자의 호흡 신호를 사용하여 장기 및 병변의 현재 위치를 추정할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 방법, 장치 및 시스템을 제공하는 데에 있다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는 데 있다. 해결하고

자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 일 측면에 따른 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 방법은 피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들에서 획득된 상기 피검체의 체내 관심 영역을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 상기 일 호흡 주기 동안 상기 관심 영역의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성하는 단계; 상기 피검체의 일 호흡 주기 중 하나 이상의 시점들에서 획득된 상기 관심 영역을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 모델들 중에서 상기 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 단계; 상기 피검체의 일 호흡 주기 동안 획득된 상기 관심 영역을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 관심 영역의 호흡 신호를 취득하는 단계; 및 상기 취득된 호흡 신호를 이용하여 상기 선택된 모델로부터 상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 단계;를 포함한다.

[0007] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.

[0008] 본 발명의 다른 측면에 따른 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 장치는 피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들에서 획득된 상기 피검체의 체내 관심 영역을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 상기 일 호흡 주기 동안 상기 관심 영역의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성하는 모델 생성부; 상기 피검체의 일 호흡 주기 중 하나 이상의 시점들에서 획득된 상기 관심 영역을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 모델들 중에서 상기 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 모델 선택부; 상기 피검체의 일 호흡 주기 동안 획득된 상기 관심 영역을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 관심 영역의 호흡 신호를 취득하는 호흡 신호 취득부; 및 상기 취득된 호흡 신호를 이용하여 상기 선택된 모델로부터 상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 정보 획득부;를 포함한다.

[0009] 본 발명의 또 다른 측면에 따른 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 시스템은 피검체의 체내 관심 영역을 포함하는 초음파 영상들을 생성하기 위한 진단용 초음파 프로브(probe); 입력된 상기 관심 영역을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 일 호흡 주기 동안의 상기 관심 영역의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성하고, 상기 관심 영역을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 생성된 모델들 중에서 상기 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하고, 상기 관심 영역을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 상기 관심 영역의 호흡 신호를 취득하고, 상기 취득된 호흡 신호를 이용하여 상기 선택된 모델로부터 상기 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 초음파 처리 장치;를 포함한다.

발명의 효과

[0010] 상기된 바에 따르면, 환자의 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는데에 X-ray 영상이 아닌 초음파 영상을 이용하므로, 시술 중에 실시간으로 관심 영역에 대한 영상의 취득이 가능하고, 인체에 무해하다. 또한, 초음파 영상에서 뚜렷하게 식별할 수 있는 특징들만을 사용하여 장기의 변화를 추적하므로, 노이즈(noise)에 강인한 추적이 가능하다. 또한, 환자의 체내 장기의 변화를 정확하게 추적함으로써 HIFU, radiation therapy 등에 적용할 경우 시술의 정확도를 향상시킬 수 있고, 시술 시간을 단축시킬 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 모델 생성부가 동작하는 일 예를 도시한 도면이다.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 모델 선택부가 동작하는 일 예를 도시한 도면이다.
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 신호 취득부가 2차원 초음파 영상에서 호흡 신호를 취득할 객체를 선택하는 일 예를 도시한 도면이다.
 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 2차원 초음파 영상 상에 배치된 윈도우들의 일 예를 도시한 도면이다.
 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 신호 취득부가 특정 윈도우를 선택하는 일 예를 도시한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 호홉 신호 취득부가 취득한 호홉 신호의 일 예를 도시한 도면이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 다른 예를 도시한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 장기 변화 추적 시스템의 사용 환경의 다른 예를 도시한 도면이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치에서 체내 장기의 변화를 추적하는 방법을 나타내는 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0012] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다. 본 발명의 하기 실시예는 본 발명을 구체화하기 위한 것일 뿐 본 발명의 권리 범위를 제한하거나 한정하지 않는다. 또한, 본 발명의 상세한 설명 및 실시예로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 유추할 수 있는 것은 본 발명의 권리범위에 속하는 것으로 해석된다.
- [0013] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0014] 도 1을 참조하면, 영상 처리 장치(20)는 영상 생성부(210), 모델 생성부(220), 모델 선택부(230), 호홉 신호 취득부(240), 정보 획득부(250) 및 저장부(260)를 포함한다. 도 1에 도시된 영상 처리 장치(20)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0015] 또한, 도 1에 도시된 영상 처리 장치(20)의 영상 생성부(210), 모델 생성부(220), 모델 선택부(230), 호홉 신호 취득부(240), 정보 획득부(250) 및 저장부(260)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0016] 영상 생성부(210)는 진단용 초음파 프로브(probe)(10)로부터 펄스 신호들을 전송받아 관심 영역(도 9의 30)에 대한 2차원 초음파 영상 또는 3차원 초음파 영상을 생성한다. 여기에서 관심 영역(도 9의 30)에는 병변(lesion) 조직이 포함될 수도 있다.
- [0017] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 3차원 초음파 영상은 후술할 모델 생성부(220)가 생성한 관심 영역(도 9의 30)의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델과 정합하는데 이용된다. 또한, 2차원 초음파 영상은 관심 영역(도 9의 30)의 호홉 신호를 추출하고, 피검체(예를 들어, 환자)의 현재 호홉 상태에 따른 관심 영역(도 9의 30)의 변화에 대응되는 모델을 실시간으로 선정하는데 이용된다.
- [0018] 예를 들어, 3차원 초음파 영상은 피검체에 대한 시술이 수행되기 직전에 획득되고, 2차원 초음파 영상은 피검체에 대한 시술 직전 및 시술이 수행되는 과정에서 여러 번 획득될 수 있다. 그러나, 이에 한정되지 않는다.
- [0019] 진단용 초음파 프로브(10)는 피검체의 관심 영역(도 9의 30)에 진단용 초음파를 조사하고, 반사된 초음파 신호를 획득한다. 구체적으로, 진단용 초음파 프로브(10)에서 2 ~ 18 MHz 범위의 진단용 초음파가 피검체의 관심 영역(도 9의 30)에 조사되면, 이 초음파는 여러 다른 조직들 사이의 계층들로부터 부분적으로 반사된다. 진단용 초음파는 관심 영역(도 9의 30)에서의 밀도 변화가 있는 곳, 예를 들어, 혈장(blood plasma) 내의 혈구들(blood cells), 장기들(organs) 내의 작은 조직들(structures) 등에서 반사된다. 이와 같이 반사된 진단용 초음파들은 진단용 초음파 프로브(10)의 압전 변환기를 진동시키고, 압전 변환기는 이 진동들에 따른 전기적 펄스들(electrical pulses)을 출력한다.
- [0020] 다만, 진단용 초음파 프로브(10)는 전기적 펄스 신호들을 이용하여 직접 관심 영역(도 9의 30)에 대한 초음파 영상을 생성할 수도 있다. 진단용 초음파 프로브(10)가 직접 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 진단용 초음파 프로브(10)는 생성한 초음파 영상에 대한 정보를 영상 생성부(210)로 전송한다.
- [0021] 한편, 영상 생성부(210)에서 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 진단용 초음파 프로브(10)는 전기적 펄스 신호들을 영상 생성부(210)로 전송한다.
- [0022] 관심 영역(도 9의 30)에 대한 2차원 초음파 영상 또는 3차원 초음파 영상은 하나의 진단용 초음파 프로브(10)에 의하여 생성될 수도 있고, 복수의 진단용 초음파 프로브(10)들에 의하여 생성될 수도 있다. 구체적으로, 2차원 초음파 영상을 생성하기 위한 진단용 프로브(10)와 3차원 초음파 영상을 생성하기 위한 진단용 초음파 프로브

(10)가 각각 별도로 구비될 수도 있다.

- [0023] 예를 들어, 하나의 진단용 초음파 프로브(10)를 이용하여 3차원 초음파 영상을 생성하는 경우에는, 영상 생성부(210)는 진단용 초음파 프로브(10)에 의하여 생성된 2차원 단면 영상들을 축적하여 관심 영역(도 9의 30)을 3차원적으로 나타내는 3차원 초음파 영상을 생성(예를 들어, MPR(Multiplanar reconstruction) 방식)할 수 있다. 그러나 영상 생성부(210)가 3차원 초음파 영상을 생성하는 방법은 이에 한정되지 않는다.
- [0024] 모델 생성부(220)는, 피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들에서 획득된 피검체의 체내 관심 영역(도 9의 30)을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여, 일 호흡 주기 동안 관심 영역(도 9의 30)의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성한다. 여기에서 피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들은 피검체의 최대 들숨인 시점 및 최대 날숨인 시점을 의미한다.
- [0025] 여기에서, 모델 생성부(220)는 피검체에 대한 시술이 진행되기 전의 준비 단계에서 모델들을 생성할 수 있다. 예를 들어, 피검체에 대한 시술의 준비과정 중 하나로서, 피검체의 일 호흡 주기 동안 관심 영역(도 9의 30)의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들이 획득될 수 있다.
- [0026] 모델 생성부(220)가 모델을 생성하는 구체적인 방법은 다음과 같다.
- [0027] 모델 생성부(220)는 MR(magnetic resonance) 또는 CT(computed tomography) 영상(이하, 외부 영상(50)이라고 함)을 외부의 촬영 장치로부터 직접 또는 영상이 저장된 저장부(260)로부터 입력받을 수 있다.
- [0028] 예를 들어, 모델 생성부(220)는 호흡 주기 중 최대 들숨인 시점에서 획득된 외부 영상(50)들 및 최대 날숨인 시점에서 획득된 외부 영상(50)들 각각에 나타난 조직들의 표면 정보들을 분리(segmentation)한다. 여기에서 외부 영상(50)은 관심 영역(도 9의 30)을 구성하는 조직들의 해부학적 정보가 포함된 영상을 의미하고, 조직에는 병변(lesion) 조직이 포함될 수 있다. 그리고 모델 생성부(220)는 분리된 표면 정보들을 이용하여 보간(interpolation)을 수행하여 모델들을 생성한다.
- [0029] 여기에서 모델은 피검체의 일 호흡 주기 동안 관심 영역(도 9의 30)의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 영상들의 집합으로서, 모델 생성부(220)는 최소 2 호흡 주기 이상에 대하여 각 호흡 주기에서의 모델들을 생성한다. 구체적으로, 모델 생성부(220)는 일 호흡 주기 동안의 관심 영역(30)에 대한 모델을 생성하는 과정을 최소한 2 호흡 주기 이상에 대하여 반복함으로써 최소한 2개 이상의 모델들을 생성한다. 즉, 모델 생성부(220)가 2개의 모델을 생성한다고 가정하면, 모델 생성부(220)는 피검체의 제 1 호흡 주기 동안에 획득된 외부 영상(50)을 이용하여 제 1 모델을 생성하고, 이와는 별도의 제 2 호흡 주기 동안에 획득된 외부 영상(50)을 이용하여 제 2 모델을 생성할 수 있다.
- [0030] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 모델 생성부(도 1의 220)가 동작하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0031] 모델 생성부(도 1의 220)는 피검체의 호흡 주기(2010) 중 최대 들숨인 시점(M_k)에서 획득된 외부 영상(도 1의 50)에 나타난 관심 영역(도 9의 30)에 포함된 조직들의 표면 정보들을 분리한다. 예를 들어, 외부 영상(도 1의 50)에 나타난 관심 영역(도 9의 30)이 피검체의 간(liver)(2020)이라고 가정하면, 모델 생성부(도 1의 220)는 외부 영상(도 1의 50)에서 간(2020)의 표면 및 간에 분포한 혈관(2030)의 표면을 분리한다. 또한, 피검체의 간(2020)에 병변(2040)이 존재한다면, 모델 생성부(220)는 외부 영상(도 1의 50)에서 병변(2040)의 표면도 분리한다. 여기에서 표면은 조직의 외곽선을 의미할 수 있다.
- [0032] 또한, 모델 생성부(도 1의 220)는, 상술한 바와 동일한 방법으로, 피검체의 호흡 주기 중 최대 날숨인 시점(M_0)에서 획득된 외부 영상(도 1의 50)에 나타난 관심 영역(도 9의 30)에 포함된 조직들의 표면 정보들을 분리한다.
- [0033] 여기에서 모델 생성부(도 1의 220)가 외부 영상(도 1의 50)에 나타난 조직들의 표면 정보들을 분리하는 구체적인 방법은 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이하 생략한다.
- [0034] 그 후, 모델 생성부(도 1의 220)는 분리된 표면 정보들을 이용하여 보간을 수행한다. 예를 들어, 모델 생성부(220)는 베지어 곡선 보간(Bezier curve interpolation)을 이용하여 보간을 수행할 수 있다.
- [0035] 구체적으로, 모델 생성부(도 1의 220)는 서로 대응되는 형상에서 분리된 표면 정보들 간에 보간을 수행한다. 예를 들어, 모델 생성부(도 1의 220)는 최대 들숨인 시점(M_k)에서의 외부 영상(도 1의 50)으로부터 분리한 혈관(2030)의 표면에 대한 정보와 최대 날숨인 시점(M_0)에서의 외부 영상(도 1의 50)으로부터 분리한 동일한 혈관

(2050)의 표면에 대한 정보들을 이용하여 보간을 수행한다.

- [0036] 모델 생성부(도 1의 220)가 이와 동일한 방법으로 상기 두 영상들에서 서로 대응되는 영역들에 대한 보간을 수행함으로써, 한 호흡 주기(2010) 동안 관심 영역에 포함된 장기 또는 병변의 위치 및 형상의 변화를 나타내는 모델을 생성할 수 있다. 여기에서 모델 생성부(도 1의 220)가 보간(예를 들어, 베지어 곡선 보간)을 수행하는 구체적인 방법은 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이하 생략한다.
- [0037] 다시 도 1을 참조하면, 모델 생성부(220)는 생성한 모델을 저장부(260)로 전송한다. 한편, 상술한 바와 같이 모델 생성부(220)는 피검체의 호흡 주기들에 대한 모델을 2개 이상 생성하고, 생성된 모델들 각각을 저장부(260)로 전송한다. 여기에서 생성된 모델들은 관심 영역(도 9의 30)에 포함된 조직들의 표면 정보가 나타난 메쉬(mesh) 형태의 영상들이 될 수 있다.
- [0038] 모델 선택부(230)는, 피검체의 일 호흡 주기 중 하나 이상의 시점들에서 획득된 관심 영역(도 9의 30)을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여, 모델들 중에서 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택한다. 여기에서 하나 이상의 시점들은 피검체의 호흡 주기 중 최대 들숨인 시점 및/또는 최대 날숨인 시점을 의미할 수 있다.
- [0039] 시술 중에, 피검체(예를 들어, 환자)는 보통 편안한 상태에서 일반적인 호흡을 한다. 즉, 피검체는 시술 중에 최대 들숨 및 최대 날숨을 반복하기 힘들다. 따라서, 피검체에 대한 시술 중에 획득하는 2차원 초음파 영상(후술함)에는 피검체의 일반적인 호흡에 따른 관심 영역(도 9의 30)의 변화에 대한 정보를 포함되어 있다. 그러므로 피검체에 대한 시술 직전에 획득하는 3차원 초음파 영상들은 피검체의 호흡 주기 중 최대 들숨인 시점 및/또는 최대 날숨인 시점에서 생성되어야 한다. 즉, 3차원 초음파 영상들에 나타난 관심 영역(도 9의 30)의 변화 정보는 2차원 초음파 영상들에 나타난 관심 영역(도 9의 30)의 변화 정보를 포함하여야 한다. 여기에서 변화 정보는 호흡에 따른 관심 영역(도 9의 30)의 위치 및 형상의 변화에 대한 정보를 의미한다.
- [0040] 한편, 외부 영상(50)에 기초하여 생성된 모델에 나타난 관심 영역(도 9의 30)의 변화 정보는 3차원 초음파 영상들에 나타난 관심 영역(도 9의 30)의 변화 정보를 모두 포함하여야 한다. 이는 모델 선택부(230)는 생성된 모델들 중에서 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하기 때문이다. 즉, 3차원 초음파 영상들이 생성되는 최대 들숨 및/또는 최대 날숨은 모델들이 생성되는 최대 들숨 및/또는 최대 날숨과 비교하여, 관심 영역(도 9의 30)의 위치 및 형상의 변화가 동일하거나 적은 조건을 만족하여야 한다.
- [0041] 예를 들어, 모델 선택부(230)는 영상 생성부(210)로부터 전송받은 3차원 초음파 영상들을 이용하여, 저장부(260)에 저장되어 있는 모델들 중에서 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택한다. 여기에서, 3차원 초음파 영상들은 피검체에 대한 시술 직전에 획득될 수 있고, 모델 선택부(230)가 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 동작도 피검체에 대한 시술 직전에 수행될 수 있다.
- [0042] 모델 선택부(230)가 모델들 중에서 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택하는 일 예는 다음과 같다.
- [0043] 먼저, 모델 선택부(230)는 3차원 초음파 영상들 각각에 나타난 조직들의 표면 정보들을 분리한다. 여기에서 표면은 조직의 외곽선을 의미할 수 있다. 모델 선택부(230)가 3차원 초음파 영상에서 조직들의 표면 정보들을 분리하는 구체적인 방법은 상술한 바와 같다.
- [0044] 그리고 모델 선택부(230)는 분리된 표면 정보들을 이용하여 모델들과 3차원 초음파 영상들을 정합한다. 여기에서 모델 선택부(230)는 ICP(Iterative Closet Point) 알고리즘을 이용하여 정합을 수행할 수 있다. ICP 알고리즘이란 복수 개의 영상 내에 나타난 대상체를 정렬시키기 위해서 하나의 영상을 기준으로 나머지 영상을 회전, 평행이동, 스케일 조정을 시키는 알고리즘이다. ICP(iterative closest point) 알고리즘은 "Iterative point matching for registration of free-form curves and surfaces" (Zhengyou Zhang 저)에 자세한 설명이 나와있다.
- [0045] 그리고 모델 선택부(230)는 정합된 영상들을 이용하여 모델들과 3차원 초음파 영상들의 유사도를 계산하고, 계산된 유사도를 이용하여 모델들 중에서 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택한다. 여기에서 유사도는 정합된 영상에 나타난 형상들의 최근접점들 간의 평균 거리를 계산함으로써 연산될 수 있다.
- [0046] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 모델 선택부(도 1의 230)가 동작하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0047] 상술한 바와 같이, 모델 선택부(도 1의 230)는 모델들(310 내지 330) 각각과 3차원 초음파 영상(340 또는 350)을 정합하고, 유사도를 계산한다. 그리고 모델 선택부(도 1의 230)는 3차원 초음파 영상(340 또는 350)과 가장

높은 유사도를 갖는 모델(310)을 모델들(310 내지 330) 중에서 선택한다. 도 3에서 식별번호 360 과 370은 피검체의 호흡 주기를 의미한다.

- [0048] 다시 도 1을 참조하면, 모델 선택부(230)는 선택된 모델에 대한 정보를 저장부(260)로 전송한다. 예를 들어, 모델 선택부(230)는 저장부(260)에 저장된 모델들 중에서 상술한 방법에 의하여 선택된 모델에 별도의 표시를 함으로써 다른 모델들과 선택된 모델을 구분할 수 있다.
- [0049] 호흡 신호 취득부(240)는 피검체의 일 호흡 주기 동안 획득된 관심 영역(30)을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 관심 영역(30)의 호흡 신호를 취득한다. 예를 들어, 호흡 신호 취득부(240)는 영상 생성부(210)로부터 전송받은 2차원 초음파 영상들을 이용하여 관심 영역(30)의 호흡 신호를 취득할 수 있다. 여기에서 호흡 신호는 피검체의 호흡에 따라 변화하는 관심 영역(30)의 변위(displacement)를 나타내는 신호를 의미하고, 피검체에 대한 시술이 수행되는 중에 취득될 수 있다.
- [0050] 구체적으로, 호흡 신호 취득부(240)는 피검체에 대한 시술이 수행되기 직전에 획득된 2차원 초음파 영상에서 호흡 신호를 취득할 객체를 선택한다. 그 후, 호흡 신호 취득부(240)는 2차원 초음파 영상에서 선택된 객체를 나타내는 위치에 배치된 윈도우(window)들 중에서 특징 윈도우를 선택한다. 여기에서 윈도우는 호흡에 따른 객체의 움직임 정보를 획득하기 위하여 2차원 초음파 영상 상에 배치된 크기, 방향 및 위치가 각각 다른 윈도우를 의미한다. 또한, 특징 윈도우는 상기 윈도우들 중 객체의 움직임 정보를 가장 정확하게 표현하는 윈도우를 의미한다.
- [0051] 그 후, 호흡 신호 취득부(240)는 피검체에 대한 시술이 수행되는 중에 실시간으로 획득되는 2차원 초음파 영상에 특징 윈도우를 배치하고, 특징 윈도우에 나타난 객체의 움직임 정보를 이용하여 호흡 신호를 취득한다.
- [0052] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 신호 취득부(도 1의 240)가 2차원 초음파 영상에서 호흡 신호를 취득할 객체를 선택하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0053] 상술한 바와 같이, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)가 호흡 신호를 취득할 객체를 선택하는 과정은 피검체에 대한 시술 직전에 수행될 수 있다.
- [0054] 도 4의 (a)를 참조하면, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 2차원 초음파 영상에 나타난 관심 영역(도 9의 30)을 구성하는 장기(organ)들 중에서 객체(410)를 선택한다. 여기에서 객체(410)는 2차원 초음파 영상에 나타난 장기들 중에서 밝기(brightness) 값이 임계치를 초과하는 장기를 의미할 수 있다. 구체적으로, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 초음파 영상의 노이즈(noise), 피검체(예를 들어, 환자)의 복부 지방, 간경변 및 소닉 새도우(sonic shadow) 등에도 강인하게 호흡 신호를 생성할 수 있는 영역을 객체로 선택한다. 예를 들어, 2차원 초음파 영상에 나타난 장기들에 폐(lung), 간(liver) 및 횡격막(diaphragm) 등이 포함되어 있는 경우, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 횡격막이 2차원 초음파 영상에서 상대적으로 밝은 선으로 나타나는 성질을 이용함으로써, 횡격막을 객체(410)로 선택할 수 있다.
- [0055] 도 4의 (b)를 참조하면, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 2차원 초음파 영상에서 상기 객체의 경계(boundary)선(420) 정보를 분리(segmentation)한다. 예를 들어, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 2차원 초음파 영상에서 밝기가 급격하게 변하는 지점에 대한 좌표 정보를 얻을 수 있으며, DTFT(discrete time fourier transform)을 이용하여 주파수 값이 가장 큰 위치를 경계선(420)으로 추출할 수 있다. 또 다른 예로서, 인터페이스부(미도시)를 통하여 사용자로부터 초음파 영상에 나타난 일부 경계 지점에 대한 정보를 입력받으면, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 그 경계 지점을 기초로 하여 상술한 바와 동일하게 경계선(420)을 추출할 수 있다.
- [0056] 도 4의 (c)를 참조하면, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 분리된 경계선 정보를 이용하여 객체의 중심선(centerline)(430)을 획득한다. 예를 들어, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 디스턴스 트랜스폼(distance transform)을 이용하여 객체의 중심선(430)을 획득할 수 있다.
- [0057] 여기에서 디스턴스 트랜스폼은 이미지상의 한 픽셀에서 가장 가까이 위치한 객체의 경계까지의 거리를 구하는 연산을 의미한다. 구체적으로, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 추출된 경계선(430) 내부의 모든 픽셀들 각각에서 가장 근접한 경계선(430)까지의 거리를 계산한다. 그 후에 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 가장 큰 거리 값을 갖는 픽셀들을 연결함으로써 객체의 중심선(430)을 획득할 수 있다. 디스턴스 트랜스폼의 구체적인 알고리즘은 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이하 생략한다.
- [0058] 도 4의 (d)를 참조하면, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 객체의 중심선(430)을 이용하여 폴리노미얼 피팅(polynomial fitting)을 통해 정돈된 객체의 형상(440)을 취득한다. 여기에서 폴리노미얼 피팅의 구체적인 알고

리즘은 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이하 생략한다.

- [0059] 다시 도 1을 참조하면, 호흡 신호 취득부(240)는 2차원 초음파 영상에서 선택된 객체를 나타내는 위치에 배치된 윈도우(window)들 중에서 특징 윈도우를 선택한다. 여기에서, 호흡 신호 취득부(240)가 특징 윈도우를 선택하는 과정도 피검체에 대한 시술 직전에 수행될 수 있다.
- [0060] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 2차원 초음파 영상 상에 배치된 윈도우들의 일 예를 도시한 도면이다.
- [0061] 도 5를 참조하면, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 2차원 초음파 영상에서 객체의 형상(510) 위에 크기, 방향 및 위치가 각각 다른 윈도우들(520 내지 580)을 배치한다. 그러나, 윈도우들(520 내지 580)은 반드시 크기, 방향 및 위치가 각각 다른 윈도우들로 한정되지 않는다.
- [0062] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 신호 취득부(도 1의 240)가 특징 윈도우를 선택하는 일 예를 도시한 도면이다.
- [0063] 도 6의 (a)를 참조하면, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 2차원 초음파 영상에서 객체의 형상 위에 배치된 윈도우들(A 내지 F)마다 호흡 신호를 취득한다.
- [0064] 도 6의 (b)를 참조하면, 각 윈도우들(A 내지 F)마다 취득된 호흡 신호에 대한 그래프가 도시되어 있다. 여기에서 호흡 신호는 피검체의 호흡에 따라 변화하는 관심 영역(도 9의 30)의 변위를 나타내는 신호를 의미한다.
- [0065] 피검체가 호흡할 때마다 피검체의 체내 장기들의 위치는 변한다. 따라서, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)가 선택한 객체도 피검체가 호흡할 때마다 그 위치가 변하게 된다. 따라서, 피검체의 일 호흡 주기 동안 획득한 2차원 초음파 영상 상에 배치된 윈도우들(A 내지 F) 내의 객체의 움직임을 관찰하면, 피검체의 호흡에 따라 변화하는 관심 영역(도 9의 30)의 변위를 알 수 있다.
- [0066] 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 각 윈도우들(A 내지 F) 내의 객체의 호흡 신호를 취득하고, 그 호흡 신호들 중 피검체의 호흡을 가장 정확하게 표현하고 있는 호흡 신호(610)를 선정한다. 그리고, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 선정된 호흡 신호(610)가 취득된 윈도우(620)를 특징 윈도우로 선택한다.
- [0067] 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 객체의 움직임 정보 또는 2차원 초음파 영상의 노이즈(noise) 정보 중 적어도 하나를 이용하여 특징 윈도우를 선택할 수 있다. 예를 들어, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 윈도우들(A 내지 F) 내에 나타난 객체의 움직임이 크고, 노이즈가 적은 윈도우(C)를 특징 윈도우로 선택할 수 있다.
- [0068] 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 아래의 수학적식 1에 따라 윈도우들(A 내지 F) 내에 나타난 객체의 움직임(S_{1i})을 계산할 수 있다.

수학적식 1

$$S_{1i} = \text{Max}(F_i) - \text{Min}(F_i)$$

[0069]

[0070]

위의 수학적식 1에서 F_i 는 로서, 2차원 초음파 영상들에 배치된 i 번째 윈도우에 나타난 객체의 위치 벡터를 의미한다. 또한, $m(t)$ 는 2차원 초음파 영상들 중 t 번째 영상에 나타난 객체의 위치를 의미한다.

[0071]

호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 아래의 수학적식 2에 따라 윈도우들(A 내지 F) 내에 나타난 노이즈 정도(S_{2i})를 계산할 수 있다.

수학식 2

$$S_{2i} = \frac{\sum_k (F''_{ik})^2}{\#|F''_i|} - \left(\frac{\sum_k F''_{ik}}{\#|F''_i|} \right)$$

[0072]

[0073] 위의 수학식 2에서 F''_i 는 F_i 의 2차 도함수(second derivative)를 의미한다. 즉, 2차원 초음파 영상들에 배치된 i 번째 윈도우에 나타난 객체의 움직임에 대한 가속도를 의미한다. 또한, $|F''_i|$ 는 F''_i 의 카디널리티(cardinality)를 의미한다.

[0074] 호홉 신호 취득부는 객체의 움직임(S_{1i}) 및 노이즈 정도(S_{2i})를 아래의 수학식 3에 대입하여 2차원 초음파 영상들에 배치된 i 번째 윈도우에 대한 스코어(W_i)를 계산한다.

수학식 3

$$W_i = p \cdot \frac{S_{1i}}{\sum S_{1i}} + (1-p) \cdot \frac{S_{2i}}{\sum S_{2i}}$$

[0075]

[0076] 위의 수학식 3에서 p 는 객체의 움직임(S_{1i}) 및 노이즈 정도(S_{2i})에 대한 가중치를 의미하는 것으로서, $p \in [0,1]$ 를 만족한다. 즉, 호홉 신호 취득부(240)가 특정 윈도우를 선택할 때 객체의 움직임(S_{1i})과 노이즈 정도(S_{2i}) 중 어느 것에 더 가중치를 두고 선택할 것인가를 의미하는 변수이다. p 는 호홉 신호 취득부(도 1의 240)가 자동적으로 결정할 수도 있고, 인터페이스부(미도시)를 통하여 사용자가 일정한 값으로 지정할 수도 있다.

[0077] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 호홉 신호 취득부(도 1의 240)가 취득한 호홉 신호의 일 예를 도시한 도면이다.

[0078] 도 7의 (a) 내지 (c)의 그래프에서 가로축은 2차원 초음파 영상들을 구성하는 각 영상 프레임의 의미하고, 세로축은 특정 윈도우 내의 객체의 변위를 의미한다. 즉, 2차원 초음파 영상들은 피검체가 호홉을 수행하는 과정에서 생성된 영상들이므로, 그래프의 가로축은 시간의 흐름을 나타내는 것으로 볼 수도 있다. 따라서, 도 7의 (a) 내지 (c)의 그래프는 시간의 흐름에 따라 변화하는 관심 영역(30)의 변위를 나타내는 것으로 볼 수도 있다.

[0079] 호홉 신호 취득부(도 1의 240)는 시간의 흐름에 따라 변화하는 특정 윈도우 내의 객체의 변위를 룩업 테이블(look-up table)의 형태로 생성할 수 있다. 예를 들어, 호홉 신호 취득부(도 1의 240)는 선택된 모델을 구성하는 인덱스들 각각에 번호를 부여하고, 부여된 번호와 그 번호에 대응하는 인덱스에 나타난 객체의 위치를 함께 기록한 룩업 테이블을 생성할 수 있다. 호홉 신호 취득부(도 1의 240)는 생성된 룩업 테이블을 저장부(도 1의 260)로 전송하여 저장한다.

[0080] 이러한 호홉 신호는 피검체에 대한 시술이 수행되는 중에 실시간으로 획득되는 2차원 초음파 영상을 이용하여 취득될 수 있다. 예를 들어, 호홉 신호 취득부(도 1의 240)가 호홉 신호를 취득할 객체를 선택하고 특정 윈도우를 선택하는 과정은 피검체에 대한 시술 직전에 획득된 2차원 초음파 영상을 이용하여 수행될 수 있다. 한편,

호흡 신호 취득부(도 1의 240)가 호흡 신호를 추출하는 과정은 피검체에 대한 시술 중에 실시간으로 획득되는 2차원 초음파 영상과 영상을 이용하여 수행될 수 있다.

[0081] 다시 도 1을 참조하면, 호흡 신호 취득부(240)는 취득된 호흡 신호에 대한 정보를 정보 획득부(250)로 전송한다.

[0082] 정보 획득부(250)는 취득된 호흡 신호를 이용하여 선택된 모델로부터 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 관심 영역에 대한 정보를 획득한다. 여기에서 2차원 초음파 영상을 획득한 시점은 피검체의 일 호흡 주기 중 하나의 시점을 의미한다. 예를 들어, 정보 획득부(250)는 호흡 신호 취득부(240)로부터 전송받은 호흡 신호, 영상 생성부(210)로부터 전송받은 2차원 초음파 영상들 및 저장부(260)로부터 전송받은 모델 선택부(230)가 선택한 모델을 이용하여 관심 영역에 대한 정보를 획득한다.

[0083] 이하, 정보 획득부(250)가 2차원 초음파 영상들 중 하나의 영상을 이용하여 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 과정을 설명한다. 정보 획득부(250)는 후술할 과정을 하나의 호흡 주기 동안 생성된 나머지 2차원 초음파 영상들에 동일하게 적용하여, 하나의 호흡 주기 동안의 관심 영역에 대한 정보를 획득할 수 있다. 여기에서 관심 영역에 대한 정보는 관심 영역을 구성하는 장기들의 위치 및 형태 변화에 대한 정보를 의미한다. 또한, 정보 획득부(250)가 이용하는 2차원 초음파 영상들은 피검체에 대한 시술 중에 실시간으로 획득되는 영상들이다.

[0084] 정보 획득부(250)는 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 관심 영역의 변위 값, 선택된 모델에 나타난 관심 영역의 변위의 최대 값 및 최소 값 중 어느 하나를 이용하여 상기 관심 영역에 대한 정보를 획득할 수 있다.

[0085] 일 예로서, 정보 획득부(250)가 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 데에 2차원 초음파 영상들 중 i 번째 영상을 이용한다고 가정할 경우, 정보 획득부(250)는 아래의 수학적 식 4를 이용하여 선택된 모델 중에서 i 번째 영상과 대응되는 모델 인덱스(k)를 구할 수 있다.

수학적 식 4

$$k = \text{round} \left(\frac{S_i - \min(RRS) \cdot N}{\max(RRS) - \min(RRS)} \right)$$

[0086]

[0087] 위의 수학적 식 4에서 S_i 는 2차원 초음파 영상들 중 i 번째 영상에 나타난 객체의 위치를 의미하고, N 은 선택된 모델을 구성하는 인덱스들의 개수를 의미한다.

[0088] 예를 들어, 다시 도 3을 참조하면, 모델 선택부(도 1의 230)가 선택한 모델이 제 1 모델(310)을 구성하는 인덱스들 중 M_0 부터 M_m 까지의 인덱스들만을 필요로 한다고 가정하면, 위의 수학적 식 4에서 N 은 $(m+1)$ 을 의미할 수 있다.

[0089] 다시 도 1을 참조하면, 위의 수학적 식 4에서 $\max(RRS)$ 는 3차원 초음파 영상들에 나타난 최대 들숨일 때의 관심 영역의 위치를 의미하고, $\min(RRS)$ 는 3차원 초음파 영상들에 나타난 최대 날숨일 때의 관심 영역의 위치를 의미한다. 만약, 관심 영역의 위치를 0부터 1까지의 수로 정규화(normalization)한다면, $\max(RRS)$ 는 1, $\min(RRS)$ 는 0을 의미할 수 있다.

[0090] 다른 예로서, 정보 획득부(250)는 저장부(260)에 저장된 룩-업 테이블을 이용하여 모델 인덱스를 구할 수 있다. 구체적으로, 정보 획득부(250)가 관심 영역에 대한 정보를 획득하는 데에 2차원 초음파 영상들 중 i 번째 영상을 이용한다고 가정할 경우, 정보 획득부(250)는 룩-업 테이블에 기록된 모델 인덱스들 각각과 객체의 위치 사이의 관계를 이용하여, i 번째 영상과 대응되는 모델 인덱스(k)를 구할 수 있다.

[0091] 정보 획득부(250)는 선택된 모델로부터 인덱스(k)에 대응되는 관심 영역에 대한 정보를 획득한다. 구체적으로, 정보 획득부(250)는 선택된 모델로부터 인덱스(k)에 대응되는 관심 영역의 위치 및 형태에 대한 정보를 획득한다. 또한 정보 획득부(250)는 하나의 호흡 주기 동안 생성된 나머지 2차원 초음파 영상들에 상술한 과정을 동일하게 적용하여, 하나의 호흡 주기 동안의 관심 영역에 대한 정보를 획득할 수 있다.

- [0092] 상술한 바와 같이 정보 획득부(250)가 모델로부터 관심 영역에 대한 정보를 획득함으로써, 시술 중에 실시간으로 관심 영역에 대한 영상의 취득이 가능하다. 또한, 초음파 영상에서 뚜렷하게 식별할 수 있는 특징들만을 사용하여 장기의 변화를 추적하므로, 노이즈(noise)에 강인한 추적이 가능하다. 또한, 환자의 체내 장기의 변화를 정확하게 추적할 수도 있다.
- [0093] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치의 다른 예를 도시한 도면이다.
- [0094] 도 8를 참조하면, 영상 처리 장치(20)는 영상 생성부(210), 모델 생성부(220), 모델 선택부(230), 호홉 신호 취득부(240), 정보 획득부(250), 저장부(260) 및 초음파 생성부(270)를 포함한다. 도 8에 도시된 영상 처리 장치(20)에는 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 8에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0095] 또한, 도 8에 도시된 영상 처리 장치(20)의 영상 생성부(210), 모델 생성부(220), 모델 선택부(230), 호홉 신호 취득부(240), 정보 획득부(250), 저장부(260) 및 초음파 생성부(270)는 하나 또는 복수 개의 프로세서에 해당할 수 있다. 프로세서는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0096] 또한, 도 8에 도시된 영상 처리 장치(20)의 영상 생성부(210), 모델 생성부(220), 모델 선택부(230), 호홉 신호 취득부(240), 정보 획득부(250) 및 저장부(260)의 동작은 전술한 바와 같다.
- [0097] 초음파 생성부(270)는 획득된 관심 영역에 대한 정보를 이용하여 병변(lesion) 조직에 조사할 치료용 초음파를 생성한다. 즉, 관심 영역 내에 병변이 존재한다면, 초음파 생성부(270)는 호홉 신호 취득부(240)로부터 전송받은 관심 영역에 대한 정보를 이용하여 치료용 초음파 프로브(60)가 조사할 치료용 초음파(예를 들어, HIFU)를 생성한다. 구체적으로, 초음파 생성부(270)는 치료용 초음파 프로브(60)의 엘리먼트들이 조사할 치료용 초음파의 강도, 위상 등의 조건을 결정하는 신호를 생성한다. 그리고 초음파 생성부(270)는 생성된 신호를 치료용 초음파 프로브(60)로 전송한다.
- [0098] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 장기 변화 추적 시스템(1)의 사용 환경의 다른 예를 도시한 도면이다. 본 실시예에 따른 장기 변화 추적 시스템(1)은 진단용 초음파 프로브(10), 영상 처리 장치(20)로 구성된다. 그리고 장기 변화 추적 시스템(1)은 영상 표시 장치(50) 또는 치료용 초음파 프로브(60)를 더 포함할 수 있다.
- [0099] 도 9에 도시된 장기 변화 추적 시스템(1)은 본 실시예와 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 9에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0100] 또한, 도 9에 도시된 장기 변화 추적 시스템(1)은 도 1 및 도 8에 도시된 영상 처리 장치(20)의 일 실시예에 해당한다. 이에 따라, 도 1 및 도 8와 관련하여 기재된 내용은 도 9에 도시된 장기 변화 추적 시스템(1)에도 적용 가능하기 때문에 중복되는 설명은 생략한다.
- [0101] 치료용 초음파 프로브(60)은 피검체의 관심 영역(30) 내에 존재하는 병변에 HIFU(high intensity focused ultrasound)를 조사한다.
- [0102] 영상 표시 장치(50)는 영상 처리 장치(20)에서 생성된 초음파 영상을 표시한다. 예를 들어, 영상 표시 장치(50)는 장기 변화 추적 시스템(1)에 마련된 디스플레이 패널, LCD 화면, 모니터 등의 출력 장치를 모두 포함한다. 영상 처리 장치(20)에서 획득된 관심 영역에 대한 정보는 영상 표시 장치(40)를 통하여 사용자에게 제공되어 조직의 상태나 조직의 위치 또는 형태의 변화를 파악하는데 활용될 수 있다.
- [0103] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 영상 처리 장치에서 호홉 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는 방법을 나타내는 흐름도이다. 도 10을 참조하면, 장기의 변화를 추적하는 방법은 도 1, 도 8 및 도 9에 도시된 영상 처리 장치(20) 또는 장기 변화 추적 시스템(1)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하에서 생략된 내용이라 하더라도 도 1, 도 8 및 도 9에 도시된 영상 처리 장치(20) 또는 장기 변화 추적 시스템(1)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 도 10의 장기의 변화를 추적하는 방법에도 적용됨을 알 수 있다.
- [0104] 1010 단계에서, 모델 생성부(도 1의 220)는, 피검체의 일 호홉 주기 중 두 시점들에서 획득된 피검체의 체내 관심 영역(도 9의 30)을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여, 일 호홉 주기 동안 관심 영역(도 9의

30)의 위치 또는 형상의 변화를 나타내는 모델들을 생성한다. 여기에서 피검체의 일 호흡 주기 중 두 시점들은 피검체의 최대 들숨인 시점 및 최대 날숨인 시점을 의미한다.

[0105] 1010단계에서의 모델 생성부(도 1의 220)의 동작은 피검체(예를 들어, 환자)에 대한 수술이 수행되기 전에 획득된 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 이루어질 수 있다. 예를 들어, 피검체에 대한 수술의 준비 과정으로서 관심 영역(도 9의 30)을 포함하는 MR 영상들 또는 CT 영상들이 획득되고, 모델 생성부(도 1의 220)는 획득된 MR 영상들 또는 CT 영상들을 이용하여 모델들을 생성한다.

[0106] 1020 단계에서, 모델 선택부(도 1의 230)는, 피검체의 일 호흡 주기 중 하나 이상의 시점들에서 획득된 관심 영역(도 9의 30)을 포함하는 3차원 초음파 영상들을 이용하여, 모델들 중에서 3차원 초음파 영상들과 유사도가 가장 높은 모델을 선택한다. 여기에서 하나 이상의 시점들은 피검체의 호흡 주기 중 최대 들숨인 시점 및/또는 최대 날숨인 시점을 의미할 수 있다.

[0107] 1020 단계에서의 모델 선택부(도 1의 230)의 동작은 피검체에 대한 수술이 수행되기 직전에 생성된 3차원 초음파 영상들을 이용하여 이루어질 수 있다. 예를 들어, 피검체가 수술실 등에 입장하고 수술을 수행하기 위한 준비 과정이 끝난 상태에서, 사용자(예를 들어, 의사)의 지시에 따라 진단용 초음파와 프로브(도 1의 10)는 관심 영역(도 9의 30)에 진단용 초음파를 조사하고, 반사된 초음파 신호를 획득한다. 그리고 영상 생성부(도 1의 210)는 반사된 초음파 신호를 이용하여 3차원 초음파 영상을 생성한다. 그리고 모델 선택부(도 1의 230)는 생성된 3차원 초음파 영상을 이용하여 유사도가 가장 높은 모델을 선택한다.

[0108] 1030 단계에서, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 피검체의 일 호흡 주기 동안 획득된 관심 영역(도 9의 30)을 나타내는 2차원 초음파 영상들을 이용하여 관심 영역(도 9의 30)의 호흡 신호를 취득한다. 예를 들어, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)는 영상 생성부(도 1의 210)로부터 전송받은 2차원 초음파 영상들을 이용하여 관심 영역(도 9의 30)의 호흡 신호를 취득할 수 있다. 여기에서 호흡 신호는 피검체의 호흡에 따라 변화하는 관심 영역(도 9의 30)의 변위를 나타내는 신호를 의미한다.

[0109] 1030 단계에서 이용되는 2차원 초음파 영상들은 피검체에 대한 수술 직전 및 수술 중에 실시간으로 획득되고, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)의 동작도 피검체에 대한 수술 직전 및 수술 중에 이루어 질 수 있다.

[0110] 예를 들어, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)가 호흡 신호를 취득할 객체를 선택하고 특정 윈도우를 선택하는 과정은 피검체에 대한 수술 직전에 획득된 2차원 초음파 영상을 이용하여 수행될 수 있다. 한편, 호흡 신호 취득부(도 1의 240)가 호흡 신호를 추출하는 과정은 피검체에 대한 수술 중에 실시간으로 획득되는 2차원 초음파 영상을 이용하여 수행될 수 있다.

[0111] 1040 단계에서, 정보 획득부(도 1의 250)는 취득된 호흡 신호를 이용하여, 선택된 모델로부터 2차원 초음파 영상을 획득한 시점에서의 관심 영역에 대한 정보를 획득한다. 여기에서 2차원 초음파 영상을 획득한 시점은 피검체의 일 호흡 주기 중 하나의 시점을 의미한다. 또한, 정보 획득부(도 1의 250)가 이용하는 2차원 초음파 영상들은 피검체에 대한 시술 중에 실시간으로 획득되는 영상들이다.

[0112] 상기된 바에 따르면, 영상 처리 장치(도 1의 20)가 환자의 호흡 주기 동안 체내 장기의 변화를 추적하는데 X-ray 영상이 아닌 초음파 영상을 이용하므로, 시술 중에 실시간으로 관심 영역에 대한 영상의 취득이 가능하고, 인체에 무해하다. 또한, 영상 처리 장치(도 1의 20)는 초음파 영상에서 뚜렷하게 식별할 수 있는 특징들만을 사용하여 장기의 변화를 추적하므로, 노이즈(noise)에 강인한 추적이 가능하다. 또한, 영상 처리 장치(도 1의 20)가 환자의 체내 장기의 변화를 정확하게 추적함으로써 HIFU, radiation therapy 등에 적용할 경우 시술의 정확도를 향상시킬 수 있고, 시술 시간을 단축시킬 수 있다.

[0113] 또한, 상술한 방법에서 사용된 데이터의 구조는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 여러 수단을 통하여 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 램, USB, 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등), PC 인터페이스(PC Interface)(예를 들면, PCI, PCI-express, Wifi 등)와 같은 저장매체를 포함한다.

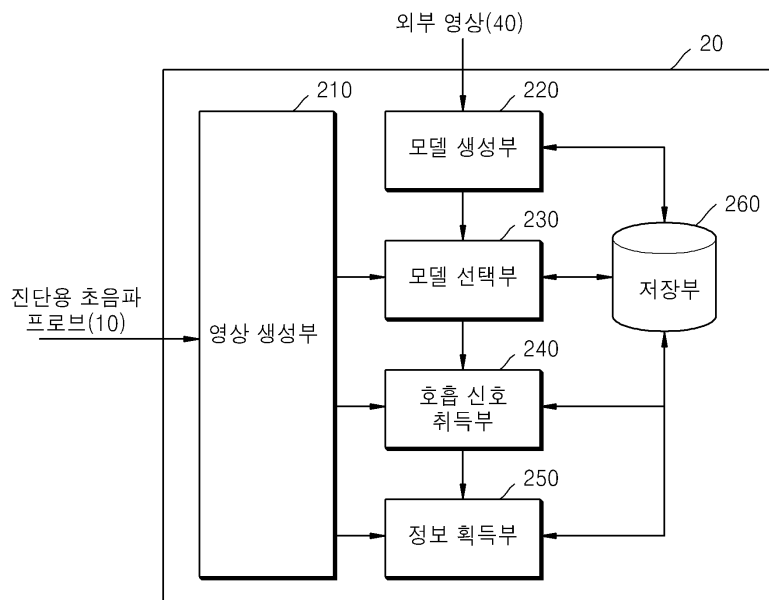
[0114] 본 실시예와 관련된 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 상기된 기재의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 방법들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

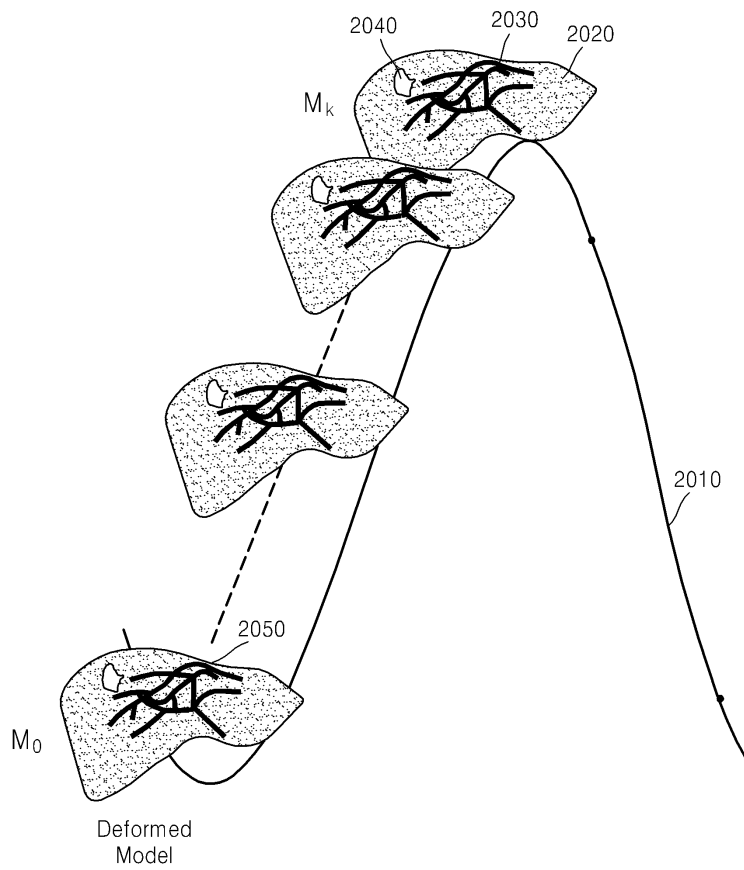
- [0115]
- 10: 진단용 초음파 프로브
 - 20: 영상 처리 장치
 - 50: 외부 영상
 - 210: 영상 생성부
 - 220: 모델 생성부
 - 230: 모델 선택부
 - 240: 호흡 신호 취득부
 - 250: 정보 획득부
 - 260: 저장부

도면

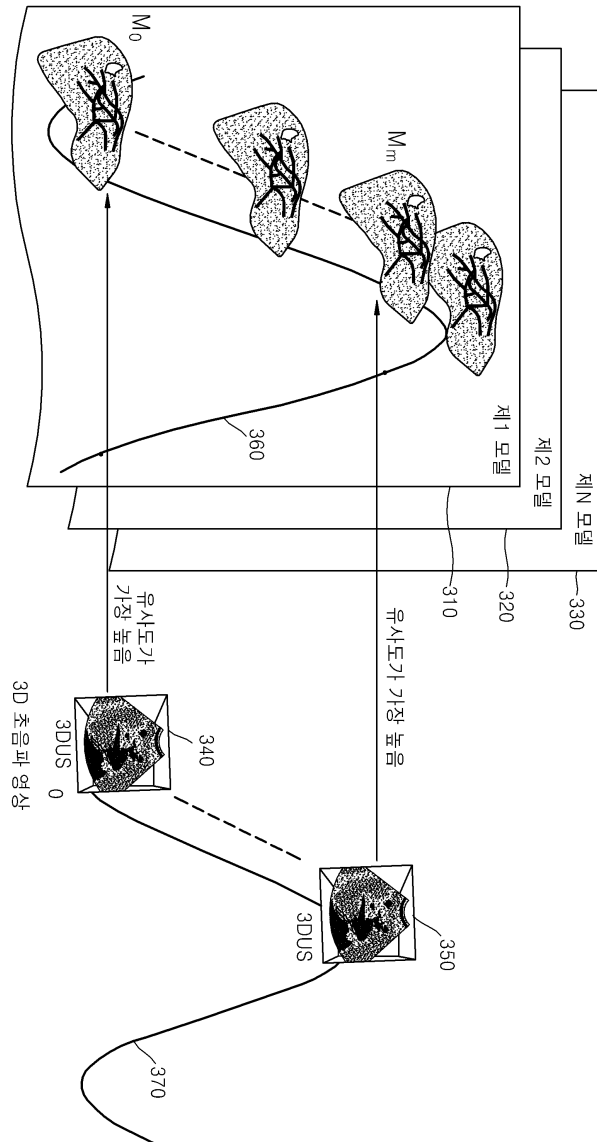
도면1



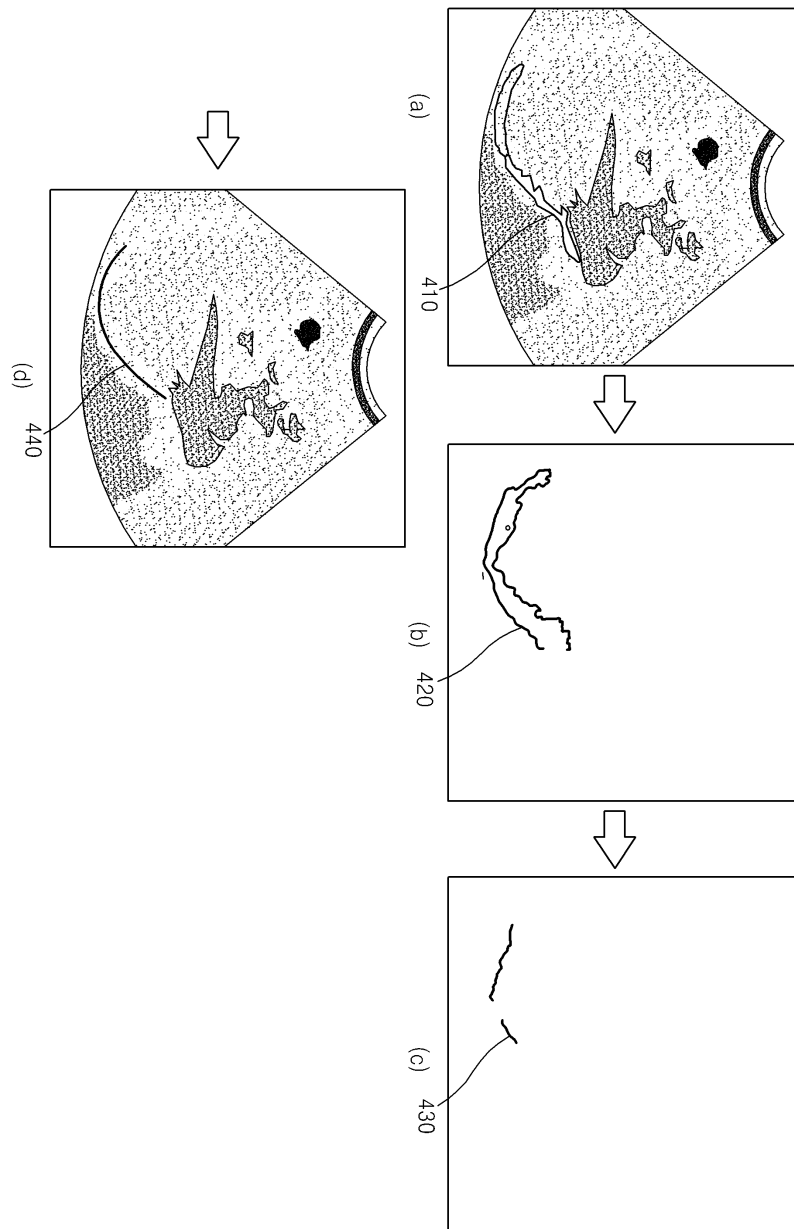
도면2



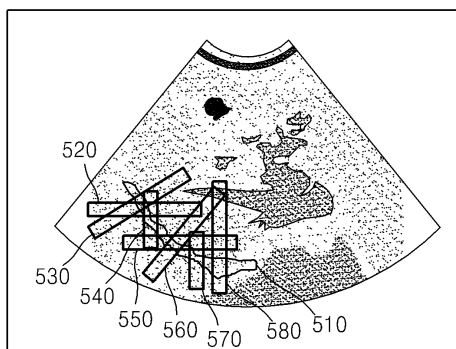
도면3



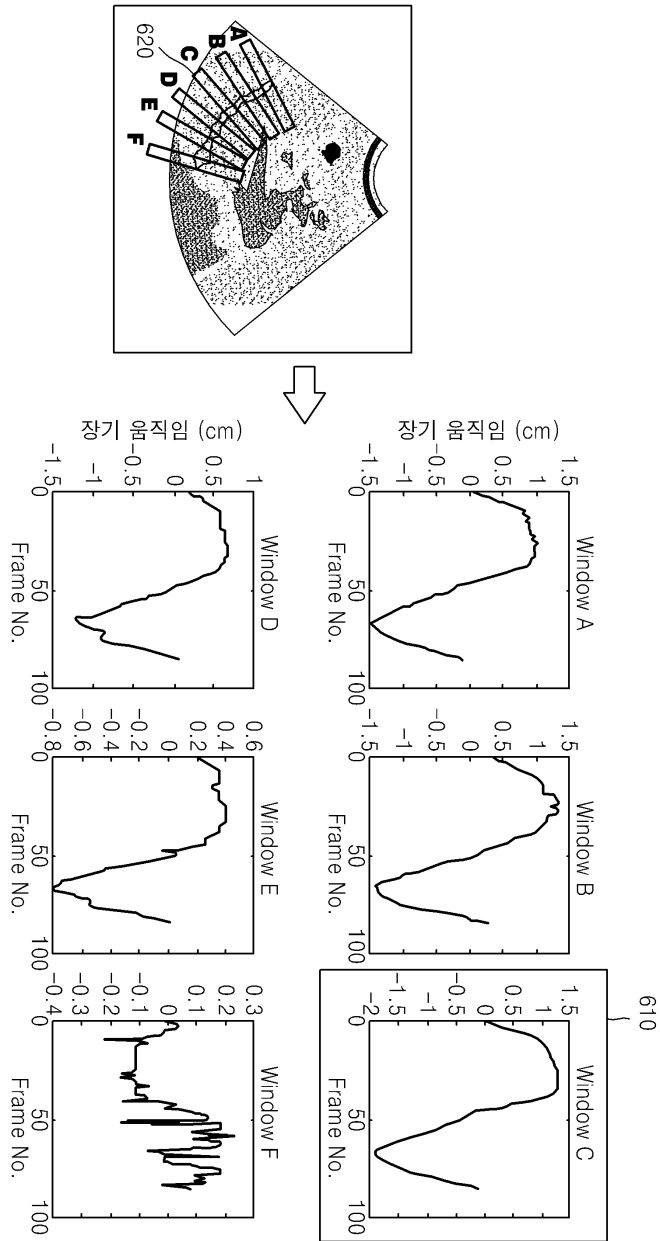
도면4



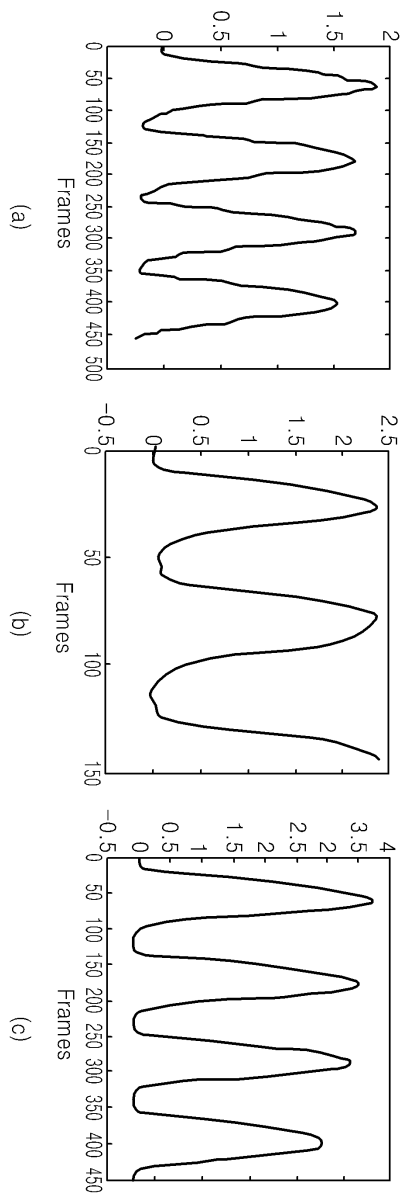
도면5



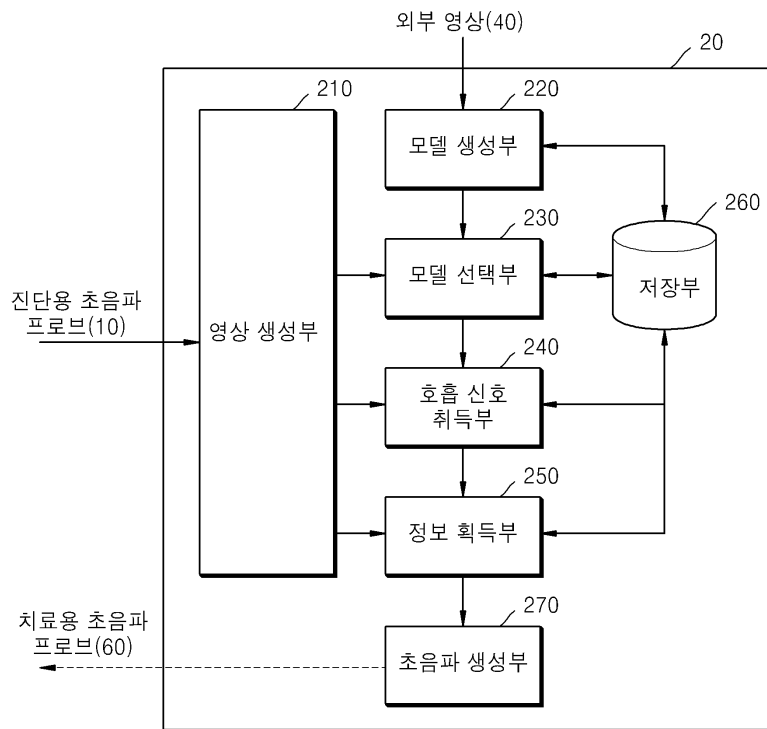
도면6



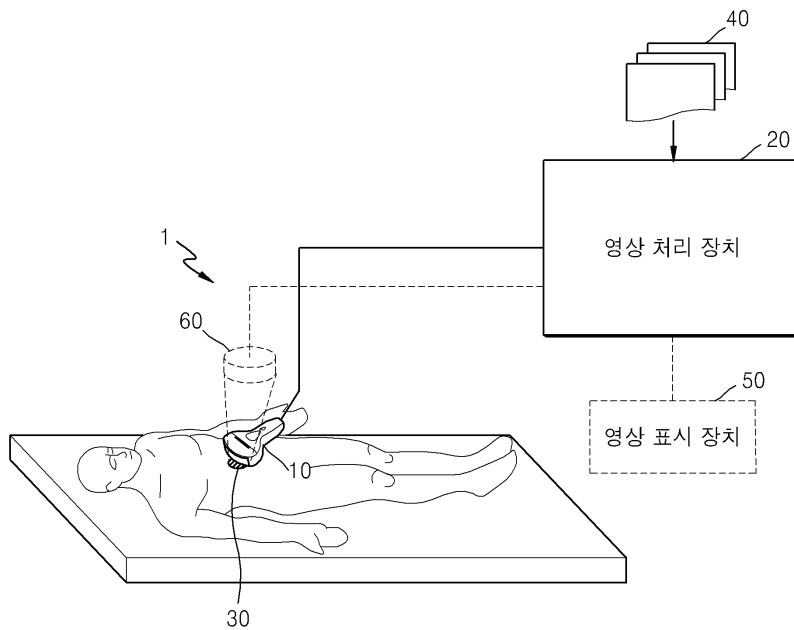
도면7



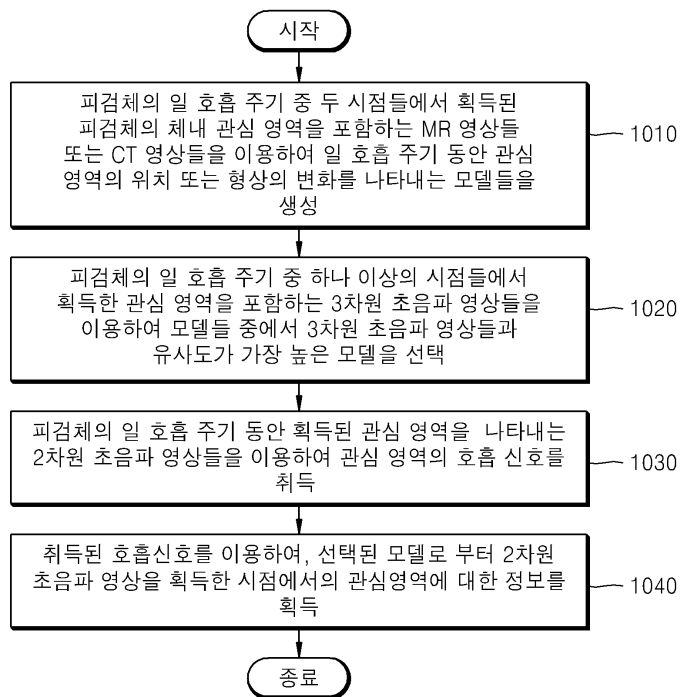
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	标题：在呼吸循环中跟踪身体变化的方法，装置和系统。		
公开(公告)号	KR1020140126815A	公开(公告)日	2014-11-03
申请号	KR1020130044330	申请日	2013-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	HWANG YOUNG KYOO 황영규 KIM JUNG BAE 김정배 OH YOUNG TAEK 오영택 KIM DO KYOON 김도균 BANG WON CHUL 방원철		
发明人	황영규 김정배 오영택 김도균 방원철		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/00 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/08 A61B6/032 A61B6/5247 A61B8/4416 A61B8/4477 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5261 A61B8/5292 A61B8/543 A61B2017/00699 A61B2090/365 A61B2090/378 A61N7/02 A61N2005/1058 A61N2005/1061 G16H50/30 A61B8/08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于追踪呼吸循环中器官变化的方法包括以下步骤：生成显示一个呼吸循环的感兴趣区域的形状或位置的变化的模型;选择模型中与3D超声图像具有最高相似度的模型;在利用2D超声图像获得感兴趣区域的呼吸信号之后，通过使用获得的呼吸信号从所选模型获得关于感兴趣区域的信息。

COPYRIGHT KIPO 2015

