



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0069846  
(43) 공개일자 2020년06월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
*A61B 8/08* (2006.01) *A61B 8/00* (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
*A61B 8/0841* (2013.01)  
*A61B 8/461* (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2018-0157373  
(22) 출원일자 2018년12월07일  
심사청구일자 2018년12월07일

(71) 출원인  
한국 한의학 연구원  
대전광역시 유성구 유성대로 1672 (전민동)  
(72) 발명자  
이상훈  
대전광역시 유성구 엑스포로 501, 105동 106호(전  
민동, 청구나래아파트)  
전영주  
대전광역시 유성구 가정로 43, 106동 306호(신성  
동, 한울아파트)  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
특허법인 신지

전체 청구항 수 : 총 11 항

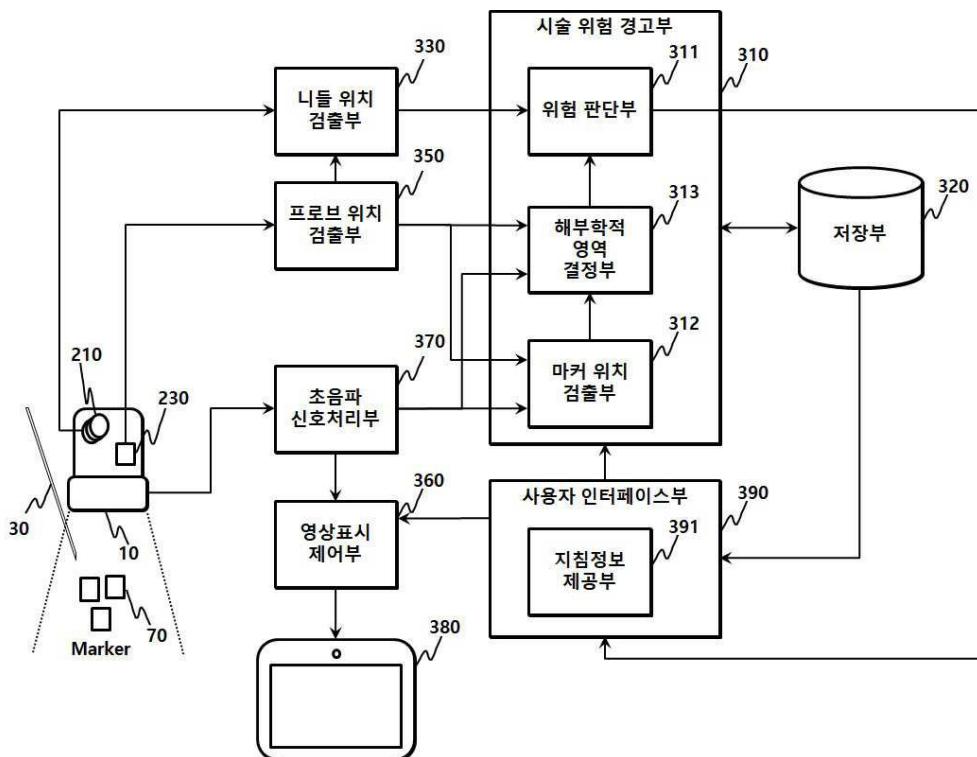
(54) 발명의 명칭 마커를 이용하는 니들 시술 가이드 기능을 가진 초음파 영상 기기

### (57) 요 약

초음파 영상 기기의 영상 표시 제어 기술이 개시된다. 니들 시술 부위 별로 특정한 해부학적 영역 정보가 미리 준비되어 저장된다. 환자의 시술하고자 하는 시술 부위 부위 근처에 하나 이상의 마커(marker)가 고정된다. 니들의 위치는 측위 시스템에 의해 추적된다. 니들 시술 부위가 선택되면, 저장된 특정한 해부학적 영역 정보 중

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도3



선택된 시술 부위에 해당하는 특정한 해부학적 영역 정보가 추출되고, 초음파 영상을 이 특정한 해부학적 영역 정보의 도움을 받아 인식하여 실제 영상에서 해부학적 영역을 결정한다. 결정된 특정한 해부학적 영역 정보는 마커의 위치 정보와 함께 저장된다. 니들 위치가 해부학적 영역에 근접하면 경고한다. 해당 환자의 해당 시술 부위의 시술이 재개될 때, 마커를 인식하면 초음파 영상 시스템은 저장된 그 환자의 해당 시술 부위의 특정한 해부학적 영역 정보를 추출하여 활용한다. 이 특정한 해부학적 영역 정보는 다시 검출된 마커의 위치 정보를 이용하여 쉽게 실제 영상에 매칭될 수 있다.

(52) CPC특허분류

*A61B 8/469* (2013.01)

*A61B 8/54* (2013.01)

(72) 발명자

전민호

대전광역시 유성구 문지로 300, 103동 1305호(문지동, 효성해링턴플레이스)

김대혁

충청남도 천안시 서북구 공원로 176, 304동 4302호(불당동)

김소영

충청북도 청주시 서원구 현도면 하석길 15-2

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 K18503

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 한국한의학연구원

연구사업명 기관고유사업 (주요사업)

연구과제명 경혈 초음파 시스템 디자인 최적화 및 전용 주변기기 개발

기여율 1/1

주관기관 한국한의학연구원

연구기간 2018.01.01 ~ 2018.12.31

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

니들 시술시 시술 부위의 생체 조직의 영상을 제공하는 초음파 영상 장치에 있어서,  
 초음파를 송출하고 반사파를 수신하여 초음파 영상을 생성하는 초음파 신호 처리부와;  
 적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출하는 니들 위치 검출부와;  
 생성된 초음파 영상에서 시술 부위 표면에 고정된 적어도 하나의 마커의 위치를 검출하는 마커 위치 검출부와,  
 이전에 검출한 동일한 마커의 특정한 해부학적 영역 정보와 마커 위치 검출부에서 검출된 마커의 위치 정보를  
 이용하여 초음파 신호 처리부에서 생성된 초음파 영상에 대응하는 특정한 해부학적 영역 정보를 생성하는 해부  
 학적 영역 결정부와, 니들 위치 검출부에서 산출된 니들 끝의 위치가 생성된 특정한 해부학적 영역에 근접할 경  
 우 경고 신호를 출력하는 위험 판단부를 포함하는 시술 위험 경고부;  
 를 포함하는 초음파 영상 장치.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서, 시술 위험 경고부는 니들 끝의 위치가 초음파 신호처리부에서 생성하여 표시하는 초음파 영  
 상의 표시 범위를 벗어난 경우에도 해부학적 영역에 근접할 경우 경고를 출력하는 초음파 영상 장치.

#### 청구항 3

청구항 1에 있어서, 초음파 영상 장치는 :

시술 부위별 조작 안내 컨텐츠를 포함하는 시술 안내 정보가 저장된 저장부와;  
 시술 부위를 선택하면 해당하는 조작 안내 컨텐츠를 저장부에서 추출하여 제공하는 사용자 인터페이스부;  
 를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

#### 청구항 4

청구항 1에 있어서, 해부학적 영역 결정부는 :

선택된 시술 부위에 해당하는 표준적인 특정한 해부학적 영역 정보를 이용하여, 초음파 신호처리부에서 생성된  
 초음파영상으로부터 대응하는 특정한 해부학적 영역을 인식하는 해부학적 영역 인식부와,  
 이전에 검출한 동일한 마커의 특정한 해부학적 영역 정보와 마커 위치 검출부에서 검출된 마커의 위치 정보를  
 이용하여 초음파 신호 처리부에서 생성된 초음파 영상에 대응하는 특정한 해부학적 영역 정보를 생성하는 해부  
 학적 영역 재인식부  
 를 포함하는 초음파 영상 장치.

#### 청구항 5

청구항 4에 있어서, 사용자 인터페이스부는 :

시술 안내 정보에 포함된 시술 부위별 설정 파라메터에 따라 초음파 영상의 표시 제어 파라메터를 설정하는 부  
 위별 표시 설정부;  
 를 더 포함하는 초음파 영상 장치.

#### 청구항 6

청구항 1에 있어서 니들 위치 검출부는 :

적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출하는 센서 기반 위치 산출부와;

초음파 영상에서 조직의 움직임을 추적하여 니들의 위치를 추산하는 영상 기반 위치 산출부와;  
센서 기반 위치 산출부와 영상 기반 위치 산출부의 출력을 종합하여 니들의 위치를 산출하는 위치정보 출력부;  
를 포함하는 초음파 영상 장치.

#### 청구항 7

니들 시술시 시술 부위의 생체 조직의 영상을 제공하는 초음파 영상의 표시 제어 방법에 있어서,  
조작부를 통해 시술자로부터 시술 부위를 선택 받는 시술 부위 선택 단계와;  
생성된 초음파 영상에서 시술 부위 표면에 고정된 적어도 하나의 마커의 위치를 검출하는 마커 위치 검출 단계와;  
동일한 마커의 특정한 해부학적 영역 정보가 이전에 검출해서 저장되어 있는지 체크하는 특정한 해부학적 영역 정보 체크 단계와;  
특정한 해부학적 영역 정보 체크 단계에서 저장된 특정한 해부학적 영역 정보가 있는 경우 이 정보와 마커 위치 검출 단계에서 검출된 마커의 위치 정보를 이용하여 현재 초음파 영상에서 대응하는 특정한 해부학적 영역 정보를 생성하는 해부학적 영역 재인식 단계;  
적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출하는 니들 위치 검출 단계와;  
니들 위치 검출 단계에서 산출된 니들 끝의 위치가 해부학적 영역에 근접할 경우 경고 신호를 출력하는 위험 판단 및 경고 단계;  
를 포함하는 초음파 영상 표시 제어 방법.

#### 청구항 8

청구항 7에 있어서, 시술 위험 경고 단계는 경고부는 니들 끝의 위치가 초음파 신호처리부에서 생성하여 표시하는 초음파 영상의 표시 범위를 벗어난 경우에도 해부학적 영역에 근접할 경우 경고를 출력하는 초음파 영상 표시 제어 방법.

#### 청구항 9

청구항 7에 있어서, 상기 방법이 :

마커 위치 검출 단계에서 마커가 발견되지 않거나 해부학적 영역정보 체크 단계에서 저장된 해당 해부학적 영역 정보가 발견되지 않으면, 선택된 시술 부위에 해당하는 특정한 해부학적 영역 정보를 데이터베이스에서 읽어 들이는 특정한 해부학적 영역 정보 추출 단계와;

시술 부위 스캔 단계에서 생성된 초음파 영상으로부터 생성된 초음파 볼륨 이미지로부터 3차원의 특정한 해부학적 영역 정보를 생성하되, 특정한 해부학적 영역 정보 추출 단계에서 추출된 해당 시술 부위의 특정한 해부학적 영역 정보를 참조하여 생성하여 저장하는 해부학적 영역 인식 단계;

를 더 포함하는 초음파 영상 표시 제어 방법.

#### 청구항 10

청구항 9에 있어서, 상기 제어 방법이 :

시술 안내 정보에 포함된 시술 부위별 설정 파라메터에 따라 초음파 영상의 표시 제어 파라메터를 설정하는 부위별 표시 설정 단계;를 더 포함하는 초음파 영상 표시 제어 방법.

#### 청구항 11

청구항 10에 있어서 니들 위치 검출 단계는 :

적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출하는 센서 기반 위치 산출 단계와;

초음파 영상에서 조직의 움직임을 추적하여 니들의 위치를 추산하는 영상 기반 위치 산출 단계와;

센서 기반 위치 산출 단계와 영상 기반 위치 산출 단계의 출력을 종합하여 니들의 위치를 산출하는 위치 정보 출력 단계;

를 포함하는 초음파 영상 표시 제어 방법.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 초음파 영상 기기의 영상 표시 제어 기술이 개시된다.

### 배경 기술

[0002] 미국 특허 제9,292,654호는 지침(tutorial) 정보를 제공하는 초음파 영상 기기를 개시하고 있다. 초음파 영상 기기의 각 조작 단계별로 텍스트, 이미지, 그리고 동영상을 포함하는 지침 정보가 제공된다. 추가로, 각 조작 단계에 해당하는 설정 상태(setting status)의 기준 파라메터들이 준비되고, 이들이 조작 단계에 맞추어 설정된다.

[0003] 미국 공개특허공보 제2014/0039304A9호는 초음파 영상기기를 도플러 모드로 구동하여 혈류를 검출하여 혈류의 위치 정보를 생성하고, 니들이 혈관에 근접할 때 경고하는 기술을 개시하고 있다.

[0004] 그러나 해상도가 낮은 초음파 영상에서 생체 조직을 인식하는 것은 기술적으로 아직 매우 어려운 상태에 있다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0005] 니들 시술에 적합한 초음파 영상 기기가 제안된다. 시술되는 부위별로 초음파 영상 기기의 시술 경험이 많지 않은 사용자들에게 적합한 지침 정보가 제공된다. 니들 시술시 특정한 해부학적 영역으로 니들이 근접하면 초음파 영상 기기가 이를 인식하여 경고를 제공한다. 나아가 초음파 영상기기가 니들이 특정한 해부학적 영역으로 진입하는 것을 좀 더 빠르고 신뢰성 있게 검출할 수 있는 방법이 제시된다.

[0006] 추가적으로, 경혈별로 환자에 대해 인식된 특정한 해부학적 영역 정보를 저장하여 재활용함으로써 영상 인식에 소요되는 시간을 줄이는 방법이 제안된다. 더 나아가 환자 피부 표면에 고정된 마커의 위치를 인식하여 마커의 위치를 기준으로 저장된 특정한 해부학적 영역 정보를 재사용함으로써 영상 인식에 소요되는 시간을 한층 더 줄이는 것이 가능한 니들 시술 기술이 제시된다.

#### 과제의 해결 수단

[0007] 제안된 발명의 일 양상에 따르면, 니들 시술 부위 별로 특정한 해부학적 영역 정보가 미리 준비되어 저장된다. 특정한 해부학적 영역은 특정한 장기, 신경 등 주의하고 있는 생체 조직의 영역을 말한다. 예를 들어 특정한 해부학적 영역은 니들 시술 대상이 장기나, 니들이 피해야 하는 위험 영역 내지 손상되기 쉬운 장기의 영역을 가리킬 수 있다. 환자의 시술하고자 하는 부위 근처에 하나 이상의 마커(marker)가 고정된다. 니들의 위치는 측위 시스템에 의해 추적된다. 니들 시술 부위가 선택되면, 저장된 특정한 해부학적 영역 정보 중 선택된 시술 부위에 해당하는 특정한 해부학적 영역 정보가 추출되고, 초음파 영상을 이 특정한 해부학적 영역 정보의 도움을 받아 인식하여 실제 영상에서 해부학적 영역을 결정한다. 결정된 특정한 해부학적 영역 정보는 마커의 위치 정보와 함께 저장된다. 니들 위치가 특정한 해부학적 영역에 근접하면 경고한다. 해당 환자의 해당 부위의 시술이 재개될 때, 마커를 인식하면 초음파 영상 시스템은 저장된 그 환자의 해당 시술 부위의 특정한 해부학적 영역 정보를 추출하여 활용한다. 이 특정한 해부학적 영역 정보는 다시 검출된 마커의 위치 정보를 이용하여 쉽게 실제 현재 획득된 초음파 영상에 매칭될 수 있다.

[0008] 추가적인 양상에 따르면, 화면에서 보이는 초음파 영상의 범위를 벗어난 경우에도 니들 끝의 위치가 특정한 해부학적 영역에 근접할 경우 경고를 출력할 수 있다.

#### 발명의 효과

[0009] 제안된 발명에 따르면, 니들 시술에 따른 위험을 줄일 수 있다. 나아가, 해부학적 영역 진입의 검출을 신속하

고 정확하게 처리할 수 있어 실시간 처리에 유리하다. 더 나아가 환자에 대해 동일 시술 부위를 다시 시술할 때 초음파 영상을 다시 매칭시키지 않고 피부 표면 등에 고정된 마커를 이용하여 그 전에 인식되어 저장된 그 환자의 동일 시술 부위에 대한 특정한 해부학적 영역 정보를 활용함으로써 시술 준비에 소요되는 시간을 줄일 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

[0010] 도 1은 일 실시예에 따른 니들 시술 시스템의 구성을 도시한다.

도 2는 일 실시예에 따른 프로브의 구성을 도시한 블록도이다.

도 3은 일 실시예에 따른 니들 시술용 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다.

도 4는 일 실시예에 따른 해부학적 영역 결정부의 구성을 도시한 블록도이다.

도 5는 또 다른 실시예에 따른 니들 위치 검출부의 구성을 도시한 블록도이다.

도 6은 일 실시예에 따른 초음파 영상 표시 제어 방법의 구성을 도시한 흐름도이다.

도 7은 센서 기반 위치 산출 단계의 일 실시예의 구성을 도시한 흐름도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0011] 전술한, 그리고 추가적인 양상들은 첨부된 도면을 참조하여 설명하는 실시예들을 통해 구체화된다. 각 실시예들의 구성 요소들은 다른 언급이나 상호간에 모순이 없는 한 실시예 내에서 다양한 조합이 가능한 것으로 이해된다. 즉, 도면은 비록 하나의 실시예로서 도시되었지만 하나의 실시예로 한정하여 이해되어서는 안 된다. 이하의 설명에서 별개의 선택적인 또는 추가적인 양상으로 설명되는 바와 같이, 각 블록들은 필수적인 블록들에 그렇지 않은 블록들이 한 개, 두 개 혹은 그 이상의 개수의 조합이 부가되어 다양한 실시예들을 표현하는 것으로 이해되어야 한다.

[0012] 도 1은 일 실시예에 따른 니들 시술 시스템의 구성을 도시한다. 도시한 바와 같이, 일 실시예에 따른 니들 시술 시스템은 초음파 영상 장치(50)와, 프로브(10) 및 니들(30)을 포함한다. 시술자는 시술 부위를 선택하고, 초음파 영상 장치(50)의 본체는 조작부를 통한 사용자의 조작에 응답하여 해당 시술 부위의 니들 시술 방법을 설명하는 문서, 해당 시술 부위의 해부학적 구조를 보여주는 2D 혹은 3D 영상, 해당 경혈 부위의 니들 시술 과정을 보여주는 그래픽 애니메이션 혹은 동영상을 화면에 출력한다. 일 양상에 따라, 니들(30)의 위치를 측위하는 측위 시스템이 탑재된다. 초음파 영상 장치(50)의 화면에는 프로브(10)에 의해 스캔된 영상에 측위 시스템에 의해 검출된 니들(30)의 위치가 표시된다.

[0013] 일 양상에 따라, 환자의 시술하고자 하는 경혈 부위의 피부 표면에 마커(70)가 고정된다. 마커(70)는 초음파 영상에서 선명하게 잘 인식될 수 있고 어느 정도 고정된 상태를 유지하는 것이면 무엇이든 가능하다. 또한 마커(70)는 피부 표면에 부착되는 것에 한정되지 않고, 예를 들면 초음파를 잘 흡수하거나 반사시키는 도료로 된, 인쇄 혹은 펜으로 그려진 패턴일 수 있다. 또 다른 예로, 피부에 깊이 심겨진 형태일 수도 있다.

[0014] 도 2는 일 실시예에 따른 프로브의 구성을 도시한 블록도이다. 도시된 바와 같이, 일 실시예에 따른 프로브는 초음파 소자 어레이(250) 및 이 초음파 소자 어레이(250)를 구동하는 초음파 소자 구동부(225)를 포함한다. 추가적으로, 일 실시예에 따른 프로브는 가속도 센서(230) 및 가속도 센서 구동부(223)를 더 포함할 수 있다. 가속도 센서(230)는 예를 들어 자이로 센서일 수 있다. 가속도 센서를 이용하여 프로브의 절대 위치가 산출될 수 있다. 추가적으로, 일 실시예에 따른 프로브는 자기 위치 센서들(210-1, 210-2, …, 210-n)과, 이들을 구동하는 자기센서 구동부(221)를 더 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 니들의 측위 시스템은 자기력 기반 측위 시스템이다. 니들은 자화되고, 프로브에 구비된 복수의 자기 위치 센서들이 자기 필드의 세기를 측정하여 자화된 니들의 위치를 산출한다. 또 다른 실시예에서, 니들의 측위 시스템은 RF 기반 측위 시스템이다. 니들에 RF 송신기가 고정되고, 프로브에 구비된 복수의 수신기들이 RF 필드의 세기를 측정하여 니들의 위치를 산출한다. 제안된 발명은 특정한 측위 시스템에 한정되지 않으며, 초음파 영상에 기반하지 않은 공지된 측위 시스템 중 하나가 될 수 있다.

[0015] 도 3은 일 실시예에 따른 니들 시술용 초음파 영상 장치의 구성을 도시한 블록도이다. 니들 시술용 초음파 영상 장치는 니들 시술시 시술 부위의 생체 조직의 영상을 제공한다. 도시된 바와 같이, 일 실시예에 따른 니들 시술용 초음파 영상 장치는 초음파 신호처리부(370)와, 니들 위치 검출부(330)와, 그리고 시술 위험 경고부(310)

를 포함한다. 도시된 실시예에 있어서, 초음파 신호처리부(370), 니들 위치 검출부(330)와, 그리고 시술 위험 경고부(310)는 그 전부 혹은 일부에 있어서 마이크로프로세서, 디지털 신호처리 프로세서와 같은 하나 혹은 복수의 계산 요소에 의해 실행되는 프로그램 명령어들로 구현될 수 있다. 컴퓨팅 요소들은 저장부(320)에 저장된 프로그램 명령어들을 읽어 들여 실행하여 데이터를 처리한다. 저장부(storage)(320)는 예를 들면 하드디스크, SSD, 네트워크 스토리지와 같은 대용량 스토리지와, 불휘발성의 메모리 및 휘발성의 RAM과 같은 메모리를 중 하나 혹은 이들의 조합이 될 수 있다.

[0016] 초음파 신호처리부(370)는 초음파 소자 어레이를 구동하여 획득하는 초음파 신호를 처리하여 영상을 생성한다. 초음파 영상 장치의 영상화 모드에는 B 모드(brightness mode), M 모드(motion mode), 도플러 효과(Doppler effect)를 이용하는 D 모드(Doppler mode), C 모드(color Doppler mode) 등이 있다. 초음파 신호 처리부(370)는 이들 중 하나의 모드로 초음파 소자 어레이(250)를 구동하여 출력되는 신호로부터 초음파 영상 정보를 생성한다.

[0017] 니들 위치 검출부(330)는 적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출한다. 미국2017.03.21.자로 EZONO AG에게 허여된 미국 특허9,597,008호는 복수의 자기측위 검출소자(magneto-metric detector)를 이용하여 자화된 니들(needle)의 자기장의 세기를 측정하고 이를 이용하여 니들의 위치를 측정하는 기술을 개시하고 있다. EZONO AG의 니들 측위 시스템은 상용화되어 제공되고 있으며, 본 출원인들은 EZONO AG와 협력하여 제안된 발명을 개발함에 있어서 이 기술을 사용하고 있다. EZONO AG의 자기 측위 시스템은 프로브에 내장된 복수의 자기측위 검출소자를 사용하며, 니들의 위치를 산출하고 초음파 영상에 중첩하여 출력할 수 있다. 그러나 제안된 발명은 이에 한정되지 않으며, 전술한 바와 같은 RF 방식이나 앵커(anchor)를 이용한 방식, 전파 지문을 이용한 측위 시스템 등 공지된 다양한 측위 기술이 적용될 수 있다.

[0018] 일 실시예에서 프로브(10)는 가속도 센서(230), 예를 들면 자이로 센서를 포함한다. 프로브 위치 검출부(350)는 가속도 센서(230)의 출력으로부터 프로브의 위치와 자세, 즉 기울어진 방향을 측정한다. 니들 위치 검출부(330)는 먼저 자기측위 검출소자들(210)의 출력으로부터 프로브(10)의 기준 좌표계에서 니들(30)의 위치를 산출한다. 이후에 니들 위치 검출부(330)는 프로브 위치 검출부(350)에서 검출된 프로브의 위치와 자세 정보를 이용하여 좌표계를 변환하여 니들(30)의 프로브의 기준 좌표계에서의 위치를 산출한다. 그러나 다른 방법을 이용하여 니들 위치를 검출할 경우 프로브(10)의 가속도 센서(230)는 니들 위치를 검출하는데는 불필요할 수도 있다.

[0019] 시술 위험 경고부(310)는 초음파 신호처리부(370)에서 생성된 초음파영상으로부터 3차원의 특정한 해부학적 영역을 결정하고, 니들 위치 검출부(330)에서 산출된 니들의 위치에 따른 니들 끝의 위치가 그 특정한 해부학적 영역에 근접할 경우 경고 신호를 출력한다. 일 양상에 따라, 시술 위험 경고부(310)는 마커 위치 검출부(312)와, 해부학적 영역 결정부(313)와, 그리고 위험 판단부(311)를 포함한다.

[0020] 마커 위치 검출부(312)는 초음파 신호처리부(370)에서 출력되는 영상으로부터 마커를 인식한다. 마커는 하나, 둘, 혹은 셋이 고정될 수 있다. 마커가 하나만 고정될 경우 시술 부위 근처의 특정한 피부 표면의 위치가 결정되어질 수 있다. 마커가 둘 이상 고정될 경우 시술 부위 근처의 특정한 피부 표면의 위치와 방향이 결정되어질 수 있다. 마커가 피부 표면에 있는 경우에, 초음파 신호처리부(370)는 평면 상에서 마커의 위치를 좀 더 쉽게 산출할 수 있다.

[0021] 일 실시예에서 마커 위치 검출부(312)는 초음파 볼륨 이미지에서 마커를 식별한다. 시술 부위 주변을 초음파 스캔함으로써 생성되는 초음파 볼륨 이미지(volume image)에서 이미지 인식을 위해 3차원 공간이 정의될 때, 마커의 위치는 그 3차원 공간을 정의하는 기준이 될 수 있다. 이후에 프로브 내부에 가속도 센서를 이용하여, 초음파 영상 장치는 마커를 기준으로 해당 환자의 해당 시술 부위에 대해 측위를 시작할 수 있다. 예를 들어 스캔된 볼륨 이미지들은 마커 위치를 기준으로 식별될 수 있다. 예를 들어 니들 위치 검출부(330)에서 검출된 니들의 위치는 마커 위치를 기준으로 산출될 수 있다. 초음파 영상에서 설명하게 보이는 마커를 검출하고 가속도 센서에 따라 파악되는 공간에서 위치를 설정하는 것은 영상 처리에서 비교적 정확하고 신속하게 처리될 수 있다. 산출된 마커의 위치 정보는 저장부(320)의 해당 시술에 대한 레코드의 일부 항목으로 데이터베이스에 저장될 수 있다.

[0022] 또 다른 양상에 따라, 마커는 식별 정보를 포함할 수 있다. 초음파 영상에서 식별될 수 있는 초음파 민감 잉크로 기록된 숫자 혹은 바코드는 해당 환자와 해당 시술 부위를 신속하게 특정하는데 도움을 줄 수 있다. 인식된 마커의 식별정보는 저장부(320)의 해당 시술에 대한 레코드의 일부 항목으로 데이터베이스에 저장될 수 있다.

- [0023] 해부학적 영역 결정부(313)는 초음파 신호처리부(370)에서 생성된 초음파영상으로부터 3차원의 특정한 해부학적 영역을 결정한다. 일 실시예에서, 해부학적 영역 결정부(313)는 피시술자의 시술 부위 주변을 프로브로 스캔하여 생성된 초음파 영상으로부터 볼륨 이미지(volume image)를 생성한다. 시술 위험 경고부(310)는 3차원 볼륨 이미지를 처리하여 뼈나 장기와 같은 생체 조직의 경계를 인식하고 니들 시술시 혈관, 장기와 같은 특정한 해부학적 영역을 인식한다. 추가로 해부학적 영역 결정부(313)는 피시술자의 선택된 시술 부위의 특정한 해부학적 영역 정보가 산출되면, 이를 저장부(320)의 해당 피시술자의 시술에 대한 레코드의 일부 항목으로 데이터베이스에 저장한다. 일 양상에 따라, 저장된 특정한 해부학적 영역 정보는 이후에 동일한 피시술자가 동일한 부위에 시술할 경우 추출되어 해당 해부학적 영역의 재인식에 활용될 수 있다. 이 경우 해부학적 영역 인식은 매칭 처리에 의해 훨씬 빠르고 간단하게 처리될 수 있다.
- [0024] 일 양상에 따라, 해부학적 영역 결정부(313)는 이전에 검출한 동일한 마커의 특정한 해부학적 영역 정보와 마커 위치 검출부(312)에서 검출된 마커의 위치 정보를 이용하여 피시술자의 대응하는 해부학적 영역 정보를 생성한다.
- [0025] 초음파 영상 장치는 피시술자로부터 시술 부위에서 획득한 초음파 영상에서 마커의 위치가 산출되고 특정한 해부학적 영역이 인식되면, 이들을 해당 시술에 대한 레코드의 일부 항목으로 저장부(320)의 데이터베이스에 저장한다. 마커의 위치와 특정한 해부학적 영역 정보는 각각 독립적으로 프로브 좌표계를 기준으로 위치가 저장될 수 있다. 또 다른 예로, 마커의 해당 해부학적 영역에 대한 상대적인 위치가 저장될 수도 있다. 또 다른 예로, 특정한 해부학적 영역의 해당 마커에 대한 상대적인 위치가 저장될 수도 있다. 이 두 가지 경우 초음파 영상 장치는 상대 위치 산출부(314)를 더 포함할 수 있다. 상대 위치 산출부(314)는 마커의 해부학적 영역에 대한 상대적인 위치 혹은 해부학적 영역의 마커에 대한 상대적인 위치를 산출하여 저장부(320)에 저장한다.
- [0026] 해당 환자에 대해 다시 동일한 시술 부위를 시술하는 경우 이전에 검출하여 저장된 동일한 마커의 특정한 해부학적 영역 정보와, 마커 위치 검출부(312)에서 검출된 마커의 위치 정보를 이용하여 피시술자의 특정한 해부학적 영역 정보를 생성한다. 마커의 위치가 바뀌지 않고 피시술자의 해부학적 구조가 크게 변화되지 않았다면, 현재 검출된 마커의 위치로부터 대응하는 해부학적 영역의 위치 및 방향이 저장된 정보에 의해 손쉽게 결정될 수 있다. 결정된 해부학적 영역을 실제 획득한 초음파 볼륨 이미지 혹은 한 장 내지 수 장의 초음파 이미지와 매칭에 의해 확인함으로써 해부학적 영역을 확정할 수 있다. 일정한 기간 동안 반복적으로 시술되거나 좁은 영역을 시술하는 경우 더욱 용이하게 적용될 수 있다. 예를 들어 한의 분야에서 경혈 침 시술에 적용될 경우 이러한 양상은 영상 처리의 부담을 줄여서 처리 시간을 줄이고 신뢰성을 높일 수 있다.
- [0027] 위험 판단부(311)는 니들 위치 검출부(330)에서 산출된 니들의 위치에 따른 니들 끝의 위치가 특정한 해부학적 영역에 근접할 경우 경고 신호를 출력한다. 니들 끝에서 특정한 해부학적 영역의 경계 중 수직인 부분까지의 거리가 일정 기준치 이하일 경우, 또는 니들 끝이 이동하는 방향이 해당하는 해부학적 영역을 향하고 그 이동 속도가 일정 이상이면 경고 메시지를 생성하여 출력한다. 경고 메시지는 화면 및/또는 오디오로 출력될 수 있다.
- [0028] 일 양상에 따르면, 니들 위치는 초음파 영상에 의존하지 않는 독립된 측위 시스템에 의해 측정된다. 또한 해부학적 영역의 3차원 모델링 정보는 초음파 볼륨 이미지(volume image)로부터 산출된 후 저장된다. 이에 따라 시술 위험 경고부(310)는 니들 끝의 위치를 저장된 특정한 해부학적 영역의 3차원 모델링 영역 정보와 비교하여 처리하기 때문에, 저장된 니들 끝의 위치가 초음파 신호 처리부(370)에서 생성하여 화면에 표시하는 초음파 영상의 표시 범위를 벗어난 경우에도 해당하는 해부학적 영역에 근접할 경우 경고를 출력할 수 있다.
- [0030] 또 다른 양상에 따르면, 초음파 영상 장치는 저장부(320)와 사용자 인터페이스부(390)를 더 포함할 수 있다. 저장부(320)에는 시술 부위별 조작 안내 컨텐츠를 포함하는 시술 안내 정보가 저장된다. 사용자 인터페이스부(390)는 시술 부위를 선택하면 해당하는 조작 안내 컨텐츠를 저장부에서 추출하여 제공한다.
- [0031] 예를 들어 한의 분야의 경혈 니들 시술에 있어서, 시술 부위는 경혈에 따라 정해진다. 시술자가 경혈을 선택하면, 해당하는 시술 부위가 선택된다. 니들을 시술하는 경혈 부위는 한의 분야에서 정해져 있다. 경혈 부위를 정확히 시술하는 것은 많은 경험과 해부학적 지식을 필요로 한다. 이러한 분야에서 제안된 발명은 특히 잘 적용될 수 있다.
- [0032] 일 양상에 따라, 조작 안내 컨텐츠는 시술 부위의 대분류, 세분류 별로 트리 구조를 가진 데이터베이스로 준비된다. 일 실시예에서, 조작 안내 컨텐츠는 해당 시술 부위의 니들 시술 방법을 설명하는 문서 정보, 해당 시술 부위의 해부학적 구조를 보여주는 2D 혹은 3D 영상 정보, 해당 시술 부위의 니들 시술 과정을 보여주는 그래픽

애니메이션 혹은 동영상을 포함한다. 문서 정보는 해당 니들 시술의 간략한 설명, 환자 자세 및 프로브를 위치 할 부위에 대한 정보, 그리고 초음파를 이용하여 시술 부위를 정확히 찾는 구체적인 방법을 포함할 수 있다.

[0033] 사용자 인터페이스부(390)는 사용자의 조작 명령을 마우스, 터치패드, 키보드 등의 조작부를 통해 입력 받고, 초음파 영상이나 시스템에서 생성한 정보를 화면을 통해 시각적 정보로, 또는 스피커를 통해 오디오 정보로 출력한다. 일 양상에 따라, 사용자 인터페이스부(390)는 지침 정보 제공부(391)를 포함한다. 지침 정보 제공부(391)는 시술자로부터 시술 부위를 선택 받아 해당하는 조작 안내 컨텐츠를 저장부(320)에서 추출하여 제공한다. 일 양상에 따라, 사용자는 예를 들면 터치 입력을 통해 대부분 중 하나를 선택하고, 또 이어서 세분류 중 하나를 선택하여 시술 부위를 선택한다. 사용자 인터페이스부(390)는 데이터베이스에서 선택된 시술 부위의 조작 안내 컨텐츠를 추출한다. 선택된 시술 부위의 니들 시술 방법을 설명하는 문서 정보, 해당 시술 부위의 해부학적 구조를 보여주는 2D 혹은 3D 영상 정보, 해당 시술 부위의 니들 시술 과정을 보여주는 그래픽 애니메이션 혹은 동영상이 사용자의 선택에 따라 제공된다.

[0034] 영상 표시 제어부(360)는 초음파 신호 처리부(370)에서 생성된 초음파 영상과, 사용자 인터페이스부(390)에서 제공하는 지침 정보와, 니들 위치 검출부(330)에서 검출된 니들의 위치를 조합하여 표시한다. 예를 들어 영상 표시 제어부(360)는 초음파 신호 처리부(370)에서 생성된 초음파 영상에 니들 위치 검출부(330)에서 검출된 니들의 위치를 반영한 그래픽으로 생성된 니들 이미지를 오버레이(overlay) 하여 표시할 수 있다. 또 다른 예로, 영상 표시 제어부(360)는 초음파 신호 처리부(370)에서 생성된 초음파 영상에 사용자 인터페이스부(390)에서 제공하는 지침 정보를 화면을 구획하여 동시에 표시할 수 있다.

[0036] 도 4는 일 실시예에 따른 해부학적 영역 결정부의 구성을 도시한 블록도이다. 도시된 바와 같이, 일 실시예에 따른 해부학적 영역 결정부(313)는 해부학적 영역 인식부(315)와 해부학적 영역 재인식부(316)를 포함할 수 있다. 해부학적 영역 인식부(315)는 선택된 시술 부위에 해당하는 표준적인 특정한 해부학적 영역 정보와, 초음파 신호처리부에서 생성된 실시간 초음파영상으로부터 해부학적 영역을 결정한다.

[0037] 추가적인 양상에 따라, 저장부(320)에 저장된 시술 안내 정보는 시술 부위별 특정한 해부학적 영역 정보를 더 포함할 수 있다. 특정한 해부학적 영역 정보는 예를 들어 초음파 영상에서 특정한 생체 조직, 예를 들면 혈관을 구별할 수 있는 영상 패턴 혹은 특징(feature) 정보일 수 있다. 예를 들면 특정한 시술 부위 근처에 존재하는 장기의 3차원 모델링과, 각 모델링이 초음파 영상에서 보일 때 일반적으로 나타나는 영상 패턴들이 특정한 해부학적 영역 정보가 될 수 있다. 또 다른 예로, 블록, 예를 들면 16\*16의 픽셀 블록들과 실제 초음파 영상의 해당 크기의 블록들간의 특정한 상관 함수를 계산했을 때 함수값을 기준값과 비교함으로써 혈관 영역을 판단할 수 있는 패턴값이 특정한 해부학적 영역 정보일 수 있다.

[0038] 일반적으로 초음파 영상은 해상도에 한계가 있어 그 영상에서 특정한 생체 조직을 인식하는 것은 쉽지 않다고 알려져 있다. 시술 위치가 아주 좁은 위치로 한정되어 있을 경우 시술 부위가 좀 더 용이하게 특정될 수 있다. 사람마다 생체 조직이 약간씩 다르긴 하지만, 초음파 영상에서 흔히 보이는 해당 생체 조직의 영상의 패턴이나 특징(feature) 정보, 예를 들면 휘도 분포의 특성이나 경계선의 형태 등의 정보로부터 초음파 영상에서 해부학적 영역을 인식함에 있어서 정확도나 성공 가능성을 높일 수 있다. 또 다른 예로, 특정한 해부학적 영역 정보는 생체 조직의 3차원의 영역 정보일 수 있다. 표준적인 생체 조직의 3차원 영역 정보는 해당 생체 조직의 형태를 나타내며, 전체적인 3차원 영역 정보는 초음파 영상에서 해당 생체 조직을 찾는 지도가 될 수 있다.

[0039] 일 실시예에서, 해부학적 영역 인식부(315)는 먼저 선택된 시술 부위 주위를 프로브(10)가 스캔하여 획득한 복수의 이미지를 저장하고 이를 복수의 이미지로부터 시술 부위를 포함하는 주위의 3차원 정보를 획득한다. 이 3차원 정보는 3차원 볼륨 이미지(volume image)로 모델링이 되지 않은 상태이다. 이 초음파 볼륨 이미지에서 특정한 해부학적 영역 정보를 이용하여 3차원의 특정한 해부학적 영역을 인식한다. 이 실시예에서, 먼저 획득된 3차원 이미지의 특징점 인식을 통해 저장된 위험 3차원 해부학적 영역 모델링 정보와 비교하여 동일한 스케일과 위치가 되도록 3차원 이미지가 주밍(zooming)되고 천이(shift)된다. 이후에 변환된 3차원 초음파 이미지를 블록 단위로 구획한다. 이후에 특정한 해부학적 영역 정보에 대응하는 영상 속의 위치 주변의 패턴과 이 초음파 이미지의 블록에 대해 상관 함수를 산출하여 초음파 이미지에서 3차원 모델링을 찾아 나간다. 이 같은 과정을 반복하여 획득된 초음파 볼륨 이미지에서 3차원 해부학적 영역 모델링 정보를 생성할 수 있다. 그러나 제안된 발명은 이러한 실시예에 한정되지 않으며, 시술 부위별로 저장된 정보를 이용하여 해당 시술 부위의 초음파 영상에서 해부학적 영역을 검출하는 다양한 기술들을 포함한다.

- [0040] 니들 시술은 정확한 시술 위치가 아주 좁은 위치로 한정되어 있으므로, 시술 부위가 특정될 수 있다. 사람마다 생체 조직이 약간씩 다른 하지만, 초음파 영상에서 흔히 보이는 해당 생체 조직의 영상의 패턴이나 특징 (feature) 정보, 예를 들면 휘도 분포의 특성이나 경계선의 형태 등의 정보로부터 초음파 영상에서 해부학적 영역을 인식함에 있어서 처리 속도나 정확도를 높일 수 있다.
- [0041] 추가적인 양상에 따라, 사용자 인터페이스부(390)는 부위별 표시 설정부(393)를 더 포함할 수 있다. 이 경우 저장부(320)에 저장되는 시술 안내 정보는 시술 부위별 설정 파라메터를 더 포함할 수 있다. 부위별 표시 설정부(393)는 저장부(320)에서 시술 부위별 설정 파라메터를 추출하여 그에 따라 초음파 영상의 표시 제어 파라메터를 설정한다. 초음파 스캔 깊이나 주명 배율, 표시 범위의 선택에 관한 파라메터를 시술 부위별로 표준 값으로 설정함으로써, 표시되는 영상의 크기와 범위를 제한할 수 있다. 이에 따라 특정한 해부학적 영역 정보가 상정하고 있는 초음파 영상에 크기 및 범위 면에서 좀 더 근접한 실제 영상이 획득될 수 있고, 영상 인식의 속도나 정밀도가 향상될 수 있다.
- [0042] 해부학적 영역 재인식부(316)는 이전에 검출한 동일한 마커의 특정한 해부학적 영역 정보와 마커 위치 검출부에서 검출된 마커의 위치 정보를 이용하여 현재 입력된 초음파 영상으로부터의 특정한 해부학적 영역 정보를 생성한다. 이에 대해서는 앞의 도 1의 실시예에서 해부학적 영역 결정부(313)에 관하여 기술한 부분에서 설명하였으므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0044] 도 5는 또 다른 실시예에 따른 니들 위치 검출부의 구성을 도시한 블럭도이다. 도시된 바와 같이, 제안된 발명의 또 다른 양상에 따라, 니들 위치 검출부(330)는 센서 기반 위치 산출부(331)와, 영상 기반 위치 산출부(333)와, 그리고 위치정보 출력부(335)를 포함할 수 있다. 센서 기반 위치 산출부(331)는 적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출한다. 이에 대해서는 전술한 바와 같다.
- [0045] 영상 기반 위치 산출부(333)는 초음파 영상에서 조직의 움직임을 추적하여 니들의 위치를 추산 한다. 자기 방식 측위 시스템이 작동하지 않는 순간에 특정한 해부학적 영역 진입이 이루어질 수도 있기 때문에 다른 방식을 병행하는 것이 유리하다. 니들은 아주 가늘기 때문에 초음파 영상에서 보이지 않는다.
- [0046] 일 양상에 따르면, 영상 기반 위치 산출부(333)는 생성된 초음파 영상을 연속으로 비교하여 변화하는 부위와 변화하지 않는 부위를 식별하고, 특정한 방향으로 변화하는 부위를 니들 위치로 산출한다. 예를 들어 영상 프레임간의 변화량을 산출하면 움직임 벡터를 구할 수 있고, 이에 따라 생체 조직의 움직임을 식별할 수 있다. 바늘이 생체 조직으로 들어가면 주변 생체 조직이 밀려나므로 움직임이 발생한다. 이러한 변화량은 영상 품질이 좋지 않은 경우에도 비교적 잘 움직임을 반영할 수 있다. 생체 조직의 움직임 방향을 분석하여 니들 끝의 위치를 추정할 수 있다.
- [0047] 또 다른 실시예에서, 초음파 신호 처리부(370)에서 초음파 소자 어레이를 도플러 모드로 구동하고, 바늘이 진입 할 때 밀려나는 생체 조직의 속도를 검출하여 생체 조직을 식별하고, 그로부터 바늘의 위치를 추정할 수 있다. 휘도 모드에 비해 도플러 모드는 움직이는 조직을 민감하게 식별할 수 있다. 도플러 모드로 구동하면서 생체 조직의 움직임을 초음파 영상의 프레임간 차분을 통해 구하고, 움직임의 분포로부터 움직임이 큰 부분이나 움직임의 중심축을 찾아서 바늘 위치를 추정할 수 있다.
- [0048] 위치정보 출력부(335)는 센서 기반 위치 산출부(331)와 영상 기반 위치 산출부(333)의 출력을 종합하여 니들의 위치를 산출한다. 위치정보 출력부(335)는 우선적으로 센서 기반 위치 산출부(331)의 출력을 선택하지만, 그 출력이 없거나 신뢰성이 없다고 판단되는 경우, 병행하여 실행되고 있는 영상 기반 위치 산출부(333) 타스크의 출력을 선택한다. 니들 위치 산출 결과의 신뢰성은, 예를 들면 니들 끝의 움직임의 연속성이 크게 깨어지는 경우 신뢰성이 없다고 판단할 수 있다. 또 다른 예로, 위치정보 출력부(335)는 우선적으로 센서 기반 위치 산출부(331)의 출력을 선택하지만, 그 출력이 없거나 신뢰성이 없다고 판단되는 경우, 병행하여 실행되고 있는 영상 기반 위치 산출부(333) 타스크의 출력과 조합하여 위치를 생성한다.
- [0050] 도 6은 일 실시예에 따른 초음파 영상 표시 제어 방법의 구성을 도시한 흐름도이다. 도시된 바와 같이, 일 실시예에 따른 초음파 영상 표시 제어 방법은 시술 부위 선택 단계(610)와, 마커 위치 검출 단계(643)와, 특정한 해부학적 영역 정보 체크 단계(644)와, 해부학적 영역 재인식 단계(645)와, 니들 위치 검출 단계(660)와, 그리고 위험 판단 단계(670)를 포함한다.

- [0051] 시술 부위 선택 단계(610)에서 초음파 영상 기기는 조작부를 통해 시술자로부터 시술 부위를 선택 받는다. 시술 부위 선택 단계(610)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 3을 참조하여 기술한 사용자 인터페이스부(390)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0052] 마커 위치 검출 단계(620)에서 초음파 영상 기기는 생성된 초음파 영상에서 시술 부위 표면에 고정된 적어도 하나의 마커의 위치를 검출한다. 일 실시예에서, 마커 위치 검출 단계(620)는 시술 부위 스캔 단계(641)와, 마커 체크 단계(643)를 포함한다. 시술 부위 스캔 단계(641)에서 초음파 영상 기기는 선택된 시술 부위 주변을 시술자가 프로브로 스캔하면 초음파 영상을 획득한다. 마커 체크 단계(643)에서 초음파 영상 기기는 획득된 초음파 영상에서 마커가 존재하는지 체크한다. 마커가 존재하면 해당 마커들의 위치를 검출한다. 마커의 위치를 검출하는 구성은 도 3을 참조하여 기술한 마커 위치 검출부(312)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0053] 마커 체크 단계(643)에서 마커가 존재할 경우 해당 피시술자의 해당 시술 부위에 대해 기 저장된 해부학적 영역 정보, 즉, 이전에 그 피시술자에 대해 인식되어 저장된 특정한 해부학적 영역 정보가 존재하는지 체크한다(단계 644). 해당 정보가 존재하면 해부학적 영역 재인식 단계(645)가 실행된다. 해부학적 영역 재인식 단계(645)에서 초음파 영상 기기는 저장된 특정한 해부학적 영역 정보를 추출하여 이 정보와 마커 위치 검출 단계(643)에서 검출된 마커의 위치 정보를 이용하여 특정한 해부학적 영역 정보를 생성한다. 해부학적 영역 재인식 단계(645)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 4를 참조하여 기술한 해부학적 영역 재인식부(316)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0054] 니들 위치 검출 단계(660)에서 초음파 영상 기기는 적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출한다. 니들 위치 검출 단계(660)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 3을 참조하여 기술한 니들 위치 검출부(330)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0055] 위험 판단 및 경고 단계(670,680)에서 초음파 영상 기기는 니들 위치 검출 단계(660)에서 산출된 니들의 위치에 따른 니들 끝의 위치가 저장된 해부학적 영역에 근접할 경우 경고 신호를 출력한다. 먼저 위험 판단 단계(670)에서 초음파 영상 기기는 니들 위치 검출 단계(660)에서 산출된 니들 끝의 위치가 산출된 특정한 해부학적 영역에 근접하였는지 체크한다. 이후에 시술 위험 경고 단계(680)에서 초음파 영상 기기는 근접하였을 경우 위험 경고를 출력한다. 위험 판단 단계(670) 및 시술 위험 경고 단계(680)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 3을 참조하여 기술한 위험 판단부(311)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0056] 전술한 바와 같이, 니들 위치가 초음파 영상에 의존하지 않는 독립된 측위 시스템에 의해 측정되고, 해부학적 영역의 3차원 모델링 정보가 초음파 볼륨 이미지(volume image)로부터 산출된 후 저장되고, 시술 위험 경고부(310)는 니들 끝의 위치를 저장된 해부학적 영역의 3차원 모델링 영역 정보와 비교하여 처리하기 때문에, 저장된 니들 끝의 위치가 초음파 신호 처리부(370)에서 생성하여 화면에 표시하는 초음파 영상의 표시 범위를 벗어난 경우에도 해부학적 영역에 근접할 경우 경고를 출력할 수 있다.
- [0057] 추가적인 양상에 따르면, 초음파 영상 표시 제어 방법은 특정한 해부학적 영역 정보 추출 단계(620)와, 그리고 해부학적 영역 인식 단계(650)를 더 포함할 수 있다. 마커 위치 검출 단계(643)에서 마커가 발견되지 않거나 해부학적 영역정보 체크 단계(644)에서 저장된 해당 해부학적 영역정보가 발견되지 않으면, 초음파 영상 기기는 특정한 해부학적 영역 정보 추출 단계(620)를 실행한다.
- [0058] 특정한 해부학적 영역 정보 추출 단계(620)에서 초음파 영상 기기는 선택된 시술 부위에 해당하는 특정한 해부학적 영역 정보를 데이터베이스에서 읽어 들인다. 특정한 해부학적 영역 정보 추출 단계(620)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 3을 참조하여 기술한 해부학적 영역 결정부(313)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0059] 해부학적 영역 인식 단계(650)에서 초음파 영상 기기는 시술 부위 스캔 단계(640)에서 입력된 초음파 영상들에서 생성된 초음파 볼륨 영상(volume image)으로부터 3차원의 특정한 해부학적 영역 정보를 생성하되, 특정한 해부학적 영역 정보 추출 단계(620)에서 추출된 해당 시술 부위의 특정한 해부학적 영역 정보를 참조하여 생성하여 저장한다. 해부학적 영역 인식 단계(650)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 3을 참조하여 기술한 해부학적 영역 결정부(313)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.
- [0060] 추가적인 양상에 따르면, 초음파 영상 표시 제어 방법은 부위별 표시 설정 단계(630)를 더 포함할 수 있다. 부위별 표시 설정 단계(630)에서 초음파 영상 기기는 시술 안내 정보에 포함된 시술 부위별 설정 파라메터에 따라 초음파 영상의 표시 제어 파라메터를 설정한다. 부위별 표시 설정 단계(630)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 3을 참조하여 기술한 부위별 표시 설정부(393)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.

[0061]

추가적인 양상에 따르면, 니들 위치 검출 단계(660)는 센서 기반 위치 산출 단계(661)와, 영상 기반 위치 산출 단계(663)와, 위치정보 출력 단계(665)를 포함할 수 있다. 도 7은 센서 기반 위치 산출 단계(661)의 일 실시예의 구성을 도시한 흐름도이다. 센서 기반 위치 산출 단계(661)에서 초음파 영상 기기는 적어도 2개의 센서 입력으로부터 니들의 위치를 산출한다. 영상 기반 위치 산출 단계(663)에서 초음파 영상 기기는 초음파 영상에서 조직의 움직임을 추적하여 니들의 위치를 추산한다. 추가적인 양상에 따르면, 영상 기반 위치 산출 단계(663)에서 초음파 영상 기기는 생성된 초음파 영상을 연속으로 비교하여 변화하는 부위와 변화하지 않는 부위를 식별하고, 특정한 방향으로 변화하는 부위를 니들 위치로 산출할 수 있다. 위치정보 출력 단계(665)에서 초음파 영상 기기는 센서 기반 위치 산출 단계(661)와 영상 기반 위치 산출 단계(663)의 출력을 종합하여 니들의 위치를 산출한다. 니들 위치 검출 단계(660)에서 초음파 영상 기기의 처리 구성은 도 4를 참조하여 기술한 니들 위치 검출부(330)의 처리와 유사하므로 상세한 설명은 생략한다.

[0063]

이상에서 본 발명을 첨부된 도면을 참조하는 실시예들을 통해 설명하였지만 이에 한정되는 것은 아니며, 이들로부터 당업자라면 자명하게 도출할 수 있는 다양한 변형예들을 포괄하도록 해석되어야 한다. 기재된 양상들은 상호간에 모순 없이 자유롭게 조합될 수 있으며, 이러한 조합들도 모두 본 발명의 범주에 포함된다.

[0064]

첨부된 특허청구범위는 이러한 조합들이나 도시가 생략되거나 간략화된 실시예들을 포괄하도록 의도되었으나, 이러한 모든 조합을 청구하지는 않고 있으며, 이러한 조합들이 향후 보정을 통해 본 발명의 범주에 진입하는 것이 허용되어야 한다.

### 부호의 설명

[0065]

10 : 프로브 30 : 니들

50 : 초음파 영상 기기 70 : 마커

210 : 자기 위치 센서 221 : 자기 센서 구동부

223 : 가속도 센서 구동부 225 : 초음파 소자 구동부

230 : 가속도 센서

240 : 제어부 250 : 초음파 소자 어레이

270 : 인터페이스부

310 : 시술 위험 경고부 311 : 위험 판단부

312 : 마커 위치 검출부 313 : 해부학적 영역 결정부

314 : 상대위치 산출부 315 : 해부학적 영역 인식부

317 : 해부학적 영역 재인식부 320 : 저장부

330 : 니들 위치 검출부 331 : 센서기반 위치산출부

333 : 영상기반 위치산출부 335 : 위치정보 출력부

350 : 프로브 위치 검출부 360 : 영상 표시 제어부

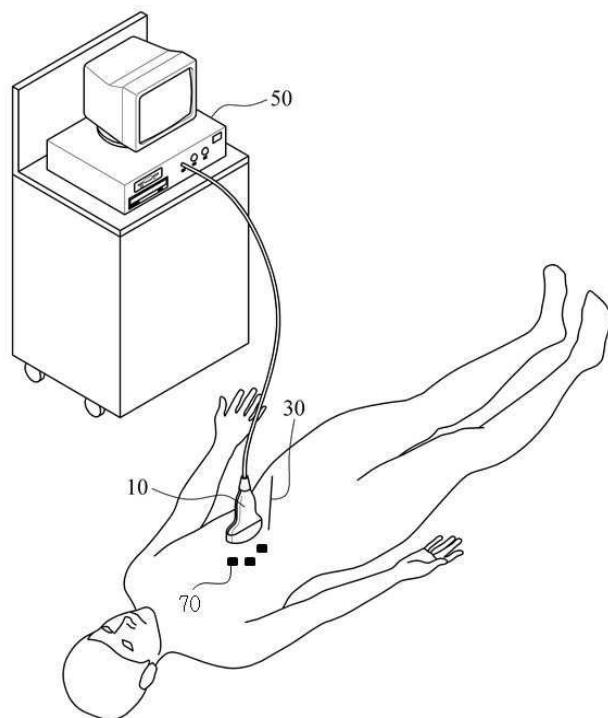
370 : 초음파 신호 처리부 380 : 디스플레이

390 : 사용자 인터페이스부 391 : 지침정보 제공부

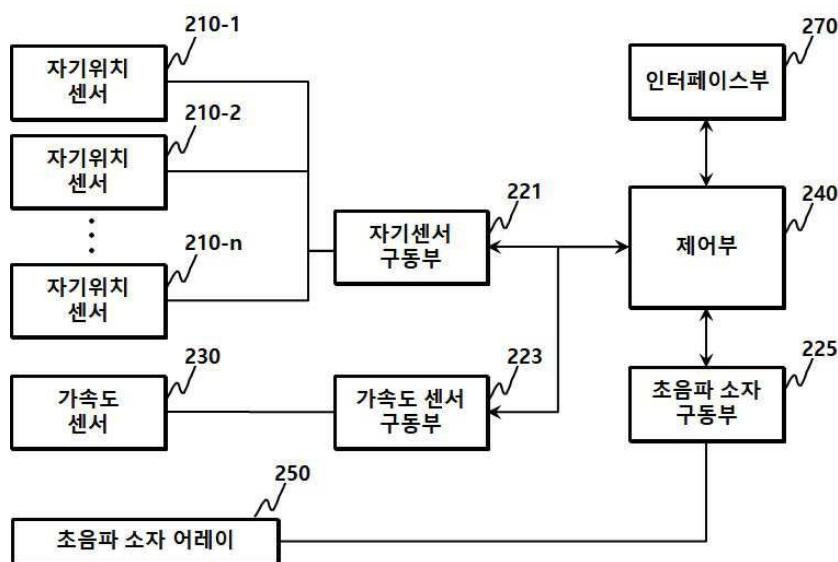
393 : 부위별 표시 설정부

## 도면

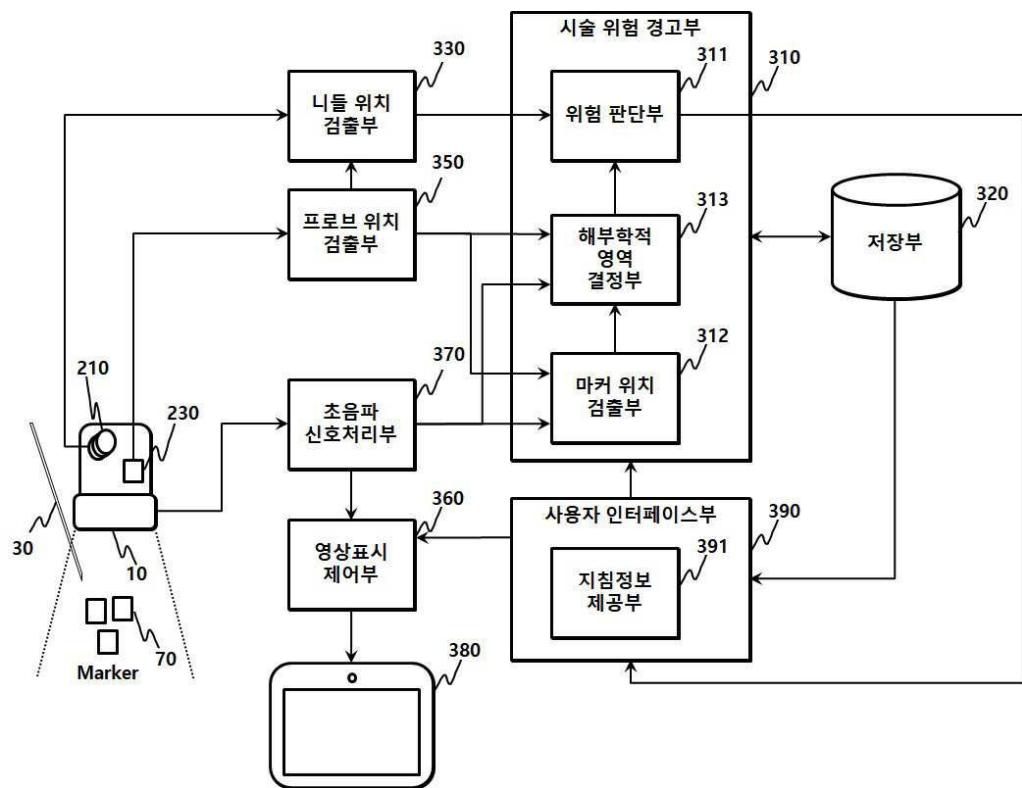
## 도면1



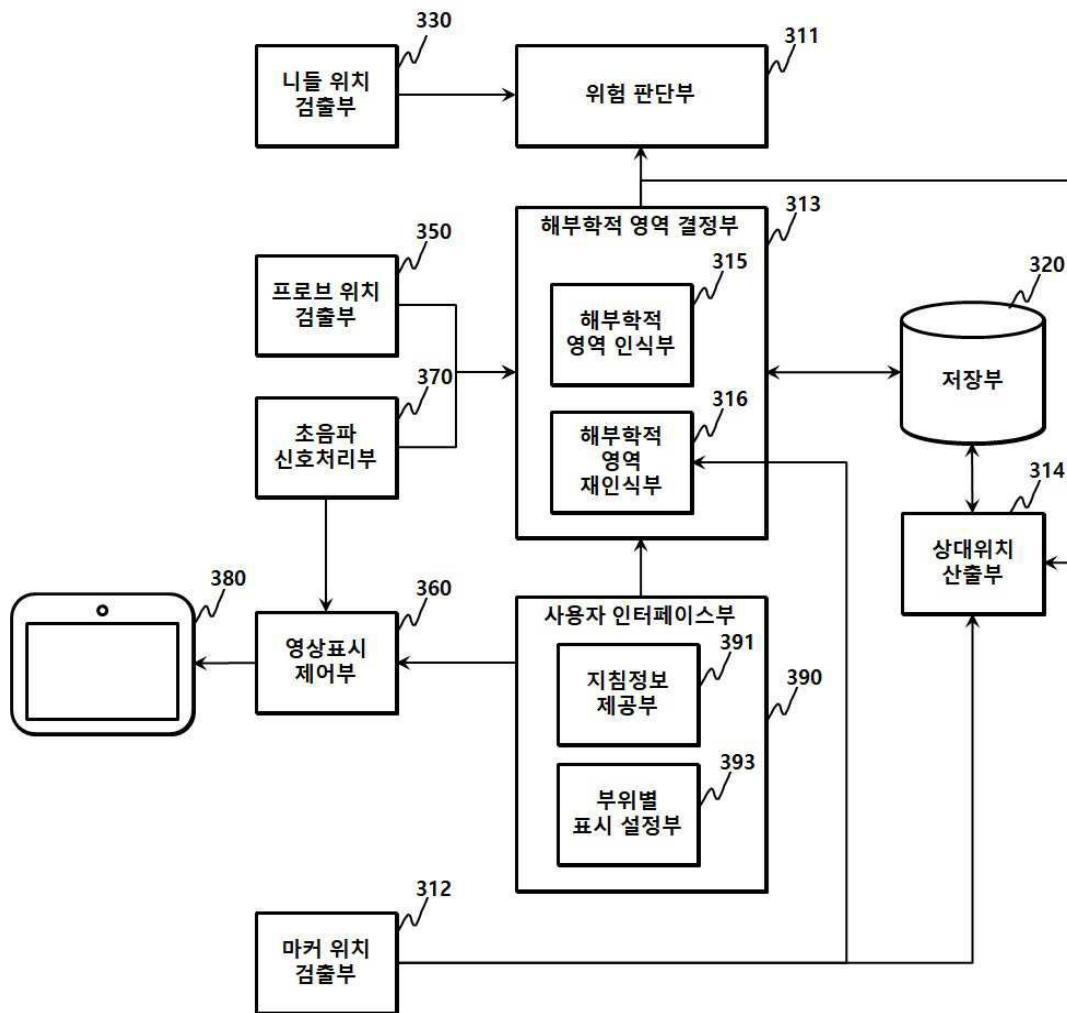
## 도면2



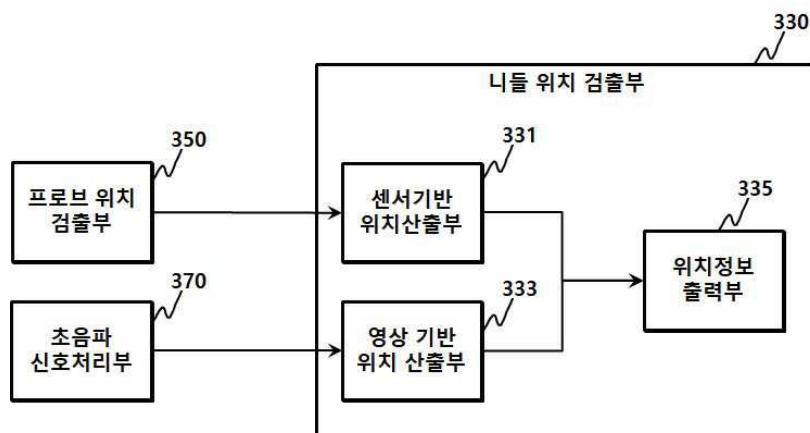
## 도면3



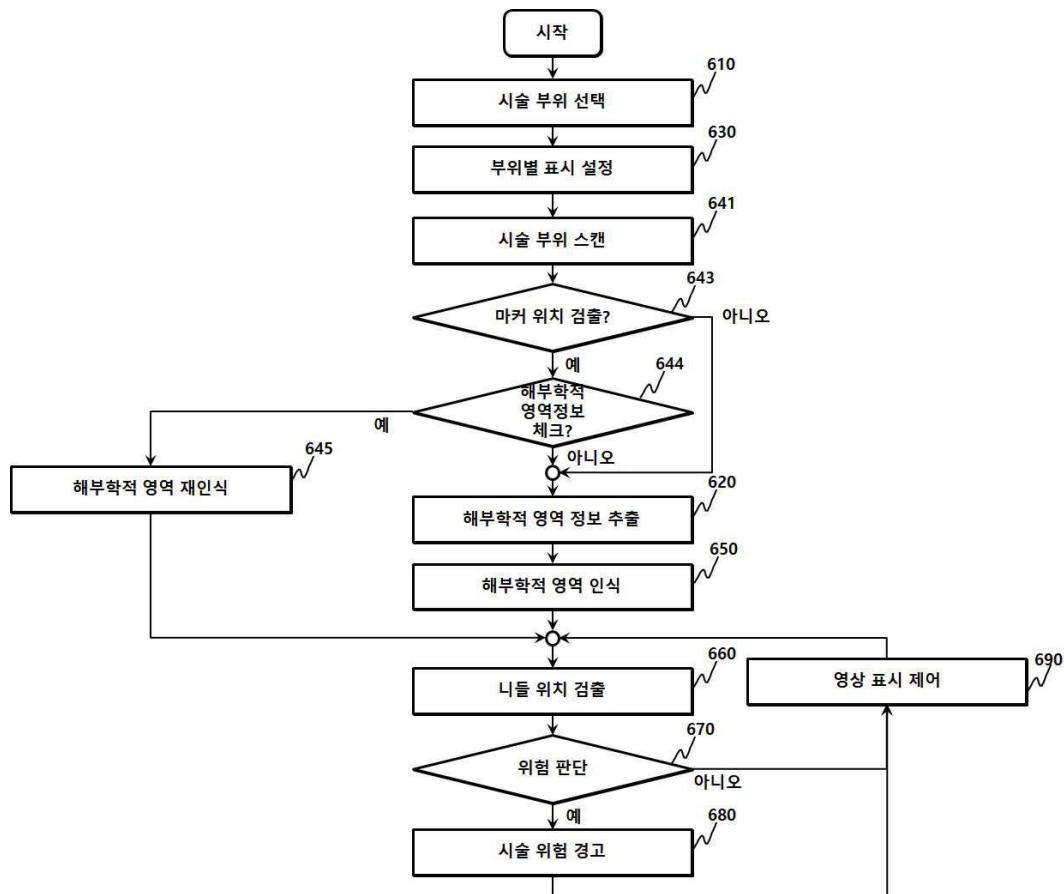
도면4



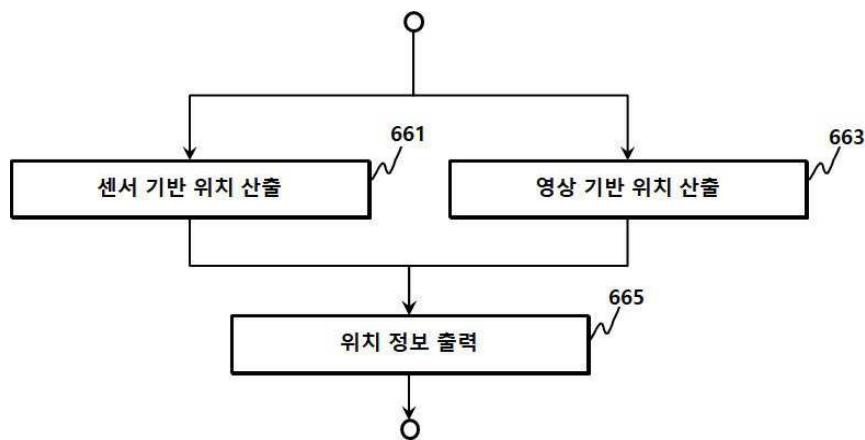
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	具有使用标记器的针头程序引导功能的超声波成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020200069846A</a>	公开(公告)日	2020-06-17
申请号	KR1020180157373	申请日	2018-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	韩国韩医学研究院		
申请(专利权)人(译)	东方医学研究院韩国		
[标]发明人	이상훈 전영주 전민호 김대혁 김소영		
发明人	이상훈 전영주 전민호 김대혁 김소영		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/54		

### 摘要(译)

公开了一种超声成像装置的图像显示控制技术。预先准备并存储针对每个针治疗部位的解剖区域信息。一种或多种标记物固定在患者要治疗的治疗部位附近。针的位置由定位系统跟踪。当选择了针头手术部位时，提取与所提取的特定解剖部位信息中的所选择的手术部位相对应的特定解剖部位信息，并且借助该特定解剖部位信息来识别超声图像，以识别实际图像中的解剖部位。决定。确定的特定解剖区域信息与标记位置信息一起存储。如果针头位置靠近解剖区域，则发出警告。当恢复患者的相应治疗部位的程序时，当识别出标记时，超声成像系统提取并利用患者的相应治疗部位的特定解剖区域信息。使用检测到的标记的位置信息，该特定的解剖区域信息可以容易地与实际图像匹配。

