



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0021701
(43) 공개일자 2008년03월07일

- | | |
|---|--|
| <p>(51) Int. Cl.
A61B 8/13 (2006.01) A61B 8/00 (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2007-7030413</p> <p>(22) 출원일자 2007년12월26일
심사청구일자 없음
번역문제출일자 2007년12월26일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/IB2006/051937
국제출원일자 2006년06월15일</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2007/000680
국제공개일자 2007년01월04일</p> <p>(30) 우선권주장
60/695,044 2005년06월29일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인
코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.
네델란드왕국, 아인드호펜, 그로네보르스베그 1</p> <p>(72) 발명자
솔로몬 로드니 제이.
미국, 뉴욕 10510-8001, 브라이어클리프 매너,
345 스카버러로드, 피.오. 박스 3001</p> <p>바이런 재클린
미국, 뉴욕 10510-8001, 브라이어클리프 매너,
345 스카버러로드, 피.오. 박스 3001</p> <p>놀스 히더
미국, 뉴욕 10510-8001, 브라이어클리프 매너,
345 스카버러로드, 피.오. 박스 3001</p> <p>(74) 대리인
문경진</p> |
|---|--|

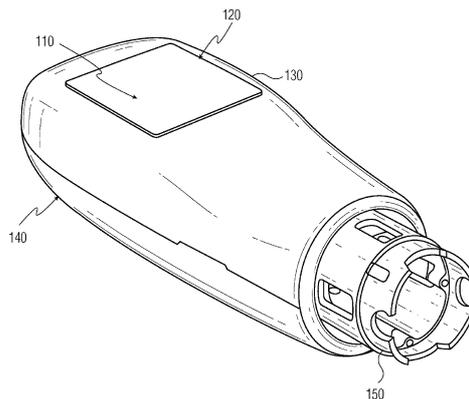
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 초음파 트랜스듀서에서의 최적화된 온도 측정

(57) 요약

의료용 초음파 트랜스듀서(130)와, 상기 트랜스듀서를 포함하는 의료용 초음파 이미징 시스템(110, 130, 310, 320, 330, 340, 350)으로서, 환자를 이미징하기 위해서 환자를 환자 접촉 표면에 접촉시키기 위한 음향 윈도우(120)와 환자 접촉 표면에서 환자 접촉 온도를 정하기 위해 음향 윈도우에 위치한 적어도 하나의 온도 센서(110, 110A, 110B)를 포함한다. 본 의료용 초음파 이미징 시스템은 이에 더해 결정된 환자 접촉 온도에 따라 상기 초음파 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 컨트롤하기 위한 컨트롤러를 포함한다. 또한 의료용 초음파 이미징 시스템을 사용하는 환자 이미징을 위한 방법을 제공하는데, 이는 환자를 이미징하기 위해서 음향 윈도우의 환자 접촉 표면을 환자에게 접촉하는 단계; 상기 초음파 트랜스듀서의 환자 접촉 온도를 환자 접촉 표면에서 적어도 하나의 온도 센서로부터 결정하는 단계; 그리고 결정된 환자 접촉 온도에 따라 초음파 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 컨트롤하는 단계를 포함한다.

대표도



특허청구의 범위

청구항 1

의료용 초음파 트랜스듀서로서

환자를 이미징하기 위한 환자 접촉 표면에 환자를 접촉시키기 위한 음향 윈도우(120)와;

환자 접촉 표면에서 환자 접촉 온도를 정하기 위한 음향 윈도우에 위치한 적어도 하나의 온도 센서(110, 110A, 110B)를 포함하는, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 2

제 1항에 있어서, 적어도 하나의 센서는 음 온도 계수 씨미스터; 열전쌍, 저항 온도 디텍터, 그리고 열-크롬 액정을 사용한 광섬유 센서로 구성된 그룹으로부터 선택되는, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 3

제 1항에 있어서, 음향 윈도우가 적어도 하나의 층(210, 220, 230, 250)을 포함하는, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 4

제 3항에 있어서, 적어도 하나의 층이 열가소성 엘라스토머; 주조 플라스틱, 그리고 경화 플라스틱으로 구성된 그룹으로부터 선택된 층인, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 5

제 4항에 있어서, 열가소성 엘라스토머가 스티렌-에틸렌-부틸렌-스티렌(SEBS) 또는 폴리-에테르-블록-아미드(PEBAX)인, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 6

제 4항에 있어서, 성형가능 플라스틱이 실온 가황(RTV) 실리콘, 우레탄, 및 에폭시로 구성된 그룹으로부터 선택되는, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 7

제 3항에 있어서, 적어도 하나의 층이 폴리에틸렌, 폴리에스테르, 또는 폴리이미드(polyimide)로 구성된 그룹으로부터 선택된 불침투성 폴리머인, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 8

제 3항에 있어서, 센서가 적어도 하나의 층(250)에 임베드되어있는, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 9

제 3항에 있어서, 적어도 하나의 층이 내부 층(230)과 코어 층(220)을 포함하며, 센서(110)는 내부 층과 코어 층 사이에 놓이는, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 10

제 1항에 있어서, 적어도 하나의 센서가, 음향 윈도우의 중앙 근처; 음향 윈도우의 중앙 근처로부터 오프셋을 가진 곳; 음향 윈도우의 에지 근처; 그리고 음향 윈도우의 핫스팟 근처로 구성된 그룹으로부터 선택된 한 위치에 위치하는, 의료용 초음파 트랜스듀서.

청구항 11

의료용 초음파 이미징 시스템으로서:

(i)환자를 이미징하기 위해서 환자를 환자 접촉 표면에 접촉시키기 위한 음향 윈도우(120)와;(ii) 환자 접촉 표

면에서 환자 접촉 온도를 정하기 위해 음향 윈도우에 위치한 적어도 하나의 온도 센서(110, 110A, 110B)를 포함하는, 초음파 트랜스듀서(130)와;

결정된 환자 접촉 온도에 따라 상기 초음파 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 컨트롤하기 위한 컨트롤러(310)를 포함하는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 12

제 11항에 있어서,

환자의 이미징을 디스플레이하기 위한 프리젠테이션 수단(350)과

소노그래퍼로부터 컨트롤러로의 입력을 수신하기 위한 사용자 인터페이스(340)를 더 포함하는 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 13

제 11항에 있어서,

(i) 적어도 하나의 센서로부터 환자 접촉 온도를 모니터링하고(410), 그리고 (ii) 모니터링된 환자 접촉 온도에 근거하여 더 낮은 파워 이미징 모드와 더 높은 파워 이미징 모드사이를 전환(430, 450)하기 위한 환자 안전 피드백 수단(110, 310, 320, 330)을 더 포함하는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 14

제 12항에 있어서,

(i) 적어도 하나의 센서로부터 환자 접촉 온도를 모니터링 하기위한(410), (ii) 모니터링된 환자 접촉 온도를 소노그래퍼에게 디스플레이해 주기 위한, (iii) 소노그래퍼로부터 사용자 인터페이스를 경유하여 입력을 수신하기 위한(540), 그리고 (iv) 소노그래퍼로부터 수신된 입력에 근거하여 더 낮은 파워 이미징 모드와 더 높은 파워 이미징 모드사이를 전환하기 위한(450) 환자 안전 피드백 수단(110, 310, 320, 330, 340, 350)을 포함하는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 15

제 11항에 있어서, 초음파 트랜스듀서(130)의 적어도 하나의 센서(110, 110A, 110B)가, 음 온도 계수 써미스터; 열전쌍; 저항 온도 디텍터; 그리고 열-크롬 액정을 사용한 광섬유 센서로 구성된 그룹으로부터 선택되는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 16

제 11항에 있어서, 초음파 트랜스듀서의 음향 윈도우가 적어도 하나의 층(210, 220, 230, 250)을 포함하는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 17

제 16항에 있어서, 적어도 하나의 층이 열가소성 엘라스토머; 주조 플라스틱, 그리고 경화 플라스틱으로 구성된 그룹으로부터 선택된 한 층인, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 18

제 17항에 있어서, 열가소성 엘라스토머가 스티렌-에틸렌-부틸렌-스티렌(SEBS) 또는 폴리-에테르-블록-아미드(PEBAX)인, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 19

제 17항에 있어서, 주조가능 플라스틱이 실온 가황(RTV) 실리콘, 우레탄, 및 에폭시로 구성된 그룹으로부터 선택되는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 20

제 16항에 있어서, 적어도 하나의 층이 폴리에틸렌, 폴리에스테르, 및 폴리이미드(polyimide)로 구성된 그룹

로부터 선택된 불침투성 폴리머인, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 21

제 16항에 있어서, 적어도 하나의 센서가 적어도 하나의 층(250)에 임베드되어 있는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 22

제 16항에 있어서, 적어도 하나의 층이 내부 층(230)과 코어 층(220)을 포함하며, 적어도 하나의 센서(110, 110A, 110B)는 내부 층과 코어 층 사이에 놓이는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 23

제 11항에 있어서, 상기 초음파 트랜스듀서의 적어도 하나의 센서가 음향 윈도우의 중앙 근처; 음향 윈도우의 중앙 근처로부터 오프셋을 가진 곳; 음향 윈도우의 에지 근처; 그리고 음향 윈도우의 핫스팟 근처로 구성된 그룹으로부터 선택된 한 위치에 위치하는, 의료용 초음파 이미징 시스템.

청구항 24

환자 접촉 표면을 가진 음향 윈도우와 음향 윈도우에 위치한 적어도 하나의 온도 센서를 포함하는 초음파 트랜스듀서를 포함하는, 의료용 초음파 이미징 시스템을 사용하는 환자 이미징을 위한 방법에 있어서,

- (a) 환자를 이미징하기 위해서 음향 윈도우의 환자 접촉 표면을 환자에게 접촉시키는 단계;
- (b) 환자 접촉 표면에서의 상기 초음파 트랜스듀서의 환자 접촉 온도를 적어도 하나의 온도 센서로부터 결정하는 단계; 그리고
- (c) 결정된 환자 접촉 온도에 따라 초음파 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 컨트롤하는 단계를 포함하는, 의료용 초음파 이미징 시스템을 사용하는 환자 이미징을 위한 방법.

청구항 25

제 24항에 있어서,

소노그래퍼에게 결정된 환자 접촉 온도를 디스플레이하는 단계;

디스플레이된 환자 접촉 온도에 근거하여 소노그래퍼로부터 입력을 수신하는 단계; 그리고

소노그래퍼로부터 수신된 입력에 따라서 초음파 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 제어하는 단계를 더 포함하는, 의료용 초음파 이미징 시스템을 사용하는 환자 이미징을 위한 방법.

명세서

기술분야

<1> 본 발명은 일반적으로는 초음파 의료용 트랜스듀서와 관련한다. 보다 구체적으로, 본 발명은 최적화된 온도 측정을 가지는 초음파 의료용 트랜스듀서, 초음파 시스템, 그리고 이에 대한 초음파 환자 안전 피드백 방법들에 관련한다.

배경기술

<2> 초음파 의료용 트랜스듀서("트랜스듀서")는 환자의 내부 장기를 관찰하는데 사용된다. 트랜스듀서의 초음파 영역은 근본적으로 하한값: 20kHz, 대략 인간이 들을 수 있는 최대 주파수로 기술된다. 트랜스듀서는 환자 신체 내부 구조에 의해 에코(즉, 반사)되고, 굴절되거나, 흡수되는 초음파 펄스를 방출한다. 반사된 에코는 트랜스듀서에 의해 수신되고, 수신된 시그널은 비디오 디바이스에 디스플레이되는 이미지로 전환된다. 이러한 전환이 가능한 이유는 내부 장기로부터의 반사가 인접 구조 사이의 '음향 임피던스'에 따라 상이한 세기를 가지기 때문이다. 한 조직의 음향 임피던스는 조직의 밀도에 관련한다; 두 인접 조직들 사이의 음향 임피던스의 차이가 클수록, 이들의 경계는 더욱 반사가 많게 된다.

<3> 초음파 빔의 주파수는 이미지 해상도와 트랜스듀서의 투과능력 둘 모두에 영향을 미친다. 보다 높은 주파수의

초음파가 더 긴 근접 필드(즉 트랜스듀서로부터의 거리가 증가함에 따라 빔의 직경이 감소하는 사운드 빔의 경로에서의 지역)를 가지며, 먼 필드(즉, 트랜스듀서로부터의 거리가 증가함에 따라 빔의 직경이 증가하는 사운드 빔의 경로에서의 지역)에서 보다 적은 발산을 가지게 된다. 따라서 보다 높은 주파수의 초음파가 작은 구조들의 보다 높은 해상도를 허용하게 해준다. 그러나, 고-주파수 초음파는, 환자 신체 내 부드러운 조직에 의해서 그 에너지가 흡수되고 산란되기 때문에 보다 적은 투과능력을 가지게 된다. 한편, 보다 낮은 주파수의 초음파는 보다 깊은 투과 깊이를 가지게 되나 받아들여진 이미지들은 훨씬 해상도가 떨어진다. 음파를 이용한 인간 내부 장기 이미징을 위한 종래의 주파수 영역은 통상적으로 약 3MHz에서 약 5MHz에 달한다.

- <4> 두 종류의 해상도가 일반적으로 적용된다: 외측 해상도와 축 상 해상도. 외측 해상도는 물체를 나란히 해상하는 것이며, 위에서 논의된 것 같이, 주파수에 의해 비례적으로 영향을 받는다. (주파수가 높을수록, 외측 해상도가 더 높아진다.) 보다 높은 주파수의 트랜스듀서는 영아나 어린이들에 대해서 사용되며, 이는 심층 투과의 필요성이 덜하고 보다 작은 구조들도 보다 좋은 외측 해상도로 보여질 수 있기 때문이다. 보다 낮은 주파수는, 내부 구조들이 더 크고 심층 투과에 대한 필요가 보다 큰 성인에 대해서 사용된다. 물론, 사용되기에 적합한 주파수를 정할 때, 보여질 구조, 조직, 또는 장기(그리고 이미징의 정확한 목적)가 대상자의 나이보다 더 문체가 된다. 예를 들면, 성인의 가슴 진료 이미징은 약 7MHz 또는 그보다 높은 주파수를 요구할 수 있다. 축 상 해상도는 하나 위에 다른 하나가 놓여있는 물체를 해상하기 위한 능력이다. 축 상 해상도는 심층 투과와 관련해 있기 때문에, 축 상 해상도는 트랜스듀서의 주파수에 (환자의 크기에 따라) 반비례한다. 몸집이 큰 환자에게, 보다 높은 주파수 빔은 트랜스듀서에 가장 근접한 물체에 의해 급속히 흡수되며, 따라서, 심층 투과성과 축 상 해상도를 감소시킨다.
- <5> 초음파 시스템은 (위에서 논의된 이유들 때문에) 최대 주파수와 최대 음향 세기에서 작동하는 것이 바람직하다. 음향 세기를 최대화하는 것은 심층 투과를 증가시키고 시그널대 노이즈 비율(SNR)을 최대화 함으로써 이미징 퍼포먼스를 증가시킨다. 그러나, 보다 높은 주파수와 보다 큰 음향 세기는 트랜스듀서가 가열되게 하며, 환자와 상호 작용하는 트랜스듀서의 표면 온도에 대한 규정 한계 치(그리고 시행 한계 치)가 있다. 구체적으로 말해서, 트랜스듀서의 환자 접촉 표면에 대한 상한 온도 한계치는 일반적으로 주변 온도위로 약 섭씨 41도 또는 약 16도로 고려되어진다.
- <6> 트랜스듀서 표면의 열은 트랜스듀서의 압전 요소안에서 일어나는 전기 음향 에너지 변환공정과 인접 트랜스듀서 물질(그리고 환자)을 통과하여 및/또는 그 안으로 지나가는 음향 에너지에 의해서 생성된다. 상이한 방법들과 시스템들이 과열 문제를 다루기 위해서 개발되어 왔으며 이들은 능동적인 것과 수동적인 것 두 가지 타입으로 나뉘어 진다. 수동적인 솔루션은 냉각 메커니즘, 즉, 소실되는 열을 가능한 한 넓은 외부 트랜스듀서 표면으로 확산시키는 메커니즘을 사용한다. 일반적으로, 트랜스듀서 어레이에 의해서 발생된 열은 고체 열 컨덕터에 의해서 흡수되며, 이후 이렇게 포획된 열은 열 대류현상에 의해서 트랜스듀서의 외부 케이스로 이동되며, 여기서 주변 환경으로 발산된다. 이상적으로, 외부 열-대류 표면 영역은 트랜스듀서의 전체 외부 표면 영역으로 구성된다.
- <7> 수동적 열 발산 시스템의 일례는 미 특허 번호 5,213,103('103 특허)이며, 참조로 전체 문서가 이 명세서에 포함되어 있다. 트랜스듀서 내부에 있는 열 싱크(sink)장치는 트랜스듀서 내부에서 트랜스듀서(10)의 헤드(12)위의 면(14) (즉, 환자 접촉 표면)안의 압전 요소 뒤에 위치한다. 열 싱크는 트랜스듀서 전체 길이에 걸쳐 연장되며, 열을 면(14)으로부터, 헤드(12)를 거쳐, 핸들(16)과 파워 케이블(18)의 측면으로 전도한다. 열 전도 에폭시가 열 싱크를 트랜스듀서 하우징에 접합하고 열을 열 싱크로부터 트랜스듀서 하우징으로 전도하기 위해서 사용된다.
- <8> 수동 열 발산 시스템의 또 다른 예는 미 특허 번호 5,555,887('887 특허)이며, 참조로 전체 문서가 이 명세서에 포함되어 있다. '887 특허는 트랜스듀서 어레이 앞에 있는 음향 렌즈 물질 안에 알루미늄 포일을 내재함으로써 내시경 초음파 트랜스듀서로의 열 발산을 적용한다. 열은 알루미늄 포일에 의해서 탐침의 환자 접촉 표면으로부터 먼 곳에 위치한 열 싱크로 전도된다. 미 특허 번호 5,721,463('463특허)는 참조로 전체 문서가 이 명세서에 포함되어 있으며, 탐침의 면으로부터 열을 방출하기 위해 한 다발의 동축 케이블을 사용하는 수동 열 발산 시스템을 기술하고 있다.
- <9> 이들 수동 열 싱크는 효과적이거나 또한 트랜스듀서의 전체 열 발산 저항에 부가된다. 근본적인 제한점은, 대부분의 트랜스듀서의 경우, 단지 몇 와트의 트랜스듀서 드라이빙 파워가, 비록 열이 균일하게 외부 케이스 표면에 펼쳐진다 하더라도, 환자나 소노그래퍼의 입장에서 받아들일 수 없을 만큼 높은 평균 트랜스듀서 표면 온도를 발생시킨다는 데 있다. 이런 경우에 그리고 특히 작은 표면적을 갖는 작은 트랜스듀서의 경우 초과되는 온도 때

문에 허용되는 음향 세기 한계에서 작동할 수 없게 될 수도 있다는 것을 알 수 있다.

- <10> 반면에 능동 솔루션은 순환 냉매 시스템과 같은 능동 냉각 수단을 사용한다. 한 실시예는, 미 특허 번호 5,560,362('362 특허)로서, 참조로 전문이 본 명세서에 포함되어 있으며, 펌핑이나 압력 수단이 능동적으로 트랜스듀서 어레이 근처에 있는 케이블안에서 가스나 액체 냉매를 순환시키는 열 발산 시스템을 기술하고 있다. 이 시스템은 단일 패스, 다중 패스, 또는 페루프 순환 시스템이 될 수 있으며, 냉매는 열 교환기, 열 파이프, 열전기 냉각기, 증발/응축 시스템, 및/또는 페이즈 변화 물질을 통해 지나갈 수 있다.
- <11> 몇 개의 상이한 초음파 트랜스듀서 냉각 시스템이 존재하는데, 이들은 트랜스듀서 내부 또는 바로 옆에 위치한 온도 센서로부터 피드백을 사용하여 트랜스듀서의 온도를 모니터링하고 컨트롤한다. 만일 환자 접촉 표면 온도가 안전 스트레스홀드 온도 또는 그 근처가 되도록 정해지면, 트랜스듀서로의 파워가 열량을 줄이기 위해 제한되며, 따라서 초음파 이미지 품질에 부정적인 영향을 끼치게 된다. 환자 접촉 표면 온도를 가능한 한 정확하게 측정해서 트랜스듀서가 최상의 가능한 이미지 품질을 만들어 내는데 사용 가능한 최대한의 파워에서 작동할 수 있게 하는 것이 바람직하다.
- <12> 피드백 컨트롤을 사용하는 초음파 트랜스듀서 냉각 시스템은 미 특허 번호 6,210,356('356특허)에 보여져있으며, 참조로 전체 문서가 이 명세서에 포함되어 있다. '365특허는 초음파 에너지(그리고 아마도 약제)를 환자 신체 안의 한 사이트에 치료용으로 제공하는 카테터(catheter)에 관련한다. 따라서, '356특허에서는 어떤 이미징이나 센싱이 초음파 트랜스듀서에 의해서 수행되지 않는다. 온도 센서들은 카테터의 외부 표면의 온도 측정치를 제공하기 위해서 초음파 트랜스듀서 옆에 있는 카테터의 표면 코팅부에 위치한다. 이 측정치는 초음파 트랜스듀서의 파워 회로를 위한 피드백 컨트롤 시그널로 사용된다. 사용자가 미리 정해진 온도를 세팅한 후에, 파워 회로는 측정된 온도가 미리 정해진 온도보다 높은가 낮은가에 대한 동일한 비율로 파워를 감소시키거나 증가시킨다. '356특허에 기술된 시스템은 또한 한 온도 센서의 온도가 안전 스트레스홀드를 초과할 때를 감지하는 안전 컨트롤 로직을 포함한다. 초과 시, 파워 회로는 초음파 트랜스듀서에 파워를 공급하는 것을 중지한다. 그러나 이러한 피드백 컨트롤 시스템은 초음파 이미징/측정 애플리케이션에 적합할 수 없다.
- <13> 초음파 치료 세션중 갑작스럽게 파워가 꺼지는 것이 데미지를 입히지는 않는다 하더라도, 이미징/측정 세션 중 갑작스럽게 파워를 끄는 것은 잠재적으로 위험할 수 있다. (예를 들면, 수술 중 갑작스런 정전이 위험하다.) 위험하지 않은 경우에도, 이미징이 꺼지는 것은 이미지 데이터의 진단과 분석을 더욱 어렵게 만든다.
- <14> 전술한 종래 기술 시스템은 온도 센서를 환자 접촉 표면으로부터 좀 떨어진 트랜스듀서의 안이나 옆에 위치시켜 왔다. 이런 경우, 온도 센서의 온도가 환자 접촉 표면의 온도와 동일하지 않을 것이다. 환자 접촉 표면 온도를 예측하기 위한 알고리즘이 개발되어 왔다. 이 알고리즘은 한 집합의 환경 조건에 대해 정확하다. 만일 조건이 알고리즘이 개발하는데 사용된 것과 다를 경우, 시스템은 환자 접촉 표면 온도의 온도를 정확하게 예측하지 못할 것이다.
- <15> 초음파 의료용 트랜스듀서의 다양한 개선에도 불구하고, 환자 안전의 위협요소를 줄이는 동시에 최상의 가능한 이미지 품질을 제공할 수 있도록 환자 접촉 표면 온도를 더욱 정확하게 감지해내기 위한 최적화된 온도 측정을 갖는 초음파 의료용 트랜스듀서, 시스템, 그리고 방법을 제공하는 것이 종래 기술에 요구되어진다.

발명의 상세한 설명

- <16> 본 발명은 최적화된 온도 측정방법을 가진 초음파 의료용 트랜스듀서, 초음파 이미징 시스템, 그리고 이에 따른 초음파 환자 안전 피드백 방법에 관련한다.
- <17> 본 발명의 실시예에 따라, 환자를 이미징하기 위한 환자 접촉 표면에 환자를 접촉시키기 위한 음향 윈도우, 그리고 환자 접촉 표면에서 환자 접촉 온도를 측정하기 위한 음향 윈도우 안에 위치한 적어도 하나의 온도 센서를 포함하는 의료용 초음파 트랜스듀서를 제공한다.
- <18> 본 발명의 또 하나의 실시모드에 따라, 의료용 초음파 이미징 시스템을 제공하며 이 시스템은:(i) 환자를 이미징하기 위한 환자 접촉 표면에 환자를 접촉시키기 위한 음향 윈도우, 그리고 (ii) 환자 접촉 표면에서 환자 접촉 온도를 결정하기 위한 음향 윈도우 안에 위치한 적어도 하나의 온도 센서를 포함하는 초음파 트랜스듀서; 그리고 결정된 환자 접촉 온도에 따라 초음파 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 컨트롤하는 컨트롤러를 포함한다.
- <19> 본 발명의 또 하나의 실시모드에 따라, 또한 의료용 초음파 이미징 시스템을 사용하는 환자 이미징 방법을 제공하는데, 이미징 시스템은 환자 접촉 표면을 가진 음향 윈도우와, 음향 윈도우에 위치한 적어도 하나의 온도 센서를 포함하는 초음파 트랜스듀서를 포함하며, 방법은 환자를 이미징하기 위해서 음향 윈도우의 환자 접촉 표면

을 환자에게 접촉하는 단계와; 환자 접촉 표면에서의 상기 초음파 트랜스듀서의 환자 접촉 온도를 적어도 하나의 온도 센서로부터 정하는 단계; 그리고 결정된 환자 접촉 온도에 따라 초음파 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 컨트롤하는 단계를 포함한다.

<20> 본 발명의 특성과 이점은 이 기술에 숙련된 이들에게 다음의 자세한 설명과 첨부된 도면에 의해서 명백하게 될 것이다.

실시예

<28> 본 발명은 최적화된 온도 측정장치를 갖는 초음파 의료용 트랜스듀서, 초음파 이미징 시스템, 그리고 초음파 환자 안전 피드백 방법에 관한 것이다. 본 구현 세부사항이 다른 실시예마다 다르다 할 지라도, 본 발명은 어느 특정 타입의 초음파 트랜스듀서나 또는 어떤 특정한 이미징 모드에 한정되지 않는다. 도 1-2f에 따라 초음파 의료용 트랜스듀서의 음향 윈도우내 온도 감지 요소(센서)의 위치는 도 4-7의 상이한 환자 안전 피드백 방법들에 따라 트랜스듀서의 온도를 정확하게 컨트롤하기 위한 환자 접촉 표면에서의 온도의 정확한 측정을 제공한다. 도 3에 도시된 초음파 의료용 이미징 시스템의 기능 모듈 각각은 명시된 기능 또는 기능의 조합을 추상화한 것으로 이해 되어야 하며, 각각은 특정 실행 모드를 구현하기 위해서 필요한 경우 조합되거나 보다 더 분리될 수 있다. 이들 기능들은 소프트웨어, 하드웨어, 또는 이들의 조합으로 구현될 수 있다. 초음파 이미징 시스템은 선택적으로 종래 기술로 알려진 수동 또는 능동 열 발산 방법 및 시스템을 포함한다.

<29> 도 1은 아래 도3과 연결되어 도시되고 기술된 초음파 이미징 시스템의 예시적인 초음파 의료용 트랜스듀서(130)를 도시한다. 초음파 의료용 트랜스듀서(130)는 (이하 트랜스듀서) 온도를 측정하는 적어도 하나의 온도 감지 요소(110)(이하 센서)와, 환자를 이미징하기 위한 환자 접촉 표면을 제공하는 음향 윈도우(120)를 포함한다. 회로(140)는 센서(110)으로부터 입력된 온도를 도 3-7의 참조로 아래 더 자세하게 기술된 트랜스듀서의 전반적 오퍼레이션을 컨트롤하는 컨트롤러(혹은 프로세서)로 전달한다. 인터랙티브(150)는 아래 도 3과 연결되어 도시되고 기술된 초음파 이미징 시스템에 트랜스듀서를 상호 연결시키기 위한 케이블(도시되지 않음)에 트랜스듀서를 고정시킨다. 도 2a-2f에 참조로 아래 보다 자세하게 기술 될 것과 같이, 센서(110){또는 도 2d-2f에 참조로 기술된 것으로서 다수의 센서들 110A, 110B})는 환자 접촉 표면에서의 온도의 정확한 측정치를 제공하고 환자 안전에 위협요소를 감소시키기 위해 음향 윈도우(120)에 위치한다. 음향 윈도우(120)는 음향 에너지를 음향 윈도우(120)를 통해 전달하는데 적합한 성질을 제공하는 임의의 다수의 구성 또는 물질이 될 수 있다. 음향 윈도우(120)의 구성은 도 2a-2f에 참조로 아래 기술된 것 같이, 1층, 2층 또는 3층 구조를 포함할 수 있다. 온도 감지 요소는 음향 윈도우(120)의 환자 접촉 표면에서 입력된 정확한 온도 측정치를 제공하는 어떤 센서도 될 수 있으나, 음향 이미징 품질에 부정적이거나 유해한 영향을 끼칠 수 있는 음향 윈도우(120)를 통한 초음파 에너지 전송과의 가능한 간섭 또는 장애를 감소시키기 위해 충분히 작아야만 한다. 센서(110) 또는 센서들(도 2d-2f의 110A, 110B)의 허용 사이즈는 음향 윈도우(120)를 통해 전송되는 음향 에너지의 파장과 관련된다. 보다 자세하게 말하면, 센서는 센서로부터의 에너지의 반사와 산란을 최소화하고 음향 이미징과의 간섭을 줄이기 위해서 파장의 작은 부분이 되는 것이 바람직하다.

<30> 나아가 도 1에 관련하여, 음향 윈도우(120)안의 센서(110)의 위치는 특정 초음파 이미징 시스템의 요구사항에 기반 하여 결정된다. 보다 자세하게, 센서(110)가 특정 애플리케이션에 대해서 가장 적합한 몇 개의 위치가 있다. 모든 위치의 공통된 목적은, 음향 에너지의 음향 윈도우(120)를 통한 전달에 대한 간섭을 줄이고 음향 윈도우(120)안의 핫스팟의 온도를 측정하는데 있다. 전형적으로 트랜스듀서(130)의 핫스팟은 음향 에너지를 음향 윈도우(120)를 통해서 전달하는 지역의 중심에 있다. 센서(110)를 음향 윈도우(120)의 에지에 위치시키는 것은, 음향 이미징 품질과의 센서 간섭을 최소화하는 것을 보장해 준다. 대안적으로, 센서(110)를 음향 윈도우(120)의 중심부에 위치시키는 것은 간섭의 최소 리스크를 제거하면서, 최상의 전반적인 온도 읽기를 제공해 줄 수 있다. 음향 이미징 품질에 대한 가능한 간섭 위험은 센서의 크기가 음향 윈도우(120)를 통해 전달되는 음향 에너지의 파장의 작은 부분길이 인 경우 감소된다. 이에 더해, 구형 음향 윈도우 구성에 있어, 센서(110)는 구형 음향 윈도우 구성 안의 트랜스듀서 어레이(도시되지 않음)로부터의 음향 에너지 치흔(toothbite) 간섭을 피하도록 위치 되어야 한다. 보다 나은 측정치를 제공해 줄 음향 윈도우(120)내의 다수의 중심에서 벗어난(off-center) 위치가 있을 수 있다. 예를 들면, 초음파 칩(도시되지 않음)이 핫스팟을 만들어 내는 음향 윈도우(120)내의 비 중심 위치가 있을 수 있다. 핫스팟의 측정은, 음향 윈도우의 가장 뜨거운 위치가 환자 안전을 향상시키기 위해 측정 되어야 한다는 점이 보증되어야 한다. 이에 더해, 센서(110)를 중앙으로부터 오프셋시키는 것은 초음파 이미징 트랜스듀서를 소위 '조종가능한(Steerable) CW 모드'로 사용 시 이점을 제공해 주는데, 이 모드에서 트랜스듀서(130)의 한 절반이 초음파 에너지를 전달하는데 사용되고, 다른 절반은 초음파 에너지를 받아들이는데

사용된다. 전송 측은 수신측보다 더 뜨거울 것이다. 그러므로 전송측 위에 센서(110)를 위치시키는 것은 트랜스듀서(130)의 가장 집중된 지역의 보다 정확한 측정을 제공해 줄 수 있다.

<31> 도 1과 관련하여 위에 언급된 바와 같이, 센서(110)는 음향 윈도우(120)를 통한 초음파 에너지의 전달에 가능한 간섭이나 방해로 감소시키는 어떤 센서일 수 있다. 센서(110)는 써미스터, 써모커플(thermocouple), 저항 온도 감지기(RTD), 열-크롬 액정을 사용한 광섬유 센서, 또는 {만일 다수의 센서가 도 1에 도시된 트랜스듀서(130)안에서 사용될 경우} 두 개 이상의 임의의 상기 센서들이 될 수 있다. 바람직하게, 센서(110)는 음 온도 계수(NTC) 써미스터(세라믹 세미컨덕터)이다. 비록 NTC 써미스터가 유리 비드, 디스크, 칩등의 형태일 지라도, NTC 써미스터는 직경 약 0.005인치의 비드인 것이 바람직하다. 증가하는 온도에 관한 전기적 저항의 써미스터의 상대적으로 커다란 변화는 온도 변화에 신속한 대응을 제공하며, 이는 특히 도 4-7에 참조로 아래 기술된 환자 안전 피드백 방법에 유리하다. 더 나아가, NTC 써미스터의 작은 크기는 초음파 에너지에의 장애를 줄여주어, 음향 이미징 품질의 향상을 가져온다.

<32> 도 2a는 도 1에 도시된 음향 윈도우(120)의 예시 구성을 도시하며, 이 구성은 1층 구조의 단일 센서를 포함한다. 이 구성에서, 센서(110)는 단층 음향 윈도우(250)안에 임베드되어 있다. 센서(110)는 상기 도 1과 관련하여 기술된 목적에 따라, 즉, 단층 음향 윈도우(250)를 통한 음향 에너지 전달에 대한 간섭을 감소시키며, 단층 음향 윈도우(250)안의 핫스팟의 온도를 측정하도록 위치되어진다는 것이 주지된다. 이 구성에서, 단층 음향 윈도우(250)는 RTV(실온 가황) 실리콘, 우레탄, 또는 에폭시와 같은 주조 가능한 플라스틱이다. 센서(110)는 조립 공정 중에 적합한 몰드를 사용하여, 몰드 캐비티내에 센서를 적절히 위치시키고 이 몰드 캐비티안으로 액체 윈도우 물질을 주입하거나 흘려넣어 주조가능한 플라스틱안에 임베드시킬 수 있다. 이 구성에 경화 플라스틱도 또한 이용될 수 있다. 센서(110)는 일반적으로 제조 공정동안 사출 몰딩으로 경화 플라스틱안으로 임베드될 수 있다. 유연한 회로(140)는 센서(110)를 전기 접촉부를 경유하여 컨트롤러(또는 프로세서)에 상호 연결하며, 도 3에 참조하여 본 명세서에서 기술될 것이다. 음향 에너지의 전송을 위한 적절한 음향 성질을 제공하며, 주위환경 요인에 대해 충분히 견고한, 폴리우레탄과 같은 다른 물질들도 단층 음향 윈도우(250)에 대해 사용될 수 있다는 점이 고려된다.

<33> 도 2b는 도 1에 도시된 음향 윈도우(120)의 또 다른 예시 구성을 도시하며, 음향 윈도우는 다층 구조에서 단일 센서를 포함한다. 이 구조에서, 음향 윈도우는 외부 층(210), 코어(220), 센서(110), 그리고 유연한 회로(140)를 포함한다. 외부 층(210)은 초음파 이미징 세션동안 환자와 접하기 위한 환자 접촉 표면을 제공한다. 외부 층(210)은 외부환경에 대해 견고한 물질로 만들어지며, 폴리에틸렌, 폴리에스테르, 또는 폴리이미드(polyimide)와 같은 불침투성 폴리머 물질을 사용하는 것이 바람직하다. 코어 층(220)은 음향적 성질, 즉, 음향 임피던스와 음속을 근거로 선택된 탄성 중합 물질(즉, 엘라스토머)이다. 일반적으로, 어떤 종류의 열 가소성 엘라스토머든 사용될 수 있다. 바람직하게 엘라스토머는 SEBS(스티렌-에틸렌-부틸렌-스티렌) 또는 PEBAX(폴리-에테르-블럭-아미드)이다. 센서(110)는 코어 층(220)과 외부 층(210)사이에 위치한다. 외부 층(210)은 코어 층(220)을 외부 환경으로부터 격리시키는 환경 배리어를 제공한다. 코어 층(220)은 역시 위 도 2a에 참조하여 기술된 것과 같은 성형가능 플라스틱 또는 경화 플라스틱일 수 있다는 것이 주지된다. 유연한 회로(140)는, 도 3에 참조하여 이 명세서에 기술된 바와 같이, 센서(110)를 전기적 접촉부를 경유하여 컨트롤러(또는 프로세서)에 상호 연결한다.

<34> 도 2c는 도 1에 도시된 음향 윈도우(120)의 또 다른 예시 구조를 도시하며, 이는 또 다른 다층 구조에서 단일 센서를 포함한다. 이 구조에서, 음향 윈도우는 외부 층(210), 코어(220), 센서(110), 유연한 회로(140), 그리고 내부 층(230)을 포함한다. 전과 같이, 외부 층(210)은 초음파 이미징 세션동안 환자와 접촉하기 위한 환자 접촉 표면을 제공한다. 외부 층(210)과 코어 층(220)은 상기 도 2b에 참조로 기술된 물질로 만들어진다. 내부 층(230)은 듀퐁 테이진(Teijin) 필름사의 마일러(Mylar)와 같은 폴리에스테르 물질로 만들어져 있다. 그러나, 이 구성에서, 센서(110)는 내부 층(230)과 코어 층(220)사이에 위치한다. 내부 층(230)과 외부 층(210)은 코어 층(220)을 외부 환경으로부터 뿐만 아니라 도 1에 도시된 트랜스듀서(130)의 내부장치들로부터도 격리시켜주는 환경 배리어를 제공한다. 코어 층(220)은 또한 위 도 2a에 참조하여 기술된 것과 같이, 주조 가능한 플라스틱 또는 경화 플라스틱일 수 있다. 유연한 회로(140)는 도 3에 참조하여 이 명세서안에 기술된 바와 같이 센서(110)를 전기 접촉부를 경유하여 컨트롤러(또는 프로세서)에 상호 연결한다.

<35> 도 2d는 도 1에 도시된 음향 윈도우(120)의 또 다른 예시 구조를 도시하며, 이는 단층 구조에 다수의 센서를 포함한다. 이 구조에서, 센서들(110A, 110B)이 단층 음향 윈도우(250)에 임베드되어 있다. 온도 센서(110A, 110B)는 위 도 1과 연결되어 기술된 목적에 따라, 즉, 단층 음향 윈도우(250)를 통한 음향 에너지 전달에 대한 간섭을 감소시키며, 단층 음향 윈도우(250)안의 핫스팟의 온도를 측정하도록 단층 음향 윈도우(250)에 위치되어 있다. 비록 도 2d에 두 개의 센서가 도시되어 있더라도, 특정 요구사항에 따라 임의의 수의 센서가 제공될 수

있다는 것이 구상된다. 음향 윈도우는 상기 도 2a에 참조하여 기술된 바와 같이 성형가능 플라스틱 또는 경화 플라스틱이다. 명확성과 간결성을 위해서, 유연한 회로(140)가 센서(110A)를 전기 접촉부(240)를 경유하여 이레 도 3에 도시된 것과 같이 컨트롤러(또는 프로세서)(310)에 상호 연결되는 것으로 도시된다 하더라도, 추가적인 유연한 회로가 센서(110B)와 다른 제공되는 추가 센서들에 대해서 제공될 수 있다는 것이 이해될 것이다. 위에서 언급된 바와 같이, 음향 에너지의 전달에 적합한 음향 성질을 제공하며 환경 요인들에 대해 충분히 견고한 다른 물질들도 특히 도 2a에 참조로 기술된 것과 같은 단층 음향 윈도우(250)에 대해서 사용되어 질 수 있다는 것이 구상된다. 다수의 센서(110A, 110B)로부터의 온도 측정은 평균치는 평균 온도를 제공하도록 평균화된다. 대안적으로, 다수의 센서들(110A, 110B) 가운데 한 센서의 가장 높은 온도가 온도 측정치로 사용될 수 있다. 마지막으로, 제 1센서가 온도 측정을 위해 사용될 수 있으며, 다수의 센서(110A, 110B)의 다른 센서는 센서 고장 시 온도 측정 센서 여분을 제공한다.

<36> 도 2e는 도 1에 도시된 음향 윈도우(120)의 또 다른 예시 구조를 도시하며, 이는 다층 구조에 다수의 센서를 포함한다. 이 구성에서, 음향 윈도우는 외부 층(210)과, 코어(220)와, 센서(110A, 110B), 그리고 유연한 회로(140)를 포함한다. 외부 층(210)은 초음파 이미징 세션동안 환자와의 접촉을 위한 환자 접촉 표면을 제공한다. 외부 층(210)과 코어 층(220)은 도 2b에 참조하여 기술된 것과 같은 물질들로 만들어진다. 센서(110A, 110B)는 외부 층(210)과 코어 층(220) 사이에 위치한다. 외부 층(210)은 코어 층(220)을 외부 환경으로부터 격리시키는 주위환경 배리어를 제공한다. 도 2d에 참조하여 위에 기술된 바와 같이 다수의 센서(110A, 110B)는 평균 온도를 제공하기 위해 평균화된다. 대안적으로, 다수의 센서(110A, 110B)중 한 센서에서 읽힌 최대 온도가 온도 측정치로 사용될 수 있다. 마지막으로, 제 1 센서가 온도 측정을 위해 사용되고, 다수의 센서(110A, 110B)의 다른 센서들은 센서 고장 시 온도 측정 센서 여분을 제공할 수 있다.

<37> 도 2f는 도 1에 도시된 음향 윈도우(120)의 또 다른 예시 구조를 도시하며, 또 하나의 다층 구조에 다수의 센서를 포함한다. 이 구조에서 음향 윈도우는 외부 층(210), 코어(220), 센서(110A, 110B), 유연한 회로(140), 그리고 내부 층(230)을 포함한다. 외부 층(210)은 초음파 이미징 세션동안 환자와의 접촉을 위한 환자 접촉 표면을 제공한다. 외부 층(210)과 코어 층(220)은 도 2b에 참조하여 기술된 것과 같은 물질들로 만들어진다. 내부 층(230)은 도 2c에 참조하여 기술된 물질로 만들어진다. 센서(110A, 110B)는 내부 층(230)과 코어 층(220) 사이에 위치한다. 내부 층(230)과 외부 층(210)은 코어 층(220)을 외부 환경으로부터 뿐만 아니라 도 1에 도시된 트랜스듀서(130)의 내부로부터 격리시키는 주위환경 배리어를 제공한다. 도 2d에 참조하여 위에 기술된바와 같이, 다수의 센서(110A, 110B)로부터의 온도 측정은 평균 온도를 제공하기 위해 평균화된다. 대안적으로, 다수의 센서(110A, 110B)중 한 센서에서 읽힌 최고 온도가 온도 측정치로 사용될 수 있다. 마지막으로, 제 1 센서가 온도 측정을 위해 사용되고, 다수의 센서(110, 110B)의 다른 센서는 센서 고장 시 온도 측정을 위한 센서 여분을 제공할 수 있다.

<38> 도 3은 도 1-2f에 참조로 기술된 초음파 의료용 트랜스듀서를 포함하는 초음파 의료용 이미징 시스템의 예시를 도시한다. 컨트롤러(310)에 의해서 제어되는 파워 서플라이(320)가 초음파 의료용 이미징 시스템의 다양한 컴포넌트들에 전력을 공급한다. 트랜스듀서(130) 역시 컨트롤러(310)에 의해서 제어된다. 예를 들어, 컨트롤러(310)는 트랜스듀서(130)로 보내진 전력 양을 제어하며, 이에 따라 트랜스듀서의 파워 이미징 모드를 제어한다. 컨트롤러는 이미징 시스템을 제어하는 다양한 프로그래밍 명령어를 저장하기 위한 메모리(330)를 포함한다. 도 4-7에 연결되어 아래 기술된 환자 안전 피드백 방법을 위한 명령어들은 메모리(330)에 저장된다. 더 나아가 컨트롤러는 도 4-7에 참조로 아래에 기술된 방법들을 수행하기 위하여 메모리(330)안의 명령어들을 수행시킨다. 메모리(330)는 이미징 시스템안의 어느 곳에든 위치할 수 있다는 점을 유의해야한다. 위에 언급된 바와 같이, 본 발명은 어떤 특정한 유형의 이미징 초음파 시스템에 한정되지 않을뿐더러 어느 특정한 이미징 또는 비-이미징 모드에 한정되지도 않는다. 사용자 인터페이스(340)는 사용자(즉, 소노그래퍼)가 초음파 시스템의 상태를 모니터링하거나 및/또는 상호 작용할 수 있게 해준다; 사용자 인터페이스는 키보드(그리고 마우스), 마이크로폰(그리고 음성 인식 소프트웨어), 핸드헬드 입력 장치, 또는 다른 어떤 형태의 입력 장치를 포함할 수 있다. 프리젠테이션 수단(350)은 시스템 파라미터를 프리젠틱하기 위함이며, 수행되고 있는 초음파 테스트의 결과를 보기 위해서 사용될 수도 안 될 수도 있다. 프리젠테이션 수단 350은 디스플레이 모니터, 스피커(음성 신씨사이저 또는 미리-녹음된 음성과 함께), 또는 시스템 파라미터들의 상태를 프리젠틱하거나 및/또는 소노그래퍼가 초음파 시스템과 상호 작용할 수 있게 해주는 어떤 다른 수단을 포함할 수 있다.

<39> 도 4는 도 3에 도시된 초음파 의료용 이미징 시스템안의 미리 정해진 온도로 이미징 모드를 리셋하는 환자 안전 피드백의 방법 플로우차트의 예시를 도시한다. 단계(410)에서, 컨트롤러(310)는 초음파 트랜스듀서(130)의 음향 윈도우(120)의 환자 접촉 표면에서의 현재 온도(T_{cur})의 센서로부터의 측정치를 모니터링한다. 단계(410)에서, 트

랜스듀서(130)가 최대 파워 이미징 모드(즉, 오리지널 이미징 모드)상태에 있는 것으로 가정한다. 도 2d-2f의 센서(110A, 110B)와 같은 둘 이상의 센서가 사용될 경우, 최고 온도 측정치는 현재 온도(T_{cur})로서 사용될 수 있으며, 측정치들이 현재 온도(T_{cur})를 얻기 위해 평균화 될 수 있다는 점을 유의해야 한다. 단계(420)에서, 현재 온도(T_{cur})가 스트레스홀드 온도(T_{th})를 초과 했는가가 결정된다. 스트레스홀드 온도(T_{th})는 이미징되는 환자에게 불편함이나 및/또는 데미지가 일어날 수 있는 임계 온도(T_{crit}) 보다 적거나 같은 어떤 온도일 수 있다. 만일 단계(420)에서 현재 온도(T_{cur})가 스트레스홀드 온도(T_{th})보다 작으면, 방법은 모니터링 단계(410)로 복귀한다. 만일 단계(420)에서 현재 온도(T_{cur})가 스트레스홀드 온도(T_{th})보다 크거나 같으면, 방법은 단계(430)에서 보다 낮은 파워 이미징 모드로 전환된다. 보다 낮은 파워가 보다 낮은 파워 이미징 모드에서 만들어 지기 때문에, 트랜스듀서(130)는 그렇게 뜨거워지지 않으며, 이전의 최고 파워 이미징 모드로 인해서 생긴 보다 높은 온도로부터 냉각될 수 있다. 단계(430)에서의 보다 낮은 파워 이미징 모드로의 전환은 단계(430)에서 온도를 감소시키기 위해서 하나 또는 그 이상의 시스템 파라미터를 (감소시키기보다는) 바꾸어서 달성될 수 있다. 변경될 하나 또는 그 이상의 시스템 파라미터는 미리 정해질 수 있는데, 즉, 이미징 시스템안에 배선 접속(hardwired)되거나 프로그램되어 질 수 있다. 대안적으로, 변경될 하나 또는 그 이상의 파라미터는 소노그래퍼가 입력할 수도 있으며, 소노그래퍼는 하나 또는 그 이상의 시스템 파라미터의 변화 량을 결정할 수 있다.

<40> 더 나아가 도 4에 참조로, 단계(440)에서 이미징 시스템이 오리지널 모드로 리셋 되어야 하는가가 결정된다. 리셋은 현재 온도(T_{cur})이 스트레스홀드 온도(T_{th})보다 아래에 있는 리셋 온도(T_{res})보다 작거나 같은가에 근거하여 결정된다. 만일 현재 온도(T_{cur})가 단계(440)에서 리셋 온도(T_{res})보다 작거나 같은 것으로 결정되면, 이미징 시스템은 단계(450)에서 오리지널 이미징 모드로 다시 전환된다. 오리지널 이미징 모드로의 리셋은, 단계(430)에서 변화 이전에 정해진 바와 같이, 이전의 단계(430)에서 변화된 하나 또는 그 이상의 시스템 파라미터를 오리지널 값으로 전환함으로써 달성 될 수 있다. 대안적으로, 단계(440)에서 리셋이 필요하지 않은 것으로 결정되면, 방법은 단계(440)의 조건이 만족되고 단계(450)에서 오리지널 모드로의 리셋이 수행되게 될 때까지 현재 온도(T_{cur})를 계속 모니터링한다. 따라서, 도 4의 방법이 단계(410)에서 모니터링과 함께 계속된다. 소노그래퍼가 수행하는 수동 리셋과 같은 다른 리셋 방법들도 가능하다. 트랜스듀서 온도를 감소시키기 위해서 변화될 수 있는 시스템 파라미터는 참조로 본 명세서에 전체로 포함된 미 특허 번호 6,709,392에 기술되어있다. 시스템은, 원하는 대로 또는 특정 주변 상황의 요구에 따라, 임의의 이들 리셋 방법들 또는 이들 리셋 방법들의 한 조합을 사용할 수 있다. 마지막으로, 어떤 주변 상황아래서, 이미징 시스템이 오리지널 이미징 모드로 리셋 되지 않을 수 있으며, 소노그래퍼가 이미징 세션을 완료하기 전까지 더 낮은 파워 이미징 모드로 남아 있는 다는 점이 유의되어야 한다.

<41> 도 5는 도 3에 도시된 초음파 의료용 이미징 시스템안의 사용자 입력을 통해 이미징 모드를 리셋하는 환자 안전 피드백 방법의 플로우차트의 예시를 도시한다. 도 4의 것과 동일한 도 5의 단계들은 동일한 기능을 수행하고; 이들 도 5의 단계들은 본 명세서안에 전체로 포함되어 있기 때문에 기술되지 않을 것이다. 도 5에서, 단계(440)는, 소노그래퍼가 더 낮은 파워 이미징 모드로부터 다시 오리지널 파워 이미징 모드로의 전환을 표시했는가의 여부를 결정하기 위해 방법이 사용자 입력을 위한 이미징 시스템을 모니터링하는 단계(540)로 바뀌어져 있다. 만일 소노그래퍼가 단계(540)에서 전환을 표시했다고 결정되면, 방법은 단계(450)에서 초음파 이미징 시스템을 오리지널 이미징 모드로 전환한다. 소노그래퍼는 따라서 단계(450)에서 최대 파워 이미징 모드(오리지널 이미징 모드)로 전환 할 수 있는 능력을 가지게 된다. 도 5의 방법은 단계(410)에서 모니터링과 함께 계속된다. 명료성과 간결성을 위해 도시되지 않았으나, 소노그래퍼는 마찬가지로 단계(450)에서 오리지널 이미징 모드로부터 단계(430)에서 더 낮은 파워 이미징 모드로 전환할 수 있는 능력을 가지게 된다. 이런 식으로, 소노그래퍼는, 오리지널 파워 이미징 모드가 필요치 않을 때마다 또는 소노그래퍼가 온도가 너무 뜨거워 진다고 확신할 때, 더 낮은 파워 이미징 모드로 전환함으로써 스트레스홀드 온도(T_{th})에 도달하는 것을 피할 수 있다.

<42> 도 6은, 이미징 모드를 펀더멘탈 이미징 모드로 리셋하거나 이미징 모드가 도 3에 도시된 초음파 의료용 이미징 시스템안의 펀더멘탈 이미징 모드로 이미 세팅 되어있는 경우 초음파 의료용 트랜스듀서의 방출 전압을 감소시키는 환자 안전 피드백 방법의 플로우차트를 도시한다. 보다 자세하게, 파워 이미징 모드는 스트레스홀드 온도(T_{th})에 도달하게 되면 바로 펀더멘탈 이미징 모드로 디폴트화 된다. 시스템이 이미 펀더멘탈 이미징 모드에 있게 되면, 시스템은 초음파 트랜스듀서(130)의 온도를 줄이기 위해서 방출 전압을 감소시킨다. 단계(410)에서 이미징 시스템은 오리지널 파워 이미징 모드 상태에 있다는 점을 유의해야 한다. 온도(T_{cur})가 단계(410)에서 모니

터되며, 단계(420)에서 현재 온도(T_{cur})가 쓰레스홀드 온도(T_{th})보다 크거나 같으가가 정해진다. 현재 온도(T_{cur})가 단계(420)에서 쓰레스홀드 온도(T_{th})보다 작으면, 방법은 단계(410)로 되돌아옴으로써 모니터링을 계속하게 된다. 만일 현재 온도(T_{cur})가 단계(420)에서 쓰레스홀드 온도(T_{th})보다 크거나 같을 경우, 방법은 단계(625)로 계속된다.

<43> 더 나아가 도 6에 참조하여, 단계(625)에서 이미징 시스템이 현재 펀더멘탈 이미징 모드 상태에 있는지의 여부가 결정된다. 만일 이미징 시스템이 단계(625)에서 펀더멘탈 이미징 모드 상태에 있지 않게 되면, 시스템은 단계(630)에서 펀더멘탈 이미징 모드로 전환된다. 이후, 이미징 시스템이 단계(635)에서 오리지널 파워 이미징 모드로 리셋 되어야만 하는가의 여부가 결정된다. 이런 맥락에서, 리셋 단계(635)는 이미징 시스템을 오리지널 파워 이미징 모드로 리셋하는 임의의 방식을 포함한다. 따라서, 단계(635)는 도 4에 참조하여 기술된 자동 결정 단계(440), 도 5에 참조로 기술된 사용자-제어 결정 단계(540), 또는 어떤 다른 종류의 리세팅이 될 수 있다. 이미징 시스템이 단계(635)에서 리셋될 것으로 결정될 경우, 방법은 이미징 시스템이 다시 오리지널 이미징 모드로 전환되는 단계(640)로 계속되며, 방법은 모니터링 단계(410)로 돌아온다.

<44> 더 나아가 도 6에 참조로 시스템이 단계(625)에서 펀더멘탈 이미징 모드 상태로 있게되면, 방법은 단계(645)에서 이미징 시스템의 방출 전압을 감소시킨다. 단계(650)에서, 이미징 시스템이 오리지널 파워 이미징 모드로 리셋 되어야만 하는지의 여부가 결정되는데, 이는 리셋 단계(635)에 참조로 기술된 것과 비슷한 방식이다. 이미징 시스템이 단계(650)에서 리셋되어야 할 것으로 결정이 되면, 방법은 이미징 시스템이 오리지널 이미징 모드로 다시 전환되는 단계(655)로 계속되며, 방법은 단계(410)에서의 모니터링으로 돌아온다. 단계(645)에서 이미징 시스템의 방출 전압의 감소는 초음파 트랜스듀서 온도를 감소시키기 위해서 이미징 시스템의 다른 파라미터를 변화시키는 단계로 바뀌질 수 있다는 것이 유의된다. 이러한 시스템 파라미터는 의무(duty) 사이클(시스템은 방출되는 압전 요소들이 각 방출-수용 사이클동안 활성화 되어있는 시간 양을 감소시킨다.), 주파수(시스템은 초음파의 주파수를 감소시킨다.), 프레임율(시스템은 프레임율, 즉, 초당 스윕 수를 감소시킨다.), 펄스 반복 주파수("PRF", 시스템은 초당 형성되는 빔의 수를 감소시킨다.), 애퍼처(시스템은 애퍼처의 크기를 감소시킨다.), 이미징 심도(시스템은 스캐닝 심도를 감소시킨다.), 및/또는 섹터 폭(시스템은 스캔되는 지역의 폭을 감소시킨다.)을 포함하지만, 이에 제한되지는 않는다.

<45> 도 7은 사용자 입력을 통하여 이미징 모드를 세팅하거나 리세팅하는 환자 안전 피드백 방법의 플로우차트의 예시를 도시한다. 컨트롤러(310)는 초음파 트랜스듀서(130)의 음향 윈도우(120)의 환자 접촉 표면에서의 현재 온도(T_{cur})의 센서(110)로부터의 측정치를 모니터링한다. 단계(410)에서, 트랜스듀서(130)가 최고 파워 이미징 모드(즉, 오리지널 이미징 모드) 상태에 있다고 가정한다. 만일 도 2d-2f의 센서(110A, 110B)와 같은 둘 이상의 센서가 사용될 경우, 최고 온도 측정치가 현재 온도(T_{cur})로서 사용될 수 있으며, 또는 측정치가 현재 온도(T_{cur})를 얻기 위해서 평균값화 된다는 것이 유의된다. 이러한 모니터링된 온도는 프리젠테이션 수단(350)에 디스플레이된다. 소노그래퍼는 온도를 모니터링하거나 또는 관찰할 수 있으며, 파워 이미징 모드를 변화시키기 위해서 행동할 수도 있다. 환자 접촉 표면의 현재 온도(T_{cur})에 더하여, 상기 기술된 다른 이미징 시스템 파라미터도 또한 프리젠테이션 수단(350)에 디스플레이될 수 있다. 온도와 정보의 다른 시스템 파라미터는 또한 여러 가지 방식으로 디스플레이 될 수 있다: 즉 게이지 아이콘, 디지털 판독 정보(readout), 히스토그램, 또는 다른 가시적 수량 표시 방법등과 같은 식으로 디스플레이 될 수 있다. 다른 시스템 파라미터들은 전압, 현재 파워 이미징 모드, 프레임률, 섹터 폭, 그리고 다른 것들을 포함 할 수 있다. 이에 더해, 트랜스듀서가 임계 온도(T_{crit})에 도달하기 전까지 남아있는 시간 또한 디스플레이 되어서, 소노그래퍼가 파워 이미징 모드를 바꿀 수 있는 정확한 시간을 정확하게 정할 수 있도록 해 줄 수 있다.

<46> 더 나아가 도 7에 참조하여, 방법은 단계(420)로 계속되며, 이 단계에서 현재 온도(T_{cur})가 쓰레스홀드 온도(T_{th})보다 크거나 같은 지의 여부를 정하게 된다. 만일 현재 온도(T_{cur})가 쓰레스홀드 온도(T_{th})보다 크거나 같게 되면, 알람이 울리거나 유출되어 트랜스듀서가 임계 온도(T_{crit})에 도달하기 전에 소노그래퍼가 파워 이미징 모드를 전환해야 한다는 것을 표시하게 된다. 알람은 오디오나, 비주얼 또는 오디오-비주얼한 경고 같은 것으로서 소노그래퍼의 주의를 손쉽게 끌 수 있는 임의의 형태를 가질 수 있다. 예를 들어, 알람은 오디오 음을 발생시키거나 및/또는 프리젠테이션 수단(350)상에 발광하는 아이콘으로 나타날 수 있다. 단계(735)에서 알람이 유출된 후, 소노그래퍼가 단계(735)에서 모드 전환을 시작했는가의 여부가 결정된다. 만일 소노그래퍼가 단계(735)에서 모드 전환을 시작하지 않았다면, 방법은 알람이 재 유출되는 단계(725)로 되돌아가게 된다. 만일 소노그래퍼가

단계(735)에서 모드 전환을 시작했다면 이미징 모드는 단계(750)로 전환되며, 도 7의 방법은 단계(410)의 모니터링으로 돌아가게 된다.

<47> 이에 더해 도 7에 참조하여, 만일 현재 온도(T_{cur})가 단계(420)에서 스트레스홀드 온도(T_{th})보다 더 낮은 경우, 소노그래퍼가 단계(740)에서 이미징 모드의 전환을 시작했는가의 여부가 결정된다. 만일 소노그래퍼가 단계(740)에서 이미징 모드의 전환을 시작하지 않았을 경우, 방법은 방법이 현재 온도(T_{cur})를 모니터링하는 단계(410)로 돌아간다. 만일 소노그래퍼가 단계(740)에서 이미징 모드의 전환을 시작한 경우, 이미징 모드는 단계(750)로 돌아가며, 도 7의 방법은 단계(410)에서의 모니터링으로 돌아간다.

<48> 상이한 이미징 모드로부터 만들어진 이미지들이 사용자에게 대한 디스플레이를 위해서 조합되는 방식은 다양한 형태를 취할 수 있다는 점이 유의되어야 한다. 디스플레이 포맷의 예는 교대 프레임, 교대 스캔 라인, 또는 복합 이미지를 포함한다. 교대 프레임 포맷에서, 디스플레이는 하모닉 이미징에 의거한 이미지들과 펀더멘탈 이미징에 근거한 이미지들 사이에서 프레임을 교대시킨다. 이러한 혼합된 포맷은 깜빡이는 화상을 만들어내나, 이미지의 전반적인 효과가 다른 조명에 의해서 (단순하게 밝고 어두운 조명의 교대가 아니라) 조명될 때와 같기 때문에 심하게 거슬리지는 않는다. 이러한 혼합된 포맷은 하모닉 이미지의 밝기정도를 펀더멘탈 이미지의 밝기정도로 자동적으로 조정함으로써 도움을 받을 수 있다. 교대 스캔 라인 포맷에서, 스캔된 면의 하나씩 건너 뛴 라인이 하모닉 이미지로 스캔된다. 합쳐진 이미지 결과는, 스캔 라인들을 부드럽게 하기 위해서 그리고 채우기 위해서 사용되는 규칙적인 디스플레이 평균화로 디스플레이 된다. 이러한 규칙적인 디스플레이의 평균화는 이미지의 외양을 부드럽게 해 준다. 복합 이미지 포맷에서, 복합 이미지는 한정된 폭의 중앙 하모닉 이미지를 디스플레이 하고 저 파워, 펀더멘탈 모드 이미지로 색터의 에지들을 채움으로써 만들어 진다.

<49> 본 발명은 결코 위에 기술된 실시예에 한정되지 않으며, 보다 복잡한 방법이 고려되어진다. 한 예로서, 3D 이미징이 명시적으로 논의되지는 않았지만, 이미징 시스템은 용이하게 3D 이미징에 적용될 수 있다. 다른 예로, 위의 어떤 방법들은 초음파 트랜스듀서가 임계 온도(T_{crit})(환자에게 불편함이나 데미지가 일어날 수 있는)에 도달하게 되면 바로 꺼지게 되는 여분의 단계를 추가함으로써 수정 될 수 있다. 또 다른 예로, 초음파 트랜스듀서 온도가 임계 온도(T_{crit})에 더욱 근접하게 됨에 따라 다양한 레벨의 스트레스홀드 경고가 발생하게 할 수 있다.

<50> 음향 윈도우에 위치한 온도 센서들이 측정하는 것으로서의 환자 접촉 표면에서의 온도가 초음파 이미징 시스템과 이 명세서에서 전술한 환자 안전 방법을 향상시킬 수 있다는 점이 이해되어야만 된다. 온도 측정은 음향 윈도우 온도의 추정치라기보다는 정확한 확정치 이므로, 환자 안전과 편의를 보다 엄격하게 제어할 수 있게 되고, 상기 기술된 환자 안전 방법들에 따라서 신속하게 조정될 수 있다.

<51> 바람직한 실시예에 적용된 것으로서의 근본적이고 새로운 본 발명의 특성들이 보여지고 기술되는 반면, 설명된 장치의 형태나 세부사항과 작용에 있어서 다양한 생략, 치환, 그리고 변화가 본 발명의 사상에서 벗어나지 않으며 당업자들에 의해 이루어 질 수 있다는 점이 이해되어야 할 것이다. 예를 들어, 이들 동일한 결과를 얻기 위해 근본적으로 동일한 방법으로 근본적으로 동일한 기능을 수행하는 요소들 및/또는 방법 단계들의 모든 조합은 본 발명의 범주 안에 있다는 것이 명백히 의도된다. 더 나아가, 본 발명의 어떠한 개시된 형태 또는 실시 모드와 연결되어 보여지거나 및/또는 기술된 구조 및/또는 요소 및/또는 방법 단계는 일반적 디자인 선택의 문제로서 어떠한 다른 개시된 또는 기술된 또는 제안된 형태나 실시 모드에 포함될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 따라서, 이는 이 명세서에 첨부된 청구의 범위에 의해서 표시된 것만으로 제한된다고 의도된다.

산업상 이용 가능성

<52> 초음파 의료용 트랜스듀서로서 최적화된 온도 측정, 초음파 시스템, 그리고 이에 대한 초음파 환자 안전 피드백 방법들을 가지는 초음파 의료용 트랜스듀서로 산업상 이용 가능하다.

도면의 간단한 설명

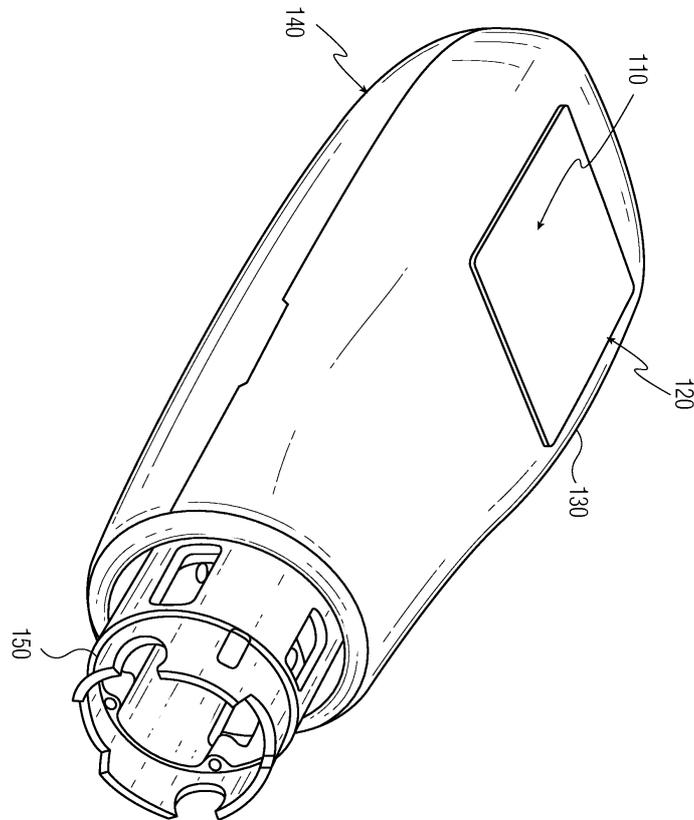
- <21> 도 1은 초음파 이미징 시스템의 예시적인 초음파 의료용 트랜스듀서를 도시한 도면.
- <22> 도 2a-2f는 도 1에 도시된, 적어도 하나의 층과 적어도 하나의 온도 센서를 포함하는 음향 윈도우의 예시 전개도.
- <23> 도 3은 도 1에 도시된 초음파 의료용 트랜스듀서를 포함하는 초음파 의료용 이미징 시스템의 예시 블록도.
- <24> 도 4는 도 3에 도시된 초음파 의료용 이미징 시스템안의 미리 정해진 온도에서 이미징 모드를 리셋하는 환자 안

전 피드백 방법의 예시 흐름도.

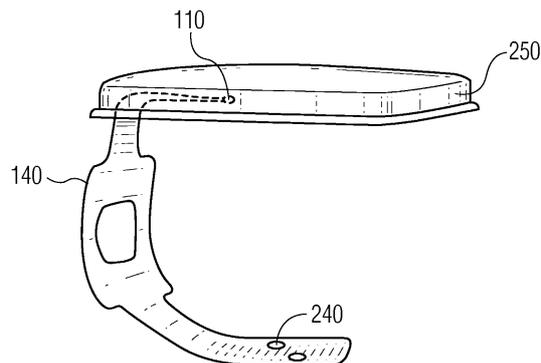
- <25> 도 5는 도 3에 도시된 초음파 의료용 이미징 시스템안의 사용자 입력을 통해서 이미징 모드를 리셋하는 환자 안전 피드백 방법의 예시 흐름도.
- <26> 도 6은 도 3에 도시된 초음파 의료용 이미징 시스템안에서 이미징 모드를 편더멘탈 이미징 모드로 리셋하거나, 만일 이미징 모드가 이미 편더멘탈 이미징 모드로 세팅되어있을 때 초음파 의료용 트랜스듀서의 송출 전압을 감소시키는 환자 안전 피드백 방법의 예시 흐름도.
- <27> 도 7은 사용자 입력을 통해서 이미징 모드를 시작하거나 리셋하는 환자 안전 피드백 방법의 예시 흐름도.

도면

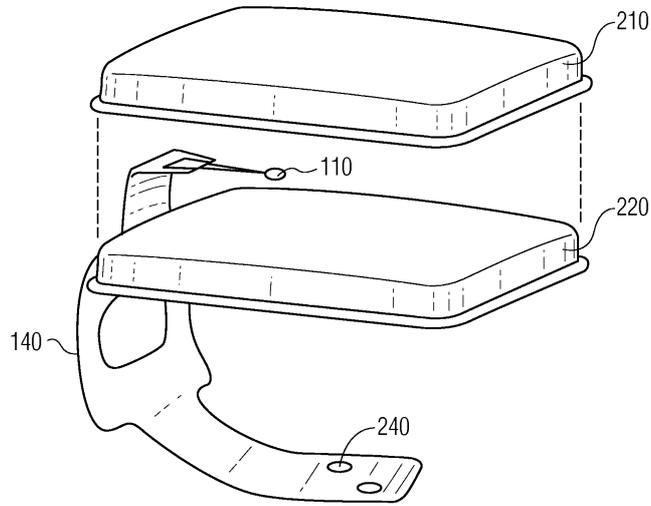
도면1



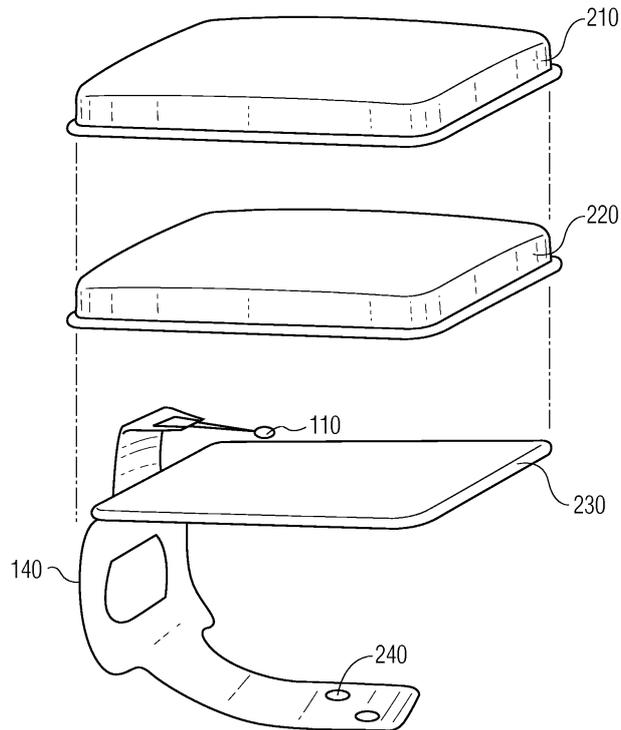
도면2a



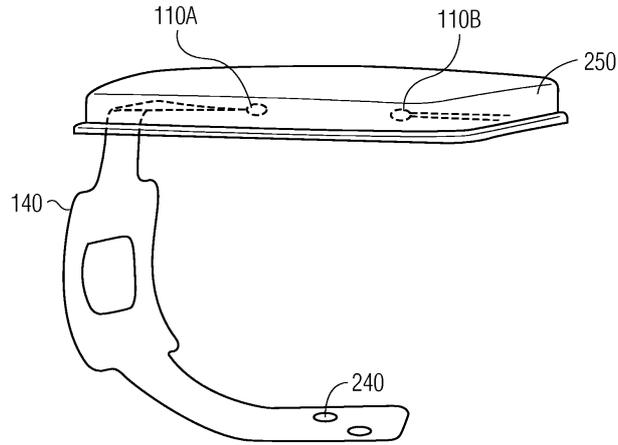
도면2b



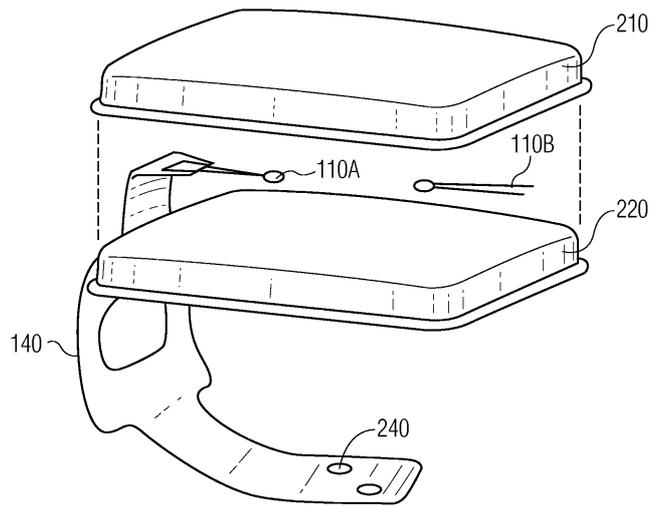
도면2c



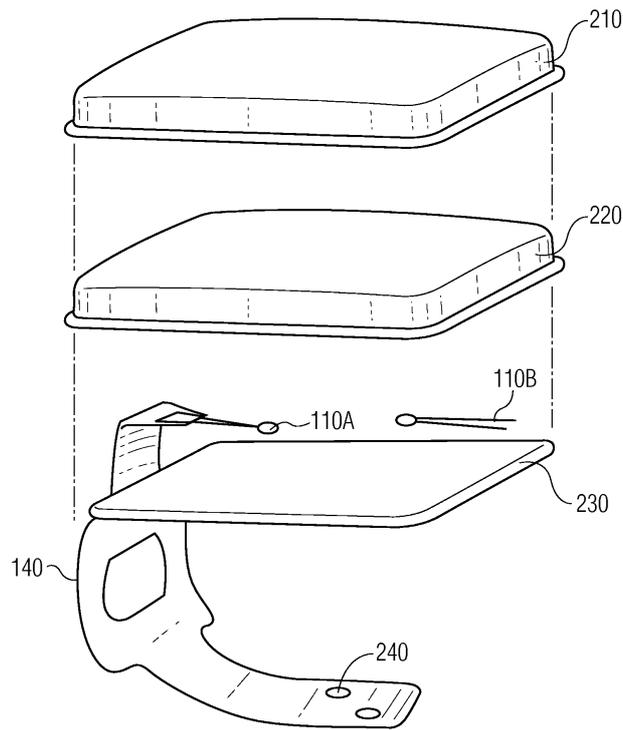
도면2d



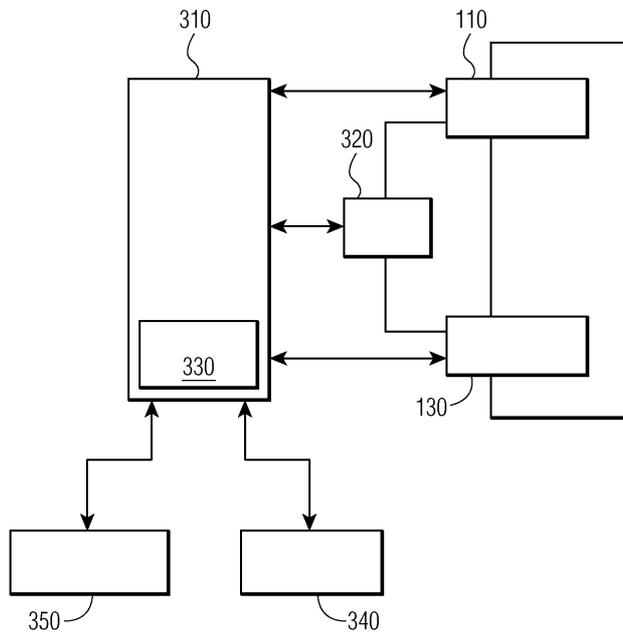
도면2e



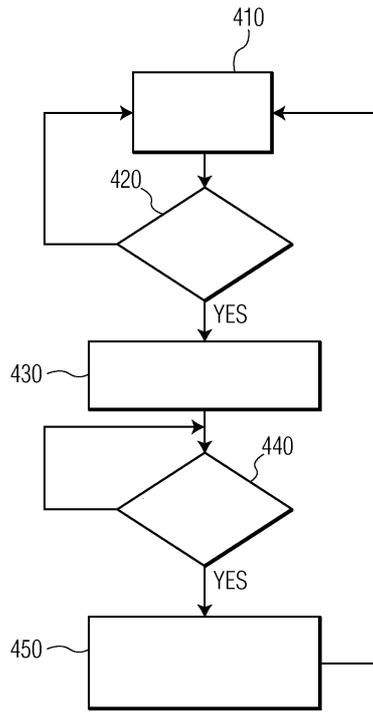
도면2f



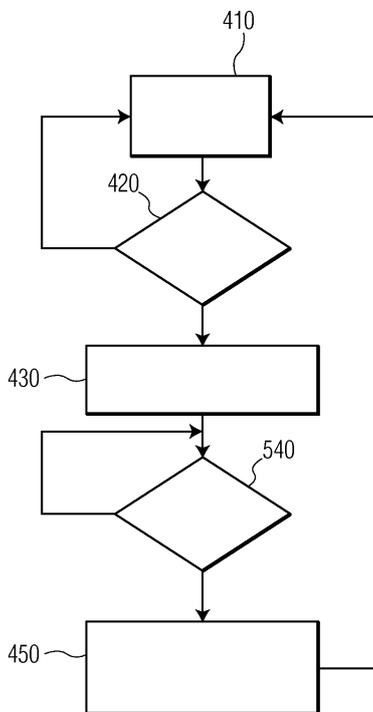
도면3



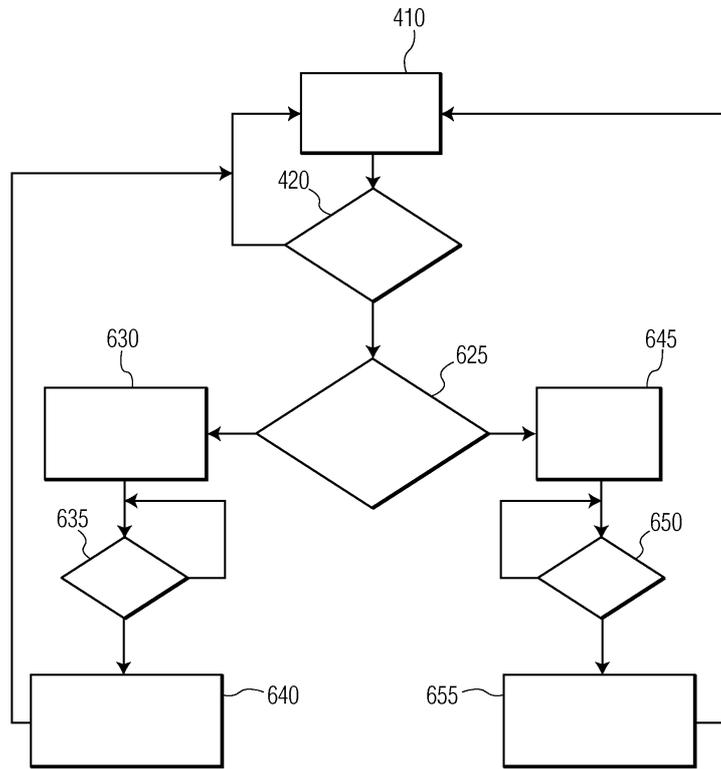
도면4



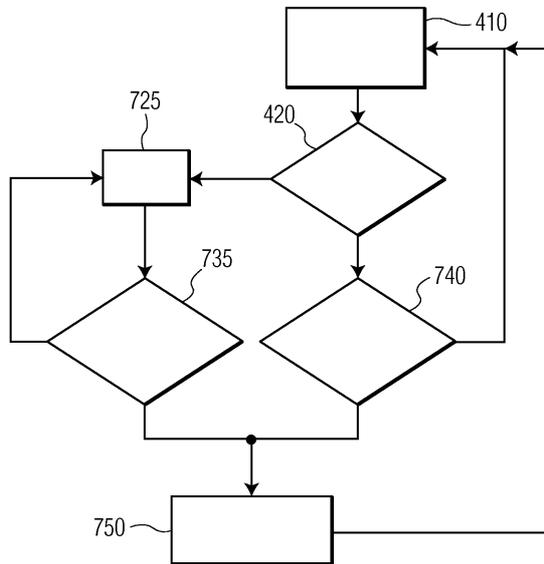
도면5



도면6



도면7



专利名称(译)	超声波换能器中的优化温度测量		
公开(公告)号	KR1020080021701A	公开(公告)日	2008-03-07
申请号	KR1020077030413	申请日	2006-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
当前申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
[标]发明人	SOLOMON RODNEY J 솔로몬로드니제이 BYRON JACQUELYN 바이런재클린 KNOWLES HEATHER 놀스히더		
发明人	솔로몬로드니제이. 바이런재클린 놀스히더		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/5205 G01N2291/02881 A61B8/546		
代理人(译)	MOON , KYOUNG金		
优先权	60/695044 2005-06-29 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

作为医疗超声成像系统 (110,130,310,320,330,340,350) , 包括医用超声换能器 (130) 和换能器, 以便确定声窗 (120) 中的患者接触温度和患者接触在用于使患者接触患者接触表面以便对患者成像的表面包括位于声学窗口中的至少一个温度传感器 (110,110A , 110B) 。该医学超声成像系统包括用于根据患者接触温度控制超声换能器的功率成像模式的控制器, 除此之外, 还确定该控制器。此外, 提供了使用医学超声成像系统进行患者成像的方法, 包括根据通过确定接触步骤的患者接触温度的步骤确定的患者接触温度来控制超声换能器的功率成像模式的步骤。对于患者而言, 声学窗口的患者接触表面成像: 来自至少一个温度传感器的患者接触表面中的超声换能器。

