



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0020421
(43) 공개일자 2013년02월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) A61B 5/01 (2006.01)
A61N 7/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-0083051
(22) 출원일자 2011년08월19일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)
(72) 발명자
조준기
경기도 용인시 기흥구 공세동
탑실마을대주피오레2단지아파트 211-305
최기완
경기도 안양시 동안구 관악대로106번길 72, 115동
1102호 (비산동, 롯데낙천대아파트)
공동권
경기도 용인시 기흥구 삼성2로 97, 기숙사 A동
216호 (농서동, 삼성종합기술원)
(74) 대리인
리엔목특허법인

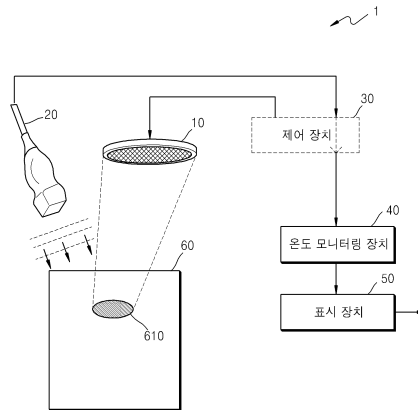
전체 청구항 수 : 총 25 항

(54) 발명의 명칭 초음파를 이용하여 치료부위의 온도를 모니터링하는 방법 및 장치, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템

(57) 요약

초음파를 이용한 온도 모니터링 방법 및 장치는 치료부위를 향하여 조사된 진단용 초음파의 에코 신호를 획득하고, 획득된 에코 신호로부터 후보 온도 영상들을 생성하고, 생성된 후보 온도 영상들을 병합함으로써 최종 온도 영상을 생성한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

치료부위를 향하여 조사된 진단용 초음파의 에코 신호를 획득하는 단계;

서로 다른 온도 검출 방식들을 이용하여, 상기 획득된 에코 신호로부터 상기 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성하는 단계;

상기 생성된 후보 온도 영상들에 상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도를 적용함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합(merge)하는 단계; 및

상기 병합된 결과에 기초하여 최종 온도 영상을 생성하는 단계를 포함하는 초음파를 이용한 온도 모니터링 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 온도 검출 방식들은

상기 에코 신호로부터 서로 다른 유형의 파형 변화들을 검출함으로써 온도를 검출하는 방식들인 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 서로 다른 유형의 파형 변화들은

상기 에코 신호의 속도(echo time) 변화, 크기(amplitude) 변화 및 형태(shape) 변화 중 적어도 둘 이상의 파형 변화들을 포함하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 온도 검출 방식들은 각각의 온도 범위들에서 상기 정확도가 서로 다른 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 병합하는 단계는

상기 후보 온도 영상들 각각에서 서로 대응되는 위치의 픽셀들이 나타내는 온도 정보들을 서로 병합하는 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 병합하는 단계는

상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 포함된 온도 정보에, 상기 정확도에 기초한 가중치를 반영함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합하는 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도에 기초하여 상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 포함된 온도 정보의 오차를 산출하는 단계를 더 포함하고,

상기 병합하는 단계는 상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 포함된 상기 온도 정보 및 상기 산출된 오차를 이

용하여 최종 온도 정보를 산출함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합하는 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 대하여, 상기 산출된 오차를 나타내는 후보 오차 영상들을 생성하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 병합하는 단계는 상기 생성된 후보 오차 영상들 각각에 포함된 오차 정보들을 더 병합하여 최종 오차 정보를 산출함으로써 상기 생성된 후보 오차 영상들을 더 병합하고,

상기 생성된 최종 오차 정보를 이용하여 최종 오차 영상을 생성하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 후보 오차 영상들 및 상기 최종 오차 영상은 상기 오차에 따라 서로 다른 컬러들로 표현된 영상들인 방법.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 후보 온도 영상들, 상기 후보 오차 영상들, 상기 최종 온도 영상 및 상기 최종 오차 영상 중 적어도 하나를 표시하는 단계를 더 포함하는 방법.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 표시하는 단계는

상기 후보 온도 영상들 및 상기 최종 온도 영상 중 적어도 하나에 포함된 상기 치료부위의 온도 정보만을 표시하거나,

상기 후보 오차 영상들 및 상기 최종 오차 영상 중 적어도 하나에 포함된 상기 치료부위의 오차 정보만을 표시하는 방법.

청구항 13

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

청구항 14

치료부위를 향하여 조사된 진단용 초음파의 에코 신호를 획득하는 획득부;

서로 다른 온도 검출 방식들을 이용하여, 상기 획득된 에코 신호로부터 상기 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성하는 후보 온도 영상 생성부;

상기 생성된 후보 온도 영상들에 상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도를 적용함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합(merge)하는 병합부; 및

상기 병합된 결과에 기초하여 최종 온도 영상을 생성하는 최종 온도 영상 생성부를 포함하는 초음파를 이용한 온도 모니터링 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 온도 검출 방식들은

상기 에코 신호로부터 서로 다른 유형의 파형 변화들을 검출함으로써 온도를 검출하는 방식들인 장치.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 서로 다른 유형의 파형 변화들은

상기 에코 신호의 속도(echo time) 변화, 크기(amplitude) 변화 및 형태(shape) 변화 중 적어도 둘 이상의 파형 변화들을 포함하는 장치.

청구항 17

제 14 항에 있어서,

상기 병합부는

상기 후보 온도 영상들 각각에서 서로 대응되는 위치의 픽셀들이 나타내는 온도 정보들을 서로 병합하는 장치.

청구항 18

제 14 항에 있어서,

상기 병합부는

상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 포함된 온도 정보에, 상기 정확도에 기초한 가중치를 반영함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합하는 장치.

청구항 19

제 14 항에 있어서,

상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도에 기초하여 상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 포함된 온도 정보의 오차를 산출하고, 상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 대하여 상기 산출된 오차를 나타내는 후보 오차 영상들을 생성하는 후보 오차 영상 생성부를 더 포함하고,

상기 병합부는 상기 생성된 후보 온도 영상들 각각에 포함된 상기 온도 정보 및 상기 산출된 오차를 이용하여 최종 온도 정보를 산출함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합하는 장치.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 병합부는 상기 생성된 후보 오차 영상들 각각에 포함된 오차 정보들을 더 병합하여 최종 오차 정보를 산출함으로써 상기 생성된 후보 오차 영상들을 더 병합하고,

상기 생성된 최종 오차 정보를 이용하여 최종 오차 영상을 생성하는 최종 오차 영상 생성부를 더 포함하는 장치.

청구항 21

제 20 항에 있어서,

상기 후보 온도 영상들, 상기 후보 오차 영상들, 상기 최종 온도 영상 및 상기 최종 오차 영상 중 적어도 하나가 표시되도록 제어하는 표시 제어부를 더 포함하는 장치.

청구항 22

치료부위를 향하여 치료용 초음파를 조사하는 치료용 초음파 장치;

상기 치료부위를 향하여 진단용 초음파를 조사하고, 상기 조사된 진단용 초음파의 에코 신호를 수신하는 진단용 초음파 장치;

상기 수신된 에코 신호를 획득하고, 서로 다른 온도 검출 방식들을 이용하여 상기 획득된 에코 신호로부터 상기 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성하고, 상기 생성된 후보 온도 영상들에 상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도를 적용함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합(merge)하고, 상기 병합된 결과에 기초하여 최종 온도 영상을 생성하는 온도 모니터링 장치; 및

상기 후보 온도 영상들 및 상기 최종 온도 영상 중 적어도 하나를 표시하는 표시 장치를 포함하는 초음파 치료 및 진단 시스템.

청구항 23

제 22 항에 있어서,

상기 온도 검출 방식들은

상기 에코 신호로부터 상기 에코 신호의 속도(echo time) 변화, 크기(amplitude) 변화 및 형태(shape) 변화 중 적어도 둘 이상의 파형 변화들을 검출함으로써 온도를 검출하는 방식들인 시스템.

청구항 24

제 22 항에 있어서,

상기 온도 모니터링 장치는

상기 후보 온도 영상들 각각에서 서로 대응되는 위치의 픽셀들이 나타내는 온도 정보들을 서로 병합하는 시스템.

청구항 25

제 22 항에 있어서,

상기 치료용 초음파 장치는 상기 생성된 최종 온도 영상에 포함된 상기 치료부위의 온도가 소정 온도에 도달할 때까지 상기 치료용 초음파를 조사하는 시스템.

명세서

기술분야

[0001] 초음파를 이용하여 치료부위의 온도를 모니터링하는 방법 및 장치와, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템에 관한다.

배경기술

[0002] 의학의 발달과 더불어 종양에 대한 국소 치료는 개복 수술과 같은 침습적 수술 방법으로부터 최소 침습적 수술(minimal-invasive surgery)까지 발전되어 왔다. 그리고, 현재에는 비침습적 수술(non-invasive surgery)도 개발되어 감마 나이프(gamma knife), 사이버 나이프(cyber knife), HIFU 나이프(HIFU knife) 등이 출현하게 되었다. 특히, 이 중에서 최근 상용화된 HIFU 나이프는 초음파를 이용함으로써 인체에 무해하고 환경친화적 치료법으로써 널리 사용되고 있다.

[0003] HIFU 나이프를 이용한 HIFU 치료는 고강도의 집속 초음파(high intensity focused ultrasound, HIFU)를 치료하고자 하는 종양 부위에 초점을 맞추어 조사하여 종양 조직의 국소적 파괴(focal destruction) 또는 괴사(necrosis)를 야기시켜 종양을 제거 및 치료하는 수술법이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 적어도 하나의 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 종양이 치료되는 동안 종양 및 주변의 온도를 실시간으로 모니터링할 수 있는 온도 모니터링 방법 및 장치를 제공하는데 있다. 또한, 상기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공하는데 있다. 나아가서, 초음파를 이용하여 종양을 치료 및 진단하는 시스템을 제공하는데 있다. 본 실시예가 해결하려는 기술적 과제는 상기된

바와 같은 기술적 과제들로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0005] 일 측면에 따르면, 초음파를 이용한 온도 모니터링 방법은 치료부위를 향하여 조사된 진단용 초음파의 에코 신호를 획득하는 단계; 서로 다른 온도 검출 방식들을 이용하여, 상기 획득된 에코 신호로부터 상기 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성하는 단계; 상기 생성된 후보 온도 영상들에 상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도를 적용함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합(merge)하는 단계; 및 상기 병합된 결과에 기초하여 최종 온도 영상을 생성하는 단계를 포함한다.
- [0006] 다른 일 측면에 따르면, 상기 온도 모니터링 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.
- [0007] 또 다른 일 측면에 따르면, 초음파를 이용한 온도 모니터링 장치는 치료부위를 향하여 조사된 진단용 초음파의 에코 신호를 획득하는 획득부; 서로 다른 온도 검출 방식들을 이용하여, 상기 획득된 에코 신호로부터 상기 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성하는 후보 온도 영상 생성부; 상기 생성된 후보 온도 영상들에 상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도를 적용함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합(merge)하는 병합부; 및 상기 병합된 결과에 기초하여 최종 온도 영상을 생성하는 최종 온도 영상 생성부를 포함한다.
- [0008] 또 다른 일 측면에 따르면, 초음파 치료 및 진단 시스템은 치료부위를 향하여 치료용 초음파를 조사하는 치료용 초음파 장치; 상기 치료부위를 향하여 진단용 초음파를 조사하고, 상기 조사된 진단용 초음파의 에코 신호를 수신하는 진단용 초음파 장치; 상기 수신된 에코 신호를 획득하고, 서로 다른 온도 검출 방식들을 이용하여 상기 획득된 에코 신호로부터 상기 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성하고, 상기 생성된 후보 온도 영상들에 상기 온도 검출 방식들 각각의 정확도를 적용함으로써 상기 생성된 후보 온도 영상들을 병합(merge)하고, 상기 병합된 결과에 기초하여 최종 온도 영상을 생성하는 온도 모니터링 장치; 및 상기 후보 온도 영상들 및 상기 최종 온도 영상 중 적어도 하나를 표시하는 표시 장치를 포함한다.

발명의 효과

- [0009] 상기된 바에 따르면, 서로 다른 온도 검출 방식들이 병합된 결과로 검출된 온도 정보를 제공함으로써, 단일의 온도 검출 방식을 이용할 때보다 정확한 온도 모니터링 결과를 제공할 수 있다. 특히, 초음파 치료가 진행되는 동안 높은 온도 범위에서도 치료부위에 대한 온도 모니터링을 정확하게 할 수 있으므로, 치료 시간의 단축 등 효율적으로 초음파 치료를 수행할 수 있다. 그리고, 치료부위 및 그 주변에 대한 온도 영상을 통하여 초음파 치료를 진행하는바, 치료부위 주변의 정상 조직이 치료용 초음파에 의해 상하는 것을 방지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0010] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템의 구성도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 모니터링 장치의 상세 구성도이다.
- 도 3a 및 도 3b는 온도 검출 방식들을 설명하는 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 온도 영상들을 도시한 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 온도 영상들과 최종 온도 영상에서의 초점 위치들을 비교한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 오차 영상 생성부가 후보 오차 영상들을 생성하는 과정을 도시한 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 오차 영상들을 도시한 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 최종 온도 영상 및 최종 오차 영상을 도시한 도면이다.
- 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 모니터링 결과를 종래의 온도 모니터링 결과와 비교한 그래프이다.
- 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파를 이용한 온도 모니터링 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0011] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하도록 하겠다.

- [0012] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템의 구성도이다. 도 1을 참고하면, 본 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 치료용 초음파 장치(10), 진단용 초음파 장치(20), 제어 장치(30), 온도 모니터링 장치(40) 및 표시 장치(50)로 구성된다.
- [0013] 도 1에 도시된 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)에는 본 실시예와 관련된 구성 요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 1에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성 요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0014] 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 환자의 종양(60)의 치료부위(610)에 대해 치료용 초음파를 조사하여 치료하고, 진단용 초음파로 그 치료부위(610)의 온도 등과 같은 치료 결과들을 모니터링하는 시스템이다. 즉, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 초음파 치료를 통해 종양을 괴사시키고 그 결과를 실시간으로 모니터링함으로써, 환자를 진단하는 의료용 시스템이다.
- [0015] 보다 상세하게 설명하면, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 환자의 체내에 종양(60)이 생긴 경우, 치료용 초음파 장치(10)를 통해 치료용 초음파를 종양(60)의 치료부위(610)에 조사하여 열상(lesion)을 만들고, 진단용 초음파 장치(20)를 통해 치료부위(610)의 초음파 영상들을 획득하여 치료가 완료되었는지 여부를 진단한다. 이와 같은 열상은 치료부위(610)의 조직이 국소적으로 파괴(focal destruction)되거나 괴사(necrosis)된 것이다.
- [0016] 나아가서, 본 실시예에 따른 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 진단용 초음파 장치(20)를 이용하여 치료부위(610)의 온도 변화도 함께 모니터링한다.
- [0017] HIFU(high intensity focused ultrasound)와 같은 치료용 초음파를 이용한 초음파 치료의 경우, HIFU가 종양의 일부 부위에 도달하면, 이 종양 부위는 HIFU로 인한 열에너지로 인하여 순간적으로 70℃ 이상으로 온도가 올라갈 수 있다. 이론상으로, 60℃ 정도의 온도에서 조직 파괴가 110msec 이내로 발생된다는 것이 알려져 있다. 이와 같은 고온에 의해 이 종양 부위의 조직과 혈관은 응고성 괴사(coagulative necrosis)를 일으키게 된다.
- [0018] 본 실시예에 따르면, 치료부위(610)의 온도 변화를 실시간으로 모니터링함으로써 치료를 계속해야 하는지 여부, 또는 치료가 완료되었는지 여부를 정확하게 파악할 수 있는바, 초음파 치료를 보다 효율적으로 수행할 수 있다.
- [0019] 도 1을 참고하면, 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)의 각각의 구성의 동작에 대해 설명하면, 이하와 같다.
- [0020] 치료용 초음파 장치(10)는 종양(60)의 치료부위(610)를 향하여 치료용 초음파를 조사하여 치료부위(610) 조직을 괴사시킴으로써, 환자를 치료한다. 즉, 치료용 초음파 장치(10)는 치료용 초음파를 발생시키고 환자의 국소 조직에 치료용 초음파를 조사한다.
- [0021] 본 실시예에 따른 치료용 초음파로는 고강도의 집속 초음파인 HIFU(high intensity focused ultrasound)가 이용될 수 있다. 즉, 본 실시예의 치료용 초음파 장치(10)는 치료용 초음파로 일반적으로 알려진 HIFU를 조사하는 장치에 해당된다. HIFU 장치에 대해서는 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 자세한 설명은 생략하도록 하겠다. 하지만, 본 실시예에 따른 치료용 초음파 장치(10)는 HIFU라는 용어에 국한되지 않고, HIFU와 유사하게 집속 초음파(focused ultrasound)를 조사하는 장치라면, 본 실시예에 따른 치료용 초음파 장치(10)의 범주에 포함될 수 있음을 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0022] 진단용 초음파 장치(20)는 진단용 프로브(probe)라고도 일컬으며, 치료부위(610)에 대하여 진단용 초음파를 조사하고, 조사된 진단용 초음파가 반사된 에코 신호를 수신한다. 여기서, 일반적으로 진단용 초음파 장치(20)는 치료 부위(610)에 대한 초음파 진단 영상을 생성하기 위하여, 치료 부위(610)에 진단용 초음파를 조사하고 반사된 에코 신호를 수신하는 것이다. 반사된 에코 신호를 이용하여 초음파 영상들을 생성하는 일반적인 과정은 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명하므로, 이에 대한 자세한 설명은 생략하도록 하겠다.
- [0023] 다만, 본 실시예에서 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)는 각각 독립적인 장치들인 것으로 설명하겠으나, 이에 한정되지 않고 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)는 하나의 장치 내의 별도의 모듈들로 구현되거나, 또는 하나의 장치로 구현될 수도 있다. 즉, 어느 하나의 형태로만 한정되지 않는다.
- [0024] 본 실시예에서는 특히, 진단용 초음파 장치(20)에서 수신된 에코 신호는 치료부위(610) 및 그 주변의 온도 변화를 모니터링하는데도 추가적으로 이용된다. 즉, 에코 신호는 일반적으로 알려진 초음파 진단 영상을 생성하는 것 외에도, 체내 치료부위(610)의 온도 변화를 모니터링하는데 이용될 수 있다.

- [0025] 종래에는 초음파를 이용하여 온도를 모니터링하기 위한 온도 검출 방식 중 하나로써, Change in Backscattered Energy (이하 'CBE'라 함) 방식이 알려진 바 있다. 간략하게 설명하면, CBE 방식은 초음파의 에코 신호에서 파형의 크기 변화를 검출함으로써 온도 변화를 측정하는 방식이다. CBE 방식은 초음파가 높은 온도의 조직 부위를 지나가면, 그 이후의 조직 부위에 대해서는 온도 오차가 급격히 커지는 현상인 테일 아티팩트(tail artifact) 현상이 발생된다. 따라서, CBE 방식은 오차가 많고, 공간 해상도가 낮아 세밀한 온도 분포를 검출할 수 없다는 문제가 있다.
- [0026] 또한, 종래에는 다른 온도 검출 방식으로써, Echo-shift (이하 'ES'라 함) 방식이 알려진 바 있다. 간략하게 설명하면, ES 방식은 진단용 초음파의 에코 신호에서 파형의 속도 변화를 검출함으로써 온도 변화를 측정하는 방식이다. 하지만, ES 방식에 따르면, 약 36~43℃의 저온 범위의 온도를 비교적 정확하게 측정할 수 있을 뿐, 이보다 높은 고온 범위의 온도에 대해서는 정확하게 측정할 수 없다는 문제가 있다.
- [0027] 즉, 종래의 초음파를 이용하여 온도를 모니터링하기 위한 방법들은 정확한 온도를 측정할 수 있는 온도 범위의 제한, 테일 아티팩트(tail artifact) 등과 같은 문제를 안고 있으므로, 초음파 치료 도중 치료부위(610)에 대한 넓은 범위의 온도 변화를 실시간으로 모니터링하기에는 한계가 있었다.
- [0028] 하지만, 본 실시예에 따른 온도 모니터링 장치(40)는 진단용 초음파의 에코 신호로부터 다양한 온도 검출 방식들을 병합하여 온도 변화를 검출함으로써, 종래의 단일의 온도 검출 방식이 갖는 문제점들을 해결할 수 있다. 나아가서, 정확한 온도 모니터링을 할 수 있다. 이하에서는, 본 실시예에 따른 온도 모니터링 장치(40)의 동작 및 기능에 대해 보다 상세히 설명하도록 하겠다.
- [0029] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 모니터링 장치의 상세 구성도이다. 도 2를 참고하면, 온도 모니터링 장치(40)는 획득부(410), 영상 생성부(420), 병합부(430) 및 표시 제어부(440)를 포함한다. 그리고, 영상 생성부(420)는 후보 온도 영상 생성부(4210), 후보 오차 영상 생성부(4220), 최종 온도 영상 생성부(4230) 및 최종 오차 영상 생성부(4240)를 포함한다.
- [0030] 여기서, 온도 모니터링 장치(40)는 일종의 프로세서에 해당될 수 있다. 즉, 온도 모니터링 장치(40)는 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.
- [0031] 한편, 도 2에 도시된 초음파를 이용한 치료 및 진단 시스템(1)은 본 실시예와 관련된 구성 요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 도 2에 도시된 구성요소들 외에 다른 범용적인 구성 요소들이 더 포함될 수 있음을 본 실시예와 관련된 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0032] 획득부(410)는 진단용 초음파 장치(도 1의 20)에서 조사된 후 인체 조직에 의해 반사되어 돌아오는 진단용 초음파의 에코 신호를 획득한다. 여기서, 에코 신호는 파형 신호일 수 있다.
- [0033] 영상 생성부(420)는 치료부위(도 1의 610) 및 그 주변 부위를 포함한 종양(도 1의 60) 영역에 대한 온도 영상 또는 오차 영상을 생성한다. 여기서, 온도 영상은 치료부위(도 1의 610) 및 그 주변 부위에 대한 온도 분포를 서로 다른 컬러들 또는 서로 다른 밝기 값들로 표시한 영상에 해당된다. 그리고, 오차 영상은 온도 영상의 픽셀과 매핑(mapping)되어, 이와 같은 온도 분포의 오차를 서로 다른 컬러들 또는 서로 다른 밝기 값들로 표현한 영상에 해당된다.
- [0034] 후보 온도 영상 생성부(4210)는 서로 다른 온도 검출 방식들을 이용하여 획득부(410)에서 획득된 에코 신호로부터 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성한다.
- [0035] 후보 온도 영상 생성부(4210)에서 이용되는 서로 다른 온도 검출 방식들 각각은 에코 신호로부터 서로 다른 유형의 복수의 파형 변화들을 검출하는 방식들을 의미한다. 여기서, 서로 다른 유형의 파형 변화들은 에코 신호의 속도(echo time) 변화, 에코 신호의 크기(amplitude) 변화 및 에코 신호의 형태(shape) 변화 중 적어도 둘 이상의 파형 변화들을 포함한다. 여기서, 에코 신호의 형태 변화는 에코 신호의 주파수 변화 또는 비선형성의 변화에 의한 형태 변화를 포함한다. 즉, 본 실시예에 따르면, 종래와 같이 하나의 온도 검출 방식만을 이용하여 온도를 모니터링하지 않고, 복수의 온도 검출 방식을 병합하여 온도를 모니터링한다.
- [0036] 여기서, 에코 신호의 속도(echo time) 변화와 같은 파형 변화를 이용하는 온도 검출 방식은 앞서 설명한 ES 방식과 유사할 수 있고, 에코 신호의 크기(amplitude) 변화와 같은 파형 변화를 이용하는 온도 검출 방식은 앞서 설명한 CBE 방식과 유사할 수 있다.

- [0037] 도 3a 및 도 3b는 온도 검출 방식들을 설명하는 도면이다.
- [0038] 도 3a를 참고하면, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 에코 신호(301)의 속도(echo time) 변화, 크기(amplitude) 변화 및 형태(shape) 변화 중 적어도 둘 이상의 파형 변화들을 검출한다.
- [0039] 우선, 에코 신호(301)의 속도 변화(303)를 검출하는 방식은 다음과 같다.
- [0040] 치료용 초음파가 치료부위(302)에 조사된 후, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 참조(reference) 신호와 에코 신호(301)를 비교하여, 에코 신호(301)의 속도 변화(303)를 검출한다.
- [0041] 보다 상세하게 설명하면, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 reference 신호와 비교하여 에코 신호(301)에서 지연(delay)이 발생된 부분이 있는지를 검출하고, 지연(delay)이 검출된 부분에 대해 에코 신호(301)의 속도가 변화되었음을 검출한다. 그리고, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 지연(delay)된 정도 또는 속도가 변화된 정도를 미리 저장된 참조 정보의 온도와 매핑함으로써 온도를 검출한다.
- [0042] 여기서, 속도 변화(303)의 파(wave)에는 3개의 주기들의 파형들만이 도시되었으나, 실제로는 보다 많은 주기들의 파형들이 존재할 수 있다. 그러므로, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 각각의 주기들의 파형의 속도 변화(303)를 검출함으로써, 치료부위(302) 및 그 주변에 대한 온도 분포를 검출할 수 있다. 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 이와 같은 속도 변화(303)에 기초하여 검출된 온도 분포를 이용하여, 속도 변화(303)에 대응되는 후보 온도 영상을 생성한다.
- [0043] 다음으로, 에코 신호(301)의 크기 변화(304)를 검출하는 방식은 다음과 같다.
- [0044] 치료용 초음파가 치료부위(302)에 조사된 후, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 참조(reference) 신호와 에코 신호(301)를 비교하여, 에코 신호(301)의 크기 변화(304)를 검출한다.
- [0045] 보다 상세하게 설명하면, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 reference 신호와 비교하여 에코 신호(301)에서 진폭(amplitude)이 변화된 부분을 검출한다. 그리고, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 진폭(amplitude)의 변화 정도를 미리 저장된 참조 정보의 온도와 매핑함으로써 온도를 검출한다.
- [0046] 앞서 설명한 바와 같이, 크기 변화(304)의 파(wave)에는 3개의 주기들의 파형들만이 도시되었으나, 실제로는 보다 많은 주기들의 파형들이 존재할 수 있다. 그러므로, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 각각의 주기들의 파형의 크기 변화(304)를 검출함으로써, 치료부위(302) 및 그 주변에 대한 온도 분포를 검출할 수 있다. 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 이와 같은 크기 변화(304)에 기초하여 검출된 온도 분포를 이용하여, 크기 변화(304)에 대응되는 후보 온도 영상을 생성한다.
- [0047] 마지막으로, 에코 신호(301)의 형태 변화(304)를 검출하는 방식은 다음과 같다. 이는 Frequency shift (이하 'FS'라 함) 방식이라고 한다.
- [0048] 치료용 초음파가 치료부위(302)에 조사된 후, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 참조(reference) 신호와 에코 신호(301)를 비교하여, 에코 신호(301)의 형태 변화(305)를 검출한다.
- [0049] 보다 상세하게 설명하면, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 reference 신호와 비교하여 에코 신호(301)의 파형에서 주파수(frequency)가 변화된 부분을 검출하고, 주파수(frequency) 변화가 검출된 부분에 대해 에코 신호(301)의 형태(shape)가 변화되었음을 검출한다. 그리고, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 형태(shape)의 변화 정도를 미리 저장된 참조 정보의 온도와 매핑함으로써 온도를 검출한다.
- [0050] 마찬가지로, 형태 변화(305)의 파(wave)에는 3개의 주기들의 파형들만이 도시되었으나, 실제로는 보다 많은 주기들의 파형들이 존재할 수 있다. 그러므로, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 각각의 주기들의 파형의 형태 변화(305)를 검출함으로써, 치료부위(302) 및 그 주변에 대한 온도 분포를 검출할 수 있다. 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 이와 같은 형태 변화(305)에 기초하여 검출된 온도 분포를 이용하여, 형태 변화(305)에 대응되는 후보 온도 영상을 생성한다.
- [0051] 도 3b를 참고하면, 치료용 초음파가 조사되기 전(before heating)과 조사된 후(after heating)의 에코 신호들이 도시되어 있다. 치료용 초음파가 조사된 후의 에코 신호에서, 치료부위(도 3a의 302)의 온도 변화가 반영된 파형(306)에는 속도 변화(echo shift), 크기 변화(amplitude) 및 형태 변화(shape)가 모두 반영되어 있다. 바꾸어 말하면, 온도 변화가 있는 경우, 적어도 하나의 유형의 파형 변화가 에코 신호에 반영된다. 앞서 설명한 각각의 온도 검출 방식들을 이용하면, 에코 신호로부터 각각의 유형의 파형 변화들을 검출할 수 있고, 따라서 온

도 검출 방식들 각각에 대응되는 온도를 검출할 수 있다.

- [0052] 즉, 치료부위(도 3a의 302)의 온도가 변화되는 과정에서 에코 신호는 서로 다른 복수의 유형들의 파형 변화들이 반영될 수 있다. 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 이와 같은 복수의 유형들을 각각 검출할 수 있는 서로 다른 온도 검출 방식들을 사용함으로써 온도 검출 방식들 각각에 대응되는 복수의 후보 온도 영상들을 생성한다.
- [0053] 이상의 도 3a 및 도 3b에서는 본 실시예에 따른 3가지 유형의 온도 검출 방식들에 대해 설명하였다. 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 이와 같은 온도 검출 방식들 중 적어도 둘 이상의 온도 검출 방식들을 이용함으로써, 각각의 온도 검출 방식들에 대응되는 후보 온도 영상들을 생성한다.
- [0054] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 온도 영상들을 도시한 도면이다. 도 4를 참고하면, 각각의 온도 검출 방식들에 대응되는 후보 온도 영상들(401, 402, 403)이 도시되어 있다. 즉, 앞서 설명된, CEB 방식에 대응되는 CBE 영상(401), ES 방식에 대응되는 ES 영상(402) 및 Frequency shift (이하 'FS'라 함) 방식에 대응되는 FS 영상(403)이 도시되어 있다. 이와 같은 후보 온도 영상들(401, 402, 403)은 모두 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)에서 생성된 영상들이다. 또한, 앞서 설명된 바와 같이, 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)는 도 4에 도시된 후보 온도 영상들(401, 402, 403) 중 적어도 둘 이상을 생성한다.
- [0055] 후보 온도 영상들(401, 402, 403)은 모두 다양한 컬러들로 표현되어 있다. 컬러 참조 정보(405)는 각각의 온도에 따라 서로 다른 컬러들이 매핑되어 있다. 따라서, 이와 같은 후보 온도 영상들(401, 402, 403)의 픽셀들의 다양한 컬러들은 컬러 참조 정보(405)에 따른 온도 값을 의미한다. 비록, 도 4에서는 컬러로 표시되어 있으나, 이에 한정되지 않고 후보 온도 영상들(401, 402, 403)은 온도에 따라 서로 다른 밝기 값에 의한 흑백 영상으로도 표현될 수 있다.
- [0056] 후보 온도 영상들(401, 402, 403) 각각에서 대응되는 위치의 픽셀들은 체내의 동일한 부위의 온도 정보를 나타낸다. 하지만, 후보 온도 영상들(401, 402, 403)을 각각 살펴볼 때, 치료부위(도 1의 610) 및 그 주변의 동일한 영역에 대한 온도 영상들임에도 불구하고, 온도 분포가 서로 다르게 검출되는 것을 알 수 있다. 특히, CBE 영상(401)에는 테일 아티팩트(tail artifact) 현상(404)이 나타나게 되어, 오차가 크다는 것을 알 수 있다.
- [0057] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 온도 영상들과 최종 온도 영상에서의 초점 위치들을 비교한 도면이다. 여기서, 초점 위치는 치료용 초음파가 조사된 치료 부위의 위치를 나타낸다.
- [0058] 도 5를 참고하면, 저온에서의 CEB 영상 및 ES 영상과, 고온에서의 CEB 영상 및 ES 영상이 도시되어 있다. 그리고, 후보 온도 영상들의 온도 정보들이 병합되어 생성된 최종 온도 영상인 CEB + ES 영상(또는 Fusion 영상)이 도시되어 있다. 최종 온도 영상에 대해서는 이하 해당 부분에서 상세히 설명하도록 하겠다.
- [0059] 우선, 저온에서의 CEB 영상, ES 영상 및 CEB + ES 영상에서의 동일 선상의 초점 위치(501)를 비교하면, 거의 차이가 없다. 하지만, 초음파 치료가 시작되어 치료 부위의 온도가 상승하는 경우, 고온에서의 CBE 영상은 초점 위치(502)를 비교적 정확하게 반영하나, 고온에서의 ES 영상은 초점 위치(502)를 정확하게 반영하지 못한다. 그러나, 고온에서의 CEB + ES 영상은 원래의 초점 위치(502)를 정확하게 반영한다. 이와 같은 점에 비추어 볼 때, CEB 영상, ES 영상과 같은 후보 온도 영상들 각각은 특정 온도 범위에서 특정 위치의 온도를 정확하게 반영하지 못할 가능성이 높다. 하지만, CEB + ES 영상과 같은 최종 온도 영상을 이용하면, 단일의 후보 온도 영상을 이용할 때보다 온도 분포를 비교적 정확하게 나타낼 수 있다.
- [0060] 다시 도 2를 참고하면, 후보 오차 영상 생성부(4220)는 온도 검출 방식들 각각의 정확도에 기초하여 후보 온도 영상들 각각에 포함된 온도 정보의 오차를 산출한다. 그리고, 후보 오차 영상 생성부(4220)는 후보 온도 영상들 각각에 대하여 산출된 오차를 나타내는 후보 오차 영상들을 생성한다. 여기서, 후보 오차 영상의 각각의 픽셀 값은 오차의 절대적 또는 상대적인 크기나 분산을 의미할 수 있다.
- [0061] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 오차 영상 생성부가 후보 오차 영상들을 생성하는 과정을 도시한 도면이다. 도 6을 참고하면, 온도 검출 방식들은 각각의 온도 범위들에서 정확도가 서로 다르다.
- [0062] 먼저, ES 영상에 대한 후보 오차 영상인 ES-cov 영상(603)을 생성하는 과정은 다음과 같다.
- [0063] ES 방식은 치료부위(도 1의 610)의 온도가 점점 상승하여 치료부위(도 1의 610)가 고온이 될수록 오차가 커진다. 이와 같은 현상은 예를 들어 그래프(601)에 나타난 바와 같이, 온도와 ES 오차 사이의 관계, ES 오차와 NCC(normalized cross-correlation) 값 사이의 관계를 참고하여 알 수 있다. 그래프(601)은 NCC 값이 1에 가까울수록 ES 방식이 정확함(ES 오차가 작음)을 나타내며, NCC 값이 낮아질수록 de-correlation 현상에 의해 ES 방

식의 정확도가 떨어짐(ES 오차가 큼)을 나타낸다. 즉, ES 방식은 고온 범위에서는 정확하지 않음을 나타낸다. 여기서, 그래프(601)는 단지 설명의 편의를 위하여 제공된 것일 뿐, 그래프(601)는 정량적인 실험 결과에 의한 오차 값으로 최적화되어 달라질 수 있음을 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 알 수 있다.

- [0064] 후보 오차 영상 생성부(도 2의 4220)는 앞서 설명된 그래프(601)과 같은 ES 방식의 정확도를 이용하여 후보 온도 영상인 ES 영상에 포함된 온도 정보의 오차를 산출한다. 그리고 나서, 후보 오차 영상 생성부(도 2의 4220)는 산출된 오차를 나타내는 후보 오차 영상인 ES-cov 영상(603)을 생성한다.
- [0065] ES-cov 영상(603)의 각각의 픽셀의 컬러 값은 오차의 분산에 해당될 수 있다. 즉, ES-cov 영상(603)과 같은 후보 오차 영상은 오차의 크기에 따라 서로 다른 컬러들로 표현된다. 예를 들어, ES-cov 영상(603)에서는 가운데 붉은 영역은 오차가 큰 영역, 그 밖에 파란 영역은 오차가 적은 영역을 나타낸다.
- [0066] 다음으로, CBE 영상에 대한 후보 오차 영상인 CBE-cov 영상(604)을 생성하는 과정은 다음과 같다.
- [0067] CBE 방식은 앞서 설명한 바와 같이, 테일 아티팩트(tail artifact) 현상(605)에 의한 오차가 발생한다. 이와 같은 현상(605)은 진단용 초음파가 체내의 깊이 방향으로 진행될 때, 온도가 높은 치료부위(도 1의 610)를 지나기 때문에 발생된다. 즉, 그래프(602)를 참고하면, 깊이(depth)가 깊어질수록 테일 아티팩트(tail artifact) 현상(605)에 의해 오차가 누적되어 증가하는 것을 알 수 있다. 여기서, 그래프(602)는 단지 설명의 편의를 위하여 제공된 것일 뿐, 그래프(602)는 정량적인 실험 결과에 의한 오차 값으로 최적화되어 달라질 수 있음을 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 알 수 있다.
- [0068] 후보 오차 영상 생성부(도 2의 4220)는 앞서 설명된 그래프(602)과 같은 CBE 방식의 정확도를 이용하여 후보 온도 영상인 CBE 영상에 포함된 온도 정보의 오차를 산출한다. 그리고 나서, 후보 오차 영상 생성부(도 2의 4220)는 산출된 오차를 나타내는 후보 오차 영상인 CBE-cov 영상(604)을 생성한다.
- [0069] ES-cov 영상(603)과 마찬가지로, CBE-cov 영상(604)의 각각의 픽셀의 컬러 값은 오차의 분산에 해당될 수 있다. 즉, CBE-cov 영상(604)과 같은 후보 오차 영상은 오차의 크기에 따라 서로 다른 컬러들로 표현된다. 예를 들어, CBE-cov 영상(604)에서는 테일 아티팩트(tail artifact) 현상(605)에 의한 CBE 오차 영역(606)이 다른 영역과 구분되는 컬러로 표현된다.
- [0070] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 후보 오차 영상들을 도시한 도면이다. 도 7을 참고하면, 후보 오차 영상들인 CBE-cov 영상(701), ES-cov 영상(702) 및 FS-cov 영상(703)이 도시되어 있다.
- [0071] 그리고, 후보 오차 영상들의 픽셀의 컬러는 컬러 참조 정보(704)의 컬러에 대응된다. 컬러 참조 정보(704)의 컬러 값은 오차의 분산, 오차의 크기 등을 의미하는 것이다. 따라서, 후보 오차 영상들은 컬러 참조 정보(704)에 따라 픽셀 각각의 오차의 분산, 오차의 크기 등에 해당되는 컬러로 표현된다. 다만, 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면, 컬러 참조 정보(704)의 컬러 값의 기준은 사용환경에 따라 달라질 수 있음을 이해할 수 있다.
- [0072] 다시 도 2를 참고하면, 앞서 도 6에서 설명한 바와 같이, 후보 오차 영상 생성부(도 2의 4220)는 후보 온도 영상 생성부(도 2의 4210)에서 생성된 후보 온도 영상들 각각에 대응되는 후보 오차 영상들을 생성한다. 즉, 본 실시예에 따르면, 후보 오차 영상 생성부(도 2의 4220)는 ES-cov 영상, CBE-cov 영상 및 FS-cov 영상 중 적어도 둘 이상의 후보 오차 영상들을 생성한다.
- [0073] 병합부(430)는 후보 온도 영상 생성부(4210)에서 생성된 후보 온도 영상들에 온도 검출 방식들 각각의 정확도를 적용함으로써 후보 온도 영상들을 병합(merge)한다.
- [0074] 보다 상세하게, 병합부(430)는 후보 온도 영상들 각각에 포함된 온도 정보 및 후보 오차 영상들 각각에 포함된 오차 정보를 이용하여 최종 온도 정보(또는 Fusion 온도 정보)를 산출함으로써 후보 온도 영상들을 병합한다. 즉, 병합부(430)는 각각의 온도 검출 방식들에 따라 검출된 서로 다른 온도 정보들을 병합함으로써 새로운 최종 온도 정보를 생성한다.
- [0075] 나아가서, 병합부(430)는 후보 오차 영상 생성부(4220)에서 생성된 후보 오차 영상들 각각에 포함된 오차 정보들을 더 병합하여 최종 오차 정보를 산출함으로써 후보 오차 영상들을 더 병합한다.
- [0076] 즉, 병합부(430)는 후보 온도 영상들을 병합하여 최종 온도 정보를 산출하고, 후보 오차 영상들을 병합하여 최종 오차 정보를 산출한다. 이 때, 병합부(430)는 후보 온도 영상들 각각에서 서로 대응되는 위치의 픽셀들이 나타내는 온도 정보들끼리 서로 병합한다. 또한, 병합부(430)는 후보 오차 영상들 각각에서 서로 대응되는 위치의

픽셀들이 나타내는 오차 정보들끼리 서로 병합한다. 그 이유는 대응되는 위치의 픽셀들은 체내의 동일한 위치를 나타내기 때문이다.

[0077] 병합부(430)는 후보 온도 영상들 각각에 포함된 온도 정보에, 온도 검출 방식들 각각의 정확도에 의한 가중치를 반영함으로써 후보 온도 영상들을 병합한다.

[0078] 예를 들어, 병합부(430)가 CBE 영상 및 ES 영상의 후보 온도 영상들을 병합하고자 할 때, 병합부(430)는 다음의 수학적 식 1 및 2를 이용하여 병합할 수 있다.

수학적 식 1

$$\frac{T_{Fusion}}{\sigma^2_{Fusion}} = \frac{T_{CBE}}{\sigma^2_{CBE}} + \frac{T_{ES}}{\sigma^2_{ES}}$$

[0079]

수학적 식 2

$$\sigma^2_{Fusion} = \frac{\sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{ES}}{\sigma^2_{CBE} + \sigma^2_{ES}}$$

[0080]

[0081] 여기서, T는 온도, σ^2 은 온도 오차의 분산을 나타낸다. 그리고, 아래 첨자의 CBE는 CBE 방식, ES는 ES (Echo shift) 방식, Fusion는 CBE 및 ES가 병합된 방식임을 나타낸다. 따라서, σ^2_{Fusion} 는 최종 오차 정보이고, T_{Fusion} 는 최종 온도 정보이다.

[0082] 다른 예를 살펴보면, 병합부(430)가 CBE 영상, ES 영상 및 FS 영상의 후보 온도 영상들을 병합하고자 할 때, 병합부(430)는 다음의 수학적 식 3 및 4를 이용하여 병합할 수 있다.

수학적 식 3

$$\frac{T_{Fusion}}{\sigma^2_{Fusion}} = \frac{T_{CBE}}{\sigma^2_{CBE}} + \frac{T_{ES}}{\sigma^2_{ES}} + \frac{T_{FS}}{\sigma^2_{FS}}$$

[0083]

수학적 식 4

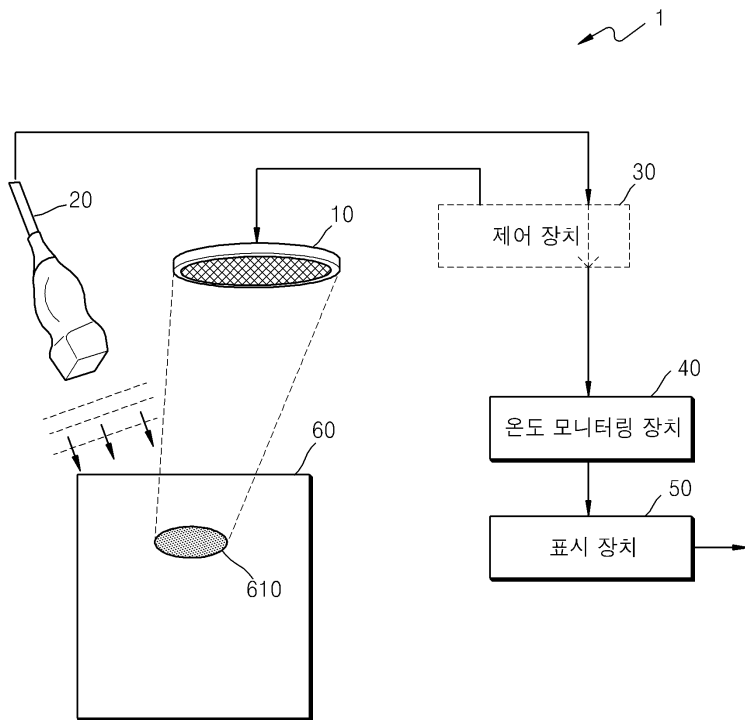
$$\sigma^2_{Fusion} = \frac{\sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{ES} \cdot \sigma^2_{FS}}{\sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{ES} + \sigma^2_{CBE} \cdot \sigma^2_{FS} + \sigma^2_{ES} \cdot \sigma^2_{FS}}$$

[0084]

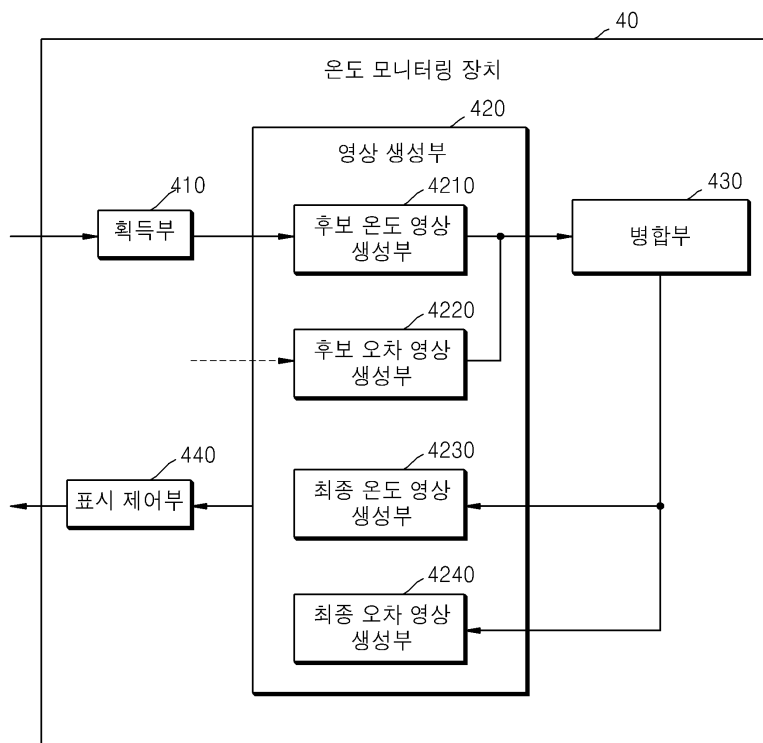
- [0085] 여기서, T는 온도, σ^2 은 온도 오차의 분산을 나타낸다. 그리고, 아래 첨자의 CBE는 CBE 방식, ES는 ES (Echo shift) 방식, FS는 FS (Frequency shift) 방식, Fusion는 CBE, ES 및 FS가 병합된 방식을 나타낸다. 따라서, σ_{Fusion}^2 는 최종 오차 정보이고, T_{Fusion} 는 최종 온도 정보이다.
- [0086] 병합부(430)는 상기와 같은 수학적식들을 이용함으로써 후보 온도 영상들 또는 후보 오차 영상들을 병합한다. 다만, 본 실시예는 상기 수학적식들에 한정되지 않고, 온도 검출 방식들 각각의 정확도에 의한 가중치를 반영하고자 하는 다른 방법들이 이용될 수 있음을 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.
- [0087] 최종 온도 영상 생성부(4230)는 병합부(430)에서 병합된 결과인 최종 온도 정보에 기초하여 최종 온도 영상을 생성한다. 그리고, 최종 오차 영상 생성부(4240)는 병합부(430)에서 병합된 결과인 최종 오차 정보를 이용하여 최종 오차 영상을 생성한다.
- [0088] 결국, 최종 온도 영상은 서로 다른 온도 검출 방식들에 의한 복수의 후보 온도 영상들이 병합된 결과를 나타내고, 최종 오차 영상은 서로 다른 온도 검출 방식들의 정확도에 따른 복수의 후보 오차 영상들이 병합된 결과를 나타낸다.
- [0089] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 최종 온도 영상 및 최종 오차 영상을 도시한 도면이다. 도 8을 참고하면, 후보 온도 영상들인 CBE 영상, ES 영상 및 FS 영상이 병합되어 생성된 최종 온도 영상(801)(fusion image)과, 후보 오차 영상들인 CBE-cov 영상, ES-cov 영상 및 FS-cov 영상이 병합되어 생성된 최종 오차 영상(802)(fusion-cov image)이 도시되어 있다.
- [0090] 후보 오차 영상들과 최종 오차 영상을 비교하여 보면, 최종 오차 영상은 후보 오차 영상들에 비해 오차가 전반적으로 감소하였다. 이에 따라 후보 온도 영상들과 최종 온도 영상을 비교하여 보면, 최종 온도 영상은 CBE 영상의 테일 아티팩트 현상이 감소하였다. 또한, ES 영상은 고온에서 초점 부위의 위치 정확도가 낮았으나, 최종 온도 영상은 초점 부위의 위치 정확도가 보정되었다. 결론적으로, 이는 온도 검출 방식들 각각에서 정확도가 높은 특징들만 반영되어 병합되었기 때문이라고 볼 수 있다.
- [0091] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 모니터링 결과를 종래의 온도 모니터링 결과와 비교한 그래프이다. 도 9를 참고하면, 치료용 초음파에 의한 치료가 진행되는 동안 치료부위(도 1의 610)의 온도 변화가 도시되어 있다. CBE 방식, ES 방식 및 FS 방식 각각에 따르면, 치료가 완료되는 약 50℃~60℃ 범위에서는 실제의 온도 변화(Thermocouple)를 정확하게 검출하지 못한다. 하지만, 본 실시예에 따르면, Fusion 방식은 치료가 시작되고 완료되는 약 36℃~58℃ 범위에서 실제의 온도 변화(Thermocouple)를 거의 정확하게 검출할 수 있다. 한편, 도 9의 그래프는 단지 실험적인 시뮬레이션 결과를 나타낸 것일 뿐, 본 실시예는 도 9의 그래프의 결과에 한정되지 않는다.
- [0092] 다시 도 2를 참고하면, 표시 제어부(440)는 후보 온도 영상들, 후보 오차 영상들, 최종 온도 영상 및 최종 오차 영상 중 적어도 하나가 표시 장치(도 1의 50)에 표시되도록 제어한다. 즉, 표시 제어부(440)는 사용자가 표시하고자 하는 영상만을 표시하도록 제어한다.
- [0093] 사용환경에 따라, 표시 제어부(440)는 후보 온도 영상들 또는 최종 온도 영상에 포함된 치료부위(도 1의 610)의 온도 정보만이 표시되도록 제어할 수 있다. 즉, 예를 들어 도 9의 그래프에서 Fusion 방식에 해당되는 온도 변화의 정보만이 표시되도록 제어할 수 있다. 나아가서, 표시 제어부(440)는 후보 오차 영상들 또는 최종 오차 영상에 포함된 치료부위(도 1의 610)의 오차 정보만이 표시되도록 제어할 수 있다.
- [0094] 이제까지 설명한 바와 같이, 본 실시예에 따른 온도 모니터링 장치(40)는 서로 다른 온도 검출 방식들이 병합된 결과에 의해 생성된 최종 온도 정보를 제공함으로써, 단일의 온도 검출 방식을 이용하여 온도를 모니터링할 때 보다 정확한 온도 모니터링 결과를 제공할 수 있다.
- [0095] 다시 도 1을 참고하면, 제어 장치(30)는 치료용 초음파 장치(10) 및 진단용 초음파 장치(20)의 동작 및 기능을 제어하는 장치이다.
- [0096] 다만, 다른 일 실시예에 따르면 제어 장치(30)는, 온도 모니터링 장치(40)에서 생성된 최종 온도 영상에서 치료부위(610)의 온도가 소정 온도에 도달할 때까지 치료용 초음파를 자동으로 조사하도록 제어할 수 있다.
- [0097] 즉, 최종 온도 영상에서 치료부위(610)의 위치가 파악된 경우, 온도 모니터링 장치(40)는 치료부위(610)의 온도 변화를 실시간으로 모니터링할 수 있다. 이에 따라, 제어 장치(30)는 치료부위(610)의 온도의 모니터링 결과를 계속적으로 수신하면서 치료부위(610)의 온도가 소정 온도에 도달하면, 치료용 초음파의 조사가 중지되도록 치

도면

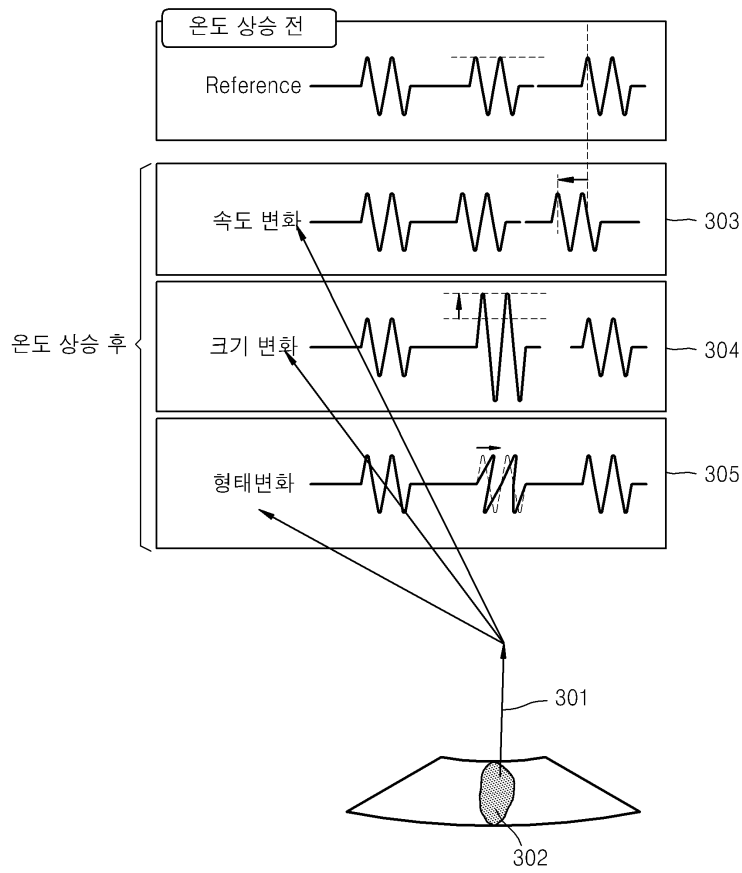
도면1



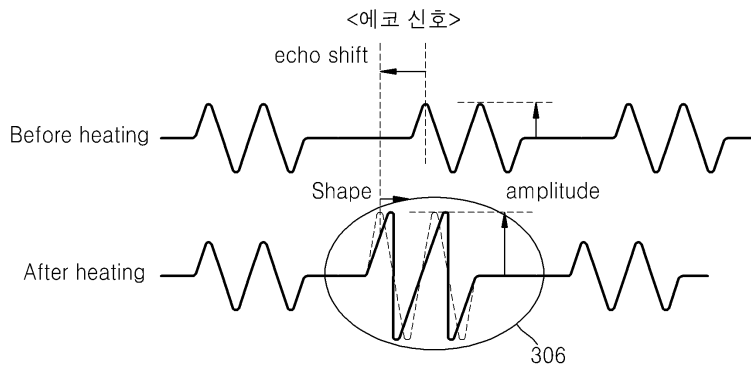
도면2



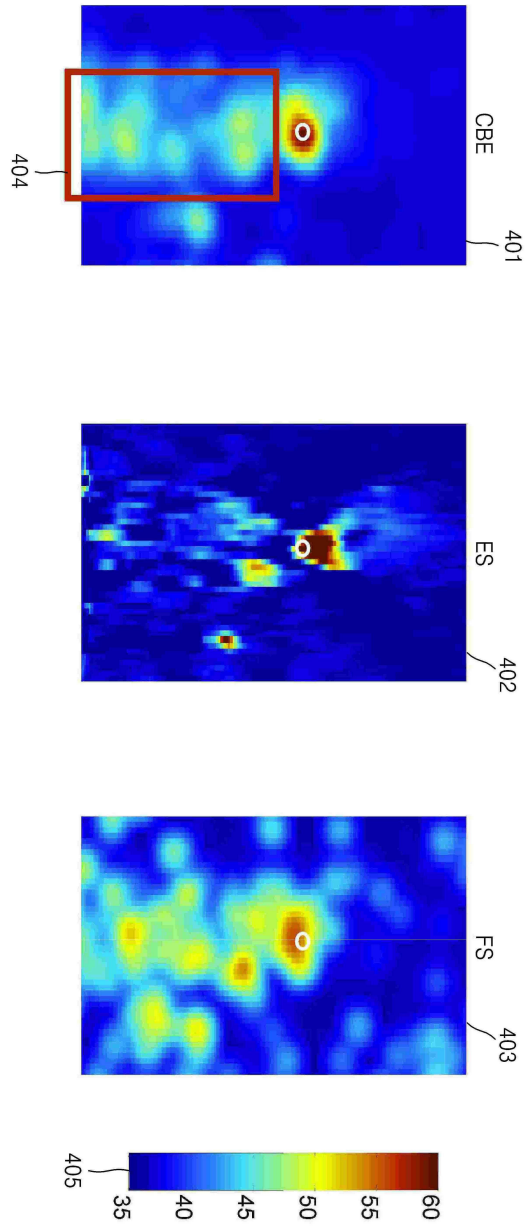
도면3a



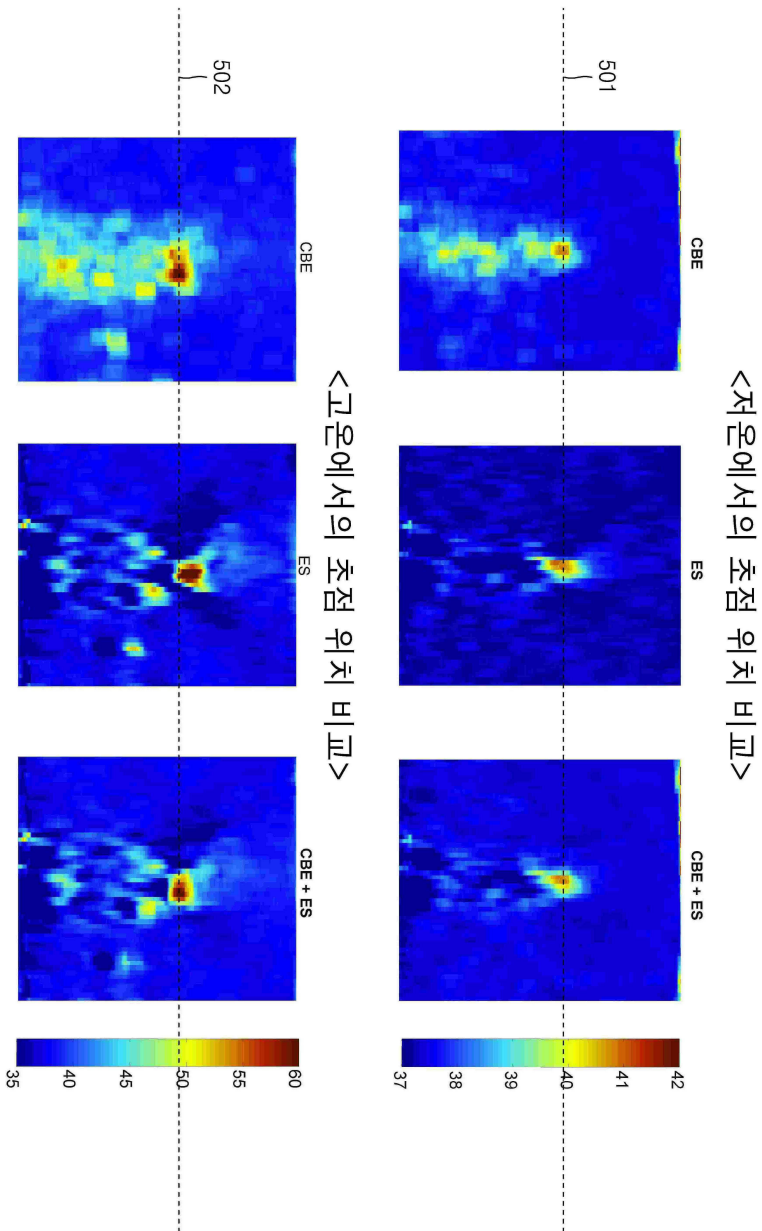
도면3b



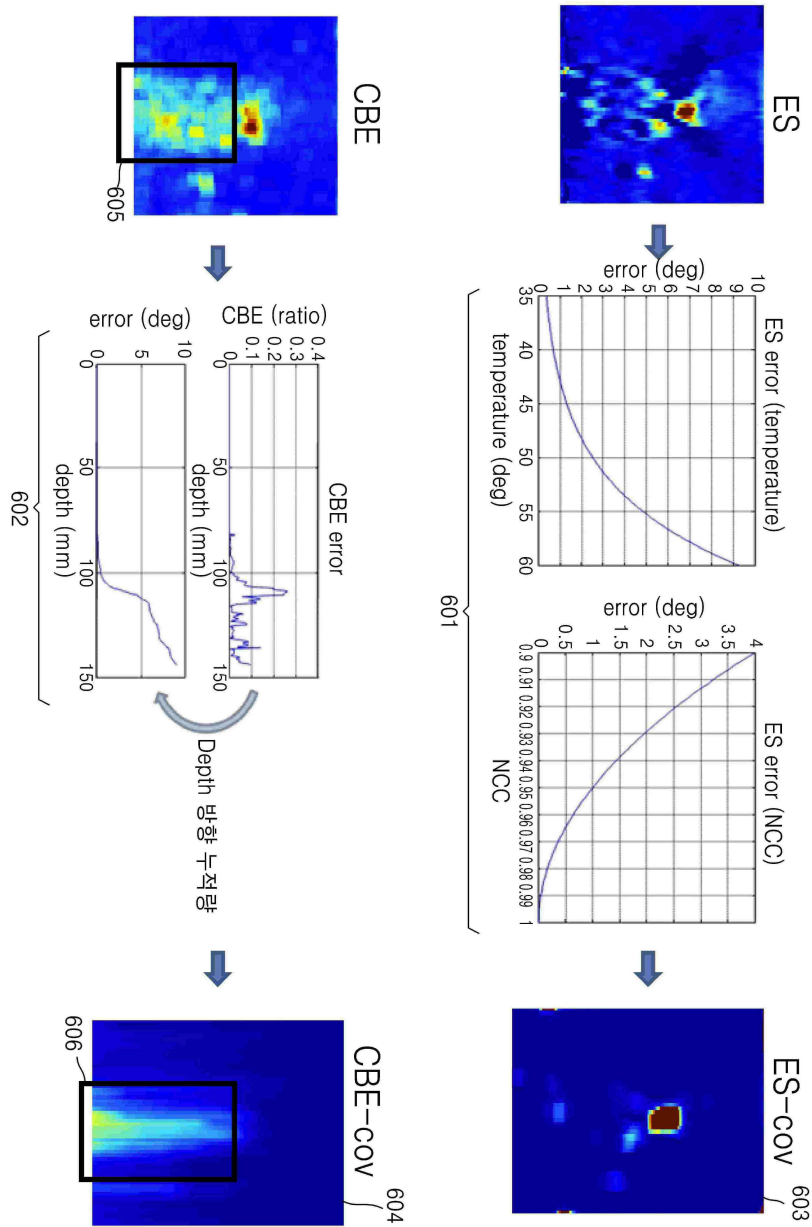
도면4



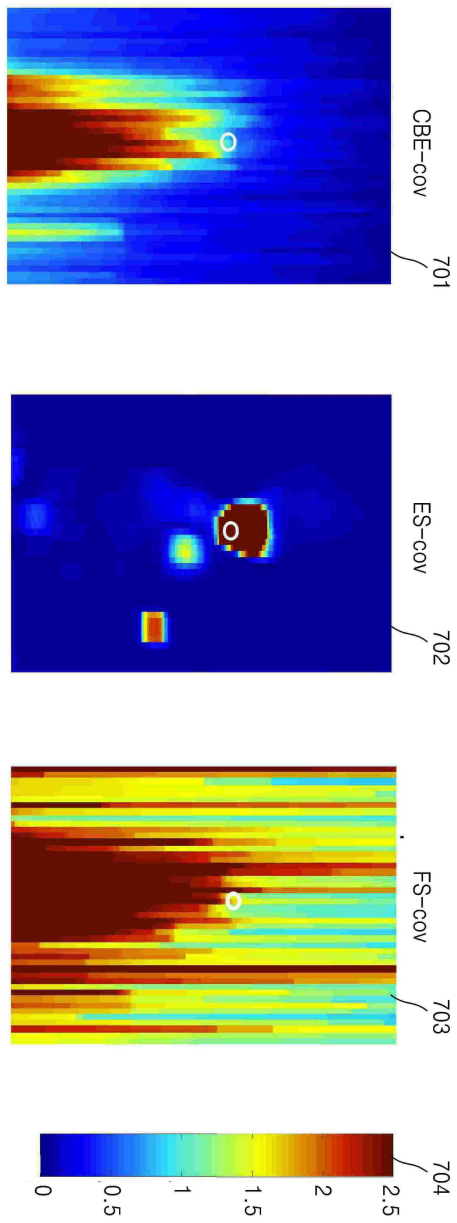
도면5



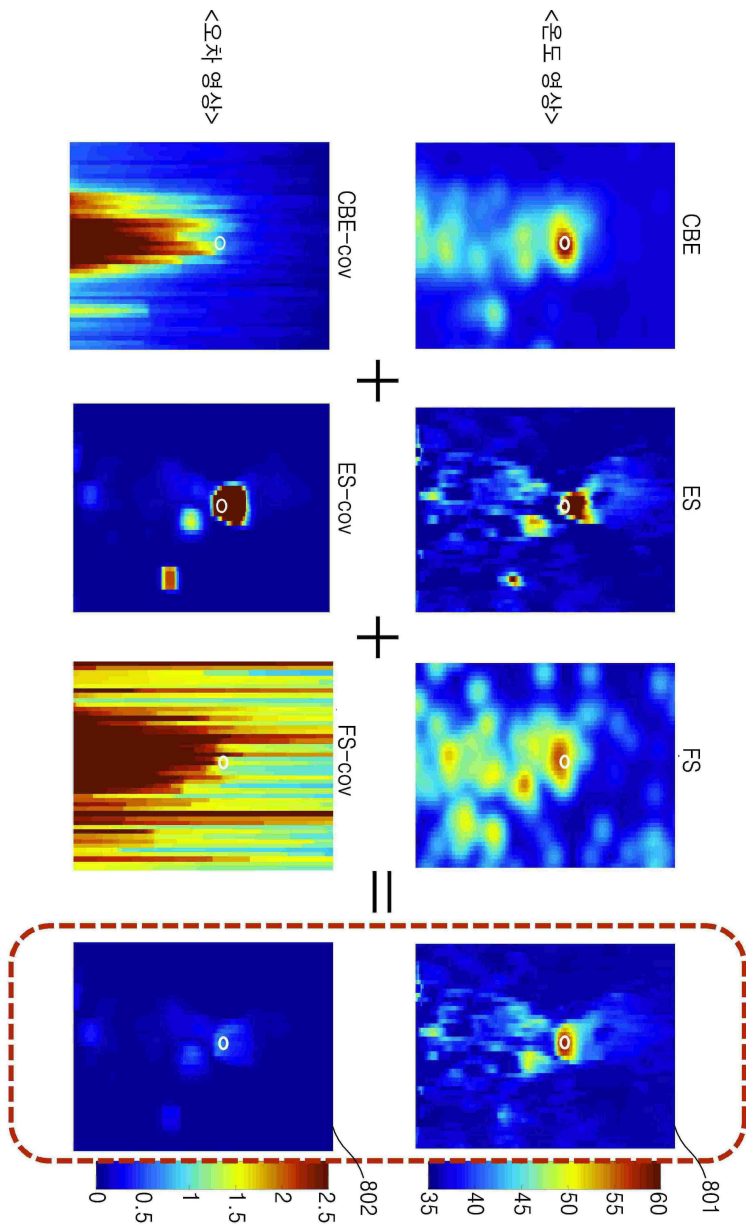
도면6



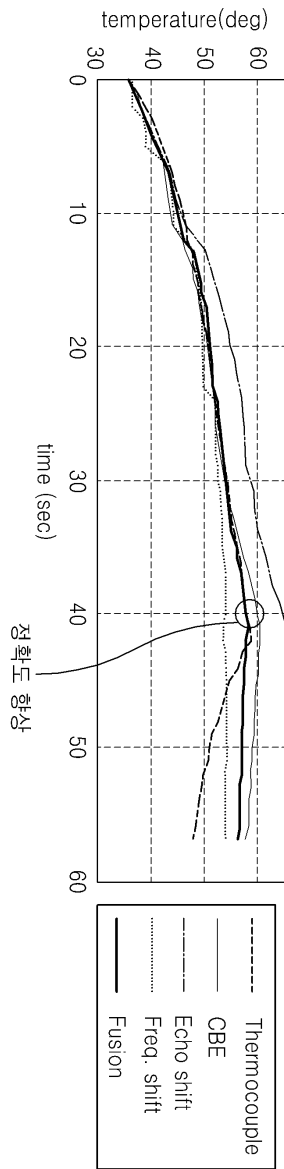
도면7



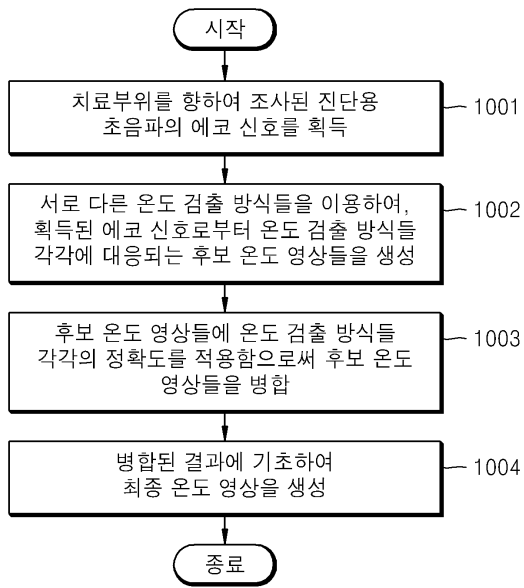
도면8



도면9



도면10



专利名称(译)	一种使用超声波监测治疗部位温度的方法和装置，使用超声波治疗，		
公开(公告)号	KR1020130020421A	公开(公告)日	2013-02-27
申请号	KR1020110083051	申请日	2011-08-19
[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	CHO JOON KEE 조준기 CHOI KI WAN 최기완 KONG DONG GEON 공동건		
发明人	조준기 최기완 공동건		
IPC分类号	A61B8/14 A61B5/01 A61N7/00		
CPC分类号	A61N7/02 A61B2019/5276 A61B8/5246 G01K11/24 G01K11/22 A61B2018/00791 A61B5/01 A61B8/5223 A61B2090/378		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用超声波进行温度监测的方法和装置获取向治疗部位照射的诊断超声波的回波信号，从所获得的回波信号生成候选温度图像，并合并所生成的候选温度图像以生成最终温度图像。

