



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0114419

(43) 공개일자 2015년10월12일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 8/08 (2006.01) A61B 18/04 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 8/08 (2013.01)

A61B 18/04 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2015-0043958

(22) 출원일자 2015년03월30일

심사청구일자 없음

(30) 우선권주장

14/567,946 2014년12월11일 미국(US)

61/973,668 2014년04월01일 미국(US)

(71) 출원인

지멘스 메디컬 솔루션즈 유에스에이, 인크.

미국 펜실베이니아 앨버튼 리버티 블러바드 40 (우 : 19355)

(72) 발명자

브룬케 셀비

미국 98074 워싱턴주 사마미시 엔이 10티에이치 플레이스 22125

수 스티븐

미국 98027 워싱턴주 이사콰 에이퍼티. 에이치201 엔더블유 도그우드 스트리트 360

(74) 대리인

양영준, 안국찬

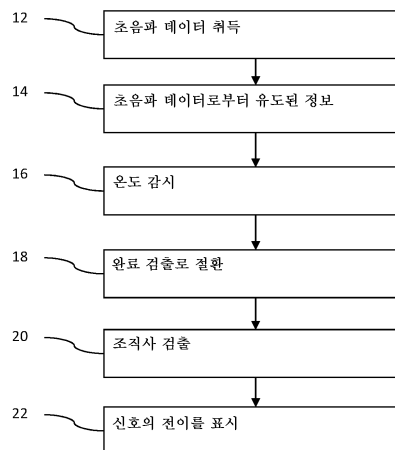
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 초음파에 의한 열치료 절제 검출

(57) 요약

열치료 절제 검출(20)은 의료 진단 초음파를 사용한다. 음향적으로 측정된 정보가 처치가 완료되는 시간에 근접한 온도에서 온도 추산에 부적합해지기 때문에, 세포사 검출(20) 같은 충분한 처치를 나타내는 조직 상태를 검출(20)하기 위해 정보가 대신 또는 추가로 사용된다. 다수 유형의 파라미터를 입력 및/또는 기계 학습 분류기로서 사용함으로써, 덜 신뢰적인 온도 추산을 수행하는 전이를 사용하여 조직 변경 인지로부터 처치의 완료가 검출(20)된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 19/52 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출 방법이며,
초음파 시스템으로 열치료를 받는 환자의 조직의 스캔으로부터 초음파 데이터를 취득하는 단계(12)와,
초음파 시스템의 프로세서(62)에 의해 초음파 데이터로부터 정보를 유도하는 단계(14)와,
정보의 입력에 기초하여 조직의 사망을 향한 전이 또는 사망 시점을 분류기를 적용하는 초음파 시스템의 프로세서(62)에 의해 검출하는 단계(20)와,
상기 시점의 지표를 출력하는 단계(22)를 포함하는 열치료 절제 검출 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 취득 단계(12)는 B-모드 데이터로서 초음파 데이터를 취득(12)하는 것을 포함하는 열치료 절제 검출 방법.

청구항 3

제1항에 있어서, 유도 단계(14)는 열 변형 및 신호 부정합을 계산하는 단계를 포함하는 열치료 절제 검출 방법.

청구항 4

제1항에 있어서, 검출 단계(20)는 기계 훈련 신경망을 포함하는 분류기에 의해 검출(20)하는 것을 포함하고, 상기 정보는 기계 훈련 신경망에 입력되고, 기계 훈련 신경망은 상기 시점을 출력(22)하는 열치료 절제 검출 방법.

청구항 5

제1항에 있어서, 검출 단계(20)는 시간에 걸쳐 정보를 입력하는 단계를 포함하고, 분류기가 시점을 검출(20)하는 열치료 절제 검출 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,
초음파 데이터, 정보, 다른 초음파 데이터, 다른 정보 또는 그 조합에 응답하여 다른 분류기로 위치의 함수로서 온도를 추산하는 단계(16)와,
다른 분류기에 의해 추산된 온도 중 하나 이상에 응답하여 상기 검출 단계(20)를 촉발하는 단계(18)를 더 포함하는 열치료 절제 검출 방법.

청구항 7

제6항에 있어서, 촉발 단계(18)는 온도 중 하나 이상이 임박 세포사를 위한 온도 임계치에 도달할 때 촉발(18)하는 단계를 포함하는 열치료 절제 검출 방법.

청구항 8

의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출을 위해 프로그램된 프로세서(62)에 의해 실행가능한 명령어를 나타내는 데이터가 내부에 저장되어 있는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체이며,
열치료 동안 트랜스듀서에 의해 초음파로 환자를 스캐닝(12)하고,
스캐닝에 대한 응답으로부터 시간에 걸쳐 제1 및 제2 유형의 조직 특성을 초음파 스캐너로 계산(14)하고,

제1 및 제2 유형의 조직 특성으로부터, 그리고, 프로세서(62)에 의해 조직의 변성과 연계된 전이를 식별(20)하며,

전이를 표시(22)하기 위한

명령어들을 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 식별(20)은 기계 학습 신경망을 적용하는 프로세서(62)에 의한 식별(20)을 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 식별(20)은 조직의 세포사와 연계된 제1 및 제2 유형의 조직의 변화의 시그니처 패턴의 식별(20)을 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 11

제8항에 있어서, 상기 계산(14)은 변형, 변위, 후방산란 파워, 신호의 상관, 전단파 속도 또는 탄성 중 둘 이상의 계산(14)을 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 12

제8항에 있어서, 스캐닝에 대한 응답으로부터 열치료 동안 온도를 감시(16)하고, 상기 감시에 응답하여 상기 식별로 전환(18)하는 것을 더 포함하는 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체.

청구항 13

의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출을 위한 시스템이며,

환자의 영역을 나타내는 초음파 데이터를 취득하도록 구성된 수신 빔형성기(56)와,

기계 훈련 분류기와, 초음파 데이터로부터 유도된 둘 이상의 유형의 파라미터를 포함하는 기계 훈련 분류기의 입력 특징 벡터로 상기 영역 내의 세포사를 결정하도록 구성된 프로세서(62)와,

세포사의 지표를 표시하도록 구성되는 표시장치(60)를 포함하는 열치료 절제 검출 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001]

관련 출원

[0002]

본 특허 문서는 본 명세서에 참조로 통합되어 있는 2014년 4월 1일자로 출원된 미국 가특허 출원 제61/973,668호에 대한 35 U.S.C. § 119(e) 하의 출원일의 이익을 주장한다.

[0003]

기술 분야

[0004]

본 발명은 초음파 감시를 동반한 열치료에 관한 것이다. 열 에너지 기반 치료는 환자 내부에 열을 인가한다. RF 절제, 마이크로파, 레이저 조사 또는 고강도 집속 초음파(HIFU) 같은 다양한 방법들은 에너지를 전달한다. 이들 치료의 안전성 및 효능은 치료 조직의 시간-온도 이력과 선량 말기 조직 온도(end-of-dose tissue temperature) 양자 모두와 밀접하게 상관되어 있다. 시간-온도 이력은 "열선량(thermal dose)"으로서 정량화된다.

배경 기술

[0005]

온도 및 선량은 바늘 프로브 같은 침해적 센서를 사용하여 감시된다. 침해적 절차는 바람직하지 못할 수 있다. 자기 공명 영상(MRI) 감시는 조직 치료 온도를 비침해적으로 측정한다. MRI 접근법은 실시간 피드백을 제공하지 않으며 그리고/또는 고가이다. 비침해적 감시를 위해 초음파가 사용된다. 미국 공개 특허 출원 제2011/0060221호는 신경망을 사용한 조직 온도의 추산을 교시한다. 영상 모드로부터 유도된 음향 정보가 신경망

에 입력된다. 신경망은 음향 정보에 기초하여 온도를 추산하고, 그래서, 실시간으로 추산할 수 있다. 고강도 집중 초음파의 전달을 통해 조직의 절대 온도가 대략 섭씨 55 - 57도에 도달할 때, 신경망 추산기에 입력된 음향 신호는 특성이 급속하게 변한다. 음향 신호는 정확한 온도 측정이 곤란해지는 지점까지 열화된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006]

서론으로, 후술된 양호한 실시예는 의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출을 위한 방법, 컴퓨터 판독가능 매체, 명령어 및 시스템을 포함한다. 음향적으로 측정된 정보는 처치가 완료되는 시간에 근접한 온도에서의 온도 추산에 대해 불확실해지기 때문에, 이 정보는 대신 또는 추가적으로 세포사(cell death)의 검출 같은 충분한 처치를 나타내는 조직 상태를 검출하기 위해 사용된다. 기계 학습 분류기 및/또는 입력으로서 다수의 다양한 유형의 파라미터를 사용함으로써, 온도 추산이 불확실해지는 전이점을 활용하여 조직 변질 관점으로부터의 처치의 완료가 검출된다.

과제의 해결 수단

[0007]

제1 양태에서, 의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출의 방법이 제공된다. 초음파 시스템은 열치료를 받는 환자의 조직의 스캔으로부터 초음파 데이터를 취득한다. 프로세서는 초음파 데이터로부터 정보를 유도한다. 프로세서는 분류기를 적용하여 정보의 입력에 응답한 분류기의 출력에 기초한 조직의 사망 시점을 검출한다. 시점의 지표가 출력된다.

[0008]

제2 양태에서, 비일시적 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 의료 초음파 진단에 의한 열치료 절제 검출을 위하여 프로그램된 프로세서에 의해 실행될 수 있는 명령어를 나타내는 데이터를 내부에 저장한다. 저장 매체는 트랜스듀서로 열치료 동안 초음파로 환자를 스캐닝하고, 초음파 스캐너로 스캐닝에 대한 응답으로부터 시간에 걸쳐 조직 특성의 제1 및 제2 유형을 계산하고, 프로세서에 의해, 그리고, 조직 특성의 제1 및 제2 유형으로부터 조직의 변성과 연계된 전이를 식별하고, 전이를 표시하기 위한 명령어를 포함한다.

[0009]

제3 양태에서, 의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출을 위한 시스템이 제공된다. 수신 빔형성기는 환자의 영역을 나타내는 초음파 데이터를 취득하도록 구성된다. 프로세서는 기계 훈련 분류기에 의해 영역 내의 세포사와, 초음파 데이터로부터 유도된 둘 이상의 유형의 파라미터를 포함하는 기계 훈련 분류기의 입력 특징 벡터를 결정하도록 구성된다. 표시장치는 세포사의 지표를 표시하도록 구성된다.

[0010]

본 발명의 다른 양태 및 장점이 양호한 실시예에 관련하여 후술된다. 본 발명은 이하의 청구범위에 의해 규정되며, 본 장의 어떠한 것도 이들 청구범위를 제한하는 것으로 고려되지 않아야 한다.

도면의 간단한 설명

[0011]

구성요소 및 도면은 반드시 실제 규모대로 그려진 것은 아니며, 대신, 본 발명의 원리를 예시하기 위해 강조가 부여되어 있다. 또한, 도면에서, 유사 참조 번호는 다양한 도면 전반에 걸쳐 대응 부분을 나타낸다.

도 1은 의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출을 위한 방법의 일 실시예의 흐름도이다.

도 2는 열치료의 세포사 영역을 도시하는 조직의 예시적 영상이다.

도 3은 측정 온도와 추산 온도 사이의 편차를 예시하는 그래프이다.

도 4는 의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출을 위한 시스템의 일 실시예의 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012]

다수의 영상 모드(예를 들어, 변형, 변위, 후방산란 파워 등)로부터 유도된 바와 같은 음향 신호가 치료의 과정을 통해 감시된다. 치료 목표 주변의 조직의 온도는 이들 신호에 적용되는 순환 신경망을 사용하여 감시될 수 있다. 반복가능한 절대 온도에서, 분류기에 입력된 음향 신호는 날카롭게 변한다. 신호 특성의 이 반복가능한 또는 재현가능한 변화는 세포사와 연계된 조직 변화의 음향적 시그니처로서 사용된다.

[0013]

음향 온도측정은 상대적(절대와 상반됨) 온도 추산 체계이며, 낮은 델타 T(섭씨 약 15 내지 20도 델타 T까지)에서 더욱 정확해지는 것으로 알려져 있다. 신경망 기반 기술을 사용하여, 이러한 범위가 증가된다. 그러나, 온도 및 이에 따른 열 선량의 에러는 델타 T와 함께 증가한다. 이는 시간-온도 적분으로서의 정확한 열 선량에

에러가 발생하기 쉽다는 것을 의미한다. 기계 학습 기술은 치명적 열 선량을 동반하는 조직 변화(단백질 변형 등)와 연계된 다수의 신호에서 임계치 변화를 검출하는 데 정확하다.

[0014] 일 실시예에서, 임상적 요구를 충족시키며 두 개의 기술적 접근법의 장점을 조합하는 조합이 사용된다. 다수의 음향 신호 입력에 기초하여 치명적 선량을 검출하기 위한 기계 학습 접근법과 조합하여, 저 델타 T에서의 조직 변화의 감시를 위해 음향 온도측정이 제공된다. 기계 학습 분류기(예를 들어, 신경망)는 입력으로서 다수의 신호를 취하고 상대적 온도 추산치를 출력하며, 다른 기계 학습 분류기는 입력으로서 다수의 신호를 사용하여 생존 상태에서부터 열적 절제된 상태로의 조직의 전이를 검출한다. 종점은 경성 이원 임계치(쿠킹됨, 쿠킹되지않음) 또는 예로서, % 완료로서의 더 연성의 임계치일 수 있다. 두 가지 기술은 치료의 시작시부터 치명적 선량까지 감시하는 완전한 열치료를 지원하는 방식으로 조합된다. 본 출원은 절제 영역의 가시화와 함께 관심 체적 또는 영역 내의 조직 온도를 가시화한다.

[0015] 온도 추산치 및 절제 검출 데이터는 다수의 형태로 처리 및 표시된다. 직접 영상 가시화에 추가로, 의도된 타겟과 중요한 구조에 대해 주어진 선량에 대한 정보 및 경고가 발령될 수 있다. 치료 제어는 절제 검출로부터의 출력에 기초하여 자동화될 수 있다.

[0016] 도 1은 의료 진단 초음파에 의한 열치료 종점 또는 절제 검출의 방법의 일 실시예를 도시한다. 본 실시예는 온도를 감시하고 세포사가 발생하는 종점의 검출을 촉발하는 것에 관한 것이다. 조직의 절제가 검출된다. 다른 실시예에서, 종점의 검출은 온도 감시 없이(예를 들어, 단계 16 및 18 없이) 수행된다.

[0017] 추가적, 다른 또는 더 소수의 단계가 제공될 수 있다. 예로서, 절제 종점 또는 세포사 검출 대신 단계 20에서 백분율 절제, 경향 또는 세포사에 대한 근접도가 검출된다.

[0018] 단계 16의 온도 감시 및/또는 단계 20의 조직사 검출은 기계 학습 분류기에 의해 수행된다. 별개의 분류기가 제공된다. 다른 실시예에서, 하나의 분류기는 양 출력에 대해 훈련된다. 또 다른 실시예에서, 분류기를 훈련하는 단계는 학습 분류기를 적용하는 단계와 함께 또는 학습 분류기를 적용하는 단계 없이 제공된다.

[0019] 단계는 도시된 순서로 또는 다른 순서로 수행된다. 단계는 치료 동안 수행된다. 단계는 치료 전반에 걸쳐 반복된다. 예로서, 기준 데이터 세트가 치료의 적용 이전에 취득된다. 환자 내부의 조직의 유형이나 환자들의 공통적 온도를 가정하는 것 같이 하나 이상의 파라미터가 초기 반복을 위해 가정될 수 있다. 열치료가 시작되고 나면, 갱신된 측정치와 결과 예측, 추산치 또는 검출을 제공하도록 반복된다. 파라미터의 변화는 다른 파라미터와 함께 또는 다른 파라미터 없이 입력 특징으로서 사용될 수 있다. 입력 파라미터의 시간 이력, 현재 값, 값의 변화 또는 다른 유도된 정보가 온도 감시 및/또는 조직사 검출을 위해 사용될 수 있다. 현재 추산된 온도, 선량 및/또는 조직사의 검출은 치료를 지속할지 여부, 어디서 지속할지 및/또는 어떤 수준으로 지속할지를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 조직사를 나타내는 종점이 추후 검토 동안 결정된다.

[0020] 단계 12에서, 열치료를 받는 환자의 조직의 스캔으로부터 초음파 데이터가 취득된다. 초음파 데이터는 환자를 나타낸다. 의료 진단 초음파 시스템은 트랜스듀서에 전기 신호를 인가하고, 이 트랜스듀서는 그후 전기 에너지를 환자의 영역을 스캐닝하기 위한 음향 에너지로 변환한다. 스캔의 수신 동작을 위한 트랜스듀서의 요소에 의해 반향이 수신되고 전기 신호로 변환된다. 임의의 유형의 스캔, 스캔 형태 또는 영상 모드가 사용될 수 있다. 예로서, 추가적 대비제와 함께 또는 추가적 대비제 없이 고조파 영상이 사용될 수 있다. 다른 예로서, B-모드, 컬러 유동 모드, 스펙트럼 도플러 모드, M-모드 또는 다른 영상 모드가 사용된다.

[0021] 해부학적 정보를 나타내는 초음파 데이터가 환자로부터 취득된다. 초음파 데이터는 환자의 지점, 선, 면적 또는 체적을 나타낸다. 초음파 주파수의 파형이 전송되고 반향이 수신된다. 음향 반향은 전기 신호로 변환되고, 환자의 영역 내의 샘플링된 위치를 나타내도록 빔형성된다. 빔형성된 데이터는 필터링되거나 다른 방식으로 처리될 수 있다. 강도를 결정하는 것(예를 들어, B-모드 또는 후방산란 파워 또는 강도) 같이 빔형성된 데이터가 검출될 수 있다. 동일 위치로부터의 반향 신호의 순서열이 속도, 변동 및/또는 에너지를 추산하기 위해 사용될 수 있다. 전송된 파형의 하나 이상의 고조파에서의 반향이 처리될 수 있다. 검출된 값은 필터링될 수 있고, 그리고/또는 표시 형태로 스캔 변환될 수 있다. 환자를 나타내는 초음파 데이터는 빔형성 이전의 채널 데이터, 빔형성 이후이지만 검출 이전의 무선 주파수 또는 동위상 및 직교위상 데이터, 검출된 데이터 또는 스캔 변환된 데이터 같이 초음파 처리 경로를 따른 임의의 지점으로부터의 것일 수 있다.

[0022] 초음파 데이터는 사전검출된 데이터이거나 검출된 데이터일 수 있다. 예로서, B-모드 데이터는 조직 구조를 나타낸다. 다른 예로서, 유동 데이터는 맥관 또는 유동과 연계된 위치를 나타낸다. 대안적으로 또는 추가적으로, 초음파 데이터는 검출된 데이터로부터 유도된다. 예로서, 주어진 위치에서의 조직의 유형은 반점

특성, 반향 강도, 조직 구조와의 템플릿 일치 또는 다른 처리로부터 결정된다. 다른 예로서, 초음파 데이터가 맥관 또는 다른 유체 영역을 나타낸다는 것을 결정하기 위해 B-모드 데이터 또는 컬러 유동 데이터와 함께 영역 성장이 사용된다. 표현된 장기의 목록 같은 해부학구조의 현재 분포가 결정될 수 있다. 실제 데이터 및/또는 유도된 정보는 분류기와 조합하여 사용되는 파라미터이다.

[0023] 단계 14에서, 질제 관련 측정이 수행된다. 프로세서는 초음파 데이터로부터 정보를 유도한다. 채널, 빔형성 및/또는 검출 초음파 데이터를 사용하여, 프로세서는 분류기에 대한 입력을 위한 정보를 유도한다. 트랜스듀서와 함께 초음파 스캐너가 사용되어 입력을 유도하기 위해 추후 사용되는 초음파 중 일부 또는 모두를 취득할 수 있다. 초음파 데이터 자체가 입력을 위한 정보로서 사용될 수 있다.

[0024] 정보는 초음파 데이터로부터 유도될 수 있다. 측정에 관련한 임의의 조직 특성이 사용될 수 있다. 예로서, 조직은 세포사시 덜 탄성적인 상태가 될 수 있다. 탄성의 측정은 세포사를 나타낼 수 있다. 온도 관련 측정은 섭씨 57도 같은 세포사에 대응하는 온도를 직접 또는 간접적으로 나타낼 수 있다. 측정은 원 초음파에 대한 것일 수 있거나, 초음파 데이터로부터 유도될 수 있다.

[0025] 단지 하나 또는 둘 이상의 측정이 수행된다. 측정은 단지 하나의 장소에 대해 수행되거나 영역 내의 다수의 위치 각각에 대해 수행된다. 전체 또는 산개 샘플링이 사용될 수 있다. 측정은 시간에 걸쳐, 그러나 이전 측정에 독립적으로 수행된다. 대안적으로 또는 추가적으로, 기준 또는 임의의 이전(예를 들어, 가장 최근) 측정치로부터의 측정치의 변동이 사용될 수 있다.

[0026] 일 실시예에서, 둘 이상의 초음파 측정이 다른 조직 상태 관련 측정을 동반하여 또는 동반하지 않고 수행된다. 다양한 유형의 정보가 유도된다. 초음파 측정은 처치 영역 내부 및/또는 주변의 복수의 다른 위치에 대하여 제공될 수 있다. 초음파를 사용한 임의의 현재 알려진 또는 추후 개발될 측정이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 조직 변위, 음향 속도, 후방산란 강도 및 수신된 신호의 정규화된 상관 계수 중 둘 이상, 예를 들어, 4개 모두가 수행된다. 맥관 벽의 팽창 같은 다른 측정이 가능하다. 변형 또는 다른 탄성 측정이 초음파 데이터로부터 유도될 수 있다.

[0027] 조직 변위는 일차원, 이차원 또는 삼차원으로의 편위를 검출함으로써 측정된다. 최고 상관 또는 절대 편차의 최소 합과 연계된 편위가 결정된다. 현재 스캔 데이터는 이전 스캔 또는 초기 스캔 같은 기준 데이터 세트에 대하여 병진, 회전 및/또는 규모조정된다. 가장 크거나 충분한 유사도와 연계된 편위가 편위로서 결정된다. B-모드 또는 조화 모드 데이터가 사용되지만 다른 초음파 데이터가 사용될 수 있다. 하나의 위치로부터 계산된 변위는 다른 위치의 영역을 검색하거나 검색을 정제하기 위해 사용될 수 있다. 변위의 다른 측정이 사용될 수 있다.

[0028] 음향의 속도는 가열 동안 수신 시간과 가열 이전으로부터의 수신 시간의 비교에 의해 측정될 수 있다. 펄스가 전송된다. 반향이 주어진 위치로부터 복귀할 때까지의 시간이 트랜스듀서로부터 그 위치로, 그리고, 역으로의 음향의 속도를 결정하기 위해 사용될 수 있다. 다른 개구로 동일한 위치를 개별적으로 측정하고 평균화하는 것 같이 임의의 개구가 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 신호가 상관된다. 예로서, 빔형성 이후의 동위상 및 직교위상 신호가 기준 신호와 상관된다. 기준치와 현재 신호 사이의 위상 편위가 결정된다. 전송된 파형의 주파수(즉, 초음파 주파수)가 음향의 속도 또는 시간에 대한 위상 편차를 변환하기 위해 사용된다. 음향의 속도의 다른 측정이 사용될 수 있다.

[0029] 후방산란 강도는 B-모드 또는 M-모드이다. 반향 신호의 포락선의 강도 또는 에너지가 결정된다.

[0030] 수신된 신호의 정규화된 상관 계수가 측정될 수 있다. 동위상 및 직교위상 데이터 같은 검출 이전의 빔형성된 데이터가 교차 상관된다. 일 실시예에서, 기준 샘플 또는 샘플들이 취득된다. 처치 동안, 후속 샘플이 취득된다. 각 위치에 대하여, 깊이 3개 파장 같은 공간적 윈도우는 상관을 위한 데이터를 규정한다. 윈도우는 길이, 면적 또는 체적을 규정한다. 현재 데이터는 윈도우 공간 내의 기준 데이터와 상관된다. 정규화된 교차 상관이 윈도우 내의 데이터를 위해 수행된다. 새로운 데이터가 취득됨에 따라, 추가 교차 상관이 수행된다. 상관은 부정합의 양을 나타낸다. 상관성 또는 부정합의 척도가 유도될 수 있다.

[0031] 임의의 조직 상태 관련 음향 및 물리 파라미터 또는 파라미터의 변화가 측정될 수 있다. 파라미터의 조합이 입력 정보로서 사용될 수 있다. 다른 측정은 조직 탄성, 열 변형, 변형, 변형율, 운동(예를 들어, 변위 또는 컬러 유동 측정), 전단파 속도, 전단 탄성계수, 점도, 초음파 스펙트럼 특성 또는 반사 파워(예를 들어, 후방산란 단면)를 포함한다.

[0032] 유도된 정보는 조직 상의 치료의 효과를 반영한다. 이 효과는 순간적 온도에 관련될 수 있거나 특정 선량을 초

과한 열의 인가의 결과일 수 있다. 이 효과는 열의 제거 이후 지속될 수 있다. 치료 효과-그리고 바이오 효과- 관련 파라미터는 탄성(예를 들어, 음향 방사력 영상), 팽창(예를 들어, B-모드 트래킹으로부터 결정됨), 수축(예를 들어, B-모드 트래킹으로부터 결정됨), 위상 변화, 물 함량, 유동 또는 다른 유체 변화(예를 들어, 도플러 정보로부터 결정된 응고), 및/또는 다른 측정가능한 변화를 포함한다.

[0033] 다른 치료 데이터가 분류기에 대한 입력으로서 사용하기 위해 수신 또는 유도될 수 있다. 치료의 강도 또는 특성(예를 들어, 인가 선량)이 사용될 수 있다. 치료 데이터 파라미터의 변화 또는 이력이 사용될 수 있다.

[0034] 임상적 또는 다른 정보가 취득될 수 있다. 예로서, 유전 정보 또는 다른 조직 관련 데이터가 환자 기록으로부터 얻어질 수 있다. 조직 상의 효과를 반영하는 정보의 결정에 기여하는 임의의 특징이 사용될 수 있다.

[0035] 유도된 정보는 비초음파 양식을 사용할 수 있다. 예로서, 열전쌍, 적외 또는 다른 센서가 사용된다. 센서는 환자 내부에 삽입되거나 환자를 스캔한다. 다른 예로서, 치료 처치 장치로부터의 정보가 사용된다. 에너지 출력, 선량 또는 다른 열 처치의 파라미터가 측정 또는 수신된다.

[0036] 기준 온도 같은 비실시간 측정이 사용될 수 있다. 영역 내의 온도 분포에 대한 MRI 기반 측정이 사용될 수 있다. 환자의 영역에 열치료를 적용하는 동안 수행되는 초음파 측정과 연계된 것 같은 실시간 측정이 사용될 수 있다.

[0037] 이 정보는 모델에 대한 입력을 위한 값을 계산하기 위해 또는 모델에 대한 입력으로서 사용된다. 유도된 정보는 2차원 또는 3차원 영역 내의 모든 위치에 대해 초음파 데이터로부터 유도되는 것 같이 하나 이상의 위치에 대해 제공된다. 대안적으로, 유도된 정보는 일반적으로 전체 영역에 대해 하나의 선량 또는 에너지 수준 같이 전체 영역과 연계된다.

[0038] 선택적 단계 16에서, 하나 이상의 위치에서의 온도가 감시된다. 감시는 열치료 동안 이루어진다. 열이 환자의 조직 내에 인가되거나 생성될 때, 열의 초점 또는 초점 주변의 이차원 또는 삼차원 영역의 온도가 감시된다.

[0039] 임의의 침해적 또는 비침해적 온도 감시가 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 온도는 스캐닝에 대한 응답을 사용하여 감시된다. 초음파 데이터, 유도된 정보, 다른 초음파 데이터, 다른 유도된 정보 또는 그 조합이 온도 감시를 위해 사용된다. 예로서, 온도는 본 명세서에 참조로 그 내용이 통합되어 있는 미국 특허 출원 공개 제 2011/0060221호에 개시된 기계 학습 신경망 또는 다른 추산기를 사용하여 감시된다. 다수의 위치에서 온도를 추산하도록 훈련된 분류기는 치료 동안 시간에 걸쳐 온도의 추산치를 출력한다.

[0040] 치료 감시의 2개 스테이지가 제공된다. 치료 적용의 첫 번째 스테이지에서, 치료 에너지 개시로부터 임박 세포 사까지, 열 에너지 분포의 영상을 추산 및 출력하기 위해 추산기로서 음향 온도측정이 사용된다. 이들 공간적 온도 추산치는 치료를 위한 에너지가 적절히 집중되고, 중요 구조가 부정적으로 가열되지 않는 것을 보증한다. 사용자는 온도 추산치에 기초하여 조절을 수행하고 그리고/또는 프로세서가 치료 장치가 초점, 에너지 규모, 시간 또는 공간적 에너지 분포 또는 다른 치료 특성을 추산된 온도 분포의 피드백에 기초하여 자동으로 조절하게 할 수 있다.

[0041] 치료 적용의 두 번째 스테이지에서, 의사는 하위 조직 내의 세포사를 나타내는 유도된 정보 및/또는 음향 데이터의 변화를 검출한다. 온도 추산치가 높은 온도(예를 들어, 섭씨 55도 이상)에서 신뢰성이 낮아지고, 처치를 위한 원하는 온도(예를 들어, 섭씨 57도 이상)가 더 높기 때문에, 이 두 번째 스테이지는 온도 추산치가 덜 신뢰적이 된 이후에 하나 이상의 위치에서 세포사가 발생하는 것으로 추정되는 경우를 치료 시스템 또는 사용자에게 알리도록 구현된다. 대안적으로 또는 추가적으로, 완료도의 양(예를 들어, 100%에서 세포사를 나타내는 80% 절제) 또는 예측으로서 검출될 수 있다.

[0042] 단계 18에서, 단계 16의 감시는 단계 20의 검출로 전환된다. 하나 이상의 위치에서의 온도가 특정 지점에 도달하고 나면, 온도가 아닌 세포사의 % 또는 세포사를 나타내도록 흐름이 변한다. 대안 실시예에서, 온도 추산치 및 세포사의 검출 양자 모두가 치료 적용의 시작시로부터 수행된다. 다른 대안에서, 세포사의 검출은 온도 추산치에 의해 촉발되지만, 온도 추산은 동작 개시를 검출하고 나서도 정지되지 않고 지속된다. 분류기 또는 세포사 알고리즘의 검출기 및 온도의 추산기는 동일 기저 구조에 기초할 수 있거나(예를 들어, 양자 모두를 검출하도록 하나의 분류기를 훈련), 동일 또는 다른 기저 기계 학습 접근법을 사용하여 별개로 훈련된 분류기를 사용할 수 있다. 세포사의 검출은 온도 추산기와 동일한 입력 중 다수에 의존할 수 있다. 온도 입력이 치료의 적절한 지점에서 일관성있게 전이하기 때문에, 이들 입력은 세포사를 검출하기 위해 사용될 수 있다. 검출기 알고리즘은 성공적 치료 절제를 결정하기 위한 독립적 시스템일 수 있다.

- [0043] 임의의 온도가 절환을 위해 사용될 수 있다. 예로서, 초점 위치 또는 최대 온도의 위치에서 50, 51, 52, 53, 54 또는 55에 도달하는 온도가 사용된다. 다른 예로서, 임계치를 초과하는 10개 최고온 위치에 대한 평균 온도 값이 최고 X 개수 위치의 평균이 사용된다. 일 실시예에서, 임계치는 임박 세포사에 기초하여 설정된다. 세포사는 통상적으로 평균 선량(시간에 걸친 규모)에 대해 섭씨 약 57도에서 발생한다. 임계치는 1도 또는 수도 낮게 설정된다. 에너지 적용율이 다른 경우, 다른 임계치가 사용될 수 있다.
- [0044] 단계 20에서, 조직사의 시점이 검출된다. 프로세서는 분류기를 적용한다. 정보의 입력 특징 벡터가 분류기에 입력된다. 프로세서는 조직의 사망 시점을 출력하기 위해 매트릭스 또는 다른 분류기 구성을 적용한다. 대안적으로, 예측 또는 % 세포사가 검출될 수 있다.
- [0045] 일 실시예에서, 분류기는 기계 훈련 신경망이다. 기계 학습 신경망을 적용하는 프로세서에 의해, 하나 이상의 위치의 세포사의 시점 또는 발생이 출력된다. 신경망 또는 다른 인공지능 방법이 사용되어 입력 정보의 전이, 변화 또는 상태에 기초하여 조직의 상태의 전이를 검출한다.
- [0046] 임의의 다양한 분류기가 사용될 수 있다. 신경망 또는 구간 선형 모델 같은 임의의 모델이 사용될 수 있다. 모델은 이론 또는 실험에 기초하여 설계 또는 프로그램된다. 일 실시예에서, 모델은 기계 학습 모델이다. 모델은 주어진 시간의 조직 상태 또는 시간에 걸친 실제 조직 상태와 연계된 훈련 데이터 같은 실제 기준(ground truth)으로 라벨링된 훈련 데이터의 세트로부터 훈련된다. 예로서, 다양한 정보 또는 수신 데이터가 다수의 환자 각각으로부터 시간에 걸쳐 취득된다. 열치료 동안, 조직의 상태는 전문가에 의해 결정된다. 조직의 상태나 조직이 사망하였는지 여부는 실제 기준이다. 하나 이상의 다양한 기계 학습 프로세스를 통해, 분류기는 값 및/또는 임의의 피드백이 주어지면 세포사를 검출하도록 훈련된다.
- [0047] 임의의 기계 학습 알고리즘 또는 접근법이 분류를 위해 사용될 수 있다. 예로서, 지지 벡터 머신(예를 들어, 2-표준 SVM), 선형 재귀, 부스팅 네트워크, 확률 부스팅 트리, 선형 판별 분석, 릴리번스 벡터 머신(relevance vector machine), 신경망, 그 조합 또는 다른 현재 알려진 또는 추후 개발될 기계 학습이 제공된다. 기계 학습은 매트릭스 또는 다른 출력을 제공한다. 매트릭스는 알려진 결과와 함께 훈련 데이터의 데이터베이스의 분석으로부터 유도된다. 기계 학습 알고리즘은 결과에 대한 다양한 입력의 관계를 결정한다. 학습은 입력 특징 중 부분 집합만을 선택할 수 있거나 모든 가용 입력 특징을 사용할 수 있다. 프로그래머는 어느 입력 특징을 사용할 것인지 또는 훈련의 다른 특성에 영향을 주거나 제어할 수 있다. 예로서, 프로그래머는 가용한 특징을 실시간으로 가용한 정보로 한정할 수 있다. 매트릭스는 입력 특징을 결과와 연계시켜 분류를 위한 모델을 제공한다. 기계 훈련은 결과와 함께 하나 이상의 입력 변수 사용의 관계를 제공하여 수동으로 수행되기 쉽지 않은 상호관계의 생성 또는 확인을 가능하게 한다.
- [0048] 모델은 조직 사망 확률 관련 정보를 나타낸다. 이 확률은 조직이 사망할 가능성이다. 다양한 가능한 조직 상태와 연계된 가능성 범위(예를 들어, 사망 또는 비사망의 이원적 상태 또는 셋 이상의 가능한 상태)가 출력된다. 대안적으로, 최고 확률을 갖는 조직 상태가 출력된다. 다른 실시예에서, 조직 상태 또는 이원적 사망 또는 비사망 정보가 확률 정보 없이 출력된다.
- [0049] 기계 학습에 대한 대안으로서, 수동 프로그램된 분류기가 사용될 수 있다. 분류기는 기계 훈련 또는 다른 프로세스를 사용하여 확인될 수 있다.
- [0050] 특정 환자에 대한 적용을 위해, 검출은 정보의 입력에 기초한다. 세포사 시점 또는 세포사까지의 진행 양이 하나 이상의 유형의 정보로부터 검출된다. 다양한 유형의 정보를 사용하여, 더욱 정확한 분류가 제공될 수 있다. 임의의 초음파 데이터, 초음파 데이터로부터 유도된 정보 및/또는 비초음파 정보가 입력 벡터에 포함될 수 있다. 예로서, 변형, 신호 부정합 및 B-모드 데이터(예를 들어, 후방산란 강도)에 응답하여 시점이 검출된다. 다른 정보는 다른 탄성 특성 같은 다른 특성을 나타낸다. 다른 예로서, 검출 알고리즘에 대한 입력으로서 사용되는 음향 신호로부터 유도된 정보 또는 음향 신호는 변형, 변위, 후방산란 파워, 신호 부정합, 전단 파 속도, 임의의 다른 조직 탄성의 척도 또는 다른 정보를 포함한다.
- [0051] 조직 상태 관련 정보 및/또는 치료 데이터가 분류기에 적용된다. 이 정보 또는 데이터는 자료 데이터로서 입력된다. 대안적으로, 값들(즉, 측정치 및/또는 데이터)이 처리되고, 처리된 값들이 입력된다. 예로서, 값들은 공간적 및/또는 시간적으로 필터링된다. 다른 예로서, 이 값들로부터의 변동, 편차, 정규화 또는 다른 함수를 결정하는 것 같이 다른 유형의 값이 이 값들로부터 계산될 수 있다. 다른 예에서, 현재 값과 기준 또는 이전 값 사이의 변화가 결정된다. 윈도우 시간에 걸친 값들의 시간 이력이 사용될 수 있다. 값들은 분류기의 특징으로서 입력된다.

- [0052] 분류기의 출력이 입력으로서 사용될 수 있다. 이 값들은 열치료의 적용 동안 적용된다. 분류기의 최초 적용을 위해, 피드백은 개시 또는 초기 상태(즉, 건강 또는 암)의 조직 같이 기준 조직 상태로 대체된다. 분류기의 추가 적용을 위해, 이전 출력이 입력으로서 피드백되어 시간 의존성 분류기를 제공한다. 분류기에 의해 출력된 조직 상태 정보는 하나 이상의 다른 시간의 상태 같은 정보의 시간 이력으로서 피드백된다. 열치료 동안, 측정 또는 수신된 값이 갱신되지만(즉, 현재값이 분류기의 각 적용을 위해 입력됨), 다양한 값이 또한 사용될 수 있다. 피드백은 이전 시간에 영역의 관련 정보 또는 조직 상태의 추산된 공간적 분포를 제공한다. 분류기의 후속 출력은 검출의 이전 출력과 초음파 데이터 또는 다른 값의 함수이다. 값의 시간 이력은 입력으로서 사용될 수 있으며, 그래서, 조직 상태의 시간 이력 및 공간적 분포(예를 들어, 치료 효과 관련 파라미터)가 분류기의 특징으로서 사용된다.
- [0053] 분류기의 적용을 위한 정보 및/또는 데이터 입력은 특이 시간을 나타낸다. 소정 시간의 조직의 값이 입력된다. 분류기는 이 시간에서의 값에 기초하여 검출한다. 분류기는 그 시간의 조직의 상태를 결정하기 위해 주기적으로 적용된다. 대안적으로, 분류기는 시간에 걸친 값으로부터 유도된 변화, 경향 또는 다른 정보를 사용한다. 분류기는 해당 시간에 조직의 상태를 결정하기 위해 주기적으로 적용되지만 그 시간 또는 다른 시간을 위한 값들을 사용한다.
- [0054] 분류기는 조직의 사망 시점을 검출한다. 변성 또는 조직 상태의 다른 변화의 시간이 검출된다. 소정 선량 이후 또는 주어진 온도에 응답하여 열치료는 세포사를 유발하여 조직을 죽인다. 치료가 지점에 격리되어 있지 않기 때문에, 조직의 상태는 하나보다 많은 위치에 대해 검출된다. 환자 내의 위치의 일차원, 이차원 또는 삼차원 분포에 걸친 조직의 상태가 분류된다. 각 위치에 대하여, 살아 있는 조직으로부터 죽은 조직으로의 전이가 중점으로서 검출된다. 치료는 지속될 수 있지만, 조직의 사망은 치료가 해당 위치에 대해 지속될 필요가 없다는 것을 나타낸다. 절제의 양 또는 접근의 검출이 제공될 수 있다.
- [0055] 분류기는 조직의 세포사를 나타내는 입력 특징 벡터의 다수의 시그니처 패턴 중 하나 또는 시그니처 패턴을 검출한다. 덜 신뢰적인 온도 측정치를 형성하는 입력 정보의 전이는 치료 파워 전달의 중단 이후 관찰되는 (생체밖) 조직 내의 변화와 일치한다. 도 2는 치료 실험에 사용되는 생체밖 소 간 조직의 영상을 보여준다. 조직은 고강도 집속 초음파(HIFU) 초점의 중심을 통해 절개된다. 영상의 중심의 건조된 영역은 HIFU 초점에 대응한다. 이 조직은 본질적으로 집속된 음향 파워의 인가에 의해 "쿠킹"되었다. 입력 내의 관찰가능한 변화는 단백질 변성 및 건조와 일치한다. 이 치료 중점은 세포사와 연계된 조직 변화의 시그니처로서 기저 음향 신호 또는 유도된 정보의 반복가능하고 예측가능한 변화로부터 검출된다.
- [0056] 이러한 방식으로 사용되면, 신경망 또는 다른 분류기는 조직의 물리적 상태 전이의 검출기이다. 전이는 세포사와 연계되는 것으로 확인된다. 예로서, 조직변화 확인 연구를 통해 및/또는 섭씨 43도에서 240 등가 분(equivalent minute)의 감시를 통해, 이 확인이 훈련을 위한 실제 기준으로 사용된다. 도 3은 구배가 변하는 온도 추산치, 전체가 선형인 실제 열전쌍 확인 온도, 치료(치명적) 선량(섭씨 57도) 및 온도 분류가 실제 온도(역시 섭씨 57도)로부터 이탈되도록 실제 신호가 전이를 받는 지점을 예시한다. 온도의 부정확성을 초래하는 시그니처는 조직의 상태를 검출하기 위해 사용될 수 있다.
- [0057] 특징의 입력에 응답하여, 분류기는 조직 상태를 출력한다. 예로서, 분류기는 이차원의 변위, 이차원의 탄성, 이차원의 정규화된 교차상관 계수 및 이차원의 후방산란 강도를 입력 특징으로서 사용한다. 분류기는 2차원에서 분포된 위치를 위한 조직 상태를 결정한다. 분류기는 입력 정보로부터 조직 상태 또는 조직 상태 분포(즉, 서로 다른 위치 및/또는 시간에서의 조직 상태)를 출력한다. 조직 상태의 해상도는 이원성(사망 또는 비사망) 같은 임의의 레벨로 이루어질 수 있다. 대안적으로, 상태의 변화 같은 다른 조직 상태 관련 정보가 출력된다.
- [0058] 단계 22에서, 세포사로의 전이가 표시된다. 세포사의 시점이 출력된다. 임의의 출력이 사용될 수 있다. 일 실시예에서, 영상이 출력된다. 영상은 조직 상태의 분포를 보여준다. 조직 상태는 추산된 온도 같은 다른 정보와 함께 표시될 수 있다. 예로서, 색상은 온도 및 휘도를 보여주거나 사망된 조직 또는 조직 상태를 보여주기 위해 다른 색상이 사용된다. 다른 예로서, 조직 상태는 B-모드 영상 상에 중첩된 것 같이 해부학을 나타내는 초음파 영상 상에 중첩물로서 제공된다.
- [0059] 다른 실시예에서, 지표는 문자 표시, 가청 음향 또는 다른 출력의 형태의 사용자에게 대한 경보이다. 라인을 따라서 또는 시간의 함수로서 조직 상태의 그래프가 표시될 수 있다. 서로 다른 시간에 서로 다른 상태의 확률의 차트가 출력될 수 있다.
- [0060] 지표가 실시간으로 제공되거나, 전이가 검출될 때 제공된다. 출력은 조직사의 시점으로 이루어진다. 대안적으

로, 지표는 검출 이전에 예측되거나 검출 이후의 임의의 양의 시간에 제공된다. 출력은 조직사의 시점을 나타내지만, 해당 시간에 제공되지 않을 수 있다.

[0061] 대안적 또는 추가적 실시예에서, 시점은 치료를 제어하기 위해 사용된다. 제어는 사용자가 조직 상태 정보를 기초하여 열치료를 위한 중점 또는 조절을 선택하는 것 같이 수동적이다. 대안적으로, 제어는 조직 상태가 하나 이상의 위치에 도달될 때 치료를 중단하거나 변화시키는 것(예를 들어, 치료의 강도, 초점 또는 위치) 자동적이다. 세포사 이전의 온도 및/또는 세포사이 검출에 기초하여 세포사 및 조직 변성이 접근됨에 따라 선량은 점진적으로 감소 또는 증가될 수 있다. 다른 실시예에서, 치료 동안 또는 치료의 종료로부터의 조직 상태가 추후 시간의 예후 또는 치료 결과를 결정하기 위해 사용된다.

[0062] 도 5는 의료 진단 초음파에 의한 열치료 절제 검출을 위한 시스템의 일 실시예를 도시한다. 절제의 중점은 세포사 또는 건강의 다른 조직 상태로의 전이이다. 절제가 검출되지만, 치료는 동일 위치 또는 다른 위치에서 지속될 수 있다. 시스템은 도 1에 대해 상술한 방법 또는 다른 방법을 수행한다.

[0063] 초음파 시스템은 전송 빔형성기(52), 트랜스듀서(54), 수신 빔형성기(56), 이미지 프로세서(58), 표시장치(60), 프로세서(62) 및 메모리(64)를 포함한다. 다른 시스템이 사용될 수 있다. 추가적인, 다른 또는 더 소수의 구성요소가 제공될 수 있다. 예로서, 별개의 검출기 및 스캔 변환기도 제공된다. 다른 예로서, 별개의 치료 트랜스듀서 또는 처치 시스템이 제공된다.

[0064] 변성 또는 세포사의 검출기는 초음파 데이터로부터의 입력 특징 중 어떠한 것도 사용하지 않거나 하나 또는 그 이상을 사용한다. 데이터의 다른 소스는 센서, 치료 시스템 또는 다른 입력을 포함한다. 이런 장치 또는 입력은 프로세서(62) 또는 메모리(64)에 제공될 수 있다. 일 실시예에서, 검출기에 의해 사용되는 입력 특징 모두가 초음파 데이터로부터 취득된다.

[0065] 시스템(10)은 의료 진단 초음파 영상 시스템이다. 영상은 이차원, 삼차원, B-모드, 도플러, 컬러 유동, 스펙트럼 도플러, M-모드, 변형, 탄성 또는 현재 알려져 있거나 추후 개발될 다른 영상 양식을 포함한다. 초음파 시스템(10)은 전체 크기 카트 장착 시스템, 소형 휴대용 시스템, 수조작식 시스템 또는 다른 현재 알려지거나 추후 개발될 초음파 영상 시스템이다. 다른 실시예에서, 프로세서(62) 및 메모리(64)는 별개의 시스템의 일부이다. 예로서, 프로세서(62) 및 메모리(64)는 초음파 시스템과 연계되어 또는 그와 독립적으로 동작하는 워크스테이션 또는 퍼스널 컴퓨터이다. 다른 예로서, 프로세서(62) 및 메모리(64)는 치료 시스템의 일부이다.

[0066] 트랜스듀서(54)는 단일, 일차원, 다차원 또는 다른 현재 알려진 또는 추후 개발될 초음파 트랜스듀서이다. 트랜스듀서(54)의 각 요소는 압전, 마이크로전자기계, 용량성 멤브레인 초음파 트랜스듀서 또는 다른 현재 알려져 있거나 추후 개발될 음향 에너지와 전기 에너지 사이의 변환을 위한 변환 요소이다. 트랜스듀서 요소 각각은 송신 빔형성기(52)로부터 전기 에너지를 수신하고, 음향 반향에 응답한 전기 에너지를 수신 빔형성기(56)로 제공하기 위해 빔형성기(52, 56)에 연결된다.

[0067] 전송 빔형성기(52)는 하나 이상의 파형 생성기, 증폭기, 지연기, 위상 회전기, 승산기, 합산기, 디지털-아날로그 변환기, 필터, 그 조합 및 다른 현재 알려져 있거나 추후 개발될 전송 빔형성기 구성요소이다. 전송 빔형성기(52)는 전송 개구의 각 요소를 위한 전송 신호를 생성하기 위해 복수의 채널로 구성된다. 각 요소를 위한 전송 신호는 하나 이상의 스캔 라인을 따라 음향 에너지를 집중하기 위해 서로에 대해 지연 및 애퍼디다이징(apodized)된다. 다양한 진폭, 주파수, 대역폭, 지연, 스펙트럼 에너지 분포 또는 다른 특성의 신호가 전송 이벤트 동안 하나 이상의 요소를 위해 생성된다.

[0068] 수신 빔형성기(56)는 환자의 영역을 나타내는 초음파 데이터를 취득하도록 구성된다. 초음파 데이터는 조직 관련 정보의 측정, 정보 취득, 초음파 데이터 취득 및/또는 다른 치료 데이터 수신을 위한 것이다.

[0069] 수신 빔형성기(56)는 트랜스듀서(54)의 다양한 요소를 위해 수신된 신호를 개별적으로 처리하기 위한 복수의 채널을 포함한다. 각 채널은 지연, 위상 회전기, 증폭기, 필터, 승산기, 합산기, 아날로그-디지털 변환기, 제어 프로세서, 그 조합 및 다른 현재 알려져 있거나 추후 개발될 수신 빔형성기 구성요소를 포함할 수 있다. 수신 빔형성기(56)는 또한 다양한 채널로부터의 신호를 빔형성된 신호로 조합하기 위한 하나 이상의 합산기를 포함한다. 후속 필터가 또한 제공될 수 있다. 다른 현재 공지되어 있거나 추후 개발될 수신 빔형성기가 사용될 수 있다. 전송 이벤트로부터 음향 반향을 나타내는 전기 신호는 수신 빔형성기(56)의 채널에 전달된다. 수신 빔형성기는 스캐닝된 영역의 하나 이상의 위치를 나타내는 동위상 및 직교위상, 무선 주파수 또는 다른 데이터를 출력한다. 검출 이전의 채널 데이터 또는 수신 빔형성된 데이터는 프로세서(62)에 의해 사용될 수 있다.

[0070] 수신 빔형성된 신호는 후속하여 이미지 프로세서(58)에 의해 초음파 영상을 생성하도록 검출 및 사용된다. 이

미지 프로세서(58)는 B-모드/M-모드 검출기, 도플러/유동/조직 운동 추산기, 고조파 검출기, 대비제 검출기, 스펙트럼 도플러 추산기, 그 조합 또는 다른 현재 알려져 있거나 추후 개발될 초음파 데이터 또는 수신된 신호로부터 영상을 생성하기 위한 장치이다. 이미지 프로세서(58)는 스캔 변환기를 포함할 수 있다. 스캔 변환 이전 또는 이후에 검출되거나 추산된 신호는 프로세서(62)에 의해 사용될 수 있다.

[0071] 표시장치(60)는 모니터, LCD, 플라즈마, 프로젝터, 프린터 또는 다른 현재 알려져 있거나 추후 개발될 표시 장치이다. 프로세서(62) 및/또는 이미지 프로세서(58)는 표시장치(60)를 위한 표시 신호를 생성한다. RGB 값 같은 표시 신호가 프로세서(62)에 의해 사용될 수 있다.

[0072] 표시장치(60)는 B-모드 조직 영상 같은 열치료 동안 조직을 나타내는 영상을 표시하도록 구성된다. 표시장치(60)는 종점 검출의 지표 또는 경보를 대안적으로 또는 추가적으로 표시할 수 있다. 절제가 이루어진 시간이 표시될 수 있다. 대안적으로, 절제는 종점이 도달된 임의의 위치의 부각점으로서 표시된다. 예로서, 검출기 출력은 적색으로서 세포사를 갖는 위치를 나타내는 것 같이 B-모드 영상의 색상을 변경하기 위해 사용된다. 절제의 % 완료가 사용될 수 있다. 다른 실시예에서, 표시장치(60)는 세포사의 발생을 나타내는 변색이는 경고 같은 경보를 출력한다. 가청 정보 또는 명령이 출력될 수 있다.

[0073] 프로세서(62)는 제어 프로세서, 빔형성 프로세서, 범용 프로세서, 용도 특정 집적 회로, 현장 프로그램가능 게이트 어레이, 디지털 구성요소, 아날로그 구성요소, 하드웨어 회로, 그 조합 및 다른 현재 알려져 있거나 추후 개발될 정보 처리를 위한 장치이다.

[0074] 프로세서(62)는 세포사 또는 변성을 검출하기 위해 컴퓨터 코드, 펌웨어 및/또는 하드웨어로 구성된다. 영역 내의 세포사가 검출된다. 일차원, 이차원 또는 삼차원 영역 내에 분포된 위치가 감시된다. 세포사가 위치 각각에서 발생하는 경우 또는 이러한 때, 프로세서(62)는 이 이벤트를 검출한다. 프로세서(62)는 세포사를 검출하기 위해 기계 학습 분류기를 구현한다. 분류기는 하나 이상의 입력 특징에 기초하여 추산하기 위한 매트릭스, 알고리즘 또는 그 조합이다.

[0075] 프로세서(62)는 모델에 입력되는 특징을 위한 값을 수신, 요청 및/또는 계산한다. 일 실시예에서, 특징 및 대응 값 중 하나 이상은 초음파 데이터의 함수이다. 초음파 데이터로부터의 특징은 세포사시 또는 세포사 직전에 전이가 발생할 수 있다. 전이의 패턴은 세포사 검출을 위해 사용될 수 있다.

[0076] 둘 이상의 다른 유형의 파라미터가 초음파 데이터로부터 유도된다. 이 파라미터는 부정합, 변위 및 후방산란 강도 같은 초음파에 응답한 다양한 조직 특성을 나타낸다. 위치마다 각 파라미터를 위해 단일 값이 제공된다. 다양한 시간 및/또는 위치에서 특징을 나타내기 위해 파라미터 마다 다수의 값이 적용될 수 있다. 입력 특징의 파라미터 값은 B-모드 값 같은 자료 데이터로부터 얻어지거나, 트래킹 또는 상관을 사용하는 방식 등으로 계산된다.

[0077] 프로세서(62)는 현재 시간을 위한 값을 적용한다. 값들은 현재 측정치, 이전 측정치 또는 측정치 사이의 변화로 이루어진다. 일 실시예에서, 특징들 중 하나 이상은 분류기의 이전 출력이다. 시간 의존 모델이 사용된다. 초기 입력은 치료 시작 이전에 어떠한 세포사나 기준 측정도 없는 것 같이 가정된 값일 수 있다. 피드백에 의해 경향 또는 변화가 고려되어 열치료의 예측 제어를 가능하게 한다. 피드백은 원 출력으로 이루어지거나, 세포사를 갖는 인접 위치를 위한 특징 같이 이전 출력 또는 출력들로부터 계산된다.

[0078] 다른 실시예에서, 프로세서(62)는 온도 추산기를 구현하도록 구성된다. 동일하거나 다른 입력 특징을 사용하여 온도 추산기는 열치료 동안 다양한 위치에서 온도를 추산한다. 온도 추산기는 음향 속도 같은 하나의 특성을 사용할 수 있다. 대안적으로, 온도 추산기는 온도를 추산하기 위해 다양한 초음파 데이터 및/또는 유도 정보를 사용하는 기계 학습 분류기이다. 온도 추산기의 출력은 세포사의 검출기를 위한 입력 특징으로서 사용될 수 있고, 그리고/또는 치료 감시를 위한 온도 맵을 표시하기 위해 사용된다.

[0079] 메모리(64)는 의료 진단 초음파에 의해 열치료 절제 검출을 위하여 프로그램된 프로세서에 의해 실행될 수 있는 명령어를 나타내는 데이터를 내부에 저장하고 있는 컴퓨터 판독가능 저장 매체이다. 본 명세서에 설명된 프로세스, 방법 및/또는 기술을 이행하기 위한 명령은 컴퓨터 캐시, 버퍼, RAM, 제거가능 매체, 하드 드라이브 또는 다른 컴퓨터 판독가능 저장 매체 같은 컴퓨터 판독가능 저장 매체 또는 메모리에 제공된다. 컴퓨터 판독가능 저장 매체는 다양한 유형의 휘발성 및 비휘발성 저장 매체를 포함한다. 본 명세서에 설명되고 도면에 예시되어 있는 기능, 단계 또는 임무는 컴퓨터 판독가능 저장 매체 내에 또는 컴퓨터 판독가능 저장 매체 상에 저장된 하나 이상의 명령어 세트에 응답하여 실행된다. 이러한 기능 단계 또는 임무는 명령어 세트, 저장 매체, 프로세서 또는 처리 전략의 특정 유형에 독립적이며, 단독으로 또는 조합하여 동작하는 소프트웨어, 하드웨어, 집적

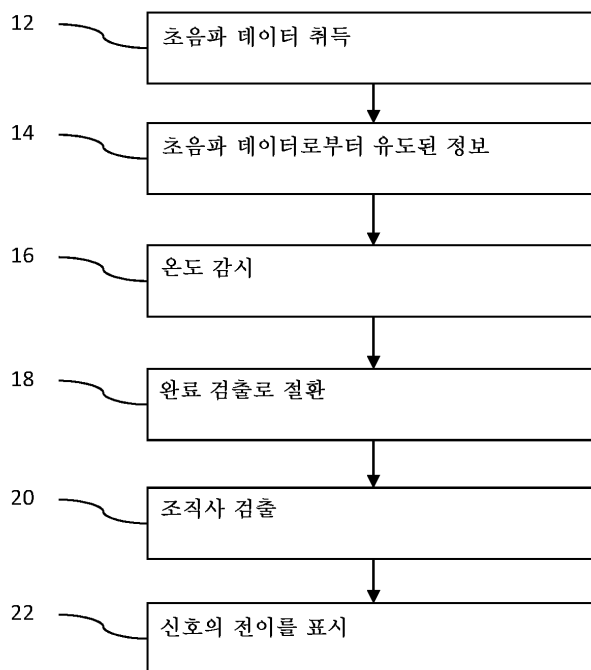
회로, 펌웨어, 마이크로 코드 등에 의해 수행될 수 있다. 유사하게, 처리 전략은 다중처리, 멀티태스킹, 병렬 처리 등을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 명령어는 지역 또는 원격 시스템에 의한 관독을 위해 제거가능한 매체 장치 상에 저장된다. 다른 실시예에서, 명령어는 컴퓨터 네트워크를 통한 또는 전화선을 거친 전달을 위해 원격 위치에 저장된다. 또 다른 실시예에서, 명령어는 주어진 컴퓨터, CPU, GPU 또는 시스템에 저장된다.

[0080]

본 발명을 다양한 실시예를 참조로 상술하였지만, 본 발명의 범주로부터 벗어나지 않고 다양한 변경 및 변형이 이루어질 수 있다는 것을 이해하여야 한다. 따라서, 상술한 상세한 설명은 제한이 아닌 예시로서 간주되어야 하며, 모든 균등물을 포함하는 이하의 청구범위가 본 발명의 개념 및 범주를 정의하는 것임을 이해하여야 한다.

도면

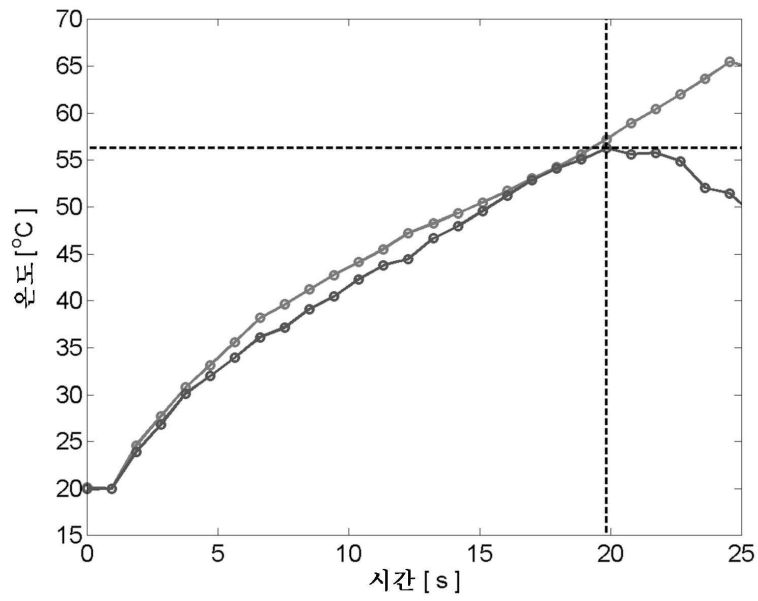
도면1



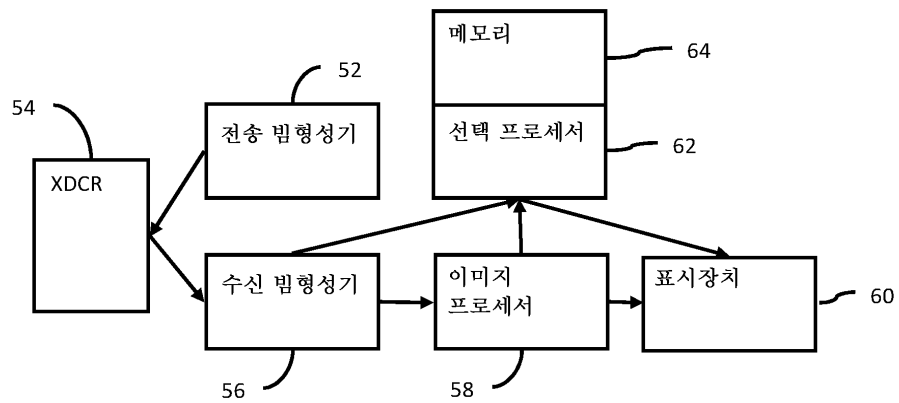
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	发明名称通过超声检测热疗		
公开(公告)号	KR1020150114419A	公开(公告)日	2015-10-12
申请号	KR1020150043958	申请日	2015-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
当前申请(专利权)人(译)	Yueseueyi西门子医疗解决方案公司		
[标]发明人	BRUNKE SHELBY HSU STEPHEN		
发明人	브룬케셸비 수스티븐		
IPC分类号	A61B8/08 A61B18/04 A61B19/00		
CPC分类号	A61B8/08 A61B18/04 A61B90/36 A61B8/485 A61B8/5223 A61B2018/00577 A61B2018/00791 A61B2018/00898 A61B2018/00982 A61B2090/378 G16H50/30		
代理人(译)	Yangyoungjun Angukchan		
优先权	14/567946 2014-12-11 US 61/973668 2014-04-01 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

热疗消融检测 (20) 使用医学诊断超声波。由于声学测量的信息对于接近治疗完成时的温度的温度估计变得不可靠，所以相反或另外使用该信息来检测 (20) 指示充分治疗的组织状况，例如检测 (20) 细胞死亡。使用多种不同类型的参数作为输入和/或机器学习分类器，通过使用使得温度估计不太可靠的转变来检测 (20) 从组织改变识别完成治疗。一种热疗消融检测方法，包括以下步骤：(12) 从超声系统热处理的患者的组织扫描中采集超声数据；(14) 通过超声系统的处理器 (62) 从超声数据中引入信息；(20) 基于信息输入，应用分类器的超声系统的处理器 (62) 检测转变或死亡时间点；并输出 (22) 时间点的指标。

COPYRIGHT KIPO 2016

