



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105877779 A

(43) 申请公布日 2016. 08. 24

(21) 申请号 201510423919. 6

(22) 申请日 2015. 04. 01

(30) 优先权数据

61/973, 668 2014. 04. 01 US

14/567, 946 2014. 12. 11 US

(71) 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72) 发明人 S·布伦克 S·苏

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 史新宏

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

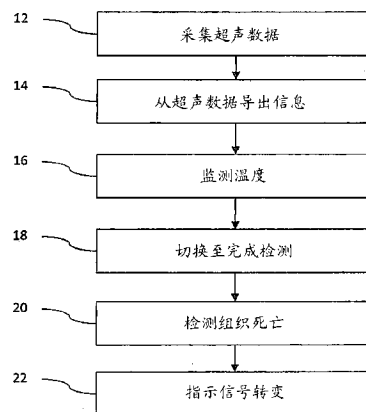
权利要求书2页 说明书10页 附图2页

(54) 发明名称

利用超声进行热疗消融检测

(57) 摘要

热疗消融检测 (20) 使用医学诊断超声。由于声学测量的信息在接近治疗完成时的温度处评估温度变得不可靠, 该信息替代或另外地用于检测 (20) 指示充分治疗的组织状况, 诸如检测 (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, 使用使得温度评估较不可靠的转变从组织转变角度来检测 (20) 治疗完成。



1. 一种利用医学诊断超声进行热疗消融检测的方法,该方法包括:  
利用超声系统从进行热疗的患者的组织扫描中采集 (12) 超声数据;  
通过超声系统的处理器 (62) 从超声数据导出 (14) 信息;  
通过超声系统的处理器 (62) 应用分类器,基于信息输入来检测 (20) 组织死亡或向组织死亡转变的时间点;  
输出 (22) 时间点的指示。
2. 权利要求 1 所述的方法,其中所述采集 (12) 包括采集 (12) 作为 B 型数据的超声数据。
3. 权利要求 1 所述的方法,其中所述导出 (14) 包括计算热应变和信号去相关。
4. 权利要求 1 所述的方法,其中所述检测 (20) 包括利用分类器检测 (20),分类器包括机器训练神经网络,信息输入至机器训练神经网络以及机器训练神经网络输出 (22) 时间点。
5. 权利要求 1 所述的方法,其中所述检测 (20) 包括在一定时间上输入信息以及分类器检测 (20) 时间点。
6. 权利要求 1 所述的方法,还包括:  
利用另一分类器响应超声数据、所述信息、其他超声数据、其他信息或其组合来评估 (16) 温度,作为位置的函数;  
响应通过其他分类器的一个或多个评估温度来触发 (18) 检测 (20)。
7. 权利要求 13 所述的方法,其中所述触发 (18) 包括当一个或多个温度到达逼近细胞死亡的温度阈值时触发 (18)。
8. 一种非瞬态计算机可读存储介质,具有存储在其中的、代表由编程处理器 (62) 可执行的指令的数据,用于利用医学诊断超声进行热疗消融检测,所述存储介质包括如下指令,用于:  
在热疗期间利用超声换能器扫描 (12) 患者;  
利用超声扫描器计算 (14) 在响应扫描的时间上第一和第二类型的组织特性;  
由处理器 (62) 并从第一和第二类型的组织特性来识别 (20) 与组织变性相关的转变;  
以及  
指示 (22) 该转变。
9. 权利要求 15 所述的非瞬态计算机可读存储介质,其中所述识别 (20) 包括由处理器 (62) 应用机器学习神经网络来识别 (20)。
10. 权利要求 15 所述的非瞬态计算机可读存储介质,其中所述识别 (20) 包括识别 (20) 与组织细胞死亡相关的第一和第二类型的组织的信号变化模式。
11. 权利要求 15 所述的非瞬态计算机可读存储介质,其中所述计算 (14) 包括计算 (14) 应变、位移、背向散射功率、信号相关性、剪切波速度、或弹性中的两个或多个。
12. 权利要求 15 所述的非瞬态计算机可读存储介质,还包括在热疗期间通过响应扫描来监测 (16) 温度,以及响应监测来切换 (18) 至识别。
13. 一种利用医学诊断超声进行热疗消融检测的系统,该系统包括:  
接收波束形成器 (56),其配置为采集表示患者区域的超声数据;  
处理器 (62),其配置为利用机器训练分类器和机器训练分类器的输入特征向量来确定

该区域内的细胞死亡,输入特征向量包括从超声数据导出的两个或多个类型的参数;以及显示器(60),其配置为显示细胞死亡的指示。

## 利用超声进行热疗消融检测

### 技术领域

[0001] 本专利文献要求 2014 年 4 月 1 日提交的临时 US 专利申请序列号 No. 61/973, 668 在 35 U. S. C. § 119(e) 下的申请日权益, 其通过引入包含于此。

### 背景技术

[0002] 本发明涉及利用超声监视的热疗。基于热能量的治疗在患者内施加热量。诸如 RF 消融、微波、激光辐射、或高强度聚焦超声 (HIFU) 的各种模态输送能量。这些治疗的安全性和效力与有剂量终末 (end-of-dose) 组织温度以及所治疗组织的时间 - 温度历史紧密相关。时间 - 温度历史被量化为“热剂量”。

[0003] 使用诸如针探头的侵入传感器监视温度和剂量。侵入程序是不期望的。磁共振成像 (MRI) 监视非侵入地测量组织治疗温度。MRI 方法不提供实时反馈和 / 或是昂贵的。超声可用于非侵入监视。美国公开专利申请 2011/0060221 教导了使用神经网络进行组织温度的评估。源自成像模式的声学信息输入至神经网络。神经网络基于声学信息评估温度, 从而可实时地评估。当组织的绝对温度通过高能聚焦超声的输送而达到约 55-57 摄氏度时, 输入至神经网络评估量的声学信号经历特性的快速改变。声学信号恶化到精确温度测量被混淆的程度。

### 发明内容

[0004] 通过介绍, 下文所述的优选实施方式包括利用医学诊断超声进行热疗消融检测的方法、计算机可读介质、指令、和系统。由于声学测量的信息在接近治疗完成时的温度处针对温度评估变得不可靠, 该信息替代地或另外地用于检测指示充分治疗的组织条件, 诸如检测细胞死亡。使用多个不同类型的参数作为输入和 / 或机器学习分类器, 使用使得温度评估不怎么可靠的转换来检测从组织改变角度的治疗完成。

[0005] 在第一方面, 提供了利用医学诊断超声进行热疗消融检测的方法。超声系统需要经历热疗的患者的组织扫描的超声数据。处理器从超声数据导出信息。处理器通过应用分类器, 基于分类器响应信息输出的输出来检测组织的死亡时间点。输出时间点的指示。

[0006] 在第二个方面, 一种非瞬态计算机可读存储介质具有存储在其中的、代表可由编程处理器执行的指令的数据, 用于利用医学诊断超声进行热疗消融检测。存储介质包括指令, 用于: 在热疗期间利用超声换能器扫描患者; 利用超声扫描器计算在响应扫描的时间内第一和第二类型的组织特性; 由处理器并从第一和第二类型的组织特性来识别与组织变性相关的转变; 以及指示该转变。

[0007] 在第三方面, 提供了一种利用医学诊断超声进行热疗消融检测的系统。接收波束形成器配置为采集表示患者区域的超声数据。处理器配置为利用机器训练分类器和机器训练分类器的输入特征向量来确定该区域内的细胞死亡, 输入特征向量包括从超声数据导出的两个或多个类型的参数。显示器配置为显示细胞死亡的指示。

[0008] 本发明的其他方面和优点在下文中结合优选实施方式进行讨论。本发明由所附权

利要求书限定,并且该部分中的任何内容不应被当做是这些权利要求的限制。

### 附图说明

[0009] 各部件和附图无需按比例绘制,而重点是在于示意本发明的原理。此外,在附图中,同样的参考数字标示全部不同附图中的相应部件。

[0010] 图 1 是用于利用医学诊断超声进行热疗消融检测的方法的一个实施方式的流程图;

[0011] 图 2 是示出热疗中细胞死亡区域的组织图像示例;

[0012] 图 3 是示意所测量温度和评估温度之间的偏差的曲线图;

[0013] 图 4 是用于利用医学诊断超声进行热疗消融检测的系统的一个实施方式的方块图。

### 具体实施方式

[0014] 在治疗过程中监视从多个成像模式(例如,应力、位移、后向散射功率,等)导出的声学信号。治疗靶标周围的组织温度可使用施加至这些信号的递归神经网络来监视。在可重复的绝对温度,输入至分类器的声学信号急剧地变化。信号特征中的可重复或可再生变化用作与细胞死亡关联的组织变化的声学特征。

[0015] 声学测温是相对(与绝对相反)温度评估方案并且被认为是在低时间增量( $\Delta T$ )(接近于 15-20 摄氏度时间增量)时能够更加精确。使用基于神经网络的技术,该范围增加。然而,温度误差随着时间增量增加,并且因此热剂量也随之增加。这意味着作为时间-温度积分的精确热剂量易于出错。机器学习技术精确地检测与伴随致死热剂量(蛋白质变性,等)的组织变化相关的多个信号中的阈值变化。

[0016] 在一个实施方式中,使用满足临床需要并且结合两种技术方法的优势的组。针对低时间增量提供声学测温以监视组织变化,结合机器学习方法以基于多个声学信号输入检测致死剂量。机器学习分类器(例如,神经网络)把多个信号作为输入,并输出相对温度评估,而另一机器学习分类器使用多个信号作为输入来检测组织从活的至热消融的转变。端点可以是硬二进制阈值(熟的、生的),或较软阈值例如作为 a% 完成。两种技术以支持从治疗开始经过致死剂量的完整热疗监视的方式组合。该应用可视化了感兴趣区域或体积内的组织温度连同消融区域的可视化。

[0017] 可以多种格式来处理 and 显示温度评估和消融检测数据。除了指导图像可视化之外,将发出给定剂量相对于目标剂量和关键结构的警报和警告。基于来自消融检测的输出可以自动进行治疗控制。

[0018] 图 1 示出了利用医学诊断超声进行热疗端点或消融检测的方法的一个实施方式。该实施方式涉及监视温度然后在细胞死亡发生时触发端点检测。检测组织消融。在其他实施方式中,在不监视温度的情况下(例如,没有动作 16 和 18)执行端点检测。

[0019] 另外,可提供不同的、或更少的动作。例如,在动作 20 中检测消融、趋势、或接近细胞死亡的百分比,而不是检测细胞死亡或消融端点。

[0020] 动作 16 的温度监视和 / 或动作 20 的组织死亡检测利用机器学习分类器来执行。提供单独的分类器。在其他实施方式中,针对两个输出训练一个分类器。而在其他实施方

式中,用于训练分类器的动作设置有或不设置有施加学习分类器的动作。

[0021] 以所示出的顺序或不同的顺序执行这些动作。这些动作在治疗期间执行。在整个治疗过程中重复这些动作。例如,在施加治疗前获得参考数据集。可针对初次迭代设定一个或多个参数,诸如设定通常用于患者的温度或患者内的组织类型。一旦热疗开始,重复这些动作以提供更新的测量值和生成的预测、评估、或检测。参数的变化可用作为具有或不具有其他参数的输入特征。输入参数、当前值、值的变化、或其他导出信息的时间历史可用于监视温度和 / 或检测组织死亡。当前评估温度、剂量、和 / 或组织死亡的检测可用于确定是否、何处、和 / 或在什么水平继续该治疗。在其他实施方式中,在后续复核过程中确定表示组织死亡的端点。

[0022] 在动作 12,获得来自经受热疗的患者组织扫描的超声数据。超声数据表征患者。医学诊断超声系统施加电信号至换能器,其然后将电能量转换为声能量以扫描患者区域。由用于接收扫描操作的换能器元件接收回声并转换为电信号。可使用任意类型的扫描、扫描格式、或成像模式。例如,谐波成像与或不与添加的造影剂一起使用。作为另一实例,使用 B 型、色流模式、频谱多普勒模式、M 型、或其他成像模式。

[0023] 从患者采集表示解剖信息的超声数据。超声数据表示患者的点、线、面、或体积。传输超声频率的波形,并接收回声。超声回声转换为电信号并波束成形以表示患者区域内的采样位置。可滤波或另外处理波束成形数据。可检测波束成形数据,诸如确定强度(例如, B 模式或反向散射功率或强度)。来自相同位置的回声信号序列可用于评估速度、变化、和 / 或能量。处理所传输波形的一个或多个谐波处的回声。对所检测的值进行滤波和 / 或扫描转换为显示格式。表征患者的超声数据是来自沿超声处理路径的任意点,诸如在波束成形前的信道数据、在波束成形后但在检测前的射频或同相和正交数据、所检测的数据、或扫描转换的数据。

[0024] 超声数据可以是预检测数据或可以是已检测数据。例如, B 型数据表征组织结构。作为另一实例,流数据指示与血管或血流相关的位置。可替代地或另外地,超声数据从已检测数据导出。例如,从散斑特性、回声强度、与组织结构匹配的模板、或其他处理来确定给定位置处的组织类型。作为另一实例,区域增长与 B 型数据或色流数据一起使用来确定超声数据表征血管或其他流体区域。可以确定当前解剖分布,诸如一系列所表征器官。实际数据和 / 或导出信息是将与分类器结合使用的参数。

[0025] 在动作 14,执行消融相关测量。处理器从超声数据导出信息。使用信道、波束成形的、和 / 或检测的超声数据,处理器导出信息用于输入至分类器。具有换能器的超声扫描器用于采集一些或全部超声数据,然后用于导出输入。超声数据自身可用作用于输入的信息。

[0026] 可从超声数据导出信息。可以使用任意组织特征相关测量值。例如,在细胞死亡后组织变得比较没有弹性。测量弹性可以指示组织死亡。温度相关测量值可直接或间接指示对应细胞死亡的温度,诸如 57 摄氏度。该测量值可以用于原始超声数据或从超声数据导出。

[0027] 可进行仅一次、或两次或多次测量。可针对一个区域中多个位置中的仅一个位置或每个位置进行测量。可使用全采样或稀疏采样。测量在一定时间上执行,但独立于先前测量。可替代地或另外地,可使用来自参照或任意先前(例如,最近)测量值的测量值的变化。

[0028] 在一个实施方式中,利用或不利用其他组织状态相关测量值来进行两次或多次超声测量。可导出不同类型的信息。超声测量可在治疗区域内和 / 或周围的多个不同位置上提供。可以使用任何使用超声的当前已知的或后续生成的测量值。在一个实施方式中,执行组织位移、声速、背向散射强度、以及所接收信号的归一化相关系数中的两个或多个,诸如全部四个。其他测量是可能的,诸如血管壁的扩张。可从超声数据中导出应力或其他弹性测量值。

[0029] 通过确定一维、二维、或三维中的偏移来测量组织位移。确定与绝对差或最高相关的最小和相关的位移。当前扫描数据关于诸如先前或初始扫描的参照数据集平移、旋转、和 / 或成比例。与最大或足够相似性相关的偏移确定为位移。使用 B 型或谐波模式数据,但是可以使用其他超声数据。针对一个位置计算的位移可用于完善另一位置的探查或探查区域。可使用其他位移测量值。

[0030] 通过对比加热前接收时间与加热期间接收时间来测量声速。传输脉冲。从给定位置返回回声的时间可用于确定从换能器到该位置并返回的声速。可使用任意孔径,诸如利用不同孔径独立地测量相同位置并进行平均。在另一实施方式中,信号是相关的。例如,在束成形后的同相和正交信号与参照信号是相关的。确定参照信号和当前信号之间的相位偏移。所传输波形的频率(即,超声频率)用于将相位差转换为时间或声速。可以使用声速的其他测量值。

[0031] 背向散射强度是 B 型或 M 型。确定回声信号包络的强度或能量。

[0032] 可测量所接收信号的归一化相关系数。在探测前的束成形数据,诸如同相和正交数据,是互相关的。在一个实施方式中,采集一个或多个参照样本。在治疗期间,采集后续样本。针对每个位置,诸如深度为三个波长的空间窗口限定用于相关的数据。该窗口限定长度、面积或体积。当前数据与窗口空间内的参照数据相关。在该窗口中针对该数据执行归一化互相关。随着采集新的数据,执行其他互相关。该相关性指示去相关的量。可导出相关或去相关的测量值。

[0033] 可测量任意组织状态相关声学 and 物理参数或参数变化。参数组合可用作为输入信息。其他测量值包括组织弹性、热应变、应变、应变率、运动(例如,位移或色流测量值)、剪切波速、剪切模量、速度、超声频谱特性、或反射功率(例如,背向散射截面)。

[0034] 所导出的信息反映组织上的治疗效果。该效果可与瞬时温度有关或可以是在特定剂量下施加热量的结果。这一效果可持续到热量移除之后。治疗效果和生物效应相关参数包括弹性(例如,声辐射力成像)、扩张(例如,从 B 型追踪确定)、收缩(例如,从 B 型追踪确定)、相位变化、水含量、流量或其他流体变化(例如,从多普勒信息确定的凝固)、和 / 或其他可测量的变化。

[0035] 可接收或导出其他治疗数据以用作分类器的输入。可使用治疗的强度或特征(例如,施加剂量)。可使用治疗数据参数的变化或历史。

[0036] 可采集临床或其他信息。例如,可从患者病历挖掘出遗传信息或其他组织相关数据。可使用有助于确定反映组织效果的信息的任意特征。

[0037] 所导出的信息可使用非超声模态。例如,使用热电偶、红外线、或其他传感器。传感器插入在患者中或扫描患者。作为另一实例,使用来自治疗处理设备的信息。测量或接收热处理的能量输出、剂量、或其他参数。

[0038] 可使用非实时测量值,诸如基线温度。可使用基于 MRI 针对区域内温度分布的测量值。可使用实时测量值,诸如与在施加热治疗至患者区域期间执行的超声测量相关的测量值。

[0039] 该信息用作为模型输入或用于计算输入至模型的值。所导出的信息设置用于一个或多个位置,例如针对二维或三维区域内所有位置从超声数据导出的信息。可替代地,所导出的信息通常与整个区域相关,诸如针对整个区域的一个剂量或能级。

[0040] 在可选动作 16 中,监视一个或多个位置处的温度。在热治疗期间进行监视。随着在患者组织中施加或生成热量,监视热焦点处或焦点周围的二维或三维区域内的温度。

[0041] 可使用任何侵入式或非侵入式温度监视。在一个实施方式中,使用对扫描的响应来监视温度。超声数据、所导出信息、其他超声数据、其他导出信息、或它们的组合可用于监视温度。例如,使用美国公开专利申请 2011/0060221 中公开的机器学习神经网络或其他评估函数来监视温度,其公开内容通过引入包含于此。训练用于评估许多位置处温度的分类器在治疗期间随时间输出温度评估。

[0042] 提供治疗监视的两个阶段。在治疗施加的第一个阶段,从治疗能量开始到接近细胞死亡,声学测温用作为评估量来评估并输出热能量分布的图像。这些空间温度评估确保用于治疗的能量被准确地聚焦,并且关键结构没有无意地加热。使用者可基于温度评估来做出调节和 / 或处理器可使治疗设备自动调节焦点、能量量值、能量在时间或空间上的分布、或基于所评估温度分布反馈的其他治疗特征。

[0043] 在治疗施加的第二阶段,检测器检测指示底层组织中细胞死亡的声学数据的变化和 / 或所导出的信息。由于温度评估在较高温度(例如,55 摄氏度或更高)变得较不可靠,并且用于治疗的期望温度可能会更高(例如,57 摄氏度或更高),实施第二阶段以在温度评估变得较不可靠后通知使用者或治疗系统估计何时将在一个或多个位置处发生细胞死亡。可替代地或另外地,消融可检测为完成的预测值或数量(例如,80%消融指示细胞 100%死亡)。

[0044] 在动作 18,动作 16 的监视切换至动作 20 的检测。一旦一个或多个位置处的温度达到某点,流量改变以识别细胞死亡或细胞死亡的百分比,而不是温度。在可替代实施方式中,温度评估和细胞死亡的检测都从开始施加治疗时执行。在其它可替代实施方式中,细胞死亡的检测由温度评估来触发,但一旦检测操作开始则温度评估持续而不停止。温度评估量和细胞死亡算法检测器或分类器可基于相同的基础结构(例如,训练一个分类器来检测两者)或可使用单独训练的分类器,其使用相同或不同的基础机器学习方法。细胞死亡的检测可依赖作为温度评估量的许多相同输入。由于治疗中适当点处温度输入连续转换,这些输入可用于检测细胞死亡。检测器算法可以是用于确定成功治疗消融的单独系统。

[0045] 任意温度可用于切换。例如,使用最高温度位置或焦点位置处到达 50、51、52、53、54、或 55 的温度。作为另一实例,使用 X 数量最高位置处的平均值,诸如在阈值以上 10 个最热位置的平均温度。在一个实施方式中,阈值是基于即将细胞死亡来设置。针对平均剂量(在一定时间上的量值),细胞死亡通常发生在 57 摄氏度附近。阈值设置为低 1 度或低几度。在能量施加率不同的位置,可使用不同的阈值。

[0046] 在动作 20,检测组织死亡的时间点。处理器应用分类器。信息的输入特征向量输入至分类器。处理器应用矩阵或其他分类器构造来输出组织死亡时间点。可替代地,可检

测细胞死亡的预测或百分比。

[0047] 在一个实施方式中,分类器是机器训练神经网络。通过处理器应用机器学习神经网络,输出一个或多个位置的细胞死亡的时间点或发生。利用神经网络或其他人工智能方法来基于输入信息的转换、变化、或状态来检测组织状态的转变。

[0048] 可使用各种分类器中的任意一种。可使用任意模型,诸如神经网络或分段线性模型。该模型基于理论或实验来编程或设计。在一个实施方式中,该模型是机器学习模型。从以地面实况标记的训练数据集训练该模型,诸如在一定时间上实际组织状态或在给定时间上组织状态相关的训练数据。例如,在一定时间上针对多个患者中的每个采集各种信息或接收数据。在热疗期间,组织状态由专家确定。组织状态或组织死亡与否是地面实况。通过一个或多个不同的机器学习过程,训练分类器来检测细胞死亡,其给出值和 / 或任意反馈。

[0049] 可使用任意机器学习算法或方法进行分类。例如,提供支持向量机(例如,2-范数 SVM)、线性递归、提高网络、概率提高树、线性判别分析、相关向量机、神经网络、它们的组合、或其他现在已知或以后开发的机器学习。机器学习提供矩阵或其他输出。利用已知结果从训练数据的数据集的分析导出矩阵。机器学习算法确定不同输入与结果的关系。该学习可仅选择输入特征子集或可使用所有可获得的输入特征。程序员可影响或控制使用哪些输入特征或其他训练性能。例如,程序员可将可获得特征限定为实时可获得信息。矩阵将输入特征与结果关联,提供用于分类的模型。机器学习使用一个或多个输入变量提供与结果的关系,这使得相互关系验证或生成不能简单地手动执行。

[0050] 该模型表示组织死亡相关信息的可能性。该可能性是组织正在死亡的可能性。输出与不同的可能组织状态相关的可能性范围(例如,双重死亡或非死亡,或三种或多种可能状态)。可替代地,输出具有最高可能性的组织状态。在其他实施方式中,输出组织状态或双重死亡或非死亡信息,而没有可能性信息。

[0051] 作为针对机器学习的备选,可使用手动编程分类器。该分类器可使用机器训练或其他过程来检验。

[0052] 针对特定患者的应用,检测基于信息输入。从一种或多种类型信息来检测细胞死亡的时间点或细胞死亡行进量。通过使用不同信息的类型,可提供更多精确分类。任意超声数据、从超声数据导出的信息、和 / 或非超声信息可包括在输入向量中。例如,检测响应应变、信号去相关、以及 B 型数据(例如,背向散射强度)的时间点。不同信息表示不同特征,诸如不同的弹性特征。作为另一实例,作为输入至检测算法的声学信号和从声学信号导出的信息包括应变、位移、背向散射功率、信号去相关、剪切波速度、任意其他组织弹性度量、或其他信息。

[0053] 组织状态相关信息和 / 或治疗数据应用至分类器。该信息或数据作为原始数据输入。可替代地,处理这些值(即,测量值和 / 或数据)并输入所处理的值。例如,空间上和 / 或时间上滤波这些值。作为另一实例,从这些值中计算不同类型的值,诸如从这些值确定方差、导数、归一化、或其他函数。在另一实例中,确定当前值和参考或先前值之间的变化。可使用在一个时间窗上的值的时间历史。这些值作为分类器的特征输入。

[0054] 分类器的输出可用作为输入。在施加热疗期间应用这些值。对于分类器的初次应用,反馈被参照组织状态所取代,诸如在开始或初始状态(即,健康或癌性的)的组织。对于分类器的进一步应用,先前的输出作为输入反馈,提供基于时间的分类器。由分类器输出

的组织状态信息作为信息的时间历史被反馈,诸如在一个或多个其他时间的组织状态。在热疗期间,更新所测量的或所接收的值(即,针对分类器的每次应用来输入当前值),但也可使用先前值。该反馈提供先前时间在该区域中组织状态或相关信息的评估空间分布。分类器的后续输出是超声数据或其他值和检测的先前输出的函数。值的时间历史可用作为输入,从而使得时间历史和组织状态的空间分布(例如,治疗效果相关参数)用作为分类器的特征。

[0055] 用于分类器应用的信息和/或数据输入表示不同时间。每次输入针对组织的值。分类器此时基于该值进行检测。分类器周期性地被应用以确定此时该组织的状态。可替代地,分类器使用在一段时间上从这些值导出的变化、趋势、或其他信息。分类器周期性地被应用以确定此时该组织的状态,但使用此时或其他时间的值。

[0056] 分类器检测组织死亡的时间点。检测组织状态的变性或其他变化的时间。在一定剂量后或响应给定温度的热疗引起细胞死亡,杀死组织。由于治疗不孤立于一点,针对多于一个位置检测组织的状态。对患者内一维、二维、或三维位置分布上的组织状态进行分类。对于每个位置,从活的至死亡组织的过渡被检测为端点。治疗可以继续,但组织死亡指示在该位置治疗无需继续。可提供消融接近或消融量的检测。

[0057] 分类器检测表示组织细胞死亡的输入特征向量的一个信号模式(signature pattern)或多个信号模式中的一个。使得温度测量较不可靠的输入信息的转变与治疗能量输送中断后所观察的(活体外)组织中的变化相一致。图2示出了治疗实验中使用的活体外牛肝脏组织的图像。通过高强度聚焦超声(HIFU)焦点的中心来对组织进行切片。图像中心的变干区域对应HIFU焦点。组织已经通过聚焦声功率的施加基本“变熟”。输入中可观察的变化与蛋白质变性和干燥相一致。治疗端点通过基础声信号中的可重复且可预测的变化、或作为与细胞死亡相关的组织变化信号的所导出信息来检测。

[0058] 以这种方式使用,神经网络或其他分类器是组织中物理状态转变的检测器。该转变被证实为与细胞死亡相关。例如,通过在43摄氏度下监视240当量分钟和/或通过组织病理学验证研究,该验证用作为针对训练的地面实况(ground truth)。图3示意了改变斜率的温度评估、始终线性的实际热电偶验证的温度、治疗(致死)剂量点(57摄氏度)、以及声学信号发生转变以使得温度分类从实际温度(同样57摄氏度)偏离的点。导致温度不精确的信号可用于检测组织状态。

[0059] 响应于特征输入,分类器输出组织状态。例如,分类器使用二维中的位移、二维中的弹性、二维中的归一化互相关系数、以及二维中的背向散射强度作为输入特征。分类器确定以二维分布的各位置的组织状态。分类器输出来自输入信息的组织状态或组织状态分布(即,在不同位置和/或时间的组织状态)。组织状态的分辨率可处于任意等级,诸如二态的(死亡或非死亡)。可替代地,输出其他组织状态相关信息,诸如状态变化。

[0060] 在动作22,指示至细胞死亡的过渡。输出细胞死亡的时间点。可使用任意输出。在一个实施方式中,输出图像。该图像显示组织状态的分布。组织状态可与其他信息一起显示,诸如评估温度。例如,颜色显示温度,而亮度或不同颜色用于显示死亡组织或组织状态。作为另一实例,组织状态设置为表示解剖结构的超声图像上的叠加层,诸如叠加在B型图像上。

[0061] 在其他实施方式中,该指示是针对使用者的以文本显示、可听见的声音、或其他输

出的警报。可以显示作为时间函数的、或沿一条线的组织状态的曲线图。可输出在不同时间的不同状态的可能性图表。

[0062] 该指示实时地提供或随着检测到转变而提供。输出是组织死亡的时间点。可替代地,该指示在检测后任意时间量提供或在检测前预测。该输出指示组织死亡的时间点,但可不在此时提供。

[0063] 在可替代或另外的实施方式中,时间点用于控制治疗。控制是手动的,诸如使用者基于组织状态信息来选择调节或热疗端点。可替代地,控制是自动的,诸如在一个或多个位置处达到组织状态时终止或改变治疗(例如,治疗的量值、焦点、或位置)。随着接近细胞死亡和组织变性,基于细胞死亡的检测和/或细胞死亡前的温度,剂量可以逐渐减少或增加。在其他实施方式中,来自治疗期间的或在治疗结束时的组织状态用于确定稍后时间的预后结果或治疗结果。

[0064] 图5示出了利用医学成像超声用于热疗消融检测的一个实施方式。消融端点是细胞死亡或转变至另一健康组织状态。检测消融,但治疗可以针对相同位置或其他位置继续。该系统执行上述图1中描述的方法或不同方法。

[0065] 超声系统包括发射波束成形器52、换能器54、接收波束成形器56、图像处理器58、显示器60、处理器62和存储器64。可使用其他系统。另外,可提供不同或更少的部件。例如,还可提供单独的检测器和扫描转换器。作为另一实例,提供单独的治疗换能器或治疗系统。

[0066] 变性或细胞死亡检测器不使用或使用来自超声数据的一个或多个输入特征。其他数据源包括传感器、治疗系统、或其他输入。这些装置或输入可提供至处理器62或存储器64。在一个实施方式中,由检测器使用的所有输入特征都从超声数据采集。

[0067] 系统10是医疗诊断超声成像系统。成像包括二维的、三维的、B型、多普勒、色流、频谱多普勒、M型、应变、弹性、或当前已知或以后开发的其他成像模态。超声系统10是全尺寸车载安装系统、较小的便携式系统、手持系统、或当前已知或以后开发的其他超声成像系统。在另一实施方式中,处理器62和存储器64是独立系统的部件。例如,处理器62和存储器64是工作站或个人计算机,其独立于超声系统操作或接与超声系统连接。作为另一实例,处理器62和存储器64是治疗系统的部件。

[0068] 换能器54是单一、一维、多维、或当前已知或以后开发的其他超声换能器。换能器54的每个元件是压电的、微机械的、电容膜超声换能器,或当前已知或以后开发的其他换能元件,用于在声能量和电能量之间转换。每一个换能器元件连接至波束成形器52、56,用于从发射波束成形器52接收电能量并响应声学回声为接收波束成形器56提供电能量。

[0069] 发射波束成形器12是一个或多个波形发生器、放大器、延迟、相位旋转器、乘法器、加法器、数模转换器、滤波器、它们的组合,以及当前已知或以后开发的其他发射波束成形器部件。发射波束成形器52配置在多个通道中以用于生成针对发射孔径的每个元件的发射信号。每个元件的发射信号相对于彼此被延迟并变迹,用于沿一条或多条扫描线路聚焦声能量。在发射事件期间针对一个或多个元件生成不同振幅、频率、带宽、延迟、频谱能量分布或其他特征的信号。

[0070] 接收波束成形器56配置为采集表示患者区域的超声数据。超声数据用于测量组织相关信息、采集信息、采集超声数据、和/或接收其他治疗数据。

[0071] 接收波束成形器 56 包括多个通道,用于独立地处理从换能器 54 的不同元件接收的信号。每个通道可包括延迟、相位旋转器、放大器、滤波器、乘法器、加法器、模数转换器、控制处理器、它们的组合,以及当前已知或以后开发的其他接收波束成形器部件。接收波束成形器 56 还包括一个或多个加法器,用于将来自不同通道的信号结合到波束成形信号中。还可以提供后续滤波器。可使用当前已知或以后开发的其他接收波束成形器。表示来自发射事件的声学回声的电信号传递至接收波束成形器 56 的通道。接收波束成形器输出同相和正交、射频或其他数据,它们表示扫描区域中的一个或多个位置。在检测前的通道数据或接收波束成形数据可由处理器 62 使用。

[0072] 接收波束成形信号随后由图像处理器 58 检测并用于生成超声图像。图像处理器 58 是 B 型 /M 型检测器、多普勒 / 流量 / 组织运动评估器、谐波检测器、造影剂检测器、频谱多普勒评估器、它们的组合、或当前已知或以后开发的其他设备,用于从接收的信号或超声数据生成图像。图像处理器 58 可包括扫描转换器。在扫描转换之前或之后的所检测或所评估的信号可由处理器 62 使用。

[0073] 显示器 60 是监视器、LCD、等离子、投影机、打印机、或其他当前已知或以后开发的显示设备。处理器 62 和 / 或图像处理器 58 生成显示信号以用于显示器 60。显示信号,诸如 RGB 值,可由处理器 62 使用。

[0074] 显示器 60 配置为显示代表热疗期间组织的图像,诸如 B 型组织图像。显示器 60 可替代地或另外地显示端点检测的警报或指示。可以显示消融发生的时间。可替代地,消融在到达端点处的任意位置指示为高亮。例如,检测器输出用于调制 B 型图像的颜色,诸如将细胞死亡的位置显示为红色。可使用消融的 A% 完成。在其他实施方式中,显示器 60 输出警报,诸如闪光警报指示细胞死亡的发生。可输出可听见的警报或指令。

[0075] 处理器 62 是控制处理器、波束成形处理器、通用处理器、专用集成电路、现场可编程门阵列、数字元件、模拟元件、硬件电路、它们的组合、以及其他当前已知或以后开发的用于处理信息的设备。

[0076] 处理器 62 配置有计算机代码、固件、和 / 或硬件,以检测变性或细胞死亡。检测区域中的细胞死亡。监视一维、二维、或三维区域中分布的位置。在或随着每个位置处发生细胞死亡时,处理器 62 检测该事件。处理器 62 实施机器学习分类器以检测细胞死亡。分类器是矩阵、算法、或它们的组合,用于基于一个或多个输入特征来评估。

[0077] 处理器 62 接收、请求、和 / 或计算输入至模型的特征的值。在一个实施方式中,一个或多个特征及对应值是超声数据的函数。来自超声数据的特征在细胞死亡时或恰在细胞死亡之前发生转变。转变的模式可用于检测细胞死亡。

[0078] 两个或多个不同类型的参数从超声数据导出。这些参数表示响应超声的不同组织特征,诸如去相关、位移、和背向散射密度。针对每个位置的每个参数提供单独值。应用每个参数的多重值来表示不同时间和 / 或位置处的特征。输入特征的值来自原始数据,诸如 B 型数据,或可计算得出,诸如使用追踪或相关。

[0079] 处理器 62 应用当前时间的值。这些值是当前测量、先前测量、或各测量之间的变化。在一个实施方式中,一个或多个特征是分类器的先前输出。使用基于时间的模型。初始输入可以是假定值,诸如在治疗开始前的没有细胞死亡或参照测量值。趋势或变化由反馈计算,允许热疗的可预测控制。反馈是原始输出的或者从先前的一个输出或多个输出计

算,诸如具有细胞死亡的邻近位置的特征。

[0080] 在另一实施方式中,处理器 62 配置为实现温度评估器。使用相同或不同的输入特征,温度评估器在热疗期间评估各个位置处的温度。温度评估器可使用一个特征,诸如声速。可替代地,温度评估器是机器学习分类器,其使用各个超声数据和 / 或导出的信息来评估温度。温度评估器的输出可用作细胞死亡检测器的输入特征和 / 或用于显示温度图,以监视治疗。

[0081] 存储器 64 是计算机可读存储介质,其具有存储在其中的数据,表示由可编程处理器可执行的指令,用于利用医学诊断超声进行热疗消融检测。用于实施本文所讨论的过程、方法和 / 或技术的指令设置在计算机可读存储介质或多个存储器中,诸如高速缓存器、缓存器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质。计算机可读存储介质包括各种类型的瞬态或非瞬态存储介质。附图中所示意或本文中所描述的各功能、动作、或任务响应存储在计算机可读存储介质中或其上的一组或多组指令而执行。各功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器、或处理策略,并且可通过单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。类似的,处理策略可包括多重处理、多任务处理、并行处理、等。在一个实施方式中,指令存储在可移动介质设备中用于由本地或远程系统读取。在其他实施方式中,指令存储在远程位置,用于通过计算机网络或通过电话线路传输。在又一些其他实施方式中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统中。

[0082] 尽管本发明在上文中已经参照各个实施方式进行了描述,应该理解的是能够在不偏离本发明范围的情况下做出许多改变和变形。因此目的是前面详细描述应当理解为示意性而不是限制性的,并且应该理解的是下面权利要求书,包括所有等同物,都旨在限定本发明的精神和范围。

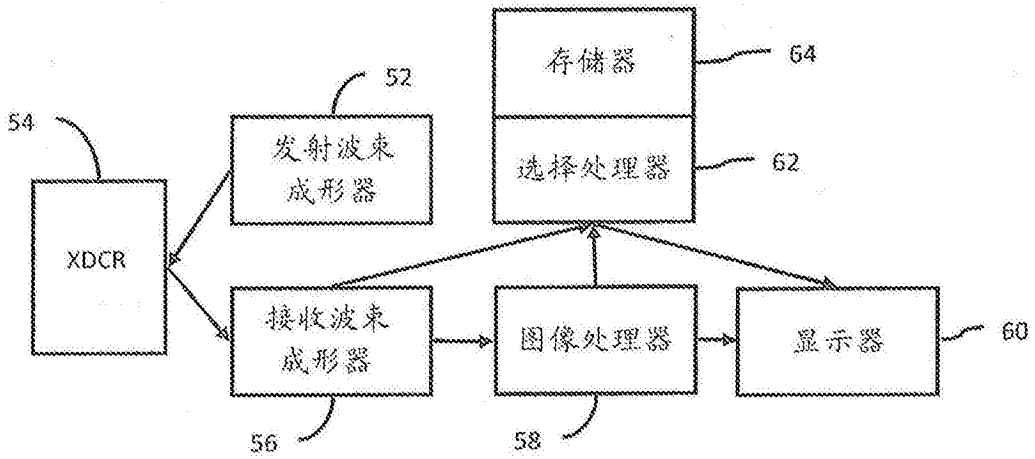


图 4

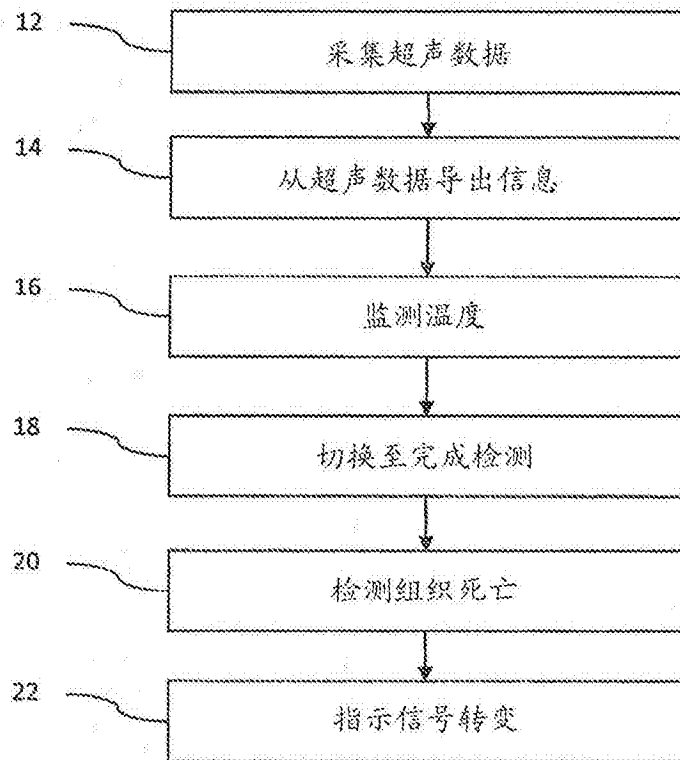


图 1

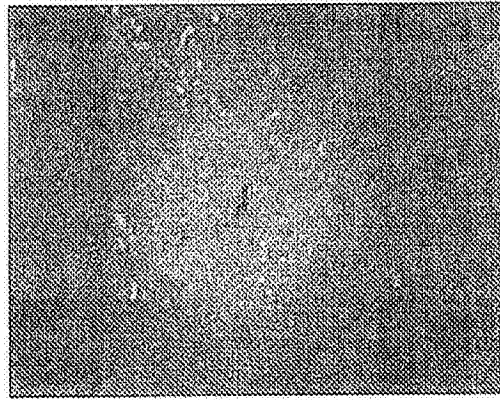


图 2

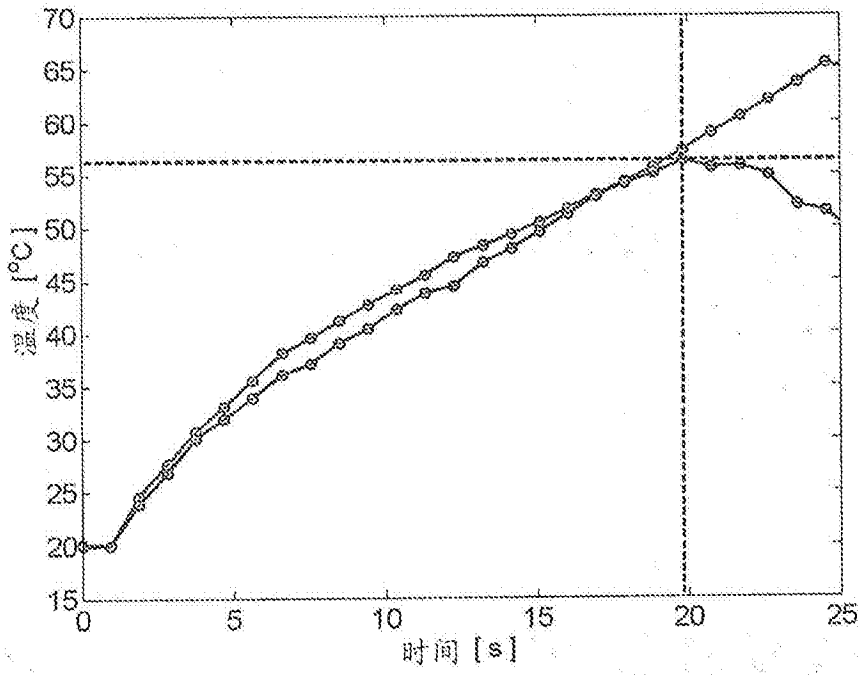


图 3

专利名称(译)	利用超声进行热疗消融检测		
公开(公告)号	<a href="#">CN105877779A</a>	公开(公告)日	2016-08-24
申请号	CN201510423919.6	申请日	2015-04-01
[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)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	S布伦克 S苏		
发明人	S·布伦克 S·苏		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B18/04 A61B8/485 A61B8/5223 A61B2018/00577 A61B2018/00791 A61B2018/00898 A61B2018/00982 A61B2090/378		
优先权	14/567946 2014-12-11 US 61/973668 2014-04-01 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

热疗消融检测(20)使用医学诊断超声。由于声学测量的信息在接近治疗完成时的温度处评估温度变得不可靠，该信息替代或另外地用于检测(20)指示充分治疗的组织状况，诸如检测(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，使用使得温度评估较不可靠的转变从组织转变角度来检测(20)治疗完成。

